

PŘÍRODOVĚDECKÁ FAKULTA UNIVERZITY PALACKÉHO V OLOMOUCI

KATEDRA OPTIKY

Měření defokusační křivky u nositelů multifokálních kontaktních čoček

Diplomová práce

VYPRACOVAL:

Veronika Pražáková

Obor N5345 Optometrie

Studijní rok 2017/2018

VEDOUCÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE:

Mgr. Lenka Musilová, DiS.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod vedením Mgr. Lenky Musilové, DiS. za použití literatury a dalších zdrojů uvedených v závěru práce.

Ve Velenicích 2. 4. 2018

Poděkování

Tímto bych chtěla poděkovat své vedoucí práce Mgr. Lence Musilové, DiS. za užitečné rady a připomínky, které mi během psaní poskytla, dále pak RNDr. Františku Pluháčkovi za odborné konzultace ke statistické analýze a v neposlední řadě panu Jiřímu Chrtkovi, který mi poskytl prostor pro vykonání experimentu.

Tato práce byla vypracována za podpory projektu IGA PřF UP v Olomouci s názvem Optometrie a její aplikace, č. IGA_PrF_2018_007 a IGA_PrF_2017_003.

Obsah

Úvod.....	6
1 Zrakové vady a presbyopie.....	7
1.1 Zrakové vady.....	7
1.2 Presbyopie	10
1.2.1 Akomodace.....	10
1.2.2 Příznaky, etiologie a korekce presbyopie.....	13
2 Korekce presbyopie pomocí kontaktních čoček.....	16
2.1 Monovision	16
2.2 Víceohniskové rotačně asymetrické kontaktní čočky.....	18
2.3 Víceohniskové rotačně symetrické kontaktní čočky	19
2.4 Princip multifokálních kontaktních čoček	22
2.5 Aplikace multifokálních kontaktních čoček.....	27
3 Měření zrakové ostrosti a defokusační křivky.....	31
3.1 Zraková ostrost.....	31
3.2 Optotypy.....	33
3.3 Měření zrakové ostrosti.....	35
3.4 Defokusační křivka	36
4 Experimentální měření defokusační křivky u nositelů multifokálních kontaktních čoček	40
4.1 Cíle	41
4.2 Metodika výzkumu.....	41

4.3	Výsledky	43
4.4	Diskuze.....	46
	Závěr	49
	Přílohy.....	54

Úvod

Presbyopie je oční vada, se kterou se v průběhu svého života setká převážná většina populace. A tak se neustále vymýšlí, jak tuto vadu nejefektivněji a nejelegantněji vyřešit. Presbyopická korekce může být v podobě brýlí, kontaktních čoček, chirurgického zákroku či jejich vzájemné kombinace. Z počátku se jednalo pouze o jednoohniskovou neboli monofokální korekci, následně k ní přibyla bifokální a v současné době kraluje této oblasti korekce víceohnisková neboli multifokální.

V oblasti optometrie, oční optiky a oftalmologie člověk od slova multifokální, ať už ve spojení s brýlovou korekcí, kontaktní čočkou nebo umělou nitrooční čočkou, očekává ostré vidění na všechny vzdálenosti. Ale je to opravdu tak? Můžeme od multifokálních kontaktních čoček očekávat stejnou úspěšnost jako od multifokálních brýlových čoček? Toto byly otázky, které mě přivedly na myšlenku prozkoumat zrakovou ostrost u nositelů multifokálních kontaktních čoček. Jako vhodná metoda zkoumání se hned od začátku jevila defokusační křivka, která nám poměrně rychle a jednoduše podá obraz o zrakové ostrosti na všechny vzdálenosti, aniž bychom museli upravovat vyšetřovací vzdálenost. Navíc se tato metoda úspěšně používá u hodnocení funkce implantovaných multifokálních nitroočních čoček, což přispívá k přesvědčení o dosažení zdárných výsledků při analýze multifokálních kontaktních čoček. Zároveň fakt, že do data vydání této diplomové práce zatím neexistovala jiná studie, která by touto metodikou zjišťovala funkci multifokálních kontaktních čoček, je výzvou pro mě samotnou.

Diplomová práce je rozdělena do dvou částí. První teoretická část podává základní fakta o zrakových vadách s důrazem na presbyopii. Následně se zabývá možnostmi presbyopické korekce kontaktními čočkami a informuje o principu a aplikaci multifokálních čoček. Poslední teoretická kapitola je zaměřena na měření zrakové ostrosti a jejího využití pro měření defokusační křivky. Experimentální část této práce je pak vlastní výzkumná studie zabírající se porovnáním defokusačních křivek u lidí nosících jednoohniskovou brýlovou korekcí nebo multifokální kontaktní čočky. Naleznete zde metodiku měření, výsledky a závěrečnou diskuzi.

1 Zrakové vady a presbyopie

Lidské oko je párový orgán umožňující člověku vidět. Jakožto optický systém složený z několika lomivých ploch a optických prostředí vykazuje i řadu optických vad. Populaci nejvíce trápí krátkozrakost, dalekozrakost, astigmatismus a v pozdějším věku presbyopie.

1.1 Zrakové vady

Emetropie je stav oka bez jakékoli refrakční vady. V oku postrádajícím jakoukoli refrakční vadu se vzdálený obraz zobrazí na sítnici ostře bez použití akomodace. Ametropické oko je oko s nějakou refrakční vadou. Mezi refrakční vady patří myopie, hypermetropie, astigmatismu. Blíže si je popíšeme v následujícím textu. [2]

Myopie

Myopie je vada, při které se paralelní paprsky dopadající do oka fokusují před sítnicí. A tedy daleký bod akomodace (neboli bod, který se zobrazí ostře při minimální akomodaci) leží vždy v konečné vzdálenosti před okem. Nejčastější příčinou myopie je větší axiální délka oka nebo kratší ohnisková vzdálenost celkového optického systému oka. Projevuje se rozmazaným viděním do dálky a relativně dobrým viděním na blízko. Někteří myopové dokonce nemusí do blízka bez korekce ani akomodovat. Krátkozrakost korigujeme nejslabší zápornou korekční čočkou, která zlepší vidění. Podle dioptrií lze myopii klasifikovat na lehkou (do -3,0 D), střední (-3,0 D až -6,0 D), vysokou (-6,0 D až -10,0 D) a těžkou (vyšší jak -10,0 D). Progresivní myopie je často doprovázena i degenerativními změnami. Myopové v presbyopickém věku řeší zrakové obtíže na blízko většinou sundáním brýlí, což je ale pohodlné jen pro lehkou až střední myopii. Protože u vyšších dioptrií leží daleký bod příliš blízko před obličejem. [2]

Hypermetropie

U hypermetropie se paralelní paprsky procházející okem protínají za sítnicí. Daleký bod akomodace je imaginární a leží za retinou. Etiologie je obdobná jako u myopie, a to buď kratší axiální délka oka, nebo větší optická mohutnost v porovnání s emetropickým okem. Hypermetropie se skládá z latentní a manifestní, která se dále

ještě dělí na fakultativní a absolutní. Absolutní se projevuje rozmazaným viděním, fakultativní vyžaduje zvýšené akomodační úsilí a velmi často ji prozradí astenopické potíže. Latentní hypermetropie je trvale kompenzována tonickým napětím ciliárního svalu. Zraková ostrost na dálku se odvíjí od amplitudy akomodace. Mladí hypermetropové mající nízkou vadu a výši amplitudy akomodace kolem 10 D, zvládnou svou refrakční vadu vykorigovat akomodací a dosahovat vízu 1,0 zpravidla i vyššího. Nicméně starší hypermetropové, jejichž akomodace již ochabuje, mívají problémy s ostrým viděním i do dálky. Zraková ostrost na blízko v tomto případě závisí na velikosti hypermetropie, amplitudě akomodace a pracovní vzdálenosti. Většinou však potíže na blízko začínají u dalekozrakých jedinců dříve než u emetropů či myopů, a to proto, že jejich potřeba akomodovat je zvýšena, a tudíž jsou citlivější i na menší úbytek akomodace. Dalekozrakost korigujeme nejsilnější kladnou korekční čočkou, která ještě nezhorší vidění. [2]

Astigmatismus

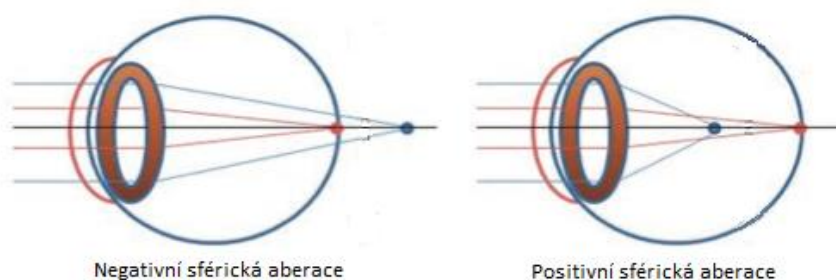
Astigmatismus je oční vada, při které se bod nezobrazí jako bod, ale jako dvojice úseček, což je způsobeno měnící se optickou mohutností v různých meridiánech optického systému oka. U pravidelného astigmatismu lze nalézt právě dva meridiány s maximální a minimální optickou mohutností, jež jsou na sebe kolmé. U nepravidelného astigmatismu nelze nalézt tyto dva na sebe kolmé řezy. Ve většině případů se jedná o rohovkový astigmatismus, nicméně i čočka se na astigmatismu může podílet. Většina rohovek vykazuje strmější vertikální poloměr křivosti než horizontální, a proto je tehdy astigmatismus označován jako „podle pravidla“, v opačném případě se nazývá „proti pravidlu“. Leží-li meridiány mezi 30° a 60°, jedná se o astigmatismus „šikmých paprsků“. Podle polohy fokál, jež zobrazují bod, dělíme astigmatismus na jednoduchý myopický (jedna fokála před sítnicí, druhá na sítnici), jednoduchý hypermetropický (jedna fokála za sítnicí, druhá na ní), složený myopický (obě fokály před sítnicí), složený hypermetropický (obě fokály za sítnicí) a v neposlední řadě smíšený (jedna fokála před a druhá za sítnicí). Astigmatismus korigujeme pomocí torických (cylindrických) čoček. [2]

Na výsledném zrakovém vjemu se z menší části podílí i aberace vyšších řádů, jež se na oku jako na optické soustavě vyskytují. A proto se o nich v následujícím odstavci stručně zmíníme.

Aberace vyšších řádů

Hovoříme-li o aberacích vyšších řádů, míníme tím vady optického systému, které jsou složitějšího charakteru než výše tři zmiňované. Deformují světelnou vlnoplochu ještě jinak než změnou sklonu vlnoplochy, změnou polohy ohniska vůči sítnici nebo změnou zakřivení vlnoplochy v různých řezech. Výskyt aberací vyšších řádů v populaci je velmi individuální stejně jako podíl jejich vlivu na zrakové funkce, zejména tedy na zrakovou ostrost a kontrastní citlivost. Míra aberací se odvíjí od anatomie oka. Závisí jak na šířce zornice, tak i na tom, zda geometrický střed pupily splývá s optickým středem oka. Nejvýznamněji zrakový vjem ovlivňují aberace 3. a 4. řádu, kam řadíme trefoil, kómu, sférickou aberaci, tetrafoil a sekundární astigmatismus. Vliv aberací ještě vyšších řádů, kam patří např. pentafoil a sekundární kóma, je zanedbatelný. [1, 34]

Sférická aberace (SA), známá též pod pojmem otvorová vada, nabývá nejvýznamnějších hodnot, a proto si ji teď podrobněji popíšeme. Její charakteristikou je to, že se neparaxiální paprsky lámou více či méně než paraxiální. V oku to pak vypadá následovně. U kladné SA jsou okrajové paprsky soustředěny před sítnicí a paprsky ležící blízko optické osy se fokusují přímo na sítnici. U záporné SA jsou periferní paprsky soustředěny za sítnicí a centrální paprsky opět dopadají přímo na sítnici. Optický systém oka často vykazuje kladnou SA. Avšak rohovka se směrem do periferie oplošťuje, čímž vzniká vlastní korekční mechanismus oka, který navozenou sférickou aberaci snižuje. [26]



Obrázek 1 - Princip sférické aberace v oku. Paraxiální paprsky se fokusují na sítnici [6]

S přibývajícím věkem dochází k postupnému zvětšování aberací vyšších řádů, na čemž se asi 10krát více podílí čočka než rohovka. Například SA se díky tomu stává více kladnou, a tím se zvětšuje hloubka pole (viz níže), což by se dalo považovat za takovou

„fyziologickou adaptací“ na úbytek akomodace, avšak společně s nárůstem sférické aberace rostou i ostatní optické vady, tudíž výsledný vjem není tak jednoznačný. [25]

1.2 Presbyopie

Presbyopie představuje fyziologickou věkem podmíněnou ztrátu akomodace. Z toho důvodu se práce nejprve zaměří na akomodaci a pak se bude věnovat samotné presbyopii. [8]

1.2.1 Akomodace

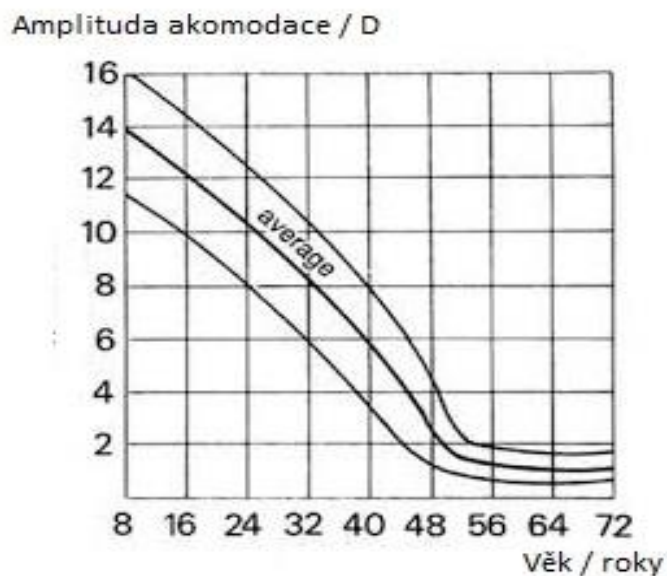
Akomodace je proces, během něhož je čočka schopna měnit svou optickou mohutnost v závislosti na změněvergence dopadajícího světla čili na vzdálenosti předmětu před okem. [2]

Vlastní akomodace se skládá z několika složek:

- a) *Reflexní* – založena na rozmazaném sítnicovém obrazu
- b) *Proximální* – funguje na odhadu vzdálenosti pozorovaného předmětu
- c) *Konvergenční* – navozená konvergenčním pohybem očí
- d) *Tonická* – lehce myopický refrakční stav oka při absenci akomodačních podnětů.
- e) *Volní* – navozená vlastní vůlí. [2, 8]

Akomodace je charakterizována amplitudou akomodace AA neboli akomodační šíří. Ta udává, o kolik dioptrií je oko schopno změnit svou optickou mohutnost. Akomodační interval je převrácená hodnota AA a představuje oblast, kde oko vidí ostře čili oblast mezi dalekým a blízkým bodem akomodace. Je-li člověk emetrop nebo nosí správně stanovenou korekci, daleký bod leží v nekonečnu a tedy $AA = -A_P$. Kdy bod P je bod na optické ose, jež se na sítnici zobrazí ostře při maximální akomodaci neboli blízký bod akomodace. [7, 8]

Amplitudu akomodace lze chápat jako míru maximálního zaostření. Úbytek šíře akomodace v závislosti na věku popisuje graf 1. Orientačně lze hodnotu amplitudy akomodace vypočítat ze vztahu $AA = 18,5 - (0,3 \times V\check{e}k) D$.



Graf 1: Závislost amplitudy akomodace na věku [33]

Klesne-li akomodační amplituda pod hodnotu 4,00 D včetně, považují to někteří autoři za klinickou definici presbyopie. Existuje několik způsobů měření AA. Měření probíhá vždy s korekcí do dálky. Metoda „push-up“ obnáší přibližování čtecí tabulky směrem k obličejí do té doby než se text probandovi (jež sleduje nejmenší řádek, který přečte z obvyklé čtecí vzdálenosti) rozmaže. Vergencí této vzdálenosti v metrech získáme dioptrickou hodnotu AA. Obdobou této metody je „push-down“, přičemž zde se tabulka oddaluje od nosu, až se text zaostří. Při metodě „rozptylky“ je čtecí tabulka umístěna ve vzdálenosti 40 cm od pacienta, postupně se předsazují rozptylky (krok po -0,25 D), dokud se text nerozmaže. Amplituda akomodace se pak rovná rozdílu hodnoty +2,5 D a hodnoty předsazené čočky. U presbyopů můžeme předsadit adici a následně ji ve výpočtu odečíst, naopak u dětí se z důvodu velmi dobré akomodace předsazuje navíc -3,00 D. [7, 8]

Amplituda akomodace je významně ovlivněna též refrakční vadou. Myop má sníženou potřebu akomodace, tudíž slaběji vyvinutý ciliární sval a z toho vyplývá i slabší amplituda akomodace. Naopak hypermetrop má ciliární sval více vyvinutý, neboť zvýšenou akomodační často koriguje část nebo i celou vadu. Proto i amplituda akomodace může být u hypermetropa větší. Přesný mechanismus akomodace nebyl ještě nikdy zcela exaktně vysvětlen. Existuje několik teorií, které se vzájemně doplňují, některé se ale i vylučují. [9]

K nejznámějším teoriím patří **Helmholtzova**, která předpokládá, že čočku tvoří měkké (poddajné) tělo a elastické pouzdro. Během stavu bez akomodace čočku drží napjatá zonulární vlákna, která jsou připevněna k ciliárnímu tělesu. A tudíž je čočka oploštělá. V případě, že se ciliární tělísko kontrahuje, vlákna se povolí, čočka se vyklene a navýší svou optickou mohutnost. Příčinu presbyopie pak hledá v tuhnutí hmoty čočky. **Tcherningova** teorie vychází z Helmholtzovy a předpokládá tuhé jádro a elastický obal, navíc dodává, že se při akomodaci pohybuje sklivec dopředu a mírně tlačí na čočku. **Finchanova** teorie doplnila Helmholtzovu o poznatek, že pouzdro je tlustší v přední části než na zadní straně a také v blízkosti ekvátoru, rovněž má odlišnou tuhost v různých místech. **Schacharova** teorie předpokládá, že se čočka při akomodaci vyklene centrálně a v periférii se oploští, a to díky tomu, že při stahu ciliárního svalu se stáhnou centrální zonulární vlákna a periferní se povolí. Zatímco při uvolnění akomodace se přední a zadní zonuly napnou a střed se povolí. Colemanova teorie přináší jiný pohled. Akomodace je otázkou tlakového gradientu mezi přední oční komorou a sklivcovým prostorem. Stahem ciliárního tělíska klesne tlak v přední komoře, a naopak tlak ve sklivcovém prostoru vrostne, v důsledku toho se čočka posune vpřed. Nejaktuálnější teorií je **Goldbergova** teorie, jež hovoří hlavně o aktivitě zonulárních vláken, především těch zadních, které spojují sklivec s ciliárním tělískem a při kontrakci posouvají čočku mírně vpřed. [1, 2, 10, 11, 12]

Při pohledu do blízka pozorujeme takzvanou triádu do blízka: akomodaci, konvergenci a myózu. Z výše uvedených teorií a dalších odborných prací vyplývá, že schopnost zaostřit v sobě zahrnuje několik procesů: změna poloměru zakřivení rohovky, axiální posun nitrooční čočky směrem k duhovce, mírný pokles čočky, nepatrný posun choroidey vpřed, změna axiální délky oka, majoritní podíl má však změna optické mohutnosti nitrooční čočky. Změny v parametrech čočky se patrněji projevují na její přední ploše. S akomodací se zmenšuje radius obou ploch čočky. Díky tomu, že přední část pouzdra je elastičtější, přední plocha se vyklenuje více než zadní. Zajímavé však je, že ačkoli poloměr zakřivení zadní plochy se změní zhruba o třetinu toho, co se změní radius přední plochy, přírůstek optické mohutnosti činí přibližně polovinu příspěvku přední plochy. Tento fenomén je zapříčiněn tím, že přední plocha čočky je plošší a zadní strmější. Kontrakce ciliárního tělíska je zajišťována parasympatickými vlákny se sídlem v Edinger-Westphalově jádře.

1.2.2 Příznaky, etiologie a korekce presbyopie

Jak již bylo výše zmíněno, presbyopie označuje fyziologickou ztrátu schopnosti zaostřit na blízké předměty, tedy ztrátu akomodace, jež je způsobená věkem. Zpravidla se začíná objevovat během páté dekády života. [8]

Nejčastěji si presbyopové stěžují na rozmazané vidění na čtení, pomalé zostření při změně vzdálenosti, bolesti hlavy či očí během/po práci do blízka. Obtížné je pro ně čtení za nízkého osvětlení a trápí je „krátké ruce“, což je příznakem vzdalujícího se blízkého bodu akomodace od oka. [13]

Existují dvě hlavní teorie vzniku presbyopie. První tvrdí, že na vzniku presbyopie se podílí pouze nitrooční čočka. S přibývajícím věkem ztrácí schopnost měnit svůj tvar. Zatímco druhá teorie udává příčinu v postupně se oslabujícím ciliárním svalu. Někteří autoři však uvádí vliv i dalších očních struktur jako například choroidey, duhovky či samotných zonulárních vláken. Z čehož se dá soudit, že presbyopie je multifaktoriální jev, přičemž věkem podmíněné tuhnutí čočky má nejzásadnější vliv, což koresponduje s faktem, že na akomodaci se nejvíce podílí nitrooční čočka, viz výše. [8]

Úbytek akomodace na blízko lze korekčně vyřešit pomocí kladného dioptrického přídavku takzvané adice. Hodnota adice závisí na zbytku amplitudy akomodace a pracovní vzdálenosti, čím blíže je k oku, tím je vyžadován vyšší dioptrický přídavek. Pro správné stanovení adice je tedy nutné znát přesnou refrakci, AA a pracovní vzdálenost konkrétního pacienta. [8] Stanovit adici lze několika způsoby:

a) Výpočet adice pomocí AA a pracovní vzdálenosti

$$add = \left(\frac{1}{\text{pracovní vzdálenost}/m} \right) - \left(\frac{2}{3} \right) \times AA, \text{ pro mladé presbyopy,} \quad (1.1)$$

$$add = \left(\frac{1}{\text{pracovní vzdálenost}/m} \right) - \left(\frac{1}{2} \right) \times AA, \text{ pro ostatní.} \quad (1.2)$$

b) Podle věku pacienta

Tabulka 1 - Hodnoty adice v závislosti na věku a pracovní vzdálenosti. [13]

Adice v závislosti na věku a pracovní vzdálenosti		
<u>Věk / roky</u>	<u>Pracovní vzdálenost</u>	
	33 cm	40 cm
45	+1,25 D	+0,75 D
50	+1,75 D	+1,25 D
55	+2,25 D	+1,75 D
60+	+2,50 D	+2,00 D

c) Metodou zkříženého cylindru

Pacient sleduje čárový kříž v jeho pracovní vzdálenosti. Binokulárně otáčíme zkřížené cylindry v osách 90° a 180°, přičemž se mění kontrast mezi horizontálními a vertikálními liniemi. Předsazujeme spojky do té doby, než se kontrast mezi liniemi vyrovná nebo se bude pravidelně střídát.

d) Červeno-zelený test

Pacient sleduje červeno-zelený test s černými znaky v jeho pracovní vzdálenosti. Postupně předkládáme pozitivní čočky, až se znaky zaostří a budou stejně černé, případně lehce černější v zelené.

e) Dynamická skiaskopie

Proband fixuje text v jeho pracovní vzdálenosti a vyšetřující pomocí skiaskopu hledá neutrální reflex. Adice se rovná kladné hodnotě předsazené čočky, při níž došlo k neutralizaci.

f) Empiricky

Pacient sleduje čtecí tabulku v jeho pracovní vzdálenosti. Předkládáme spojné čočky, dokud se vízus zlepšuje. V situaci, kdy +0,25 D už nezlepší ostrost a -0,25 D ji zhorší, je docíleno optimální adice. [8]

Presbyopii korigujeme brýlemi, kontaktními čočkami, chirurgickým zákrokem, či jejich kombinací. Brýlová korekce spočívá v jednoohniskových, bi/trifokálních, multifokálních či kancelářských (multifokální princip) brýlových čočkách. Oční chirurgie zahrnuje laserové zákroky na rohovce či výměnu nitrooční čočky. Korekci pomocí kontaktních čoček se budeme podrobněji věnovat v následující kapitole. [8]

2 Korekce presbyopie pomocí kontaktních čoček

V současné době se kontaktních čoček (dále jen KČ) využívá stále častěji. Primární funkce KČ je korekční, kam spadá i korekce presbyopie. Stále populárnější jsou ale i barevné KČ, jež mění nejen barvu duhovky, ba i kryjí rohovkové leukomy či jiné deformace. Pro tyto vlastnosti získaly označení jako kosmetické. V očním lékařství se s KČ setkáme jak při terapii některých očních onemocnění, tak i v podobě diagnostickým KČ. Poněvadž doba jde dopředu, vymýšlí se i spousta inovativních použití kontaktních čoček, mezi která patří orthokeratologie neboli oploštění rohovky pomocí pevných KČ, ChromaGen označující barevné filtry používající se při poruchách barevného vidění nebo dyslexii, či prototyp „chytrých“ KČ. [20, 22]

Korekce presbyopie pomocí kontaktních čoček nabízí následující možnosti:

1) Jednoohniskové KČ

- A. korekce do dálky + čtecí brýle (adice měřena s KČ)
- B. korekce na blízko + brýle na dálku (redukce měřena s KČ)

2) Monovision

3) Víceohniskové KČ

- A. rotačně asymetrické - se segmentem – bifokální, trifokální
- B. rotačně symetrické - koncentrické – koncentrické bifokální, multizonální asférické a difrakční KČ [5]

Každá metoda má své výhody a nevýhody. Je zřejmé, že jednoohniskové KČ, v kombinaci s brýlemi do blízka, jsou nejjednodušší a nejlevnější variantou, která nabízí nejkvalitnější a nejstabilnější vidění, nicméně nevyhovuje v situacích, kdy je požadováno brýle zcela vyloučit. Výhodou této varianty také je, že prizmatická korekce v případě binokulárních potíží do blízka lze řešit právě v brýlích. V ojedinělých případech nositelům může vyhovovat i obrácená varianta, a to korekce na čtení v kontaktních čočkách doplněná brýlemi na dálku. [2, 5, 21]

2.1 Monovision

Monovision je metoda, kdy na jednom oku je naaplikována KČ s požadovanou korekcí na dálku a na druhém do blízka. Tento postup je založen na principu centrální suprese oka, jež vnímá méně ostrý obraz. Ve srovnání s brýlovou korekcí tato metoda

zaznamenává lehké snížení zrakové ostrosti do dálky a téměř nulové do blízka, taktéž redukcí stereopse, avšak míra poklesu je individuální. Nositele nejvíce obtěžuje oslnění od protijedoucích aut. I přes tyto nevýhody, je metoda monovision velmi dobře akceptována (mezi 67 a 86 %). Nejlépe vyhovuje presbyopům s vysokými nároky na vidění do blízka. Bohužel neexistuje žádný test, který by okamžitě určil, zda bude monovision akceptována. K úspěchu však napovídá podobný binokulární vízus jako s brýlovou korekcí, minimální snížení kontrastní citlivosti a stereopse a žádné astenopické potíže. Je nezbytné, aby astigmatismus vyšší než 0,75 D byl vždy vykorigován. Někteří nositelé si na řízení pořizují brýle se zápornou hodnotou adice na oku, které nese korekci na blízko, aby docílili kvalitního binokulárního vidění. Tato metoda dobře funguje u mladých presbyopů s adicí do +1,5 D. Monovision je velmi flexibilní, přičemž umožňuje spoustu modifikací. Obvykle se na dominantní oko aplikuje KČ s korekcí na dálku a nedominantní oko se koriguje na blízko, přičemž výrobci doporučují pracovat se senzoricou dominantí. Někteří autoři (Petrová) doporučují korigovat více hypermetropické (méně myopické) oko na dálku, a méně hypermetropické na blízko. Jiní zas doporučují první dva týdny nosit korekci na dálku na jednom (dejme tomu na pravém) a na blízko na druhém (levém) a další dva týdny to vyměnit, přičemž z kontrolních měření a subjektivních pocitů se zvolí optimální varianta. [5, 8, 20]

Částečná monovision koriguje dominantní oko plně na dálku a nedominantní se lehce podkoriguje na blízko. Vyhovuje to především mladým presbyopům, jelikož mají parciálně zachovanou akomodaci; dále těm, kteří mají nižší nároky na čtení, případně preferují střední vzdálenost. Navíc tento způsob zvyšuje toleranci i u nositelů s vyšší adicí oproti ryzí monovision. [5]

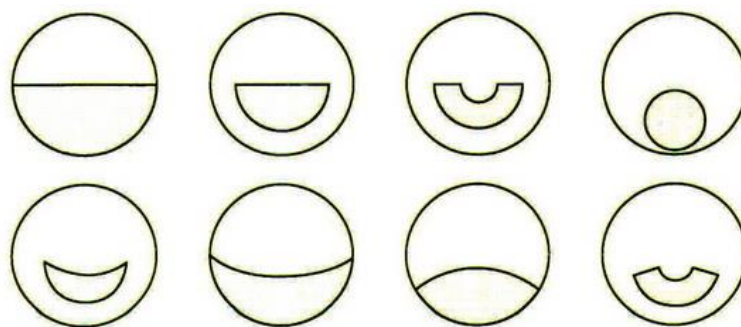
Rozšířená monovision zahrnuje korekci dominantního oka jednoohniskovou KČ na dálku a nedominantního multifokální/bifokální KČ. Tento postup zlepšuje binokulární a prostorové vidění. Velmi často nedominantní oko vyžaduje silnější přídavek na blízko, toho se v tomto případě docílí přidáním +0,5 D až +0,75 D k optické mohutnosti na dálku multifokální/bifokální KČ. V této aplikaci neexistují striktní pravidla a úpravy jsou velmi individuální, setkáme se například i s monofokální KČ s optickou mohutností určenou na blízko na dominantním oku a s multifokální/bifokální KČ na nedominantním a dalšími alternativami. [5]

Modifikovaná monovision obnáší pozměnění optické mohutnosti KČ. Např.: přidání záporné hodnoty k refrakci na dominantním oku a kladné hodnoty na nedominantním oku, nebo na zvolení rozdílné adice na každém oku, či u multifokálních KČ volíme na dominantní oko design s centrem na dálku a na nedominantní oku s centrem na blízko, viz kapitola 2.3. [5]

K nevýhodám monovision patří nízký kontrast, malá hloubka ostrosti a nedostatečná zraková ostrost na střední vzdálenost. Dále platí čím větší adice, tím obtížnější adaptace. [23]

2.2 Víceohniskové rotačně asymetrické kontaktní čočky

U rotačně asymetrického designu většinu plochy KČ zaujímá korekce na dálku, v dolní polovině se pak nachází segment s korekcí na blízkou vzdálenost. Tyto dvě části jsou převážně vodorovně rozděleny, ve výjimečných případech i jinak viz obrázek 2. Část na blízko může být ve formě výlisku jako u bifokálních brýlových čoček, nebo je adice docílena změnou indexu lomu v oné oblasti. Některé KČ mohou obsahovat i oblast pro střední vzdálenost. V primární pozici (pohled do dálky) je před zornicí horní část s korekcí na dálku. Při čtení (při pohledu dolů) se před zornicí dostane spodní část s korekcí na blízko. Z výše uvedeného vyplývá, že u tohoto typu je velmi důležitá pozice, stabilita a pohyb KČ. Nejčastěji je realizován pevnou bifokální KČ. [5, 8]



Obrázek 2 – Bifokální kontaktní čočky. Varianty segmentu. [24]

2.3 Víceohniskové rotačně symetrické kontaktní čočky

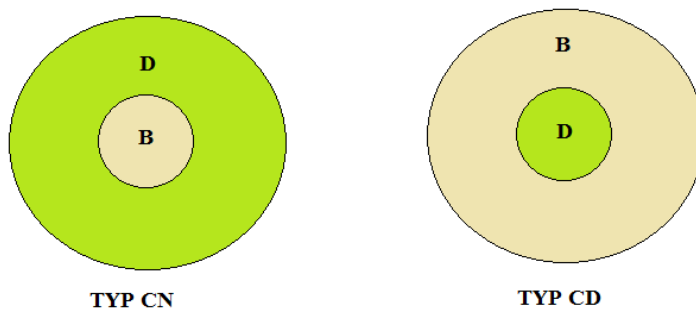
Optické mohutnosti víceohniskových rotačně symetrických KČ jsou kruhově rozmístěny po ploše čočky. Tato symetrie umožňuje, aby se před zornicí v jednom momentě nacházela korekce na dálku i na blízko. To znamená, že vzdálené i blízké (případně i středně vzdálené) předměty se zobrazují na sítnici zároveň. V reálu to pak vypadá tak, že v jednu chvíli jedna zóna vytváří ostrý obraz a druhá způsobuje zamlžení. Tento způsob se spoléhá na to, že zrakový systém si vybere vždy ten ostřejší obraz a rozmazaný potlačí. Zamlžený obraz ale i tak působí na zrakový vjem tím, že snižuje kontrast. Kvalitu vidění výrazně ovlivňují světelné podmínky - respektive velikost pupily. Výhodou těchto rotačně symetrických KČ je, že nezávisí na rotaci. Mezi tento typ KČ zahrnujeme koncentrické bifokální, multizonální, asférické a difrakční KČ. [5, 8]

1) *Bifokální koncentrický typ:*

Obsahuje dvě kruhové zóny, přičemž jedna je s korekcí na dálku a druhá na blízko.

A. Centrální zóna na blízko – periferie na dálku

B. Centrální zóna na dálku – periferie na blízko [5]



Obrázek 3 – Zleva bifokální KČ s centrem na blízko, vpravo bifokální KČ s centrem na dálku

Filozofie tohoto provedení vychází z fyziologických změn velikosti zornice, jež souvisí se světelnými podmínkami, dále s tzv. triádou do blízka (viz kapitola 1.2.1 Akomodace) a zároveň se zmenšováním se diametru pupily v závislosti na věku. I zde je důležitá centrace a malý pohyb během mrkání. [5, 8]

2) *Multizonální typ*

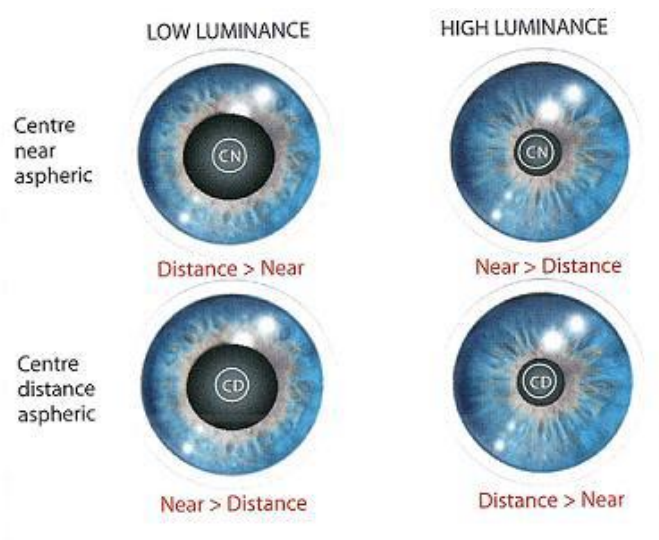
Jedná se o provedení s více jak dvěma kroužky, přičemž optické mohutnosti se pravidelně střídají. Kruhové zóny nesou korekci na dálku, blízko, případě střední vzdálenost či další vzdálenosti. Tato varianta má minimalizovat vliv velikosti pupily, respektive světelných podmínek, na zrakový vjem. Nejčastější konstrukce je s pěti kroužky. [8]

3) *Asférický design*

V tomto případě se optická mohutnost KČ plynule mění od centra k okraji optické zóny KČ, čehož je docíleno asfericitou ploch KČ. Asférický design by se tedy dal pokládat za „pravý“ multifokální design. Jelikož jeho funkce je rovněž závislá na změně velikosti zornice, byly i pro tento design vymyšleny dvě varianty, jedna s centrem na dálku, druhá s centrem na blízko.

- A. Centrální zóna na dálku (typ CD) – preference dálky při vysokém osvětlení, doporučována na dominantní oko
- B. Centrální zóna na blízko (typ CN) – preference blízka při vysokém osvětlení, doporučováno na nedominantní oko [5]

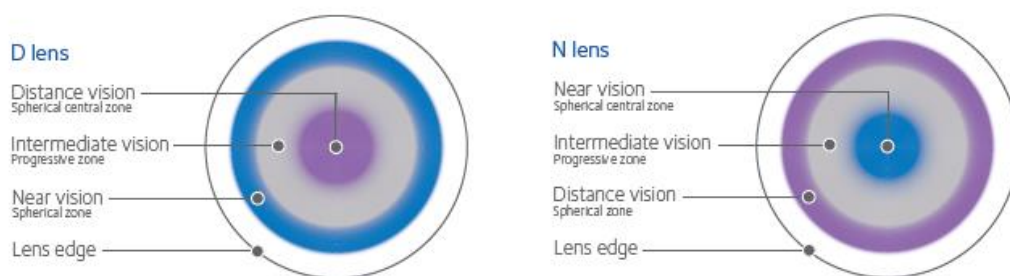
Pokud se zmenší průměr pupily, s naaplikovaným CD designem,lepší se zraková ostrost na dálku na úkor zhoršení vidění do blízka. Větší průměr pupily dovolí paprskům projít periferní částí KČ, a tím zlepšit vÍzus na blízko, nicméně dojde k jeho snížení při pohledu do dálky. Opačná situace nastane s designem CN, viz obrázek 4. Design s centrem na blízko má asférickou přední plochu, s centrem na dálku má asférickou zadní plochu. [8, 29]



Obrázek 4 - Role velikosti pupily při nízkém i vysokém osvětlení v závislosti na typu designu. Nahoře CN design. Dole CD design. [5]

4) Zonální asférický design

Kvůli svým benefitům došlo ke spojení multizonálního a asférického designu. Optický účinek nese přední asférická zonální plocha, která obsahuje jak sférické, tak i asférické zóny. Zadní asférická plocha je určena ke stabilizaci KČ. Tuto konstrukci mají například i Biofinity Multifocal, kterých bylo využito pro experimentální část této práce, viz kapitola 4. [5]



Obrázek 5 – Zonálně asférický design prezentovaný na dvou typech KČ Biofinity Multifocal. D design vlevo, N design vpravo. Fialová barva značí sférickou zónu s korekcí pro pohled na vzdálené předměty, šedá vyznačuje progresivní zónu na střední vzdálenost, modrá je opět sférická část s korekcí na blízko a bílá zobrazuje okraj čočky. [31, 32]

5) Difrakční typ

Plocha difrakční bifokální KČ má pilovitý povrch, na kterém dochází k difrakci. Ta zde způsobí, že dopadající paprsek se rozdělí do dvou diskrétních ohnisek, zjednodušeně je jedno na dálku a druhé na blízko. Výhodou těchto KČ je, že

zrakový vjem není závislý na velikosti pupily. Nicméně z důvodu závislosti difrakce na vlnové délce, vykazuje chromatickou aberaci. Tento design snižuje kontrast (cca o 20 %), což tvoří podstatné negativum. V současné době jsou k dostání pouze jako měkké KČ, ale i ty se aplikují jen velmi zřídka. [5, 8]

2.4 Princip multifokálních kontaktních čoček

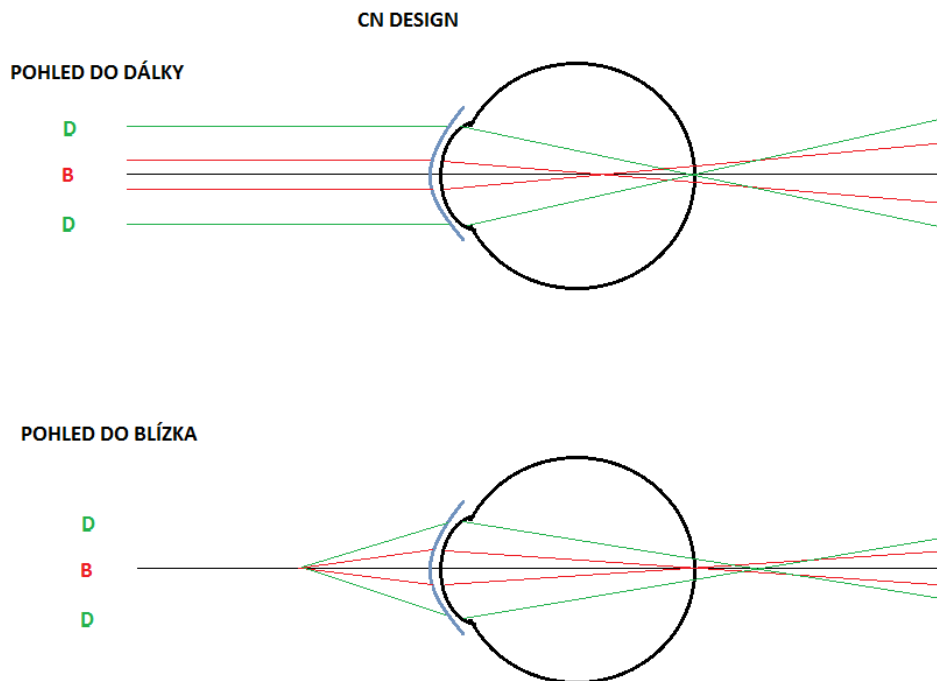
Princip rotačně symetrických obecně multifokálních (bifokálních, multizonálních, asférických, ...) KČ spočívá v rozšíření hloubky ostrosti, což má nahradit postupně ubývající amplitudu akomodace. Běžná měkká multifokální kontaktní čočka (dále jen MKČ) v sobě nese buď CD nebo CN design. Přirozenější pro oko je typ CN, proto ho využívá i většina multifokálních kontaktních čoček, které jsou běžně na trhu. [8, 25]

Základním prvkem je zobrazení spojnou čočkou. V ideálním případě se předmět nacházející se v nekonečnu (pro nás pohled do dálky) zobrazí do obrazového ohniska, jež leží na sítnici; posuneme-li předmět blíže k oku (pohled na blízko, čtení, psaní, ...), nalezneme jeho obraz za sítnicí.

Dále se pracuje se zvětšením hloubky ostrosti, k čemuž se využívá princip, který lze přirovnat ke sférické aberaci. Ten v rámci zobrazení na sítnici způsobuje větší hloubku ostrosti, která v předmětovém prostoru se odpovídá větší hloubce pole. Periferní část čočky vykazuje větší či menší lomivost než střed v závislosti na typu konstrukce. U typu s centrem na dálku je docíleno zvyšování kladné hodnoty optické mohutnosti od středu k periferii, což v podstatě odpovídá pozitivní sférické aberaci. Je vhodné pro adice do +1,25 D. U typu s centrem do blízka dochází k plynulému snižování kladné optické mohutnosti od středu k periferii, což koresponduje s negativní sférickou aberací. [5, 26, 28]

Typ CN se tedy chová tak, že periferní paprsky, jež zobrazují daleký předmět, se při pohledu do dálky protínají na sítnici, tím dochází ke vzniku ostrého obrazu. (Zjednodušeně bod se na sítnici zobrazí jako bod). A centrální paprsky se fokusují před sítnicí a na sítnici se tedy vytváří obraz rozmazaný. (Bod se na sítnici zobrazí jako rozptylový kroužek). Pohledem do blízka dochází k posunu obrazu ležícího na optické ose směrem za sítnici, čímž se na retinu dostává ohnisko středových paprsků a ohnisko

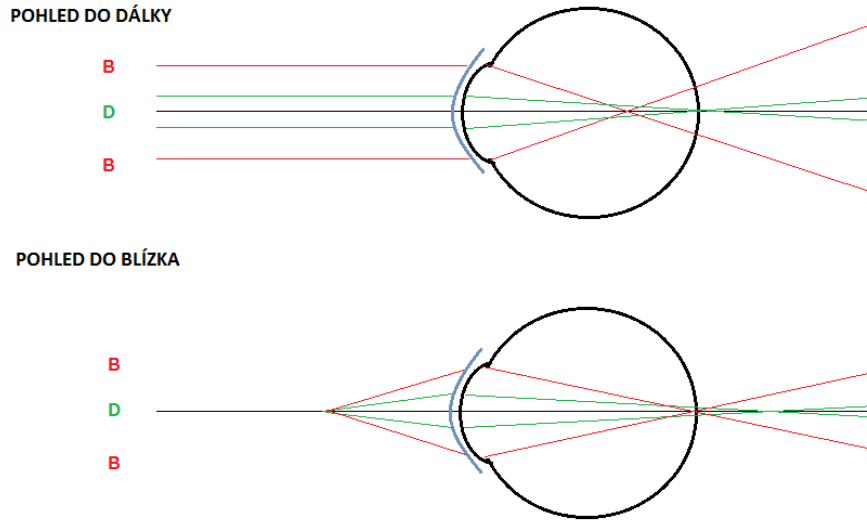
periferních se odsouvá za sítnici. Centrální paprsky tudíž způsobují sítnicový obraz ostrý a periferní paprsky rozmazaný. Schématické znázornění nastiňuje obrázek 6. [5]



Obrázek 6 - Chod paprsků systémem oko-multifokální kontaktní čočka typu CN.

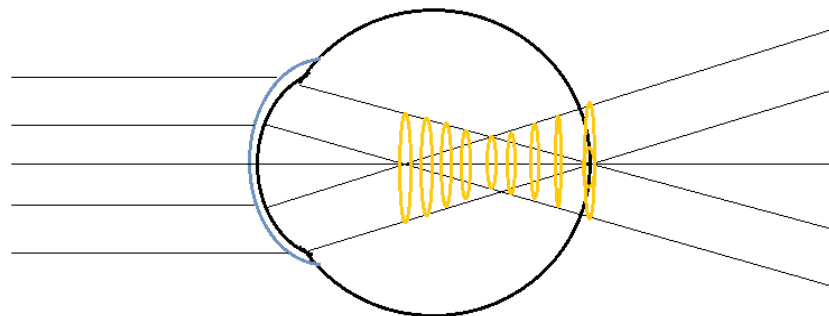
U typu CD toto funguje naprosto stejně, jen při pohledu do dálky se centrální paprsky protínají na sítnici a periferní před ní. Umístíme-li předmět do čtecí vzdálenosti, periferie jej zobrazí přímo na sítnici tudíž ostře, nicméně centrum vytvoří ostrý obraz až za sítnicí a na retině se objeví obraz rozmazaný. Situace je zachycena na obrázku 7. [5]

CD DESIGN



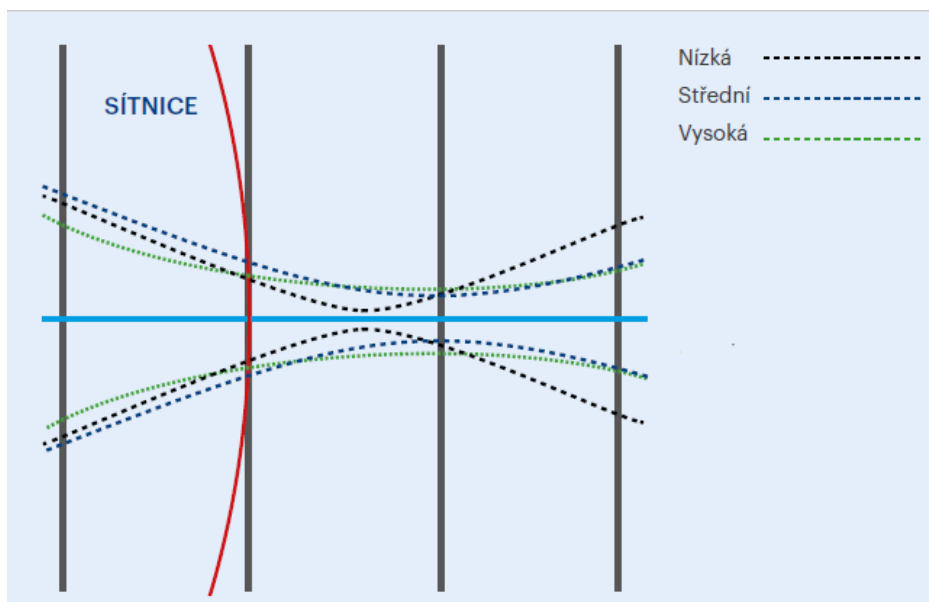
Obrázek 7 - Chod paprsků systémem oko-multifokální kontaktní čočka typu CD.

Jelikož MKČ mají optické účinky po celé své ploše, nesmíme opomíjet chod všech paprsků. Po projití paprsků systémem KČ-oko dochází k jejich postupnému protínání optické osy oka v oblasti intervalu, jehož počátek a konec ohraničují právě obrazové ohnisko čočkové zóny s optickou mohutností určenou na blízko a obrazové ohnisko čočkové zóny s optickou mohutností požadovanou na dálku. Jeho šíře je tedy dána adicí. Tyto paprsky na sítnici vytváří soubor rozptylových kroužků. V závislosti na pohledové vzdálenosti se interval posouvá a tím se mění i velikost rozptylových kroužků (viz obrázek 8). [12, 25]



Obrázek 8 – Schématické znázornění intervalu defokusačních kroužků.

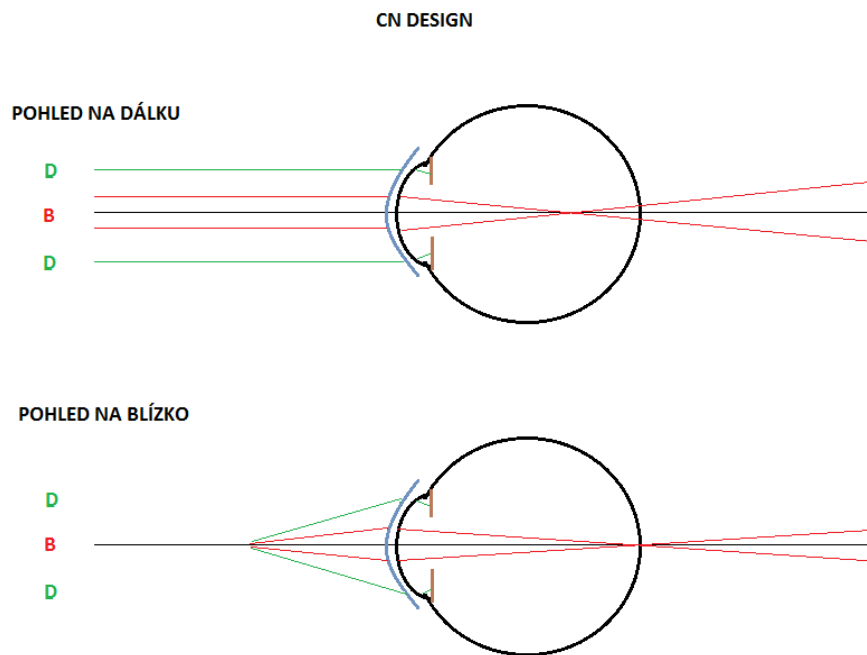
Čím vyšší adice, tím delší defokusační interval a tím větší rozsah velikostí těchto rozptylových kroužků. Snaha je, aby jejich velikost nepřekročila rozlišovací kritérium (velikost čípku, Rayleighho kritérium), a tím se vytvořil interval ostře se zobrazujících předmětů. Pro nositele to vypadá potom tak, že se mu mění zraková ostrost v závislosti na velikosti rozptylového kroužku. Obecně platí čím větší rozptylový kroužek, tím nižší zraková ostrost. Defokusační interval je zachycen na obrázku 9. Znárodnuje čím vyšší adice, tím větší hloubka ostrosti, ale zároveň větší rozptylový kroužek a tím nižší zraková ostrost. Na hloubku ostrosti má vliv i velikost pupily, čím užší zornice, tím delší interval hloubky ostrosti. Při pohledu do blízka se celý defokusační interval posune směrem za sítnici. [12, 25]



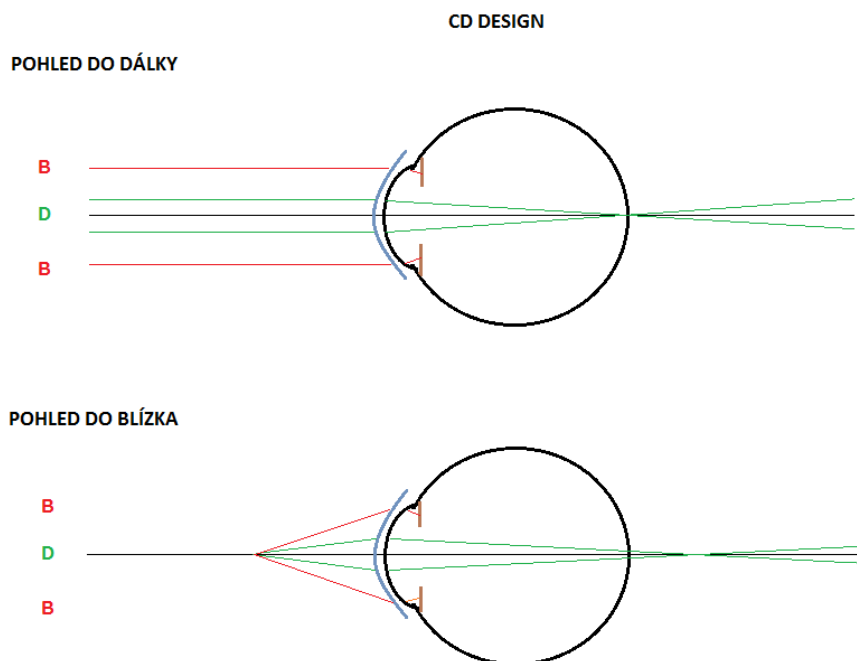
Obrázek 9 - Defokusační interval při pohledu do blízka. Graficky odlišné čerchování odpovídá různým adicím. [25]

Již výše bylo zmíněno, že pupilární velikost zásadně ovlivňuje funkci MKČ. Je to z toho důvodu, že rozmístění optických mohutností se liší napříč svým průměrem. Mydriáza umožňuje průchod všech paprsků, myóza odcloní okrajové paprsky a propustí jen centrální viz obrázek 10 a 11. Při pohledu do dálky s CD designem jsou propuštěny středové paprsky zobrazující ostře vzdálené předměty a periferní paprsky jsou odcloněny, čímž nedochází ke vzniku rušivého obrazu. Při pohledu do blízka jsou odcloněny rovněž periferní paprsky, jež by se protínali na sítnici. Zůstávají centrální, které se fokusují ale až za sítnicí. V tomto případě nevidí nositel ostře. Při pohledu do dálky s typem CN jsou odcloněny periferní paprsky, jež zobrazují daleké předměty.

Jelikož se centrální paprsky, zobrazující ostře blízké předměty, protínají před sítnicí, vzniká na ní rozmazaný obraz. Při pohledu na blízko se rovněž odcloní periferie zobrazující dálku a zůstávají centrální paprsky, jejich ohnisko se posune na sítnici, tudíž nositel vidí ostře a neruší ho zobrazení periferních paprsků. Příklad s rozšířenou pupilou je schematicky naznačen na obrázcích 6 a 7. [27]



Obrázek 10 - Chod paprsků v případě myózy s MKČ typu CN.



Obrázek 11 - Chod paprsků v případě myózy s MKČ typu CD.

Grafické znázornění naznačuje následující: Při široké zornici MKČ fungují za podmínek, že je člověk schopen potlačit sekundární rozmazaný obraz. CD typ funguje výborně při úzké zornici při pohledu do dálky. S úzkou zornicí rovněž funguje CN typ při pohledu do blízka. Nejednoznačných výsledků je dosaženo při kombinaci malé pupily, CD designu a pohledu do blízka, nebo v druhém případě spojení malé pupily, CN designu a pohledu na dálku.

Jak už bylo zmíněno, samotné oko vykazuje sférickou aberaci, a proto retinální obraz ovlivňuje jak design MKČ, tak i z větší či menší části vlastní sférická aberace oka, což může být jednou z příčin, proč se stejné MKČ chovají na každém oku jinak. Někteří výrobci tuto skutečnost zohledňují a dokáží s ní pracovat při konstrukci čočky. Nicméně jejich výpočty předpokládají standardní hodnoty otvorové vady optického systému oka, jež činí zhruba 0,8, pokud však oko vykazuje odlišné hodnoty, kontaktní čočka již nefunguje podle očekávání. [12, 26, 28]

Dalším důvodem, proč se multifokální kontaktní čočky chovají u každého nositele různě, je pupilární velikost viz výše. Ke zmenšování dochází při pohledu do blízka a za velmi jasných světelných podmínek. Zornice se také zmenšuje postupně s věkem. Většina současných multifokálních designů zohledňuje tyto věkem podmíněné změny a s rostoucí adicí zmenšuje velikost jednotlivých zón (postaveno na předpokladu, že se adice zvětšuje společně s věkem). Rovněž bylo zjištěno, že velikost zornice závisí na typu refrakční vady – hypermetropové mají zornici menší než myopové - a někteří výrobci dokonce i tento fakt již zahrnují do svého designu MKČ. [26]

2.5 Aplikace multifokálních kontaktních čoček

Na úspěchu aplikace se podílí řada faktorů jako například optická mohutnost KČ, velikost zornice, aberace oka jako optického systému, binokulární sumace, ale i motivace a tolerance k zamlžení. Nejvhodnější adepti na nošení MKČ jsou počínající presbyopové, aktivní lidé nebo ti, kterým nevyhovují čtecí nebo multifokální brýle. Předchozí zkušenost s KČ je vždycky výhodou, ne však nutností. Snadněji se korigují lidé s vyšší hypermetropií nebo myopií než emetropové nebo lidé s astigmatismem nad 1,0 D. Zahájení multifokální korekce již u raných presbyopů umožňuje v pozdějším věku lepší adaptaci na MKČ s vyšší adicí, což je obvykle obtížnější. [5, 8]

Důležité je pohovořit si s klientem o jeho očekávání. Primárně bychom ho měli seznámit s reálnými možnostmi jeho vidění. Faktem totiž je, že MKČ nedokáže zajistit ostré vidění na všechny vzdálenosti, avšak dostačující ano. Jinak řečeno, MKČ umožňují adekvátní vidění na 80 % všech činností. Pokud má však nositel vysoké nároky na vidění pro určitou činnost, je třeba počítat s variantou, že mu pouze MKČ nestačí a bude potřeba ještě přídatné brýlové korekce či samostatných brýlí nebo jednoohniskových KČ speciálně pro tuto činnost. Výběr správné MKČ zabere průměrně 2-3 sezení a vyžaduje několika týdenní adaptační proces. I přes obeznámení klienta s tím, že výběr MKČ je během na dlouhou trať, primárně zůstává snaha dosáhnout finální korekce co nejrychleji (během prvních dvou návštěv), jinak je to demotivující a časově náročné jak pro nositele, tak i pro kontaktologa. [5, 29]

Základním stavebním kamenem pro úspěšnou aplikaci MKČ je správně stanovená refrakce (nejméně záporná, či nejvíce kladná korekce do dálky) a nejnižší možná adice, která uspokojuje vidění na blízko. Existuje jen málo MKČ, které jsou zároveň i tórické, a proto se u většiny MKČ pracuje se sférickým ekvivalentem. Doporučuje se vyzkoušet tento sférický ekvivalent nejprve ve zkušební obrubě, s tím, že lze ještě sféricky poupravit do nejvíce plusové (nejméně minusové) dioptrické hodnoty. Z důvodu přístrojové myopie není moudré používat foropter. [23]

K usnadnění procesu aplikace mnoho výrobců navrhuje systém s využitím oční dominance, a to sensorické nebo směrové. U měkkých MKČ se jeví úspěšnější sensorická dominance. Existuje několik způsobů, jak určit dominanci, níže si uvedeme pouze příklady. Sensoricky dominantní oko zjišťujeme s nejlepší binokulární korekcí. Pacient má nasazenou nejlepší binokulární korekci ve zkušební obrubě, sleduje nejmenší text (dálka x blízko – dominance dálka x blízko). Vyšetřující předkládá střídavě před oči +2,0 D (+1,5 D). Sensoricky dominantní oko je pak to, které je zakryté při méně ostrém obrazu textu. Směrově dominantní oko se určí tak, že vyšetřující sedí naproti vyšetřovanému, zavře jedno oko a požádá vyšetřovaného, aby se mu skrz otvor ve zkušební tabulce podíval do otevřeného oka. Oko, jež je uvnitř otvoru vidět, je dominantním okem. Oční dominance se využívá jak u MKČ, tak i při metodě monovision. [23]

Měření velikosti pupily je velmi irelevantní, avšak stále platí doporučení, že u větších pupil se jeví úspěšněji nošení rotačně symetrických víceohniskových KČ. A

lidem s menší pupilou vyhovuje nošení KČ se segmentem nebo symetrických s tím, že na jednom oku je MKČ typu CD a na druhém CN. [29]

Nejjednodušší postup aplikace MKČ je následovat „průvodce aplikací“, jež ke KČ dodává výrobce. Tyto algoritmy jsou totiž vyvinuty výrobcí právě pro usnadnění práce kontaktologů a jsou podloženy několika výzkumy. K určení prvotní KČ většinou pak stačí sférický ekvivalent refrakce a hodnota adice. [23]

Volbě první varianty MKČ je třeba věnovat patřičnou pozornost se snahou vybrat tu nejvíce se blížíící té ideální. Čím lépe nositel totiž vidí, je ochoten věnovat delší dobu adaptaci, která je u multifokálních KČ potřeba. Pokud si nejsme jisti, kterou KČ vybrat, začínáme s tou, s kterou nositel uvidí lépe na dálku. Jestliže klient vidí relativně dobře na dálku, lépe snáší postupné doladování blízka než naopak. Výběr geometrických parametrů MKČ se řídí pravidly, která platí pro jednoohniskové KČ. Většina výrobců však dodává jednotlivé typy MKČ pouze v jednom konstrukčním provedení, čímž se výběr dosti zužuje. Upřednostňuje se mírně těsnější aplikace z důvodu stabilizace pozice kruhových zón MKČ. [29, 30]

Po aplikaci a následném překontrolováním zrakových funkcí se doporučuje adaptace. Prvotní míra zamlžení je běžná a je nezbytné ji brát v úvahu. Testování zrakové ostrosti je vhodné na věcech z běžného života – magazin, telefon, počítač – ty totiž zahrnují detaily, které při běžném nošení nositel vyžaduje vidět. Při použití čtecí tabulky, často dochází k tomu, že nositel nepřečte nejmenší řádek a je z toho zklamaný, i když pro jeho běžný život by zraková ostrost byla dostačující. O úspěšnosti nerozhoduje dosažený vízus na optotypech, ale většinou subjektivní komfort. Vízus testujeme binokulárně na dálku i blízko, případně i na střední vzdálenost. Pokud je vízus na dálku i blízko dostačující (obvykle 20/25 nebo lepší), vyšleme pacienta na několika minutový (cca 30-60 min) pobyt mimo vyšetřovnu, aby došlo k patřičné adaptaci a mohly být KČ vyzkoušeny v reálných podmínkách. Po návratu zhodnotíme klientovy subjektivní dojmy, zkontrolujeme zrakovou ostrost, usazení KČ, v případě potřeby upravíme jejich optickou mohutnost. Ke kontrole centrace je ideální, ne však nezbytně nutný, topograf, tak aby střed KČ byl v blízkosti osy vidění. Vysvětlíme nositelovi, že nepatrné stíny a mírné zamlžení je běžné v prvních pár týdnech a nervový systém potřebuje určitou dobu návyku. [29, 30, 25]

Telefonická kontrola po týdnu nošení je příjemná pro obě strany, měla by zde být znovu probrána problematika adaptace. Osobní kontrola by měla přijít po dvou až třech týdnech z důvodu potřebné adaptace. Pokud klient není spokojen s určitou ostrostí, hodnoty optické mohutnosti KČ začínáme pozměňovat podle rad „průvodce“. Pokud nefunguje ani průvodce, překontrolujeme monokulárně vízus nejprve na dálku (i přesto, že jsou potíže třeba jen do blízka), zkontrolujeme oční dominanci. Pokud jsou potíže na blízko, zkusíme binokulárně předsadit plusové dioptrie ke korekci na dálku, zdali by zlepšily čtení, tato změna však nesmí výrazně zhoršovat zrakovou ostrost na vzdálené předměty. Tento postup lze využít i monokulárně, a to předsadit +0,25 D či +0,5 D pouze před nedominantní oko. Při problémech se čtením, často pomáhá rozdílná adice na obou očích, na nedominantní oko se použije silnější adice. Čímž se dostáváme k variacím na téma modifikovaná monovision a tak podobně viz kapitola 2.1. Pokud upravujeme dioptrie již po třetí a stále se nám nedaří, zřejmě je příčina v typu MKČ, jež nositeli jednoduše nesejí. Důvody tkví v rozdílné velikosti pupily, centraci či designu. A proto neváháme vyzkoušet jiný typ. [29, 30, 25]

Z výše uvedeného vyplývá, že korekce presbyopie pomocí kontaktních čoček nemá žádná striktní pravidla a je velice individuální. Někteří nositelé nejsou zcela schopni adaptace na multifokální design nebo nevydrží čekat na to, až se zadaptují, a proto existují i případy, v nichž se s multifokální korekcí nedaří uspět. [25]

3 Měření zrakové ostrosti a defokusační křivky

Zrak hodnotíme podle zrakové ostrosti, kontrastní citlivosti, zorného pole, adaptace na světlo a na tmou, barvocitu a prostorového vidění. Nejfrekventovanější vyšetření v oftalmologických a optometristických ambulancích je měření zrakové ostrosti neboli vízu. Mezi faktory, jež ovlivňují vyzus, se řadí velikost čípků, optické aberace oka, velikost zornice, průhlednost očních struktur, zvětšení sítnicového obrazu, schopnost interpretovat rozmazaný obraz, zdravotní stav, psychické rozpoložení a mnoho dalších. [2, 13]

3.1 Zraková ostrost

Zraková ostrost neboli vyzus popisuje schopnost oka rozlišit od sebe dva separované objekty, přesněji dva od sebe oddělené body. Hovoříme-li o zrakové ostrosti, velmi často míníme centrální zrakovou ostrost, jež se vztahuje k fovee centralis, ve které se nachází fotosenzorické buňky nazývané se čípky. Anatomicky pak můžeme rozlišení dvou bodů interpretovat tak, že dva body budou právě rozlišeny, pokud mezi jejich obrazy bude ležet alespoň jeden čípek. [2]

Pro rozlišovací schopnost oka je podstatným prvkem úhel rozlišení, pod kterým tyto dva body pozorujeme. Jedná-li se o nejmenší úhlovou vzdálenost dvou bodů, které ještě pozorující rozpozná jako dva a nesplynou mu v jeden, nazýváme ji minimálním úhlovým rozlišením MÚR (minimum angle of resolution – MAR). Vyzus je bezrozměrná veličina rovna převrácené hodnotě právě MÚR. [2, 13]

$$V = \frac{1}{MÚR} \quad (3.1)$$

$$\tan(MÚR) \approx \frac{x}{d} \quad (3.2)$$

x velikost detailu (vzdálenost právě rozlišených dvou bodů)

d vyšetřovací vzdálenost

K výpočtu vyzu tudíž potřebujeme znát jak velikost obrazu/znaku, respektive jeho detailu viz níže, tak i čtecí vzdálenost. [8]

Jako referenční velikost MÚR byla stanovena hodnota 1'. Vychází to z historie, kdy si astronomové všimli, že většina lidí rozezná dvě hvězdy jako dvě hvězdy, pokud je vidí pod úhlem větším jak 1' včetně. Tento údaj zároveň koresponduje i s anatomickým rozlišením, které počítá s velikostí čípku 5 μm a ve výsledku získává hodnotu MÚR rovnou přibližně 1'. Vízus roven jedné však nesmíme brát jako konečný výsledek, normální hodnota v produktivním věku totiž činí 1,25 a někteří jedinci vidí i lépe. [2, 14]

Z pohledu difrakce jsou dva bodové monochromatické zdroje rozlišeny právě tehdy, pokud centrální maximum intenzity jednoho difrakčního kroužku padne do prvního minima druhého kroužku. Vezmeme-li v úvahu, že pupila je kruhová a její rádius označíme r , vlnovou délku světla λ , potom prostorový úhel, pod kterým vidíme první tmavý kroužek, vypočítáme z Rayleighova kritéria

$$\sin(MÚR) = \frac{1,22 \cdot \lambda}{r}. \quad (3.3)$$

Pro $\lambda = 555 \text{ nm}$ a $r = 3 \text{ mm}$ vychází $\alpha = 47''$, což je o něco málo než 1'. [2]

Setkáme se i s noniovým rozlišením, jež je nejmenší úhlová vzdálenost dvou na sebe navazujících úseček, při které jsou ještě rozlišeny. Toto rozlišení je přesnější, nicméně méně užívané, tudíž se jím nebudeme podrobněji zabývat. [14]

Se zrakovou ostroší úzce souvisí i hloubka ostrosti. Setkáme se s jevem, kdy i přes to, že se optický obraz nepromítne přímo na sítnici, nýbrž do jejího blízkého okolí, je zobrazen ostře. Rozsahu tohoto blízkého okolí sítnice se říká hloubka ostrosti, v předmětovém prostoru odpovídá hloubce pole. Příčinu opět hledejme ve velikosti čípku. V reálné optické soustavě zatížené optickými vadami, což je i optická soustava oka se bodový obraz zobrazí na sítnici jako rozptylový kroužek. Pokud tento kroužek je menší než průměr čípku, je vnímán jako ostrý bod. Tedy soubor rozptylových kroužků, jež nepřekročí velikost čípku, představuje hloubku ostrosti. V praxi nám hloubka ostrosti popisuje, do jaké míry je dotyčný schopen udržet si určitý stupeň zrakové ostrosti. Hloubka ostrosti se zvětšuje se zmenšující se velikostí zornice. Pupila se fyziologicky zmenšuje i s věkem, čímž se tedy zvyšuje i hloubka ostrosti, což by se dalo považovat za takový vlastní korekční mechanismus vzhledem k ubývajícím schopnostem akomodovat. Nicméně se se zmenšující pupilou zvětšuje difrakčním kroužek na sítnici,

jenž vzniká v důsledku ohybu světla na pupile, což naopak zrakovou ostrost zhoršuje. [8, 5, 14]

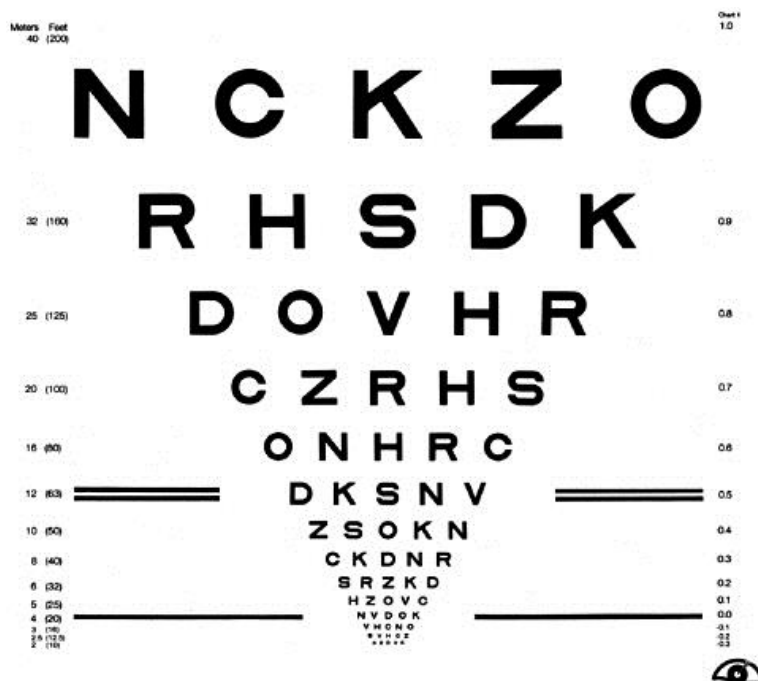
3.2 Optotypy

V praxi se k měření zrakové ostrosti využívá souboru znaků s proměnnou velikostí, které jsou souhrnně označovány jako optotypy. Mezi nejčastěji používané symboly se řadí písmena (Sloan letter, British letter, Snellovo patkové písmo) dále se využívá Pflügerových háků, Landoltových prstenců, číslic, obrázků (Lea symboly, Kay obrázky), testů využívající preferenčního vidění (Cardiff cards, Tellerův test) a dalších. Vízus se poté určí pomocí MÚR (viz výše), jenž odpovídá detailu nejmenšího rozlišeného znaku. V případě klasické optotypové konstrukce na základě písmen odpovídá detail (úhel rozlišení) $1/5$ výšky znaku. [2, 13]

Kromě použitých znaků se sady optotypů liší i ve způsobu řazení velikostí symbolů. Setkáme se s řazením podle Snella, které je odvozeno empiricky, dále pak existují optotypy s aritmetickou progresí vízu mezi řádky, rovnou 0,1, a v neposlední řadě s řazením logaritmickým, kdy se velikost písmen na řádcích mění o 0,1 logaritmických jednotek ($0,1 \log(\text{MÚR})$), což po přepočtu vychází $10^{0,1} \cong 1,259$. [13]

Základ většině optotypu dal Hermann Snell, jenž sestavil optotypovou tabuli, na které je vyobrazeno 7 řádků seřazených od největšího po nejmenší. Přičemž symboly jsou psány Snellovým patkovým fontem a jejich počet na řádku se mění v závislosti na jejich velikosti odpovídající danému řádku (toto platí též například pro MNread, Colenbranderovy a Radnerovy znaky). Jak už bylo výše zmíněno, tyto velikosti jsou odvozeny na základně zkušenosti. Tabule je konstruována na vyšetřovací vzdálenost 6 m. Poměr výšky písmen ku jejich šířce odpovídá poměru 5:5. Pro inovované verze této tabule se nadále používá označení standardní Snellovy optotypy. Nevýhodou této sady jsou malé kroky progresse velikostí v oblasti dobré zrakové ostrosti, velké (nedostatečné) v oblasti nízkého vízu, stejný problém vykazuje i zobrazení v desítkové soustavě. [2, 8, 13]

A proto přišel Green s řešením a navrhl úpravu, aby se velikost znaků měnila geometricky. Navíc doporučil používat bezpatková písmena (Sloan letter s poměrem detailu 5x5; British letter, jejichž rozměry činí 5x4 jednotek detailu). Respektuje to totiž Weber-Fechnerův zákon hovořící o tom, že pokud roste podmět řadou geometrickou, roste vjem řadou aritmetickou. Toto nabízí lepší rozlišení v oblasti nízkých vizů. A dále stanovil i proporciální velikost mezer. O další vylepšení se zasloužili Ian Bailey a Jan Lovie, jež navrhli tzv. LogMAR tabulky (nebo také Log(MÚR)), což je optotyp s logaritmickou stupnicí změn velikostí, shodným počtem písmen na řádku, respektující crowding fenomén, viz níže, a rovněž uznávající Weber-Fechnerův zákon. V současné době se tento princip používá ve formátu optotypů označovaném jako ETDRS (obrázek 11). Jehož další charakteristikou je, že obsahuje 5 písmen na každém řádku, které jsou uspořádané ve tvaru převráceného trojúhelníku. Rozdíl mezi jednotlivými řádky činí tedy 0,1 log(MÚR) jednotek. Vízu rovnému hodnotě 1,0 odpovídá hodnota $\log(\text{MÚR}) = 0,0$. Záporné logaritmické hodnoty odpovídají vizum vyšším jak 1,0 a kladné nižším vizům. Pokud je na řádku vždy stejný počet písmen a jejich velikost se mění o 0,1 log(MÚR), lze každému znaku přiřadit hodnotu změny logaritmických jednotek. Například pro pět písmen připadá na jeden znak změna o 0,02 log(MÚR). Výslednou hodnotu vízu lze spočítat tak, že odečteme od hodnoty log(MÚR) správně přečteného celého řádku počet navíc přečtených písmen vynásobených 0,02 log(MÚR).



Obrázek 12 - Optotyp ETDRS [16]

Takto stanovený vízus je velmi přesný, a proto označován jako prahový. [13, 15, 16]

Některé konstrukce optotypů berou v úvahu i crowding fenomén. Tento jev popisuje fakt, že schopnost rozlišit testovací znak se snižuje, pokud je znak obklopen jinými znaky či detaily. Bylo dokázáno, že nejlepšího rozlišení se dosahuje, pokud vzdálenost mezi znaky je větší nebo rovna rozměru daného znaku. [13]

3.3 Měření zrakové ostrosti

Standardní podmínky pro měření zrakové ostrosti zahrnují velikost a typ optotypových znaků, vyšetřovací vzdálenost, osvětlení a kontrast. Zraková ostrost lze měřit na libovolnou vzdálenost, nicméně nejužívanější vyšetřovací vzdálenost na dálku činí 5 nebo 6 m, na blízko se přizpůsobuje potřebám vyšetřovaného, většinou se pohybuje mezi 30-50 cm, v současné počítačové době přibývá i střední vzdálenost, u které se rovněž zohledňují klientovy požadavky. [2, 8]

Vízus se měří jak monokulárně, tak i binokulárně, pacient čte řádky od největších písmen k nejmenším. Nejmenší přečtený řádek je zaznamenán, a to několika možnými metodami. Pro decimální zápis je každému řádku přiřazeno desetinné číslo, odpovídající vztahu $V=1/MÚR$. Referenčnímu úhlu $1'$ tedy odpovídá hodnota 1,0. Vynásobíme-li decimální zápis 100, získáme procentuální záznam. Snellův zápis je ve zlomku a vypadá následovně:

$$V = \frac{\text{vyšetřovací vzdálenost}}{\text{číslo řádku}}, \quad (3.4)$$

číslo řádku pak odpovídá vzdálenosti, ze které by daný řádek přečetl člověk s vízem rovným 1,0. Tato vzdálenost může být uváděna jak v metrech, tak i ve stopách. [2]

Během „klasického“ vyšetřování začíná měření zrakové ostrosti na dálku bez korekce a pak většinou s dosavadní korekcí. Měří se monokulárně i binokulárně. Zjišťujeme, který nejmenší řádek, vyšetřovaný přečte. Za úspěšné přečtení řádku se považuje 60% správnost, tudíž u pěti znaků na řádek je třeba správně určit alespoň 3. Pro přesnější záznam se za hodnotu vízu může připsat, kolik znaků vyšetřovaný přečetl z menšího řádku, či kolik mu chybělo do 100% úspěšnosti (např. $V=0,8^{+2}$ chápeme jako vízus 0,8 plus 2 znaky přečtené z menšího řádku; při $V=1,25^{-1}$ přečetl proband 4 znaky z řádku odpovídající vízu 1,25). Pro měření zrakové ostrosti na blízko se využívá

čtecí tabulky, jež obsahuje řádky slov či vět upravené velikosti, tak aby znak odpovídající vízu 1,0 měl úhlovou velikost 5'. Při čtení textu se však spíše testuje schopnost pochopení slov tzv. minimum legibile. Minimum separabile, schopnost rozlišit, lze zjistit pomocí skupin jednotlivých znaků, jako je tomu při testování vízu na dálku. Postup měření a zápis nemá zcela striktní pravidla a každý oftalmolog či optometrista si ho přizpůsobuje dle svých požadavků. [2, 13]

3.4 Defokusační křivka

Defokusační křivka (DK) slouží jako standardizovaný popis zrakové ostrosti na odlišné vzdálenosti. Zraková ostrost je měřena při předkládání různých brýlových čoček před oko. Rozlišné optické mohutnosti jednotlivých čoček navozují rozlišné vzdálenosti. Výsledky zanesené do grafu znázorňují profil označovaný jako defokusační křivka. Tento způsob nám umožňuje zjistit vízus na libovolnou vzdálenost bez nutnosti speciálního vybavení, bez komplikací se změnou velikostí optotypových znaků a bez nároků na dodržení stejných světelných podmínek. Měření DK by mělo probíhat s nejlépe stanovenou korekcí na dálku. Refrakce však nemá vliv na výsledný tvar křivky. [8, 12]

Metody měření defokusační křivky

Graf DK je realizován pomocí měření zrakové ostrosti obvykle na dálku (dle záměru využití lze měřit i na jiné vzdálenosti), přičemž jsou před oči předsazované v náhodném pořadí dioptrické čočky. Rozsah optických mohutností použitých čoček se pohybuje od +2,0 D až -5,0 D, krok po 0,5 D, není to však pevně dané, setkáme se s rozsahy od 0 D až -4,0 D, kroky od +0,5 až +2,0 D. Wolffsohn JS a kol. se ve své studii zabývali tím, které kroky jsou nejvhodnější a došli k závěru, že velké kroky zkreslují výsledky defokusační křivky. DK může být zjišťována jak monokulárně, tak i binokulárně. Pokud je měřeno monokulárně, může dojít k narušení přirozeného propojenívergence a změně velikosti zornice, čímž může být ovlivněna i zraková ostrost. Pro zlepšení přesnosti je doporučeno použít randomizované logMAR optotypy (ideálně počítačově řízené) promítané standardizovaně osvětleným monitorem. Ačkoli se zraková ostrost obvykle měří za světla a s optotypy s vysokým kontrastem, defokusační křivka může být měřena i za nízkého osvětlení či na optotypových znacích

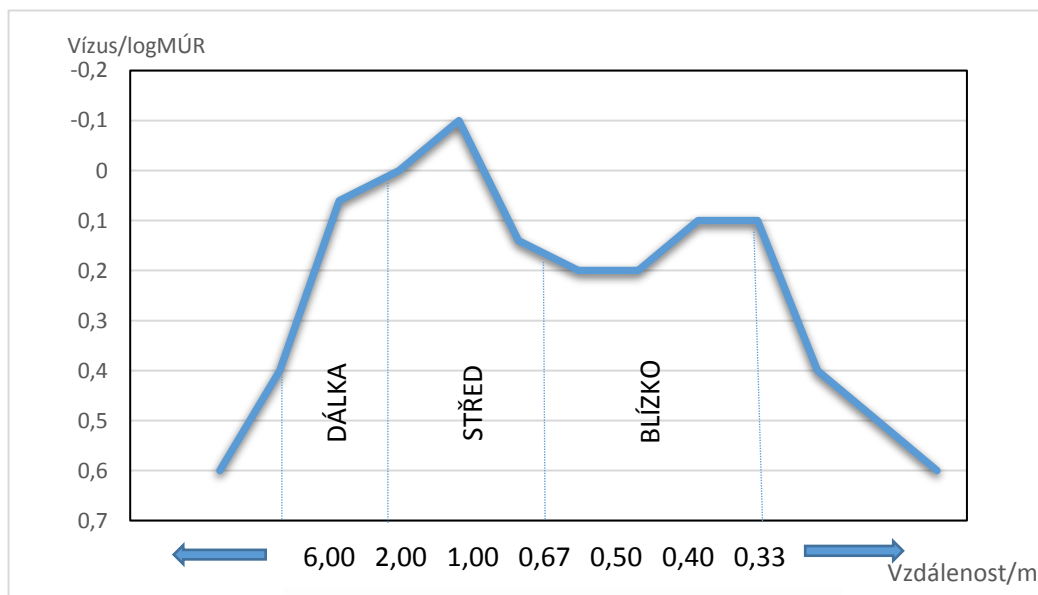
nízkého kontrastu. Tento zajímavý fakt například umožňuje prozkoumat vliv velikosti zornice na vidění při použití MKČ ale i umělých nitroočních čoček (IOL). [8, 18, 35]

Interpretace defokusační křivky

Defokusační křivka zachycuje probandovu zrakovou ostrost na všechny vzdálenosti. Podle vztahu

$$d = -\frac{1}{\phi}, \quad (3.5)$$

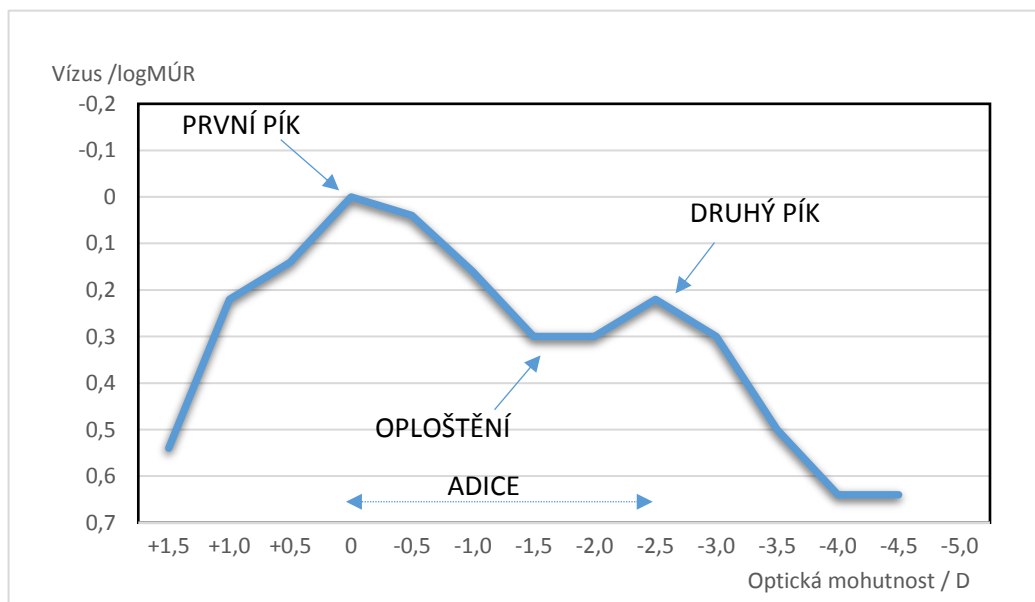
kde d je vzdálenost a ϕ optická mohutnost čočky, pak oblast od +0,5 až -0,5 D odpovídá dálce, -0,5 až -2,0 D pokrývá přibližně střední vzdálenosti, -2,0 D a více zahrnují blízko (viz graf 2). Na vodorovné ose jsou zaneseny dioptrické hodnoty předkládaných čoček a svislá osa nám dává informace o dosaženém vízu. Kvalita vízu může být na svislé ose zachycena jak vzestupně, tak i sestupně. Obě možnosti jsou používány. Na grafech v této práci se zraková ostrost od počátku grafu směrem ven zlepšuje. Stejně tak optické mohutnosti mohou být řazeny od nejvíce záporných ke kladným (což je standartní zobrazení na grafu), ale i obráceně jako je tomu zde.



Graf 2 - Defokusační křivka vztahovaná ke vzdálenostem.

Měření defokusační křivky se aktuálně nejvíce používá v souvislosti s presbyopickou korekcí, a proto se zaměříme na její výklad. Míra ostrosti zobrazována prostřednictvím DK nám poskytuje náhled o efektivitě presbyopické korekce uspokojující jak dálku, střední vzdálenost i blízko. Dvě nebo více ohnisek vytvořených bifokální či multifokální IOL odpovídají dvěma nebo více vrcholům zrakové ostrosti na DK. Jeden na dálku a druhý korespondující s čtecí vzdáleností, na kterou byla adice stanovena. Z DK lze vyčíst sílu adice, což je dioptrický rozdíl mezi dvěma píky, stejně tak kvalitu vízu na dalekou, střední i blízkou vzdálenost.

Graf 3 zachycuje průběh DK. Jestliže první pík dopadá do 0,0, znamená to výborné vidění na dálku a pokud druhý pík se vytvoří kolem hodnoty -2,5 D, zajišťuje to komfortní čtení. Oploštění znázorňuje, že v této oblasti KČ umožňuje stejnou zrakovou ostrost. V ideálním případě by defokusační křivka byla přímkou a ležela v blízkosti logaritmicke hodnoty rovné 0,0, ale to je nedosažitelné. Ve skutečnosti nás nejvíce zajímají tyto tři body: bod interpretující nekonečno, střední vzdálenost kolem 80 cm a blízko 40 cm. Svislá osa udává hodnoty zrakové ostrosti v logMAR jednotkách a horizontální nese dioptrické hodnoty předsazovaných čoček. [18]



Graf 3 – Defokusační křivka

Využití defokusační křivky

Měření DK je metoda, která se v současné době využívá, jak již bylo zmíněno, s nejvyšší frekvencí k hodnocení zrakové ostrosti presbyopické korekce jako jsou akomodující či multifokální nitrooční čočky. Vypovídá nám tedy o funkci IOL. Defokusační křivky se využívá ale i k hodnocení zbytkové vady po implantaci nejen multifokálních nitroočních čoček. V návaznosti na multifokální IOL se začínají pomocí DK zkoumat i vlastnosti MKČ. Dle některých odborníků je to dokonce aktuálně nejlepší metoda, kterou k těmto účelům lze využít (Falhar M.). Ideální multifokální čočka by přibližně od -3,0 D vykazovala vodorovnou linii. Pomocí DK je však možné měřit i subjektivní amplitudu akomodace. Dále lze rozbořem DK zkoumat sférickou aberaci oka. Například měříme-li DK stejnému probandovi (stejná refrakční vada) při rozdílných pupilárních velikostech a dostane se nám shodných či velmi podobných výsledků, můžeme předpokládat, že jeho optický systém oka vykazuje minimální či vůbec žádnou sférickou aberaci. Vysvětlení hledíme v závislosti sférické aberace na velikosti zornice. Další zajímavé uplatnění DK našla v analýze vlivu astigmatismu na zrakovou ostrost očí se stejným sférickým ekvivalentem – v tomto případě se však měří jak na dalekou, střední i blízkou vzdálenost. [12, 19]

4 Experimentální měření defokusační křivky u nositelů multifokálních kontaktních čoček

Praktická část se věnuje měření defokusační křivky u presbyopů nosících multifokální kontaktní čočky. Pro účely experimentu byly zvoleny KČ Biofinity Multifocal typu D.

Biofinity Multifocal jsou silikonhydrogelové měsíční KČ od firmy CooperVision, které jsou vyrobené z comfilconu A a umožňují prodloužené nošení. Jsou určeny pro hypermetropy, myopy i emetropy s presbyopií, jež nemají závažné oční onemocnění. V některých případech jsou dobře akceptovány i lidmi s astigmatismem do 2,0 D, nicméně ne vždy. Vyrábí se v rozsahu optických mohutností od -20,0 D až po +20,0 D a adicí od +0,5 D do 4,0 D. V České republice jsou však dostupné pouze od +6.00 D do -8.00 D (od -6.00D krok 0,50 D) a s adicí +1.00, +1.50, +2.00, +2.50 D. Technické parametry jsou shrnuty v tabulce 2. Výrobce svou multifokální technologii nazývá Balanced Progressive™, jež zahrnuje multizonálně asférický design, viz kapitola 2.3, který je dostupný ve dvou variantách D a N. [31, 32]

Tabulka 2 – Vlastnosti Biofinity Multifocal

<i>Biofinity Multifocal</i>	
<i>Materiál/obsah vody</i>	Comfilcon A/48%
<i>Zakřivení</i>	8,6 mm
<i>Průměr</i>	14,0 mm
<i>Permeabilita Dk</i>	128 x 10⁻¹¹ (cm²/sec) (ml O₂/ml x mmHg) 35°C
<i>Dk/t (pro -3.00 D)</i>	142
<i>Index lomu</i>	1,40
<i>Světelná propustnost</i>	>97%

4.1 Cíle

Cílem studie je změřit defokusační křivku s multifokálními kontaktními čočkami a s brýlovou korekcí a jejich následné porovnání. DK chápeme jako grafické znázornění zrakové ostrosti pro různé vzdálenosti, a tak nás zajímalo, jakým způsobem multifokální čočka mění zrakovou ostrost v rozsahu všech vzdáleností. Předpokladem je, že emetrop či plně vykorigovaný ametrop s presbyopií dosáhne s multifokální KČ do dálky obdobného vízu jako s brýlovou či žádnou korekcí a pro blízké vzdálenosti by zraková ostrost měla být lepší čili hodnoty vízu vyšší. Cílem statistické analýzy je tyto hypotézy vyvrátit.

4.2 Metodika výzkumu

Měření probíhalo od června 2016 do února 2017 v prostorách oční optiky Chrtěk Optik s. r. o. v Nymburce. Srovnatelných světelných podmínek bylo ve vyšetřovně dosaženo zatemněním okna a rozsvícením všech světel, což zachovalo konstantní osvětlení. Stanoviště zahrnovalo polohovací křeslo pro vyšetřovaného, foropter, LCD optotyp, který byl zavěšen na zdi ve výšce 125 cm a 5 m od křesla. Zleva ke křeslu přiléhala posuvná lavice s autorefraktometrem a šterbinovou lampou. Po pravé straně od vyšetřovaného se nacházel stolek s ovládáním foropteru a počítačem k zápisu hodnot. Zaznamenaná data byla vkládána do počítačového programu MS Excel, jehož pomocí byly vytvářeny i jednotlivé grafy. K vybavení, jež bylo třeba k uskutečnění experimentu, se navíc řadí ještě čtecí tabulka, zkušební obruba a zkušební sada brýlových čoček.

Do výzkumné studie byly zařazeny osoby s presbyopií, u kterých se nevyskytovala žádná oční patologie (výpadky zorného pole, onemocnění sítnice, tupozrakost, deformace zornice, onemocnění předního segmentu), nesnášenlivost kontaktních čoček, snížená zraková ostrost s korekcí pod 0,63 včetně (0,2 logMAR). Výzkumu se zúčastnilo celkem 20 lidí ve věku od 42 do 65 let, z toho 9 žen a 11 mužů. Průměrný věk činil 51,45 se zaokrouhlenou směrodatnou odchylkou 6,38. Z celkového počtu figurantů jich v běžném životě 5 nosí brýlovou korekcí pouze na dálku, 5 brýle na čtení, 9 oboje a 1 nenosí žádnou korekcí, přičemž 4 nosí i multifokální kontaktní čočky. Každému probandovi byly naaplikovány KČ na obě dvě oči, tudíž bylo celkem zaznamenáno 40 párů defokusačních křivek, přičemž pár zahrnuje jednu DK s brýlovou

korekcí a druhou s MKČ stejného oka. Jelikož jeden proband vykazoval nezvyklé hodnoty DK a jedno oko nedosahovalo dostatečné zrakové ostrosti, byli ze studie vyloučeni a pro vyhodnocení výsledku bylo tedy použito pouze 37 párů.

Měření DK bylo realizováno pomocí měření prahové zrakové ostrosti na dálku, přičemž velikost optotypových znaků se měnila logaritmicky. Použité znaky byly British letters, které náhodně generoval digitální foropterer. Znaky byly černé na bílém pozadí zobrazené na LCD optotypu. Rozsah optických mohutností použitých čoček činil od +2,0 D až po -5,0 D, krok po 0,5 D. Tyto čočky byly pomocí foropteru předsazovány před oko v náhodném pořadí. Hodnoty byly měřeny monokulárně nejprve s korekcí ve foropteru a poté s multifokálními kontaktními čočkami Biofinity Multifocal typu D. Vždy se začínalo pravým a poté levým okem.

Časová náročnost celého měření činila přibližně dvě hodiny, většinou však byla rozdělena na dvě části. K zamezení vlivu únavy mohli figuranti v průběhu celého měření využívat přestávek k odpočinku. Nejprve byla provedena refrakce, keratometrie, biomikroskopie a zjištěna zraková ostrost s korekcí. Dle získaných parametrů byla vybrána vhodná kontaktní čočka. Následně bylo provedeno měření DK s brýlovou korekcí pravého i levého oka. Druhé sezení probíhalo tak, že probandovi byly nasazeny MKČ, orientačně zkontrolován vízus a usazení KČ, následovala hodinová adaptace – mimo prostory vyšetřovny - většinou se jednalo o venkovním prostředí, či občerstvovací zařízení. Po návratu byla opět zkontrolována zraková ostrost, v případě nutnosti poupravena optická mohutnost KČ dle doporučeného postupu výrobce a celý postup měření DK byl zopakován s příslušnými MKČ. Tím byl experiment u konce, KČ byly vyjmuty a figurant mohl odejít. Účastníci byli seznámeni se studií a podíleli se na ní zcela dobrovolně, což potvrdili podpisem informovaného souhlasu (viz příloha), zároveň mohli kdykoli experiment bez postihu přerušit a už v něm dále nepokračovat.

Naměřené hodnoty byly vzájemně porovnávány s pomocí programu Microsoft Office Excel 2016 a Statistica 12. Statistické vyhodnocení bylo provedeno metodou ANOVA na hladině významnosti 0,05. U výsledků jsou rovněž uvedeny mezní hodnoty hladiny významnosti p . Pro statistické výpočty byl rozsah dat zúžen na optické mohutnosti čoček od +0,5 D až po -3,5 D. Toto opatření bylo učiněno z důvodu nižšího vízu než 0,7 logMAR včetně pro vyšší optické mohutnosti. U těchto hodnot totiž nebylo možné přesné stanovení vízu, jelikož použitý optotyp obsahoval největší znaky

odpovídající hodnotě 0,6 logMAR. Z praktického hlediska by toto zúžení nemělo být nikterak zásadní, jelikož tyto hodnoty odpovídají vzdálenostem menším než 28 cm od oka, které jsou již zřídka využívány na čtení či jinou práci na blízko. U brýlové korekce v rozmezí -2,5 D až -3,5 D byla chybějící data nahrazena hodnotou 0,7 logMAR (celkem 25 hodnot). U MKČ zůstala všechna data relevantní.

4.3 Výsledky

Průměrné hodnoty zrakové ostrosti a jejich směrodatné odchytky v logMAR jednotkách zaokrouhleny na dvě desetinná místa a přiřazené k jednotlivým optickým mohutnostem předkládaných čoček jsou uvedeny v tabulkách 3, 4, 5 a 6. Data tabulek 3 a 4 jsou vypočtena ze skutečně naměřených hodnot, přičemž hodnoty zrakové ostrosti mimo rozsah optotypu nebyly zahrnuty. V tabulkách 5 a 6 je jsou tyto hodnoty nahrazeny hodnotou 0,7. Hodnota 0,7 byla zvolena z důvodu, že zraková ostrost by pro tyto vzdálenosti byla menší nebo rovna právě hodnotě 0,7.

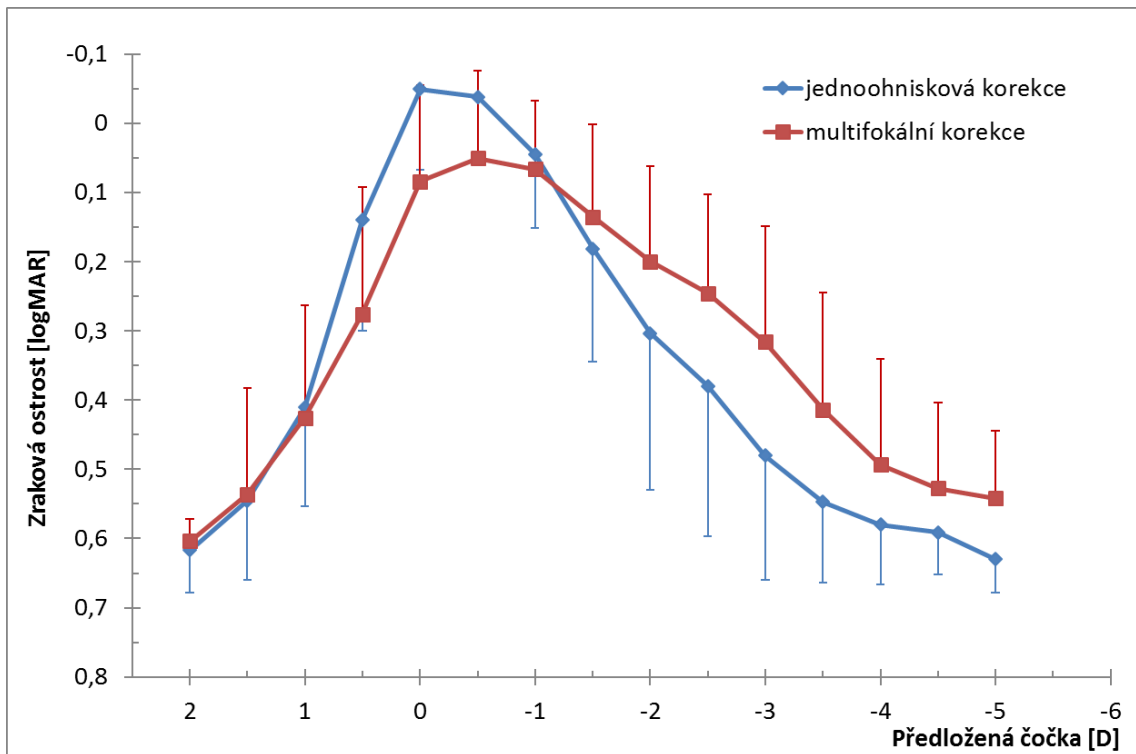
Tabulka 3 - Průměrné hodnoty a směrodatné odchytky naměřených zrakových ostrostí pro jednotlivé předkládané optické čočky. Měřeno s jednoohniskovou brýlovou korekcí.

	Jednoohnisková brýlová korekce														
Předložená čočka / D	2	1,5	1	0,5	0	-0,5	-1	-1,5	-2	-2,5	-3	-3,5	-4	-4,5	-5
Průměrná hodnota vízu / logMAR	0,62	0,55	0,41	0,14	-0,05	-0,04	0,04	0,18	0,3	0,38	0,48	0,55	0,58	0,59	0,63
Směrodatná odchytky / logMAR	0,06	0,11	0,14	0,16	0,12	0,1	0,11	0,16	0,23	0,22	0,18	0,12	0,09	0,06	0,04

Tabulka 4 - Průměrné hodnoty a směrodatné odchytky naměřených zrakových ostrostí pro jednotlivé předkládané optické čočky. Měřeno s multifokální kontaktní čočkou Biofinity Multifocal D.

	Multifokální kontaktní čočka														
Předložená čočka / D	2	1,5	1	0,5	0	-0,5	-1	-1,5	-2	-2,5	-3	-3,5	-4	-4,5	-5
Průměrná hodnota vízu / logMAR	0,6	0,54	0,43	0,28	0,08	0,05	0,07	0,14	0,2	0,25	0,32	0,41	0,49	0,53	0,54
Směrodatná odchytky / logMAR	0,03	0,15	0,16	0,18	0,14	0,13	0,1	0,13	0,14	0,14	0,17	0,17	0,15	0,12	0,1

Z těchto dat byly vytvořeny defokusační křivky, jež jsou znázorněny na grafu 4.



Graf 4 - Defokusační křivky odpovídající brýlové jednoohniskové korekci (modrá barva) a multifokální kontaktní čočce Biofinity Multifocal D. Hodnoty mimo rozsah optotypu nejsou zahrnuty.

V následující části jsou shrnuta data s doplněnou hodnotou 0,7 logMAR za nezměřitelné hodnoty zrakové ostrosti (viz výše). Zvýrazněná jsou data, s kterými si posléze pracovalo ve statistické analýze. Zelená zdůrazňuje oblast, kde byla data nahrazena. Modrá odpovídá části se všemi skutečně změřenými daty.

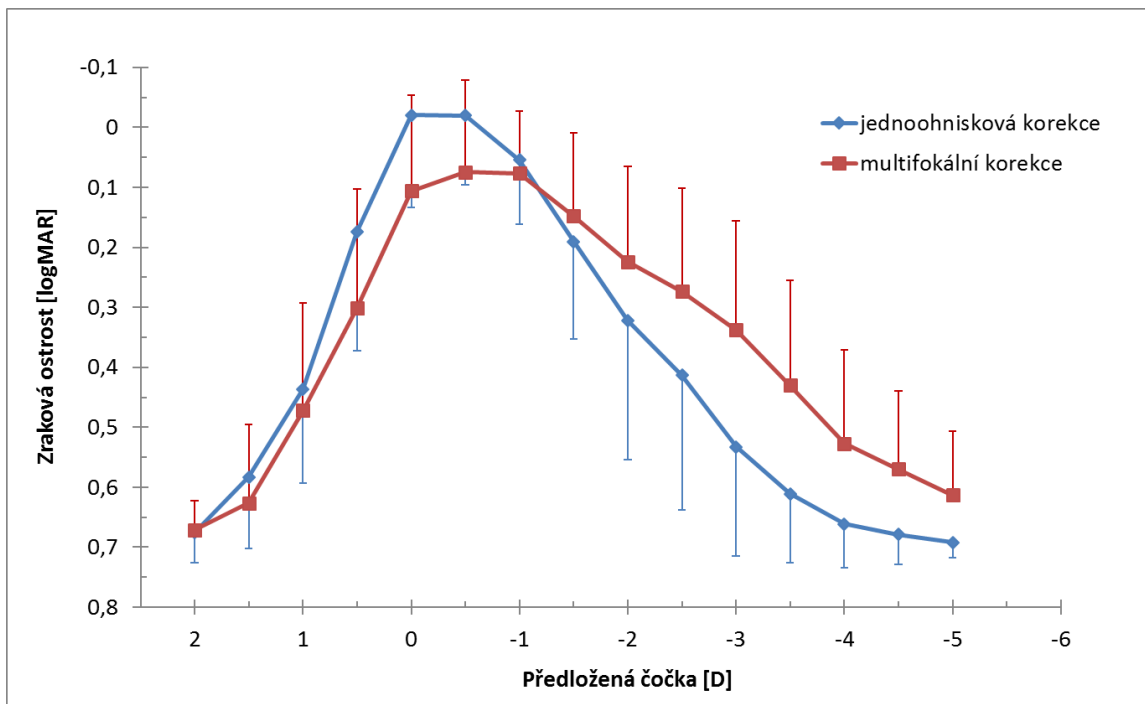
Tabulka 5 - Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky naměřených zrakových ostrostí pro jednotlivé předkládané optické čočky. Měřeno s jednoohniskovou brýlovou korekcí. Hodnoty mimo rozsah nahrazeny hodnotou 0,7.

Předložená čočka / D	Jednoohnisková brýlová korekce														
	2	1,5	1	0,5	0	-0,5	-1	-1,5	-2	-2,5	-3	-3,5	-4	-4,5	-5
Průměrná hodnota vizu / logMAR	0,67	0,57	0,42	0,14	-0,05	-0,04	0,04	0,18	0,3	0,4	0,53	0,61	0,66	0,68	0,7
Směrodatná odchylka / logMAR	0,05	0,12	0,15	0,16	0,12	0,1	0,11	0,16	0,23	0,22	0,18	0,12	0,07	0,05	0,03
Počet hodnot mimo rozsah	25	7	1	0	0	0	0	0	0	2	8	15	20	30	33

Tabulka 6 - Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky naměřených zrakových ostrostí pro jednotlivé předkládané optické čočky. Měřeno s multifokální kontaktní čočkou Biofinity Multifocal D. Hodnoty mimo rozsah nahrazeny hodnotou 0,7.

Předložená čočka / D	Multifokální kontaktní čočka														
	2	1,5	1	0,5	0	-0,5	-1	-1,5	-2	-2,5	-3	-3,5	-4	-4,5	-5
Průměrná hodnota vízu / logMAR	0,67	0,62	0,46	0,28	0,08	0,05	0,07	0,14	0,2	0,25	0,32	0,41	0,52	0,56	0,6
Směrodatná odchylka / logMAR	0,05	0,13	0,18	0,18	0,14	0,13	0,1	0,13	0,14	0,14	0,17	0,17	0,16	0,13	0,1
Počet hodnot mimo rozsah	25	18	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	7	15

Hodnoty z tabulek 5 a 6 jsou zaneseny do grafu 5 v podobě defokusačních křivek. Stejně jako v předchozím grafu je jednoohnisková brýlová korekce zobrazená modře a korekce pomocí Biofinity Multifocal D červeně.



Graf 5 - Defokusační křivky odpovídající brýlové jednoohniskové korekci (modrá) a multifokální kontaktní čočce Biofinity Multifocal D (červená). Hodnoty mimo rozsah optotypu jsou nahrazeny hodnotou 0,7.

4.4 Diskuze

Metoda ANOVA při opakovaných měřeních na hladině významnosti 0,05 vykazala, že předložená dioptrie má (dle očekávání) signifikantní vliv na vízus ($p < 10^{-10}$). V případě DK měřené s brýlovou korekcí se hodnoty zrakové ostrosti oproti hodnotě zrakové ostrosti do dálky nelišily jen do -0,50 D (tj. 2 m; $p > 0,99$), vyšší hodnoty představující bližší vzdálenost se významně lišily (vždy $p < 0,00055$), konkrétně klesaly. Zraková ostrost s MKČ se statisticky nelišila od 0 D až po -1,5 D (asi 67 cm). Pro ostatní hodnoty optických mohutností, neboli bližší vzdálenosti, se vízy již lišily (vždy $p < 0,000037$) a rovněž klesaly.

Vidění do dálky s brýlovou jednoohniskovou korekcí bylo vždy lepší než vidění s MKČ při jakékoliv předřazené čočce (vždy $p < 0,00088$). V porovnání s jednoohniskovou korekcí stanovenou na dálku, MKČ umožní nositeli vidět lépe na vzdálenosti přibližně bližší než 1 m, avšak vidění do dálky mu prokazatelně zhorší, což vylučuje první hypotézu, že s MKČ bude zraková ostrost na dálku obdobná jako zraková ostrost s jednoohniskovou brýlovou korekcí.

Bylo zjištěno, že ve vidění s brýlovou korekcí a s multifokální kontaktní čočkou je statisticky významný rozdíl ($p = 0,0093$). Při srovnání zrakové ostrosti se stejnou předřazenou čočkou (tj. se stejnou simulovanou vzdáleností) se vízus s brýlovou jednoohniskovou korekcí a s MKČ statisticky neliší pro hodnoty -1,0 D a -1,5 D ($p > 0,99$ a $p = 0,74$). Přitom od +0,5 D do -0,5 D je vidění s MKČ signifikantně horší, od -2,0 D je naopak signifikantně lepší. Tato poslední část se vztahuje k druhé hypotéze, jež hovoří o tom, že by MKČ měla nositeli vylepšit zrakovou ostrost do blízka oproti brýlové korekcí. Pomocí výše uvedeného výsledku tuto hypotézu nemůžeme zamítnout.

Statisticky byl potvrzen ($p < 10^{-10}$) odlišný průběh obou defokusačních křivek. Diferenciální tvar DK poukazuje na projev multifokality KČ. U MKČ DK neklesá tak rychle jako u jednoohniskové korekce, na druhou stranu vidění do dálky je mírně horší než s brýlovou korekcí.

Doplnění hodnoty 0,7 za hodnoty zrakové ostrosti, které byly nižší nebo rovny než 0,7 LogMAR, způsobilo nepatrný pokles obou DK, což na celkové vyhodnocení nemělo zásadní vliv. Největší rozdíl byl v oblasti od +2,0 D do +1,0 D, která v reálu

neodpovídá žádné vzdálenosti, pouze simuluje rozmazání. Pro hodnocení funkce MKČ jsou tedy nepodstatné.

Poněvadž se experiment se zabýval multifokálními KČ, nabízí se srovnání s multifokálními IOL. Biofinity Multifocal obsahují dvě sférické zóny, jednu s korekcí na dálku a jednu s korekcí na blízko, plus třetí asférickou určenou pro střední vzdálenosti. Porovnáme-li naši výslednou DK patřící MKČ s DK, kterou získávají studie pozorující funkci bifokálních IOL, shledáme rozdílný průběh. Na DK těchto IOL jsou patrné dva píky se zrakovou ostroť pohybuující se kolem hodnoty 0,0 odpovídajících dálce (0 D) a blízku (2,5 D až 3,0 D) a výrazné snížení vízu v okolí středních vzdáleností. U naší DK však vidíme pouze jeden pík odpovídající dálce a poté se zraková ostroť snižuje a v oblasti blízka dosahuje vizus hodnot kolem 0,3. Určitou roli by zde mohla hrát třetí asférická zóna vybraných MKČ. Vezmeme-li totiž v úvahu i třetí asférickou zónu a srovnáme-li naši DK s DK trifokálních IOL, již je podobnost větší – pozvolné klesání zrakové ostroť od dálky k blízku bez nějakého výraznějšího propadu v oblasti středních vzdáleností. Nicméně i u trifokálních IOL je patrný druhý pík pro blízké vzdálenosti, který u DK Biofinity Multifocal chybí. Celkově však DK této studie dosahovala nižších hodnot než u trifokálních IOL. Myslím si, že důvod odlišností tkví v jiné konstrukční technologii MKČ a IOL. Zároveň se domnívám, že příčina celkově nižších hodnot zrakové ostroť získaných tímto experimentem by mohla být v použití foropteru k předkládání čoček a tím pádem navození přístrojové myopie. [36]

Měření defokusační křivky u nositelů multifokálních kontaktních čoček se doposud zatím nevěnovala žádná studie, což je významným podnětem pro další experimenty. V první řadě se nabízí v návaznosti na tuto studii měření DK u nositelů KČ Biofinity Multifocal typu N a následné porovnání jejich výsledků. Dále provedení stejného měření u jiného druhu multifokálních čoček a opět jejich porovnání, zda vykazují stejný průběh DK nebo zcela odlišný. Zajímavým experimentem by jistě byl i vliv sférické aberace oka na DK nositelů MKČ a zdali by se podle hodnoty sférické aberace dalo určit, který z typu CD nebo CN bude nositeli vyhovovat lépe.

Pro klinickou praxi by bylo možné DK využít jako vhodnou metodu k hodnocení úspěšnosti aplikace MKČ. Poskytne nám totiž kompletní přehled o zrakové ostroť v rozsahu všech vzdáleností. U jednotlivých měření bylo totiž vidět, u koho

MKČ fungovaly podle již známých skutečností a výsledků této studie (mírné zhoršení vízu do dálky, zlepšení vízu na střední a blízkou vzdálenost) a u koho se hodnoty zrakové ostroty rozcházely s tímto očekáváním. Nicméně nevýhodou měření DK je časová náročnost, která mimo jiné může vést až k únavě klienta, což může zkreslovat výsledky.

Závěr

Tato diplomová práce je zaměřena na korekci presbyopie multifokálními kontaktními čočkami. Teoretická část shrnuje poznatky o zrakových vadách se zaměřením na presbyopii. Dále informuje o možnostech jejího řešení pomocí kontaktních čoček s vysvětlením principu čoček multifokálních a popisem pracovního postupu jejich aplikace. V poslední teoretické kapitole se věnuje zrakové ostrosti jako jednomu z nejdůležitějších faktorů pro vyhodnocení úspěšnosti korekce zrakových vad. Zde je kladen důraz na využití defokusační křivky, která nám podá obraz o vízu na všechny pohledové vzdálenosti. Cílem experimentální části bylo vyhodnotit zrakovou ostrost na různé vzdálenosti u nositelů multifokálních kontaktních čoček. K tomuto účelu byla zvolena metoda defokusační křivky, což jsou jednotlivé zrakové ostrosti odpovídající různým vzdálenostem zanesené do grafu. V závěrečné diskuzi jsou probrány jednotlivé výsledky a možnosti jejich využití. Podstatným zjištěním experimentální části je, že s multifokálními kontaktními čočkami je zraková ostrost do dálky mírně horší a přibližně od 1 m a blíže je lepší než zraková ostrost s jednoohniskovou korekcí.

Spojením poznatků z teoretické části a výsledků výzkumné studie této práce jsem došla k následujícímu závěru. Jak u multifokálních brýlí přichází nositel o část zorného pole, ve kterém vidí ostře, tak i u multifokálních kontaktních čoček s sebou multifokalita nese určité negativum. A to takové, že zraková ostrost pro všechny vzdálenosti není tak vysoká, jako by byla s jednoohniskovými kontaktními čočkami určenými pro konkrétní vzdálenost. Nicméně toto tvrzení neznamená, že by s nimi nositelé neviděli, pouze poukazuje na skutečnost, že multifokální kontaktní čočky nezaručují nejlepší možné (nejostřejší) vidění na všechny vzdálenosti, ale uspokojivé vidění nelze vyloučit. Otázka subjektivní spokojenosti či nespokojenosti může být námětem pro další výzkum.

Vypracování této diplomové práce mi bylo přínosem jak vědomostním, tak i praktickým. Nejvíce si cením objasnění principu multifokálních kontaktních čoček. Ráda jsem si rozšířila obzory i v oblasti umělých nitroočních čoček. Do praxe si odnesu možnost využití defokusační křivky při volbě vhodné multifokální kontaktní čočky pro daného nositele.

Literatura:

- [1] VENTRUBA J. *Aberace vyššího řádu a laserové operace*. Česká oční optika, roč. 50, 2009, č. 1, str. 50-52, ISSN 1211-233X.
- [2] GROSVENOR, T. P. *Primary care optometry*. 5th ed. St. Louis, Mo.: Butterworth-Heinemann/Elsevier, 2007. ISBN 978-075-0675-758.
- [3] UNIVERZITA PALACKÉHO, *Světelná mikroskopie* [online]. [cit. 2017-04-03]. Dostupné z <http://apfyz.upol.cz/ucebnice/down/optmikro.pdf>
- [4] GEOGEBR, MARTIN VINKLER, *Standardní redukované oko (podle Emsleye)* [online] © 2017 International GeoGebra Institute [cit. 2017-04-03]. Dostupné z <https://www.geogebra.org/m/cFhKEX6S>
- [5] EFRON, N. *Contact lens practice*. 2nd ed. Oxford: Elsevier, 2010. ISBN 978-075-0688-697
- [6] AMIGÓ A., BONAQUE-GONZÁLEZ S., *Q Factor Presbylasik. Fundamentals and therapeutic approach*, JOURNAL OF EMMETROPIA [online], COPYRIGHT © 2012 [cit. 2017-03-05]. Dostupné z: <http://www.journalofemmetropia.org/2171-4703/v3n3/v3-3-09.php>
- [7] PLUHÁČEK, F. *Zrakové vady – výukové materiály k předmětu Fyziologická optika*, Katedra optiky Přírodovědecké fakulty Univerzity Palackého v Olomouci, Olomouc, 2012.
- [8] IOANNIS G. PALLIKARIS, SOTIRIS PLAINIS, W. NEIL CHARMAN, *Presbyopia: origins, effects, and treatment*, Thorofare, N.J.: SLACK, 2012. ISBN 978-1-61711-026-9
- [9] AUTRATA, R., ČERNÁ, J.: *Nauka o zraku*, Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, Brno 2006, ISBN 80-7013-362-7)
- [10] PLUHÁČEK, F. *Akomodace – výukové materiály k předmětu Fyziologická optika*, Katedra optiky Přírodovědecké fakulty Univerzity Palackého v Olomouci, Olomouc, 2012.
- [11] COLEMAN J. D., DEPARTMENT OF OPHTHALMOLOGY, EDWARD HARKNESS EYE INSTITUTE, COLUMBIA UNIVERSITY MEDICAL CENTER, *Accommodation and Presbyopia* [online]. [cit.2017-02-12]. Dostupné z: http://www.presbyopi-international.com/presentations/Coleman_Accom&Presbyopia.pdf

- [12] M. FALHAR, *Katarakta a intraokulární čočky* - výukový materiál k předmětu Diagnostika v optometrii, Katedra optiky Přírodovědecké fakulty Univerzity Palackého v Olomouci, Olomouc, 2017
- [13] BENJAMIN, J. W. *Borish's Clinical Refraction*, second edition. Philadelphia: Butterworth-Heinemann Elsevier, 2006. ISBN 978-0-7506-7524-6.
- [14] PLUHÁČEK, F. *Zraková ostrost* – výukové materiály k předmětu Fyziologická optika, Katedra optiky Přírodovědecké fakulty Univerzity Palackého v Olomouci, Olomouc, 2012.
- [15] MASARYKOVA UNIVERSITA BRNO, *Zraková ostrost, vizus, optotypy* – výukové materiály [online], [cit.2018-02-20]. Dostupné z: https://is.muni.cz/el/1411/jaro2017/BOBO0221p/um/56140008/BO03_vizus.pdf
- [16] PRECISION VISION, *Precision vision* [online] ©2018 Precision Vision. All Rights Reserved, [cit. 2018-02-20]. Dostupné z: <https://www.precision-vision.com/product/original-series-etdrs-chart-1/>
- [17] PLUHÁČEK, F. *Vyšetřování zrakové ostrosti* – výukové materiály k předmětu Optické a optometristické přístroje, Katedra optiky Přírodovědecké fakulty Univerzity Palackého v Olomouci, Olomouc, 2012.
- [18] JORGE L. ALIÓ, JOSEPH PIKKEL, *Multifocal Intraocular Lenses: The Art and the Practice*. Springer 2014. ISBN 978-3-319-09219-5
- [19] ROBERT J. CIONNI, *Get to know the defocus curve*, CATARACT & REFRACTIVE SURGERY TODAY NOVEMBER/DECEMBER, 2010, str. 38-44. ISSN 1541-5619.
- [20] PETROVÁ, S. a kol. *Základy aplikace kontaktních čoček*. 1. vyd. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2008. ISBN 978-807-0134-702.
- [21] MÜLLER-TREIBER, A. *Kontaktlinsen-Know-how*. 2. Aufl. Editor Nathan Efron. Heidelberg: DOZ, 2009. ISBN 978-392-2269-922.
- [22] BIRCH J. *What Happened to the Plans for a Smart Contact Lens for Diabetics?* [online], Labiotech UG, All Rights Reserved [cit. 2018-02-17]. Dostupné z: <https://labiotech.eu/contact-lens-glucose-diabetes/>
- [23] POTTER R., PAL S., STIEGEMEIER M. J., *Avoiding the Soft Multifocal Failure*, *Contact Lens Spectrum*, Volume: 31, Issue: March 2016, page(s): 22-25. ISSN: 0885-9175.

- [24] SYNEK S., *Kontaktní čočky* - učební text pro studium optometrie [online], Lékařská fakulta Masarykovy university, Brno. [cit. 2018-02-17]. Dostupné z: <https://is.muni.cz/elportal/estud/lf/ps09/cocky/web/pages/str05.html>
- [25] MOODY K., HICKSON-CURRAN S., WOOLEY B., RUSTON D., *Innovating for multifocal fitting success*, Optician, 3. 7. 2015. ISSN: 0030-3968.
- [26] TRUSIT D., *Understanding multifocals and getting them to work*, Optician, 5. 6. 2015. ISSN: 0030-3968.
- [27] CIONNI R. J., *Get to know the defocus curve* [online], CATARACT & REFRACTIVE SURGERY TODAY, Issue: NOVEMBER/DECEMBER 2010.]. ISSN: 1541-5619.
- [28] SIVARDEEN A. S., LAUGHTON D., WOLFFSOHN J., *Investigating the utility of clinical assessments to predict success with presbyopic contact lens correction* [online]. © Copyright Aston University [cit. 2018-02-10]. Dostupné z: http://publications.aston.ac.uk/28397/1/Predicting_success_with_multifocal_contact_lenses_CLAE_2016_PURE.pdf
- [29] WAN K., *Successful Strategies to Increase Multifocal Fits*, Contact Lens Spectrum, Volume: 27, 2012, Issue: November 2012, page(s): 39 – 41. ISSN: 0885-9175.
- [30] BENNETT E. S., HENRY V. A., *Contemporary Multifocal Contact Lens Primer*, Contact Lens Spectrum, Volume: 27, Issue: February 2012, page(s): 24 - 32. ISSN: 0885-9175.
- [31] Coopervision, Coopervision [online], © 2018 CooperVision [cit. 2017-10-10]. Dostupné z: <https://coopervision.cz/>
- [32] Coopervision, Coopervision [online], © 2018 CooperVision [cit. 2017-10-10]. Dostupné z: <https://coopervision.com/>
- [33] ENTO KEY, Ento key [online], [cit. 2018-03-18]. Dostupné z: <https://entokey.com/the-human-eye-as-an-optical-system/>
- [34] BAJER J., *Aberace oka z vlnového hlediska* - výukové materiály k předmětu Aberace oka v optometrické praxi, Katedra optiky Přírodovědecké fakulty Univerzity Palackého v Olomouci, Olomouc, 2016.
- [35] WOLFFSOHN J. S. et al., *Exploring the optimum step size for defocus curves*, Journal of Cataract & Refractive Surgery, Volume 39, 2013, Issue 6, page 873 – 880. ISSN: 0886-3350.

- [36] RODRÍGUEZ-RATÓN A., *Update in intraocular lenses* - lecture at European Meeting of Young Ophthalmologists [online], Oviedo 2016, LinkedIn Corporation © 2018 [cit. 2018-03-18]. Dostupné z: <https://www.slideshare.net/AlvaroRodriguez1/update-in-intraocular-lenses>

Přílohy:

Příloha 1: Přehled vybraných zástupců multifokálních kontaktních čoček dostupných v České republice [26]

Obchodní název (výrobce)	Material	Režim nošení	Design	Dioptrický rozsah (D)	Hodnoty adice (D)
1-DAY ACUVUE® MOIST MULTIFOCAL (Johnson & Johnson Vision Care)	etafilcon A (hydrogel)	Jednorázové jednodenní čočky	Asférický CN	+6,00 až -9,00	3 ADICE – nízká (+0,75 až +1,25); střední (+1,50 až +1,75); vysoká (+2,00 až +2,50)
Dailies AquaComfort plus Multifocal (Alcon)	nelfilcon A (hydrogel)		Asférický CN	+6,00 až -10,00	3 ADICE – nízká (do +1,25); střední (do +2,00); vysoká (do +2,50)
Clarity 1-DAY Multifocal (Saufion)	somofilcon A (SiH)	Čočky pro opakované použití – 30 denní cyklus nošení	Asférický CN	+5,00 až -6,00	2 ADICE – nízká (do +2,25); vysoká (do +3,00)
Air Optix Aqua Multifocal (Alcon)	lotrafilcon B (SiH)		Asférický CN	+6,00 až -10,00	3 ADICE – nízká (do +1,25); střední (do +2,00); vysoká (do +2,50)
Biofinity Multifocal (CooperVision)	comfilcon A (SiH)		CD nebo CN; multizonální	+6,00 až -10,00	4 ADICE – +1,00; +1,50; +2,00; +2,50 typ čoček CD a CN
PureVision Multifocal (Bausch+Lomb)	balafilcon A		Asférický CN	+6,00 až -10,00	2 ADICE – nízká (do +1,50); vysoká (+1,75 až +2,50)

Příloha 2: Informovaný souhlas

Informace a informovaný souhlas pro účastníky výzkumné studie

Název výzkumné studie:	Defokusační křivka u nositelů multifokálních kontaktních čoček
Vedoucí výzkumné studie:	Mgr. Lenka Musilová, Dis. Katedra optiky, Přírodovědecká fakulta, Univerzita Palackého v Olomouci 17. listopadu 12, 771 46 Olomouc Tel.: 585634322, e-mail: musilova@optics.upol.cz
Řešitel:	Bc. Veronika Pražáková Katedra optiky, Přírodovědecká fakulta, Univerzita Palackého v Olomouci 17. listopadu 12, 771 46 Olomouc

Informace o výzkumné studii:

Cílem studie je změřit defokusační křivku s multifokálními kontaktními čočkami a s brýlovou korekcí a jejich následné porovnání. Jedná se o měření zrakové ostrosti po předložení čočky s různou optickou mohutností. Do této studie jsou zařazeny osoby s presbyopií, u kterých se nevyskytuje žádná oční patologie jako například: výpadky zorného pole, onemocnění sítnice, tupozrakost, deformace zornice, onemocnění předního segmentu, nesnášenlivost kontaktních čoček, snížená zraková ostrost s korekcí pod 0,7 včetně.

Účastník na výzkumné studii přispívá k rozvoji poznatků v oblasti optometrie, které mohou v budoucnu přispět ke zkvalitnění péče v oblasti zraku. Informace získané v této studii slouží jako materiál pro výzkumnou část diplomové práce s názvem Defokusační křivka u multifokálních kontaktních čoček zpracovávané Bc. Pražákovou Veronikou. Výsledky prováděné studie budou zveřejněny v rámci této práce, popř. v odborné literatuře a mohou být prezentovány na odborných konferencích. Dále budou sloužit jako podklady pro další výzkum. Všechna výzkumem zjištěná data budou vždy prezentována anonymně, tedy bez uvedení identity účastníka.

Popis výzkumných procedur:

Časová náročnost celého měření činí dvě hodiny, může však být rozdělena na dvě části. Nejprve bude provedena refrakce, keratometrie, biomikroskopie a zjištěna zraková ostrost s korekcí. Dle získaných parametrů bude vybrána vhodná kontaktní čočka. Následně bude provedeno měření defokusační křivky, které spočívá v předkládání jednotlivých korekčních čoček před vykorigované oko a měření příslušné zrakové ostrosti. Náhodným výběrem budou předkládány čočky od -5,00 D až +2,0 D (krok po 0,5 D). Hodnoty defokusační křivky budou měřeny jak s brýlovou korekcí, tak i s multifokální kontaktní čočkou. Experiment bude proveden s kontaktními čočkami Biofinity multifocal typu D. K získávání informací potřebných ke studii bude využito tohoto vybavení: foropter, LCD optotyp, autorefraktokeratometr, šterbinová lampa, čtecí tabulka.

Rizika účasti ve studii:

Jelikož studie zahrnuje aplikaci kontaktních čoček, existuje riziko infekce spojené s jejich nošením, nicméně toto riziko je minimalizováno tím, že je vždy použit nový sterilní pár a maximální doba jejich nošení jsou dvě hodiny.

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

Informovaný souhlas s účastí na výzkumné studii

Jméno: _____
Příjmení: _____
Pohlaví: _____
Věk: _____

- 1) Tímto **souhlasím** s účastí na výzkumné studii – Defokusační křivka u multifokálních kontaktních čoček.
- 2) Byl(a) jsem informován(a) o cílech výzkumu, o vyšetřovacích metodách, které mi budou prováděny a o náročnosti výzkumné metody zvolené pro toto měření.
- 3) Byl(a) jsem informován(a) o fyzické náročnosti a případných rizicích metody výzkumu.
- 4) Byla jsem informována, že moje účast ve výzkumu je zcela dobrovolná a může být kdykoli zrušena bez jakýchkoliv sankcí.
- 5) Všechny údaje získané v rámci tohoto výzkumu budou zpracovávány, prezentovány či publikovány bez uvedení osobních dat účastníka (tj. anonymně). Tyto údaje mohou být využity pouze pro studijní, publikační a výzkumné účely pověřeným studentům a pracovníkům katedry optiky Přírodovědecké fakulty Univerzity Palackého v Olomouci.

V _____ dne: _____

podpis: _____