

PŘÍRODOVĚDECKÁ FAKULTA UNIVERZITY PALACKÉHO V OLOMOUCI

KATEDRA OPTIKY

**CHIRURGICKÉ MOŽNOSTI RIEŠENIA PRESBYOPIE**

Bakalárska práca

VYPRACOVAL:

Erik Sahatqija

obor 5345R008 OPTOMETRIE

študijný rok 2014/2015

VEDÚCI BAKALÁRSKEJ PRÁCE

RNDr. František Pluháček, Ph.D.

## **Čestné prehlásenie**

Prehlasujem, že nasledujúcu bakalársku prácu som vypracoval samostatne pod vedením RNDr. Františka Pluháčka, Ph.D. za použitia literatúry uvedenej na konci práce.

V Olomouci dňa 4.5.2015

.....

Erik Sahatqija

## **Pod'akovanie**

Touto cestou by som chcel pod'akovať RNDr. Františkovi Pluháčkovi PhD. za rady, ochotu a pripomienky počas písania tejto práce.

Tato práca bola vypracovaná za podpory projektu IGA PřF UP v Olomouci s názvom Optometrie a její aplikace č. IGA\_PrF\_2015\_01

## Obsah

1	ÚVOD .....	6
2	AKOMODÁCIA A JEJ MECHANIZMUS.....	7
3	PRESBYOPIA.....	9
3.1	Príčiny presbyopie.....	10
3.2	Riešenie presbyopie .....	11
4	CHIRURGICKÉ METÓDY KOREKČIE PRESBYOPIE.....	14
4.1	Vybrané rohovkové zákroky pre korekciu presbyopie.....	15
4.1.1	PresbyLASIK.....	15
4.1.2	Intracor.....	18
4.1.3	Corneal inlays .....	19
4.2	Vybrané vnútročné zákroky pre korekciu presbyopie .....	22
4.2.1	Multifokálne vnútročné šošovky (MIOL).....	22
4.2.2	Akomodačné vnútročné šošovky (AIOL).....	24
5	SUBJEKTÍVNE HODNOTENIA A SPOKOJNOSŤ PACENTOV.....	29
5.1	Individuálne potreby presbyopov.....	30
5.2	Hodnotenie efektivity presbyopickej refrakčnej chirurgie.....	31
5.2.1	Zraková ostrosť .....	31
5.2.2	Kontrastná senzitivita .....	32
6	Záver.....	34
	Zoznam použitej literatúry.....	35
	Zoznam obrázkov a tabuliek.....	37

# 1 ÚVOD

Zrak ako zmyslový orgán hrá v našom živote dôležitú úlohu, najviac v oblasti vnímania okolia. V rannom období života môže chybný vývoj oka postihnúť človeka na celý život. Vznikajú tak obmedzenia, ktoré ovplyvňujú život človeka po rôznych stránkach. Následky nenesie len vo forme zrakového postihnutia ale aj v spoločenskom či pracovnom živote a záľubách. Tieto vrodené zmeny sú ale z veľkej časti ovplyvniteľné včasnou diagnostikou a následnou liečbou. Vývoj oka je približne v 25. roku života ukončený a nastáva obdobie stability zraku až do dosiahnutia presbyopického veku. Presbyopia je výsledkom starnutia organizmu a tento proces zatiaľ nie je možné oddialiť, preto sa jej možnosti korekcie budú naďalej zdokonaľovať.

Táto práca má za cieľ oboznámiť so základnými princípmi a technikami, ktoré sa pri chirurgickej korekcii presbyopie využívajú najčastejšie. Na začiatku práce sú zhrnuté aj iné formy korekčných pomôcok, ktoré nám však svojimi princípmi pomáhajú pochopiť ostatné chirurgické metódy. Tie sa podľa miesta zásahu rozdeľujú na rohovkové, ktoré sa v dnešnej dobe tešia veľkej popularite a vnútroočné, kde je veľká pravdepodobnosť čiastočného dynamického obnovenia akomodácie stratenej vekom. Starnutie je len málo ovplyvniteľný, fyziologický proces každého organizmu. Pokým bude spoločnosť starnúť tak som názoru, že táto téma bude raz kľúčom k dokonalému videniu bez kompromisov.

## 2 AKOMODÁCIA A JEJ MECHANIZMUS

Pre pochopenie presbyopie ako akomodačného obmedzenia je nutné sa oboznámiť so základnými princípmi procesu akomodácie. Akomodácia je teda schopnosť oka meniť svoju optickú mohutnosť a tým vidieť blízke predmety ostro. Výsledkom je zhrubnutie šošovky, ktorej predná a zadná plocha sú viac zakrivené a tým majú väčšiu lomivosť a dioptrickú mohutnosť. Bod na optickej ose oka, ktorý sa ostro zobrazí na sietnici pri minimálnej akomodácii nazývame ďaleký bod (punctum remotum, R). Vzdialenosť ďalekého bodu od hlavného predmetového bodu oka H označíme ako  $a_r$ . Naopak, blízky bod (punctum proximum, P) rozumieme bod, ktorý sa ostro zobrazí na sietnici pri maximálnej akomodácii. Jeho vzdialenosť od H označíme ako  $a_p$ . Rozdiel vzdialeností R a P, teda  $a_r - a_p$  nazývame akomodačný interval a túto oblasť môžeme nazvať ako oblasť ostrého videnia. Rozdiel obrátených hodnôt vzdialeností definujeme ako amplitúdu akomodácie AA,

$$AA = 1/a_r - 1/a_p.$$

Tá udáva, o koľko dioptrií je zrakový aparát schopný meniť svoju optickú mohutnosť.  
[2,3]

Pri popise akomodácie ako dynamického procesu vznikali rôzne teórie. Tie nám pomáhajú pochopiť nielen mechanizmus a funkciu akomodácie, ale aj objasniť príčiny presbyopie. Medzi najznámejšie patria Helmholtzova teória, teória podľa Schachara a Tscheringa, Finchmanova teória a Colemanova teória.

### Helmholtzová teória

Táto teória je najstaršia zo známych teórií, na ktorej bola založená rada ďalších objasnení akomodácie. Vychádza z predpokladov, že aktívnym orgánom akomodácie je ciliárne teliesko a očná šošovka je elastická. Ďalej predpokladá, že u neakomodovaného oka sú zonulárne vlákna napnuté, kým pri akomodácii je šošovka uvoľnená a vyklenie sa vlastnou pružnosťou.

Podľa Helmholtza, keď je oko v kľudovom stave a zaostrené na diaľku, ciliárny sval je relaxovaný. Zostatkové napätie zonulárnych vlákien okolo ekvátoru drží šošovku v relatívne plochom a neakomodovanom stave. Keď oko zaostrí na blízky predmet, ciliárny sval sa kontrahuje. To spôsobí vypúlenie a posun svalu smerom dopredu. Výsledkom celého procesu je uvoľnenie ťahu zonulárnych vlákien. Elastické púzdro umožní šošovke vyklenúť sa a nadobudnúť akomodovanú formu. Relaxácia akomodácie prichádza v momente, keď dôjde k uvoľneniu ciliárneho svalu. Ťah cievnatky a zadných zonulárnych vlákien spôsobujú, že zonulárne vlákna na ekvátore šošovky sú napnuté a šošovka tak nadobudne neakomodovanú formu charakteristickú tenším, menej vypuklým tvarom.[1,3]

### Tscheringova a Schacharova teória

Schacharov a Tscheringov model akomodácie uvažuje tuhé jadro, ale elastický obal šošovky. Z ciliárneho svalu vychádzajú 3 typy vlákien (predné, zadné, stredné), ktoré sú odlišne umiestnené. Dôsledkom spolupráce vlákien a ciliárneho svalu tak šošovka zväčšuje svoju hrúbku. Výsledkom je teda elongácia - predĺženie vertikálneho priemeru šošovky.

Pôvodne vychádza z Helmholtzovej teórie avšak základný rozdiel je v tom, že Schacharova teória predpokladá aktívnu spoluprácu medzi ciliárnym svalom a závesným aparátom a priblíženie ekvátoru šošovky ku sklére, kým teória Helmholtza spolieha na pasívne uvoľnenie zonulárnych vlákien a naopak vzdialenie sa ekvátoru šošovky od skléry. Tschering navyše predpokladal pri akomodácii ešte pohyb sklovca a jeho tlak na šošovku.[2,3]

### Finchamova teória

Fincham predpokladal, že rozdielna hrúbka obalu v rôznych miestach spôsobí v oblasti úponu zonulárnych vlákien udržanie si tvaru (pri tomto úpone je kapsula najhrubšia). Na prednom a zadnom póle šošovky je obal tenší a preto dochádza pri akomodácii k vyklenutiu prednej plochy šošovky - zvýšeniu zakrivenia.[3]

### Colemanova teória

Proces akomodácie sa podľa Colemana týka okamžitej a presne opakovateľnej zmeny tvaru šošovky. Táto teória predpokladá, že šošovka, zonulárne vlákna a predný

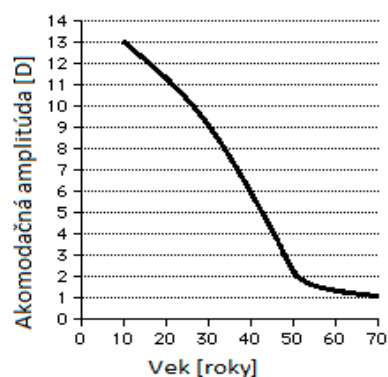
sklovec tvoria prepážku medzi prednou komorou a sklovcovým priestorom. Tlak na sklovec spôsobený kontrakciou ciliárneho svalu spôsobí zníženie tlaku v prednej komore a posun šošovky smerom dopredu.[2]

### 3 PRESBYOPIA

Pri prirodzenom starnutí organizmu dochádza k zmenám, ktorým sa nevyhne ani optický aparát. Amplitúda akomodácie pomaly klesá už od detstva ale bez výraznejších zmien až približne do 40. roku, kedy amplitúda klesne pod úroveň potrebnú na normálnu prácu do blízka a tak sa objavujú aj subjektívne zmeny videnia. Presbyopia je teda fyziologický, vekom podmienený pokles amplitúdy akomodácie.[3,8]

Medzi hlavné príznaky presbyopie patrí predlžujúca sa pracovná vzdialenosť na blízko (tzv. dlhé ruky). Začínajúci presbyopovia sú tak často nútení si posúvať najčastejšie bežný text smerom od seba, a to vplyvom posúvajúceho sa blízkeho bodu od oka. Ďalším zo začínajúcich symptómov sú astenopické problémy. Tými môžeme rozumieť bolesť hlavy, očná únava, pálenie a slzenie očí a pod., niektorí popisujú rozmazané videnie (najčastejšie za zlých svetelných podmienok), prípadne sa musia "snažiť" alebo "sústrediť" na čítanie textu či inú pracovnú činnosť.[2,3]

Priebeh poklesu amplitúdy akomodácie znázorňuje obr. č. 1



Obr. 1: Závislosť AA na veku



### **3.1 Príčiny presbyopie**

Na vzniku presbyopie sa podieľa niekoľko faktorov aj keď konečná príčina stále nie je objasnená. Podstatu presbyopie sa snažia vysvetliť viaceré teórie. Helmholtz - Hess - Gullstrandová teória pripisuje stratu schopnosti akomodovať biomechanickým zmenám v šošovkovom puzdre a šošovke. Teória Donders - Douan - Finchama tvrdí, že strata akomodácie je spôsobená nedostatočnou funkciou ciliárneho svalu, nie šošovky. Schachar vo svojej teórii ako príčinu presbyopie udáva postupný ekvatoriálny rast šošovky. Tento vekom podmienený nárast znižuje vzdialenosť medzi šošovkou a ciliárnym telieskom. Postupne tak ochabuje aj napätie zonulárnych vlákien. Pri akomodácii teda nedochádza k zvýšeniu napätia zonulárnych vlákien, ktoré by spôsobovali aktívny ťah ekvátoru šošovky. Obecne sa však predpokladá, že Helmholtzová teória platí u väčšiny mladých presbyopov, Douanová pre starších presbyopov s malou akomodačnou amplitúdou.[4,12]

Vekom podmienené zmeny zasahujú takmer každý prvok, ktorý je súčasťou procesu akomodácie, najviac však očnú šošovku. Je známe, že šošovka celý život naberá na objeme a váhe. Mení nielen svoj tvar, ale aj vnútornú štruktúru a následkom týchto zmien je zníženie elasticity a plasticity puzdra šošovky. Tak sa celkovo menia aj optické vlastnosti, dochádza k zmenám metabolizmu, indexu lomu a šošovka sa tak stáva mechanicky menej poddajnou silám potrebným k nadobudnutiu vhodného tvaru pre vytvorenie správneho sietnicového obrazu. Svoj podiel na ubúdajúcej schopnosti akomodovať majú aj zonulárne vlákna, ktoré sa vekom stávajú menej pružnými.

Ďalšou štruktúrou, ktorú vek bezpodmienečne postihuje, je ciliárne teliesko (corpus ciliare). Jeho súčasťou je ciliárny sval (musculus ciliare). Vekom začne ciliárny sval atrofovať, čím sa znižuje jeho funkcia a tak je nútený vynaložiť vyššie úsilie pre dosiahnutie požadovanej dioptrickej hodnoty.

Manifestácia presbyopie taktiež závisí na refrakčných vadách. U emetropov a myopov je nástup o niečo pomalší a menej výrazný. Hypermetrop má totiž so správnou korekciou menšiu akomodačnú amplitúdu.[1,4]

### 3.2 Riešenie presbyopie

Pri dlhodobej práci do blízka dochádza k únave očí - astenopickým problémom. Riešením je určenie hodnoty vrcholovej lámavosti, o ktorú je potrebné zmeniť korekciu do diaľky. Túto hodnotu nazývame prídavok do blízka. Na určenie vrcholovej lámavosti prídavku do blízka má vplyv aktuálny akomodačný interval a pracovná vzdialenosť, ktorú pacient bude prevažne preferovať. Predpokladom je teda dokonalá korekcia do diaľky, k nej sa potom pridá kladný prídavok - adícia (*add*). V prípade astigmatizmu sa adícia pripočíta len ku sférickej časti predpisu. Keďže dioptrická hodnota sa mení s rôznou vzdialenosťou na čítanie či prácu, je potrebné dôkladne zvážiť individuálne potreby pacienta, kde patrí aj voľba rôznych pracovných vzdialeností. To zohľadňuje numerický odhad adície,

$$add = |1/l| - k \cdot AA_D,$$

kde *l* je pracovná vzdialenosť,  $AA_D$  je amplitúda akomodácie s korekciou do diaľky a *k* je časť amplitúdy akomodácie, ktorú sme schopní obvykle využiť (1/2 až 2/3).[3,14]

Najčastejším riešením sú okuliare, ďalej sú to kontaktné šošovky a korekcia pomocou refrakčnej chirurgie.

Okuliare si stále držia prvenstvo ako najpoužívanejšia korekčná pomôcka, nielen u presbyopov. Tie v prípade korigovania presbyopie môžeme ďalej rozdeľovať na:

**Jednoohniskové (monofokálne)**, kde okuliarové sklá majú jedno ohnisko a teda korekčný účinok len na jednu vzdialenosť. Výhodami monofokálnych okuliarov je hlavne veľké zorné pole na danú vzdialenosť, neobmedzenosť vo voľbe okuliarového rámu a cena. Korekcia jednoohniskovými šošovkami žiaľ neposkytuje korekciu do diaľky či strednú vzdialenosť, preto je ich najväčšou nevýhodou striedanie viacerých okuliarov pri rôznych vzdialenostiach.

**Bifokálne okuliare**, ktoré pozostávajú zo základnej jednoohniskovej šošovky (s korekciou do diaľky), ku ktorej sa pridá malá časť šošovky s korekciou do blízka. Vytvorí tak okuliarové sklo s dvoma ohniskami, jedným na diaľku, druhým na blízko.

Výhodou oproti jednoohniskovým je používanie jedných okuliarov na diaľku a blízko, nedostatkom je absencia dioptrie na strednú vzdialenosť a rýchly prechod medzi jednotlivými zónami, kde tak na okraji pôsobia rôzne prizmatické efekty. Špeciálnym prípadom sú trifokálne šošovky, ktoré majú medzi zónami na diaľku a na blízko ešte úzku časť určenú na strednú vzdialenosť.

**Viacohniskové (multifokálne)** okuliare, ktoré na rozdiel od bifokálnych poskytujú videnie aj na strednú vzdialenosť (napr. práca s PC) s plynulým prechodom bez deliacich okrajov. Horná časť šošovky umožňuje videnie do diaľky, smerom dolu vytvára progresívny kanál, kde sa dioptrická hodnota adície postupne zvyšuje a spodná časť tak poskytuje videnie na blízko. V periférnych zónach sú nepriaznivé efekty napr. šikmé astigmatizmy, rozmazaný alebo skreslený obraz, ktoré sa nedajú ovplyvniť. Nevýhodami viacohniskových okuliarov je zúžené zorné pole (kvôli periférnym zónam), cena a určitý návyk správnej kombinácie držania hlavy a sklopenia očí. Výhodou je naopak viac plynule prechádzajúcich ohniskových vzdialeností čo umožňuje napr. sledovanie TV, čítanie novín a prácu s PC s jednými okuliarmi, bez nutného striedania viacerých.[3,13]

Korekcia presbyopie kontaktnými šošovkami zahŕňa viacero možných riešení, a to kombináciu kontaktných šošoviek spojených s nosením okuliarov, metóda monovision alebo multifokálne kontaktné šošovky.

Veľmi efektívnou voľbou je korekcia do diaľky **kontaktnými šošovkami** a do blízka **okuliarmi na čítanie**. Toto kombinované riešenie poskytuje optimálne videnie do diaľky a na blízko a predstavuje tak najmenej problematickú metódu. Avšak tento návrh nemusí byť prijateľný pacientom, ktorí sa chcú vyhnúť okuliarovej korekcii úplne.

Ďalšou možnosťou je metóda **monovision**, kde jedno oko (zvyčajne dominantné) je korigované do diaľky a druhé oko na blízko. Oproti okuliarovej korekcii, kedy pri anizometrii vznikajú rôzne prizmatické efekty na každom oku a anizeikonia, sú tieto refrakčné korekcie najviac vhodné priamo na ploche rohovky (okrem kontaktných šošoviek aj rohovkové refrakčné zákroky a rohovkové krúžky; vid'

podkap. 4.1 Vybrané rohovkové zákroky pre korekciu presbyopie). Pri vytvorení sietnicových obrazov mozog spracuje len vnem z jedného oka, zatiaľ čo nechcený rozmazaný obraz z druhého oka je suprimovaný. Táto supresia sa deje na úkor priestorového videnia. Pre maximalizovanie užitočného dioptrického rozsahu a zvýšenie šancí na správnu stereopsiu, rozdiel medzi dioptriami na diaľku a blízko musia byť čo najmenší.[6]

Dnes veľmi obľúbenou skupinou sú **multifokálne kontaktné šošovky**. Dizajny týchto šošoviek sa dajú rozdeliť podľa princípu do dvoch skupín:

Translačný dizajn, ktorý poskytuje alternujúce videnie, kedy sa oko pri pohľade rovno díva cez zónu na diaľku. Minimálnemu pohybu šošovky dolu napomáha spodné viečko, ktoré zamedzí posunu šošovky spolu s okom smerom nadol a oko sa díva cez zónu do blízka. Tieto šošovky fungujú na princípe bifokálnych okuliarov.[15]

Druhý dizajn je založený na metóde simultánnych obrazov, ktoré sú po prechode svetelných lúčov viacohniskovými korekciami zobrazené na sietnici zaostrené aj rozostrené obrazy zo všetkých ohnísk. Mozog si v takom prípade musí vybrať zaostrený stimul a suprimovať rozmazané. V porovnaní s monovision, zaostrené a rozostrené obrazy sú zobrazované na rovnakom sietnicovom mieste. Preto nechcené svetelné efekty rozostrených obrazov znehodnocujú kontrast ostrého obrazu. Ako u monovision, funkčnosť simultánnych obrazov je určená princípmi adaptácie na rozostrený obraz, toleranciou rozmazaného obrazu a supresii, ktorá sa odohráva na kortikálnej úrovni.[6]

Simultánne obrazy sa využívajú ako u kontaktných šošoviek, kde sa koncentricky striedajú zóny na diaľku a blízko, tak aj u refrakčných IOL.



Obr. 2: Dizajny multifokálnych kontaktných šošoviek

## 4 CHIRURGICKÉ METÓDY KOREKCIE PRESBYOPIE

Aj napriek tomu, že korigovanie presbyopie okuliarovými či kontaktnými šošovkami je v dnešnej dobe dominanciou, posledné desaťročia sa čoraz viac do popredia dostávajú chirurgické riešenia a postupy, ktoré by mohli obnoviť zrakovú ostrosť na dobrú úroveň s prihliadnutím na zaostrovanie na rôzne vzdialenosti. Tieto metódy môžu byť realizované vo forme rohovkových zákrokov, kedy dochádza k úprave povrchu alebo stromy rohovky za účelom požadovaných optických vlastností. Ďalšou možnosťou je voľba vnútroočných zákrokov, kedy sa jedná o výmenu pôvodnej očnej šošovky za umelú vnútroočnú šošovku (IOL). Špecifickú skupinu tvoria sklerálne techniky, kde sa jedná o expanzívne implantáty ktoré však nie sú dostatočne podložené dôkazmi a sú detailnejšie popísané v publikácii [6]. Ďalej môžeme z hľadiska princípu tieto metódy rozdeľovať na statické a dynamické.[7]

### Statické metódy

Takmer všetky statické (pasívne) pokusy o korekciu presbyopie, pri ktorých v skutočnosti nedochádza k zmenám v sile a lomivosti optických prvkov sú založené na rovnakom optickom princípe, ktorý sa dlhé roky používa v kontaktných šošovkách: monovision a metóda simultánneho obrazu (viď napr. 3.2 Riešenie presbyopie). Cieľom je uspokojiť potreby presbyopov zvyšovaním hĺbky ostrosti avšak nie vždy na adekvátnej úrovni. V prípade korekcie presbyopie kontaktnými šošovkami, efektívnosť rôznych procedúr sa bude líšiť v závislosti na priemere zornice (pseudoakomodácia). Na týchto metódach fungujú všetky rohovkové zákroky a multifokálne vnútroočné šošovky.[7]

### Dynamické metódy

U dynamických metód sa vo všeobecnosti pokúšame obnoviť aspoň nejaké prvky akomodácie, ktoré sú ešte minimálne aktívne. Sú to procedúry, ktoré by mohli vyvolať zmenu tvaru ciliárneho svalu alebo zmenu geometrie šošovky. Alternatívou môže byť nahradenie ľudskej šošovky umelou vnútroočnou šošovkou (IOL) ktorá mení svoju mohutnosť, ako výsledok síl odvodených od stále aktívneho ciliárneho svalu, zonulárnych vlákien či obalu šošovky.[7]

## **4.1 Vybrané rohovkové zákroky pre korekciu presbyopie**

Ako všetky optické prvky, aj dioptrická sila rohovky závisí od jej zakrivenia, indexu lomu až po menej významný parameter - hrúbku. Je zrejmé, že meniť optickú mohutnosť rohovky môžeme úpravou ktoréhokoľvek parametru, avšak modifikácia prednej plochy rohovky (a jej stredných vrstiev) sa javí ako najmenej invazívna metóda. Podľa jednotlivých techník môžeme rozdeliť rohovkové procedúry do 3 skupín. Jedná sa o PresbyLASIK, ktorý využíva metódy monovision (princíp rovnaký ako u kontaktných šošoviek) alebo vytvorenia multifokálnej plochy na rohovke (SUPRACOR). Ďalej sú to rohovkové krúžky, ktoré nevyžadujú prítomnosť laseru a predstavujú relatívne novú metódu. Poslednou, v dnešnej dobe celkom perspektívnou procedúrou je rohovkové "zmrštenie" (corneal shrinking), kde hlavným predstaviteľom je metóda INTRACOR.[6,7]

### **4.1.1 PresbyLASIK**

Presbylasik je metóda upravovania povrchu rohovky, ktorá využíva princípy klasického LASIKu, v ktorom je odrezaná a následne odklopená tenká lamela rohovky (flap) pomocou mikrokeratotomu, alebo dnes už častejšie využívaným femtosekundovým laserom. Potom sa fotoabláciou pomocou excimerového laseru opracujú hlbšie vrstvy stromatu rohovky.

Aj keď prvé zákroky mali za cieľ korigovať refrakčné vady do diaľky, neskoršie výsledky ukázali, že označná aberácia sa stále objavovala a to mohlo viesť k zvýšeniu hĺbky ostrosti a tak oddialiť nástup presbyopických symptómov u pacientov korigovaných laserom. To prirodzene viedlo k pokusom vytvoriť takú povrchovú geometriu, ktorá by korigovala akékoľvek sféro-cylindrické refrakčné chyby a zároveň napodobňovala optický efekt multifokálnych kontaktných šošoviek. Výsledkom boli teda techniky využívajúce pseudoakomodáciu, medzi ktoré patrí aj PresbyLASIK.[7]

Rohovková pseudoakomodácia môže byť dosiahnutá pomocou ablácie, ktorá tak poskytuje zaostrovanie do diaľky no zároveň znižuje závislosť na okuliaroch do blízka.

Táto multifokalita vyvolá zväčšenie hĺbky ostrosti, ktorá kompenzuje stratu akomodácie u očnej šošovky. Toto je základ techniky PresbyLASIK. Rohovka je však prvý (nepočítajúc slzný film) a najviac lomivý optický prvok oka, takže aj tie najmenšie zmeny a zásahy na povrchu majú výrazný dopad na videnie.

#### Periférny PresbyLASIK (Center - Distance)

Pri tejto technike, centrálna časť rohovky je upravená na videnie do diaľky kým periférna časť je opracovaná tak, aby vytvorila zápornú periférnu asféricitu a teoreticky tak poskytla zaostrovanie do blízka (obr. 3).



Obr. 3: Periférny PresbyLASIK

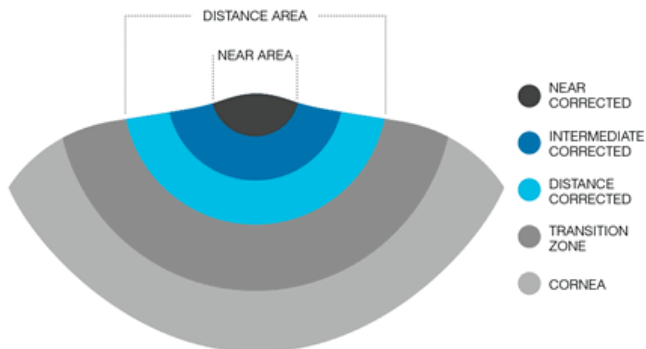
Presbyopická korekcia dosiahnutá pomocou ablácie je veľmi ovplyvňovaná priemerom zornice. Pri mióze, refrakčný stav oka sa posúva ku kladným sférickým hodnotám a videnie do blízka je tak znehodnotené. Naopak, pri dilatovanej zornici (napríklad pri šoférovaní v noci), je väčšia časť pokrytá korekciou na blízko a videnie do diaľky tak môže byť oslabené.

Tento typ PresbyLASIK-u sa stále využíva na zvyšovanie dioptrického rozsahu pseudoakomodácie a môže úspešne zväčšiť hĺbku ostrosti, ktorá umožňuje pacientovi funkčné videnie do blízka.[6]

#### Centrálny PresbyLASIK (Centre - Near, SUPRACOR)

SUPRACOR predstavuje relatívne novú metódu riešenia presbyopie schválenú v máji 2011. Jedná sa o obojstrannú procedúru. Princípom je najprv tvorba rohovkovej lamely ako u metódy LASIK pomocou mikrokeratomu alebo femtosekundového laseru

a následne vytvorenie multifokálneho profilu rohovky s postupným prechodom medzi zónou pre videnie do blízka a do diaľky pomocou excimerového lasera.



Obr. 3: Model rohovky po zákroku SUPRACOR

V Českej republike bola táto metóda podrobne sledovaná štúdiou [11], ktorá bola vykonaná od júla 2012 do februára 2013 na Očnej klinike FN v Brne. Do štúdie bolo zaradených 8 hypermetropických presbyopických pacientov (5 mužov, 3 ženy). Tí hľadali vhodnú alternatívu k noseniu okuliarov alebo kontaktných šošoviek a uprednostňovali menej invazívny zákrok pred vnútroočnou operáciou. Priemerný vek bol približne 57 rokov.

Indikačné kritéria:

- presbyopia a hypermetropia od +0,75 až +4,0 D
- adícia nad 1,75 D
- astigmatizmus pod 2,0 Dcyl
- rozdiel medzi subjektívnou a cykloplegickou refrakciou do 0,75 vrátane
- keratometria 41 do 45 D
- najlepšie korigovaný vízus do diaľky nad 0,8
- šírka zornice 3 mm až 6 mm
- vek nad 46 rokov
- číre optické médiá
- oko bez predchádzajúcich operácií
- dostatočne hrubá rohovka (nad 500  $\mu\text{m}$ )
- tolerancia voči adícii do +0,5 Dsf



Všetci pacienti museli tieto kritériá splňovať. Pacienti vykonávajúci profesie s vysokými nárokmi na videnie do diaľky, v noci alebo pri ostrom svetle, ďalej perfekcionisti, pacienti s nereálnym očakávaním alebo s intoleranciou multifokálnych okuliarov neboli k zákroku indikovaní. Zárok sa robil v tzv. bilaterálnom asymetrickom režime: nedominantné oko bolo cieleňé na hodnotu 0,5 Dsf, dominantné oko na emetropiu. Predoperačne sa spravili kompletne vyšetrenia. Operácia sa vykonávala v lokálnej anestézii a pooperačne boli aplikované lokálne antibiotiká a steroidy.

V Brne zaznamenali pomerne dlhé kolísanie zrakovej ostrosti po zákroku, k stabilizácii došlo u väčšiny pacientov po 6 mesiacoch. Kontrastná citlivosť bola testovaná za mezopických podmienok a predoperačne bola vo fyziologickom rozmedzí pre danú vekovú skupinu u všetkých 16 očí. Pooperačne zostalo v norme 11 očí, u 5 očí pozorovali zníženie pod dolnú hranicu normy vo vyšších priestorových frekvenciách (12 a 18 c/st). 7 pacientov neudávalo prítomnosť fotických fenoménov (halo, glare), 1 pacient tieto problémy mal, na priamy dotaz aj ďalší 2 pacienti udávali častejšie oslnenie svetlom, ktoré však nevnímali ako obťažujúce. 1 pacient bol nespokojný a zostal závislý na okuliarovej korekcii. Pooperačne u neho zaznamenali vznik nukleárnej katarakty.

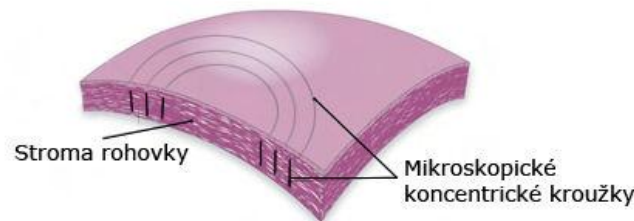
Podľa prvých výsledkov je možné zákrokom SUPRACOR dosiahnuť dobrej zrakovej ostrosti na diaľku, na blízko i na strednú vzdialenosť a spokojnosť pacientov je pomerne vysoká.[11]

#### 4.1.2 Intracor

Táto technika využíva zväzok laserových lúčov (vlnovej dĺžky 1,043  $\mu\text{m}$ ) na zmenu rohovkovej štruktúry. Každý pulz vytvorí vo vnútri stromy malé množstvo plazmy. Tá sa rozširuje a vytvorí bublinku ktorá následne zaniká a na mieste vzniká prázdno. Vytvorenie vhodného priestorového usporiadania malými bublinami efektívne narušuje tkanivo a vytvára tak priestory do ktorých sa tkanivo z okolia nahná a tým sa zmení celkový tvar rohovky. Tak sa vytvorí 3 a viac koncentrických prstencov v centrálnej časti stromy rohovky. Tieto laserom vytvorené prstence tak zostrmia

zakrivenie malej časti centrálnej rohovky, ktorá nadobudne hodnoty potrebné na videnie do blízka.

Mimo centrálnej zóny na blízko sa predpokladá, že zmena tvaru rohovky vyvolá zápornú sférickú aberáciu a rozšíri tak hĺbku ostrosti na prácu s počítačom či inými činnosťami v strednej vzdialenosti. Rohovka za najväčším kruhom zostáva tvarovo a dioptricky nezmenená pre presné videnie do diaľky.



Obr. 5: Technika Intracor

Výhodami tejto procedúry sú hlavne čas (približne 20 sekúnd), bez nutnosti flapu (LASIK), odstránená je veľmi malá časť tkaniva a malá pravdepodobnosť pooperačných komplikácií. Žiaľ, popísané výhody sú zatiaľ len teóriami a musia byť potvrdené až dlhoročnými štúdiami a histologickými správami tejto relatívne novej techniky.[6,7]

#### 4.1.3 Corneal inlays

Vývoj refrakčnej chirurgie viedol k metódam, kde sa čo najviac zohľadňovali individuálne potreby a tak sa poskytovala aj vyššia šanca na pooperačný úspech. Avšak známy menovateľ väčšiny týchto techník je, že sú invazívne a ťažko (alebo vôbec) návratné.

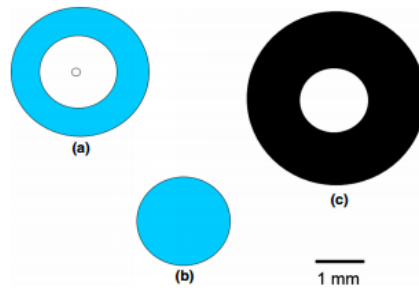
Toto viedlo k vynájdeniu novej metódy založenej na využití rohovkových krúžkov, ktoré môžu byť ľahko odstránené v prípade nespokojnosti a požiadavkách pacienta. V minulosti, implantácia týchto krúžkov bola popisovaná ako využívanie flapu alebo vrečka ("pocket") vytvoreného mechanickým mikrokeratomom. Dnes sa už

využíva femtosekundový laser kvôli zvyšovaniu presnosti a možnosti zvoliť hĺbku či pozíciu implantátu. [6,9]

Aktuálne sú dostupné 3 základné typy rohovkových krúžkov (Flexivue, KAMRA, Vue+), všetky určené k monokulárnemu využitiu na nedominantnom oku pre vytvorenie modifikovanej formy monovision. Všetky sú implantované s ich stredmi na optickej ose oka a približne v polovici hĺbky stromy rohovky.[7]

	<b>Flexivue microlens</b>	<b>KAMRA</b>	<b>Vue+</b>
<b>Princíp fungovania</b>	Zmena indexu lomu	Zvýšenie hĺbky ostrosti	Zmena zakrivenia prednej plochy rohovky
<b>Operácia</b>	Pocket (mikrokeratom alebo femtosek. laser)	Flap alebo pocket	Flap
<b>Hĺbka stromatu (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	280 - 300	200	120
<b>Biokompatibilita</b>	Áno	Áno	Áno
<b>Hrúbka (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	15 - 20	10	20 - 40
<b>Priemer (mm)</b>	3,2	3,8	2
<b>Tok živín</b>	Áno (hydrogel, centrálna dierka)	Áno (centrálna dierka a mikropóry)	Áno (priepustný, hydrogelový materiál)
<b>Transparentnosť</b>	Áno	Nie	Áno

Tab. 1: Vlastnosti a charakteristika rohovkových krúžkov



Obr. 6: Geometria a tvar krúžkov. (a) Flexivue: modrá zóna predstavuje zónu na blízko, (b) Vue+ je malá plusová šošovka s adíciou na blízko a (c) KAMRA s takmer nulovou priepustnosťou cez čiernu zónu (umelo zužuje zornicu)

### Flexivue microlens

Tento krúžok má priemer 3 mm a okrajová hrúbka sa pohybuje od 15 - 20  $\mu\text{m}$  závislá na adícii (dostupná od +1,5 D do 3,5 D), index lomu 1,4583. Optický efekt nezávisí len na dizajne krúžku ale tiež na priemere zornice. Pri pohľade do diaľky, lúče prechádzajúce centrálnou (plan) zónou implantátu a cez nezakrytú vonkajšiu časť rohovky sú zaostrené na sietnicu. Naopak, pri pohľade do blízka, lúče prechádzajú cez periférnu prstencovú refrakčnú zónu, ktorá obsahuje adíciu a tak budú zaostrené na sietnici. Výsledkom u emetropických presbyopov je, že iba prstencová periférna časť poskytuje ostré videnie do blízka, zatiaľ čo centrálna zóna a zóna nepokrytá krúžkom (periféria rohovky) slúžia k dobrému videniu do diaľky.[6,7]

### Vue+

Krúžok kedysi známy aj ako Presbylens je tvorený hydrogelom s vysokým obsahom vody (viac než 70%) a podobným indexom lomu ako normálna rohovka. Hydrogel je vysoko biokompatibilný materiál priepustný vode, kyslíku, glukóze a ostatným látkam. Okraj krúžku je 10  $\mu\text{m}$  široký, stred sa pohybuje od 24 do 40  $\mu\text{m}$  v závislosti na požadovanej korekcii. Jeho priemer je 2 mm a vytvára multifokálnu rohovku. Účinkom krúžku je dosiahnutá zmena tvaru rohovky na nedominantnom oku vytvárajúc tak zostrmenú centrálnu časť pre videnie do blízka. Zakrivenie periférnej časti rohovky zostáva nezmenené pre videnie do diaľky.[6]

## KAMRA

KAMRA krúžok je umiestnený do optickej osi na nedominantnom oku a využíva optické princípy malého otvoru na zvyšovanie hĺbky ostrosti zmenšovaním priemeru rozptylového krúžku na sietnici. Následkom je redukcia retinálneho osvetlenia ktoré vytvára čítanie pri zhoršených svetelných podmienkach náročnejšie. Je pigmentovaný nanočasticami karbónu aby bol priehľadný. Krúžok má hrúbku 10  $\mu\text{m}$ , jeho prstencová nepriehľadná zóna má priemer 3,8mm a centrálny otvor 1,6 mm. Povrch KAMRA je perforovaný 1600 dierkami (každá má priemer 25  $\mu\text{m}$ ) vytvorených náhodným spôsobom, aby sa tým umožnil prietok živín do rohovkového tkaniva. Tieto dierky tiež prepúšťajú časť svetla. Priemerná priepustnosť svetla je u 1600 random-hole vzorku 7,5 %.[6]

## **4.2 Vybrané vnútroočné zákroky pre korekciu presbyopie**

Pokiaľ je presbyopia sprevádzaná začínajúcou kataraktou, pacienti ktorí hľadajú vhodnú presbyopickú korekciu sú smerovaní viac k operácii katarakty ako rohovkovému zákroku. Dokonca aj v prípade priehľadnej očnej šošovky sa len pri refrakčnej chybe (napr. vysoká hypermetropia) viac odporúča operácia katarakty pred rohovkovou refrakčnou chirurgiou. Vývoj vnútroočných zákrokov je vo veľkej miere umožnený aj vďaka novým materiálom, operačným technikám či konštrukciou najnovších vnútroočných šošoviek. Nové šošovky sú ľahko zbaliteľné a vložené do kapsulárneho vaku cez minimálny rez a svojimi dizajnmi v neposlednej rade ponúkajú aj korekciu presbyopie (multifokálne a akomodačné IOL).[6]

### **4.2.1 Multifokálne vnútroočné šošovky (MIOL)**

Tieto vnútroočné šošovky predstavujú skupinu vnútroočných šošoviek, ktoré nezávisia na funkčnosti akomodačného systému ale využívajú princíp ohybu alebo lomu svetla. Dizajny sú navrhované tak, že po prechode svetla takouto šošovkou sa na sietnici

vďaka niekoľkým ohniskám zobrazí viacero simultánnych obrazov. Podľa toho, či sa jedná o lom alebo ohyb svetla sa tieto šošovky rozdeľujú na refrakčné, difrakčné a refrakčno-difrakčné.[2]

### Refrakčné IOL

U refrakčných multifokálnych šošoviek sa koncentricky striedajú zóny s rôznou optickou mohutnosťou a tým šošovka získava viac ohniskových vzdialeností. Dnes má najčastejšie šošovka 5 optických zón. Prechody medzi týmito zónami vytvárajú na sietnici obraz zo strednej vzdialenosti. Tieto IOL sú závislé na veľkosti zornice a preto fungujú rôzne pri rôznych svetelných podmienkach.[2,6]

### Difrakčné IOL

U týchto šošoviek je na jednej ploche vytvorený povrch podobný malým schodom. Na vrcholoch týchto schodov vzniká difrakcia a výsledkom je konštruktívna interferencia vlnoploch, ktoré sa na sietnici zobrazia ako dva ostré obrazy, jeden pre blízke a jeden pre vzdialené predmety. Nechceným vedľajším účinkom je, že približne 1/5 svetla je stratená do ohnísk a aberácií vyšších rádov. Tieto difrakčné IOL sú v skutku bifokálne.[2,6]

### Nevýhody MIOL

Existujú dôkazy o tom, že využitie multifokálnej IOL zlepšuje videnie do blízka, s iba malým nepriaznivým účinkom na zrakovú ostrosť do diaľky. Obzvlášť u pacientov, ktorí chcú byť menej závislí na okuliaroch implantácia MIOL môže byť vhodná možnosť. Aj keď niektorí pacienti s monofokálnymi IOL vďaka pseudoakomodácii nepotrebujú okuliare na čítanie alebo do diaľky, častejšia nezávislosť na okuliaroch je u pacientov s multifokálnymi IOL. Nevýhody MIOL sú hlavne znížená kontrastná citlivosť a dysfotopsia (glare a halo). Na to všetko sa musí brať ohľad v informovanom súhlase a opatrný výber pacientov je kľúč k úspechu s technológiou multifokálnych vnútroočných šošoviek.[6]

#### 4.2.2 Akomodačné vnútoročné šošovky (AIOL)

Chirurgické obnovenie akomodácie pomocou akomodačných intraokulárnych šošoviek predstavuje komplexný súbor problémov zahŕňajúci funkčné mechanizmy akomodácie, optické vlastnosti, aberácie a interakciu s binokulárnym postavením očí (pri pohľade do blízka). Namiesto implantovania šošovky s fixne danou optickou mohutnosťou do kapsuly pôvodnej očnej šošovky, nové zákroky prichádzajú s IOL, ktorá je navrhnutá tak, aby menila optickú mohutnosť alebo ohniskovú vzdialenosť oka pomocou prirodzených pokusov akomodovať.

#### **SINGLE – OPTIC AIOL**

Komerčne dostupné AIOL sú založené na princípe optického posunutia, spoliehajúci sa na predný pohyb optiky šošovky pomocou kontrakcie ciliárneho svalu, čo spôsobí zvýšenie optickej mohutnosti, avšak pravý mechanizmus sa medzi rôznymi dizajnmi líši. Sekundárny mechanizmus účinku niektorých jednodusových IOL je ich napnutie, prehnutie alebo vykľutenie spôsobené jednak tlakom sklovca a jednak pôsobením síl z haptík na relatívne citlivú optiku. Takéto zmeny v optike môžu vytvárať zmeny v optickej mohutnosti alebo aberáciách. Princípy a funkcie týchto šošoviek budú popísané na niekoľkých typoch. Aj keď nie je známe, ktoré konkrétne typy sa implantujú celosvetovo najviac, nižšie uvedené sú najviac používané a v Európe majú povolené klinické využitie. Jedná sa o Crystalens, Tertaflex, Biocomfold a 1CU.[1,10]

#### Crystalens

Implantát sa skladá z troch častí - jednu bikonvexnú 4,5 milimetrovú časť (optickú) a dve ploché haptiky, ktoré každá končí ako dve polyamidové očká pre udržanie fixácie v šošovkovom púzdre (obr. 6). Mechanizmus Crystalens je založený na hydraulickom pružení akomodácie. Pri akomodačnom úsilí sa ciliárny sval prerozdolí a vypúli sa do sklovcového priestoru. Nestlačiteľný sklovec sa tak posunie dozadu a tlačí Crystalens optiku smerom dopredu. Tomuto predozadnému posunutiu napomáha aj ohýbanie optiky kontrakciou ciliárneho svalu. Výsledkom je zostrnenie centrálnej časti,

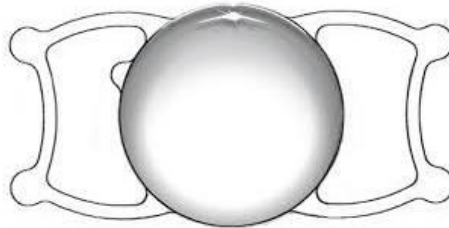
čo značne prispieva akomodačnému efektu zvyšujúcimi sa aberáciami a tým aj väčšou hĺbkou ostrosti.[10]



Obr. 6: Crystalens

### Tetraflex

Tetraflex je jednokusová IOL vyrobená z hydroxyetylmetakrylátu (HEMA) s 5,75 mm sférickou optikou. HEMA je extrémne flexibilný materiál s 26 percentným obsahom vody a tak dovoľuje umiestnenie AIOL do kapsuly šošovky cez 2,5 mm rohovkový rez. Uzatvorené haptiky majú päť stupňový sklon, čo podľa výrobcu zaisťuje pohyb celého implantátu smerom dopredu spolu s kapsulou počas akomodácie.[10]

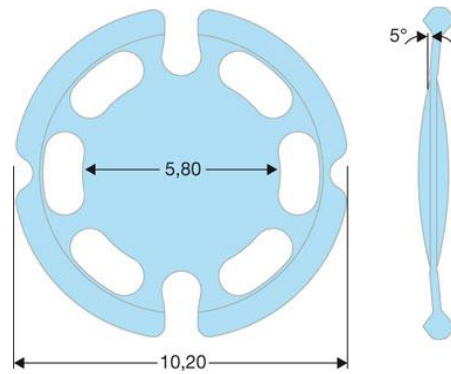


Obr. 7: Tetraflex

### BioComFold

BioComFold má prerušovaný cirkulárny tvar s centrálnou, 5,8 mm vpredu umiestnenou optikou spojenou s vonkajším kruhom širokými haptikami (obr. 8). Mechanizmus účinku BioComFold IOL je dostredivé stlačenie kruhových haptík pomocou kontrakcie ciliárneho svalu a tým posunutie IOL smerom dopredu.[10]

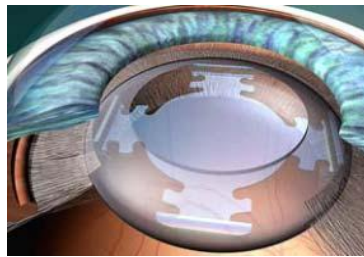




Obr. 8. Biocomfold

### 1CU

Je jednokusová akrylátová bikonvexná IOL s priemerom optickej časti 5,5 mm. Uvoľnenie napätia zonulárnych vlákien sprevádzaného kontrakciou ciliárneho svalu spôsobí povolenie kapsuly šošovky, čo má za následok stlačenie haptík a posun optiky smerom dopredu.[10]



Obr. 9: 1CU

### **DUAL -OPTIC IOL**

Kľúčovou nevýhodou jednokusových AIOL je vplyv refrakčnej chyby a teda aj optickej mohutnosti, čo ovplyvňuje výslednú amplitúdu akomodácie. Prvý dizajn a návrh duálnej IOL pozostával z dvoch v priemere 8,0 mm šošoviek spojených špirálovou pružinou umiestnených v obale šošovky. Neskôr upravené 6,0 mm PMMA optiky boli úspešne implantované do očí zajacov. Konfigurácia takýchto IOL s vysokou plusovou a pohyblivou prednou optikou pripojenej k zadnej, statickej mínusovej časti, je navrhnutá tak, aby sa potenciálne zvýšila akomodačná amplitúda. Obecne sú už

niektoré zo týchto šošoviek schválené pre klinické využitie, no mnoho z nich je stále vo fázy vývoja.[10]

### Synchrony

Dizajn tejto dvojkusovej AIOL je predstavovaný ako predná optická časť (+32 D) spojená pružinou k väčšej, zadnej optike s premenlivou mínusovou optickou mohutnosťou (závisí na refrakčnej vade každého pacienta). Horizontálne meria 9,8 mm, vertikálne 9,5 mm a je zo silikónu, vďaka čomu môže byť implantovaná cez 3,6 - 3,8 mm rohovkový rez. Ako iné dvojkusové AIOL, aj tento implantát je navrhnutý tak, aby obsadil celé šošovkové puzdro, ktoré sa v prázdnom priestore vyplní vodou.

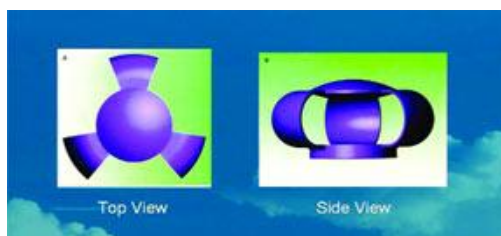
Počas pozerania do diaľky, kapsulárne napätie spôsobí stlačenie optiky a deformačná energia sa ukladá do častí medzi optikami. S kontrakciou ciliárneho svalu a uvoľnením zonulárnych vlákien sa redukuje aj napätie v obale šošovky čo spôsobuje pokles deformačnej energie a tým aj predný posun pohyblivej prednej optiky.[10]



Obr. 10: Synchrony

### Sarfarazy

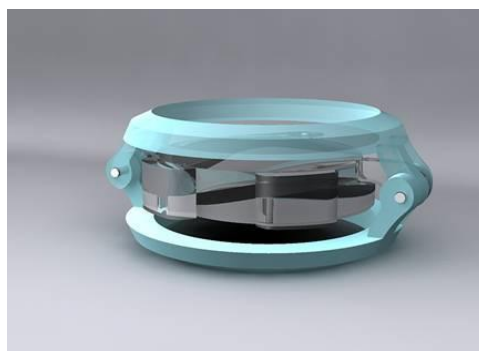
Dizajn pozostáva z dvoch, v priemere 5,0 mm častí spojených troma haptikami a eliptický tvar je v súlade s prirodzeným tvarom kapsuly. Ako u Synchrony AIOL, mechanizmus Sarfarazy sa spolieha na pohyb prednej optiky smerujúci dopredu, keď sa napätie šošovkového obalu zníži pri kontrakcii ciliárneho svalu. Avšak, neexistujú žiadne publikované štúdie, ktoré by informovali o implantácii Sarafazi IOL do ľudského oka.[10]



Obr. 11: Konštrukcia Sarfarazi

### Turtle

Ďalšou dvojkusovou IOL založenou na Alvarezovom šošovkovom princípe, nie na optickom posunutí po optickej osi, je v skorých štádiách vývoja. Turtle IOL vložená do kapsule predstavuje mechanický rám s dvoma zapuzdrenými optikami, ktoré rotujú vďaka kontrakcii ciliárneho svalu spôsobujúcu tak zmenu v ich kombinovanej optickej mohutnosti. Vývojári však hlásia, že sú nutné ďalšie značné zmeny nielen v optickom ale aj mechanickom systéme, aby mohli byť skúšané na človeku.[10]



Obr. 12: Návrh Turtle AIOL

### Nevýhody AIOL

Všetky akomodačné vnútroočné šošovky sú navrhnuté tak, aby sa zmena refrakčného stavu oka uskutočnila podnetom akomodovať. Preto dosiahnuť pooperačne emetropickú refrakciu môže byť problematické. Všetky AIOL majú svoje jedinečné výhody a nevýhody, ktoré závisia na konkrétnych dizajnoch a vlastnostiach jednotlivých šošoviek. Vo všeobecnosti však platí, že single-optic IOL by mohli byť najstabilnejšie a najmenej náchylné na pooperačné zmeny, sčasti vďaka ich relatívne obmedzenému rozsahu pohybu. Dual-optic IOL majú v tomto smere nevýhodu, pretože od toho, ako zapadá dvojkusová IOL do kapsulárneho vaku závisí aj úroveň pooperačnej refrakcie.[10]

## **5 SUBJEKTÍVNE HODNOTENIA A SPOKOJNOSŤ PACENTOV**

Zhoršené videnie z nekorigovanej alebo podkorigovanej presbyopie zaťažujúce spoločnosť nezávisí len na tom, koľko ľudí to postihuje, ale aj na individuálnych požiadavkách jednotlivých pacientov. Nekorigovaná presbyopia vplyva na ľudí rôznym spôsobom, závisiac na sociálnoekonomických, geografických či kultúrnych podmienkach. Toto postihnutie zrakového aparátu sa niekomu, koho práca je na bezchybnom videní závislá, javí viac obmedzujúce ako niekomu, kto bežne nevyžaduje výbornú zrakovú ostrosť. Vek je zreteľný a najviac významný determinant presbyopie. Národ s viacej obsiahnutým kožným a očným pigmentom, žijúci v klíme s vyššími teplotnými podmienkami, geografickou lokalitou bližšie k rovníku, s vyššou nadmorskou výškou alebo zvýšenou urbanizáciou je pravdepodobne spojený so skorším nástupom presbyopie. Štúdie popisujúce tieto spojenia sú takmer určite nepodložené, ale všeobecné trendy sa oplatí sledovať. Skupiny ľudí najviac postihnuté presbyopiou sú určené dvoma faktormi: 1.) rozdielny prístup k očnej starostlivosti a 2.) rozdielny dôraz, ktorý sa prikladá ku korekcii presbyopie.

Dôvody a prekážky, ktoré či už individuálne alebo spoločnosti bránia k prístupu očnej starostlivosti sú popísané medzinárodnou agentúrou pre prevenciu slepoty (IAPB). Medzi najčastejšie patria napríklad nedostatok povedomia spoločnosti, či už služieb alebo výhod starostlivosti o zrak, ťažko dostupné služby (príliš vzdialené alebo príliš finančne náročné), kvalita poskytovaných služieb týkajúca sa napr. jazyka či kultúrnej prijateľnosti, strach, že liečba by mohla zhoršiť alebo oslabiť zrak.[6,16]

### **Subjektívna spokojnosť po implantácii multifokálnej IOL**

Subjektívna spokojnosť pacientov bola z hľadiska výskytu optických fenoménov popísaná v štúdií Haringa a kolektívu [5], kde porovnávali výskyt a závažnosť optických fenoménov po implantácii refrakčnej multifokálnej IOL a monofokálnej IOL. Pacienti boli náhodne vybraní zo skupín ľudí, ktorým boli implantované monofokálne a multifokálne IOL. Následne boli opýtaní, či pooperačne

zažili nejaký svetelný rozruch (svetelné záblesky, halo, oslnenie či glare), ktorý predoperačne nepozorovali. V multifokálnej skupine, viac než 40 % pacientov nahlásilo dysfotopsiu, kým v monofokálnej skupine hlásilo tieto efekty iba 9 % pacientov. Obecne, pacienti z multifokálnej skupiny poznamenali výrazne viacej halo efektov a zábleskov v porovnaní s monofokálnou skupinou. Dohromady, 18 % pacientov v multifokálnej skupine boli sužovaní týmito javmi, kým v monofokálnej to boli iba 4 %. Výber pacientov pre implantáciu MIOL musí byť vykonaný veľmi opatrne. Napríklad, implantácia MIOL nie je odporúčaná pacientom, ktorí šoférujú v noci (taxikári).[5]

## **5.1 Individuálne potreby presbyopov**

Presbyopia môže byť opísaná ako stav, v ktorom zníženie akomodačnej schopnosti začína prekážať potrebám blízkeho videnia. To znamená, že musia byť zohľadnené dva aspekty:

- 1- optický aspekt – ako klesla akomodačná schopnosť a čo by ju malo nahradiť?
- 2- ľudský aspekt – aké sú nároky na videnie do blízka u daného individua a aké sú akceptovateľné kompromisy?

Pokým nenájdeme spôsob, ako bezchybne nahradiť akomodačné vlastnosti mladej očnej šošovky, všetky presbyopické korekcie budú reprezentovať kompromisy medzi výhodami a nevýhodami.

Je nutné teda zohľadňovať individuálne potreby každého pacienta. Aktívny čitateľ malých vreckových kníh nebude spokojný s riešením, ktoré je celkom prijateľné pre príležitostného čitateľa textov s veľkým písmom. Väčšina outdoorovo smerovaných ľudí môže klásť dôraz na videnie do diaľky, ale nie ak sa jedná napríklad o botanikov skúmajúcich kvety. Osobu, ktorá trávi viac času doma bude viac zaujímať videnie do blízka, keďže televízia bude pravdepodobne najväčšia potrebná vzdialenosť. Tieto individuálne faktory prekvapivo nepodliehajú štandardizovaným testom. Aj napriek tomu to môžu byť najdôležitejšie faktory určujúce subjektívnu spokojnosť. Dôkladný rozhovor o pre a proti je v prípade uistenia pacienta o pochopení kompromisov nevyhnutný.

Sú potreby pacienta limitované statickou korekciou do diaľky a na blízko alebo vyžadujú ostré videnie na rôzne vzdialenosti medzi diaľkou a blízkom? Je dôležité aby každá dynamická zmena ohniska bola porovnateľná s prirodzeným akomodačným systémom? Aké podmienky prostredia sú pre požiadavky pacienta vyhovujúce? Svetelné podmienky, napríklad, ovplyvňujú priemer zornice, čo je hlavný faktor stanovenia efektivity presbyopickej korekcie, konkrétne tej, ktorá je založená na metóde simultánnych obrazov.[6]

## **5.2 Hodnotenie efektivity presbyopickej refrakčnej chirurgie**

Pri hodnotení úspešnosti refrakčných operácií sa najčastejšie využíva zraková ostrosť a kontrastná citlivosť. Dobrým ukazovateľom je aj prítomnosť nepriaznivých fenoménov, avšak na rozdiel od zrakovej ostrosti a kontrastnej citlivosti sú tieto javy nezmerateľné a viac závislé na senzitivite, pohodlí a tolerancii každého pacienta.

### **5.2.1 Zraková ostrosť**

Preferovaným testom na zistenie kvality obrazu je zraková ostrosť. Je dôležité poukázať na rozdiel medzi schopnosťou prečítať text a zrakovou ostrosťou a to mnoho lekárov používa ako zameniteľné. Schopnosť čítať je väčšinou vyjadrená ako najmenšie písmo, ktoré je pohodlne čitateľné s pacientovou dostupnou korekciou. Tým môžeme rozumieť schopnosť rozpoznať napr. malé písmo, prečítať novinový text či veľké nadpisy. Veľkosť písma môže byť vyjadrená iným spôsobom. Snellen definoval veľkosť písmena na optotype ako vzdialenosť, z ktorej je daný znak vidieť pod uhlom 5 uhlových minút. Iné známe označenie veľkosti písmena je napr. pomocou číslovania Jaegrových tabuliek, ktoré nemajú žiadnu číselnú hodnotu.

Výpočet zrakovej ostrosti, či už do blízka alebo do diaľky, je založený na zornom uhle čo znamená, že sú potrebné 2 čísla. Musíme poznať nie len veľkosť písmena, ale aj zobrazovaciu vzdialenosť. Lineárna veľkosť daného písmena sa s pohybom optotypu nemení ale pri zmene vzdialenosti sa mení uhlová veľkosť.[6]

Zrakovú ostrosť ako jeden zo smerodajných faktorov úspešnosti refrakčných operácií sledovali aj v už spomenutej štúdií [11]. Priemerná sledovacia doba pacientov bola 15,5 mesiaca. Počas nej sa okrem kontrastnej citlivosti hodnotila aj zraková ostrosť (V) meraná na LCD optotype. Priemerná binokulárna nekorigovaná zraková ostrosť ( $V_{sc}$ ) do blízka bola 0,16, priemerná binokulárna najlepšie korigovaná zraková ostrosť ( $V_{cc}$ ) do blízka bola 0,8 s priemernou adíciou 2,16 D. Do diaľky bola predoperačne  $V_{sc}$  0,5,  $V_{cc}$  1,0. 12 mesiacov po operácii bola  $V_{sc}$  do diaľky u všetkých pacientov minimálne 1,0 a viac. Do blízka malo 7 pacientov  $V_{sc}$  0,5 a lepšie, z toho 5 z nich dosahovalo 0,8. S priemernou adíciou +0,59 D bola priemerná  $V_{cc}$  0,8.[11]

### 5.2.2 Kontrastná senzitivita

Po zrakovéj ostrosti je kontrastná citlivosť ďalším výrazným parametrom zrakového vnímania. Akýkoľvek optický systém poskytujúci nedokonalé zaostrovanie znižuje kontrast. Našťastie, ľudský optický systém je u miernych redukcií kontrastu veľkých objektov tolerantný. Pre malé objekty, ako napríklad písmená je efekt viac pozorovateľný.

Strata kontrastu môže byť výsledkom optických faktorov ako refrakčná chyba, presbyopia, aberácie vyššieho rádu alebo rozptyl svetla napr. pri katarakte alebo iných prekážkach. Mimo redukcie kontrastu takmer dokonalého optického zobrazenia, kontrastný vnem závisí na citlivosti sietnicových receptorov na ich nervových spojeniach. Pretože presbyopia je vekom podmienený stav, pacienti s presbyopiou sú taktiež riziková skupina aj kvôli iným vekom podmieneným zmenám. Makulárna degenerácia môže spôsobovať stratu kontrastnej citlivosti kvôli zmenám v receptoroch. Táto strata nie je predvídateľná až do stupňa straty zrakovéj ostrosti. Niektorí pacienti majú dobrú zrakovú ostrosť ale slabú kontrastnú citlivosť kým iní majú slabú zrakovú ostrosť s dobrou kontrastnou citlivosťou. V iných prípadoch ako napr. glaukóm, neuritída optiku alebo roztrúsená skleróza, kontrastný vnem trpí kvôli nervovým zmenám. Presné mechanizmy nie sú zatiaľ úplne objasnené. Pri odporúčaní špecifického typu optickej korekcie presbyopie by sa preto mali zhodnotiť všetky možnosti.

Najostrejšie okraje s najlepším kontrastom môžu byť poskytnuté šošovkami s jedným ohniskovým bodom. To môžu byť jednoohniskové okuliare, kontaktné alebo vnútroočné šošovky. U okuliarových šošoviek je možnosť vytvorenia rôznych ohniskových bodov spojená s rôznymi smermi pohľadu (napr. bifokálne, trifokálne, progresívne šošovky, vid' podkapitola 3.2 Riešenie presbyopie). Pre väčšinu kontaktných a všetky vnútroočné šošovky platí, že zmena pohľadového smeru nemení ohniská. Určitý úspech bol dosiahnutý s bifokálnymi kontaktnými šošovkami, v ktorých sa šošovka pohybovala vertikálne smerom hore a poskytovala tak videnie cez zónu na blízko.

Multifokálne kontaktné alebo vnútroočné šošovky majú 2 a viac zón s dobre zobrazeným ohniskom. Výsledné, rôzne zaostrené obrazy dopadajú na rovnakú sietnicovú oblasť. Preto mozog nemôže využiť supresiu aby oddelil prekrývajúce sa obrazy ako v situácii u metódy monovision. Dizajn multifokálnych šošoviek je zase len kompromis: namiesto poskytovania najostrejšieho možného obrazu na jednu vzdialenosť, poskytujú prijateľnú ostrosť na viacero vzdialeností. Kvôli tomuto všetky multifokálne šošovky spôsobujú redukciu kontrastu. Preto nemusí byť vhodné predpisovať tieto šošovky pacientom, ktorí majú problémy s kontrastom alebo majú nábeh na ich rozvoj.[6]



## 6 Záver

Vývoj nových, neustále sa zlepšujúcich techník pre korekciu presbyopie ponúka pacientom možnosť viesť život nezávislý na okuliaroch. Ako sa vyvíja technológia, tak aj ľudské potreby. Pre zlepšenie kvality ich života nechcú byť odkázaní na okuliarovej korekcii a mnoho ľudí o možnosti chirurgickej liečby vie. Najlepšie dostupné riešenie je individuálne a u každého pacienta rôzne. Tým sa myslí napríklad zamestnanie, pohlavie, vek, životný štýl ale aj druh a stupeň pôvodnej ametropie.

Táto práca pojednáva o možnostiach ako korigovať presbyopiu pomocou refrakčnej chirurgie. Na začiatku tejto práce som chcel čitateľov oboznámiť s akomodáciou a presbyopiou, pretože tieto dva procesy úzko spolu súvisia. Ďalej sú v podkapitolách zhrnuté príčiny, ktoré sú opísané rôznymi teóriami a najčastejšie formy korigovania presbyopie - okuliarmi a kontaktnými šošovkami. Potom nasleduje ťažisko práce, ktorým sú chirurgické možnosti korekcie presbyopie. Tie sa podľa miesta a druhu operácie delia na rohovkové a vnútroočné zákroky. Samostatnú kategóriu tvoria sklerálne expanzívne implantáty. V závere by som chcel poukázať nielen na subjektívne pocity pacientov a efektivitu zákrokov ale aj na humánny aspekt, kde má presbyopia u starších ľudí veľký psychický dopad. Aj keď sú okuliare najpoužívanejšia korekčná pomôcka, refrakčné operácie sa dostávajú stále viac do povedomia spoločnosti. Dnes je prirodzená snaha o bezchybné videnie a v budúcnosti by refrakčné operácie a techniky mohli byť odpoveďou na tieto požiadavky.

## Zoznam použitej literatúry

- [1] GLASSER A.: Restoration of accommodation: surgical options for correction of presbyopia, *Clin Exp Optom.* 2008 May; 91(3): 279-295
- [2] KUCHYŇKA P. a kol.: *Oční lékařství*, 1. vyd., Praha: Grada Publishing, 2007, ISBN 9788024711638
- [3] PLUHÁČEK, F.: prednášky k predmetu Fyziologická optika, Katedra optiky Přírodovědecké fakulty Univerzity Palackého v Olomouci, Olomouc, 2012
- [4] ANTON M.: *Refrakční vady a jejich vyšetřovací metody*, 3. přeprac. vyd., Brno: NCO NZO, 2004, ISBN807013402X
- [5] Haring G, Disk HB, Krummenauer F, Weissmantel U, Kroncke W. *Subjective photic phenomena with refractive multifocal and monofocal intraocular lenses*. Results of a multicenter questionnaire. *J Cataract Refract Surg.* 2001, 27:245-249
- [6] PALLIKARIS, Ioannis G, Sotiris PLAINIS a W CHARMAN. *Presbyopia: origins, effects, and treatment*. Thorofare, New Jersey: SLACK Inc., [2012], ISBN 978-1-61711-936-1
- [7] CHARMAN, W. Neil. Developments in the correction of presbyopia II: surgical approaches. *Ophthalmic and Physiological Optics* [online]. 2014, vol. 34, issue 4, s. 397-426 DOI: 10.1111/opo.12129.
- [8] CHARMAN, W Neil. The eye in focus: accommodation and presbyopia. *Clinical and Experimental Optometry* [online]. 2008, vol. 91, issue 3, s. 207-225. DOI: 10.1111/j.1444-0938.2008.00256.x.
- [9] SWEENEY, Deborah F, Antti VANNAS, Timothy C HUGHES, Margaret DM EVANS, Keith M MCLEAN, Ruo Zhong XIE, VK PRAVIN, Ruby Kala PRAKASAM a Vision CRC Inlay TEAM. Synthetic corneal inlays. *Clinical and Experimental Optometry* [online]. 2008, vol. 91, issue 1, s. 56-66. DOI: 10.1111/j.1444-0938.2007.00198.x.
- [10] SHEPPARD, Amy L, Abar BASHIR, James S WOLFFSOHN a Leon N DAVIES. Accommodating intraocular lenses: a review of design concepts, usage and assessment methods. *Clinical and Experimental Optometry* [online]. 2010, vol. 93, issue 6, s. 441-452. DOI: 10.1111/j.1444-0938.2010.00532.x.

- [11] MACHAČOVÁ, Hana, Eva VLKOVÁ, Lenka MICHALCOVÁ, Věra TRNKOVÁ a Natália RYBÁROVÁ. *Supracor, laserová metoda korekce presbyopie: výsledky ročního sledování*. Česká a slovenská oftalmologie, Praha: Česká lékařská společnost J.E. Purkyně, 2014, roč. 70, č. 4, s. 146-150. ISSN 1211-9059.
- [12] EDITORS, Ashok Garg . *Mastering the techniques of presbyopia surgery*. 1st ed. New Delhi: Jaypee Bros. Medical Publishers, 2006. ISBN 8180615782.
- [13] Baštecký, R.: *Praktická brýlová optika*. Praha: RH Optik, 1997. 83 s.
- [14] NAJMAN L., Základy brýlové optiky, Česká oční optika, roč. 50, 2009, č. 4, ISSN 1211-233X
- [15] Bifocal and Multifocal Contact Lenses, dostupné na <http://www.allaboutvision.com/contacts/bifocals.htm>
- [16] Refractive Error Program Committee. Strategy for the Elimination of Vision Impairment from Uncorrected Refractive Error. Hyderabad, India: International Agency for the Prevention of Blindness

## Zoznam obrázkov a tabuliek

**Obrázok 2:** <http://www.allaboutvision.com/contacts/bifocals.htm>

**Obrázok 3:** <http://i1.allaboutvision.com/i/multifocal-cornea-211x203.jpg>

**Obrázok 4:** <http://www.personaleyecor.com.au/supracor>

**Obrázok 5:** <http://www.prozeny.cz/magazin/zdravi-a-zivotni-styl/nase-zdravi/33721-moderni-metody-resi-..>

**Obrázok 6:** <http://www.bausch.com/our-products/surgical-products/cataract-surgery/crystalens-ao-lens#.VTuk5SHtnBE>

**Obrázok 7:** [http://iqmedical.com.au/our\\_products/tetraflex\\_HD/](http://iqmedical.com.au/our_products/tetraflex_HD/)

**Obrázok 8:** [http://www.em-consulte.com/em/SFO/rapport/file\\_100024.html](http://www.em-consulte.com/em/SFO/rapport/file_100024.html)

**Obrázok 9:** [http://www.healthyeeye.co.za/accomodating\\_lens.html](http://www.healthyeeye.co.za/accomodating_lens.html)

**Obrázok 10:** <http://www.paulcaseymd.com/clinical-research/>

**Obrázok 11:** <http://www.eyeworld.org/article.php?sid=2661>

**Obrázok 12:** <http://www.iolpower.org/TurtleLens.html>

**Tabuľka 1:** PALLIKARIS, Ioannis G, Sotiris PLAINIS a W CHARMAN. *Presbyopia: origins, effects, and treatment*. Thorofare, New Jersey: SLACK Inc., [2012], ISBN 978-1-61711-936-1