



# VII. CELOSTÁTNÍ STUDENTSKÁ KONFERENCE OPTOMETRIE A ORTOPTIKY S MEZINÁRODNÍ ÚČASTÍ

SBORNÍK PŘEDNÁŠEK A POSTERŮ

---

*20. 10. 2016*

*FSS MU*

*Joštova 10, 602 00 Brno*

---



CooperVision™

7. CELOSTÁTNÍ STUDENTSKÁ KONFERENCE OPTOMETRIE A ORTOPTIKY  
s mezinárodní účastí

20. 10. 2016

Posluchárna P31

Fakulta sociálních studií Masarykovy univerzity

Joštova 10, 602 00 Brno

Pořadatelé sborníku

Mgr. Pavel Beneš, Ph.D.<sup>1</sup>; Mgr. Sylvie Petrová<sup>1</sup>;  
Doc. MUDr. Svatopluk Synek, CSc.<sup>1</sup>; Mgr. Petr Veselý, DiS., Ph.D.<sup>1</sup>;  
Bc. Marie Kodetová<sup>1</sup>; Bc. Zuzana Odvářková; Bc. Jolana Nedvěďová<sup>1</sup>

Generální sponzor



CooperVision™

7<sup>TH</sup> NATIONAL STUDENT CONFERENCE OF OPTOMETRY AND  
ORTHOPTICS  
with international participation

20. 10. 2016

Auditorium P31

Faculty of Social Studies, Masaryk University

Joštova 10, 602 00 Brno

Organizers

Mgr. Pavel Beneš, Ph.D.<sup>1</sup>; Mgr. Sylvie Petrová<sup>1</sup>;  
Doc. MUDr. Svatopluk Synek, CSc.<sup>1</sup>; Mgr. Petr Veselý, DiS., Ph.D.<sup>1</sup>;  
Bc. Marie Kodetová<sup>1</sup>; Bc. Zuzana Odvářková<sup>1</sup>; Bc. Jolana Nedvěďová<sup>1</sup>

General sponsor



CooperVision™

<sup>1</sup> Katedra optometrie a ortoptiky, LF MU Brno, Pekařská 53, 656 91 Brno.

# Obsah

## Sekce prezentací

<b>FAKTORY OVLIVŇUJÍCÍ ZDRAVÉ A POHODLNÉ POUŽÍVÁNÍ KONTAKTNÍCH ČOČEK .....</b>	<b>1</b>
FACTORS INFLUENCING HEALTHY AND COMFORTABLE WEARING OF CONTACT LENSES.....	6
Bc. TOMÁŠ DOBŘENSKÝ	
<b>ROZDÍLY V HODNOTĚ DIOPTRICKÉHO NÁLEZU U DĚTÍ V ZÁVISLOSTI NA POUŽITÍ CYKLOPLEGIE .....</b>	<b>10</b>
DIFFERENCES IN REFRACTION OF CHILDREN WITH AND WITHOUT CYCLOPLEGIA.....	14
Bc. KAROLÍNA FOJTLOVÁ MGR. ANDREA JEŘÁBKOVÁ	
<b>VÝTĚŽNOST VYUŽITÍ PENTACAMU PŘI DIAGNOSTICE KERATOKONU .....</b>	<b>18</b>
THE USE OF PENTACAM IN THE DIAGNOSIS OF KERATOCONUS.....	22
Bc. IVO HLINOMAZ MGR. ONDŘEJ VLASÁK	
<b>STATICKÁ VERSUS DYNAMICKÁ ZRAKOVÁ OSTROST .....</b>	<b>26</b>
STATIC VERSUS DYNAMIC VISUAL ACUITY.....	29
Bc. PAVLA HRABALOVÁ MGR. SIMONA BRAMBOROVÁ, DiS.	
<b>ZMĚNY AKOMODAČNĚ VERGENČNÍCH VLASTNOSTÍ V ZÁVISLOSTI NA VĚKU.....</b>	<b>32</b>
AGE-RELATED CHANGES OF ACCOMMODATIVE VERGENT ATTRIBUTES.....	35
Bc. MARKÉTA HRABOVSKÁ MGR. DAVID SEVERA	
<b>INDIKACE K OPERACI ŠEDÉHO ZÁKALU .....</b>	<b>39</b>
INDICATION FOR CATARACT SURGERY.....	43
Bc. PETRA JANOUŠKOVÁ MGR. MATĚJ SKRBEK	
<b>OČNÍ PROTÉZY .....</b>	<b>47</b>
OCULAR PROSTHESES.....	54
Bc. LUCIE KLUSOŇOVÁ MGR. SYLVIE PETROVÁ	
<b>ADAPTACE NA TMU V ZÁVISLOSTI NA VĚKU.....</b>	<b>61</b>
DARK ADAPTATION DEPENDING ON AGE.....	68
Bc. VERONIKA KRCHŇÁKOVÁ MGR. PAVEL KŘÍŽ	
<b>THE CORNEA, SCLERA AND CONJUNCTIVA TARSAL – GRADATION DEGREES.....</b>	<b>75</b>
SARA LONČAR, DOROTEA PRGUDA	

<b>SNÁŠENLIVOST VERTIKÁLNÍHO PRIZMATU .....</b>	<b>81</b>
THE TOLERANCE OF VERTICAL PRISM .....	88
BC. JOLANA NEDVĚDOVÁ MGR. MATĚJ SKRBEK	
<b>BAREVNÉ FOLIE A DYSLEXIE.....</b>	<b>95</b>
COLOUR OVERLAYS AND DYSLEXIA.....	100
BC. ZUZANA ODVÁRKOVÁ MGR. PETR VESELÝ, DIS., PH.D.	
<b>SROVNÁNÍ METOD MĚŘENÍ A VALIDITA HODNOT POTŘEBNÝCH PRO PŘESNÝ ZÁBRUS BRÝLOVÝCH ČOČEK.....</b>	<b>105</b>
COMPARISON OF MEASUREMENT METHODS AND NECESSARY VALIDITY VALUES FOR ACCURATE LENS GRINDING.....	110
MGR. LUCIE PATOČKOVÁ MGR. PAVEL BENEŠ, PH.D.	
<b>IRISREGISTRACE.....</b>	<b>115</b>
IRIS REGISTRATION.....	118
BC. HANA ŠTOLZOVÁ MGR. ONDŘEJ VLAŠÁK	
<b>Sekce posterů</b>	
<b>THE RELATIONSHIP BETWEEN MYOPIA AND CORNEAL ASTIGMATISM IN STUDENTS OF OPTOMETRY IN CROATIA .....</b>	<b>122</b>
JOSIPA BAGARIĆ, MATIJA DUBOVSKI	
<b>URČENÍ POLOHY TORICKÝCH INTRAOKULÁRNÍCH ČOČEK ZA POUŽITÍ NAVIGAČNÍHO SYSTÉMU.....</b>	<b>125</b>
DETERMINING THE POSITION OF TORIC IOLS USING A NAVIGATION SYSTEM.....	134
BC. MARTIN FŮS DOC. MUDR. ŠÁRKA PITROVÁ, CSC., FEBO	
<b>INTERNETOVÝ A SAMOOBSLUŽNÝ PRODEJ – NOVÝ FENOMÉN V OBORU OPTIKA A OPTOMETRIE, VÝHODY A RIZIKA PRO KLIENTA.....</b>	<b>141</b>
INTERNET SALES AND SELF-SERVICE - A NEW PHENOMENON IN THE FIELD OF OPTICS AND OPTOMETRY, BENEFITS AND RISKS FOR THE CLIENT.....	145
BC. MICHAELA GAGOVÁ MGR. PETR VESELÝ, DIS., PH.D.	
<b>PŘÍSTROJE POTŘEBNÉ PRO VYŠETŘENÍ ZRAKOVÉHO NERVU PŘI DIAGNOSTICE GLAUKOMU, METODIKA VYŠETŘENÍ.....</b>	<b>149</b>
DEVICES NEEDED FOR EXAMINATION OF THE OPTIC NERVE HEAD IN GLAUCOMA DIAGNOSTICS, METHODOLOGY OF EXAMINATION .....	153
BC. ZUZANA GERBOCOVÁ MUDR. MAGDALÉNA MACUROVÁ	

<b>METODIKA STANOVENÍ HODNOTY OPTIMÁLNÍ AKOMODAČNÍ ŠÍŘE, OVĚŘENÍ ZÁVISLOSTI NAMĚŘENÝCH HODNOT NA PRACOVNÍ VZDÁLENOSTI .....</b>	<b>157</b>
METHODOLOGY OF SETTING THE OPTIMAL ACCOMMODATION AMPLITUDE, THE VERIFICATION OF MEASURED VALUES DEPENDING ON WORKING DISTANCE.....	162
BC. ANDREA HANUŠOVÁ MGR. RADEK ANDERLE, PH.D.	
<b>DODRŽOVÁNÍ HYGIENY A NÁVYKY NOSITELŮ MĚKKÝCH KONTAKTNÍCH ČOČEK.....</b>	<b>168</b>
COMPLIANCE AND HYGIENE BEHAVIOUR AMONG SOFT CONTACT LENS WEARERS.....	173
BC. BARBORA HRÁČKOVÁ, BC. MARIE KODETOVÁ MGR. PAVEL BENEŠ, PH.D.	
<b>ZMĚNA REFRAKCE A ABERACÍ PO OPERACI ŠEDÉHO ZÁKALU .....</b>	<b>178</b>
CHANGE IN REFRACTION AND ABERRATION AFTER CATARACT SURGERY .....	182
BC. LENKA NOVOTNÁ, DIS. MUDR. TOMÁŠ MŇUK	
<b>PRIZMATICKÁ KOREKCE.....</b>	<b>187</b>
PRISMATIC CORRECTION .....	193
BC. TEREZA OUHELOVÁ MGR. MATĚJ SKRBEK	
<b>ZMĚNY ENDOTELOVÝCH BUNĚK ROHOVKY A NITROOČNÍ TEKUTINY PO OPERACI KATARAKTY FEMOEMULZIFIKACÍ A ZA ASISTENCE FEMTOSEKUNDOVÉHO LASERU.....</b>	<b>199</b>
CHANGING OF CORNEAL ENDOTHELIAL CELLS AND AQUEOUS HUMOR AFTER CATARACT SURGERY USING PHACOEMULSIFICATION AND FEMTOSECOND LASER-ASSISTED PROCEDURE .....	206
BC. KATEŘINA PAVLÍČKOVÁ DOC. MUDR. ŠÁRKA PITROVÁ, CSc., FEBO	
<b>SYMETRICKÁ A ASYMETRICKÁ KONVERGENCE .....</b>	<b>213</b>
SYMMETRIC AND ASYMMETRIC CONVERGENCE .....	217
BC. NIKOLA REPKOVÁ MGR. MATĚJ SKRBEK	
<b>VLIV ANIZOMETROPIE NA KVALITU VIDĚNÍ .....</b>	<b>220</b>
ANISOMETROPIA EFFECT ON THE QUALITY OF VISION .....	228
BC. EVA STAFFOVÁ MGR. PETR VESELÝ, DIS., PH.D.	
<b>LIDS AND CONTACT LENSES .....</b>	<b>236</b>
ERNA VUKALIĆ	

## PROGRAM

### 7. celostátní studentské konference Optometrie a ortoptiky s mezinárodní účastí pořádané dne 20. 10. 2016 v 10:00 hod.

Posluchárna P31 FSS MU, Joštova 10, 60200 Brno

kontakt: [optobrno@med.muni.cz](mailto:optobrno@med.muni.cz),

[csko.muni@gmail.com](mailto:csko.muni@gmail.com)



9.00 – 9.45	Registrace účastníků - Registration
10.00 – 10.20	<b>1. Zahájení – Opening</b> <ul style="list-style-type: none"><li>• za vedení: <b>doc. MUDr. Svatopluk Synek, CSc.</b>, přednosta KOO LF MU</li><li>• za hosty: <b>Prof. Alen Stranjik</b>, mag. ing. aeronaut, University of Applied Sciences Velika Gorica, <b>Kristina Mihić, M.Sc.</b> in Vision Science and Business, University of Applied Sciences Velika Gorica</li><li>• za sponzora: <b>Roman Veselý</b>, ředitel firmy Cooper Vision, generální sponzor, <b>Mgr. Emanuel Řehola</b>, ředitel společnosti Topcomed</li><li>• za studenty: <b>Bc. Barbora Hráčková</b></li></ul>
10.20 – 10.50	<b>2. Bc. Tomáš Dobřenský:</b> Faktory ovlivňující zdravé a pohodlné používání kontaktních čoček – Factors influencing healthy and comfortable wearing of contact lenses
10.50 – 11.00	<b>3. Bc. Markéta Hrabovská, Mgr. David Severa:</b> Změny akomodačně vergenčních vlastností v závislosti na věku – Age-related changes of accommodative vergent attributes
11.00 – 11.10	<b>4. Bc. Jolana Nedvědová, Mgr. Matěj Skrbek:</b> Snášitelnost vertikálního prizmatu – The tolerance of vertical prism
11.10 – 11.45	<b>5. Mgr. Jitka Krasňanská, Ph.D., Bc. Michal Krasňanský, M.Sc.:</b> Představení přístrojů, metodika workshopů – Introduction of devices, methodology of workshops
11.45 – 11.55	diskuze k přednáškám – Discussion
11.55 – 12.15	<b>6. prezentace posterů – Poster presentation</b>
12.15 – 13.00	<b>1. přestávka - 1st break</b> <b>WORKSHOP 2x15min</b>
13.00 – 13.10	<b>7. Bc. Karolína Fojtlová, Mgr. Andrea Jeřábková:</b> Rozdíly v hodnotě dioptrického nálezu u dětí v závislosti na použití cykloplegie - Differences in refraction of children with and without cycloplegia
13.10 – 13.20	<b>8. Bc. Petra Janoušková, Mgr. Matěj Skrbek:</b> Indikace k operaci šedého zákalu – Indication for cataract surgery
13.20 – 13.30	<b>9. Bc. Pavla Hrabalová, Mgr. Simona Bramborová, DiS.:</b> Statická versus dynamická zraková ostrost – Static versus dynamic visual acuity
13.30 – 13.40	<b>10. Bc. Ivo Hlinomaz, Mgr. Ondřej Vlasák:</b> Vytíženost využití Pentacam u diagnostice keratokonu – The use of Pentacam in the diagnosis of keratoconus
13.40 – 13.50	<b>11. Sara Lončar, Dorotea Prguda:</b> The cornea, sclera and conjunctiva tarsal - gradation degrees – Hodnocení nálezu na rohovce, bělimě a tarzální spojivce
13.50 – 14.00	<b>12. Bc. Hana Štolzová, Mgr. Ondřej Vlasák:</b> Irisregistrace - Irisregistration
14.00 – 14.05	diskuze k přednáškám - Discussion
14.05 – 14.50	<b>2. přestávka - 2nd break</b> <b>WORKSHOP 3x15min</b>
14.50 – 15.05	<b>13. soutěž - Competition</b>

15.05 – 15.15	<b>14. Bc. Zuzana Odvářková, Mgr. Petr Veselý, DiS., Ph.D.:</b> Barevné folie a dyslexie – Colour overlays and dyslexia
15.15 – 15.25	<b>15. Bc. Lucie Klusoňová, Mgr. Sylvie Petrová:</b> Oční protézy – Ocular prostheses
15.25 – 15.35	<b>16. Bc. Veronika Krchňáková, Mgr. Pavel Kříž:</b> Adaptace na tmou v závislosti na věku – Dark adaptation depending on age
15.35 – 15.40	diskuze k přednáškám – Discussion
15.40 – 16.05	3. přestávka + <b>hodnocení konference účastníky</b> WORKSHOP 1x15min 3rd break + Conference evaluation by participants
16.05 – 16.20	<b>17.</b> zhodnocení studenty, sponzorem, hosty – Evaluation by students, sponsor, guests
16.20 – 16.30	<b>18. doc. MUDr. Svatopluk Synek, CSc.:</b> Závěrečné slovo - The final words

### **WORKSHOPY - WORKSHOPS:**

Štěrbinová lampa (Slit lamp), Bezkontaktní tonometr (Non-contact tonometer), Fundus kamera (Fundus camera), Rohovkový topograf (Topographer), ARK, Optotyp do blízka (Near optotype), Akomodometr (Accommodometer), a další.

### **AFTERPARTY:**

Místo konání akce bude upřesněno

18.00 – 18.15

### **Vyhlášení (Ceremony):**

- nejzajímavější přednáška – hodnotí účastníci konference (the best oral presentation- voted by participants),
- nejlepší poster (the best poster, voted by committee) – vyhodnotí komise ve složení: doc. MUDr. Svatopluk Synek, CSc., Bc. Tomáš Dobřenský a zástupci studentů
- výsledky soutěže + vylosování 3 výherců (competition results + lottery of 3 winners)

19.00 - .....

**Raut, volná zábava (Raut, party)**

## **POSTERY- POSTERS:**

- 1. Bc. Nikola Repková, Mgr. Matěj Skrbek:** Symetrická a asymetrická konvergence – Symmetric and asymmetric convergence
- 2. Bc. Lenka Novotná, MUDr. Tomáš Mňuk:** Změna refrakce a aberací po operaci šedého zákalu – Change in refraction and aberration after cataract surgery
- 3. Bc. Zuzana Gerbocová, MUDr. Magdaléna Macurová:** Přístroje potřebné pro vyšetření zrakového nervu při diagnostice glaukomu, metodika vyšetření – Devices needed for examination of the optic nerve head in glaucoma diagnostics, methodology of examination
- 4. Bc. Andrea Hanušová, Mgr. Radek Anderle, Ph.D.:** Metodika stanovení hodnoty optimální akomodační šíře, ověření závislosti naměřených hodnot na pracovní vzdálenosti – Methodology of setting the optimal accommodation amplitude, the verification of measured values depending on working distance
- 5. Bc. Tereza Ouhelová, Mgr. Matěj Skrbek:** Prizmatická korekce – Prismatic correction
- 6. Bc. Eva Staffová, Mgr. Petr Veselý, DiS., Ph.D.:** Vliv anizotropie na kvalitu vidění - Anisometropia effect on the quality of vision
- 7. Bc. Barbora Hráčková, Bc. Veronika Krchňáková, Bc. Zuzana Odvárková, Bc. Kateřina Rosová:** Erasmus v Chorvatsku – Erasmus in Croatia
- 8. Bc. Barbora Hráčková, Bc. Marie Kodetová, Mgr. Pavel Beneš, Ph.D.:** Dodržování hygieny a návyky nositelů měkkých kontaktních čoček – Compliance and hygiene behaviour among soft contact lens wearers
- 9. Bc. Michaela Gagová, Mgr. Petr Veselý, DiS., Ph.D.:** Internetový a samoobslužný prodej - nový fenomén v oboru optika a optometrie, výhody a rizika pro klienty – Internet sales and self-service – a new phenomenon in the field of optics and optometry, benefits and risks for the client
- 10. Bc. Martin Fůs, Doc. MUDr. Šárka Pitrová, CSc., FEBO:** Určení polohy torických nitroočních čoček za pomoci navigačního systému – Determining the position of toric IOLs using a navigation system
- 11. Bc. Kateřina Pavlíčková, Doc. MUDr. Šárka Pitrová, CSc., FEBO:** Změny endotelových buněk rohovky a nitrooční tekutiny po operaci katarakty fakoemulzifikací a za asistence femtosekundového laseru – Changing of corneal endothelial cells and aqueous humor after cataract surgery using phacoemulsification and femtosecond laser-assisted procedure
- 12. Josipa Bagarić, Matija Dubovski:** The relationship between myopia and corneal astigmatism in students of optometry in Croatia – Závislost mezi myopií a rohovkovým astigmatizmem u studentů optometrie v Chorvatsku
- 13. Erna Vukalić:** Lids and contact lenses – Víčka a kontaktní čočky



# Sekce prezentací

## Presentation section



# Faktory ovlivňující zdravé a pohodlné používání kontaktních čoček

Autor: Bc. Tomáš Dobřenský

## Anotace

Správný výběr parametrů kontaktních čoček pro klienta má samozřejmě klíčový význam na jejich pohodlné používání. Proto je první část věnována právě technickým parametrům kontaktních čoček. Za mnoha případy diskomfortu je ale skryto i nedodržování zásad a správných návyků při používání kontaktních čoček. Tomuto tématu se pak budeme věnovat v druhé části.

## Úvod

Kontaktní čočky se liší v použitých materiálech, designu a technickém řešení s ohledem na korigovanou refrakční vadu. Konstrukce kontaktní čočky by měla splňovat následující základní kritéria: Kontaktní čočka by neměla působit mechanický stres oka a okolí. Vzájemná interakce kontaktní čočky, povrchu oka a očních víček by nikdy neměla vyvolávat pocit nepohodlí. Základními předpoklady je zde správná poloha čočky, centrace a přiměřený pohyb čočky na oku.

Kontaktní čočka by měla co nejméně omezovat oplachování oka slzným filmem. S tím je totiž spojený dostatečný přísun kyslíku k rohovce a naopak odvod metabolických zplodin od ní. Tento faktor je ovlivněn celkovou konstrukcí čočky a hlavně oblastí jejího okraje.

Důležitou vlastností materiálu je propustnost kyslíku a dalších malých plyných molekul. Materiál kontaktní čočky se podílí i na celkovém mechanickém dráždění, kde jsou důležitými faktory modul pružnosti, povrchová smáčivost i celkový obsah vody v materiálu.

## Design čočky

Základní popisné parametry kontaktních čoček uvedené na všech produktech jsou základní zakřivení (BC = Base Curve) a průměr (DIA = Diameter)

Aplikaci kontaktních čoček ovlivňují oba tyto parametry, tedy přesněji řečeno, výsledná aplikace je vzájemným vztahem mezi zakřivením a průměrem kontaktní čočky a tvarem rohovky oka a oblasti sklerokorneálního přechodu. Otázkou je, nakolik oba popisné parametry skutečně popisují tvar kontaktní čočky.

Pokud jde o průměr čočky, tady je odpověď jednoznačná. Průměr kontaktní čočky v plně hydratovaném stavu je skutečně takový, jak je uvedeno na jejím balení. Rohovka má ve většině případů průměr do 12 mm, pro průměr měkké sklerokorneální čočky pak platí, že by měla přesahovat přes limbus alespoň o 0,5 mm na každé straně. Standardně se vyrábí nejmenší průměr měkkých kontaktních čoček 13,6 mm. Běžný průměr pak je 14,0 až 14,5 mm.

Komplikovanější je to s otázkou zakřivení. Základní zakřivení kontaktní čočky je popisný údaj, který vyjadřuje centrální zakřivení čočky v oblasti přibližně dvou až tří milimetrů v průměru. Konstrukce zadní plochy čočky je ale ve většině případů asférická a tedy skutečně

zakřivení v těchto místech neodpovídá popisné hodnotě. Údaj o zakřivení je z tohoto úhlu pohledu pro nás hodnotou orientační. V literatuře se nejčastěji uvádí, že hodnota zakřivení kontaktní čočky by měla být o jeden milimetr plošší, než je průměrná keratometrie centra rohovky. Toto pravidlo skutečně platí v případě, že křivka zadní plochy kontaktní čočky je blízká rotačnímu hyperboloidu. Ale současné křivky zadních ploch čoček jsou výrazně složitější. Většina kontaktních čoček se dodává na trh v jednom, maximálně dvou různých zakřiveních. Tento stav nás často vede, v kombinaci s ostatními parametry čoček, k určitému aplikačnímu kompromisu. Bez kontroly aplikace na štěrbinové lampě ale nejsem schopen správný výběr potvrdit.

Přesná aplikace kontaktních čoček předpokládá, že tvar čočky bude „kopírovat“ tvar rohovky a výsledkem bude paralelní postavení kontaktní čočky vůči rohovce ve všech bodech. Tento ideální stav nastává velmi zřídka. Mnohem častější, vzhledem k nepravidelnému tvaru rohovek a většinou také kontaktních čoček, je situace, kdy v některých oblastech je kontaktní čočka povrchu rohovky blíž a jinde dál.

Obvykle je centrální optická oblast kontaktní čočky jako celek strmější než příslušně velká oblast rohovky. To je celkem paradoxní vzhledem k tomu, že pokud jde o uváděné centrální zakřivení (BC = Basic Curve), volíme popisně plošší hodnotu, než je průměrná keratometrie centra oka.

V oblasti přechodu mezi optickou a haptickou částí čočky, bývá její přiblížení k rohovce nejtěsnější. Okraj kontaktních čoček by pak opět měl směřovat mírně od povrchu oka. Charakteristika okraje kontaktní čočky ale může být velmi různorodá. Na obrázku z elektronového mikroskopu vidíme několik různých typů kontaktních čoček od různých výrobců. Je tu zřejmé, že k problematice okraje čoček rozhodně nepřistupují jednotně. Dokonce se dají rozdělit do čtyř různých „kategorií“: okraje směřující vzhůru a to do břitového nebo zaobleného tvaru a podobně okraje směřující dolů: opět buď břitové, nebo zaoblené.

Z dříve řečeného se okraje směřující dolů zdají být celkem nelogickým řešením. Jenže, ono také záleží na tvaru přechodu mezi rohovkou a sklerou. Pokud je sklerokorneální úhel velmi otevřený, pak čočka s okrajem vzhůru může příliš odstávat od povrchu oka a výsledkem je neúměrné dráždění tarzální plochy víčka, případně okraj víčka může přímo hrnout takovou čočku z oka ven. Naopak, u ostřejšího sklerokorneálního úhlu by se čočka s okrajem dolů mohla okrajem opírat do perilimbální oblasti. Jednak tu bude působit otlak, ale především uzavře přirozený průtok slz pod kontaktní čočku. Výsledkem takové aplikace je hypoxie rohovky. Rohovce totiž chybí kyslík přiváděný výměnou slzného filmu a tento nedostatek není schopen pokrýt ani ten nejprodyšnější materiál na trhu.

Další důležitou vlastností kontaktní čočky je schopnost stejnoměrně rozkládat tlak, který na přední segment oka působí. Tento tlak vyvolávají oční víčka, především okraj tarzu. To platí při otevřeném oku a samozřejmě pak v průběhu mrknutí. Mrkání a tlak okrajů víček je určující veličinou při řadě dynamických dějů po aplikaci čočky na oku. U sférických nestabilizovaných kontaktních čoček je výsledkem tlaku okrajů víček při mrkání rotace čočky. Ta spolu s mírným pohybem nahoru a dolů a také s mírným „pumpovacím“ efektem přitlačením čočky k oku a opětovným uvolněním, rovněž napomáhá tolik potřebné výměně slz pod čočkou. U

kontaktních čoček, které vyžadují stabilizaci na oku – například všechny torické kontaktní čočky - je výměna slz pod čočkou nižší. Jednak chybí rotace, dále čočka kvůli stabilizačním prvkům je tlustší a tedy pump efekt není tak silný. A často je taková čočka větší i v průměru. O to více tady záleží na správné volbě parametrů čočky a jejich následné kontrole.

U měkkých kontaktních čoček se musí konstrukce podřídit obsahu vody, elasticitě, propustnosti pro kyslík, transportu tekutin v materiálu a evaporaci (osychání). Existují přesně stanovené hodnoty konstrukčních údajů, kde je mimo jiné uvedena minimální středová tloušťka čočky. Není problém takto tenké, nebo i tenčí čočky vyrobit, ale využít se prakticky nedají. Takto tenká čočka by se po aplikaci propadla v centrální oblasti a adhezí slz přichytila k rohovce. Tím by se omezil její pohyb, nedocházelo by k výměně slz pod čočkou, tedy by se nepřiváděl kyslík a neodváděly by se produkty metabolismu. Proto je nutné tloušťku čočky vždy vyvážit k příslušnému materiálu.

### Vlivy materiálu

Základním a referenčním materiálem měkkých kontaktních čoček je hydroxyethylmetakrylát – HEMA. Kontaktní čočky z čistého materiálu HEMA obsahují mezi 36 až 38% vody. Voda přitom má v čočce zcela zásadní význam, pokud jde o snášenlivost materiálu na oku – většinou ji hodnotíme prostřednictvím smáčivosti povrchu, dále jeho jemnost a pružnost – obvykle dnes vyjádřenou modulem pružnosti čočky, a v neposlední řadě propustnost materiálu pro kyslík – nejčastěji uvádíme hodnoty  $Dk$  a  $Dk/t$ . Přídavkem kopolymerů, jako jsou například vinylpyrolidon, vinylakrylát nebo glycerylmetakrylát, je možné obsah vody zvýšit – technicky se používá maximální obsah vody okolo 70%. U hydrogelových materiálů se spolu s vyšším obsahem vody zlepšuje pružnost a jemnost materiálu i jeho propustnost pro kyslík. Samostatný polymer je totiž pro plyny nepropustný, proto je rozhodující obsah vody v hydrogelu, který určuje jeho difuzivitu.

V dnešní době na trhu měkkých kontaktních čoček naprosto převládají materiály s kategorie silikon hydrogelů. Obsah siloxanů v materiálu čočky výrazně zlepšuje její propustnost pro kyslík. Molekuly kyslíku stejně jako odpadního  $CO_2$  mohou procházet přímo strukturou silikon hydrogelového materiálu. Teoreticky tak platí, že vyšší obsah vody v silikon hydrogelových materiálech propustnost pro kyslík snižuje. Na druhou stranu siloxanové struktury jsou mechanicky tužší a méně ohebné, než tomu je u hydrogelů. Výsledkem je vyšší hodnota modulu pružnosti. Čisté siloxany jsou také hydrofobní a to má za následek horší povrchovou smáčivost čočky a větší afinitu k vazbě lipidových depozit na povrch čočky. S těmito vlastnostmi se většina výrobců snaží bojovat a postupně se mění vnitřní provázanost jednotlivých struktur materiálu, stejně jako se hledá optimální vyvážený poměr obou složek pro zachování většiny výhod jak hydrogelů, tak silikon hydrogelů. Moderní silikon hydrogely se sice možná nepyšní nejvyššími hodnotami propustnosti pro kyslík, zato ale mají výrazně nižší modul pružnosti, lepší povrchovou smáčivost a vyšší celkový obsah vody.

Hydrogelové materiály jsou díky nižšímu modulu pružnosti více přizpůsobivé tvaru rohovky pod sebou. Také adhezní síly jsou u hydrogelů vyšší než u silikon hydrogelových čoček. Důsledkem toho může být menší pohyb čočky na oku a obtížnější hodnocení přesnosti její

aplikace. Vyšší modul pružnosti u některých silikon hydrogelových čoček zase klade větší nároky na výběr správných parametrů.

### Vliv správného používání kontaktních čoček

Anglický termín ‚compliance‘ vyjadřuje právě úroveň dodržování, nebo spíše nedodržování doporučení, ale i striktních nařízení, spojených s používáním kontaktních čoček konečnými uživateli. Jedna věc je, jak jsou instrukce předány, zda jsou srozumitelné a dávají smysl. Druhou věcí pak je konečné chování uživatelů čoček v praxi.

Obecně lze říct, že za velké množství komplikací spojených s používáním kontaktních čoček jsou odpovědní sami jejich uživatelé. Až 80% těchto potíží vychází z nedodržování předepsaných režimů. Současně platí, že čím jednodušší péče se doporučí, tím méně se dodržuje.

Podle studie prováděné v roce 2015 ve Velké Británii týmem pod vedením profesora Durbanu až 20% uživatelů kontaktních čoček si není vědomo, jaký typ čoček vlastně používá. 40% uživatelů používá čočky déle, než výrobce doporučuje, konkrétně podle doporučeného režimu používání: 15% uživatelů jednodenních čoček, 29% uživatelů měsíčních čoček a 59% uživatelů čtrnáctidenních čoček.

Typičtí uživatelé nedodržující pravidla jsou mladší ( $33,1 \pm 11,0$  let) než ti, co režim dodržují ( $35,0 \pm 12,8$  let). Naopak nebyl zjištěn žádný zásadní rozdíl mezi ženami a muži. A nezáleží ani na dioptrické korekci. Typické je rovněž to, že tito lidé nechodí na pravidelné kontroly ani na měření zraku při nákupu brýlí nebo čoček. Statisticky některá z pravidel porušovalo 79% nositelů čoček ve studii.

Důvody pro nedodržování postupů uváděné ve studii lze rozdělit do následujících kategorií: péče o čočky jim připadá zbytečně zdlouhavá, nebo zbytečně častá. Prostředky o péči jsou příliš drahé. Nebo se odvolávají na tvrzení, že když jim někdo něco předepsal, musí to být bezpečné samo o sobě.

Pokud jde o péči o čočky, 78% nositelů čoček je mechanicky vůbec nečistí. 18% uživatelů nemění roztok v pouzdře, pouze jej doplňuje. K nedodržení času předepsanému k dezinfekci čoček se přiznalo 12% jejich uživatelů. Až 5% pak používá k péči o kontaktní čočky pouze fyziologický roztok. A až 50% uživatelů udává, že si někdy před manipulací s čočkou neumyjí ruce.

Obecně špatná je pak péče o pouzdro na kontaktní čočky. Až 80% nositelů čoček nedělá pravidelnou hygienu pouzdra. Téměř polovina uživatelů jej nenechává přes den vyschnout. A 62% jej nevyměňuje v předepsaném intervalu.

### Jak postupovat správně

Výběr vhodného typu čočky by měl být vždy v rukou očního specialisty. Nedílnou součástí výběru je jeho ověření na šterbinové lampě. Stejně tak jsme odpovědní za správné poučení klienta o způsobech používání a péče o čočky. V dnešní době se z tohoto úhlu pohledu jeví jako optimální doporučení používání jednodenních silikon hydrogelových kontaktních čoček, kde míra nedodržování pravidel hry je logicky nejmenší.

### Zdroje

Papas, E. Treatment and management of contact lens-related discomfort, Optician Magazine, February 2015

Wilcox, M. Institute for Eye Research. Presented at the annual meeting of BCLA 2015

CooperVision, data on file

# Factors influencing healthy and comfortable wearing of contact lenses

Author: Bc. Tomáš Dobřenský

## Abstract

Proper selection of parameters of contact lenses for the client is obviously crucial to their ease of use. Therefore, the first part is devoted to the technical parameters of contact lenses and their influence on the comfort of use. But for many cases of discomfort is hidden non-compliance and good habits during using of contact lenses. This topic will then be discussed in the second part.

## Introduction

Contact lenses are differed in the used materials, design and technical solutions with regard to the corrected refractive error. Construction of contact lenses should meet the following basic criteria: Contact lenses should not cause mechanical stress of the eye and surrounding area. Mutual interaction of contact lenses, eye surface and the eyelids should never cause discomfort. The basic assumptions are correct position of the lens, centration and reasonable movement of the lens on the eye.

The contact lens should at least limit the flushing of the tear film on the eye. With this is connected a sufficient supply of oxygen to the cornea and also removal of metabolic waste from it. These factors are influenced by the overall design of the lens and its edge.

Important characteristic of the material is permeability for oxygen and other small gaseous molecules. Contact lens material also contributes to the overall mechanical irritation, where are important factors modulus, surface wettability and the total water content in the material.

## The influence of Lens design

The basic descriptive parameters of contact lenses listed on all the products are: Base curve (BC = Base Curve) and Diameter (DIA = Diameter).

Both of these parametres influence to the contact lens fit. More precisely speaking, the resulting application is the relationship between the curvature and diameter of contact lenses, corneal shape of the eye areas and sclera-corneal angle. The question is whether both descriptive parameters really describing the shape of a contact lens.

Regarding the diameter of the lens, there is a clear answer. Diameter of the contact lens in a fully hydrated state is indeed such as indicated on the package. The cornea has in most cases diameter to 12 mm. The diameter of the soft lens should overlap the limbus at least 0.5 mm on each side. Standard is produced the smallest diameter of the soft contact lenses as 13.6 mm. Most of production is between 14.0 and 14.5 mm.

With curve it is a more complicated question. BC of a contact lens is descriptive data, which expresses the central curvature of the lens in approximately two or three millimeters in diameter. But the rear surface of the lens in most cases has aspheric curvature and in these options the descriptive

value of BC is not so big. Indication of curvature is from this perspective orientation value only. The literature often indicates that the value of the curvature of the contact lens should be about one millimeter flatter than the average keratometry of central cornea. This rule really applies in the case that the curve of the back surface of the contact lens is close to oblate spheroid. But the current curve of the rear lens surfaces are considerably more complicated. Most of contact lenses are marketed in a maximum of two different curvatures. This condition often leads us, in combination with other parameters of the lenses, make some compromise in fits. Without control on the slit lamp I am unable to confirm the correct choice.

The precise application of contact lenses assumes that the shape of the lens "copy" the shape of the cornea and results in the parallel position of the contact lens to the cornea at all points. The ideal situation occurs very rarely. Much more common, due to the irregular shape of corneas, and contact lenses too, usually it is a situation where in some areas is the contact lens closer to corneal surface than in others.

Usually the central region of the optical lenses is steeper than corresponding area of the cornea. It is quite paradoxical in view of the fact that as regards the mentioned central curvature is chosen flatter than the average keratometry of centre of eye.

The area between optical and haptic part of the lens is its closest approach to the cornea. Edge of contact lens would again be directed slightly from the surface of the eye. Characteristics of edge of contact lenses but may be very diverse. On the pictures from electron microscope we see several different types of contact lenses from different manufacturers. It's obvious, that the issue of the edges of the lenses is definitely not treated uniformly. Even can be divided into four different "categories": the edges pointing upwards and into the shaped or rounded edges and the like pointing down: either shaped or rounded.

From previously said edges facing down seem quite illogical solution. However, it also depends on the shape of the angle between the cornea and sclera. If this angle is very open, then the lens edge can't protrude upward from the surface of the eye and result in excessive irritation of the tarsal area lid or rim of the cap may directly pouring a lens out from the eye. Conversely, at a sharper angle should lens edge to edge down to lean perilimbal area. First, there is cause of bruising, but also closes the natural flow of tears under the lens. The result is hypoxia of cornea. The cornea is lacking of oxygen supply in exchange of the tear film and this deficiency is not able to cover even the most permeable material on the market.

Another important property of contact lenses is the ability to uniformly distribute the pressure that the front segment of the eye operates. This pressure rise eyelids, especially edge of tarsus. This applies with open eyes and then, of course, during the blink. Blinking and pressure of edges of the eyelids is the defining parameter in a number of dynamic processes, after application of the lens on the eye. For spherical contact lenses rotation of the lens is a result of the pressure of edges of eyelids during the blinking. This, together with a slight up and down movement, and with a slight "pumping" effect of pressing the lens to the eye and re-release, also helps much needed exchange of tears under the lens. For contact lenses which require stabilization on the eye - for example all toric contact lenses – is the exchange of tears under the lens lower. First, lack of rotation, as well as a lens due to the stabilizing element is thicker and thus pump effect is not so strong. Often such a lens is a larger in diameter. The more here depends on the correct choice of parameters lenses and their follow-up.

In soft contact lenses construction must conform water content, elasticity, oxygen permeability, fluid transport in the material and evaporation (drying time). There are well-defined value of design



data, which also indicate the minimum central thickness of the lens. There is no problem to produce this thin or even thinner lenses, but can't be used practically. Thus a thin lens should be dropped after application in the central area and by tears adhesion will be sticking to cornea. This would limit its movement, there would be no exchange of tears under the lens, therefore, would refrain from the not flow of oxygen and waste products of metabolism. So this is why we must balance the thickness of each lens to the appropriate material.

### **Influence of Material**

The basic reference material for soft contact lenses is hydroxyethyl methacrylate - HEMA. Contact lenses of pure HEMA material contain between 36-38% of water. Water content is crucial as regards the compatibility of the material in the eye - usually it evaluate by surface wettability, as well as its softness and flexibility - usually today expressed as modulus of the lens, and finally permeability of material for oxygen - typically shows as  $Dk$  and  $Dk/t$ . Addition of copolymers such as vinylpyrrolidone, vinyl acrylate or glyceryl methacrylate, it is possible to increase the water content - technically is used the maximum water content about 70%. For hydrogel materials, along with a higher water content improves the flexibility and softness of the material and its permeability to oxygen. Isolated polymer is impermeable to gases, so the water content is critical for the hydrogel to determine its diffusivity.

Today on the market of soft contact lenses absolutely predominant materials from silicone hydrogels category. Siloxane content in the lens material greatly improves its oxygen permeability. Oxygen molecules can come directly across the structure of silicone hydrogel material. Theoretically, a higher water content in the silicone hydrogel materials decreases oxygen permeability. On the other hand, siloxane structure is mechanically stiffer and less pliable than in the case of hydrogels. The result is a higher modulus value. Pure siloxanes are hydrophobic, and this results in worse surface wettability of the lens and a greater affinity for binding of lipid deposits on the lens surface. With these features, most manufacturers try to fight and gradually changing the coherence between the different structures of the material, as well as looking for an optimal balanced ratio of the two components for maintaining most of the benefits from hydrogels and silicone hydrogels. Modern silicone hydrogels may perhaps not highest values of oxygen permeability, but have significantly lower modulus, improved surface wettability and higher total water content.

Hydrogel materials are due the lower modulus more adaptable to the shape of the cornea beneath. Also, adhesive strength in hydrogels are higher than in the silicone hydrogel lenses. This can result in less movement of the lens on the eye and difficult to assess the accuracy of its application. Higher modulus of some silicone hydrogel lenses in turn puts greater demands on the selection of the correct parameters.

### **The influence of the correct use of contact lenses**

Compliance or non-compliance of rather recommendations and strict regulations associated with comfort use of contact lenses. One thing is how the instructions are passed, next how they are understandable. Then the second thing is the final lens user behavior in practice.

Generally, we can say, that a large number of complications associated with the use of contact lenses are accountable to their users. Up to 80% of these problems come from non-prescribed regimens. And also, the simpler care to advise the less complies.

According to a study conducted in 2015 in the UK by a team led by Professor Durban 20% of users of contact lenses are not aware of what type of lenses actually used. 40% of users wear lenses longer than the manufacturer recommends, specifically under the recommended mode of use: 15% of daily disposable lenses, 29% of monthly lenses and 59% of two weeks lenses.

Typical non-complying users are younger ( $33.1 \pm 11.0$  years) than those who follow instructions ( $35.0 \pm 12.8$  years). Conversely, there was no significant difference between women and men. And also there does not depend on the power of correction. Typical is also, that these people do not go for regular exams to optometry when buying glasses or lenses. Statistically, some of the rules violate the 79% lens wearers in the study.

Reasons for non-compliance procedures reported in the study can be divided into the following categories: care for the lenses seems too lengthy or too often. Solutions for care are too expensive. Or refer to the claim that when someone has prescribed something, it has to be secure in itself.

Concerning lens care, 78% of lens wearers are not cleaning lenses mechanically (no rub). 18% of users do not change the solution in the case, it only adds. The failure to comply with the prescribed time to disinfect the lenses admitted 12% of their users. Up to 5% were used for the care of contact lenses only saline. And 50% of users indicate that ever before handling lenses unwashed hands.

Generally bad then care case for contact lenses. Up to 80% of lens wearers don't doing regular hygiene of case. Nearly half of the users do not leave case during the day to dry. A 62% don't exchange case in prescribed interval.

### How to proceed correctly?

Selecting the appropriate type of lenses should always be in the hands of an eye specialist. An integral part of the selection is his validation on the slit lamp. We are responsible for the proper instruction of the client on ways to use and care of the lenses. Today, from this perspective seems optimal recommend to use daily disposable silicone hydrogel contact lenses, where the rate of compliance with the rules of the game is logically the smallest.

### Resources

Papas, E. Treatment and management of contact lens-related discomfort, Optician Magazine, February 2015

Wilcox, M. Institute for Eye Research. Presented at the annual meeting of BCLA 2015

CooperVision, data on file

## Rozdíly v hodnotě dioptrického nálezu u dětí v závislosti na použití cykloplegie

Autor: Bc. Karolína Fojtlová

Školitel: Mgr. Andrea Jeřábková

### Úvod

Vyšetřování zrakové ostrosti u dětí se potýká hned s několika úskalími. V první řadě je třeba si uvědomit, že zraková ostrost se v průběhu prvních let života teprve vyvíjí a nelze ji srovnávat se zrakovou schopností dospělých. Další otázka, která se nabízí, je samotná komunikace s dětmi a od ní se odvíjející způsob, jakým vyšetření provedeme. U nejmenších dětí nám nezbude nic jiného, než se spoléhat na hodnoty naměřené objektivně, u dětí předškolních a školáků se lze dopátrat i subjektivního dokorigování volbou vhodných testů úměrných schopnostem dítěte. Poslední z výčtu problémů je velká akomodační schopnost dětí a s tím spojená nesprávná diagnostika refrakční vady. Proto se jeví nezbytné používat při pátrání po vhodné korekci cykloplegii k vyloučení akomodačního vlivu.

### Vývoj zrakové ostrosti

Po narození stále ještě není dokončen vývoj v makulární oblasti, tudíž v tomto období převládá skotopické vidění a světlocit. Novorozenec je vybaven dvěma reflexy: pupilomotorickým a optokinetickým. Od prvního měsíce můžeme zaznamenat monokulární fixaci a dítě již rozeznává pohyb. V dalších měsících se postupně vyvíjí binokulární fixace a upevňuje se centrální fixace. Dítě rozlišuje blízké a vzdálené předměty díky konjugovaným a disjungovaným očním pohybům. V šestém měsíci je ukončen vývoj makuly a zraková ostrost odpovídá 1/50. Vyvíjí se také fúzní reflex. Během devátého měsíce dosahuje zraková ostrost hodnoty 5/50, v jednom roce pak 5/25 a dochází k zpevňování binokulárních reflexů. Ve třech letech koresponduje zraková ostrost s visem 5/10 a utužuje se reflex fixační. Mezi 4. – 6. rokem věku se visus stabilizuje na hodnotu 5/5 a vyrovnává se tak zrakové schopnosti dospělého člověka.

### Metody vyšetření refrakce u dětí

Při určování refrakce u dětí můžeme využít objektivní skiaskopie, jejíž hlavní výhody spočívají v nenáročném přístrojovém vybavení a rychlosti a přesnosti vyšetření, pokud lékař tuto techniku ovládá. Hlavním principem je vyhodnocení chodu světelných paprsků odražených od sítnice, čímž je vyvolán červený reflex. Podle pohybu stínu v červeném reflexu pak usuzujeme na refrakční vadu. Cílem metody je nalézt tzv. neutrální bod, kdy vymizí pohyb stínu, čehož dosáhneme předkládáním vhodných korekčních členů.

Další a dnes využívanější metodou je vyšetření na autorefraktometru. Jedná se o automatická zařízení, která jsou z fyzikálně-optického hlediska inspirována oftalmoskopií, skiaskopií, Scheinerovým pokusem, paralaxním uspořádáním měřících a vyhodnocovacích prvků i principem zaostřování obrazu. Společným prvkem všech těchto přístrojů je infračervené světlo o vlnové délce kolem 880 nm, které se využívá k vlastnímu měření, aniž by

jej oko vyšetřovaného zaznamenalo. První generace autorefraktometrů neměla k dispozici fixační značku, jež má za úkol odstranit nadměrnou akomodaci oka. V druhé generaci přístrojů byl již tento problém ošetřen a třetí generace obsahuje dokonce i modul pro subjektivní vyšetření. Ten však není příliš využíván pro svou značnou chybovost.

Alternativou automatických refraktometrů může být přístroj Plus Optix, který se využívá především pro screening zrakových vad u dětí. Aparát využívá principu excentrické fotoskioskopie a mezi jeho nesporné výhody patří rychlost a měření obou očí zároveň. Vyšetření probíhá z jednoho metru a výstupní informace obsahuje nejen údaje o refrakčním stavu oka, ale i o postavení očí, rohovkových reflexech, velikosti zornic či strabismu.

### Metody vyšetření zrakové ostrosti u dětí

Všechny metody vyšetření zrakové ostrosti se odvíjejí od tří základních stimulů – detekce, rozlišení a poznání. Podnětem pro detekci jsou nejčastěji bílé kruhy různých velikostí na černém pozadí. K rozlišení se využívají černobílé mřížky různého jasu. V obou případech má dítě za úkol stimuly od pozadí odlišit. Poznání využívá identifikace a pojmenování známého symbolu či písmen dle věku dítěte.

U dětí nonverbálního věku se využívají testy preferenčního vidění odvíjející se od předpokladu, že dítě bude sledovat strukturované podněty, pokud jej dostatečně upoutají. Nejznámějšího zástupce těchto testů představují Tellerovy karty tvořené černými a bílými pruhy různé šířky na šedé indiferentní ploše. Dítě by mělo tento vzor fixovat a dle šíře nejjemnějších pruhů, které ještě rozezná, lze určit předpokládaný stupeň vidění.

Další objektivní technikou, kterou můžeme zjistit zrakové funkce u dětí, které pro svůj věk nejsou prozatím schopny spolupráce, je snímání zrakových evokovaných potenciálů – VEP. Jedná se o elektrofyziologickou metodu snímání vizuálních podnětů pomocí povrchových elektrod umístěných na týlní části lebky.

Přesněji a za spolupráce vyšetřovaného lze vyšetřit zrakové funkce až u dětí od tří let. Využívá se metody Grating acuity, která vychází z domněnky, že dítě již umí pojmenovat a popsat různé symboly. Velikost testů se logaritmicky snižuje obdobně jako u optotypů. Na tomto principu jsou založeny obrázkové Lea a Kay testy. Kromě obrázků můžeme také použít Pflügerovy háky či Landoltovy kruhy, u školáků pak číselné nebo písmenné optotypy.

### Cykloplegie

Abychom zamezili nesprávné diagnostice refrakční vady, je třeba u dětí vyloučit vliv akomodace pomocí cykloplegik. Tato farmaka v podobě očních kapek působí jako parasymptolytikum na vegetativní nervový systém. Parasymptolikus inervuje pupilární sfinkter a ciliární sval, aplikací léčiva dochází k blokaci muskarinových receptorů a tím pádem k cykloplegii a mydriáze. Do skupiny cykloplegik řadíme například atropin či cyklopentolát, známý také jako Cyclogyl. Počet kapek, které vyřadí akomodaci z provozu, se odvíjí od barvy duhovky.

## Metodika práce

Ve své diplomové práci se zabývám rozdíly dioptrického nálezu u dětí před a po použití cykloplegie. Potřebné údaje jsem získala výpisem z lékařských záznamů pacientů soukromé ortoptické ambulance Mgr. Andrey Jeřábkové. Celkový počet subjektů se pohybuje kolem sta, ve věkové skupině od 2 do 15 let. Jedná se o pacienty s ortoptickým statutem, tudíž drtivá většina z nich je hypermetropická a nalezneme zde pouze malé procento myopů. K rozkapání a uvedení do cykloplegie byl použit 1% Cyclogyl, vyšetření refrakce probíhalo objektivně na autorefraktometru.

## Hypotézy a dílčí výsledky

První hypotéza, kterou jsem si ve výzkumu stanovila, zní: „Hodnota myopie se v cykloplegii snižuje, hodnota hypermetropie zvyšuje.“ Dle mých dílčích výsledků se hypotéza prozatím splňuje, ačkoliv fakt, že většina pacientů je hypermetropická, může vést ke zkreslení výsledků. Pro srovnání bych uvedla výsledky určení vlivu 1% cyklopentolátu na refrakční status u dětí z čínské provincie Shandong. Do statistické analýzy bylo zahrnuto 5999 dětí ve věku od 4 do 18 let, samotné měření probíhalo na autorefraktometru. Průměrný rozdíl refrakce před a po použití cykloplegie byl 0,78 +/- 0,79 D. 66,4 % očí s myopií bez cykloplegie zůstalo myopických i po jejím použití, 18% se stalo emetropickými a 15,7% hypermetropickými. Z předchozího tedy vyplývá, že refrakce bez použití cykloplegie nevede pouze k nesprávným hodnotám měření, ale dokonce i ke špatné klasifikaci refrakční vady.

V další hypotéze se zabývám korelací věku a výsledného rozdílu refrakce před a po použití cykloplegie. Usuzuji, že s rostoucím věkem se snižují rozdíly dioptrického nálezu mezi oběma metodami. Jelikož v mém předběžném vzorku nejsou věkové skupiny rovnoměrně rozloženy, správnost této domněnky nelze prozatím potvrdit. Zde jsem vycházela z australské populační studie, jež srovnává rozdíly refrakce v závislosti na cykloplegii u skupiny šestiletých a u skupiny dvanáctiletých dětí. První soubor čítal 210 subjektů, druhý 2 233 subjektů. Měření probíhalo opět na autorefraktometru před a po nakapání 1% cyklopentolátu. Průměrné zvýšení sférického ekvivalentu po cykloplegii bylo o 0,84 D u 12ti letých a o 1,18 D u 6-ti letých dětí. Precykloplegická refrakce podstatně přecenila podíl dětí s krátkozrakostí – chybně klasifikovala 17,8 % 12ti letých a 9,5% 6-ti letých. Zároveň nedetekovala střední až vysokou hypermetropii u 2,28% 12ti a 17,14% 6-ti letých dětí. Je tedy nutné vyzdvihnout důležitost používání cykloplegie u dětí alespoň do 12 let.

Poslední hypotéza věnuje pozornost změně osy astigmatismu v závislosti na cykloplegii. Předpoklad zní, že cylindrická osa by se neměla změnit o více než 10° u 80% subjektů, jelikož dle mého mínění se vyloučení vlivu akomodace výrazně nepodílí na změně osy astigmatismu. Moje předběžné výsledky prozatím tuto domněnku potvrzují.

## Zdroje

Kuchynka, P. *Oční lékařství*. 1.vyd. Praha: Grada, 2007, 768 s. ISBN 9788024711638.

Rutrlé, M. *Přístrojová optika: učební texty pro oční optiky a oční techniky, optometry a oftalmology*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2000, 189 s. ISBN 8070133015.

Papcunová, R. *Korekce refrakčních vad dětského věku: bakalářská práce*. Brno: Masarykova univerzita, Fakulta lékařská, Katedra optometrie a ortoptiky, 2014, 64 s. Vedoucí bakalářské práce Mgr. Matěj Skrbek.

Jeřábková, A. Stanovení zrakových funkcí u dětí. *Česká oční optika*. 2014, **55**(4), 34-35. ISSN 1211-233X.

Fotedar, R. et al. Necessity of Cycloplegia for Assessing Refractive Error in 12-Year-Old Children: A Population-Based Study. *American Journal of Ophthalmology*. 2007, **144**, 307-309.

HU, Y. Y. et al. Effect of Cycloplegia on the Refractive Status of Children: The Shandong Children Eye Study. 2015. PLoS ONE 10(2): e0117482. doi:10.1371/journal.pone.0117482.

# Differences in refraction of children with and without cycloplegia

Author: Bc. Karolína Fojtlová

Supervisor: Mgr. Andrea Jeřábková

## Introduction

Examination of visual acuity in children fights with a few pitfalls. In the first place we must realize fact, that visual acuity is developing during the first years of life and so we can't compare it with the visual skills of adults. Another issue, that emerges, is communication with children and method of examination, which depends on options of communication. We can use only objective methods at the smallest children. Preschool children and schoolchildren could be examined by subjective tests depending on their skills. The next problem is large accommodative ability of children which is connected with incorrect diagnosis of refractive errors. Therefore, it is necessary to use cycloplegia to eliminate the influence of accommodation, when we are searching for suitable correction.

## Development of visual acuity

After birth macular area isn't completely development, therefore in this period scotopic vision and light perception are dominant. The newborn child has two reflexes: pupilomotoric and optokinetic. From the first month we record monocular fixation and child already recognizes movement. In following months binocular fixation is evolved and the central fixation is consolidated. Child distinguishes between near and far objects through a conjugated and convergent eye movements. In the sixth month evolution of macula is finished and visual acuity corresponds with 1/50. Also fusion reflex develops in this period. During the nine months visual acuity reaches value 5/50, in one year it is 5/25 and binocular reflexes is fixed. Three years old child has visual acuity about 5/10 and reinforced the fixation reflex. Between 4 to 6 years visual acuity is stabilized at 5/5, which corresponds with VA of adults.

## The methods of refractive examination of children

If we want to examine refraction in children, we can use retinoscopy. The main advantages of this method are simple instrumentation and the speed and accuracy of testing if the doctor is able to use this technique. The main principle is evaluation of the light rays reflected from the retina, which we call red reflex. According to the movement of the shadow of the red reflex we can determine the refractive error. The aim of the method is finding a neutral point when the movement of the shadow disappears. It happens, when we use right corrective lens.

Currently autorefractometer is used for objective examination more often. This is an automatic device inspired by ophthalmoscopy, retinoscopy, Scheiner's experiment and parallax organization of measuring and evaluation elements as well as the principle of image focusing. A common feature of all these devices is infrared light with wavelength around 880 nm. This light can't be recorded by measured eye. The first generation of autorefractometer

didn't have a fixation mark, which eliminates excessive eye accommodation. In the second generation of devices has been this problem solved and the third generation even includes a mode for subjective testing. But it isn't used often because it makes lots of mistakes.

Alternative of automatic refractometer is device called Plus Optix. It is used primarily for screening of refractive errors in children. System uses the principle of eccentric photoretinoscopy and it offers speed measurement of both eyes together. Examination takes place from one meter and output information contains information about the refractive status of the eye, about the position of the eyes, corneal reflexes, pupil size or squint.

### Examination of visual acuity of children

All methods of visual acuity testing are derived from three essential ideas – detection, resolution and cognition. The stimuli for detection are mostly white circles of different sizes on a black background. Black and white grid of different brightness is used for resolution. In both cases, the child has the task to distinguish pattern from the background. Cognition utilizes known symbols or letters according to the child's age. Child must identify and name these symbols.

For visual acuity testing of nonverbal children are used preferential looking test. Tests are based on the assumption that the child attracts a textured pattern and follows it. Teller cards are the most used of these tests. It consists of black and white stripes of varying widths on the gray surface. The child should fix this pattern and the width of the narrowest stripes that child still recognizes determines level of vision.

Another objective technique that we can detect visual function of nonverbal children is visual evoked potentials - VEP. This is electrophysiological method in which we detect visual stimuli from surface electrodes placed on the occipital part of the skull.

We can examine visual acuity subjectively and more precisely in children about three years. Grating acuity method is used, which is based on the assumption that the child already knows and names different symbols and pictures. The size of symbols decreases logarithmically similarly to the optotypes. Lea and Kay picture tests belong to this group, but we can use Pflüger hooks or Landolt rings too. Older children can read optotypes with numbers or letters.

### Cycloplegia

We need to eliminate the influence of accommodation for a correct diagnosis of refractive errors in children and so we use cycloplegics. These eye drops act as parasympatholytics on the autonomic nervous system. Parasympathicus innervates the pupillary sphincter and ciliary muscle. Application of cycloplegics blocks muscarinic receptors and this leads to mydriasis and cycloplegia. Atropine and cyclopentolate (Cyclogyl) belong to the group of cycloplegic drugs. Required dose of drugs depends on the color of the iris.

### Methodology of the work

In my thesis I deal with differences in refraction of children before and after using cycloplegia. Data for the research were obtained from the medical records of orthoptic



patients from archive of Mgr. Andrea Jeřábková. The total number of subjects in research is around a one hundred at the age of 2 to 15 years. These patients have orthoptic status, so the most of them are hyperopic and only few of them are myopic. Cyclogyl (1%) was used to cycloplegia and refraction was examined objectively by autorefractometer.

### Hypotheses and partial results

The first hypothesis is: The value of myopia decreases, but the value of hyperopia increases with cycloplegia. My partial results confirm this, although the fact, that most patients are hyperopic, may lead to a distortion of the results. For comparison, I mention study of influence of 1% cyclopentolate on the refractive status of children aged 4 to 18 years from Chinese province of Shandong. Auto-refractometry was performed before and after inducing cycloplegia and data of 5999 children were included in the statistical analysis. The average difference between cycloplegic and non-cycloplegic refractive error was  $0,78 \pm 0,79$  D. 66,4% of all eyes with non-cycloplegic myopia remained myopic after cycloplegia while the remaining eyes became emmetropic (18,0%) or hyperopic (15,7%) under cycloplegia. It means that non-cycloplegic refractometric measures lead to a misclassification of refractive error in a significant proportion of children.

Next hypothesis deals with the correlation of age and difference between non-cycloplegic and cycloplegic refraction. I suppose that the difference between measurements will decrease with increasing age. I can't confirm this for now, because of uneven age distribution of the sample. I relied on the Australian population study, which compared pre- and postcycloplegic autorefraction in two separate age samples. Autorefraction was performed before and after cycloplegia, using 1% cyclopentolate, in the right eyes of 2 233 12-year-old and 210 6-year-old children. The mean spherical equivalent difference between these measures was 0,84 D in the 12-year-old children and 1,18 D in the 6-year-old children. Precycloplegic autorefraction substantially overestimated the proportion of children with myopia, misclassifying 17,8% aged 12 years and 9,5% aged 6 years. Conversely, precycloplegic autorefraction didn't detect moderate to high hyperopia in 2,28% of 12-year-olds and 17,14% of 6-year-olds. These results reinforce the importance of using cycloplegia in children up to age 12 years.

The last hypothesis focuses on change of the axis of astigmatism depending on cycloplegia. I assume that the cylindrical axis shouldn't change by more than  $10^\circ$  in 80% of cases, because in my opinion the removal of accommodation doesn't affect the axis of astigmatism. My partial results confirm this hypothesis for now.

## Resources

Kuchynka, P. *Oční lékařství*. 1.vyd. Praha: Grada, 2007, 768 s. ISBN 9788024711638.

Rutrlé, M. *Přístrojová optika: učební texty pro oční optiky a oční techniky, optometry a oftalmology*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2000, 189 s. ISBN 8070133015.

Papcunová, R. *Korekce refrakčních vad dětského věku: bakalářská práce*. Brno: Masarykova univerzita, Fakulta lékařská, Katedra optometrie a ortoptiky, 2014, 64 s. Vedoucí bakalářské práce Mgr. Matěj Skrbek.

Jeřábková, A. Stanovení zrakových funkcí u dětí. *Česká oční optika*. 2014, **55**(4), 34-35. ISSN 1211-233X.

Fotedar, R. et al. Necessity of Cycloplegia for Assessing Refractive Error in 12-Year-Old Children: A Population-Based Study. *American Journal of Ophthalmology*. 2007, **144**, 307-309.

HU, Y. Y. et al. Effect of Cycloplegia on the Refractive Status of Children: The Shandong Children Eye Study. 2015. PLoS ONE 10(2): e0117482. doi:10.1371/journal.pone.0117482.

## Výtěžnost využití Pentacamu při diagnostice keratokonu

Autor: Bc. Ivo Hlinomaz

Školitel: Mgr. Ondřej Vlasák

### Úvod

Práce je rozdělena na tři části. V první pojednávám o keratokonu. Dále se zmiňuji o přístroji Pentacam (firma Oculus). Ve třetí části je pojednáno o diagnostice keratokonu.

### Keratokonus

Keratokonus je nezánnětlivé, často bilaterální, degenerativní ektatické onemocnění rohovky, při kterém rohovka postupně zaujímá nepravidelný kónický tvar. Hlavními charakteristickými znaky keratokonu jsou: centrální či paracentrální ztenčování stromatu rohovky, apikální protruze, myopie, a později nepravidelný astigmatismus. Důsledkem těchto příčin je postupné zhoršení jednak kvantity, ale zároveň kvality vidění.

Onemocnění se často začíná projevovat v pubertálním věku. Není to ale pravidlem, tudíž může k manifestaci onemocnění dojít v jakémkoli věku. Tato ektázie často vzniká nejprve na jednom oku, před tím, než se manifestuje na oku druhém. Dle Leea pouze 4% pacientů má unilaterální keratokonus, navíc toto číslo stále klesá díky moderním přístrojům, které dokáží odhalit keratokonus v subklinických stádiích. [1,2]

Prevalence onemocnění se pohybuje mezi 1/1000 až 2,3/100, ale i více. Zajímavé je, že hodnoty prevalence se liší podle místa, kde se měření uskutečňuje. Například na Novém Zélandu a v Saudské Arábii je výskyt onemocnění vyšší. Může to být dáno zvýšenou expozicí pacientů na UV záření. Incidence neboli počet nově nemocných za rok je asi 1/2000.

Přesná etiologie keratokonu je doposud neznámá, avšak existuje mnoho faktorů, které se na vzniku a progresi mohou podílet. Jde tudíž o onemocnění s multifaktoriální etiologií. Mezi rizikové faktory vzniku keratokonu patří:

- Věk - Zřídka kdy je onemocnění kongenitální. Počátek onemocnění je nejčastěji v pubertě a rozvíjí se do třetí nebo čtvrté dekády života. V tomto věku obvykle stagnuje.
- Vliv hormonů - Z důvodu, že keratokonus často vzniká v pubertě a progreduje v těhotenství, je možnou příčinou také vliv některých hormonů. Tato problematika se stále nachází v teoretické rovině a zatím nebyla přímo dokázána. Existují však studie, které se tímto tématem zabývají. Spoerl et al. studovali vliv estrogenů na biomechanické vlastnosti rohovky. Do prasečích rohovek byl po dobu sedmi dnů inkubován beta - estradiol. Ve srovnání s fyziologickými prasečími rohovkami bez aplikovaného estradiolu došlo ke snížení tvrdosti rohovky o 36%. To může mít ve výsledku vliv na vznik rohovkové ektázie.
- Vliv mnutí očí
- Atopie

- Systémová onemocnění - Prevalence keratokonu v u osob postižených Downovým syndromem je 10x - 300x vyšší, než u globální populace. Dále jsou v souvislosti s keratokonem uváděny prolaps mitrální chlopně, Ehler - Danlosův syndrom a další. [1]

### Symptomy

Z pohledu refrakční vady nejčastěji v počátečním stadiu nacházíme myopii a pravidelný astigmatismus. S postupnou progresí onemocnění se astigmatismus stává nepravidelným. Symptomy lze rozdělit na ty subjektivní a intersubjektivní (vnější).

Subjektivní symptomy se mění v závislosti na závažnosti onemocnění. V subklinickém stádiu nemusí mít pacient žádné subjektivní obtíže. Prvním symptomem bývá nejčastěji nestálé rozmlžené vidění. Jak keratokonus progreduje, může pacient pozorovat haló efekty kolem světél a jeden či více "duchů" kolem fokusovaných předmětů. Tento jev se nazývá "ghosting" (monokulární di-, tri-, polyopie). Pacient ho nejčastěji pozoruje na vysoce kontrastních plochách (zářící měsíc na tmavé obloze nebo světla aut). Pacient může dále trpět fotoaverzí - zvýšenou citlivostí na světlo. Tyto subjektivní symptomy mohou být doprovázeny pocitem tlaku v postiženém oku, případně jeho bolestí.

Stejně jako subjektivní symptomy, tak i ty intersubjektivní závisí na závažnosti onemocnění. U mírného či pokročilého keratokonu může být přítomen jeden či více následujících klinických rysů.

- Tenčení rohovkového stromatu - centrální či paracentrální, nejčastěji inferiorní či inferiorně - temporální
- Vyklenutí rohovky (ektázie)
- Fleischerův prstenec - částečná či celá kružnice hemosiderinu (zásobní forma železa) nacházející se u báze konu.
- Vogtovy strie - jemné linie v zadním stromatu a na Descemetově membráně, které bývají paralelní k nejstrmější ose konu. Vznikají nejspíš z důvodu mechanického stlačování Descemetovy membrány a kolagenních lamel stromatu. Při vyvinutí externího tlaku na oko strie přechodně zmizí.
- Munsonův znak - vyboulení spodního víčka do tvaru V z důvodu přítomnosti konu, které nastává při pacientově pohledu dolů
- Jizvení rohovky - může vznikat v předním stromatu z důvodu protahování stromálních vláken, případně kvůli rupturám Bowmannovy vrstvy.
- Rizzutiho znak - jasný odraz světla na nazální straně limbu při fokusaci osvětlovacího paprsku na stranu temporální
- Změny na nervech rohovky - může docházet ke zvýraznění rohovkových nervů či změně jejich průběhu do podoby meandrovitých vlnovek. Zároveň se může rohovka z důvodu přítomnosti keratokonu stát méně senzitivní. [1,2,3]

### Pentacam

Theodor Scheimpflug popisoval zobrazovací podmínky, které umožňovaly pozorovat objekty s minimálním zkreslením obrazu a maximální hloubkou ostrosti. V normálním případě, například ve fotoaparátu, je rovina obrazu rovnoběžná s rovinou objektivu. Scheimpflugův

princip je založen na faktu, že rovina obrazu není rovnoběžná s rovinou objektivu. Zároveň ani rovina obrazu není rovnoběžná s ostatními rovinami a všechny se protínají ve Scheimpflugově bodě. Toto uspořádání umožňuje získávat snímky s větší hloubkou ostrosti.

Přístroj Pentacam vyráběný firmou Oculus využívá Scheimpflugova principu. Pentacam obsahuje dvě kamery a štěrbinové osvětlení (zdroj světla rotuje spolu se Scheimpflugovou kamerou kolem optické osy přístroje). Kamera, která se nachází ve středu přístroje, snímá neustálé pohyby oka, kontroluje centraci a měří velikost zornice. Druhá kamera, která se nachází na okraji přístroje, vychází ze Scheimpflugova principu. Rotuje kolem oka a zachycuje sekční snímky předního segmentu, kterých je 25 – 50, podle druhu měření. Takto získané snímky jsou nepatrně zkreslené. Toto zkreslení je způsobeno lomem světla na površích rohovky a čočky. Digitální úprava dat tato zkreslení spraví. Z každého snímku je generováno 500 elevačních datových bodů, a to znamená až 25000 měřených bodů při jednom vyšetření. Vyšetření trvá pouze 2 sekundy. Informace z obou kamer jsou odeslány do počítače, který pomocí matematického vyhodnocení vypočítá přesná data, která umožní následné zobrazení rohovkových parametrů, topografických map (přední i zadní plocha rohovky), elevačních map (přední i zadní plocha rohovky), pachymetrie, rohovkových aberací, denzitometrie čočky, zobrazení předního segmentu oka, Scheimpflugův snímek, tomografii rohovky, 3D simulaci fakické IOL, Belin/Ambrosio zobrazení a Holladay zobrazení. [4,5]

### Diagnostika keratokonu

Při nalezení více než jednoho z následujících kritérií lze považovat rohovku za suspektní či keratokonickou (v závislosti na naměřených hodnotách).

Pomocí sagitální mapy:

- strmá K > 48 D
- K max > strmá K o více než 1 D
- S - I rozdíl > 2,5 D (pokud je horní část strmější - rozdíl keratometrických hodnot mezi horní a dolní částí rohovky v 5mm průměru)
- I - S rozdíl > 1,5 D (pokud je dolní část strmější - rozdíl keratometrických hodnot mezi dolní a horní částí rohovky v 5mm průměru)
- Astigmatismus > 6 D (na přední nebo zadní ploše rohovky)
- Astigmatismus proti pravidlu je suspektní

Pomocí pachymetrické mapy:

- Kónický tvar
- S - I rozdíl > 30  $\mu\text{m}$  (rozdíl pachymetrie horní části rohovky a dolní části v 5mm průměru)
- Nejtenší místo < 470  $\mu\text{m}$
- Rozdíl tloušťky v nejtenších místech na obou očích > 30  $\mu\text{m}$

Pomocí elevační mapy:

- Isolovaný "ostrůvek" (BFS mód)
- Hodnoty > 12  $\mu\text{m}$  v 5mm zóně na přední ploše rohovky (BFTE mód)
- Hodnoty > 12  $\mu\text{m}$  v 5mm zóně na zadní ploše rohovky (BFTE mód)

Belin/Ambrosio zobrazení kombinuje elevační a pachymetrická data. Na grafu "corneal thickness spatial profile" (CTSP) lze pozorovat průměrné hodnoty tloušťky rohovky od nejtenčího místa k limbu měřené v koncentrických kružnicích se zvyšujícím se průměrem o 0.4 mm. Pacientova rohovka je znázorněna červenou barvou a měla by kopírovat průběh křivek normativních dat. Dalším grafem je procentuální progresse pachymetrie (PTI). Náhlá změna křivek u obou grafů může poukazovat na keratokonus. Index pachymetrické progresse by měl být nižší než 1,2. Na levé straně se nachází 3 elevační mapy přední plochy rohovky a 3 elevační mapy zadní plochy. První z nich jsou klasické elevační mapy získané pomocí nejlepšího sférického referenčního tělesa. Na dalších elevačních mapách je případný konus zvýrazněn (do výpočtu nejlepšího sférického referenčního tělesa není zahrnuta 4mm zóna kolem nejtenčího místa na rohovce - díky tomu se konus jeví výraznější). Na třetích elevačních mapách je zobrazen rozdíl předchozích dvou map. Tato mapa zobrazuje pouze tři barvy. Zelená - typická pro fyziologické rohovky, žlutá - rohovka spadá do suspektní kategorie, červená - typická pro pacienty s keratokonem. [1,6]

### Závěr

Vyšetření rohovky na pentacamu je v současné době považováno za zlatý standard pro diagnostiku ektatických onemocnění rohovky zvláště pak keratokonu. Správné snímání a posouzení jednotlivých paramterů rohovky, indexů a Belin Ambrosiho zobrazení umožní jak diagnostiku, tak sledování vývoje parametrů v čase, což umožní přesné sledování vývoje onemocnění s možností včasného zahájení léčby.

### Zdroje

- [1] Barbara, A. Textbook on Keratoconus: new insights. New Delhi: Jaypee-Highlights Medical Publishers, 2012. ISBN 9789350254042.
- [2] Keratoconus symptoms. National Keratoconus Foundation [online]. [cit. 2016-06-29]. Dostupné z: <http://www.nkcf.org/keratoconus-symptoms-and-diagnosis/>
- [3] Wong, T. Y. The ophthalmology examinations review. New Jersey: World Scientific, 2001. ISBN 981-02-4400-2.
- [4] Sinjab, M. M. Corneal topography in clinical practice (Pentacam system): basics and clinical interpretation. 2nd ed. New Delhi: Jaypee Bros. Medical Pub, 2012. ISBN 9350255758.
- [5] Celá, N. Pentacam a jeho možnosti. Brno, 2014. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta. Vedoucí práce Sylvie Petrová. Dostupné z: [http://is.muni.cz/th/394730/lf\\_b/](http://is.muni.cz/th/394730/lf_b/).
- [6] Sinjab, M. M. Keratoconus: when, why and why not. New Delhui: Jaypee Brothers Medical Publishers, 2012. ISBN 9350259222.

# The use of Pentacam in the diagnosis of keratoconus

Author: Bc. Ivo Hlinomaz

Supervisor: Mgr. Ondřej Vlasák

## Introduction

The work is divided into three parts. At first I write about keratoconus. Then I mention the device Pentacam (Oculus). The third part deals with the diagnosis of keratoconus.

## Keratoconus

Keratoconus is a noninflammatory, often bilateral, ectatic degenerative corneal disease in which the cornea progressively occupies irregular conical shape. The main characteristics of keratoconus are: central or paracentral thinning of the corneal stroma, apical protrusion and myopia, irregular astigmatism later. The consequence of these causes is a gradual worsening of quantity, but also quality of vision.

The disease often begins to manifest in the adolescent age. But it is not a rule, therefore, may be a manifestation of the disease at any age. This ectasia often arises firstly on one eye, before it manifests on the second eye. According to Lee, only 4% of patients have unilateral keratoconus, moreover this number is steadily declining due to modern devices that can detect subclinical stages of keratoconus. [1,2]

Prevalence of the disease varies between 1/1000 to 2.3 / 100, or even more. Interestingly, the prevalence values vary depending on where the measurement takes place. For example, New Zealand and Saudi Arabia has a higher incidence of disease. This may be due to the increased exposure of patients to UV radiation. The incidence (the number of new patients per year) is about 1/2000.

The exact etiology of keratoconus is still unknown, but there are many risk factors that can partake in the uprise and progression. It is thus a disease with multifactorial etiology. Among the risk factors for keratoconus include:

- Age – Rarely it is a congenital disease. The onset of the disease most commonly develops during puberty, and evolves into the third or fourth decade of life. In this age usually it usually stagnates.
- The influence of hormones - the reason that keratoconus often occurs in puberty and progresses during pregnancy is a possible cause of the influence of hormones. This issue is still theoretical and has not been directly proven. However, there are studies that deal with this issue. Spoerl et al. studied the effect of estrogen on the biomechanical properties of the cornea. To pig corneas was for seven days applied beta - estradiol. In comparison with the physiological pigs corneas without applied estradiol, corneal hardness decreased by 36%. This may affect the formation of corneal ectasia.
- The effect of rubbing your eyes

- Atopy
- System Diseases - Prevalence of Keratoconus in people affected by Down syndrome is 10x - 300x higher than in the global population. Furthermore, in connection with keratoconus are usual mitral valve prolapse, Ehler - Danlos syndrome, and others. [1]

### Symptoms

From the viewpoint of refractive error we often find at an early stage myopia and regular astigmatism. With the gradual progression of the disease becomes irregular astigmatism. The symptoms can be divided into those subjective and intersubjective (external).

Subjective symptoms varies depending on the severity of the disease. In the subclinical stage, the patient may have no subjective complaints. The first symptom is usually unstable blurry vision. As keratoconus progresses, the patient may see halos around lights, and one or more "ghosts" around the focussed subjects. This phenomenon is called "ghosting" (monocular di-, tri-, multiple vision). Patient frequently sees it on high contrast areas (shining moon on a dark sky lights or cars). The patient may also suffer from photoaversion - increased sensitivity to light. These subjective symptoms may be accompanied by a feeling of pressure in the affected eye, or his pain.

Intersubjective symptoms also depend on the severity of the disease. For moderate or advanced keratoconus may be present one or more of the following clinical features.

- Thinning of the corneal stroma - central or paracentral, mostly inferior or inferiorly - temporal
- The bulge of the cornea (ectasia)
- Fleischer's ring - partial or full circle of hemosiderin (storage form of iron) located at the base of the cone.
- Vogt's striae - fine lines in the posterior stroma and Descemet's membrane which are parallel to the steepest axis of the cone. They probably arise due to mechanical compression of Descemet's membrane and the collagen lamellae of the stroma. When external pressure is applied on the eye striae temporarily disappear.
- Munson's sign - bulging lower eyelid to V-shape due to the presence of cone, which occurs when the patient looking down
- Scarring of the cornea - can occur in the anterior stroma due to stretching of stromal fibers, possibly due to ruptures of Bowmann's layer.
- Rizzuti's sign - a clear reflection of light on the nasal side limbus while focusing the illuminating beam on the temporal side
- Changes of the corneal nerves – the nerves can be highlighted or changed into a meandering wavy lines. At the same time the cornea, due to the presence of keratoconus, become less sensitive. [1,2,3]

### Pentacam

Theodor Scheimpflug was describing imaging the conditions that allow to observe objects with minimal image distortion and maximum depth of field. In the normal case, such as in the camera image plane is parallel to the plane lens. Scheimpflug's principle is based on



the fact that the image plane is not parallel to the plane lens. Simultaneously the image plane is not parallel to other planes and all intersect in Scheimpflug's point. This arrangement enables to obtain images with greater depth of field.

The device Pentacam, manufactured by Oculus, uses Scheimpflug's principle. Pentacam includes two cameras and slit illumination (light source rotating together with the Scheimpflug's camera around the optical axis of the device). The camera, which is located in the center of the instrument captures the eye movements, controls the centering and measures pupil size. The second camera, located on the edge of the device is based on Scheimpflug principle. Rotates around the eye and captures sectional images of the anterior segment, which is 25 to 50, according to the type of measurement. These obtained images are slightly distorted. This distortion is caused by the refraction of light on the surfaces of the cornea and lens. Digital editing fixes these distortions. Out of each image is generated 500 elevation data points, which means up to 25 000 measurement points in one examination. Examination takes only 2 seconds. Information from both cameras are sent to a computer that uses a mathematical evaluation calculates the exact data that allows subsequent display of corneal parameters, topographic maps (front and back surface of the cornea), elevation maps (front and back surface of the cornea), pachymetry, corneal aberrations, lens densitometry, view of the anterior segment of the eye, Scheimpflug's image, corneal tomography, 3D simulation of phakic IOL, Belin / Ambrosio display and the Holladay display. [4,5]

### Diagnosis of keratoconus

When more than one of the following criteria is found it may be considered as keratoconic cornea or a case of suspicion (depending on the measured values).

Using sagittal maps:

- steep K-reading > 48 D
- K max > steep K by more than 1 D
- S - I difference > 2.5 D (if the upper part is steeper - keratometric difference values between the upper and lower parts of the cornea in a 5 mm diameter)
- I - S difference > 1.5 D (if the lower part is steeper - keratometric difference values between the upper and lower parts of the cornea 5 mm in diameter)
- Astigmatism > 6 D (on the front or rear surface of the cornea)
- Astigmatism against the rule is suspicious

Using pachymetric maps:

- The conical shape
- S - I difference of > 30  $\mu\text{m}$  (differential pachymetry top of the cornea and the lower part 5 mm diameter)
- Thinnest location < 470  $\mu\text{m}$
- The difference in the thickness of the thinnest points on both eyes of > 30  $\mu\text{m}$
- Using elevation maps:
- The isolated "island" (BFS mode)
- The values of > 12  $\mu\text{m}$  within the central 5mm on the anterior elevation map (BFTE mode)

- The values of  $> 12 \mu\text{m}$  within the central 5mm on the posterior elevation map (BFTE mode)

Belin / Ambrosio display combines elevation and pachymetry data. On the chart "corneal thickness spatial profile" (CTSP) could be observed average values of corneal thickness from the thinnest location to limbus measured in concentric circles with increasing diameters by 0.4 mm. The patient's cornea is shown red and should copy the curves of normative data. The next chart is the percentage thickness increase (PTI). The sudden change of curves on both graphs can indicate keratoconus. Pachymetric progression index should be less than 1.2. On the left side there are three anterior elevation maps and three posterior elevation maps. The first of these are classic elevation maps obtained by using the best fit sphere. On the middle elevation maps are displayed potential highlighted cone (to calculation of the best spherical reference body is not included 4 mm zone around thinnest point on the cornea - because of this the cone appears highlighted). On third elevation maps is displayed the difference of the previous two maps. This map shows only three colors. Green - typical physiological cornea, yellow - cornea falls into the category of suspect, red - typical for patients with keratoconus. [1,6]

### Conclusion

Examination of cornea with Pentacam is currently considered as the gold standard for the diagnosis of ectatic corneal diseases, especially keratoconus. Proper measuring and assessing individual corneal parameters, indices and Belin/Ambrosio display enable both diagnosing and monitoring the progression of the parameters over time, which enables accurate monitoring of the development of disease with early treatment initiation.

### Resources

[1] Barbara, A. Textbook on Keratoconus: new insights. New Delhi: Jaypee-Highlights Medical Publishers, 2012. ISBN 9789350254042.

[2] Keratoconus symptoms. National Keratoconus Foundation [online]. [cit. 2016-06-29]. Dostupné z: <http://www.nkcf.org/keratoconus-symptoms-and-diagnosis/>

[3] Wong, T. Y. The ophthalmology examinations review. New Jersey: World Scientific, 2001. ISBN 981-02-4400-2.

[4] Sinjab, M. M. Corneal topography in clinical practice (Pentacam system): basics and clinical interpretation. 2nd ed. New Delhi: Jaypee Bros. Medical Pub, 2012. ISBN 9350255758.

[5] Celá, N. Pentacam a jeho možnosti. Brno, 2014. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta. Vedoucí práce Sylvie Petrová. Dostupné z: [http://is.muni.cz/th/394730/lf\\_b/](http://is.muni.cz/th/394730/lf_b/).

[6] Sinjab, M. M. Keratoconus: when, why and why not. New Delhui: Jaypee Brothers Medical Publishers, 2012. ISBN 9350259222.

## Statická versus dynamická zraková ostrost

Autor: Bc. Pavla Hrabalová

Školitel: Mgr. Simona Bramborová, DiS.

### Úvod

Statická zraková ostrost není v podstatě nic jiného, než vizus pacienta měřeného v optometrickém či oftalmologickém pracovišti za pomoci klasických optotypových tabulí – dnes nejspíš nejčastěji používaných LCD optotypů. Jde o zjištění zrakové ostrosti, kdy není mezi pacientem a optotypovým znakem žádný pohyb. Označení „statická“ se běžně nepoužívá, protože ještě donedávna se o žádném jiném typu zrakové ostrosti nemluvalo. V poslední době se ale můžeme setkat s pojmem dynamická zraková ostrost, což ve zkratce znamená měření zrakové ostrosti, kdy dochází mezi pacientem a optotypovým znakem k pohybu. Oba typy však mají spoustu společného. Například jejich zjišťování je měřením subjektivním, tedy čistě závislé na aktivitě pacienta – na jeho zrakových funkcích a u dynamického měření také na reakčních funkcích pacienta.

Dále při měření zrakové ostrosti, a to jak statické tak dynamické, vycházíme z rozlišovací schopnosti oka, která je definována jako schopnost oka rozeznat dva body v předmětovém prostoru odděleně = tzv. minimum separabile. Předpokladem pro tuto skutečnost je, aby obrazy takovýchto dvou bodů na sítnici byly odděleny alespoň jedním čípkem, na který se promítne mezera mezi nimi. Z výpočtů vyplývá, že nejmenší úhlová vzdálenost dvou ještě rozlišitelných bodů je 0,0003 rad, což je rozteč odpovídající tangentě jedné úhlové minuty (1'). Tento úhel je základní veličinou pro hodnocení zrakové ostrosti a také pro konstrukci optotypů.

### Dynamická zraková ostrost

Předpokladem pro měření dynamické zrakové ostrosti je kvalitní statická zraková ostrost, ke které je mimo jiné zapotřebí průchodnosti optického systému oka a správné funkce a spojení fotoreceptorů se zrakovými korovými centry. Z vnějších vlivů můžeme jmenovat kontrast samotných optotypových tabulí, intenzitu osvětlení či barvu světla. Dynamické vidění vyžaduje vedle všech předpokladů pro statické vidění také správnou funkci motorického mechanismu – tedy konjugované pohyby očí, hlavy a těla, který zajistí udržení obrazu pohybujícího se předmětu na sítnici. Dále je dynamická zraková ostrost opět ovlivněna i okolním prostředím, a především rychlostí pohybu daného znaku či délkou jeho expozice. Při nižších rychlostech jsou hodnoty dynamické zrakové ostrosti v korelaci se statickou, ale při vyšších rychlostech klesá rozlišovací schopnost a tudíž i dynamická zraková ostrost.

Vyšetření dynamické zrakové ostrosti může probíhat dvěma základními způsoby. První způsob probíhá při pohybu hlavy vyšetřovaného za použití klasických statických optotypových tabulí. Druhým způsobem je usazení pacienta, kterému jsou promítány pohybující se znaky. Oba druhy měření mají však ještě svá další specifika, jako jsou například směr a způsob pohybu

jak vyšetřované osoby (pohyb navozený vyšetřujícím, pohyb hlavy za chůze), tak použitých znaků (od/k vyšetřovanému, horizontální, rotační).

### Test dynamické zrakové ostrosti

Jelikož se v České republice dynamická zraková ostrost běžně neměří mimo specializovaná pracoviště zabývající se vizuální či sportovní optometrií, nesetkáme se s žádným standardizovaným testem k jejímu měření. Test dynamické zrakové ostrosti je pouze experimentálně sestavený test podle původního návrhu doktorky Krasňanské a kolektivu.

Výchozím bodem k měření je zjištění naturálního vizu a v případě jeho poklesu také vykorigování ametropie klasickou metodou refrakce. Vyšetření probíhá většinou tedy pouze binokulárně, a to s nejlepší korekcí, případně s vlastní korekcí (u emetropa bez korekce). Při tomto testování nedochází k pohybu pacienta, ale pouze k simulovanému pohybu znaku na obrazovce notebooku. Jako nejvhodnější znak se pro tento typ měření ukázal Landoltův kruh, který je považován za nejobektivnější ze všech znaků vůbec. Na výšku má tento znak velikost pět jednotek („D“), výřez a tloušťka znaku zaujímají velikost jedné jednotky („d“) a lze jej nabídnout v osmi různých polohách – dvou horizontálních, dvou vertikálních a čtyřech šikmých. Jeho velikost se odvíjí od pozorovací vzdálenosti („a“), která je v tomto případě stanovena na 3 m, a především od hodnoty požadované zrakové ostrosti („VA“). Znak se zvětšuje z hodnoty VA = 2 až po VA = 0,1 lineárně spojitě, čímž dochází k simulaci pohybu směrem k vyšetřovanému. Rychlosti simulovaného pohybu jsou nabídnuty dvě –  $v = 20$  m/s (72 km/h) a poloviční hodnota, tedy  $v = 10$  m/s (36 km/h).

Výpočet velikosti samotného znaku a jeho detailů v jednotlivých polohách vychází ze závislosti VA na zorném úhlu pozorování podle vzorce  $\omega = 1/VA$ , kde výsledný zorný úhel dostáváme v úhlových minutách. Další nezbytně nutnou veličinou pro výpočet „d“ – velikosti kritického detailu, je hodnota „a“ – vyšetřovací vzdálenost (obě v metrech). Dle vzorce  $d = a \cdot \text{tg } \omega$  vypočítáme velikost detailu znaku, ze které po vynásobení pěti (ze vzorce  $D = 5 \cdot d$ ) dostaneme výslednou výšku celého znaku pro danou hodnotu VA. Výsledná hodnota dynamické zrakové ostrosti pak závisí na tom, v jakém časovém okamžiku je test kliknutím tlačítka bezdrátové myši pozastaven. Jelikož je simulovaná rychlost pohybu znaku poněkud vysoká a reakční časy člověka ani techniky nejsou úplně zanedbatelné, je zapotřebí spustit test ještě pozpátku, kdy pacient určuje kliknutím okamžik, kdy se mu znak již rozostří. Obě hodnoty poté zprůměrujeme a teprve tento výsledek lze považovat za hodnotu dynamické zrakové ostrosti. Ověření lze provést stejným způsobem za použití jiné polohy znaku.

### Závěr

Je jasné, že simulované podmínky v místnosti nikdy plně nenahradí situaci z reálného života, přesto je měření dynamické zrakové ostrosti vyšetření, které by v praxi mohlo najít uplatnění. Dynamické vidění je totiž zapojeno nejen při každodenních činnostech, jako je například řízení, ale třeba i při sportu. Ve sportovní optometrii se různých experimentálních metod k měření dynamické zrakové ostrosti již využívá, protože trenéři jsou si vědomi, že dynamická zraková ostrost vypovídá o kvalitě vidění přesněji nežli statické měření. Vhodné by tak bylo využít této metody například při měření zrakové ostrosti žadatelů o řidičské oprávnění nebo držitelů řidičského oprávnění vyššího věku, u kterých je právě přezkoumávána

způsobilost k řízení. První by však měla být zajištěna určitá norma k měření dynamické zrakové ostrosti, abychom byli schopni správně vyhodnocovat a porovnávat výsledky.

### Zdroje

Erickson, G. B. *Sports vision: vision care for the enhancement of sports performance*. Oxford: Butterworth-Heinemann, c2007, xi, 308 p. ISBN 07-506-7577-2.

Hrabalová, P. *Metodika vyšetření dynamické refrakce*. Brno: Masarykova Univerzita. Lékařská fakulta. Katedra optometrie a ortoptiky, 2015. 56 s. Vedoucí práce Mgr. Jitka Krasňanská, Ph.D.

Pivodová, L. *Principy vizuální optometrie využívané při přípravě vrcholových sportovců*. Brno: Masarykova Univerzita. Lékařská fakulta. Katedra optometrie a ortoptiky, 2015. 72 s. Vedoucí práce Mgr. Jitka Krasňanská, Ph.D.

## Static versus dynamic visual acuity

Author: Bc. Pavla Hrabalová

Supervisor: Mgr. Simona Bramborová, DiS.

### Introduction

Static visual acuity is basically nothing more than the patient's visual acuity measured in optometry or ophthalmological department with the help of classic optotype boards - nowadays probably the most often used LCD optotypes. It is the finding out the visual acuity, while between the patient and optotype sign is no movement. The signification "static" is not commonly used because until recently anybody didn't speak about any other type of visual acuity. Lately however we can encounter the concept of dynamic visual acuity, that in short means a measurement of visual acuity, when between the patient and optotype character occurs any movement. Both types have a lot in common. For example, their detection is subjective measuring, therefore purely dependent on the activity of the patient - on his visual functions and also on the reaction function of the patient during dynamic measurement.

Additionally measuring of visual acuity, both static and dynamic, that is based on resolution of the eye, is defined as the ability of the eye to distinguish two points in objective space separately = so called minimum separabile. The prerequisite for this fact is that images of these two points on the retina must be separated at least one cone, on which is projected the gap therebetween. The calculations show that the smallest angular distance two still distinguishable points is 0.0003 rad, which is a spacing corresponding to the tangent of one arc minute (1'). This angle is a basic value for the evaluation of visual acuity as well as for the construction of optotypes.

### Dynamic visual acuity

A prerequisite for the measurement of dynamic visual acuity is good-quality static visual acuity, which requires among others transparency of an eye optical system and correct function and connection of photoreceptors with visual cortex centres. From external influences we can nominate a contrast of test types, intensity of illumination or colour of light. Dynamic vision requires besides all the prerequisites for static vision also correct function of the motor mechanism – thus conjugate movements of the eyes, the head and the body, which ensures maintenance of an image of moving subject in the retina. Furthermore, the dynamic visual acuity is also affected by its background, especially by speed of the symbol's movement or by length of exposure. At lower speeds the dynamic visual acuity values are in correlation with the static, but at higher speeds decreases eye resolution and therefore dynamic visual acuity too.

Examination of dynamic visual acuity can be done in two basic ways. The first way is investigation in motion of the examinant by using classic static test types. The second way is the seating of the patient who is exposed to the moving symbols. Both types of measurement, however, still have their different characteristics, such as the direction and way of movement

of both – the investigated person (movement induced by examiner, head movement while walking) and the symbols (from/to the examinant, horizontal, rotating movement, etc.).

### Dynamic visual acuity test

Because in the Czech Republic is the dynamic visual acuity normally not measured excepting specialized departments dealing with visual or sport optometry, we meet with no standardised test for its measurement. The test of dynamic visual acuity is only a theoretical proposal by the doctor Krasňanská et al.

The zero point for measurement is to determine the natural vision and in case of a decline also adjusting of ametropia with classical method of refraction. Examination is usually carried out only binocular, with best correction, possibly with its own correction (by the emmetrope without correction). While this testing does not move the patient, but there is only the simulated moving sign on laptop screen. As the best symbol for this type of measurement has shown Landolt ring, which is considered to be the most objective of all the symbol at all. The height of this character has a size of five units ("D"), the cut and thickness of the character occupy the size of one unit ("d") and can be offered in eight different positions - two horizontal, two vertical and four oblique. Its size depends on the viewing distance ("a"), which was set in 3 m in this case, and especially on the value of the required visual acuity ("VA"). Character is increasing from the value  $VA = 2$  up to  $VA = 0.1$  linearly continuously, thereby simulating motion toward investigated. Simulated movement speeds are offered two -  $v = 20 \text{ m / s}$  (72 km / h), and half the value, that is  $v = 10 \text{ m / s}$  (36 km / h).

Calculating the size of the character and its details in the individual positions is based on the dependence VA upon the viewing angle of observation by the formula  $\omega = 1 / VA$  wherein the resulting viewing angle brings in arc minutes. Another quantity necessary for the calculation of "d" - size of the critical detail, is the value of "a" - investigative distance (both in meters). According to the formula  $d = a \cdot \omega$  we can calculate the size of symbol's detail, and after multiple by five (from the formula  $D = 5 \cdot d$ ) we will get the final height of the entire symbol for the given value of the VA. The final value of dynamic visual acuity then depends on the moment of the pause by the wireless mouse button click. Because the simulated speed of symbol's movement is quite high and the reaction times of examinant or techniques are not negligible, it is necessary to activate a test even backwards, where the patient determines the moment of blurring the character again by the click. Both values are then averaged and then this result can be considered as the value of dynamic visual acuity. Verification can be done in the same manner using a different character position.

### Conclusion

It is distinct, that simulated conditions can not fully replace situations from a real life, nevertheless the dynamic visual acuity examination is a method which could find a use in practice. Dynamic vision is not connected only in daily activities like driving, but even in sport also. In sport optometry is nowadays used some experimental methods for measuring dynamic visual acuity, because the trainers well know that dynamic visual acuity says much more about the quality of vision than only the static measurement. It would be advisable to include this method between the criteria for obtaining the driving eligibility, or at least

between the criteria for retaining the driver's licence to the drivers in a greater age . First, however, must be ensured a certain standard for this measurement, so we were able to correctly evaluate and compare the results.

### Resources

Erickson, G. B. *Sports vision: vision care for the enhancement of sports performance*. Oxford: Butterworth-Heinemann, c2007, xi, 308 p. ISBN 07-506-7577-2.

Hrabalová, P. *Metodika vyšetření dynamické refrakce*. Brno: Masarykova Univerzita. Lékařská fakulta. Katedra optometrie a ortoptiky, 2015. 56 s. Vedoucí práce Mgr. Jitka Krasňanská, Ph.D.

Pivodová, L. *Principy vizuální optometrie využívané při přípravě vrcholových sportovců*. Brno: Masarykova Univerzita. Lékařská fakulta. Katedra optometrie a ortoptiky, 2015. 72 s. Vedoucí práce Mgr. Jitka Krasňanská, Ph.D.



## Změny akomodačně vergenčních vlastností v závislosti na věku

Autor: Bc. Markéta Hrabovská

Školitel: Mgr. David Severa

Akomodačně vergenční vlastnosti vizuálního systému nám umožňují vidět ostře předměty na různé vzdálenosti. Akomodace zajišťuje vytvoření ostrého obrazu pozorovaného předmětu a spolu s ní probíhají vergenční pohyby, které vyrovnávají postavení obou očí. Díky vzájemné spolupráci akomodačního a vergenčního systému dochází ke spojení dvou obrazů v jeden smyslový vjem – je tak zprostředkováno jednoduché binokulární vidění.

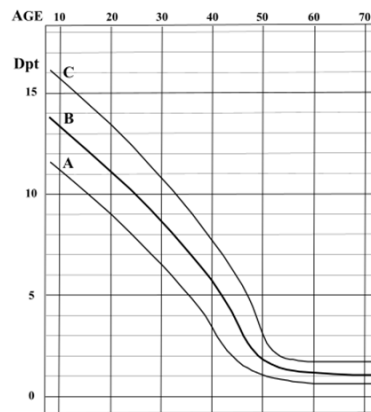
### Akomodace

Akomodace je dynamický proces, při kterém se mění optická mohutnost systému oka tak, aby byl pozorovaný předmět v proměnné předozadní vzdálenosti reálného předmětového prostoru zobrazen ostře na sítnici. Rozlišujeme čtyři složky akomodace - složku tónickou, proximální, reflexní a vergenční. Tónická složka akomodace je přítomna i bez přítomnosti podnětu, je způsobena klidovým napětím ciliárního svalu. Proximální složka je navozena představou vzdáleného předmětu. Reflexní složka je navozena rozmazaným obrazem a zajišťuje sítnicové zaostření obrazu. Poslední složkou je složka vergenční, která může být spuštěna konvergencí na základě vztahu CA/C a je kontrolována fúzí.

CA/C poměr popisuje změnu konvergenční akomodace na jednotku změny konvergence. Udává, kolik dioptrií akomodujeme na 1 pD konvergence. Tento poměr nabývá hodnot 1:10. V běžné praxi se neměří.

### Akomodace a věk

Při narození není řasnaté tělísko plně vyzrálé a čočka je měkčí, než čočka dospělého jedince. Akomodační pružnost se vyvíjí během prvních měsíců života a okolo čtvrtého měsíce je přibližně srovnatelná s akomodací dospělého člověka. Vývoj ciliárního svalu a tím i akomodace je ukončen zhruba ve 3 letech života. Během života se snižuje schopnost čočky vyklenout se a tím zvýšit svoji optickou mohutnost, což se projeví vzdalováním blízkého bodu akomodace od oka a poklesem akomodační amplitudy. K prvnímu poklesu dochází kolem 5. roku života a nadále klesá přibližně o 0,3 D za rok. Pokles akomodační amplitudy v závislosti na věku znázorňuje Duanova křivka. Dochází tak k fyziologické poruše akomodace – presbyopii, jejíž první příznaky se objevují okolo 40. roka života. Existuje mnoho teorií, které vysvětlují vznik presbyopie – pro názornost uvádím jen některé z nich.



Obrázek 1: Duanova křivka

Hess-Gulstrandova teorie vysvětluje presbyopii jako důsledek věkem podmíněných změn v čočce – velikost stahu ciliárního svalu, který je nutný pro navození dané akomodace, zůstává se zvyšujícím se věkem stejná, pokud je toto množství v rámci limitu akomodační amplitudy. Na rozdíl od ostatních teorií prosazuje názor, že při zvyšujícím se věku dochází k nárůstu kontrakce ciliárního svalu až za hranici schopnosti čočky a jejího obalu na tento nárůst reagovat.

Finchmanova teorie je podobná teorii Hess-Gullstranda. Prosazuje, že presbyopie je důsledkem ztížené deformace čočky se zvyšujícím se věkem, ale pro maximální akomodaci je požadována maximální kontrakce ciliárního svalu v kterémkoli věku.

Geometrická teorie předpokládá, že presbyopie je důsledkem změny velikosti a tvaru čočky. Tato změna je příčinou toho, že napětí zonul působí více paralelně k povrchu čočky. Změny v napětí zonul proto budou mít při akomodaci menší efekt na změnu tvaru čočky.

Extralentikulární teorie tvrdí, že presbyopie je způsobena oslabením ciliárního svalu nebo ztrátou elasticity zonul, ciliárního tělesa a choroidálních komponentů.

## Vergence

Oční motilitu zajišťují 4 přímé – horní, dolní vnitřní a zevní přímý sval a 2 šikmé – horní a dolní šikmý sval. Vergenci dělíme na volní a reflexní, kterou dále dělíme na tonickou, proximální, akomodační a fúzní. Tonická udržuje paralelní postavení očí bez fúzních podmětů. Proximální vergence je navozena vědomím blízkosti předmětu. Fúzní vergence je vyvolána retinální disparitou a umožňuje jemné vergenční nastavení pohledových os. Akomodační vergence je navozena akomodací, kde je akomodace podnětem pro konvergenci. Vztah mezi akomodací a akomodační vergencí vyjadřuje poměr AC/A.

AC/A poměr popisuje změnu akomodační vergence při změně akomodace. Udává, o kolik prizmatických dioptrií se změní akomodační vergence při změně hodnoty akomodace o 1 D. Za normální hodnoty jsou u gradientní metody výpočtu považovány poměry 2:1-4:1. Jestliže AC/A poměr nabývá vyšších hodnot, znamená to, že oči na danou velikost akomodace konvergují více, než by měly. Naopak nižší AC/A poměr znamená, že u příslušné akomodace dochází k menší konvergenci.

## Akomodačně vergenční mechanismus a věk

I když se vergenční vlastnosti s věkem téměř nemění, dochází vlivem snížení akomodační schopnosti ke změně vztahu mezi akomodací a vergencí. Je tedy možné, že po nástupu presbyopie je maximální akomodace provázena větším množstvím konvergence než v předpresbyopickém věku. Aby tedy bylo zachováno binokulární vidění, bude kladen zvýšený nárok na fúzní konvergenci.

Problematikou změny akomodačně vergenčních vlastností v závislosti na věku se zabývalo více teorií a studií. Nedospěli však k jednotnému názoru a jejich výsledky se liší. Některé teorie (Helmholz, Hess, Gullstrand) uvádí, že v každém věku je na vytvoření stejné změny akomodace potřebná stejná práce ciliárního svalu a vztah mezi akomodací a vergencí se s věkem nemění. Jiné teorie (Donders, Duane, Finchman a další) naopak usuzují, že tento vztah se v průběhu života mění.

V důsledku předpokladu Hess-Gullstrandovy teorie, že úsilí ciliárního svalu, které je potřebné k jednotkové změně akomodace se s věkem nemění, může mezi akomodací a vergencí dojít ke dvěma situacím. Buď dojde ke snížení AC/A poměru s věkem kvůli snížení akomodační konvergence, která je důsledkem snížení akomodace, anebo se AC/A s věkem nemění, protože se akomodační konvergence a akomodace snižují proporcionalně.

Na druhé straně Duane-Finchamova teorie konstatuje, že úsilí na vytvoření jednotkové změny akomodace se s věkem zvyšuje. To znamená, že předpokládá, že se buď poměr AC/A s věkem zvyšuje kvůli zvýšené akomodační konvergenci, anebo že se AC/A výrazně zvyšuje, protože při zvyšování akomodační konvergence se zároveň snižuje akomodace.

Většina studií se přiklání ke skutečnosti, že s věkem se poměr AC/A zvyšuje a poměr CA/C se snižuje, čímž vyvracejí Hess-Gullstrandovu teorii. Některé výzkumy dále potvrzují reciproký vztah mezi AC/A a CA/C poměrem, což znamená, že se zvyšujícím se věkem se AC zvyšuje do takové míry, do které se CA snižuje. Na druhé straně jiné studie tento vztah nepotvrdili, ale přiznávají, že mírné lineární propojení mezi AC/A a CA/C poměry existuje. V odborné literatuře se však běžně setkáváme s tvrzením, že poměry AC/A a CA/C jsou na sobě zcela nezávislé.

## Zdroje

Pluháček, F., Musilová, L. Akomodace a vergence [online], Optometrie UP [cit. 2016-06-20]. Diplomová, dostupné z: <[www.optometry.cz/obsah/materialy/AV/AV](http://www.optometry.cz/obsah/materialy/AV/AV)>

Ouhelová, T. Akomodačně vergenční vlastnosti vizuálního systému [online]. Brno, 2015 [cit. 2016-06-20]. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta. Vedoucí práce Mgr. David Severa, dostupné z: <[https://is.muni.cz/th/408221/lf\\_b/](https://is.muni.cz/th/408221/lf_b/)>

Nezbedová, I. Vliv věku a ametropií na akomodačně-konvergenční mechanismus [online]. Brno, 2012 [cit. 2016-06-22]. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta. Vedoucí práce Mgr. Petr Veselý, Dis., Ph.D., dostupné z: <[http://is.muni.cz/th/358897/lf\\_b](http://is.muni.cz/th/358897/lf_b)>

Bruce, A. S., Atchison, D. A., Bhoola, H. Accommodation-Convergence Relationships and Age. [online]. Investigative Ophthalmology & Visual Science, February 1995 [cit. 2016-06-22], dostupné z: <<http://iovs.arvojournals.org/article.aspx?articleid=2179954>>

## Age-related changes of accommodative vergent attributes

Autor: Bc. Markéta Hrabovská

Supervisor: Mgr. David Severa

Accommodative vergent attributes of the visual system allows us to see sharply objects at different distances. Accommodation ensures creation a sharp image of the object and vergent movements equalize the position of both eyes. By working together, accommodative and vergence system unites two images in one sensory perception – so is mediated binocular vision.

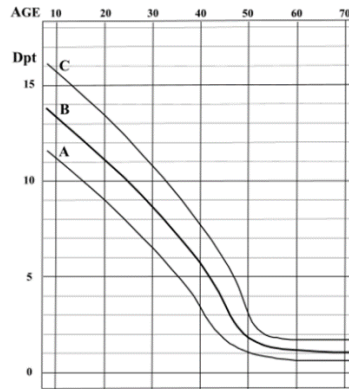
### Accommodation

Accommodation is a dynamic process, wherein the optical power of the eye is changed so, that the observed object in the variable anteroposterior distance is sharply focused on the retina. There are four components of accommodation - tonic, proximal, reflective and convergent component. Tonic accommodative component is present even in the absence of the stimulus, it is caused by resting tension of ciliary muscle. The proximal component is induced by vision of a distant object. Reflective component is induced by blurred image and ensures that retinal image is in focus. The last component is convergent component, which can be triggered by the convergence on the basis of CA/C relationship. Convergent component is controlled by fusion.

CA/C ratio describes the change of accommodative convergence per unit of the convergence change. It indicates how many diopter we accommodate to 1 pD of convergence. This ratio takes the value of 1:10. In current practice is not measured.

### Accommodation and age

The ciliary body is not fully developed at birth, and the lens is softer than an adult lens. Accommodative flexibility develops during the first months of life and is roughly comparable with accommodation of adult about the fourth month. Development of the ciliary muscle and thus the accommodation is completed in 3 years of life. The ability of the lens to arch and to increase its optical power reduce throughout life. The result is distancing near point of accommodation of the eye and decrease in accommodative amplitude. The first decline in accommodative amplitude appear around 5 years of life, and continues to drop by about 0.3 D per year. Decrease accommodative amplitude versus age shows Duane curve. This leads to the physiological accommodative disorder – presbyopia. The first symptoms of presbyopia appear about the 40th year of life. There are many theories that explain the cause of presbyopia - to illustrate mention just some of them.



Picture 1: Duans curve

The Hess-Gullstrand theory attributes presbyopia to age-related changes in the lens, with the amount of ciliary muscle contraction required for a particular change in accommodation remaining the same as age increases, provided that this level is within the amplitude limit. The Hess-Gullstrand theory is distinct from other theories in one important respect. According to this theory, with increasing age there is an increasing excess of ciliary muscle contraction beyond the ability of the lens and the capsule to respond to it.

The Fincham theory is similar to the Hess- Gullstrand theory in claiming that presbyopia is due to the lens being less easily deformed with increasing age, but the maximum ciliary muscle contraction is required for maximum accommodation at all ages.

The geometric theory posits that presbyopia is attributed to changes in the size and shape of the lens that make the zonules apply tension more parallel to the surface of the lens. Changes in zonule tension will thus have smaller effects on lens shape.

Extralenticular theories claim that presbyopia is caused by weakening of the ciliary muscle or by loss of elasticity of zonules or ciliary body and choroid components.

## Vergence

Ocular motility provide 4 rectus muscles - superior, inferior, lateral and medial and 2 oblique muscles - superior and inferior. Vergence is divided into volitional and reflective, which is further divided into tonic, proximal, accommodative and fusion component. Tonic vergence keeps a parallel position of the eyes without fusion stimulus. Proximal vergence is induced by vision of nearer object. Fusion vergence is induced by retinal disparity and allows exact adjustment visual axis. Accommodative vergence is induced by accommodation, which is accommodative stimulus for convergence. The relationship between accommodation and accommodative vergence expresses the ratio of AC/A.

AC/A ratio describes a change in the accommodative convergence when changing accommodation. It indicates how much prism diopters of accommodative convergence will change when the value of accommodation change is 1 D. As a normal values for a gradient calculation methods is considered ratios 2:1-4:1. If AC/A ratio becomes higher values, it means that the eyes on the amount of the accommodation converge more than they should. Conversely, lower AC/A ratio indicates that in the respective accommodation occurs less convergence.

### Accommodative convergent mechanism and age

Although the convergent properties stay with age almost unchanged, there is due to reduction of accommodative power a change in the relationship between accommodation and vergence. Therefore it is possible, that after the onset of presbyopia is the maximal accommodation accompanied with more accommodative convergence than in the pre-presbyopic age. Thus, in order to maintain binocular vision, it will put increased demands on the fusion convergence.

Issues of age-related changes of accommodative vergent attributes is object of several theories and studies. However they did not come to a single opinion and their results differ. Some theories (Helmholz, Hess, Gullstrand) indicates that at any age is required the same work of ciliary muscle for creation the same change in accommodation and the relation between accommodation and vergence is unchanged with age. Conversely, other theories (Donders, Duane, Finchman and others) conclude that this relationship is changing throughout life.

Hess-Gullstrand theory states that for AC/A ratio may occur two situations. Either there is a reduction in the AC/A ratio with age due to decrease accommodative convergence, which is due to a reduction of accommodation; or AC/A ratio does not change with age because accommodative convergence and accommodation reduced proportionally.

On the other side Duanne-Finchamova theory states that efforts to produce unit change of accommodation increases with age. It means that either the ratio of AC/A increases with age due to the increased accommodative convergence; or the AC/A is considerably increased, because when increasing accommodative convergence the accommodation is reduced.

Most of the studies inclines to the fact that the AC/A ratio increases with age and the CA/C ratio decreases, thus it invalidates Hess-Gullstrand theory. Some studies further confirm the reciprocal relationship between the AC/A and CA/C ratio, which means that with increasing age AC increases to such an extent that CA is reduced. On the other hand, other studies have not confirmed this relationship, but they admit, that there is slight linear connection between the AC/A and CA/C ratios. However, in the literature we meet with the assertion that the ratios AC/A and CA/C ratios are completely independent.

### Resources

Pluháček, F., Musilová, L. Akomodace a vergence [online], Optometrie UP [cit. 2016-06-20]. Diplomová, dostupné z: <[www.optometry.cz/obsah/materialy/AV/AV](http://www.optometry.cz/obsah/materialy/AV/AV)>

Ouhelová, T. Akomodačně vergenční vlastnosti vizuálního systému [online]. Brno, 2015 [cit. 2016-06-20]. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta. Vedoucí práce Mgr. David Severa, dostupné z: <[https://is.muni.cz/th/408221/lf\\_b/](https://is.muni.cz/th/408221/lf_b/)>

Nezbedová, I. Vliv věku a ametropií na akomodačně-konvergenční mechanismus [online]. Brno, 2012 [cit. 2016-06-22]. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta. Vedoucí práce Mgr. Petr Veselý, Dis., Ph.D., dostupné z: <[http://is.muni.cz/th/358897/lf\\_b/](http://is.muni.cz/th/358897/lf_b/)>

Bruce, A. S., Atchison, D. A., Bhoola, H. Accommodation-Convergence Relationships and Age. [online]. Investigative Ophthalmology & Visual Science, February 1995 [cit. 2016-06-22], dostupné z: < <http://iovs.arvojournals.org/article.aspx?articleid=2179954> >

## Indikace k operaci šedého zákalu

Autor: Bc. Petra Janoušková

Školitel: Mgr. Matěj Skrbek

Katarakta bývá popisována jako jakékoliv zakalení normálně čiré oční čočky, které vzniká v pokročilejším věku jejím přirozeným stárnutím a způsobuje tak poruchu její průhlednosti nebo rozptylu procházejícího světla. Dle WHO hraje katarakta v celosvětovém měřítku velice významnou roli, protože je jedním z nejčastějších očních onemocnění lidí nad 50 let věku. Zároveň je toto onemocnění také jednou z hlavních příčin snížení zrakového komfortu a následné slepoty vůbec. Podle statistik trpí kataraktou vždy jeden ze tří lidí postižených slepotou a jeden z šesti s poruchou zraku (hlavně v rozvojových zemích). Z hlediska léčby nebyl doposud objeven žádný účinný konzervativní způsob, jak zabránit vzniku a progresi tohoto onemocnění na jinak zdravém oku. Proto je v dnešní době jediným možným řešením chirurgické řešení. K operaci se přistupuje většinou až v případě, že katarakta snižuje kvalitu života pacienta natolik, že je zhoršen jeho osobní či pracovní život nebo z jiného léčebného důvodu (např. při specifických typech zeleného zákalu). V České republice je každoročně indikováno k operaci šedého zákalu zhruba 7% všech pacientů s tímto onemocněním, což znamená přes 70 000 chirurgických výkonů za rok.

Senilní katarakta se dělí do 3 základních kategorií na kortikální, nukleární a zadní subkapsulární kataraktu, které si nyní blíže popíšeme.

### Kortikální katarakta

Kortikální katarakta bývá lokalizována v kortexu (pouzdru) čočky, hlavně v její přední nebo zadní ekvatoriální oblasti, kde tvoří široká a ostrá zakalení jehlanovitého tvaru s bází zevně (ekvatoriálně) a vrcholy směřujícími do centra čočky. Nejčastěji lze tyto zákalky nalézt na přední nasální straně čočkového pouzdra, což bývá spojeno s vyšší expozicí této části oka UVB záření, které se zřejmě velkým dílem podílí na vzniku tohoto onemocnění.

Tento typ katarakty postupuje většinou relativně pomalu. Vyskytuje se oboustranně s různými stádii progresu na každém z očí. Vidění bývá narušeno až v případě, že zákalky zasahují do centrální pupilární oblasti a způsobují tak zamlžené vidění. První příznaky zhoršení zrakové ostrosti a glare (oslnění) pociťují pacienti nejčastěji při jízdě autem za šera nebo za tmy, kdy jsou osvětováni reflektory protijedoucích automobilů.

Kortikální kataraktu můžeme dle stádia progresu dělit do několika dílčích stádií na **intumescentní kataraktu** (v čočce se začíná hromadit voda a čočka začíná bobtnat), **maturní kataraktu** (čočka je od kortexu až po jádro celá bílá nebo opalescentní), **hypermaturní kataraktu** (kortex začíná kapalnět a unikat z kapsuly ven) a **Morgagni kataraktu** (jádro čočky je zmenšeno a vlivem zkapalněného kortexu se volně pohybuje v čočkovém pouzdru, což je nejtěžší typ katarakty).



## Nukleární katarakta

Nukleární katarakta je charakterizována homogenním nárůstem zakalení čočkového jádra, které může být od žlutavého po červenohnědé až hnědavé zbarvení. Určitý stupeň nukleární sklerózy a žlutavého zbarvení čočky je ještě u dospělých jedinců nad 50 let věku považován za fyziologický a výraznějším způsobem se nepodílí na ovlivnění zrakových funkcí. Tento typ katarakty se vyvíjí většinou pomalu a bývá obvykle taktéž lokalizován oboustranně. Problémy s viděním nastávají až v případě, že jsou vlákna v jádru čočky vystavena stále většímu tlaku, což způsobuje zvyšování jeho tvrdosti. Vzniká tak tzv. nukleární skleróza. S tím je zároveň i spojeno zvýšení refrakčního indexu lomu a nastává myopický refrakční posun. To v časném stádiu ocení hlavně někteří počínající presbyopové, kteří tak mohou při čtení do blízka alespoň na určitou dobu začít odkládat brýle. Někdy se tomuto stavu říká také "druhý zrak".

Nukleární katarakta subjektivně způsobuje pacientovi větší problémy při pohledu do dálky, než na blízko nebo při vyšších intenzitách světla. Mezi další následky nukleární katarakty můžeme zařadit i méně častou monokulární diplopii, která vzniká jako důsledek výraznější změny refrakčního indexu sklerotického jádra čočky, kdy se v jejím centru nachází více lomivých ploch, oproti indexu kortexu čočky. Výsledkem je dvojitý obraz, který pacient může v zorném poli spozorovat. Dále mohou vlivem progresivního zažloutnutí čočky nastat také změny v barevného vidění, a to hlavně v oblasti zhoršení rozlišování modrého světla.

## Zadní subkapsulární katarakta

Zadní subkapsulární katarakta se vyskytuje na zadním pólu čočky, před jeho zadním pouzdrem a projevuje se ze všech tří typů katarakty nejdříve, zhruba kolem 55 let věku. Většinou bývá spojena s celkovým systémovým či očním onemocněním, mezi které patří např. diabetes mellitus, retinitis pigmentosa, úrazy oka, uveitidy, nebo katarakta jako důsledek pravidelného požívání léčiv (dlouhodobě kortikosteroidů). Tento typ katarakty může významným způsobem snižovat vidění v centrální oblasti, které bývá nejvíce citelné při zúžení zornice, protože zakalení leží přímo v jejich středu.

Pacienti, kteří mají PSC, vykazují docela dobrou zrakovou ostrost do dálky v nižších světelných podmínkách, ale výrazně snížené vidění do blízka s glare (oslněním ostrým zdrojem světla při současném pozorování nízkokontrastního objektu) při jasném denním světle, při čtení nebo při nočním řízení automobilu (glare bývá jedním z prvních a častých příznaků katarakty).

## Rizikové faktory pro vznik senilní katarakty

Senilní katarakta je multifaktoriální onemocnění, na jehož vzniku se podílí mnoho faktorů, které se navzájem prolínají a doplňují, a každý z nich se podílí na vzniku katarakty různě velkým dílem. Mezi tyto faktory patří např: genetika (vědecky je prokázána existence genů, které jsou zodpovědné za vznik katarakty, jejich přímý vliv na vzniku a progresi tohoto onemocnění se však zdá být docela malý - jednotky procent), věk a pohlaví (mnohem častěji bývají postiženy ženy než muži, s vyšším věkem výrazně stoupá riziko vzniku katarakty), UV záření a následný oxidační stres čočky, (čočkový epitel je citlivý na poškození volnými radikály, které se vlivem působení UV záření v čočce tvoří. Tyto radikály způsobují nevratné

morfologické změny, jejichž výsledkem je degradace a modifikaci čočkových proteinů. Místo pobytu (více jsou ohroženi lidé, kteří žijí ve vysokohorských oblastech, kde je vyšší expozice UVB záření), zdravý životní styl: tělesná váha (vyšší hmotnost nebo naopak podvýživa může ve spojitosti s cukrovkou nebo kouřením zvyšovat riziko vzniku katarakty), dostatečný přísun vitamínů, např. riboflavin, kyselina askorbová (vitamín C) či vitamín E významným způsobem snižují riziko vzniku katarakty. Cholesterol a sůl toto riziko zase zvyšují, stejně jako kouření a alkohol, léky (např. kortikosteroidy) a systémová onemocnění (diabetes mellitus, hypertenze).

### Indikace k operaci katarakty

Zda pacient operaci katarakty podstoupí či nikoliv se rozhoduje lékař s pacientem společně na základě tří hlavních faktorů, mezi které patří: kvalita zraku, jak ji vnímá pacient, léky, které pacient užívá a v neposlední řadě i kosmetické účely.

Kvalita zraku hraje před operací katarakty velmi důležitou roli, protože to, do jaké míry jsou sníženy zrakové funkce, významným způsobem ovlivňuje činnosti, které pacient běžně vykonává. Operace katarakty tak bývá indikována většinou až v případech, kdy je již výrazným způsobem pacientovi zabráněno ve vykonávání každodenních aktivit. Pokud však pacient potřebuje zrak k výkonu specifické profese nebo řízení automobilu, provádí se operace katarakty i dříve.

Z kosmetických účelů je katarakta indikována v případě maturní katarakty, aby byl zachován přirozený vzhled oka (tmavá zornice).

### Metodika výzkumu

Cílem výzkumu je zjištění možné ochrany oční čočky při dlouhodobém nošení brýlové korekce (nejméně 20 let), nebo alespoň prokázání pozitivního vlivu používání brýlové korekce jako protektivního faktoru k oddálení vzniku či zpomalení progresu onemocnění u stálých nositelů brýlové korekce.

### Hypotézy

Hypotéza – zkoumá vztah mezi vykonáváním předem definovaných aktivit a jejich ovlivněním kataraktou na postiženém oku.

- H0: Pacienti s kataraktou budou v testu vykazovat mnohem nižší skóre, než srovnávací skupina pacientů bez katarakty.
- H1: Rozdíly ve skóre mezi pacienty s kataraktou a bez katarakty nebudou diametrálně odlišné.

### Metodika – sběr dat:

Výzkum se uskutečňuje ve FNUSA formou dotazníkové studie, kde pacienti vyplňují dotazník, který se skládá ze dvou částí: 1. část obsahuje základní údaje o pacientech, mezi které patří pohlaví, věk (vztažený ke dni operace katarakty), velikost refrakční vady ve formě sférického ekvivalentu rozdělená na: emetrii od 0 D do + 0,75 D, nízkou hyperopii od + 1,0 D do + 3,0 D, nízkou myopii od -0,25 D do -3,0 D, hyperopii od + 3,25 D, myopii od -3,25 D, a brýlovou korekci.

2. část je složena z dotazníku o 13 specifických otázkách, který je kombinací VF-14 testu a NIKE testu, které pomáhají k lepší diagnostice stádia katarakty. Tyto dotazníky jsou zaměřeny na denní aktivity, jako je čtení novin nebo cenovek při nakupování, sledování Tv, rozpoznávání tváří, chůze do schodů, vaření či různé domácí práce. Každá otázka obsahuje číselnou škálu od 0 do 4, podle níž je poté test vyhodnocen (viz. Tab. č.1).

Nejnižší skóre je 0 bodů (maximální potíže při vykonávání dané aktivity), nejvyšší skóre 100 bodů (žádné potíže při vykonávání aktivity).

*Tabulka 1: Složení otázek v dotazníku*

*Tabulka 2: Hodnotící škála pro vykonávání denních aktivit pacientů*

## Výsledky výzkumu

Výstupem ze studie budou výsledky průměrného věku operace katarakty na daném pracovišti za určité období, jejich výsledné srovnání v rámci pohlaví mezi ženami a muži, rozdělení dle věkových kategorií, a velikosti refrakčních vad u pacientů, kteří budou podstupovat operaci katarakty.

Druhá část výsledků bude vyhodnocení dotazníku a následné zjištění skóre u pacientů s kataraktou ve srovnání s referenční skupinou zhruba stejně starých pacientů bez katarakty.

## Zdroje

Elliott, D. *Clinical procedures in primary eye care*. 4. vyd. Edinburgh: Elsevier, 2014, 318 s. ISBN 978-0-7020-5144-4.

Vlk, F., Vlková, E. *Lexikon očního lékařství – výkladový ilustrovaný slovník*. 1. vyd. Brno: František Vlk, 2008, 607 s. ISBN 978-80-239-8906-9.

Kuchynka, P. *Oční lékařství*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing a.s., 2007, 812 s. ISBN 978-80-247-1163-8.

Silverstone, B. *The Lighthouse handbook on vision impairment and vision rehabilitation*. Oxford: Oxford University Press, 2000. ISBN 978-0-19-509516-6.

Remington, L. A. *Clinical anatomy and physiology of the visual system*. 3. vyd. St. Louis: Butterworth-Heinemann, 2012. ISBN 978-1-4377-1926-0.

Kraus, H. *Kompendium očního lékařství*. 1. vyd. Praha: Grada, 1997, 360 s. ISBN 80-7169-079-1.

Kraus, H., Karel, I., Růžičková, E. *Oční zákaly*. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-7169-967-5.

Schnider, C. *Vyvrácení mýtů o UV záření*. Česká oční optika. Brno: Společenstvo českých optiků a optometristů, 2015, roč. 56, č. 2, ISSN 1211-233X.

Kanski, J. J. *Clinical ophthalmology: a systematic approach*. 6. vyd. Edinburgh: Butterworth-Heinemann, 2007, 931 s. ISBN 978-0-08-044969-2.

## Indication for cataract surgery

Author: Bc. Petra Janoušková

Supervisor: Mgr. Matěj Skrbek

Cataract is described as opacity in normally clear lens of the eye, which occurs by people in oldery age its natural aging and causes problems of its transparency or scattering of light. WHO said, that cataract is globally a very important problem, because it is one of the most common eye disease of people over 50 years. This disease is one of the main cause which reduced visual comfort and produced subsequent blindness. According to the statistics, one in every three people affected by blindness and one of six visually impaired suffer for the cataracts (especially in developing countries). The conservative ways to treatment and prevent to development progression of this disease in an otherwise healthy eye has not yet discovered. Therefore, the only possible solution is a surgical solution. The cataract is treated usually only if it reduces the quality of life or if it is indicated for the other medical reasons (e.g. in specific types of glaucoma). In the Czech Republic is annually indicated for cataract surgery about 7% of all patients with this disease, which means over 70,000 surgical procedures per year.

Senile cataract is divided into the three basic categories: cortical, nuclear and posterior subcapsular cataracts, which are being described now.

### Cortical cataract

Cortical cataract is localized in the cortex of the lens, mainly on the front or rear equatorial areas where they make a broad and sharp pyramidal shapes with a base out (equatorial) and the tops directed to the center of the lens. We can found most of these opacities on the front and nasal side in the lens cortex, it is often associated with higher exposure to the UVB radiation of the eye, which has probably a great deal involved in the formation of the eye disease. This type of cataract has usually relatively slowly progression. It occurs both eyes with different stages of progression in every eye. Vision is impaired only if the opacities extend into the central pupillary area and caused blurred vision. The first signs of deterioration is visual acuity and glare, which most patients experienced while driving in the dark or when they are enlightened by the headlights of oncoming cars.

Cortical cataract can be divided into several stages: to intumescent cataract ( the lens accumulated the water and begins to swell), mature cataract (lens is from the cortex to the nucleus white or opalescent), hypermature cataract (cortex begins more watery and escape out from the capsule) Morgagni cataract (the nucleus of the lens is reduced and the influence of liquefied cortex moves freely in the lens cortex, it is the most difficult type of cataract).

### Nuclear cataract

Nuclear cataract is characterized by an uniform increase in the opacities of the lens nucleus, which can be from yellowish and reddish-brown to brown color. A small degree of nuclear sclerosis and the yellowish tint is by adults over 50 years of age physiological and does

not participate in influencing the visual function. This type of cataract usually slowly develops and usually is located on the both eyes too. Vision problems occur only if is in the lens nucleus higher pressure of nuclear fibers, which caused increase on its hardness. The result is called nuclear sclerosis. With this condition is also associated increase in refractive index, and the refractive myopic shift. This is attractive in early stages by presbyopic patients, who can read at near vision, for some time without the glasses to near. Sometimes this condition also called "second sight".

The nuclear cataract subjectively causes major problems when patients looking into the distance, or when they looking to the light with higher intensities. Other consequences of nuclear cataract which are less frequent is monocular diplopia, which arises as a result of significant changes in the refractive index of the sclerotic nucleus compared to the index of the lens cortex. The result is a double image, which the patient may observe in the visual field. Due to the progressive yellowing of the lenses also changes the color vision, especially in the area of blue light.

### Posterior subcapsular cataracts

Posterior subcapsular cataracts is located at the back of the lens, just in front of the posterior capsule, and reflected from all three types of cataract as the first, at around 55 years of age. It is usually associated with eye diseases such as diabetes mellitus, retinitis pigmentosa, eye injuries, uveitis, cataracts or as a consequence of regular ingestion of drugs (corticosteroids for a long term). This type of cataract can cause a dramatic reduction in vision with pupil constriction, because they are generally centrally positioned within the pupil. Patients who have PSC have a good visual acuity in low light conditions, but they have a significantly reduced near vision with glare (glare is a sharp light source when you watching on a slow-contrast object) in sunny daylight, when reading books or in night driving a car. Glare is one of the earliest and most frequent symptoms of this disease.

### Risk factors of senile cataracts

Senile cataract is an multifactorial disease, which involved many factors. This factors blends together and each of them has differently contribution to the formation of the cataracts. These factors included: genetics (scientifically is the existence of genes which are responsible for cataract formation demonstrated, but their impact on the development or progression of this disease in comparison with the other effects is probably small - units of per cents), age and gender (more affected with cataract are women than men, with higher age very increased risk rise of cataract), UV radiation and oxidative stress (lens epithelium is sensitive to damage by free radicals. These radicals can caused the morphological changes, which can modified lens proteins and so caused irreversible changes in the lens. Place of residence (more in risk are people who live eg. in higher located areas where is higher exposure UVB radiation). Healthy lifestyle: body weight (higher weight or malnutrition with diabetes and smoking can increased the risk of cataract formation), an adequate supply of vitamins, such as riboflavin, ascorbic acid (vitamin C) and vitamin E significantly reduced the risk of cataract formation. Cholesterol and salt this risk increased such as smoking and alcohol, medicaments (mainly corticosteroids) and general disease (diabetes mellitus, hypertension).

### Indications to cataract surgery

If patient go to the cataract surgery depends on doctor and patient which are decided together according to 3 main factors, such as visual impairment, medicaments which patient take on its disease and cosmetics purpose.

Visual function play before cataract surgery very important role, because how are visual function decreased, affected daily activities, which patient usually executed. Cataract surgery is usually indicated in time when patient cannot this activity executed. If patient needs its vision to special work or driving a car, it may be indicated earlier. From cosmetics purpose is cataract surgery indicated if patient have mature type of cataract and need a normal appearance of its eye (dark pupil).

### Research methodology

The aim of the research is to determine the possible protection of the eye lens for a long-term weared spectacles correction (at least 20 years), or demonstrate the positive impact of the use spectacles correction as a protective factor to delay or slow down the progression of the disease by the patients with the permanent spectacle correction.

### Hypothesis

Hypothesis I - examined the relationship between execution of defined activities and cataract influence on this activities.

- H0: Patients with cataract will have in test lower score than comparative group of patients without cataract.
- H1: There are no significant differences between patients with cataract and comparative group of patients without cataract.

### Methodology - data collection

Research conducted at the University Hospital FNUSA in the form of questionnaire study, where patients complete questionnaire, which is divided on 2 parts. 1. part collected general information about patients, such as sex, age (in the time of cataract surgery), size of refractive errors in the form of spherical equivalent such as: emetropia from 0 D to + 0,75 D, lower hyperopia from + 1,0 D to + 3,0 D, lower myopia from - 0,25 D to -3,0 D, hyperopia from + 3,25 D, myopia from -3,25 D, glasses correction.

2. part is composed from questionnaire, where is 13 specific questions, which are combinations of VF-14 test and NIKE test, which are used to better indication to cataract surgery. This questionnaires are intent on daily activities, such as reading newspaper, watching on Tv, reading price in shops, faces recognizing, seeing step stairs, cooking or housework making.

Every question have scale from 0 to 4. With this scale is questionnaire evaluated.

Lower score is 0 (patient cannot performed this activity), higher score is 100 (patient have no problems with this activity).

### Research results

The outcome of the study results will be average age of cataract surgery at the work place for a certain period and the resulting comparison in the context of sex between men and women and the size of their refractive errors, in group of patients who go to the cataract surgery.

The second part will be questionnaire evaluation and find cataract score by patient with cataract and patients without cataract.

### Resources

Elliott, D. *Clinical procedures in primary eye care*. 4. vyd. Edinburgh: Elsevier, 2014, 318 s. ISBN 978-0-7020-5144-4.

Vlk, F., Vlková, E. *Lexikon očního lékařství – výkladový ilustrovaný slovník*. vid. 1 Brno: František Vlk, 2008, 607 s. ISBN 978-80-239-8906-9.

Kuchynka, P. *Oční lékařství*. vid. 1. Praha: Grada Publishing a.s., 2007, 812 s. ISBN 978-80-247-1163-8.

Silverstone, B. *The Lighthouse handbook on vision impairment and vision rehabilitation*. Oxford: Oxford University Press, 2000. ISBN 978-0-19-509516-6.

Remington, L. A. *Clinical anatomy and physiology of the visual system*. 3. vyd. St. Louis: Butterworth-Heinemann, 2012. ISBN 978-1-4377-1926-0.

Kraus, H. *Kompendium očního lékařství*. 1 vid. Praha: Grada, 1997, 360 s. ISBN 80-7169-079-1.

Kraus, H., Karel, I., Růžičková, E. *Oční zákaly*. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-7169-967-5.

Schnider, C. *Vyvrácení mýtů o UV záření*. Česká oční optika. Brno: Společenstvo českých optiků a optometristů, 2015, roč. 56, č. 2, ISSN 1211-233X.

Kanski, J. J. *Clinical ophthalmology: a systematic approach*. 6. vyd. Edinburgh: Butterworth-Heinemann, 2007, 931 s. ISBN 978-0-08-044969-2.

## Oční protézy

Autor: Bc. Lucie Klusoňová

Školitel: Mgr. Sylvie Petrová

### Skleněné oční protézy

#### Vývoj

Sklo jako materiál pro výrobu začal jako první propagovat Paré ve Francii v 16. století. Později se centrum výroby přesunulo do Benátek a přes Francii se dostalo do Německa. To se stalo ve výrobě skleněných očních protéz velice úspěšným a odtud také pochází technologie výroby. O největší úspěchy se zasloužil Ludwig Müller-Uri, pocházející z Německa. U nás se výroba skleněných očních protéz rozvinula po první světové válce v Jablonci nad Nisou. Se začátkem druhé světové války přestalo být výhradním materiálem pro výrobu sklo. Nicméně je v Evropě pro své kladné vlastnosti stále používáno.



Obrázek 1: Částečně dokončená protéza, černé tyčinky na pupilu.

#### Materiál pro výrobu

Do České republiky je sklo pro výrobu očních protéz dováženo z Německa. Materiál lze rozdělit do tří skupin podle toho, kterou část protézy tvoří. Bulbus je vyroben ze speciálního opálového skla, které neobsahuje těžké kovy a kadmium. Materiál na duhovku tvoří široká škála barevných skel. Ty se mezi sebou mísí a tím se dosáhne optimální barvy duhovky. Rohovka je tvořena krystalickým sklem, které překrývá barevnou duhovku. Vrstvením se docílí hlubokého a přirozeného pohledu.



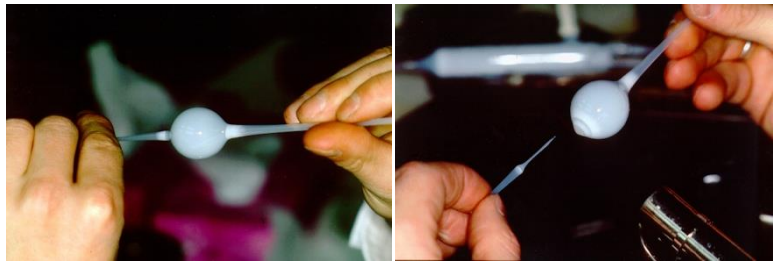
Obrázek 2: Nástroje pro měření vzdáleností, barevné tyčinky.



### Postup výroby

Výroba skleněné oční protézy je velmi náročná. Klient je přítomen celému procesu výroby. Ten trvá přibližně hodinu. Nejprve je nutné změřit pacientovu orbitu a zvolit vhodný tvar budoucí protézy. Kontroluje se hloubka očnice, tvar víček, funkce víčkových svalů a stav po provedené operaci. Optimální tvar se posléze vybere vkládáním zkušebních modelů protéz do prázdné očnice.

Nad kahanem se nahřeje asi 2 cm dlouhé skleněné trubice, ze které se odtáhne odtažek. Z odtažku se potom vyfoukne kulička o velikosti oka, která je ve středu trubičky, jejíž jeden konec je odstraněn.



*Obrázek 3 a 4: Sklo se vyfoukne do kuličky velikosti oka. Přední nosná část je následně odstraněna*

Na vrchlík kuličky se nataví základní barva, která se profoukne do tvaru půlkuličky.



*Obrázek 5 a 6: Nastavení a tvarování základní barvy*

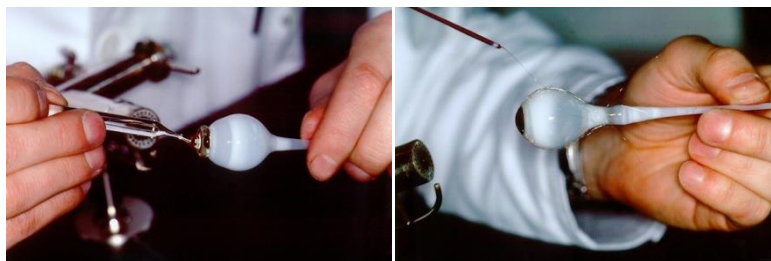
Na vzniklou polokouli se maluje budoucí duhovka vhodně zvolenými barevnými tyčinkami.



*Obrázek 7: Použití barevných tyčinek*

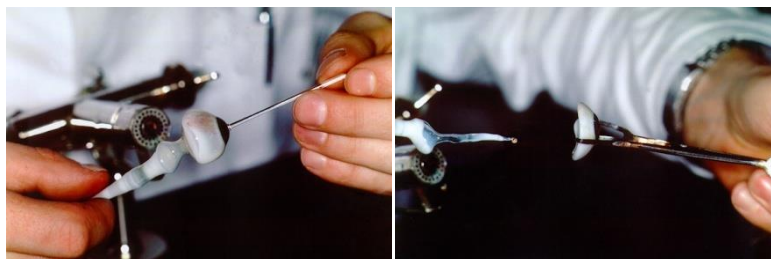
Po dobarvení se půlkulička rozehřeje a profukováním je docíleno vyrovnání budoucí duhovky s koulí. Do středu se nanese černou skleněnou tyčinkou zornice o průměru asi 3 mm. Hladítkem se černé sklo rozmačká do požadované velikosti. Vše se znovu rozehřeje, rovnoměrně otáčí a profukuje. Dojde tak ke stavení všech skel.

Dále se pokračuje vytvořením krystalového povrchu. Rozehřeje se krystalová tyčinka a vrchlík koule s duhovkou. Krystal se přitaví na duhovku a tím se získá dojem hloubky a lesk stejný jako u přirozeného oka.



Obrázek 8 a 9: Tvorba rohovky a simulace krevních cév

Výsledný dojem je dotvořen kresbou cévek na bělimu. Cévky se naznačují nitkami o tloušťce vlasu vytaženými z červené tyčinky. Pro vyhlazení budoucí protézy následuje opět zatavení v plameni. Ke konci se foukáním dotvarovává koule dle předlohy. Plamenem se objíždí budoucí okraje a tvar je i nadále neustále kontrolován a měřen měrkou, aby bylo dosaženo požadovaných rozměrů potřebných pro pacienta. Zadní část koule se nahřeje a profukuje, čímž je připravena na odstranění a protéza získá požadovaný skořápkovitý tvar.



Obrázek 10 a 11: Finální úprava protézy a odstranění zadní nosné tyčinky

Protéza se posléze chladí v přehřátém grafitovém kelímku s pískem. Tato fáze trvá přibližně 40 minut a může při ní dojít k popraskání, jelikož výrobek nemá na průřezu stejnou tloušťku. Po vychladnutí se omyje ve vlažné vodě a lze provést zkoušku na pacientovi.

V případě, že je protéza chybně vytvořena, musí začít výroba nové protézy od začátku. Chybně vyrobenou oční protézu nelze předělat.

#### Péče a životnost

O protézu je nutné správně pečovat, předejde se tak případným zdravotním komplikacím i rychlejšímu opotřebením protézy. Jelikož slzy rozrušují povrch protézy, je nutné protézu ráno a večer vyndat a opláchnout pod tekoucí vodou. Doporučuje se i vyplachování orbity, zvláště v případě zánětlivého onemocnění, nachlazení nebo chřipky. Při pocitu suchého oka se doporučuje použít zvlhčující kapky. Při správném používání je možné kontinuální nošení. V případě, že pacient nechce mít protézu nasazenou přes noc, je vhodné ji vyčistit, vysušit a uložit ji do uzavřené nádoby. Pokud dojde v důsledku nepravidelností a drsnosti povrchu protézy ke dráždění očnice a tím ke zvýšené produkci slz, je vhodné oční protézu vyměnit.

Pacient má od pojišťovny nárok na 2 kusy skleněných protéz ročně, ty jsou plně hrazeny zdravotní pojišťovnou. Protéza se vyrábí na lékařský předpis a není nutné schválení revizním

lékařem. V případě rozbití si pacient novou protézu hradí sám. U očních protéz ze speciálního skla představuje doporučená životnost asi jeden až jeden a půl roku.

#### Výhody a nevýhody

Skleněné oční protézy jsou řešením pro pacienty, kteří nemohou kvůli alergii nosit akrylátové oční protézy. K jejich kvalitám patří i stálost barev a lesk věrohodně napodobující zdravé oko. Duhovka působí plasticky a hloubkově. Technika zpracování navíc vytváří hladký povrch bez výčnělků, který zajišťuje komfort při nošení. Výborná je i smáčivost skla, díky ní slzy vytváří na povrchu tenký kluzký film, který chrání citlivou spojivku před výraznějším třením. Navíc je pacientovi protéza vyrobena během jedné schůzky, a to přímo na počkání.

V porovnání s akrylátovými protézami se při výrobě se sklem pracuje obtížněji. V důsledku kontaktu protézy s očními tekutinami, které mají nižší pH, je povrch rozrušován, což způsobuje nepříjemné pocity při nošení. Sklo je náchylné k poškrábání, například prachem nebo nečistotami, která vniknou pod víčko a poškodí povrch protézy rýhami.

Hlavní nevýhodou skleněné oční protézy je její křehkost. K rozbití dochází zejména při vyndávání protézy při jejím ošetřování, může se však roztříštit i při sportu či nehodě. Je také nutno dát pozor na vystavování protézy velkým teplotním změnám, neboť může dojít k jejímu popraskání. V zimě protéza studí a je zde i možnost přimrzání slz na povrch protézy. Co se vzhledu týče, jediný problém tvoří zornice, která se zvláště při pohledu zblízka jeví jako kulička, působí rušivě a nepřírozně.

### Akrylátové oční protézy

#### Vývoj

Testování akrylové pryskyřice začalo v USA roku 1943. Bylo nutné najít jiný materiál než sklo, jehož dovoz byl pozastaven. Navíc některé jeho vlastnosti nebyly plně vyhovující. Začaly se proto vyrábět skladové akrylátové oční protézy v několika tvarech a barvách duhovky. Ty však nemohly zajistit pacientovi dostatečný komfort, proto se přešlo na individuální výrobu. V současné době se jako materiál pro výrobu používá akrylát, superpont a metylmetakrylát. Tento základní materiál tvoří z 95 % směsi, zbývajících 5 % jsou veřejnosti neznámé stále se měnící přísady.

#### Výroba

K sejmutí otisku pacientovi očnice se používají otiskovací lžice. Tyto lžice jsou vyrobeny z akrylátové pryskyřice, mají dutou rukojeť, kterou se zavádí plastová jednorázová otiskovací stříkačka. Pokud je otisk přesný, odstraní se přebytečný materiál a periferie otisku pak slouží jako základ pro výrobu oční protézy.



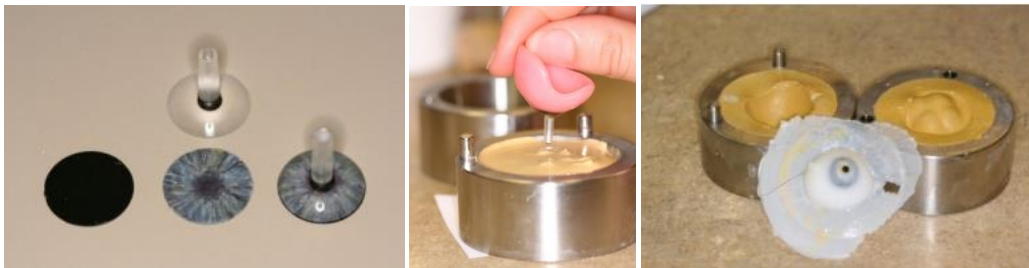
Obrázky 12, 13 a 14: otiskovací lžice, otisk a voskový model

Otisk pak slouží k výrobě formy. Po ztvrdnutí formy se její povrch natírá separačním materiálem a následně se do takto připravené formy může nalít roztavený vosk.

Voskový model se následně zkontroluje a případně upraví, aby přesně simuloval ztracené oko. Kontroluje se, zda má správnou velikost, podporuje tkáň, simuluje oční pohyby a má správné pokrytí očními víčky.

K simulaci duhovky při výrobě akrylátové protézy existuje více způsobů výroby i centrování. Nejjednodušší možností je výběr předvyrobeného disku, který odpovídá barvě zdravého kontralaterálního oka. K pracnějším způsobům patří malování duhovky na disk pomocí olejových barev vmíchaných do polymethylmethakrylátového barevného media.

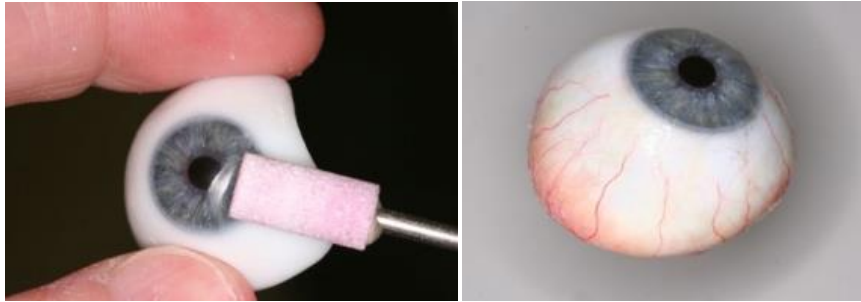
Korneální knoflík se vyrábí za použití teplem polymerizující akrylátové pryskyřice. Velikost knoflíku je obdobná jako velikost duhovkového disku. Připojuje se k malovanému duhovkovému disku pomocí kyanoakrylátového lepidla.



*Obrázek 15, 16 a 17: Rohovkový knoflík a duhovkový disk, vytváření formy z dentálního kamene a akrylová protéza s přetokem.*

Máme-li voskový vzor, pokračuje se výrobou formy z dentálního kamene nebo sádry. Do této formy se umístí duhovková destička a zalije se bílým polymethylmethakrylátem. Ten se pak vytvrzuje v peci po dobu 2,5 hodiny. Udržuje se teplota 110 °C a tlak 4 bary. Po vytvrzení se odstraní přebytečný materiál, protéza se brousí a leští. Je možné vložením do pacientovy očníce znovu zkontrolovat velikost a umístění duhovky v bílém základu. Pokud je výsledek uspokojivý, nastupuje proces tónování.

Pro simulaci krevních cév se používá bavlněných nití červené barvy. K vytváření přesného odstínu bělma odpovídajícího druhému oku se používají suché stabilní přírodní jemně broušené barevné pigmenty. Jakmile je dosaženo přesného přizpůsobení barev, báze protézy se umístí do pece, kde se udržuje teplota 85 °C po dobu 30 minut. To dovoluje barvě saturovat a zabraňuje budoucímu blednutí. Jakmile je tento proces dokončen, nanese se poslední vrstva čirého plastu, protéza se umístí zpět do formy a vrstva na předním povrchu polymerizuje, čímž se dokončuje výrobní proces. Poté probíhá ořez a leštění. Konečná protéza ještě může vyžadovat drobné úpravy, jako je přidání nebo odstranění polymethylmethakrylátu v různých místech.



Obrázek 18 a 19: Leštění a konečný vzhled protézy

#### Životnost

Není přesně definované, jak dlouho protéza vydrží. Moderní plastové protézy jsou trvanlivé a nepraskají. Dochází však k postupnému zhoršování kvality plastu a pigmentů. Protéza by měla být měněna každé tři roky. Při případném poškrábání oční protézy je možné její přeleštění. Velikost se může zmenšit nebo zvětšit v závislosti na změnách očnice. Každý pacient má nárok na 1 protézu v průběhu 3 let.

#### Výhody a nevýhody

Protézy ze syntetické pryskyřice se kvůli nižší tvrdosti povrchu vyznačují větší mírou opotřebení, povrch se stává hrubším a nerovnoměrným po krátké době používání. Není zde taková smáčivost jako u skleněné protézy. Akrylátové protézy jsou však odolnější vůči naleptávajícímu účinku slz. Nevýhodou je i menší plasticita duhovky, naopak pupila vypadá přirozeněji. Doba výroby je delší než u skleněných protéz. U některých pacientů se také objevují alergie na tento materiál. Velkou výhodou je však menší rozbitnost.

#### Zdroje

Artopoulou, I.-I. et al. Digital imaging in the fabrication of ocular prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006-04, vol. 95, no. 4, p. 327–330. DOI: 10.1016/j.prosdent.2006.01.018.

Darsová, D. Oční protézy u dětí a žáků se zdravotním postižením. Oční klinika dětí a dospělých UK 2. LF a FN Motol. 2011

Doshi, P., Aruna, B. Prosthetic management of patient with ocular defect. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2005, vol. 5, no. 1, p. 37–38.

Gliklich, R. E. et al. Combining Free Flap Reconstruction and Craniofacial Prosthetic Technique for Orbit, Scalp, and Temporal Defects. *The Laryngoscope*. 1998, vol. 108, no. 4, p. 482–487. DOI: 10.1097/00005537-199804000-00004.

Goyal, M., Goyal, S., Dhanasekar, B. Modern trends in modeling of extra-oral defects. *Indian Journal of Dental Research*. 2014, vol. 25, no. 1, p. 128. DOI: 10.4103/0970-9290.131170.

Guttal, S. S. et al. A Simple Method of Positioning the Iris Disk on a Custom-Made Ocular Prosthesis. A Clinical Report. *Journal of Prosthodontics*. 2008-04-01, vol. 17, no. 3, p. 223–227. DOI: 10.1111/j.1532-849X.2007.00272.x.

Kathuria, N. et al. A modified technique and simplified laboratory procedure for Ocular Prosthesis Fabrication. *Journal of Prosthodontic Research*. 2012-04, vol. 56, no. 2, p. 147–150. DOI: 10.1016/j.jpor.2011.07.002.

Mccord, C. ARTIFICIAL EYES; THE EARLY HISTORY OF OCULAR PROSTHESES. *Journal of Occupational Medicine*. 1965-02, p. 61–8.

Patil, S. B. et al. Ocular prosthesis: a brief review and fabrication of an ocular prosthesis for a geriatric patient. *Gerodontology*. 2008-03-01, vol. 25, no. 1, p. 57–62. DOI: 10.1111/j.1741-2358.2007.00171.x.

Raizada, K., Rani, D. Ocular prosthesis. *Contact Lens and Anterior Eye*. 2007-07, vol. 30, no. 3, p. 152–162. DOI: 10.1016/j.clae.2007.01.002.

Waldhegerová, L. Oční protézy. *Česká oční optika*. 2006, vol. 47, no. 2, p. 44–46. ISSN 1211-233X.

Muellersoehne. Manufacturing of Ocular Prostheses. F. Ad. Müller Söhne OHG © 2016 [cit. 2016-05-31] Dostupné z: [http://www.muellersoehne.com/en/m\\_tillverkning.htm](http://www.muellersoehne.com/en/m_tillverkning.htm)

VALTERA PROTEŽU LABORATORIJA. Ocular protetics [online]. Scientific Institution „Valters' Protethic Laboratory“ © 2016 [cit. 2016-05-31]. Dostupné z: [http://www.vpl.lv/eng/ocular\\_prosthetics/choice\\_of\\_prosthesis](http://www.vpl.lv/eng/ocular_prosthetics/choice_of_prosthesis)

ASPIRION. Oční protéza – údržba a často kladené otázky, Nikolaus Kerbl © 2016 [cit. 2016-06-23]. Dostupné z: [http://www.asprion.at/ocni\\_protezy/casto\\_kladene\\_dotazy.html](http://www.asprion.at/ocni_protezy/casto_kladene_dotazy.html)

## Ocular prostheses

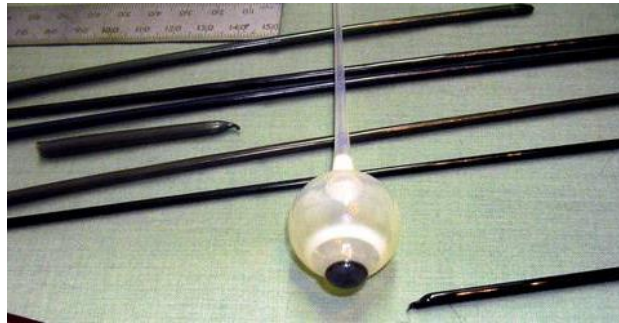
Author: Bc. Lucie Klusoňová

Supervisor: Mgr. Sylvie Petrová

### Glass ocular prostheses

#### Development

Pare started propage glass as a material for the prostheses production in France in the 16th century. Later, the manufacturing center moved to Venice and across France finished in Germany. Germany was very succesful in the production of glass ocular prostheses and the production technology is from there. The greatest success is credited to Ludwig Müller-Uri, from Germany. Czech republic manufacture glass eye prosthesis evolved after World War in Jablonec nad Nisou. With the beginning of World War II ceased to be the exclusive material for glass. However, it is in Europe for its positive qualities still used.



*Picture 1: Partially finished prostheses with black glass sticks for iris*

#### Production material

Production glass material is imported to Czech republic from Germany. The material can be devied to three groups by the purpose they are used for. Bulbus is manufactured from special opal glass which contains no hard metals and cadmium. Iris material is made of colour range glass. They mix with each other therefore make optimal iris color. Cornea is made from cristalic glass, which overlaps colored iris. By layering it is made natural and deep look.

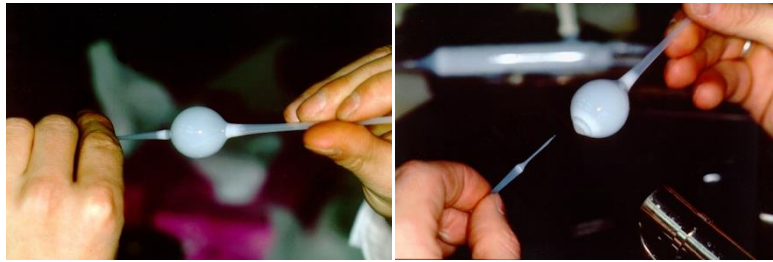


*Picture 2: Measuring tools, colorfull glass sticks*

### Manufacture process

Manufacture glass ocular prosthesis is very difficult. Client sees the whole process by himself/herself. The process lasts approximately one hour. At first is mandatory to measure patient's orbit and choose proper prosthesis shape. Orbit deep, eyelids shape, eyelids muscles and after surgery state is checked. Optimal shape is chosen from probationary models.

Two centimetres long glass tube is heated over a burner. Part of the glass tube is blown to a size of an eye, which is in the center of the tube. Its end is removed.



*Picture 3 and 4: The glass tube is blown to the size and shape of the eye. Additional tube in the front is removed.*

First layer of colour is smelt on the top of the ball, which is blown to the shape of a half of a ball.



*Picture 5 and 6: Applying of the base color*

On the final half-ball is painted future iris with properly chosen coloured sticks.



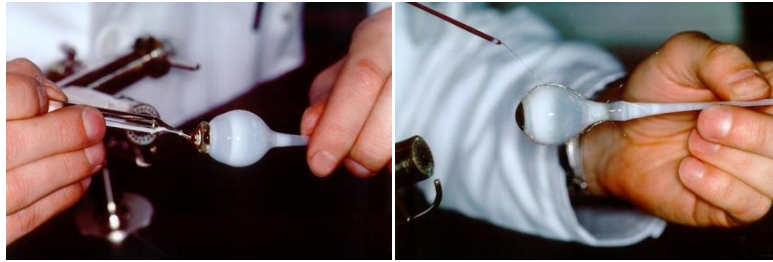
*Picture 7: The use of coloured sticks*

After the painting is done, the half-ball is blown through until it shapes into the final iris with ball. Black glass stick paints pupil to the center with diameter 3 mm. Black glass is mashed by float until it gets the right size. Everything is heated up again, rolled and blown through. Therefore all glass layers are merged together.

Then we have to make crystallic surface. Crystallic stick and top of the ball with iris is heated up. Crystal is melt to the iris, so it makes an illusion of the real eye.

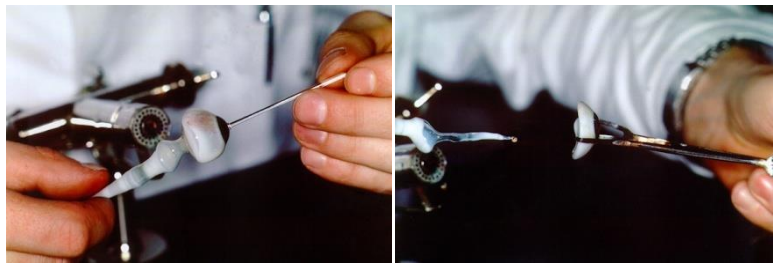


Arterioles are painted on the sclera for more realistic look. Arterioles are made with thread which are thick as hair.



*Picture 8 and 9: Creation of cornea and arterioles*

To rub the prosthesis it has to be heated up once more. At last, the ball is shaped with blowing by the pattern. Edges are shaped with flame and the size must be checked all the time to fit right into patient's eye. Back side of the ball is heated and blown, therefore it is ready for removing and the prosthesis get the right shell shape.



*Picture 10 and 11: Final editing and removal of additional holding tube.*

Prosthesis is cooled in warm grafit bowl with sand. This phase lasts about 40 minutes and prosthesis may crack, because it doesn't have the same diameter thickness. After cooling process, prosthesis is washed in a warm water, after that it can be tried on the patient.

In case of manufacture failure, whole process must be done all over again, because defected prosthesis cannot be fixed.

#### Care and service life

It's necessary to care about prosthesis to prevent health complications and material wear. Because tears damage a prosthesis, it must be put out every morning and the evening to clean it under the water. It is advised to clean orbits as well, especially during inflammation, cold or influenza. For dry eye, wet drops should be used. In case of right usage it is possible to wear continually. If patient doesn't want to wear prosthesis during the night, he/she can clean it, dry it and put it into the closed box. If rough surface irritates orbit to product more tears, it is wise to change the prosthesis.

Patient has right to have two glass prosthesis per year, which are payed by health insurance. Prosthesis are described by doctor, and approval by revision doctor is not necessary. In case of prosthesis damage, patient has to pay the new one himself/herself. Special glass prostheses are recommended to wear from one to one and a half a year.

### Advantages and disadvantages

Glass ocular prostheses are solution of patients who have allergies on acryl ocular prostheses. They also have qualities like colour stadiness and shine of a natural healthy eye. Iris seems to be plastic and deep. Manufacture technique creates smooth surface without protuberances, which makes wearing comfortable. Wettability of the glass is good as well, and it makes thin slippery film, which protects sensitive conjunctive from harder friction. Moreover, patient's prosthesis is manufactured during the appointment, so he/she can wait to pick it up.

In comparison to acryl prostheses, glass ones are more difficult to make. When prosthesis has contact with eye liquids, which have lower pH, then surface is damaged, and it makes uncomfortable feeling when wearing. Glass is prone to scratch, mostly by dust or other kind of dirt that enter under an eyelid and damages prosthesis with grooves.

Main disadvantage of a glass prosthesis is its fragility. Prosthesis is damaged especially during putting it out phase when cleaning, but it can be shattered when doing sports or in an accident. It is important to care about hot temperatures, or else prosthesis can crack. Prosthesis is uncomfortably cold during winter, there is also chance for tears to freeze to the surface of the ball. The only appearance problem is the pupil, which seems like an artificial ball, and makes unnatural look.

### Acryl ocular prostheses

#### Development

Testing acrylec resin began in USA in 1943. It was necessary to find new material because the import of glass was suspended. In addition, some characteristics of glass were not fully complying. From this reason started manufacture of storage acrylate ocular prosthesis in several shapes and colors of the iris. This prosthesis could not provide adequate comfort for patients, so it started individual manufacture. Currently acrylate, superpont and methylmethacrylat are used as a material for manufacturing prostheses. This base material comprises 95 % mixture, the remaining 5 % are unknown for public, constantly changing additives.

#### Manufacture

Impression patient's orbit is taken by impression tray. This impression trays are made from acrylic resin, they have hollow handle, the moulding material is injected. If the impression is right, the excess material is removed and the periphery of the impression serves as basis for manufacturing of ocular prostheses.



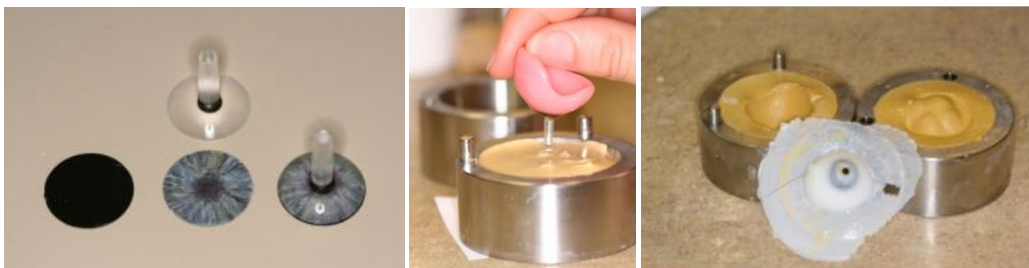
*Pictures 12, 13 and 14: Impression tray, moulding material and the impression*

The impression is used to manufacture the mold. After hardening the mold, its surface is rebbed by separating material and then molten wax can be poured into the prepared mold.

Wax model is after then check and adjusted to right simulate the lost eye. It's checking the correct, size, tissues support, eye's movement and right place eyelids. There are more methods of manufacture and centration of the iris. The most easy method is choosing the premade disc, which color is same like the natural contralateral eye. The most difficult method is painting the iris on the disk with oil colors mixed into the polymethacrylate color medium.

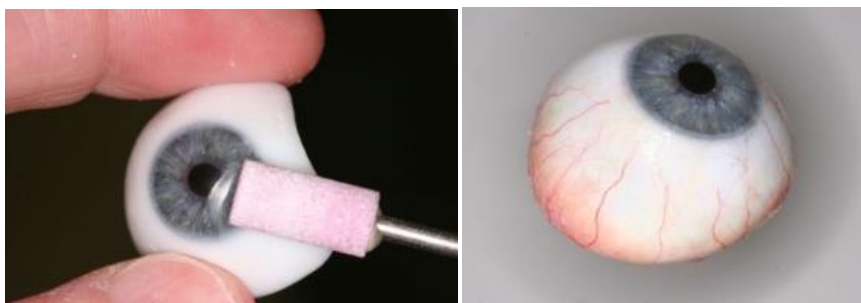
Corneal button is made using a heat-polymerizing acrylic resin. The button size is similar to the size of the iris disc. It's connected to the painted iris disc using cryanacrylate glue.

If we have done wax pattern, we continue with manufacture mold from dental stone or plaster.



*Picture 15, 16 and 17: Corneal button, iris disk and making of mold*

The iris disk is placed into this mold and it's poured by white polymethylmethacrylate. It's cured in an oven for 2,5 hours. It's kept at 110 °C temperature and at 4 bar pressure. After curing it's excess material remove and the prosthesis is ground and polished. It's possible to insert prosthesis into a patient's orbit and check the size and iris location in white base. If the result is satisfactory, we can start with toning process. Cotton rayon threads are used to give the appearance of blood vessel appearance. Dry stable natural fine grinded colour pigments are used to give the exact shade to the sclera corresponding to the patient's fellow eye. Once it is ensured that the exact colour matching has been achieved, the base of the prosthesis is kept in the oven at 85 °C for 30 min. This cures the colours to saturation levels and prevents any future fading. Once the artwork is completed, the shell is put back into mould and a layer of clear plastic is polymerized on the front surface, completing the fabrication process. After trimming and polishing, the final prosthesis may need minor adjustments such as adding or removal of PMMA in different places.



*Picture 18 and 19: Polishing of the prostheses and final look*

### Service life

It is not precisely defined, how long the prosthesis will last. Modern plastic prostheses are durable and do not crack. Plastic and pigment quality are gradual degradation. Prosthesis should be changed every three years. In the case scratching the ocular prosthesis, can be polished. The prosthesis size can be decrease or increase in dependence of an orbital changes. The patient has the right to have one prosthesis per three years.

### Advantages and disadvantages

Prostheses of a synthetic resin due to the lower hardness of the surface characterized by greater degree of wear, the surface becomes rough and uneven after a short period of use. This prostheses have not wettability like the glass prostheses. Acrylic prosthese are however more resistant to acid tears effect. The disadvantage is also smaller plasticity of iris, on the other side the pupil look more natural. The manufacture time is longer than manufacture time glass prostheses. Some patients have allergies to this material. The great advantage is however less breakage.

### Resources

Artopoulou, I.-I. et al. Digital imaging in the fabrication of ocular prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006-04, vol. 95, no. 4, p. 327–330. DOI: 10.1016/j.prosdent.2006.01.018.

Darsová, D. Oční protézy u dětí a žáků se zdravotním postižením. *Oční klinika dětí a dospělých UK 2. LF a FN Motol*. 2011

Doshi, P., Aruna, B. Prosthetic management of patient with ocular defect. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2005, vol. 5, no. 1, p. 37–38.

Gliklich, R. E. et al. Combining Free Flap Reconstruction and Craniofacial Prosthetic Technique for Orbit, Scalp, and Temporal Defects. *The Laryngoscope*. 1998, vol. 108, no. 4, p. 482–487. DOI: 10.1097/00005537-199804000-00004.

Goyal, M., Goyal, S., Dhanasekar, B. Modern trends in modeling of extra-oral defects. *Indian Journal of Dental Research*. 2014, vol. 25, no. 1, p. 128. DOI: 10.4103/0970-9290.131170.

Guttal, S. S. et al. A Simple Method of Positioning the Iris Disk on a Custom-Made Ocular Prosthesis. A Clinical Report. *Journal of Prosthodontics*. 2008-04-01, vol. 17, no. 3, p. 223–227. DOI: 10.1111/j.1532-849X.2007.00272.x.

Kathuria, N. et al. A modified technique and simplified laboratory procedure for Ocular Prosthesis Fabrication. *Journal of Prosthodontic Research*. 2012-04, vol. 56, no. 2, p. 147–150. DOI: 10.1016/j.jpor.2011.07.002.

Mccord, C. ARTIFICIAL EYES; THE EARLY HISTORY OF OCULAR PROSTHESES. *Journal of Occupational Medicine*. 1965-02, p. 61–8.

Patil, S. B. et al. Ocular prosthesis: a brief review and fabrication of an ocular prosthesis for a geriatric patient. *Gerodontology*. 2008-03-01, vol. 25, no. 1, p. 57–62. DOI: 10.1111/j.1741-2358.2007.00171.x.

Raizada, K., Rani, D. Ocular prosthesis. Contact Lens and Anterior Eye. 2007-07, vol. 30, no. 3, p. 152–162. DOI: 10.1016/j.clae.2007.01.002.

Waldhegerová, L. Oční protézy. Česká oční optika. 2006, vol. 47, no. 2, p. 44–46. ISSN 1211-233X.

Muellersoehne. Manufacturing of Ocular Prostheses. F. Ad. Müller Söhne OHG © 2016 [cit. 2016-05-31] Dostupné z: [http://www.muellersoehne.com/en/m\\_tillverkning.htm](http://www.muellersoehne.com/en/m_tillverkning.htm)

VALTERA PROTEŽU LABORATORIJA. Ocular protetics [online]. Scientific Institution „Valters' Protethic Laboratory“ © 2016 [cit. 2016-05-31]. Dostupné z: [http://www.vpl.lv/eng/ocular\\_prosthetics/choice\\_of\\_prosthesis](http://www.vpl.lv/eng/ocular_prosthetics/choice_of_prosthesis)

ASPIRION. Oční protéza – údržba a často kladené otázky, Nikolaus Kerbl © 2016 [cit. 2016-06-23]. Dostupné z: [http://www.asprion.at/ocni\\_protezy/casto\\_kladene\\_dotazy.html](http://www.asprion.at/ocni_protezy/casto_kladene_dotazy.html)

## Adaptace na tmu v závislosti na věku

Autor: Bc. Veronika Krchňáková

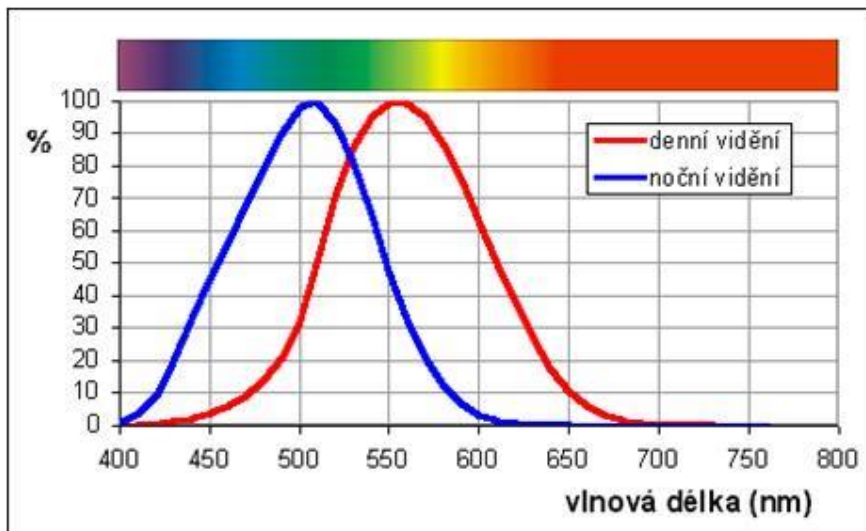
Školitel: Mgr. Pavel Kříž

### Úvod

Během dne a noci dopadá do oka světlo o různé intenzitě. Schopnost oka se těmto odlišným hladinám osvětlení přizpůsobit se nazývá adaptace. Oko dokáže rozeznat hladiny osvětlení v rozmezí zhruba od 0,003 luxů do 80 000 luxů. Abychom si mohli tento rozsah lépe představit, tak intenzita osvětlení za slunečného letního dne je větší jak 70 000 luxů a za jasné měsíční noci při úplňku je zhruba 0,5 luxů.

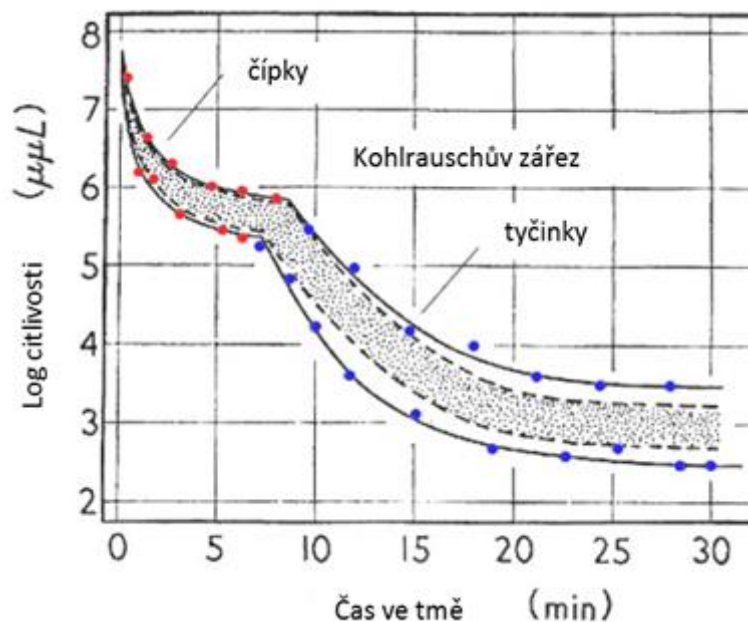
Rozlišujeme dva typy adaptace a to adaptaci na světlo a adaptaci na tmu. K adaptaci na světlo dochází například při přechodu z tmavší místnosti do světlejší. U adaptace na tmu je tomu naopak. Pokud jsou změny intenzit malé, tak se oko docela rychle přizpůsobí. Ale pokud jsou tyto změny velké, tak adaptace trvá delší dobu, hlavně při přechodu ze světlejšího prostředí do tmavšího. Přizpůsobení se hladinám osvětlení je závislé hlavně na fotopigmentech tyčinek a čípků. Za světla dochází k rozpadu fotopigmentu tyčinek – rhodopsinu. Za tmy dochází k jeho resyntéze. Tento děj je podstatou adaptace na tmu. Adaptace oka na světlo je velice rychlá a je doprovázena zúžením zornic a přivřením víček. Adaptace na tmu je naopak pomalá. Konečného prahu citlivosti na intenzitu osvětlení je dosaženo až po 40. nebo 45. minutě. Při adaptaci na tmu dochází nejdříve k přizpůsobení čípků a následně tyčinek. Adaptace čípků je rychlá (asi do 10 minut), ale málo vydatná. Citlivost sítnice se zvýší asi 100 krát. Následuje fáze přizpůsobení se tyčinek, která je pomalá, ale citlivost sítnice se zvýší tak 100 000 krát.

Při adaptaci dochází ke změně funkce sítnice. Když je oko adaptované na světlo, jedná se o tzv. fotopické vidění. Tohoto procesu se účastní převážně čípky a vidění je ostré a barevné. Při denním vidění je sítnice nejvíce citlivá na světlo o vlnové délce 555 nm, což odpovídá žlutozelené barvě. Za tmy pak nastává vidění skotopické. Oko je tedy adaptované na tmu. Vidění se účastní tyčinky a je nebarevné a neostré. Jelikož se v centru žluté skvrny nachází pouze čípky, tak vzniká i tzv. centrální skotom. Za tmy je sítnice nejcitlivější na vlnovou délku světla o hodnotě okolo 500 nm, modrozelená barva. Posun spektrální citlivosti sítnice ke kratším vlnovým délkám se nazývá Purkyňův jev. Za šera, kdy ještě fungují jak čípky, tak tyčinky, se vidění označuje jako mezopické.



Obr. 1: Purkyňův jev

Adaptaci na tmou můžeme měřit pomocí adaptometrů. Jedním z nejznámějších je Goldmann – Weekersův a Hartingerův adaptometr. Při měření adaptace se nejdříve začíná preadaptací na světlo a následuje adaptace na tmou, kdy se zjišťuje hraniční osvětlení, kdy pacient ještě rozezná světlo od tmy. Z měření získáváme adaptační křivku, která má bifázický tvar. První část odpovídá adaptaci čípků, poté následuje zlom, tzv. Kohlrauschův zářez. Tento zářez se vyskytuje mezi 3. a 8. minutou a značí přechod z adaptace čípků na adaptaci tyčinek. Poslední část křivky značí adaptaci tyčinek. Další způsob jak změřit adaptaci je pomocí nyktometru. Ten však měří pouze rychlou fázi adaptace. Používá se jako screeningové vyšetření např. u řidičů z povolání.



Obr. 2: Křivka adaptace na tmou

Poruchy adaptace sítnice mohou být buď vrozené, nebo získané. Porucha vidění za šera neboli hemeralopie se vyskytuje u chorioretinitid, pigmentové retinopatie, u šedého zákalu,

při onemocnění nervu optiku, při siderore či avitaminose vitamínu A. Zhoršená adaptace na světlo se může vyskytovat u lidí, kteří mají poruchu v optických médiích (fakosklerom).

### Cíl práce a pracovní hypotézy

Ve své práci se zaměřuji na měření adaptace na tmu. Mým cílem je zjistit, zda se adaptace na tmu mění v různých věkových kategoriích. Pro svou diplomovou práci jsem si stanovila dvě hypotézy. První hypotéza je, že s přibývajícím věkem se bude práh citlivosti zvyšovat. Myslím si, že s přibývajícím věkem bude člověk potřebovat čím dál větší hodnotu jasu, aby tento jas odlišil od tmy. Budu tedy porovnávat jas, kterého vyšetřované osoby dosáhnou po 45 minutách ve tmě. Druhá hypotéza zní: s přibývajícím věkem se bude Kohlrauschův zářez vyskytovat později. Myslím si, že adaptace na tmu se bude s přibývajícím věkem zpomalovat a proto bych chtěla zjistit, zda se bude Kohlrauschův zářez posunovat.

### Metodika výzkumu

Pro svůj výzkum jsem si zvolila, že budu vyšetřovat lidi ve věku od 20 do 59 let. Budou rozděleni do skupin podle věku: 20 – 29 let, 30 – 39 let, 40 – 49 let a 50 – 59 let. Probandi by neměli trpět oční patologií, jako jsou glaukom, katarakta, VPMD, změny očního pozadí u diabetiků, aby výsledky nebyly zkreslené. Vyšetřované osoby mohou být jak amatropové, tak emetropové.

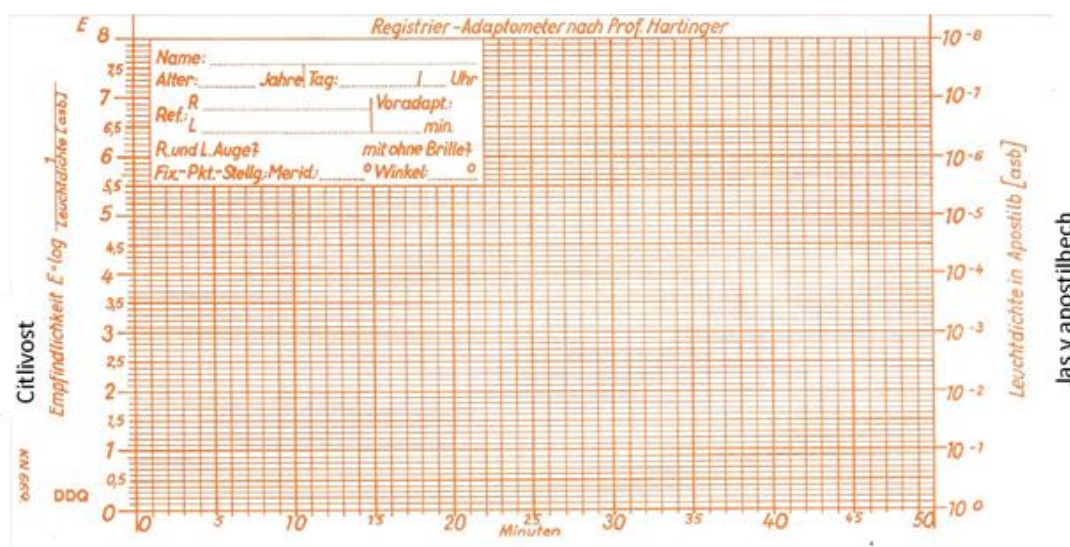
Vyšetření bude probíhat za binokulárních podmínek a naturálního vizu. Měření se uskutečňuje ve Fakultní nemocnici u sv. Anny na oddělení nemocí očních a optometrie. Měření probíhá na Hartingerově adaptometru v místnosti bez oken, takže je v místnosti zajištěná dostatečná tma.



Obr. 3: Hartingerův adaptometr



Výzkum začíná zjišťováním osobní anamnézy, abych mohla z výzkumu vyřadit osoby s oční patologií. Následuje měření zrakové ostrosti, které provádím na optotypu, který jsem si vytvořila, na vzdálenost 4 m. Nejprve zjišťuji visus monokulárně pro pravé a pak pro levé oko a následně binokulárně. Zaznamenána je hodnota visu, kdy probandi přečtou správně alespoň 60% znaků na řádku. Následuje vlastní měření adaptace na tmou, které probíhá celou dobu ve tmě. Měření začíná 5 minutovou preadaptací na světlo. Vyšetřovaná osoba si opře bradu o opěrku a dívá se před sebe do přístroje do osvětlené koule. Po uplynutí této doby je vyšetřovaná osoba požádána, aby se odklonila od přístroje a posunula se do vzdálenosti 60 cm od přístroje. Během posunu i pak během celého vyšetření se stále dívá před sebe do adaptometru. Následuje adaptace na tmou. Probandovi je pouštěno světlo se zvyšujícím se jasem. Vyšetřovaná osoba má potom ohlásit moment, kdy světlo uvidí. Vyšetřující tento moment zaznamená do adaptometru, kde se to zaznačí do záznamového grafu.



Obr. 4: Záznamový graf

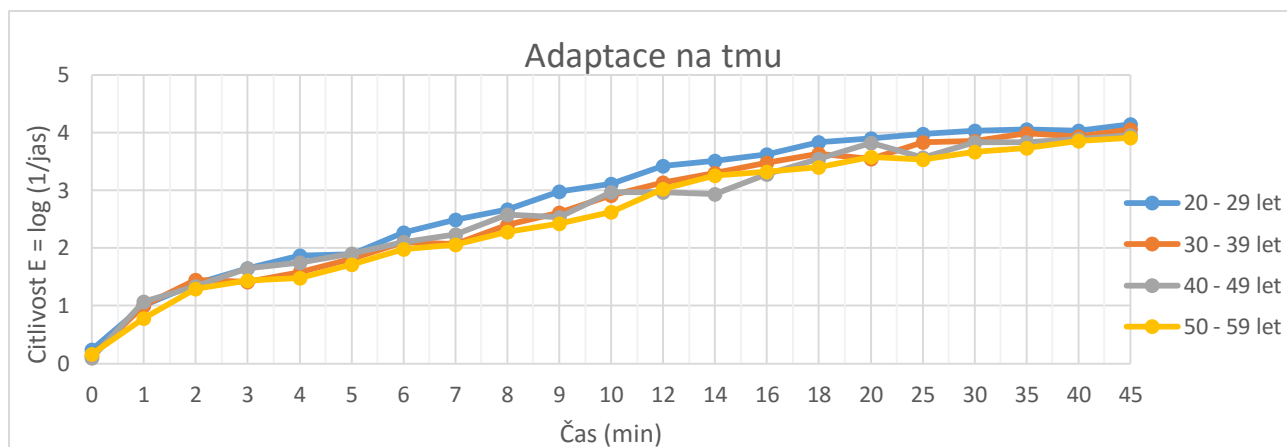
Stanoví se tím nejmenší jas, který vyšetřovaný ještě odliší od tmy, tzn. práh citlivosti. Světlo se prvních 10 minut pouští po minutě, dalších 10 minut po dvou minutách a potom po 5 minutách. Část ve tmě trvá 45 minut. Na konci měření získáme adaptační křivku, u níž posuzujeme dobu, kdy vznikl Kolrauschuv zářez a práh citlivosti dosažený ve 45. minutě.

### Dílčí výsledky práce

Doposud se měření zúčastnilo celkem 22 lidí. Z toho bylo 12 mužů a 10 žen. Ve věkové kategorii 20 – 29 let je 10 lidí (5 mužů a 5 žen, průměrný věk 23,3), ve skupině 30 – 39 let jsou 3 lidi (2 muži a 1 žena, průměrný věk 32,67), ve třetí kategorii 40 – 49 let jsou 3 lidi (2 muži a 1 žena, průměrný věk 46) a v poslední skupině 50 – 59 let je 6 lidí (3 muži a 3 ženy, průměrný věk 51,3). Probandi jsou bez očních patologií.

Z grafu můžeme pozorovat, že jednotlivé křivky se od sebe moc neliší. Prah citlivosti po věkovou kategorii dvacátníků dosáhl hodnoty 4,15 log jednotky, u třicátníků bylo dosaženo hodnoty 4,05 log jednotky, u čtyřicátníků 3,95 log jednotky a nakonec u padesátníků 3,91 log jednotky. Je tedy vidět, že s přibývajícím věkem je potřeba větší hodnoty jasu, pro to, aby vyšetřovaný zaznamenal světlo. Nicméně se tyto hodnoty liší velice málo. Proto bych svou

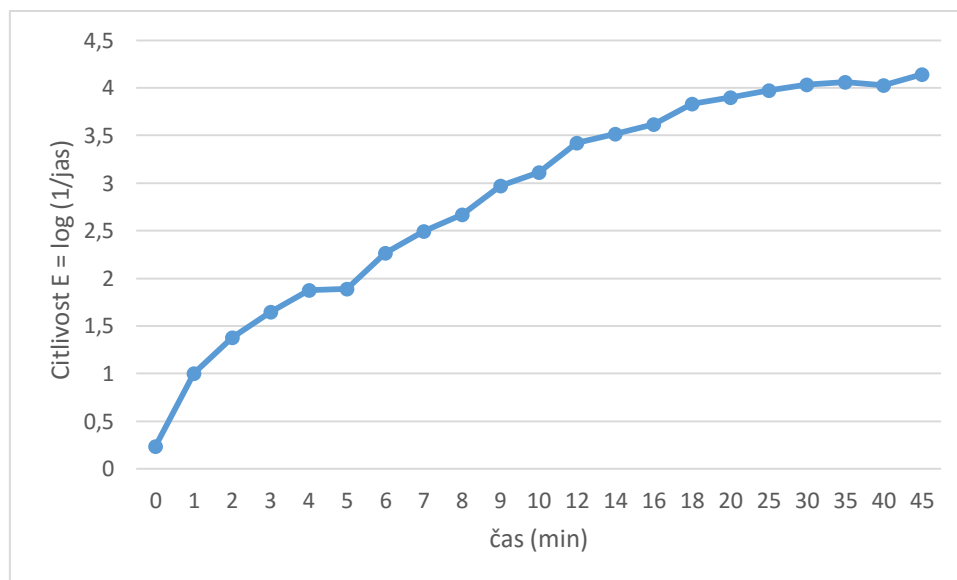
první hypotézu, která zněla, že s přibývajícím věkem se bude práh citlivosti zvyšovat, prohlásila za neplatnou.



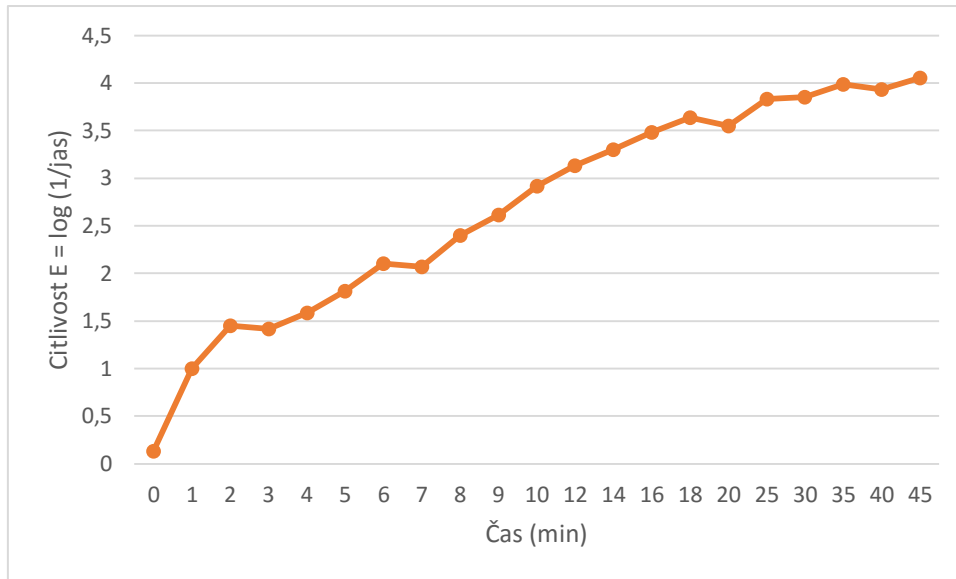
Graf 1: Křivka adaptace na tmou

Dále jsem zjišťovala, kdy dochází ke vzniku Kohlrauschova zářezu. Z prvního grafu to není tolik patrné, proto se podíváme na grafy jednotlivých kategorií.

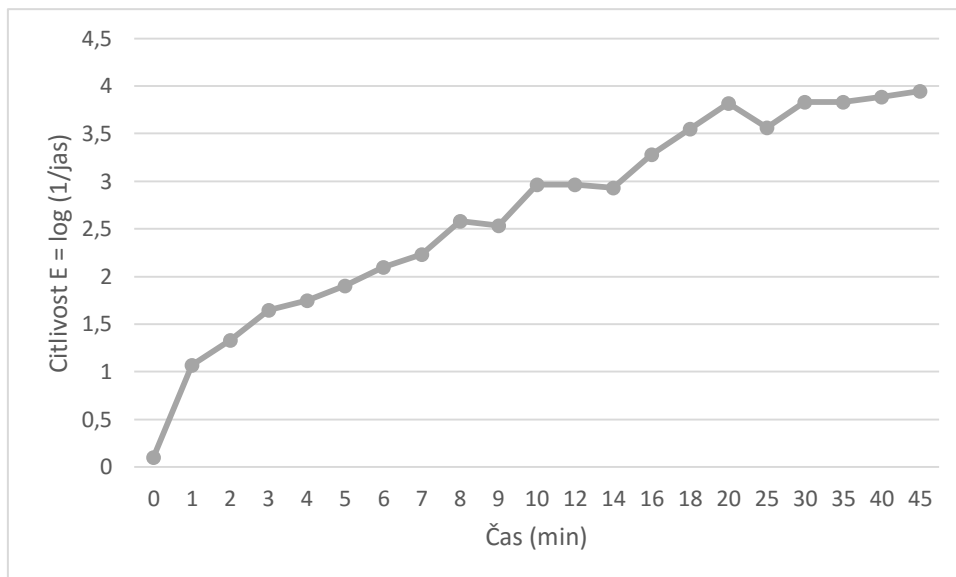
V kategorii dvacátníků vzniká Kohlrauschův zářez v 5. minutě, u třicátníků je tomu ve 3. minutě, u čtyřicátníků ve 2. minutě a u padesátníků ve 4. minutě. Myslela jsem si, že se tento zářez bude s věkem vyskytovat později. Zatím se prokazuje, že je tomu spíš naopak. Proto bych i svou druhou hypotézu prohlásila za nepotvrzenou.



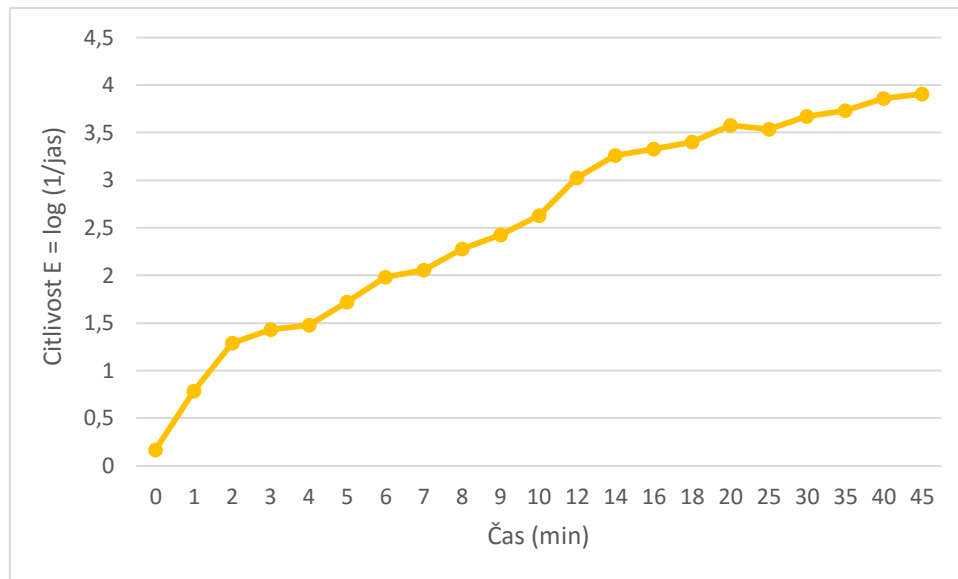
Graf 2: Adaptační křivka kategorie 20 – 29 let



*Graf 3: Adaptační křivka kategorie 30 – 39 let*



*Graf 4: Adaptační křivka kategorie 40 – 49 let*



Graf 5: Adaptační křivka kategorie 50 – 59 let

## Zdroje

Janovič, A. Vnímání barev [online]. Brno, 2005 [cit. 2016-29-06] Diplomová práce. Masarykova universita, Pedagogická fakulta. Vedoucí práce Jindřiška Svobodová. Dostupné z: <http://www.ped.muni.cz/wphy/publikace/jancovic1.html>

Kallonatis, M., Luu, Ch. Light and dark adaptation [online]. 2015 [cit. 2015-10-06]. Dostupné z: <http://webvision.med.utah.edu/book/part-viii-gabac-receptors/light-and-dark-adaptation/>

Kraus, H. Kompendium očního lékařství. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 1997, 341 s. ISBN 8071690791.

Rozsival, P. Oční lékařství. Vyd. 1. Praha: Galén, 2006, 373 s. ISBN 8072624040.

Synek, S., Skorkovská, Š. Fyziologie oka a vidění. 2., doplněné a přepracované vydání. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-3992-2.

Kvapilíková, K. Vyšetřování oka. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. ISBN 80-7013-195-0.

## Dark adaptation depending on age

Author: Bc. Veronika Krchňáková

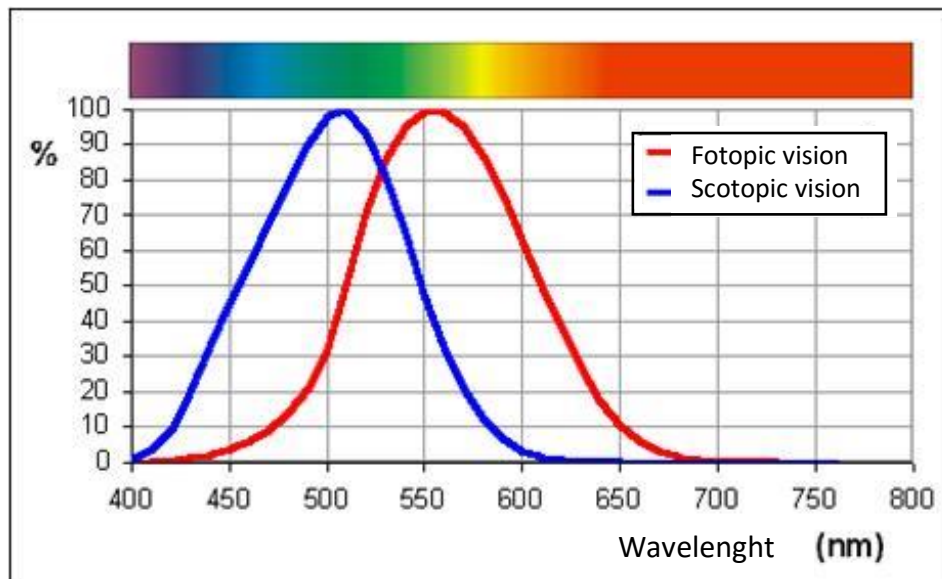
Supervisor: Mgr. Pavel Kříž

### Introduction

The light falls to the eye with a different intensity during the night and day. An ability of the eye to adapt these different levels of the illumination is called adaptation. The eye can recognize the illumination in a range from 0,003 luxs to 80 000 luxs. For a better imagination, the intensity of the illumination of the sunny day is bigger than 70 000 luxs and the intensity of the illumination of the bright moonlight night under a full moon is about 0,5 luxs.

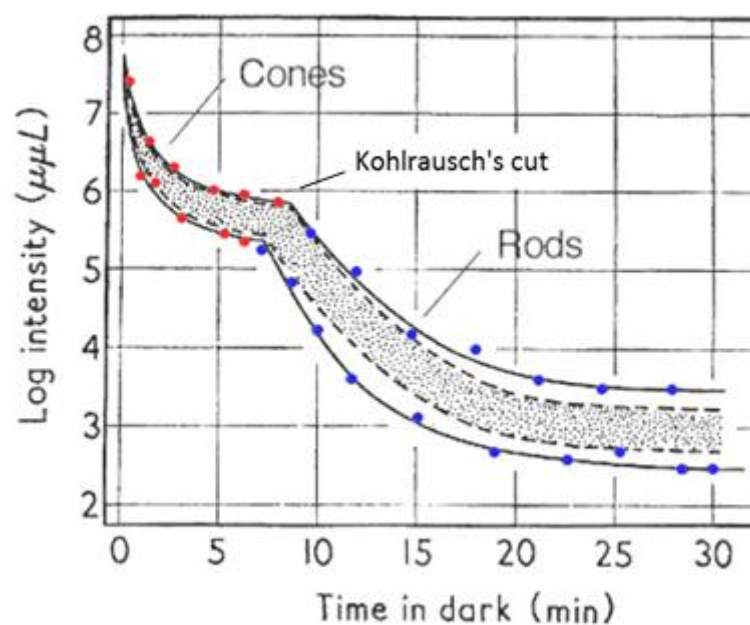
We can distinguish two types of the adaptation, it is adaptation to the light and adaptation to the night. Adaptation to the light can occur for example in transition from darker room to lighter. In dark adaptation is the opposite. When the changes of the adaptation are small the eye can quickly adapt. But when the changes are bigger the adaptation take a longer time mainly in transition from lighter room to darker. The adaptation to the level of the illumination depends mainly on photopigments of the rods and cones. The photopigments of the rods - rhodopsin crumble in the light. In the dark leads to its resynthesis. This action is the essence of the dark adaptation. Light adaptation of the eye is really quick and it is accompanied of tne miosis and of closing of eyelid. Adaptation to the dark is on the other hand slow. Final threshold of sensitivity to light intensity is achieved after 40. or 45. minutes. In dark adaptation cones can adapt first and than rods. Adaptation of the cones is fast (about to 10 minutes) but it is small. The sensitivity of the retina is increase of hundreds of times. Next phase is adaptation of the rods which is slow but the sensitivity is increase 100 000 times.

The function of the retina is changed during the adaptation. When the eye is adapted to the light it is called photopic vision. Mainly cones participate of this action and the vision is sharp and color. The retina is the most sensitive on the light with wavelength 555 nm witch correspond to the yellow – green color in photopic vision. The scotopic vision occurs in the dark. The eye is adapted to the dark. Rods attend to the vision which is not sharp and which is uncolor. There are only cones in the macula lutea so the the central scotoma is appeared. Spectral sensitivity of the retina is moved to the shorter wavelength which is 500 nm, blue – green color. The action is called Purtkyně's phenomenon. The vision is called mesopic when is dusk. The cones and also rods work.



Picture 1: Purkyňe's phenomenon

We can measure dark adaptation with help adaptometer. One of the famous adaptometer is Doldmann – Weekers's and Hartinger's adaptometer. At first the measurement starts with preadaptation to the light and then the adaptation to the dark follows when we have to find out a border illumination when the patient distinguish the light from the dark. We get adaptation curve from the measurement which has biphasic shape. The first part corresponds to the adaptation of the cones than a break follows which is called Kohlrausch's cut.



Picture 2: Dark adaptation curve

The cut appears between 3. and 8. Minutes. The next possibility how to measure the adaptation is with help nyctometer. It measure only fast phase of the adaptation. It is used as the screening measurement for example for professional drivers.

A disorders of adaptation can be congenital or obtained. The disorder of the scotopic vision is called hemeralopia. It can occurred in chorioretinitis, retinopathia pimentosa, glucoma, disease of the nervus opticus, siderosis, vitamin deficiency of the vitamin A. The impaired adaptation to the light can have people who have the disorder of the optical media (facosclerom).

### Object of the thesis and working hypothesis

I concentrate to the measurement of the dark adaptation in my thesis. My target is to find out if the dark adaptation is changed in different age categories. I determine two hypothesis for my thesis. The first hypothesis is that the sensitivity treshold will increase with aging. I think that the person will need bigger value of the luminance with aging that he distinguish the lminance from the dark. I will compare the luminance which the probands reach after 45. Minutes in dark. The second hypothesis is that tka Kohlrausch's cut appear later with aging. I think that dark adaptation will be slower with ahing and so I would like to find out if the Kohlrausch's cut will move.

### Methods of the research

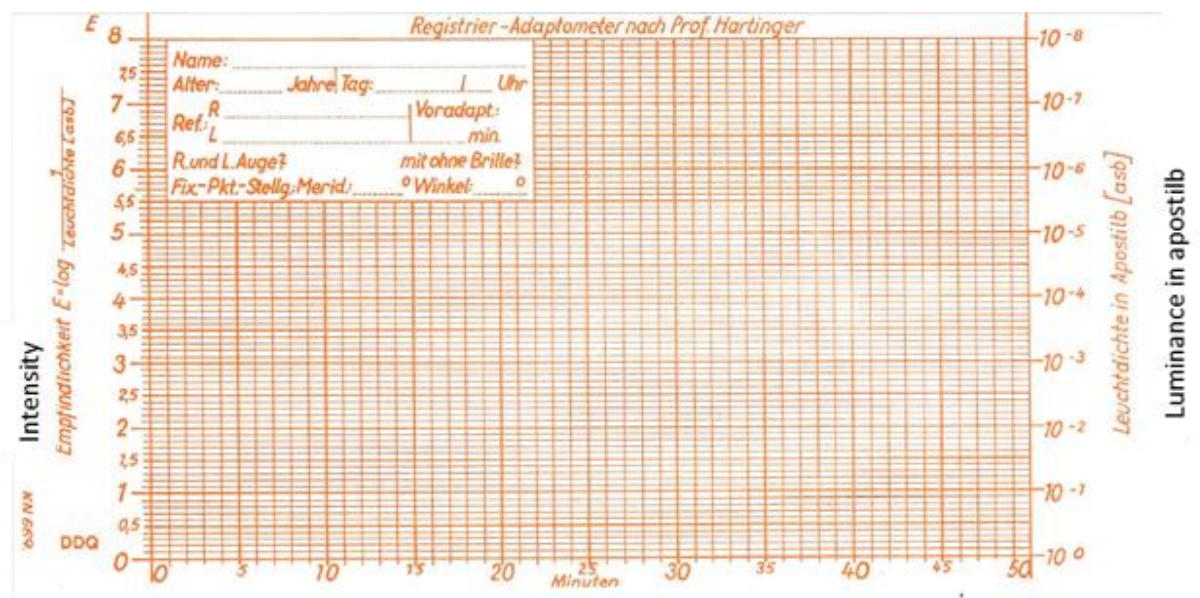
I chose that I will measure the people from 20 to 59 age for my research. Thy will be separate to the group depend on the age: 20 – 29 age, 30 – 39 age, 40 – 49 age and 50 – 59 age. The probands should not have an eye pathology like glaucoma, cataract, ARMD, changes of the fundus in diabetic that the results will not distorted. The which I will measure can be ametrops and also emetrops.

The measurement will under binocular condition and natural visus. The measurement takes place at University hospital at st. Anna at the department of ophthalmology and optometry. The measurement will be made on Hartinger's adaptometer. **(Picture 3)** in the room without the windows so the dark will in the room.



Picture 3: Hartinger's adaptometer

The research starts find out of the personal anamnesis that I can discard people with ocular pathology from my thesis. The measurement of the visual acuity follows which I will do on optotype which I made for a distance 4 m. At first I find out visual acuity under monocular condition for right and left eye than under binocular condition. The value of visus is wrote down when the probands read correctly at least 60 % of the symbol in the line. The measurement of the dark adaptation follows which is done in the dark during the measurement. The measurement starts with preadaptation to the light which take 5 minutes. The person which is measured give his chin on the prop and he looks straight to the adaptometer which id lighting. After 5 minutes the person is asked to move to the distance 60 cm from adaptometer. He still looks straight to the light during the moving and whole measurement. The dark adaptation follows. The light is turn on and I change the luminance from the lowest to the biggest. The proband have to say the moment when he see the light. The moment I register to the adaptometer to the recor graph.



Picture 4: Record graph

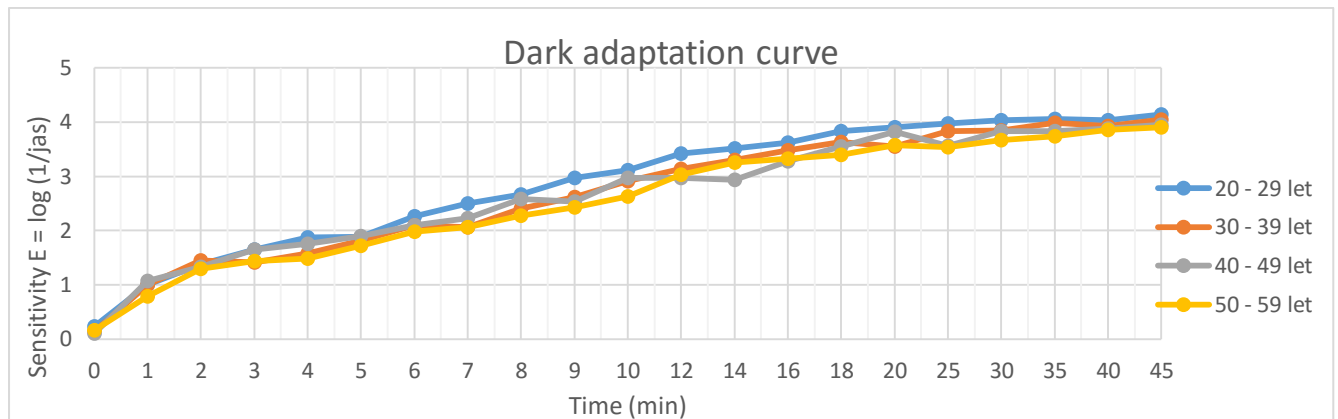
The lowest luminance which the proband distinguish from the dark is wrote down, it means the sensitivity treshold. The light turn on first 10 minutes every one minutes, next 10 minutes every two minutes and then every five minutes. The part in the dark takes 45 minutes. At the end of the measurement we will get the adaptation curve where we judge the time when the Kohlrausch's cut appear and we judge the sensitivity treshold which were reached at 45. minutes.

### The partial results of the thesis

I have measured 22 peoples yet of which 12 were men and 10 were women. I have 10 people in the category 20 – 29 age (5 men and 5 women, average age is 23,3), 3 people in category 30 – 39 age (2 men and 1 women, average age is 32,67), 3 people in category 40 – 49 age (2 men and 1 women, average age is 46) and 6 people in the last category 50 – 59 ages (3 men and 3 women, average age is 51,3). Probands are without ocular pathology.

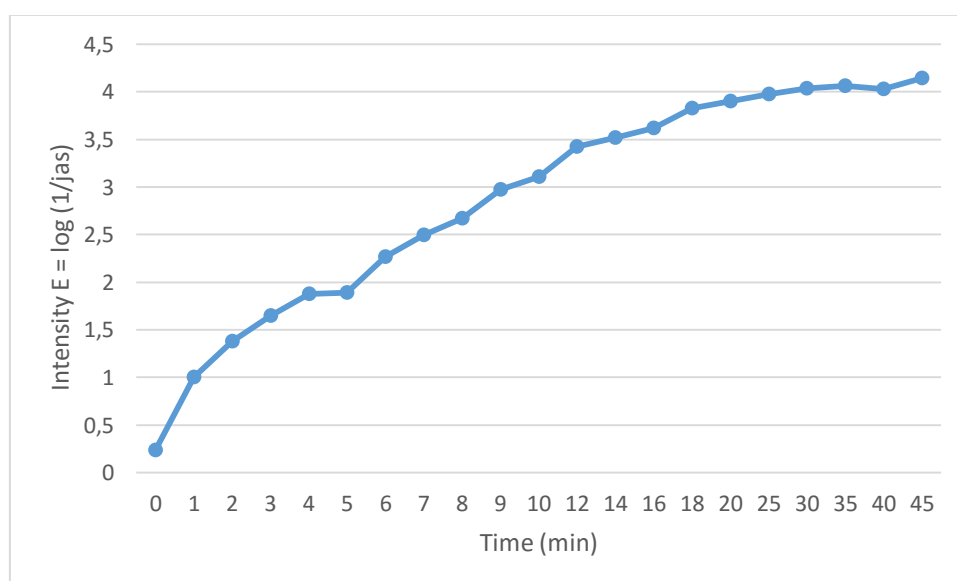


In the graph 1 we can see that the curves is not so different. The sensitivity treshold reached 4,15 log unit for 20s, 4,05 log unit for 30s, 3,95 log unit for 40s and 3,91 log unit for 50s. We can see that it is need bigger value of the luminance for distinguish the light from dark with aging. But the value is not so different so I should say that the first hypothesis which says that the sensitivity treshold will increase with aging is declared invalid.

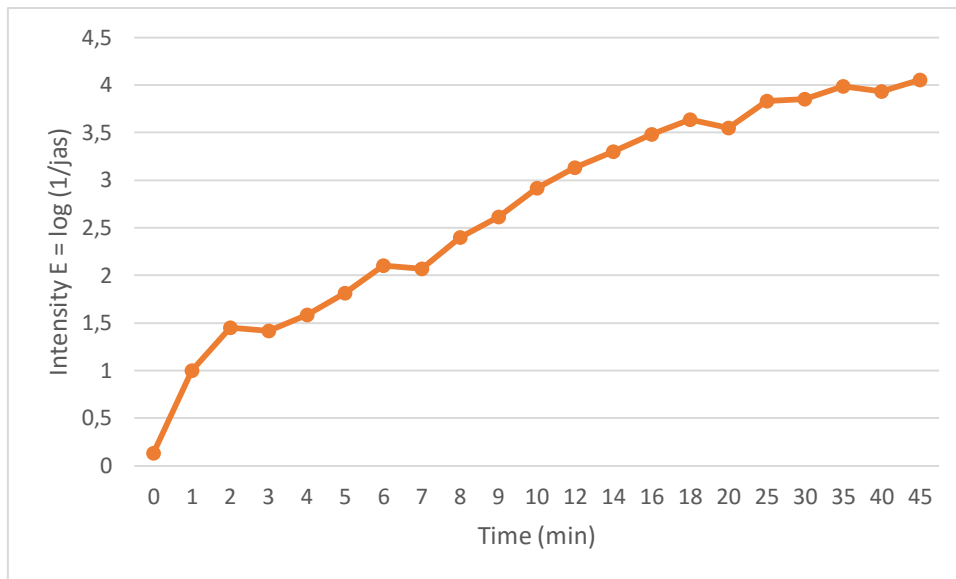


Grap 1: Dark adaptation curve

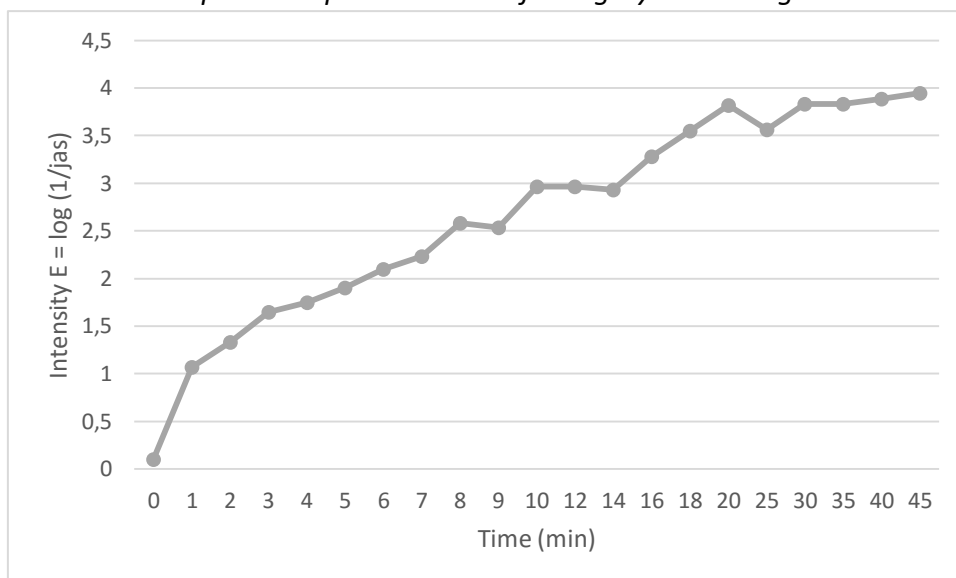
I also analyzed when the Kohlrausch's cut appears. It is not so clear to see from the first graph so we have to take a look at the graphs of each category. The Kohlrausch's cut appears at minute 5 in category of 20s, at minute 3 in category of 30s, at minute 2 in category of 40s and at minute 4 in category of 50s. I thought that the cut would appear later with aging. But result show, that it is the opposite. Which means that I have to declare my second hypothesis as not confirmed.



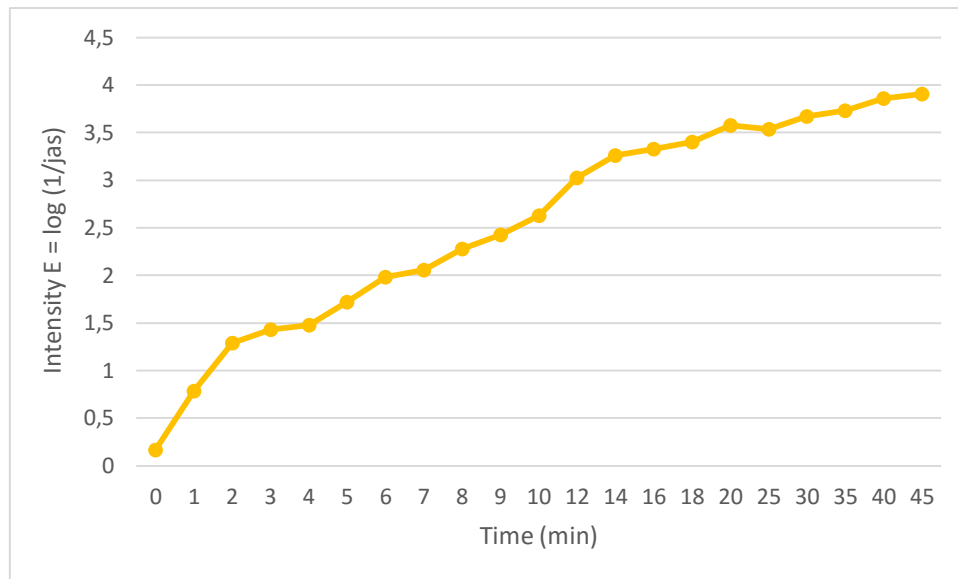
Graph 2: Adaptation curve of category 20 – 29 ages



*Graph 3: Adaptation curve of category 30 – 39 ages*



*Graph 4: Adaptation curve of category 40 – 49 ages*



Graph 5: Adaptation curve of category 50 – 59 ages

## Resources

Janovič, A. Vnímání barev [online]. Brno, 2005 [cit. 2016-29-06] Diplomová práce. Masarykova universita, Pedagogická fakulta. Vedoucí práce Jindřiška Svobodová. Dostupné z: <http://www.ped.muni.cz/wphy/publikace/jancovic1.html>

Kallonatis, M., Luu, Ch. Light and dark adaptation [online]. 2015 [cit. 2015-10-06]. Dostupné z: <http://webvision.med.utah.edu/book/part-viii-gabac-receptors/light-and-dark-adaptation/>

Kraus, H. Kompendium očního lékařství. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 1997, 341 s. ISBN 8071690791.

Rozsival, P. Oční lékařství. Vyd. 1. Praha: Galén, 2006, 373 s. ISBN 8072624040.

Synek, S., Skorkovská, Š. Fyziologie oka a vidění. 2., doplněné a přepracované vydání. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-3992-2.

Kvapilíková, K. Vyšetřování oka. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. ISBN 80-7013-195-0.

## The cornea, sclera and conjunctiva tarsal – Gradation degrees

Authors: Sara Lončar, Dorotea Prguda

### Abstract

Changes on the eye, or to be more exact, on the sclera, cornea and tarsal conjunctiva, are interpreted from the gradations. By gradation degree or intensity of gradation, changes on the eye are determined, and those changes can be caused by foreign body in the eye, contact lenses or other factors.

Rhythm of the life of people in the 21st century, leads to the situation that they do not pay enough attention to their own health. Looking from a point of view of an professional optometrist, one of the mistakes that clients do, is that they buy, at their own risk, contact lenses and cleaning solutions over the internet, without proper care that optometrists give and that is required for contact lens wearers. This can cause different eye health problems.

Furthermore, staying in environmentally polluted areas very much affects the eye.

All of those can cause allergies, conjunctivitis or keratitis, which are manifested as redness, enlarged blood vessels, small bulges and other conditions that can appear on tarsal conjunctiva, sclera and the cornea.

### Examination

For the inspection of cornea, sclera and conjunctiva tarsal, biomicroscope is used. Conjunctiva tarsal and cornea are inspected with fluorescein, under the blue light and yellow filter settings on the biomicroscope.

Cornea, conjunctiva tarsal and sclera are inspected during general inspection of the eye which is the first examination that is done under the biomicroscope.

If blood vessels are to be inspected, as they are most common change on the sclera, red free filter is used. Under the red free filter is visible if there are any new blood vessels, hyperemia (increased blood supply) and other diseases of the sclera. It would be manifested with widen blood vessels, redness, accumulation of inflammatory cells and increased secretion from the eye.

Conjunctiva tarsal and cornea are divided into five areas and sclera into six, all marked with numbers, by which is determined what area is affected with an infection, inflammation or similar.

The tarsal conjunctiva is checked by ectropion of the eyelid. It is performed in the way that upper eyelid is inverted upwards to see if there is a presence of a foreign body in the eye or suspicion of an inflammation, such as conjunctivitis.

An unsuitable material of contact lens can cause GPC (Giant Papillary Conjunctivitis), but this disease can also be caused by allergy to the proteins in the contact lenses cleaning solution and first signs would be visible on tarsal conjunctiva.

Follicular conjunctivitis is an inflammation of conjunctiva caused by a bacteria. Small knots appear on the conjunctiva and those changes are visible on the sclera as well.

Intensity of the colour and the size of blood vessels on tarsal or sclera show if there are any deviations from the normal healthy condition of the eye.

With fluorescein to the eye, under the biomicroscope is visible if there are any abnormalities, such as bumps or clusters.

On the cornea, corneal stippen and erosions can be found and seen, which is also examined with biomicroscope under blue light an yellow filter, with use of fluorescein. Stippen on cornea are positioned on “3, 9 or 6, 12 hours”.

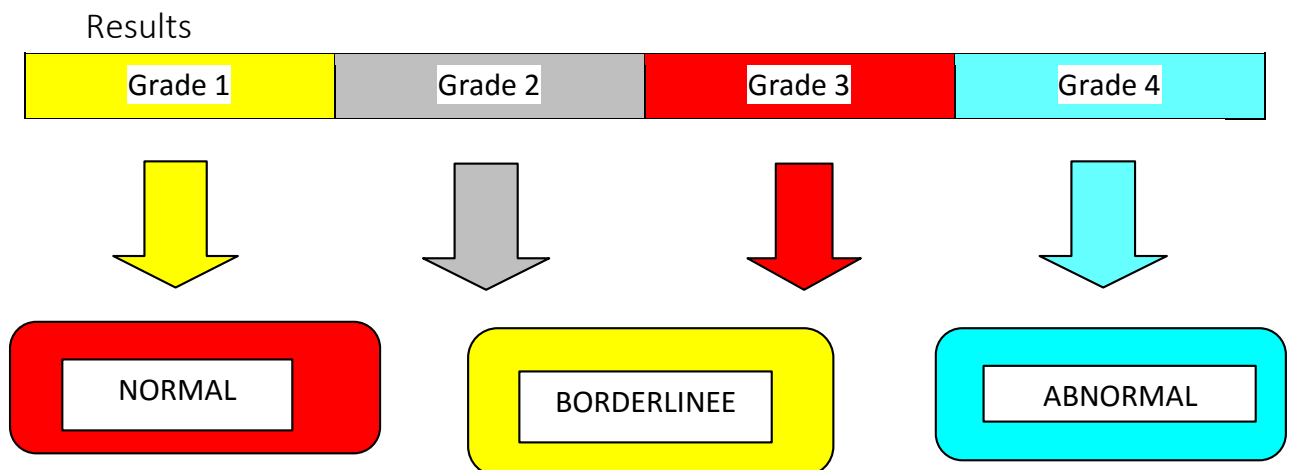
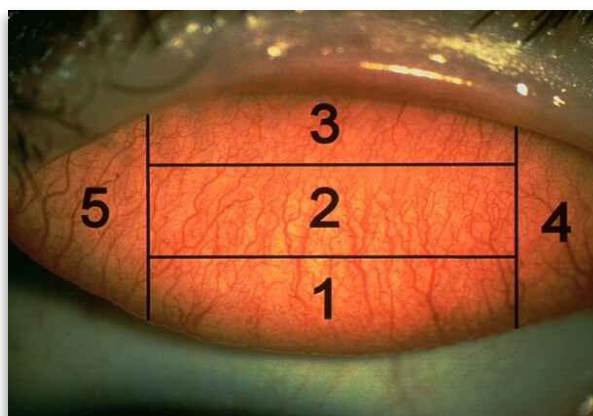


Chart 1: Principles of grading scales

Conjunctiva tarsal



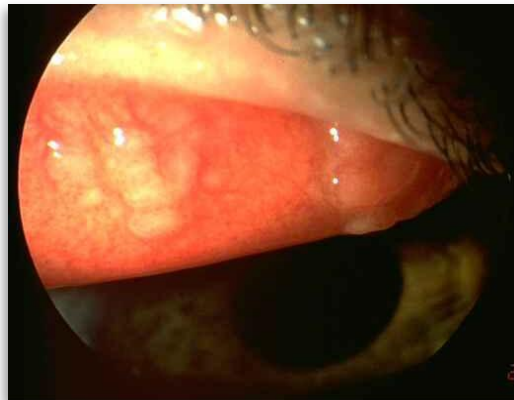
Picture 1: Classification of conjunctiva tarsal on 5 areas



Picture 2: GPC Giganto Papilare Conjunctivitis zone 1, intensity 4.

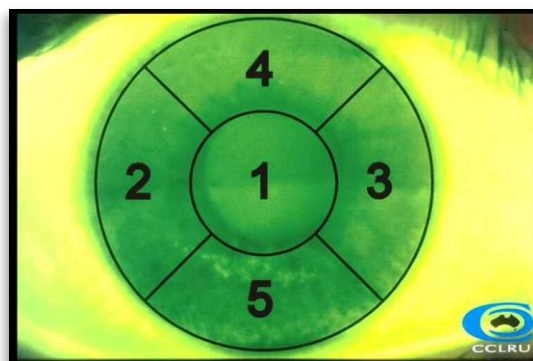


Picture 3: Injection of blood vessels of conjunctiva tarsal, zone 2, intensity 1.

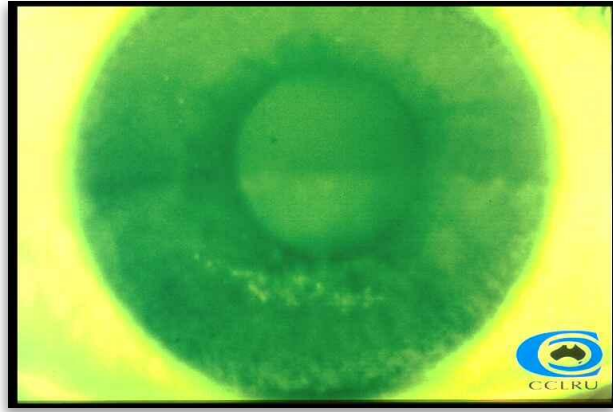


Picture 4: Follyculare conjunctivitis, zone 1 and 4, intensity 4.

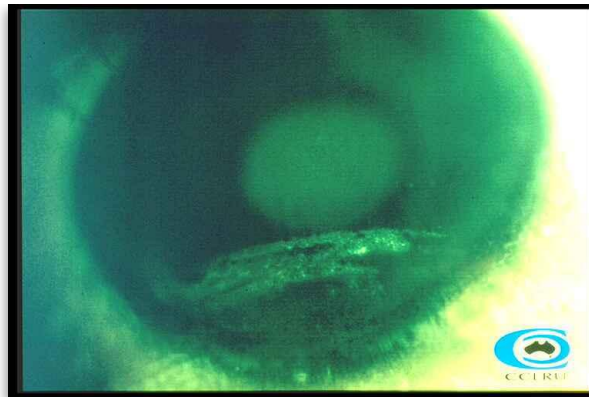
Cornea



Picture 5: Classification of cornea on 5 areas



Picture 6: Cornea stippen zone 5, intensity 1.

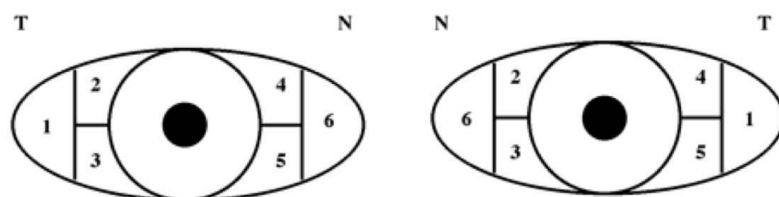


Picture 7: Cornea stippen zone 5 and 2, intensity 2

Sclera



Picture 8: Irritated sclera



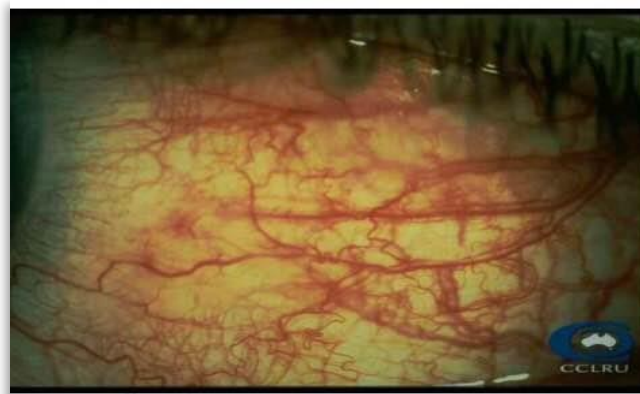
Picture 9: Classification of sclera in 6 areas



*Picture 10: Bulbar injection of blood vessels intensity 2, zone 6*



*Picture 11: Bulbar injection of blood vessels, intensity 3 zone 6*



*Picture 12: Bulbar injection of blood vessels, intensity 4, zone 6*

### Conclusion

The human eye is sensitive to all the changes taking place around it, and it is important at the beginning of the general inspection of the eye to ask the client for the changes that they may noticed. Gradation show how serious condition of the client is.

If the client wears contact lenses, optometrist has a duty to advise him what kind of materials they should use and the type of cleaning solution. Special attention should be paid to reviewing the eyelids and client advised to have regular follow ups. These tips prevents diseases and eye infections such as conjunctivitis and keratitis.



### Resources

Benčić, D., Dona, I., Raizner, A., Tocilj, P., Vrebčević, Z., Vretenar, P. *Leksikon očne optike i optometrije*, Zagreb, 2006.

Gavrić N., Čupak K., Cerovski B. *Oftalmologija*, Zagreb ,2004.

Poltner Gustav, Slitlamp. Kontaktne leće 1., Veleučilište Velika Gorica, Očna optika.Velika Gorica, March 2016. [Lecture]

Schweizer Helmer, Material for contact lenses, Kontaktne leće 1., Veleučilište Velika Gorica, Očna optika, Velika Gorica, April, 2016. [Lecture]

## Snášelnivost vertikálního prizmatu

Autor: Bc. Jolana Nedvědová

Školitel: Mgr. Matěj Skrbek

### Abstrakt

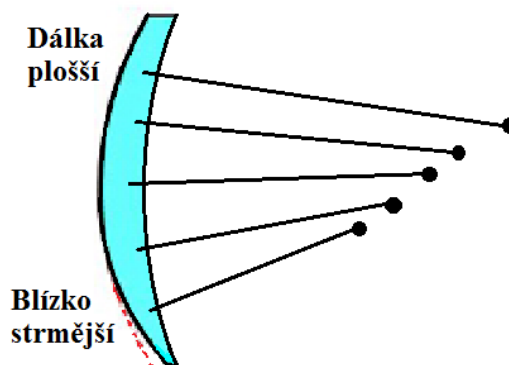
Práce pojednává o vzniku a účincích spřaženého vertikálního prizmatu. Shrnuje geometrii progresivní čočky, popis prizmatického ztenčování brýlových čoček a rozbor krátkodobé objektivní snášelnivosti vertikálního prizmatu při každodenních činnostech. Vliv prizmatu byl měřen na vzorku české populace, byly stanoveny základní hypotézy vlivu prizmatu na vnímání člověka a průběžné výsledky byly shrnuty v závěru textu. Měření probíhalo na různých typech činnosti. Jednalo se o činnost statickou, dynamickou a činnost testující opto-motorickou koordinaci. Z částečných výsledků vyplývá, že spřažené vertikální prizma má vliv na rychlost čtení a přesnost hodů na cíl. Vliv na rychlost chůze se nepodařilo prokázat.

### Úvod

Vertikální prizma před okem může vzniknout několika způsoby. Využívá se jako korekce heteroforií či heterotropií, vzniká při prizmatickém ztenčování progresivních čoček, nebo se objevuje jako vedlejší produkt chybné vertikální centrace čočky. Tento text se bude zabývat metodou prizmatického ztenčení progresivních čoček, které se využívá pro snižování váhy a zlepšení jejich estetiky. Za předpokladu, že je progresivní čočka vybrána klientovi dobře, mohou představovat vzácné případy, kdy se klient korekci nepřizpůsobí, záhadu pro optiky, optometrista i pro oční lékaře. Zvláště v případech, kdy klient v minulosti progresivní čočky bez problémů nosil. Cílem tohoto textu je popsat prizmatické ztenčení čoček jako jednu z příčin neschopnosti adaptace klienta na korekci a zabývat se i krátkodobou adaptací na vertikální spřažené prizma (VYP z angl. Vertical Yoked Prism).

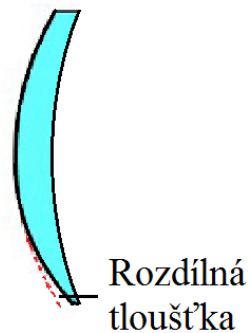
### Geometrie progresivní čočky

Progresivní čočka se vyznačuje plynulou změnou dioptrické hodnoty bez viditelného přechodu. Je určena pro pohodlné vidění na všechny vzdálenosti. To je zajištěno měnícím se zakřivením čočky, čímž dochází ke změně její vrcholové lámavosti.



Obrázek 1: Mění se zakřivení progresivní čočky

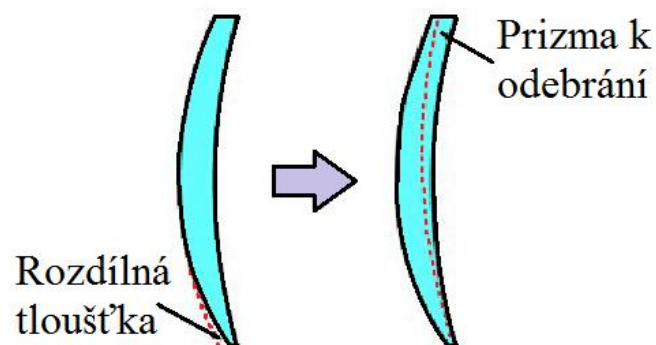
Na příčném řezu spojnou progresivní čočkou můžeme vidět, že v důsledku většího zakřivení zóny do blízka vzniká čočka se silnějším horním okrajem a užším spodním okrajem. Rozptylné progresivní čočky pro myopy mají minimální tloušťku poblíž centra blanku.



Obrázek 2: Příčný řez spojnou progresivní čočkou. Čočka má silnější horní okraj a slabší spodní okraj

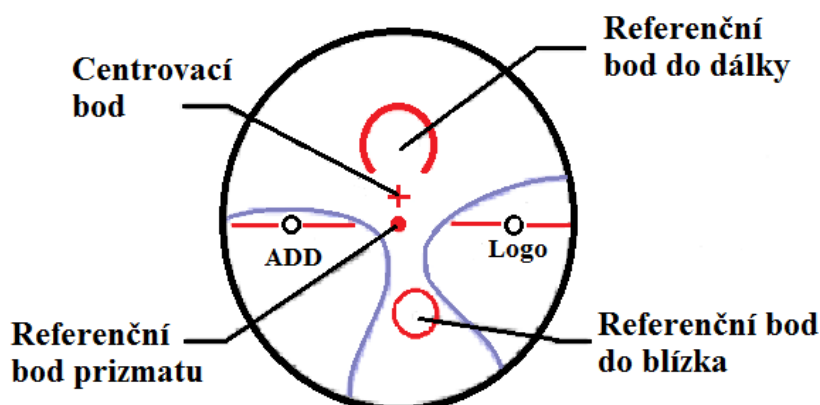
### Prizmatické ztenčení

Pro vyrovnání tloušťky u horního a spodního okraje čočky se používá technika zvaná prizmatické ztenčení. Dochází k přidávání prizmatu k vrcholové lámavosti čočky.



Obrázek 3: Prizmatickým tenčením čočky vzniká prizma orientované bází dolů

Jeho hodnota se udává v prizmatických dioptriích (cm/m) a obecně bývá přibližně 2/3 hodnoty adice. Hodnota prizmatu se měří v prizmatickém referenčním bodě čočky, který je obvykle shodný s geometrickým středem čočky.



Obrázek 4: Centrovací a referenční body progresivní čočky

Hodnota prizmatického ztenčení by neměla překročit hodnotu 2,00 pD bází dolů. Metodou prizmatického ztenčení čočky s vrcholovou lámavostí segmentu do dálky +2,0 D a adicí 2,0 D je možné redukovat její tloušťku až o 21 %. [1]

Přesné určení geometrie čočky s prizmatickým ztenčením se provádí s pomocí výpočetního programu v laboratoři. Výpočet hodnoty prizmatického ztenčení je funkcí vrcholové lámavosti čočky v segmentu do dálky, použité adice, vertikální centrace čočky před okem, decentrace čočky v brýlové obrubě a velikosti a tvaru vybrané obruby.

Ztenčené progresivní čočky obsahují spřažená prizmata bází dolů (BD) o stejné hodnotě, která je aplikována před obě oči. Spřažené v tomto smyslu znamená, že prizma posouvá obrazy před oběma očima o stejnou hodnotu a ve stejném směru. Tím vyloučíme výskyt rozdílu vertikálních prizmat mezi oběma očima. [2]

### Snášitelnost vertikálního prizmatu nositeli brýlové korekce

Posunutí obrazu je zpravidla malé a mezi oběma očima stejné. Proto si většina jejich nositelů tento posun ani neuvědomí. Nicméně malé množství klientů pravděpodobně registruje i tyto nejmenší změny. Citliví klienti si při nasazení korekce s prizmatickým efektem zvýšeným proti předchozímu stavu stěžují na naklonění podlahy směrem k nim, což je způsobeno posunem obrazu nahoru. Tento klient má pocit, jako by šel neustále z kopce, nebo bude naklánět hlavu dolů, aby se díval neustále přes oblast do dálky. Podobně tak, citlivý klient, kterému byl při ztenčení prizmatický efekt snížen, může mít potíže s nalezením zóny do blízka nebo mu bude připadat v obrubě příliš nízko. Obecně platí, že tyto reakce nejsou běžné, ale u určitého procenta klientů k nim dochází. [3]

Zajímavým aspektem prizmaticky ztenčených čoček je zvýšené vidění tzv. duchů (ghosting). Prizmatické ztenčení zesiluje přítomnost fenoménu duchů natolik, aby ho uživatel vnímal a byl mu nepříjemný. Tento jev může být ale snadno eliminován pomocí antireflexní vrstvy. [2]

Důležitou otázkou je, jak velká hodnota VYP je pro klienta obvykle přijatelná. Tuto otázku si kladli i Sheedy a Parsons ve své studii [4], kde zkoumali efekt dlouhodobého nošení VYP na držení těla a jeho toleranci nositeli. Účastníci studie vybírali mezi 0 pD a 2 pD. 46% z nich

subjektivně zvolilo 2 pD před plan čočkou, přestože i tento optický klín měl významný vliv na jejich držení těla. Při výběru mezi 0 pD a 4 pD si už prizmatickou čočku nevybral nikdo. Důvody odmítnutí 4pD BD hranolu vyšetřovanými zahrnovaly bolesti hlavy, únavu očí, zkreslení vnímaného obrazu, nepříjemné odrazy a prostorovou dezorientaci. Důvody pro preferenci 2 pD jsou nejasné, ale může jít o placebo efekt. [4]

### Cíl práce a pracovní hypotézy

Provedené zahraniční studie zjistily nezanedbatelný vliv VYP na vidění. Cílem této práce je ověření krátkodobého vlivu VYP na každodenní činnosti na vzorku české populace. K tomuto účelu byly vybrány tři typy činností: statická – čtení, dynamická – chůze a opto-motorická koordinace – hod na cíl.

První hypotézu  $H_1$  definujeme tak, že s vyšším prizmatem umístěným vyšetřovanému před oko, bude číst vyšetřovaný pomaleji a bude dělat v textech více chyb. Druhá hypotéza  $H_2$  zní, že, s vyšším prizmatem bude vyšetřovaný házet na cíl méně přesně a pomaleji. Podle hypotézy  $H_3$  bude chůze vyšetřovaného méně pravidelná a pomalejší.

### Kritéria výběru vzorku

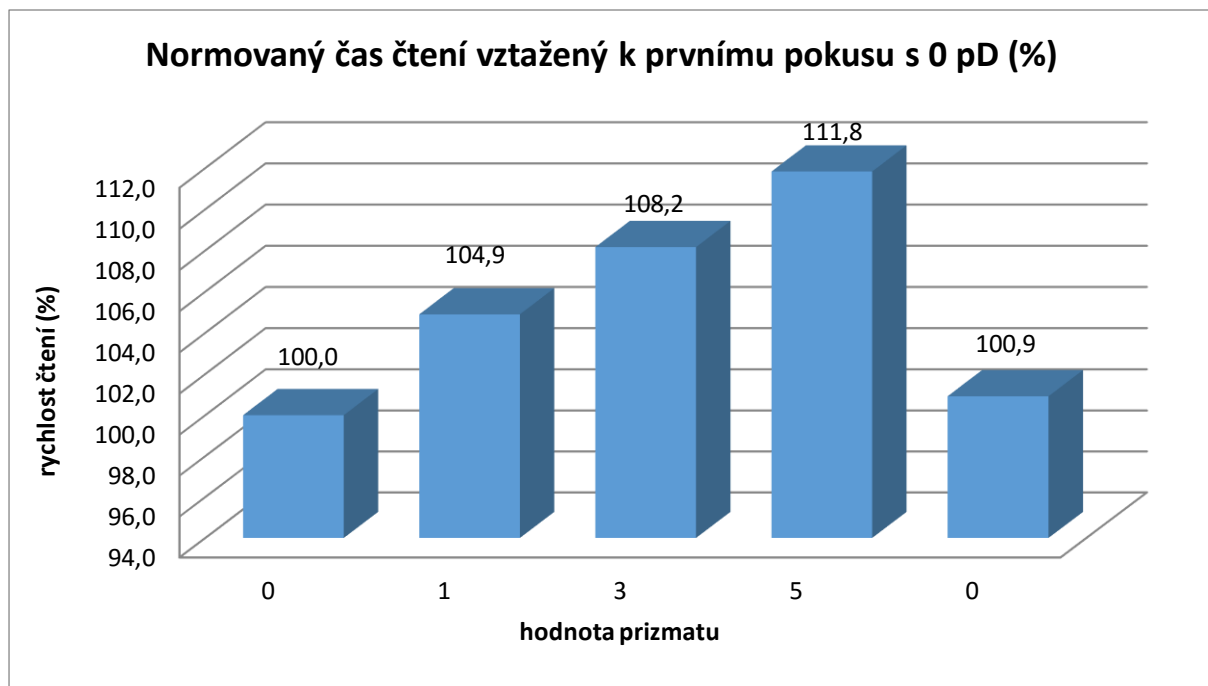
Do výběru vzorku byli zařazeni pouze jedinci bez oční patologie, s ametropií do 1,0 D včetně, a maximálním astigmatismem 1,5 D. Všichni vyšetřovaní s vertikální heterotropií nebo hetertoforií byli dopředu vykorigováni.

### Metodika

Ve výzkumné části jsou aplikována VYP o velikosti 0, 1, 3 a 5 pD BD. Všechny tři úkoly odpovídající hypotézám  $H_1$ ,  $H_2$ ,  $H_3$  byly mezi sebou pravidelně střídány vždy s náhodně vybranou hodnotou VYP, aby se statisticky vyloučil efekt učení. Vyšetřovaným byly vždy poskytnuty 2 minuty na adaptaci s daným prizmatem. Při úkolu čtení se čte pět textů v náhodném pořadí, čímž se sníží pravděpodobnost vlivu rozdílné náročnosti jednotlivých textů. Při tomto měření je zaznamenáván počet chyb ve čtení a celkový čas. Ve druhém úkolu házejí vyšetřovaní vždy 10 míčků na cíl ve stále stejné vzdálenosti. Vzdálenost se určí tak, aby bez prizmatu zasáhl vyšetřovaný cíl v 50 - 80 % hodů. U tohoto měření je zaznamenáván čas každého hodu a jejich úspěšnost. Při těchto dvou úkolech je 0 pD vždy první a poslední měřenou hodnotou. Posledním měřeným úkolem je chůze. Vyšetřovaný jde po schodech s akcelerometrem připevněným k noze, který snímá rychlost jednotlivých kroků.

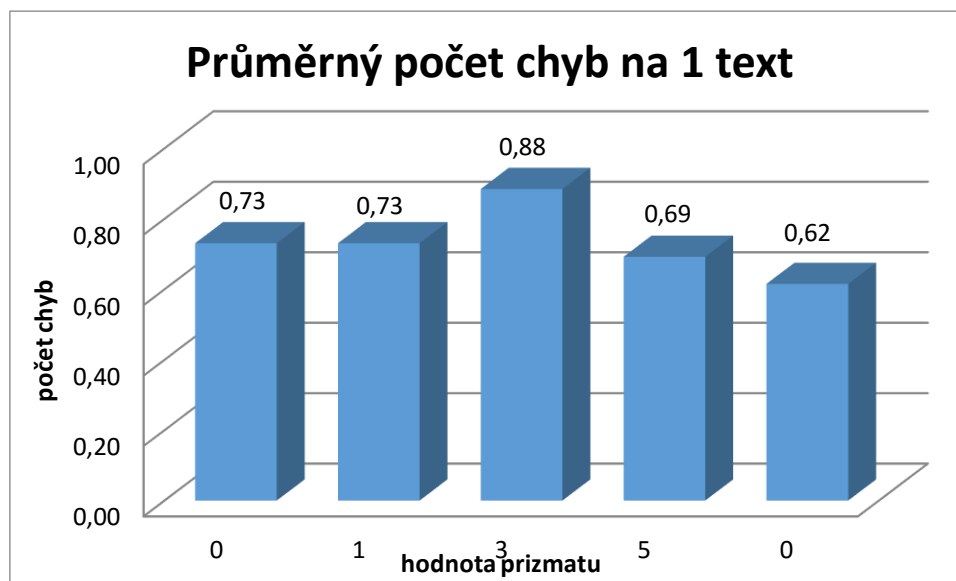
### Průběžné výsledky práce

Závislost rychlosti čtení na hodnotě předřazeného prizmatu je zobrazena na následujícím grafu.



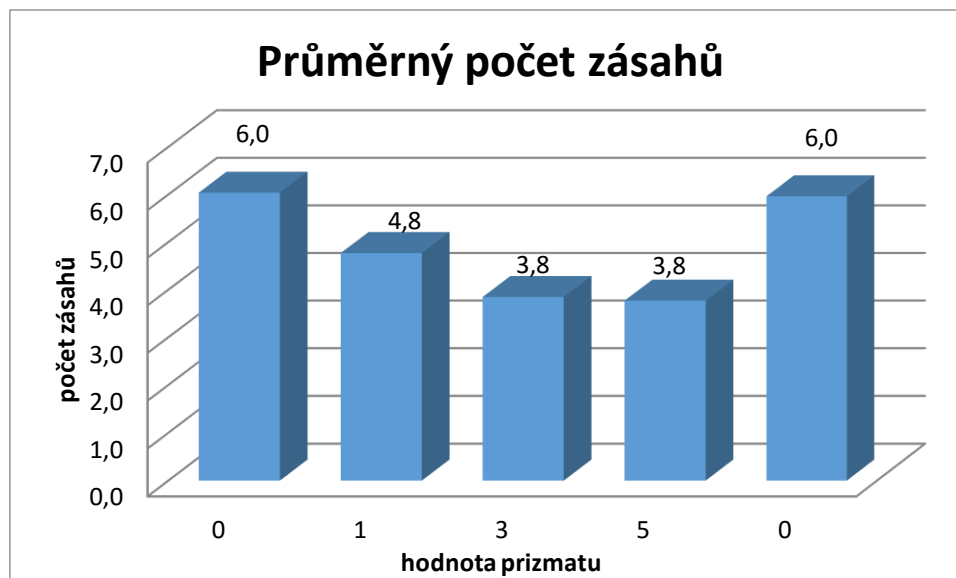
Graf 1: Závislost normovaného času čtení vztáženého k 1. pokusu s 0 pD

Závislost průměrného počtu chyb, které vyšetřovaní udělali v jednom textu v závislosti na hodnotě předřazeného prizmatu je zobrazená na grafu č. 2.



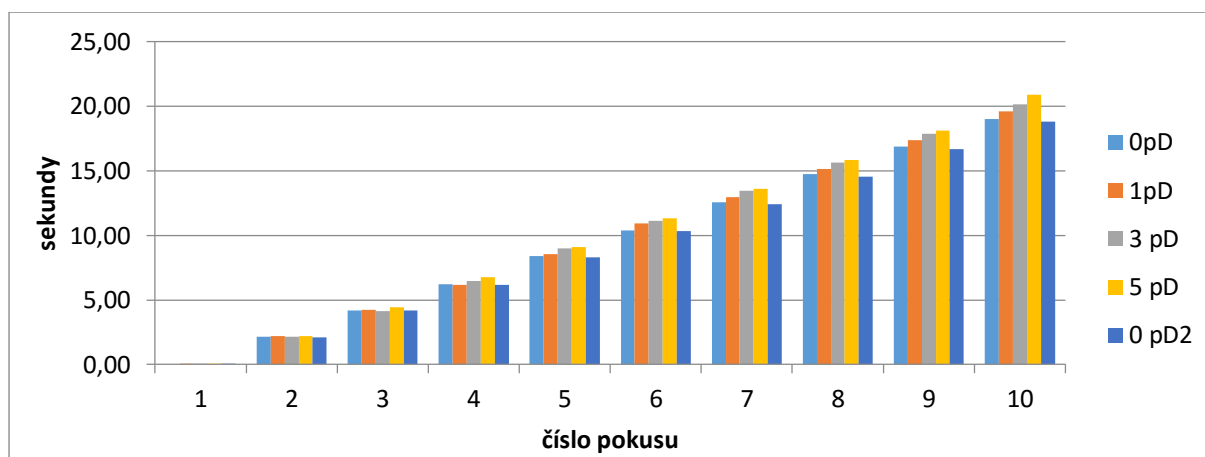
Graf 2: Závislost průměrného počtu chyb v textu na hodnotě předřazeného prizmatu.

Závislost průměrného počtu přesných zásahů na hodně prizmatu předřazeného před oko vyšetřovanému je zobrazená na grafu 3.



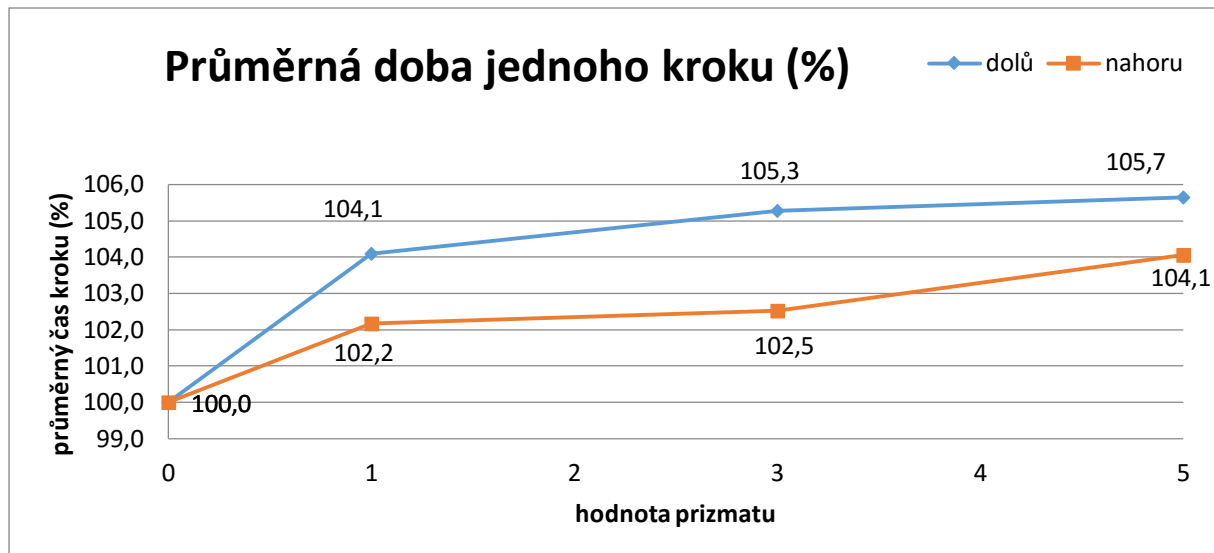
Graf 3: Závislost počtu přesných zásahů na hodnotě VYP

Graf 4 znázorňuje časy hodů každého z deseti míčků v sekundách. Barevnými sloupci jsou vyznačeny hody pro porovnání mezi jednotlivými prizmatickými hodnotami



Graf 4: Závislost rychlosti hodu každého míčku v sekundách na hodnotě VYP

Na grafu č. 5 je vyjádřena závislost průměrné doby jednoho kroku vztažené k hodnotě vertikálního spřaženého prizmatu. Rychlost kroku je vyjádřena v procentech, kdy za základní hodnotu 100 % je považováno 0 pD. Modrá linka znázorňuje chůzi ze schodů a červená do schodů.



Graf 5: Závislost Průměrné doby jednoho kroku vztažené k hodnotě VYP vyjádřená v procentech.

### Shrnutí

Průběžné výsledky ukazují, že hypotéza  $H_1$  a  $H_2$  se potvrzují. Naproti tomu hypotéza  $H_3$  se zdá být neprůkazná. Tyto výsledky jsou předběžné a následně budou podloženy analýzou většího vzorku vyšetřovaných, aby se zvýšila statistická průkaznost měření. Měření bylo prováděno s cílem zjištění krátkodobé adaptace na VYP a je pravděpodobné, že v dlouhodobém měřítku by se výsledky lišily. Téma snášenlivosti spřažených vertikálních prizmat jejich nositeli je široké. Nabízí potenciál k dalšímu zkoumání VYP na držení hlavy a celého těla, nebo na změnu schopnosti rovnováhy jeho nositele.

### Zdroje

- [1] Meslin, D. Progressive lenses, Listy očních optiků: Essilor academy Europe, Paris, 2006, [vid. 27-6-2016] ISBN 979-10-90678-07-1, [Online], Dostupné z: <http://www.zkcoo.cz/files/Cahier-Progressive%20Lenses-CZ.pdf>
- [2] Meister, D. Understanding Prism-Thinning, Lens Talk, [Online], 1998, [vid. 2-6-2016], Vol. 26, No. 35, Dostupné z: <http://www.dicoptic.izispot.com/Files/thinpsm.pdf>
- [3] Hanlin, P. Prism thinning and progressive addition lenses, 20/20, magazine [Online], 2008, [vid. 12-3-2016] Dostupné z: <http://www.2020mag.com/>
- [4] Sheedy, J. E., Parsons, S. D. Vertical yoked prism-patient acceptance and postural adjustment, Ophthalmic & Physiological Optics: The Journal Of The British College Of Ophthalmic Opticians (Optometrists) 1987, MEDLINE Complete [Online], [vid. 26-1-2016] 255–257, Dostupné z: <http://eds.a.ebscohost.com.ezproxy.muni.cz/>



# The Tolerance of Vertical Prism

Author: Bc. Jolana Nedvědová

Supervisor: Mgr. Matěj Skrbek

## Abstract

This thesis discusses the origin and effects of the Vertical Yoked Prism (VYP). It summarizes the geometry of the progressive lenses, describes the prism thinning of the progressive lenses and analyses the objective short-term tolerance of people performing daily activities to the vertical prism. The Vertical Yoked Prism Effect was measured on a sample of the Czech population, the basic hypotheses of the prismatic effect on the human perception were defined, and the partial results were summarized at the end of the article. The measurement was carried out on various types of activities - a static and dynamic activities and the activity testing an opto-motoric locomotion coordination. The partial results show that the VYP has an effect on the reading speed and the accuracy of the shooting the target. An effect on the walking speed was not proved.

## Introduction

Vertical prism in front of the eye can occur in several ways. It is used as a correction for heterotropia or heterophoria, arises when prism thinning method is applied to the progressive lenses, or appears as a by-product of an improper vertical center (axis) alignment of the lens. This text reports on the prism-thinning method of progressive lenses which is used to reduce the weight and improve their aesthetic. Assuming that the progressive lens was selected to a client properly, there can be rare cases where the client does not adapt to the correction. It can be a mystery for opticians, optometrists and the eye doctors. Especially in cases, when the client worn progressive lenses in the past without any problems. The aim of this paper is to describe the prism-thinning progressive lenses impact on a client adaptation on a lens correction. Additionally it deals with short-term adaptation to the VYP.

## Vertical prism

Created intentionally, as a correction to the client with heterotropia or heterophoria, and is used as a method of thinning progressive lenses, or arise unintentionally in incorrect vertical lens centration. I would like to describe the second case, in which is the prism thinning use for the weight reduction of progressive lenses and improve their aesthetics design.

## Geometry of Progressive Lenses

A progressive lens is characterized by continuous change of dioptric values without a visible transition step. It is designated for comfortable vision at all distances. This is ensured by the variable curvature of the lens which leads to its variable refractive power (depicted in Fig. 1).

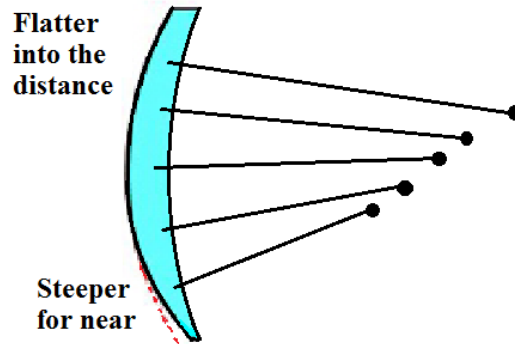


Figure 1: Variable curvature of the progressive lens

A cross-section of a progressive lens shown in Fig. 2 explains how the increased curvature of the near vision zone results into a stronger top edge and a narrower lower edge of the lens. The progressive diverging lenses for Myopia have a minimum thickness near the center of the blank.

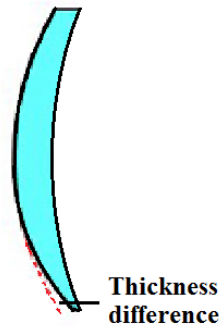


Figure 5: A cross section of a progressive lens. The lens has wider top edge and a narrower lower edge.

**Prism thinning**

To equalize the thickness of the upper and lower edges of the lens a conventional technique, called the prism thinning, is used. A prism is added to the refractive power of the lens.

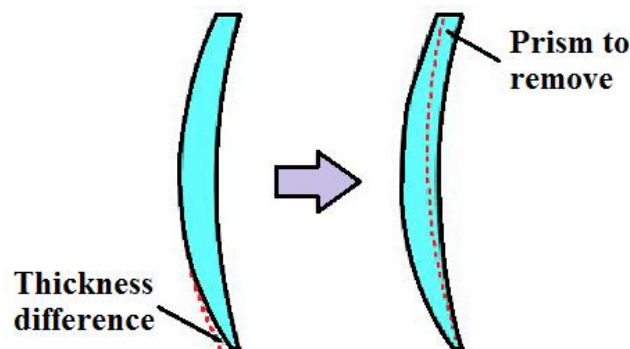


Figure 6: Prism-thinning generates a base down

Its value is measured in prism diopters (cm/m) and it is generally about 2/3 of the addition value. The prism value is measured at the reference point of the lens which is usually placed in the geometric center of the lens.

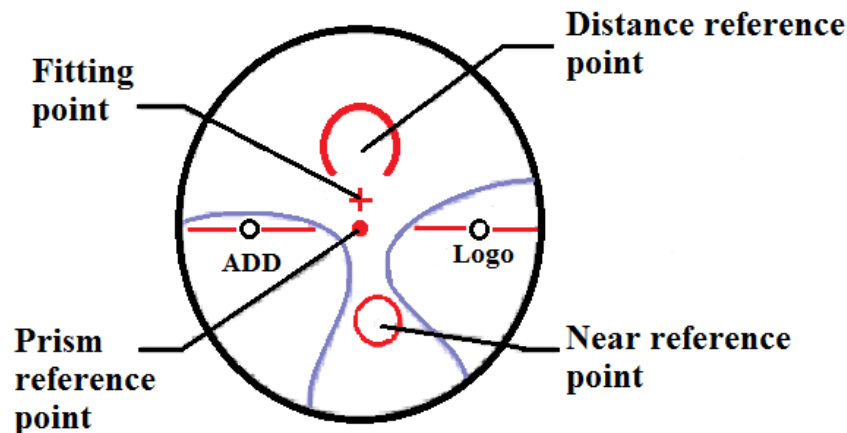


Figure 7: Fitting and reference points of progressive lens

The value of a prism thinning should not exceed 2.00 pD base down (BD). Application of the prism thinning method on a lens with the refractive power in far zone of +2.0 D and the addition of 2.0 D can result in reduction of its thickness by up to 21%. [1]

The accurate geometry of the lens with the prism thinning is calculated by a specialized computer program in a laboratory. This calculation is a function of the refractive power in the far zone of the lens, addition, vertical centeration of the lens regarding the eye, the center offset in respect to the frames, and their size and shape.

The thinned progressive lenses contain the equivalent vertical yoked prisms (VYP) BD which is applied for both eyes. Yoked prisms in this context mean that they shift the entire field of the view of the same amount and in the same direction. This ensures no difference of the VYP between the eyes. [2]

### Tolerance of Spectacle Correction Wearer to VYP

The shift of the view field is small and the same for the eyes. Therefore the most wearers of the thinned prism lenses do not notice the shift. However few clients probably perceive even the slightest changes of their eyeglass correction. These sensitive clients who have been provided with the increased VYP correction in comparison to their former corrections complain about a floor tilted upwards which is caused by the shift of the perceived image upwards. These clients have permanent feeling of going downhill or they incline their heads down to look through the far zone of the lenses. Similarly, the sensitive clients who have been provided with the decreased VYP may have troubles finding the near zone of the lenses or they find the near zone to be excessively low in the frames. Generally, these effects are not usual, but few clients are still affected by them. [3]

An interesting effect of the prism thinned lenses is increase in seeing ghosts (ghosting). The prism thinning increases the presence of the ghosting phenomenon enough to be perceptible and uncomfortable for the lenses wearers. This phenomenon can be easily eliminated by an anti-reflection layer. [2]

An important question is what the maximum VYP is usually accepted by the clients. Sheedy and Parsons developed that question in [4] when they examined how the long-term wearing of the VYP affects the body and head posture and tolerance of the wearers. The examined wearers voted between 0 pD and 2 pD. The 46% of them subjectively chose 2 pD in preference of plan lenses. Additionally they voted between 0 pD and 4 pD and nobody preferred the 4pD lenses to 0 pD. They refused 4 pD lenses as they caused a headache, eye strain, distortion of the perceived view, annoying reflections, and a spatial disorientation. Reasons for the preference 2pD are unclear, but it could be a placebo effect. [4]

### Aim and Hypotheses of the Work

The international research articles report not negligible effect of the VYP on the human vision. The aim of this work is to verify the reported VYP effects on every-day activities also on the Czech population sample. For this purpose three types of activities were selected: static – reading; dynamic – walking; and opto-motoric coordination – shooting the target.

The first hypothesis  $H_1$  is defined as the greater VYP is applied, the examined reads slower and makes more mistakes in reading. The second hypothesis  $H_2$  is that the examined shoots the target in lower frequency and less successfully. Finally, the hypothesis  $H_3$ , the examined walking is slower and less regular.

### Criteria of Sample Selection

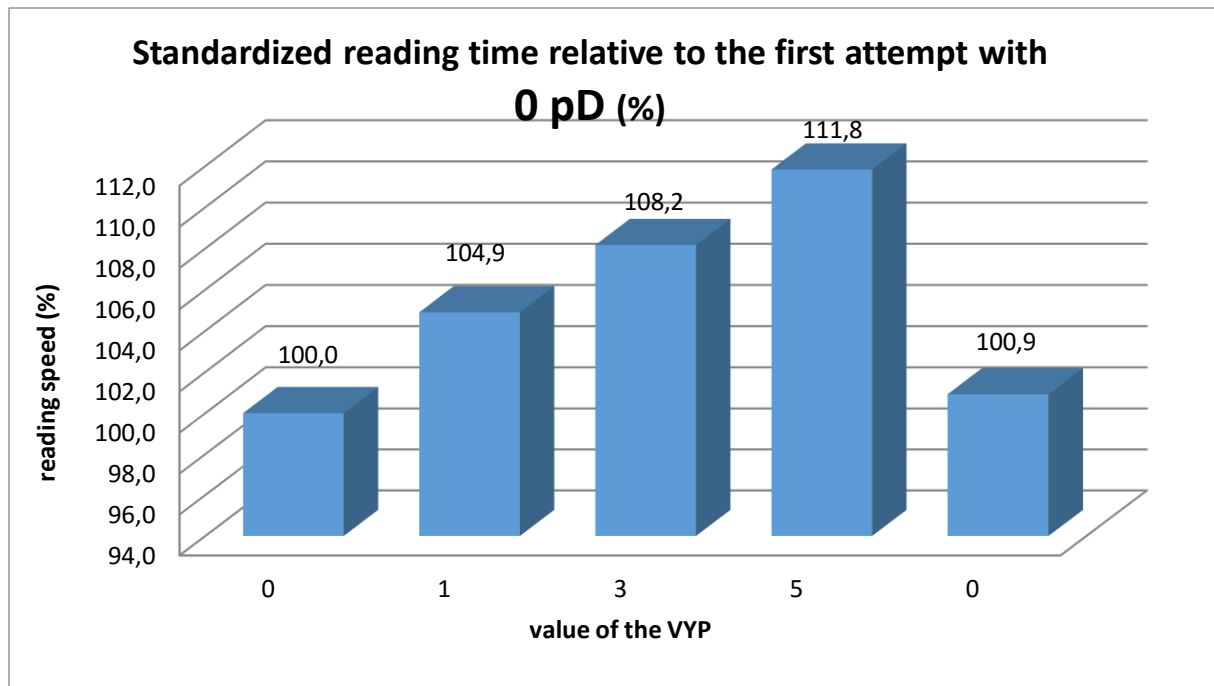
Only persons without eye pathology, with ametropia up to 1.0 D, and maximum astigmatism of 1.5 D were permitted for the examination. Everybody suffering from vertical heterotropia or heterophoria was compensated before the examination.

### Methodology

For practical research part of this work, the VYP of 0, 1, 3, and 5 pD BD are applied. All the used tasks corresponding to the hypotheses  $H_1$ ,  $H_2$ ,  $H_3$  were regularly alternated and randomly selected. VYP used to statistically eliminate the learning effect. The examined adapted for two minutes to the new VYP every time VYP changed. Regarding the first task, the five texts are read in a random order which decreases the influence of varying difficulties of particular texts in statistical analysis. The number of made mistakes and total reading time is measured and noted during this test. During the second task, the examined shoots 10 balls in a target from a defined distance. The distance is defined individually to success rate be from 50 to 80% without the VYP. The time of each shot and its success is recorded. When examining these two tasks, the VYP of 0 pD is the first and the last once again. The final test is walking. The examined walks on the stairs with an accelerometer which records the frequency of his steps.

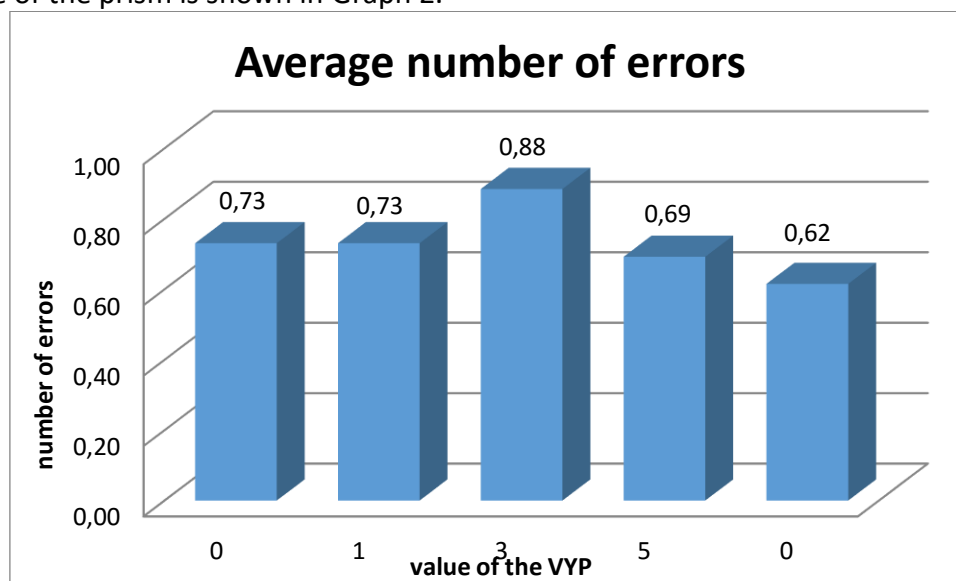
### Continuous results

Dependence of the speed reading on value of the prism is shown in Graph 1.



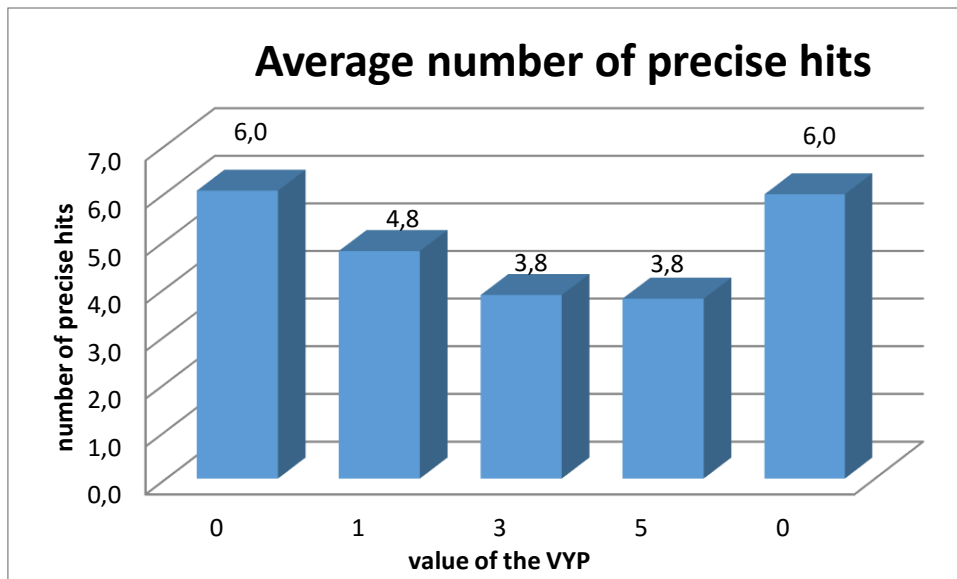
*Graph 1: Dependence of the reading speed on value of the VYP*

Dependence of the average number of errors that the examined made in one text on the value of the prism is shown in Graph 2.



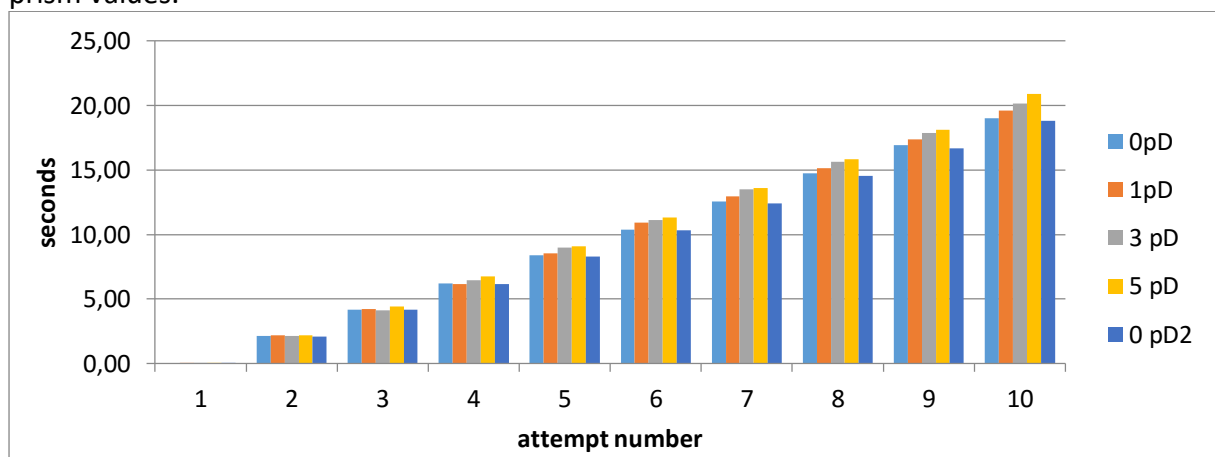
*Graph 2: Dependence of the average number of errors in reading of a one text on the value of the VYP*

Dependence of the average number of precise hits on the prism positioned in front of the examined's eye is shown in graph 3.



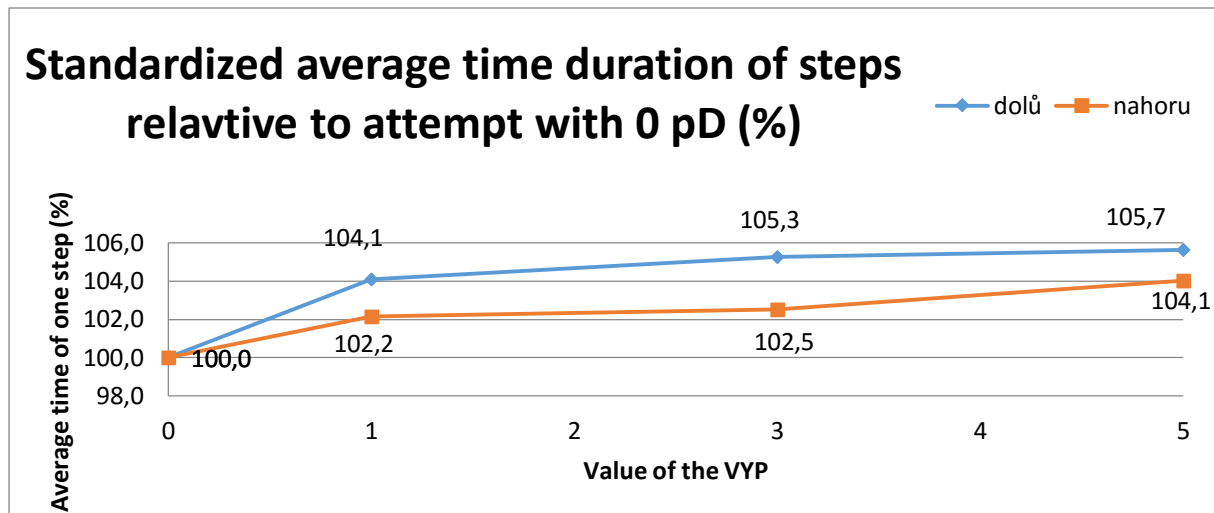
Graph 3: Dependence of the average number of precise hits on the VYP positioned in front of eyes

Graph 4 shows the times of each thrown ball in seconds. Bar colors represents different prism values.



Graph 4: Times of each thrown ball in seconds.

Raph 5 expresses the dependence of the average step time on the VYP. The time of the step is expressed in percentage, when as a base value of 100% is considered 0 pD. The blue and red lines show walking down and up the stairs respectively.



Graph 5: Dependence of the average time duration of steps on the VYP expressed in percentage

### Summary

Intermediate results show that the hypothesis  $H_1$  and  $H_2$  are could be confirmed. In contrast hypothesis  $H_3$  seems to be inconclusive. These results are preliminary and will subsequently be supported by the analysis of a larger sample examined in order to increase the statistical value of the measurement. Measurement was conducted with the aim of finding short term adaptation to the VYP and it is probable that in the long-term adaptation the results would differ. The topic of tolerance to the VYP of their wearer is wide. It offers the potential for further exploration of the body and head posture, or the ability to keep the balance of its wearer.

### Resources

- [1] Meslin D. Progressive lenses, Listy očních optiků: Essilor academy Europe, Paris, 2006, [vid. 27-6-2016] ISBN 979-10-90678-07-1, [Online], Dostupné z: <http://www.zkcoo.cz/files/Cahier-Progressive%20Lenses-CZ.pdf>
- [2] Meister, D. Understanding Prism-Thinning, Lens Talk, [Online], 1998, [vid. 2-6-2016], Vol. 26, No. 35, Dostupné z: <http://www.dicoptic.izispot.com/Files/thinpsm.pdf>
- [3] Hanlin, P. Prism thinning and progressive addition lenses, 20/20, magazine [Online], 2008, [vid. 12-3-2016] Dostupné z: <http://www.2020mag.com/>
- [4] Sheedy, J. E., Parsons, S. D. Vertical yoked prism-patient acceptance and postural adjustment, Ophthalmic & Physiological Optics: The Journal Of The British College Of Ophthalmic Opticians (Optometrists) 1987, MEDLINE Complete [Online], [vid. 26-1-2016] 255–257, Dostupné z: <http://eds.a.ebscohost.com.ezproxy.muni.cz/>

## Barevné folie a dyslexie

Autor: Bc. Zuzana Odvárková

Školitel: Mgr. Petr Veselý, DiS., Ph.D.

### Anotace

Studie se zabývala použitím barevných průhledných folií jako kompenzační pomůcky pro žáky s dyslexií. Do studie bylo zahrnuto 31 dyslektických žáků s průměrným věkem 11 let a 31 nedyslektických žáků s průměrným věkem 10 let (jako kontrolní skupina). Příznaky dyslexie nejvýrazněji snižoval zelený odstín folie, naopak jako nejméně vhodný se ukazoval žlutý odstín folie. Zrychlení čtení s použitím barevné folie nastalo téměř u 70 % dyslektických žáků. Průměrné zlepšení u dyslektické skupiny bylo o 7,3 %, kdežto u nedyslektické skupiny dosáhlo zlepšení v průměru 4,2 %, což představuje rozdíl 3,1 %.

### Úvod a cíle

Nároky na čtení se v dnešním světě stále zvyšují. Avšak někteří lidé se potýkají s čtecími potížemi již od dětství, protože trpí specifickou poruchou učení, dyslexií. Dyslexie je komplexní porucha čtení, která se projevuje několika způsoby. Jedinci popisují skoky písmen a celých slov na řádcích, nepříjemné odlesky a zamlžování textu, občasné zdvojení písmen apod. (Pipeková 2010) Problémy se čtením je potřeba zachytit co nejdříve a začít je kompenzovat specifickými pomůckami, aby jedince omezovaly co nejméně. Specifickými poruchami učení se zabývají psychologové, speciální pedagogové a v dnešní době i oftalmologové a optometristé. (Scheiman 2004) Dyslexii řadíme mezi komplexní poruchy ovlivňované nervovými, sensorickými a psychickými příčinami, avšak konkrétní důvody jejího vzniku nebyly zatím odhaleny. (Bater 2011) K optickým příčinám bývá zařazena porucha v magnocelulárním systému v thalamu, části mozku (diencephalon). Významná úloha je také přikládána očním pohybům, především sakádám, které hrají při čtení důležitou úlohu. (Pokorná 2010)

Mezi možnosti optické kompenzace dyslexie patří předkládání barevné folie před čtený text, barevné filtry v brýlových obroučkách nebo také barevné kontaktní čočky. Uvedené barevné pomůcky upravují vzájemný kontrast textu a pozadí, mění chod paprsku přicházejícího do oka. (Rusnáková 2014)

### Soubor a metodika

Výzkum probíhal celkem na třech základních školách. Vyšetřila jsem 31 dyslektických dětí ve věku od 9 do 15 let ze ZŠ Svážná Brno, Starý Lískovec a ze ZŠ Košínova 22 Brno, Královo pole. Měření tzv. kontrolní skupiny, tj. nedyslektických žáků, bylo realizováno na ZŠ Riegrova 4 Svitavy. Kontrolní skupina čítala také 31 žáků, a to ve věku od 9 do 12 let. Průměrný věk v dyslektické skupině byl přibližně 11 let a průměrný věk nedyslektické skupiny se pohyboval kolem 10 let.

Jako základní měřicí vybavení jsem používala sadu barevných folií Standard Overlay Testing Set z Velké Británie, který obsahuje dvě sady 12 odstínů barevných folií velikosti A5, návod na použití, testovací arch a ukázkou subjektivního testu. Pro samotné měření jsem



využívala pouze 4 základní odstíny sady (žlutou, růžovou, modrou a zelenou). Se všemi odstíny sady jsem nepracovala především pro zkrácení doby měření, aby děti byly schopné se soustředit po celý jeho průběh, a také z důvodu jednoduššího výběru a určení konkrétního odstínu.



Obrázek 8: Standard Overlay Testing Set

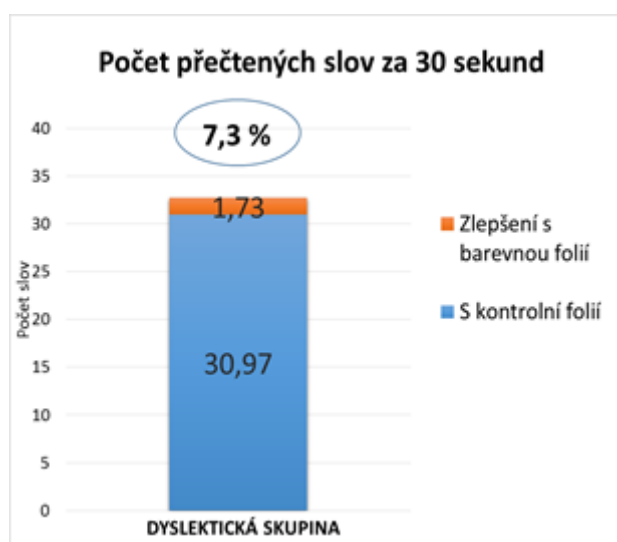
V počáteční fázi výzkumu jsem rozdala dětem informované souhlasy, kde jsem rodičům nejen popisovala smysl a průběh studie, ale také jsem sdělovala možnosti dalšího využití pro jejich děti. Další fázi představovalo samotné měření žáků, jejichž rodiče se zařazením do výzkumu souhlasili. Výzkum probíhal v budovách jednotlivých škol ve volných třídách, a to většinou v době po vyučování.

Měření s jedním žákem trvalo 10 až 15 minut. Zahrnovalo zjištění identifikačních údajů (jméno a příjmení, datum narození a školu), datum měření, orientační určení zrakové ostrosti pro případné vyloučení nekorigované refrakční vady jako příčiny dyslexie. Do studie byli zahrnuti žáci se zrakovou ostroostí 0,9 a lepší s používanou korekcí. Při zjištění zhoršené zrakové ostrosti žák nebyl do výzkumné skupiny zařazen a doporučila jsem mu návštěvu očního lékaře. Po zaznamenání vstupních informací jsem zjišťovala subjektivní příznaky dyslexie, tj. zda je žáci pociťuje a uvědomuje si je. Mezi hlavní dotazované příznaky dyslexie patřily skoky/vlnění písmen a řádků, mlžení textu, odlesky, zdvojení a slévání textu do jednoho. Po té jsem navázala výběrem vhodného barevného odstínu používané folie, se kterým budou žáci číst nejrychleji a budou nejméně pociťovat typické dyslektické příznaky. V rozřazovacím testu byli žáci vyzváni ke čtení deseti různých slabik, a to co nejrychleji a správně, postupně se všemi čtyřmi barevnými odstíny a s jednou čirou, kontrolní folií. Tato metoda výběru barevného odstínu folie byla porovnána a doplňována subjektivním testem, kdy si žák sám vybíral nejprůjemnější, nejpoohodlnější čtení s pomocí folií. Nakonec jsme pracovali s odstínem vybraným v rozřazovacím testu. Po výběru vhodného odstínu folie začalo hlavní měření rychlosti a správnosti čtení s barevnou folií ve srovnání s kontrolní folií. Žáci četli po dobu 30 vteřin určený text s čirou folií, poté s vybranou barevnou folií, opět 30 vteřin, přičemž tento proces se opakoval ještě jednou, aby se mohla vyhodnotit průměrná hodnota rychlosti čtení. Text byl složen ze čtyř nebo pěti písmenných slov v základním tvaru, obsahoval podstatná jména, přídavná jména a slovesa a byl tištěný hůlkovým písmem Arial. Na závěr měření jsem

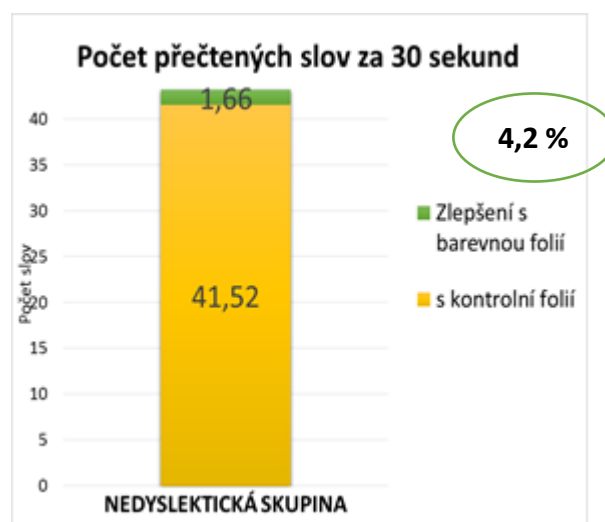
zaznamenala subjektivní pohled žáka, s jakou folií mu čtení bylo příjemnější, zda s barevnou nebo čirou.

### Výsledky

Výsledky měření jsem zapisovala do vlastních záznamových archů, které jsem následně přenesla do grafické podoby. Nedyslektické děti přečetli v průměru 41,52 slov za 30 sekund, zatímco dyslektické děti přečetli za uvedenou dobu pouze 30,97 slov. To potvrzuje očekávání, že nedyslektické děti čtou rychleji než dyslektické. Zlepšení v rychlosti čtení u dyslektických žáků však dosahovalo v průměru 7,3 %, což představuje statisticky významný rozdíl (Wilcoxon test,  $p=0,005$ ). Také zlepšení nedyslektické skupiny, které činilo 4,2 %, lze hodnotit jako statisticky významné zlepšení (Wilcoxon test,  $p=0006$ ). Avšak při porovnávání přírůstku čtení s barevnou folií mezi dyslektickou a nedyslektickou skupinou nebyl zaznamenán statisticky významný rozdíl ( $p=0,33$ ) s výsledkem 53 slov pro dyslektickou skupinu a 51 slov pro nedyslektickou skupinu. Téměř 70 % dyslektických dětí vykazovalo zlepšení v rychlosti čtení (celkem 22 žáků).



Graf 1: Zlepšení čtení s barevnými foliemi u dyslektických dětí



Graf 2: Zlepšení čtení s barevnými foliemi u nedyslektických dětí.

Počet vybraných barevných odstínů používaných folií v obou skupinách nevykazoval velké rozdíly. Nejčastěji vybranou barvu prostřednictvím rozřazovacího testu představovala zelená, která byla v obou skupinách použita u dvanácti žáků. Nejméně byl naopak použit žlutý odstín barevné folie, kterou využili čtyři dyslektičtí žáci a jeden nedyslektický žák. Výběr barevných folií je zaznamenán v Tabulce 1. V chí-kvadrát testu byla prokázána rozdílnost v přiřazování barevných filtrů mezi dyslektickou a nedyslektickou skupinou ( $p=0,02$ ).

Odstín barvy	Dyslektická skupina	Nedyslektická skupina
Zelená	12	12
Modrá	9	11
Růžová	6	7
Žlutá	4	1

*Tabulka 1: Rozložení výběru barevných odstínů používaných folií.*

## Diskuze

Jeannette J. Jansky v roce 1958 jako první popsala případ, kdy jedinec nedokázal rozeznat tištěná slova na bílém papíře, ale byl schopen je přečíst na žlutém papíře. Na ní později navazovali další autoři, například Bruce J. W. Evans se svou studií z roku 1999, kdy zaznamenal zlepšení u 80 % žáků při používání barevných folií ve školách. (Uccula et al. 2014). Jak uvádím výše, sama jsem v průběhu svého výzkumu zaznamenala zlepšení u 70 % dyslektických žáků.

Určitou podobnost výsledných hodnot lze také sledovat v případě studie Joelle Bouldoukian a spol. z roku 2002, ve které autoři zaznamenali zlepšení v rychlosti čtení s barevnou folií minimálně o 5 %. Naopak jedinci, kteří si vybrali kontrolní folii (placebo), zaznamenali zlepšení pouze o 1,7 %. (Bouldoukian et al. 2002).

Ve studii z roku 2011 od Lindsay Bater se uvádí, že pro praktickou aplikaci barevných folií je nutné dosáhnout při čtení alespoň zlepšení o 5 %. V opozici s naším výzkumem v této studii vyšla růžová barva jako nejvíce zlepšující plynulost čtení. (Bater 2011)

Arnold J. Wilkins ve své studii z roku 2011 píše, že ke zlepšení při čtení o 5 % dochází u 1/3 jedinců, zlepšení o 10 % už pouze u 1/10 jedinců a zlepšení o 25 % pouze u 1/20 jedinců. Na druhou stranu udává, že alespoň nějaké zlepšení bylo zaznamenáno u více než poloviny jedinců. (Uccula et al. 2014)

## Závěr

Tato studie dokazuje pozitivní vliv používání barevných folií při čtení. Zvyšují rychlost čtení jak u dyslektických žáků, tak u nedyslektických žáků. Konkrétně má používání barevných folií za následek zlepšení rychlosti čtení o 7,3 % u dyslektických žáků a 4,2 % v případě nedyslektických žáků. Výsledky mého výzkumu jsou také srovnatelné se závěry proběhlých studií v zahraničí.

### Literatura

Pipeková, J. et al. *Kapitoly ze speciální pedagogiky*, 3. ed. Paido, Brno. 2010. ISBN 9788073151980.

Pokorná, V. *Vývojové poruchy učení v dětství a dospělosti*, 1. ed. Portál, Praha. 2010. ISBN 9788073677732.

Bater, L. *Visual factors in specific learning difficulties*. *Optometry Today* no. 12/2011, vol. 51, pp. 44–48.

Bouldoukian, J. et al. Randomised controlled trial of the effect of coloured overlays on the rate of the reading of people with specific learning difficulties. *Ophthalmic Physiological Optic*, 2002, no. 1, vol. 22, pp. 55–60.

Russnáková, L. *Terapeutické účinky barevných filtrů*. *Česká oční optika*, Praha: Společenstvo českých optiků a optometristů č. 4/2014, roč. 55, s. 12–16. ISSN 1211-233X.

Scheiman, M. Colored Lenses to Improve Reading Comfort and Performance: Are Underlying Vision Problems being Missed? *Journal of Optometric Vision Development* no. 1/2004, vol. 35, pp. 37–41.

Uccula, A. et al. *Colors, colored overlays, and reading skills*. *Frontiers in Psychology* no. 7/2014, vol. 5.

CERIUM VISUL TECHNOLOGY. Overlay testing set © 2016 [online]. [cit. 2016-02-28]. Dostupné z: <http://ceriumvistechproducts.com/shop/overlay-testing-set/>

## Colour overlays and dyslexia

Author: Bc. Zuzana Odvárková

Supervisor: Mgr. Petr Veselý, DiS., Ph.D.

### Annotation

Study deals of using colour transparent overlays as compensatory aid for dyslectic children. To the study 31 dyslectic children of eleven years old were put and 31 non-dyslectic children of eleven years old as control group. A green tint of overlay decreased symptoms of dyslexia the most. On the contrary a yellow tint was used at least. Acceleration of reading with colour overlays occurred in almost 70 % of dyslectic children. Overage improvement with colour overlays was in the case of dyslectic children 7.3 % whereas improvement of non-dyslectic group was 4.2 %. Differences of improvement between both groups are 3.1 %.

### Introduction

Demands on reading increase permanently in today's world. However some people are struggling with reading difficulties since childhood because they suffer from specific learning disorders called dyslexia. Dyslexia is complex disorders of reading which prove in several ways. Individuals describe jumping of letters and whole words in the line, uncomfortable glare, and fogging of the text, occasional double vision of letters etc. (Pipeková 2010) Reading problems are needed to detect as soon as possible and begin to compensate it by specific tools for least individual limiting. Psychologists, special education teachers, and nowadays even ophthalmologists and optometrists deal with specific learning disorders. (Scheiman 2004) Dyslexia belongs among complex disorders affected by neural, sensorial and psychological causes. However the specific reasons for its emergence have not been revealed yet. (Bater 2011) The optical causes is included disorders in the magnocellular system in thalamus, part of diencephalon. A significant role is given to eye movements, mainly saccades that play an important role in reading. (Pokorná 2010)

Among the possibilities for optical compensation of dyslexia are included the coloured overlays in front of the text, colour filters in the frames or colour contact lenses. Mentioned colour tools adjust contrast of the text and the background, they change trajectory of the ray coming to the eye. (Rusnáková 2014)

### Subject and Methods

Research was conducted at three elementary schools. I measured 31 dyslectic children from 9 till 15 years old from ZŠ Svážná Brno, Starý Lískovec and from ZŠ Košinova 22 Brno, Královo pole. Measurement of control group, nondyslectic children was realized at ZŠ Riegrova 4 Svitavy. Control group contained 31 children from 9 till 12 years old. Average age is 11 year old at dyslectic group and 10 year old at non-dyslectic group.

I used set of colour overlays called Standard Overlay Testing Set from Great Britain. The set contains 2 times 12 tints of colour overlays A5, manual, test sheet and demonstration subjective test. For measuring I used only four baric tints (yellow, rose, aqua blue, apple

green). I used only these tints to shorten the measuring time and children could be able to focus throughout whole process, and also for more easily chosen of the tint.



*Picture 9: Standard Overlay Testing Set.*

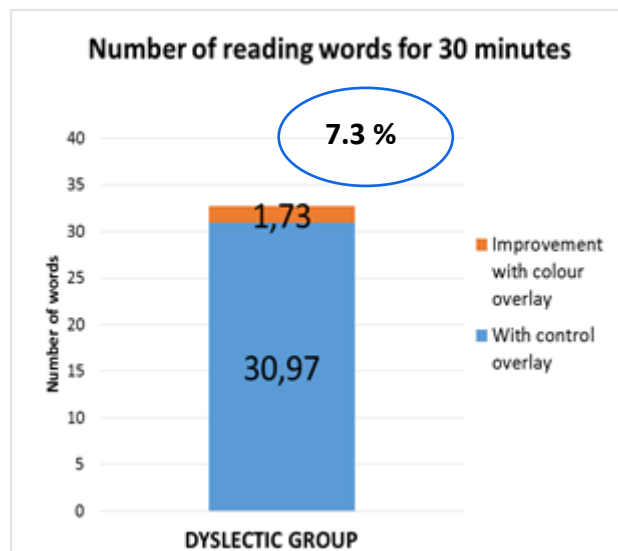
At the beginning of research I distributed informed consent among children's parents. There were described sense and process of study in the letter. I offer them some opportunity to use colour overlays in future of themselves. Other parts included measuring of children who parents agree to add to research. Research took place in the building of schools in the free classes, usually at the end of lessons.

Measurement lasted 10 to 15 minutes with one child. First part included finding the identification data (name and surname, date of birth and school) measuring date, approximate determination of visual acuity for elimination of uncorrected refractive error which could be a cause of dyslexia. The study included child with visual acuity 0.9 and better with their using correction. When I found decrease visual acuity the child was not added to the study and I referred him to the ophthalmologist. After recording the entrance information I investigated the subjective symptoms of dyslexia i.e. whether children feels and realizes it. The main symptoms of dyslexia were interviewed jumps / waves of letters and lines, blurry image, reflections, double vision and flowing together. Then we continued by selecting of appropriate tint of overlays which the students will read quickly with. They will not feel the typical dyslexic symptoms so much. Children were asked to read ten different syllables in the dividing test the quickest and right. Children read it step by step with four colour overlays and one control transparent overlay. This method was compared and supplemented by a subjective test. Child chose colour tint himself which was the most comfortable. Finally, we worked with the tint selected in the dividing test. After selection of tint the principal measurement began which included the speed and accuracy of reading with colour overlays to compare with control overlay. Children read for 30 seconds specified text with transparent overlay, then with selected colour overlay again 30 second. This process was repeated once more to be able to assess the value of the average reading speed. The text was composed of four or five-letter words in their basic form, contained nouns, adjectives and verbs. It was

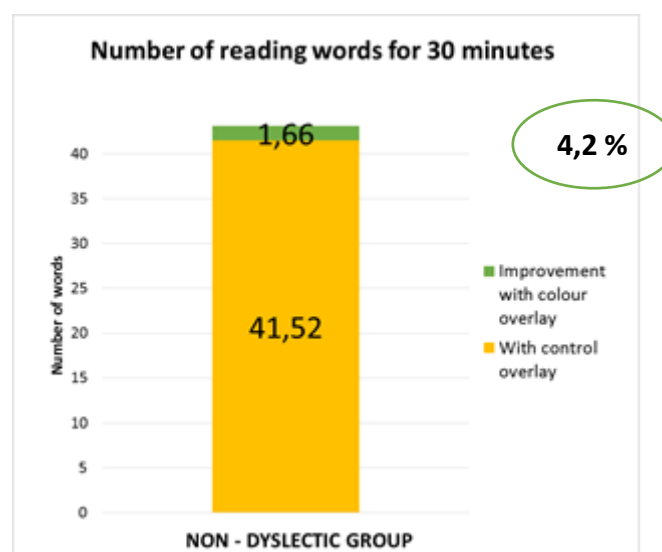
printed in capital letters Arial. At the end of measurement I noticed a subjective view of child, his reading was more comfortable with colour or control overlay.

## Results

The results of measuring I have noticed in my own registration sheets afterwards transferred in the graphic form. Non-dyslectic children read 41.52 words on the average in 30 seconds, while dyslectic children only 30.57 words in the same time. It confirms the expectation that non-dyslectic children read faster than dyslectic children. Improvement in reading speed dyslexic pupils averaged 7.3% which represents a statistically significant difference (Wilcoxon test,  $p = 0.005$ ). Also, improvements non-dyslectic groups can be evaluated as statistically significant improvement (Wilcoxon test,  $p = 0,006$ ) which amounted to 4.2%. However difference between dyslexic and non-dyslectic group was not statistically significant difference ( $p = 0.33$ ), with the result of 53 words for dyslexic group and 51 words for non-dyslectic group. Almost 70 % of dyslectic children achieve the improvement in the speed of reading with using of colour overlays (22 children).



Graph 1: Improvement reading with coloured overlays of dyslexic children.



*Graph 2: Improvement reading with coloured overlays of non-dyslectic children*

The number of chosen colour tints of used overlays in the both groups show only quite small differences. The most frequent one was the green tint that was chosen through the dividing test and then used by 12 pupils in the both groups. The less frequent one was the yellow tint that was used by 4 dyslectic children and by 1 non-dyslectic children. The choice of colour overlays is shown in the Table 1. The chi-square test demonstrated difference in the assignment of colour filters between dyslexic and non-dyslectic group ( $p = 0.02$ ).

Tint	Dyslectic group	Non-dyslectic group
Apple green	12	12
Aqua blue	9	11
Rose	6	7
Yellow	4	1

*Table 1: Layout selection of colours used overlays.*

## Discussion

Jeannette J. Jansky in 1958 as the first one describes the example, when the individual wasn't able to distinguish printed words on the white paper, but was able to read them on the yellow paper. J. J. Jansky was followed by others authors, for example Bruce J. Ewans with his study from 1999, when he detected an improvement of 80 % of pupils thanks to using colour overlays in schools. (Uccula et al. 2014) Also in my research I have registered the improvement of 70 % of dyslectic pupils.

Similar resulting values we can also find in the study of Joelle Bouldoukian et al. from 200. In this study was monitored the improvement in the speed of the reading with colour overlays of 5 %. On the other hand in the case of individuals, that chose the control overlay (placebo), was detecting only 1.7 % improvement. (Bouldoukian et al. 2002)

In the study from 2011 by Lindsay Bater is mentioned that for practical application of colour overlays is necessary to achieve the 5 % improvement at least. In this study was indicated, in the opposition to my research, that the best for fluency of reading is the pink colour (Bater 2011).

Arnold J. Wilkins in his study from 2011 writes that the 5 % improvement occurs in 1/3 of individuals, the 10 % improvement occurs in 1/10 of individuals and the 25 % improvement only in the case of 1/20 of individuals. On the other hand he mentions that some minimum improvement was detected at least in more than half of individuals. (Uccula et al. 2014)

## Conclusion

This study proves the positive influence on using of colour overlays by reading. They increase the speed of reading of both dyslectic and non-dyslectic children. Specifically, using of colour overlays results in the 7.3 % improvement of reading speed in the case of dyslectic children and 4.2 % improvement in the case of non-dyslectic children. The results of my research are also comparable with conclusions of studies from abroad.



### Resources

Pipeková, J. et al. *Kapitoly ze speciální pedagogiky*, 3. ed. Paido, Brno. 2010. ISBN 9788073151980.

Pokorná, V. *Vývojové poruchy učení v dětství a dospělosti*, 1. ed. Portál, Praha. 2010. ISBN 9788073677732.

Bater, L. *Visual factors in specific learning difficulties*. *Optometry Today* no. 12/2011, vol. 51, pp. 44–48.

Bouldoukian, J. et al. Randomised controlled trial of the effect of coloured overlays on the rate of the reading of people with specific learning difficulties. *Ophthalmic Physiological Optic*, 2002, no. 1, vol. 22, pp. 55–60.

Russnáková, L. *Terapeutické účinky barevných filtrů*. *Česká oční optika*, Praha: Společenstvo českých optiků a optometristů č. 4/2014, roč. 55, s. 12–16. ISSN 1211-233X.

Scheiman, M. Colored Lenses to Improve Reading Comfort and Performance: Are Underlying Vision Problems being Missed? *Journal of Optometric Vision Development* no. 1/2004, vol. 35, pp. 37–41.

Uccula, A. et al. *Colors, colored overlays, and reading skills*. *Frontiers in Psychology* no. 7/2014, vol. 5.

CERIUM VISUL TECHNOLOGY. Overlay testing set © 2016 [online]. [cit. 2016-02-28]. Dostupné z: <http://ceriumvistechproducts.com/shop/overlay-testing-set/>

## Srovnání metod měření a validita hodnot potřebných pro přesný zábrus brýlových čoček

Autor: Mgr. Lucie Patočková

Školitel: Mgr. Pavel Beneš, Ph.D.

Cílem práce je uvedení do problematiky přesného zábrusu brýlových čoček, vysvětlení základních principů oko - brýlový střed, uvedení základních metod měření vstupních údajů zábrusu a popsání důsledků nepřesně zhotovené brýlové korekce. Výzkum je zaměřený na četnost přesáhnutí hodnot decentrace optických středů brýlových čoček ku středům zornic nad hraniční hodnotu, u které by brýlová korekce nebyla u jedinců snášena. U zabroušených tórických čoček je zkoumáno, zdali nedošlo ke stočení osy cylindrické složky nad tolerovanou hranici. Práce je zakončena porovnáním vstupních hodnot měření, a to srovnáním hodnot pupilární distance, naměřené třemi metodami - přímou metodou, digitálním PDmetrem a softwarem Omega smart mirror.

### Použitými metodami byly:

Metoda značení na fólie – měření na nekonečno

Při této metodě fixuje vyšetřovaný předmět v minimální vzdálenosti 6 metrů. Poloha středů zornic je zakreslena na fólie v brýlové obroučce, nebo je pupilární distance změřena PD měřítkem.

Měřítka má milimetrovou stupnici a je přizpůsobené svým výřezem pro nosní kořen a pro oči potřebám měření.

Metoda měření s digitálním PDmetrem NIDEK PM-600

Pupilární vzdálenost byla změřena přiložením PDmetru na kořen nosu a pomocí posuvných jezdců přístroje byly nalezeny středy zornic. Přístroj automaticky vypočítává pupilární vzdálenost.

PDmetr s rozsahem 47 až 83 mm s odkrokováním po 0,5 mm. Součástí přístroje je otočný šroub, pomocí kterého lze nastavit pohledovou vzdálenost na 30 cm, 35 cm, 40 cm, 50 cm, 65 cm, 1 m, 2 m a do nekonečna.

Metoda měření se softwarem Oculus smart mirror

Software spolu s nasadou s referenčními značkami, která se umísťuje na brýlovou obrubu, změří pupilární distanci s přesností na milimetry. Také měří vzdálenost mezi dolním okrajem brýlové čočky a středem zornice. Software měří PD jak do dálky, tak i do blízka.

Metoda měření s fokometrem NIDEK LM-600PD

Na fokometru jsou zjišťovány polohy optických středů brýlových čoček a také provádí kontrolu výsledného zábrusu. Pomocí fokometru lze také zjišťovat vrcholová lámavost brýlové čočky.

Fokometr je vybavený Hartmannovým senzorem se 108 měřícími body a s režimem pro automatické rozpoznávání typů čoček (monofokální, multifokální). Součástí je 4.7" barevný LCD displej. LM-600PD má vestavěnou tiskárnu, je vybavený zařízením na měření PD a automatické rozpoznání měřené očnice (P/L). Fokometr obsahuje režim pro měření propustnosti UV.

Výzkumu se účastnilo 192 osob, z toho 98 mužů a 94 žen ve věku od 3 do 87 let.

### Hypotézy a výsledky:

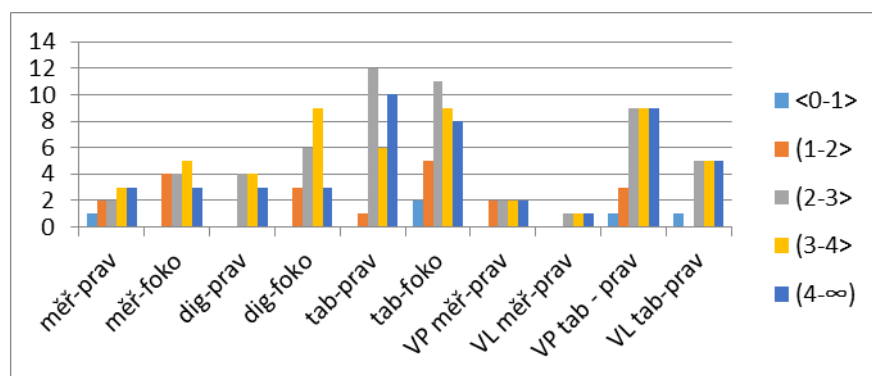
Decentrace nepřekročí povolenou toleranci (mm) v 95 % případů.

Doposud nebyla provedena studie, která by byla totožná s mým výzkumem, a proto je stanoven limit k posouzení na 5 % jako možné odchylky. Porovnány jsou hodnoty decentrace u přímé metody (vstupní hodnota) – měření pravítkem po označení na fokometru (výstupní hodnota), přímé metody – software fokometru, digitální PDmetr – pravítko, digitální PDmetr – fokometr, software Omega smart mirror – pravítko, software Omega smart mirror – fokometr, které jsou vztažené na Zásady posuzování brýlí jako korekční pomůcky vydané Společenstvem českých optiků a optometristů.

Vrcholová lámavost včetně [D]	horizontálně	vertikálně
1,0	5	2,5
2,0	2,5	1,25
3,0	1,5	1
4,0	1,25	1
5,0	1	1
10,0	1	1
20,0	1	1
50,0	1	1

Tab. 1: Povolená tolerance mm (binokulárně)

Záměrem hypotézy je ověření, v jaké míře překročí po provedeném zábrusu decentrace optického středu ve vztahu ke středu rohovky povolenou hranici. Data decentrací jsou vztažena k vrcholové lámavosti čočky a porovnána s kritériem v tabulce 1. Z výsledků vyplývá, že decentrace nad zvolenou hranicí je 9 %, a tudíž je **hypotéza nepotvrzena**.



Graf 1: Grafické znázornění hodnot, které překročily zvolenou hranici. Osa x – jednotlivé metody, osa y – četnost.

Stočení osy u tórických čoček nepřekročí osovou toleranci dle SČOO v 95 % případech.

U stočení osy tórických čoček je opět stanovena tolerance požadované polohy na 95 %. Vstupní hodnotou výzkumu je lékařský předpis či údaje naměřené optometristou a výstupní hodnotou naměřená osa po zábrusu. Kritéria jsou stanovena Zásadami posuzování brýlí jako korekční pomůcky vydané Společenstvem českých optiků a optometristů

*Vstupní – výstupní hodnoty*

<b>měř-prav</b>	PD změřené PD měřítkem – PD změřené měřítkem z označených brýlových středů
<b>měř-foko</b>	PD změřené PD měřítkem – PD změřené fokometrem
<b>dig-prav</b>	PD změřené digitálním PDmetrem – PD změřené měřítkem z označených brýlových středů
<b>dig-foko</b>	PD změřené digitálním PDmetrem – PD změřené fokometrem
<b>tab-prav</b>	PD změřené tabletem s Omega smart mirror – PD změřené měřítkem z označených brýlových středů
<b>tab-foko</b>	PD změřené tabletem s Omega smart mirror – PD změřené fokometrem
<b>VP měř-prav</b>	Výška OP – změřená PD měřítkem – zkontrolovaná měřítkem
<b>VP tab-prav</b>	Výška OP – změřená tabletem s Omega smart mirror – zkontrolovaná měřítkem
<b>VL měř-prav</b>	Výška OL – změřená PD měřítkem – zkontrolovaná měřítkem
<b>VL tab-prav</b>	Výška OL – změřená tabletem s Omega smart mirror – zkontrolovaná měřítkem

Korekční cylindr v [D]	Osová tolerance [°]
≤ 0,75	± 5
< 1,00 ≥ 1,5	± 3
≤ 1,75 - 6	± 2

*Tab. 2: Závislost korekčního cylindru a tolerance ve stupních.*

Cílem hypotézy je zjištění, jak centrace a zábrus tórických čoček ovlivňují stočení osy cylindru. Data jsou vztažena na vrcholovou lámavost brýlové čočky a jsou uvedena v tabulce číslo 3. Tolerovaná hranice je překročena 2x. Jednou o jeden stupeň, podruhé o dva stupně. Požadovaného zábrusu je docíleno v 99 % případech, a tedy je **hypotéza potvrzená**.

Korekční cylindr [D]	Celkem	V tolerančním rozmezí	Nad toleranční hranicí
≤ 0,75	134	134	0
< 1,00 ≥ 1,5	40	40	0
≤ 1,75 - 6	24	22	2

*Tab. 3: Data spadající do tolerovaného rozmezí a nad tolerovanou hranici ve vztahu k vrcholovým lámavostem brýlových čoček.*

Naměřené PD (binokulárně) pomocí 3 metod (PD měřítko, digitální PDmetr a software) se od sebe nebudou v průměru lišit o více jak 1,5 mm.

U srovnávání metod měření jsou porovnány hodnoty naměřené přímou metodou, PDmetrem a softwarem Omega smart mirror. Porovnány jsou průměry naměřených hodnot s kritériem 1,5 mm.

Hypotéza porovnává průměry hodnot binokulárního PD naměřených 3 metodami s cílem zjistit, jak se od sebe jednotlivé metody liší. Kritérium je stanoveno na rozdíl 1,5 mm. Porovnáním metod měření PD měřítkem a digitálním PDmetrem je rozdíl průměrů 0,1937 mm, u metod PD měřítka a softwaru Omega smart mirror je naměřen rozdíl 0,4853 mm a rozdíl 0,2916 mm je naměřen u rozdílu průměru digitálního PDmetru a softwaru. **Hypotéza je tedy potvrzena.**

Způsob měření	Rozdíl [mm]	Potvrzení/nepotvrzení hypotézy
PD měřítko – PDmetr	0,1937	✓ hypotéza potvrzena
PD měřítko – Software	0,4853	✓ hypotéza potvrzena
PDmetr-software	0,2916	✓ hypotéza potvrzena

Tab. 4: Porovnání metod měření.

## Diskuze

K první hypotéze nejsou doposud provedené adekvátní výzkumy, jež jsou porovnatelné s výzkumem této práce. Z toho důvody jsou data vztažena na doporučené zásady posuzování brýlové korekce, které vydalo SČOO v roce 2006. Data byla vztažena na jednotlivé rozsahy vrcholových lámavostí a z chybovosti v jednotlivých částech byla vypočítána decentrace v procentech nad povolenou hranicí. Výsledky nepotvrdily hypotézu č. 1. Jelikož byl zábrus čoček prováděn na 2 zábrusových automatech, je vhodným námětem na další výzkum užití pouze jednoho automatu.

Druhá hypotéza rovněž neměla srovnání s doposud provedenými výzkumy, a proto opět vycházela z doporučených zásad od SČOO. Hodnocení dat bylo vztaženo k jednotlivému rozsahu korekčního cylindru. Data potvrdila hypotézu č. 2.

Ani třetí hypotéza nemá doposud srovnatelný výzkum. Kritéria pro porovnání byla stanovena na 1,5 mm rozdílu mezi jednotlivými metodami měření. Dohromady byly porovnávány jak hodnoty PD do dálky, tak i do blízka. Průměry PD u jednotlivých metod byly srovnány a z výsledků vyplynulo potvrzení hypotézy č. 3.

## Závěr

V současné době má optometrista, potažmo oční optik, možnost využití moderních technologií, které je vhodné kombinovat s tradičními metodami. Jedná se především o použití minimálně dvou technik při zjišťování pupilární distance, a to např. měření s digitálním PDmetrem v kombinaci s přímou metodou nebo s využitím softwaru v tabletu či centrovací věži. Výhodou užití minimálně dvou metod je nejen zaručena zvýšená přesnost, ale také se v zákazníkovi vzbuzuje důvěra, že je o jeho zrak kvalitně postaráno.

## Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce, panu Mgr. Pavlu Benešovi, Ph.D., za rady ke zpracování výzkumné části, za připomínky k části teoretické a za vstřícnost při konzultacích.

Poděkování patří též Oční opice Hana Stárková, kde mi bylo umožněno získat veškerá data potřebná pro výzkum.

### Zdroje

Najman, L. *Možné chyby při zhotovení korekčních brýlí*. Česká oční optika, Praha: Česká společnost očních optiků a optomet, 2012, No 3, p. 24-25. ISSN 1211-233X.

NIDEK, Co., LTD. *LM-600PD/600P/600*. [Online]. 2009, Japonsko. [cit. 2016-04-10]. Dostupné z: <http://www.oculus.sk/lens/lm600.pdf>

NIDEK, Co., LTD. *PM-600*. [Online]. 2007, Japonsko. [cit. 2016-04-10]. Dostupné z: <https://www.genop.co.za/media/pdf/Nidek/Nidek%20Files/Nidek%20PM-600.pdf>

SČOO, představenstvo. *Zásady posuzování brýlí jako korekční pomůcky*. Informační brožura. Praha 2006. [cit. 2016-03-21]

## Comparison of measurement methods and necessary validity values for accurate lens grinding

Author: Mgr. Lucie Patočková

Supervisor: Mgr. Pavel Beneš, Ph.D.

The aim is to introduce the problems of accurate lens grinding, explanation of the basic principles of the eye - glasses, explanation methods of measuring of input data and consequences described inaccurately of glasses correction. Research is focused on the frequency exceeding the values of decentralization optical centers of the lenses to the centers of the pupil over the threshold at which the spectacle correction was not tolerated in individuals. For toric lens is examined if there was no twist axis cylindrical component of the tolerated threshold. The work is finished by comparing the input values of measurement, comparing the values pupillary distance, measured by three methods - direct method, PD meter and software Omega smart mirror.

### The methods:

Measurements at infinity

In this method, the examinee fixates object at a minimum distance of 6 meters. Position of the center of the pupil is drawn to the foil in the glasses. It has a millimeter scale.

Method for measuring by digital PDmeter NIDEK PM-600

Pupillary distance was measured by placing PDmeter on the nose and sliders devices were placed in the centre of pupil. The device automatically calculates the pupillary distance.

PDmetr with a range of 47-83 mm with steps 0,5 mm. Part of the device is a rotary screw, which allows you to set a visual distance of about 30 cm, 35 cm, 40 cm, 50 cm, 65 cm, 1 m, 2 m and to infinity.

Method for measuring software Oculus smart mirror

Software along with the stick with reference marks, which will be placed on the glasses, pupillary distances measured with an accuracy of millimeters. Also measure the distance between the bottom edge of the lens and the center of the pupil. The software measures the PD for distant and near vision.

Method for measuring by the focometer NIDEK LM-600PD

The Focometer is determined position of the optical centers of lenses and also checks the resulting accurate lens grinding. Using focometer can also detect peak brittleness lenses.

Focometer is equipped with a sensor 108 measuring points with the regime for automatic recognition type lenses (monofocal, multifocal). It includes a 4.7 "color LCD display.

LM-600PD has a built-in printer is equipped with a device for measuring PD and automatic recognition of the measured orbit (R / L). Focometer includes a mode for measuring UV transmittance.

The research included 192 people, 98 men and 94 women aged between 3-87 years.

### Hypotheses and results:

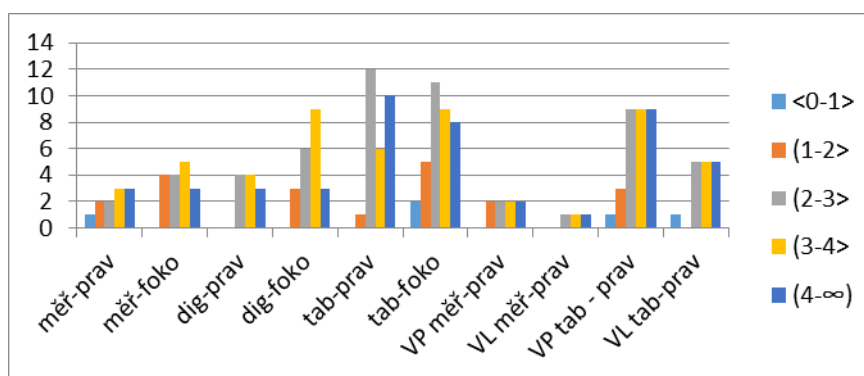
Decentration exceeded the allowed tolerance (mm) in 95% of cases.

There is no study, which would be the same with my research, and is therefore a limit to assess the 5% deviation as possible. Compared to the value of decentralization by direct methods - measuring after marking on focometer (output value), direct methods - software focometer digital PDmetr - ruler, digital PDmetr - focometer, software Omega smart mirror - ruler, like Omega smart mirror - focometer, which are related to the assessment principles spectacles as corrective aids issued by the Association of Czech Opticians and Optometrists.

Dioptre [D]	Horizontal	Vertical
1,0	5	2,5
2,0	2,5	1,25
3,0	1,5	1
4,0	1,25	1
5,0	1	1
10,0	1	1
20,0	1	1
50,0	1	1

Chart 1: Permissible tolerance mm (binocular).

The intent is to verify hypotheses, to what extent exceeds after conducting lens grinding decentration of the optical center relative to the center of the cornea permitted limit. Data decentration (Graph 1) are referenced to the peak refractive power lenses and compared with the criteria in Chart 1. The results show that decentration above a selected threshold is 9%, and therefore hypothesis unconfirmed.



Graph 1: Graphical representation of values that exceeded the permitted limit. The x-axis - each method, the y axis - frequency.

Twisted axis for toric lenses exceed axial tolerance according the Association of Czech Opticians and Optometrists in 95% of cases.

For toric lenses twist axis is again determined tolerances required position at 95%. Input value of research is prescription or measured data optometrists and output value measured



along the axis after lens grinding. The criteria are set out principles for the assessment of spectacles as corrective aids issued by (ACOO).

*Input - output values*

<b>měř-prav</b>	PD measured by PD ruler – PD checked by ruler
<b>měř-foko</b>	PD measured by PD ruler – PD checked by focometer
<b>dig-prav</b>	PD measured by digital PDmeter – PD checked by ruler
<b>dig-foko</b>	PD measured by digital PDmeter – PD checked by focometer
<b>tab-prav</b>	PD measured by software with Omega smart mirror – PD checked by ruler
<b>tab-foko</b>	PD measured by software with Omega smart mirror – PD checked by focometer
<b>VP měř-prav</b>	Height OR – measured by PD ruler – PD checked by ruler
<b>VP tab-prav</b>	Height OR – measured by software with Omega smart mirror – PD checked by ruler
<b>VL měř-prav</b>	Height OL – measured by PD ruler – PD checked by ruler
<b>VL tab-prav</b>	Height OL – measured by software with Omega smart mirror – PD checked by ruler

Dioptr [D]	Axis tolerance [°]
≤ 0,75	± 5
< 1,00 ≥ 1,5	± 3
≤ 1,75 - 6	± 2

*Chart 2: The dependence of the correction cylinder and tolerances in degrees.*

The aim is to determine hypotheses as centration and grinding of toric lenses affect twist axis of the cylinder. Data are based on peak refractive power lenses and are listed in Chart 3. Tolerable limit is exceeded 2x. One by one degree, the second of two degrees. Desired lens grinding is achieved in 99% of cases, and hence the hypothesis is confirmed.

cylinder [D]	number	within the tolerance	above the tolerance
≤ 0,75	134	134	0
< 1,00 ≥ 1,5	40	40	0
≤ 1,75 - 6	24	22	2

*Chart 3: Data within the tolerable range and above the tolerated threshold in relation to dioptres.*

The measured PD (binocular) using 3 methods (PD ruler, digital PDmeter and software) from one another will not vary in diameter by more than 1,5 mm.

In comparison measurement methods are compared to the values measured by the direct method, PDmeter and software Omega smart mirror. Comparing the averages of the measured values with a criterion of 1,5 mm.

Hypothesis compares the averages of the binocular PD measured by 3 methods to determine how the one from the other methods vary (Chart 4). The criterion is set at a difference of 1,5 mm. Comparing methods of measuring PD ruler and measure digital PDmeter difference is 0,1937 mm, with PD ruler and software Omega smart mirror is measured difference 0,4853 mm and 0,2916 mm difference is measured by the difference between average digital PDmeter and software. The hypothesis is confirmed.

methods of measurement	difference [mm]	Confirmation of the hypothesis
PD ruler – PDmeter	0,1937	✓
PD ruler – Software	0,4853	✓
PDmeter-software	0,2916	✓

*Chart 4: Comparison of measuring methods.*

## Discussion

The first hypothesis is not yet carried out adequate investigations, which are comparable to the research of this work. For this reason, the data relative to the recommended principles for assessment of glasses correction, which published ACOO in 2006. The data was based on the individual ranges and senior fragility of error in various parts of decentralization was calculated as a percentage of the allowable limit. The results confirmed the hypothesis 1. Since grinding of lenses was carried out on two ground-glass machines, it is a good topic for further research use only one controller.

The second hypothesis is also not compared with studies carried out and therefore, again based on the principles recommended by ACOO. Evaluation of data was related to a particular extent of the correction cylinder. The data confirmed the hypothesis no. 2.

Neither the third hypothesis is not yet comparable research. Criteria for comparison was set at 1,5 mm a difference between measurement methods. Altogether they were compared to PD into the distance and near vision. PD averages in individual methods were compared and the results showed the hypothesis no. 3.

## Conclusion

Currently optometrist, optician hence, the possibility of using modern technologies that can be combined with traditional methods. This is primarily the use of at least two techniques for detecting pupillary distance, eg. Digital measurement PDmeter in combination with the direct method or using software in the tablet or centering tower. An advantage of using at least two methods are not guarantees increased accuracy, but also in customer raises confidence that his eyesight well cared for.

## Thanks

Thank head of the thesis, Mr. Mgr. Pavel Beneš, Ph.D., for advice on handling the research section for comments on the theoretical and helpfulness during consultations.

Thanks are also eye optician Hana Starkova, where I was able to get all the data necessary for the research.

### Resources

Najman, L. *Možné chyby při zhotovení korekčních brýlí*. Česká oční optika, Praha: Česká společnost očních optiků a optomet, 2012, No 3, p. 24-25. ISSN 1211-233X.

NIDEK, Co., LTD. *LM-600PD/600P/600*. [Online]. 2009, Japonsko. [cit. 2016-04-10]. Dostupné z: <http://www.oculus.sk/lens/lm600.pdf>

NIDEK, Co., LTD. *PM-600*. [Online]. 2007, Japonsko. [cit. 2016-04-10]. Dostupné z: <https://www.genop.co.za/media/pdf/Nidek/Nidek%20Files/Nidek%20PM-600.pdf>

SČOO, představenstvo. *Zásady posuzování brýlí jako korekční pomůcky*. Informační brožura. Praha 2006. [cit. 2016-03-21]

## Irisregistrace

Autor: Bc. Hana Štolzová

Školitel: Mgr. Ondřej Vlasák

Irisregistrace je jednou z nejnovějších metod využívaných ke sledování očních pohybů v refrakční chirurgii. V praxi může být aplikována k rozpoznávání limbu a pupily a v plné verzi i k detekci horizontálních, vertikálních i torzních pohybů. Sledování volných i mimovolných očních pohybů během operace je důležité kvůli správnému umístění laserové korekce, a tak i přesnému oploštění rohovky.

### Využití metody a komplikace

Optické stabilizační metody jsou nyní nejčastěji využívaným detekčním systémem v refrakční chirurgii. Při jejich aplikaci však musí být řešeny komplikace spojené s pořizováním snímků a jejich následnou analýzou.

Mezi základní aspekty komplikující optickou stabilizaci patří změna velikosti zornice, která indukuje změnu polohy kontrastních oblastí na duhovce. Nejčastěji lze transpozici zkoumaných zón zakomponovat do výpočtů a chybovost omezit. Dalším faktorem je možné rozmazání obrázku pořizovaného při očním pohybu. S příchodem moderních technologií se však zvýšila frekvence a přesnost snímání obrazu, k danému efektu tak téměř nedochází. K dosažení potřebného výsledku měření je také nutné kompenzovat míru osvětlení a jeho směr, odlesky na rohovce, nežádoucí stíny a změnu směru, ze kterého je objekt snímán.

Aby byl vliv těchto chyb omezen na minimum, je výhodné strukturu duhovky převést na polární souřadnice.

### Aplikace metody a průběh operace

Všechny tři sekce operace, diagnostika, vytváření ablačního plánu i samotná operace, by měly sdílet stejný koordinační systém. Tento systém musí plnit dvě základní funkce. První je přesné určení polohy oka, horizontální a vertikální umístění i axiální orientace. Druhá důležitá úloha je opakovatelnost měření a následné analýzy. Irisregistrace je metoda, která splňuje všechny výše zmíněné podmínky.

### Pořízení snímku

Během předoperačních vyšetření je nejdříve pořízen obraz duhovky. Speciální program určí vnější a vnitřní okraj duhovky, středy pupily a iris a hlavní body na duhovce, tady oblasti s vysokým kontrastem. Problém může nastat u velmi světlých duhovek, kde není program schopen nalézt záchytné body nebo okraj, a u duhovek s vrozenou vadou, jako je například kolobóm duhovky, nebo naevus na limbu, který znemožňuje přečtení kulatého okraje duhovky.

Snímek iris je pořízen v pozici vsedě, stejně jako předoperační diagnostická data, a všechny informace jsou ihned spárovány. Operatér naplánuje potřebný zákrok a struktura tohoto zákroku je opět přiřazena k prvnímu snímku duhovky. Třetím krokem při provádění

laserové refrakční léčby je sejmutí obrázku duhovky v pozici vleže na operačním lůžku. Protože při změně pozice dochází k rotaci oka, je pořizovaný obrázek spárován s předchozím, takto je přiřazen plán zákroku k oku ve správném úhlu.

V průběhu operace jsou uložena obrazová data pravidelně, nebo dokonce nepřetržitě porovnávána s reálným obrazem iris. Probíhá tedy v podstatě eye tracking, sledování očních pohybů.

### **Analýza snímku**

Při pořizování a rozboru duhovkové struktury rozlišujeme takzvaný referenční snímek, zhotovený v průběhu předoperačních vyšetření, a snímky pořizované v průběhu operace. Data získaná z těchto obrazů jsou porovnávána s daty z referenčního snímku.

Referenční snímek je černobílý a je snímán CCD kamerou pomocí infračerveného světla. Dochází k rozlišení téměř 260 odstínů šedi. Obrázek obsahuje pupilu a iris. U některých snímků může být část duhovky překryta víčkem nebo řasami. Překryvy by však neměly být větší než šířka duhovky.

Zachycení pacientovy duhovky a pupily může být provedeno již při wavefront analýze oka. Snímek je poté podroben rozboru pomocí několika speciálních algoritmů.

Nejprve je detekován kruhový charakter limbu i okraje pupily a následně jsou vypočteny oba jejich středy. Běžně jsou, pro zjednodušení, považována obě centra za identická, což by v tomto případě mohlo činit potíže s určováním záchytných bodů na duhovce. Problém by mohl vzniknout i v případě, že by některá z fází operace byla vztažena k jinému středu než zbylé fáze.

### **Rozdíl mezi centrem duhovky a pupily a význam dilatace zornice**

Vyvstává otázka, jaký je rozdíl mezi středem zorničky a centrem iris. Odpověď je jednoduchá, okraj pupily je tvořen vnitřní hranicí duhovky a centrum je vypočteno vzhledem k tomuto rozhraní, střed iris je však odvozen vzhledem k limbu. Obě centra jsou od sebe vzdálená v jednotkách mikrometrů, ale relativní vzdálenost se může upravit se změnou míry dilatace zorničky.

Změna velikosti zornice ovlivňuje relativní polohu jejího středu vůči středu duhovky. Při rozdílné centraci diagnostických dat nebo plánu ablace a jejího provedení by mohlo docházet k indukci nežádoucích aberací. Některé z metod optické stabilizace jsou již schopny tento jev eliminovat na minimum, a to díky speciálním přepočtům nebo možnosti individuálního předoperačního nastavení.

### **Segmentace duhovky**

Pro jednoznačnou identifikaci stejného místa iris v obou snímcích, diagnostickém referenčním snímku a předoperačním obrázku, je možné analyzovat iris jako celek, ale nejvýhodnější je duhovku rozdělit do několika oddílů. Duhovka je většinou rozdělena na 24 sektorů po 15°, což je nejvhodnější rozvržení vzhledem k maximálním fyziologicky dosažitelným hodnotám úhlu pootočení oka. K rozdělování dochází hlavně kvůli lepší

identifikaci kontrastních úseků. Po rozdělení vzniknou malé sekce, ve kterých je lépe zaregistrovatelná shoda pootočených kontrastních oblastí.

### Způsoby aplikace optické stabilizace

Prvním způsobem, jak může stabilizační metoda fungovat, je jednoduché zacílení laserového paprsku na určitý bod a kontrola stálosti podkladu. V tomto případě je správnost umístění zákroku zajištěna vypínáním laseru. Pokud je oko v nežádoucí pozici vůči operačnímu přístroji a sledovacímu zařízení, působení laseru je ihned ukončeno. Při operacích intraokulární čočky je toto sledování možné díky registraci limbu a cév v jeho blízkosti.

Druhým způsobem je průběžné posouvání přístroje s laserem dle pohybu iris tak, aby došlo ke sjednocení uložených obrazových dat v laserovém systému a dat sledovaných v reálném čase.

V praxi je možné obě metody kombinovat a kompenzovat tak pohyby oka efektivněji.

### Výsledky odborných studií

Praktický význam metody spočívá v přesné centraci diagnostických dat, plánu zákroku, správné adjustaci laseru a sledovacího zařízení vůči oku pacienta. Ze studií zkoumaných v dané bakalářské práci vyplývá, že operace prováděné za účasti této metody jsou velmi úspěšné a spolehlivost centrace je velmi vysoká. Významnější kladný dopad použití metody vzniká při korekci astigmatismu vyšších hodnot.

### Zdroje

Anderle, R. Comparison of visual acuity and higher-order aberrations after standard and wavefront-guided myopic femtosecond LASIK. *Ceska01 A Slovenska01 Oftalmologie: Casopis Ceske01 Oftalmologicke01 Spolecnosti A Slovenske01 Oftalmologicke01 Spolecnosti* [online]. 2015, **71**(1), 44-50 [cit. 2016-03-20]. ISSN 1211-9059.

Chernyak, D.A. From wavefront device to laser: an alignment method for complete registration of the ablation to the cornea. *Journal Of Refractive Surgery (Thorofare, N.J.: 1995)* [online]. 2005, **21**(5), 463-8 [cit. 2016-03-20]. ISSN 1081597X.

LENEX® LASER: The Complete anterior segment cataract surgical experience. In: *My Alcon: Resources for Eye Care and Health Care Professionals* [online]. Novartis, 2016 [cit. 2016-04-11]. Dostupné z: <https://www.myalcon.com/products/surgical/lensx-laser/index.shtml>

Moshirfar, M. Effect of iris registration on outcomes of LASIK for myopia with the VISX CustomVue platform. *Journal Of Refractive Surgery (Thorofare, N.J.: 1995)* [online]. 2009, **25**(6), 493-502 [cit. 2016-03-20]. ISSN 1081597X.

Ong, J.K.Y. Measuring torsional eye movements by tracking stable iris features. *Journal of Neuroscience Methods* [online]. 2010, **192**(2), 261-267 [cit. 2016-03-20]. DOI: 10.1016/j.jneumeth.2010.08.004. ISSN 01650270.

## Iris Registration

Author: Bc. Hana Štolzová

Supervisor: Mgr. Ondřej Vlasák

Iris registration is one of the latest methods used to track eye movements in refractive surgery. In practice, it can be applied to the recognition limbus and pupil and in its full version as well as the detection of horizontal, vertical and torsional motion. Tracking eye movement is important for proper placement of laser correction because of voluntary and involuntary eye movements.

### Use of method and its complications

Optical stabilization is now the most frequently used detection system in refractive surgery. There could be some complications associated with shooting and subsequent analysis.

The process of optical image stabilization should solve a problem with changing size of the pupil, which induces a change of contrast areas of the iris in its position. Another issue may be capturing blurred images during eye movement. However, with the modernization of capturing technology this effect hardly ever occurs. To achieve the desired result of measurement is also necessary to compensate the degree of illumination and direction, reflections on the cornea, shadows and changing the direction from which the object is recorded.

For reduction of the impact of these errors, it is advantageous to convert the structure of the iris to polar coordinates.

### Application in refractive surgery

All three sections of operation, preoperative examination, creating the ablation plan and the operations itself, should share the same coordination system. This system must perform two basic functions. The first is the accurate determination of the eye position, horizontal and vertical location and axial orientation. The second important task is the repeatability of measurements and subsequent analysis. Iris registration is a method that satisfies all the above conditions.

### Taking a picture

During the preoperative examination image of the iris is captured first. A special program determines the inner and outer edge of the iris, corneal limbus and pupil, the center and the main points of the iris (areas with high contrast). An issue can occur while examining very bright iris, where the program is not able to find clues or edge. The problem can also appear for irises with congenital defects such as coloboma of the iris, or nevus on limbus, which prevents recognition of the round edge of the iris.

Iris image is taken in a sitting position, as well as preoperative diagnostic data, and all information is immediately put together. The plan of the surgery and the structure of this

procedure is assigned to the first image of the iris again. The third step in the implementation of laser refractive treatment is converting all the data for a supine patient because changing head and body position induce rotation of the eye. In supine position is captured one another picture and it is paired with the previous one, so the plan of the surgery is assigned to the eye at the correct angle.

During the operation, the stored image data are periodically or even continuously compared with the real time image of the iris. This process is called eye tracking.

### **Analysis of the picture**

We distinguish two types of pictures. The first is created during the preoperative examination, it is called reference frame. The second type is taken during the operation. The data obtained from these images are compared with data from the reference image.

The reference image is black and white and is scanned by a CCD camera with infrared light. There is a distinction of nearly 260 shades of gray. The image contains the pupil and iris. Some images of the iris may be partly overshadowed by a lid or algae. Overlaps should not be greater than the width of the iris.

Capturing the patient's iris and pupil can be carried out during a wave front analysis. The image is then subjected to analysis using several special algorithms.

First, the circular outline of the limbus and pupil margins is detected and subsequently calculated both their centers. Normally, they are, for convenience, regarded as one identical center of iris, which in this case could cause problems with identifying clues and significant points of iris and centration of different phases of surgery.

### **The difference between the center of the iris and pupil and importance of pupil dilation**

The question arises, what is the difference between the center of the pupil and iris center. The answer is simple. The edge of the pupil is formed by the inner boundary of the iris and the center is calculated with respect to this interface. The center of the iris is derived due to the limbus. Both centers are spaced from one another in terms of micrometers, but the relative distance can be adjusted by changing the degree of dilation of the pupil.

Change in pupil size affects the relative position of its center due to the center of the iris. If there is a different centration of diagnostic data or ablation plan and its implementation, it could lead to the induction of unwanted aberrations. Some of the methods of optical stabilization are already able to eliminate this phenomenon to the minimum, thanks to special conversions or individual preoperative setting.

### **Iris segmentation**

For unambiguous identification of the same place in both iris images, diagnostic reference frame and the preoperative image, it is possible to analyze the iris as a whole, but it is best to divide the iris into several sections. The iris is usually divided into 24 sectors of 15°, which is the most suitable layout relation to the maximum attainable values of



physiological rotation angle of the eye. The dividing to sectors is mainly done due to better identification of contrasting sections.

### Methods of application of optical stabilization

The first way how does the stabilization method work is to focus the laser beam at a certain point and checking the stability of the substrate. In this case, if the eye is in the undesirable position relative to the operating device and a viewing device, laser treatment is terminated immediately.

A second method is to continuously move the laser according to the movement of the iris, so as to unify the image data stored in the laser system and data monitored in real time.

In practice it is possible to combine both methods and to compensate for movements of the eye more efficiently.

### The results of expert studies

Practical importance of this method is the precise centering of diagnostic data, plans of surgery, proper adjustment of the laser and the tracking device to the patient's eye. The studies examined in this thesis show that the operations carried out with the use of these methods are very successful and reliability centration is very high. Significant positive impact appears when correcting astigmatism of higher values.

### References

- Anderle, R. Comparison of visual acuity and higher-order aberrations after standard and wavefront-guided myopic femtosecond LASIK. *Ceska01 A Slovenska01 Oftalmologie: Casopis Ceske01 Oftalmologicke01 Spolecnosti A Slovenske01 Oftalmologicke01 Spolecnosti* [online]. 2015, **71**(1), 44-50 [cit. 2016-03-20]. ISSN 1211-9059.
- Chernyak, D.A. From wavefront device to laser: an alignment method for complete registration of the ablation to the cornea. *Journal Of Refractive Surgery (Thorofare, N.J.: 1995)* [online]. 2005, **21**(5), 463-8 [cit. 2016-03-20]. ISSN 1081597X.
- LENSX® LASER: The Complete anterior segment cataract surgical experience. In: *My Alcon: Resourses for Eye Care and Health Care Professionals* [online]. Novartis, 2016 [cit. 2016-04-11]. Dostupné z: <https://www.myalcon.com/products/surgical/lensx-laser/index.shtml>
- Moshirfar, M. Effect of iris registration on outcomes of LASIK for myopia with the VISX CustomVue platform. *Journal Of Refractive Surgery (Thorofare, N.J.: 1995)* [online]. 2009, **25**(6), 493-502 [cit. 2016-03-20]. ISSN 1081597X.
- Ong, J.K.Y. Measuring torsional eye movements by tracking stable iris features. *Journal of Neuroscience Methods* [online]. 2010, **192**(2), 261-267 [cit. 2016-03-20]. DOI: 10.1016/j.jneumeth.2010.08.004. ISSN 01650270.

# Sekce posterů

## Poster section



# The relationship between myopia and corneal astigmatism in students of optometry in Croatia

Authors: Josipa Bagarić, Matija Dubovski

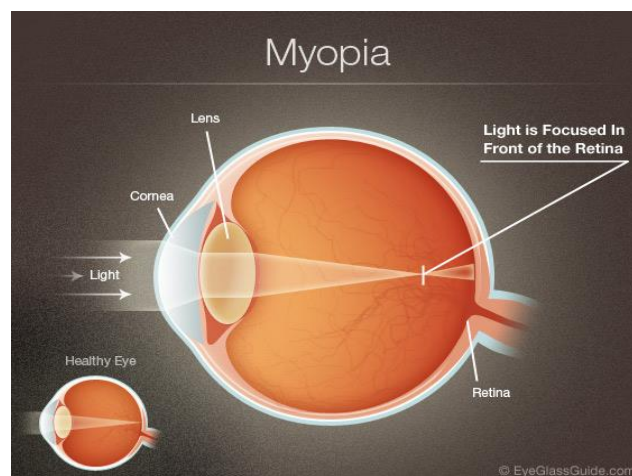
## Introduction

**Myopia or nearsightedness** is a refractive error in which objects at a distance appear blurry, while objects up close are seen clearly.

Nearsightedness occurs when the light entering the eye focuses in front of the retina instead of on it. The eye relies on two critical parts to focus on an image: the cornea, which is the clear front surface of the eye, and the crystalline lens, a clear structure inside the eye that changes shape in order to focus on objects.

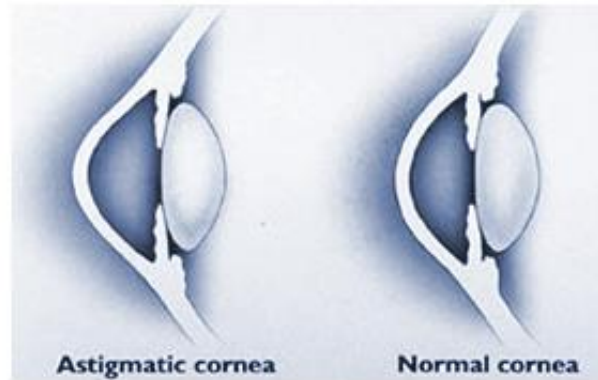
If the cornea is not smoothly curved, like in the case of people with farsightedness, the light does not properly bend, and this results in a refractive error.

Children whose parents have nearsightedness have an increased chance to have it as well. Development of nearsightedness can also be attributed to how a person uses their eyes. So a person may be more likely to develop nearsightedness if they spend considerable time reading, working at a computer or doing other close up work.



Picture 1: Myopia

**Astigmatism** is an irregularity in the curvature of your cornea. The clear, round dome covering the eye's iris and pupil or in the shape of the eye's lens. Normally, the cornea and lens are smooth and curved equally in all directions, helping to focus light rays sharply onto the retina at the back of your eye. However, if your cornea or lens isn't smooth and evenly curved, light rays aren't refracted properly. This is called a refractive error. When the cornea has an irregular shape, it is called corneal astigmatism. In astigmatism, images focus in front of and beyond the retina, causing both close and distant objects to appear blurry.



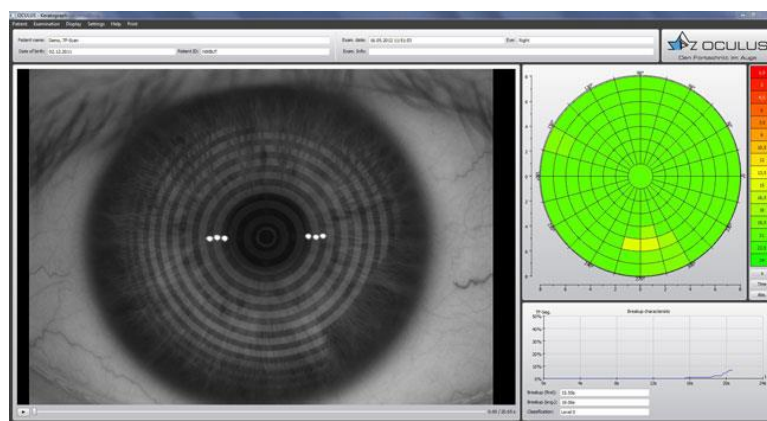
Picture 2: Astigmatic cornea

### Purpose

The purpose of this research is to find differences, or the relation between astigmatism measured by traditional refraction, and corneal astigmatism measured with Oculus topography.

### Materials and Methods

The research was conducted on 30 participants, students of optometry at University of Applied Sciences Velika Gorica. On each participant cross-cylinder method was used, and on each eye topography was done with Oculus K4. All participants have low myopia.



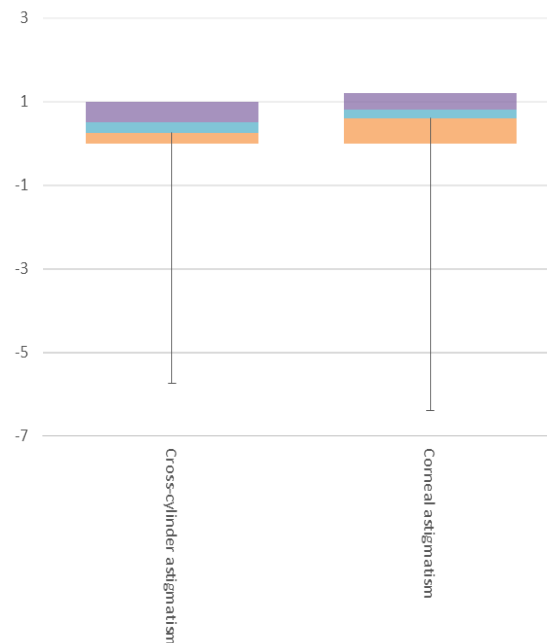
Picture 3: Oculus



Picture 4: Participant cross-cylinder

## Results

Sixty eyes of 30 patients (age 22.6 +/- 3.1 years) were included in this study. The average VA before refraction was 0.86 +/- 0.25. After the refraction using a cross-cylinder astigmatism was 0.75 +/- 0.67 and corneal astigmatism with Oculus topography was 1.16 +/- 0.86. There was also difference between axes measured with cross-cylinder and topography. Average axa measured with refraction was 89.76 and with Oculus 80.11.



Picture 5: Comparison of results

## Conclusions

Disagreement between refractive and topographic astigmatic axis is common. Approximately one third of eyes with astigmatism have > 20 degrees difference. The astigmatism values measured for the cylinder axis correlated well between subjective refraction and measured with topography. Thus, subjective measurements may be helpful in determining the cylinder component of best spectacle correction and topography for corneal astigmatism. However, topographic analysis overestimates astigmatism values in comparison to subjective measurement of spectacle astigmatism.

## References

Benjamin, W. J., Borish, I. M. Borish's clinical refraction. Philadelphia: W. B. Saunders Company, c1998. ISBN 0-7216-5688-9.

Sinjab, M. M. Corneal topography in clinical practice (Pentacam system): basics and clinical interpretation. 2nd ed. Jaypee Bros. Medical Pub, 2012. ISBN 93-502-5575-8.

The National Center for Biotechnology Information [online]. [cit. 2016-07-26]. Dostupné z: [www.ncbi.nlm.nih.gov](http://www.ncbi.nlm.nih.gov)

American Academy of Ophthalmology [online]. [cit. 2016-07-26]. Dostupné z: [www.aao.org/](http://www.aao.org/)

## Určení polohy torických intraokulárních čoček za použití navigačního systému

Autor: Bc. Martin Fůs

Školitel: Doc. MUDr. Šárka Pitrová, CSc., FEBO

### Abstrakt a cíle studie

Cílem naší studie je použití navigačního systému VERION k pooperační diagnostice a určení pooperační polohy nitrooční čočky. Prvním krokem studie je pořízení dostatečného množství předoperačních snímků a zvolení optimální metodiky pořizování snímků pooperačních právě systémem VERION. Následujícím krokem bude aplikace analýzy obrazu a určení úhlové polohy torických nitroočních čoček (IOL) pomocí vytvořeného jednoduchého softwaru.

Principem příspěvku je přiblížení základních principů a přínosu systému VERION při chirurgii katarakty, se zaměřením na nadcházející cíle studie. Prezentováno bude několik pilotních pooperačních snímků a hlavní myšlenka detekce pooperační polohy nitrooční čočky. Studie je zpracovávána v rámci diplomové práce na Českém vysokém učení technickém – Fakultě biomedicínského inženýrství<sup>1</sup> a ve spolupráci s Oční klinikou Jána Leštáka<sup>2</sup>.

### Úvod

Průměrný počet provedených operací katarakty neustále stoupá, stejně jako nároky na preciznost jejího provedení. Extrakce zkalené čočky a následná implantace čočky umělé je jednou z procentuálně nejúspěšnějších operací v medicíně. Přesto je snaha tento operační výkon neustále zdokonalovat. Cílem zákroku není pouze samotné odstranění katarakty, ale pomocí výpočtů zvolit optimální optickou mohutnost implantované nitrooční čočky pro dosažení pooperační emetropie. Pooperační zrakovou ostrost lze považovat za jedno z nejvýznamnějších měřítek úspěšnosti celého chirurgického zákroku.

### Problematika torických nitroočních čoček

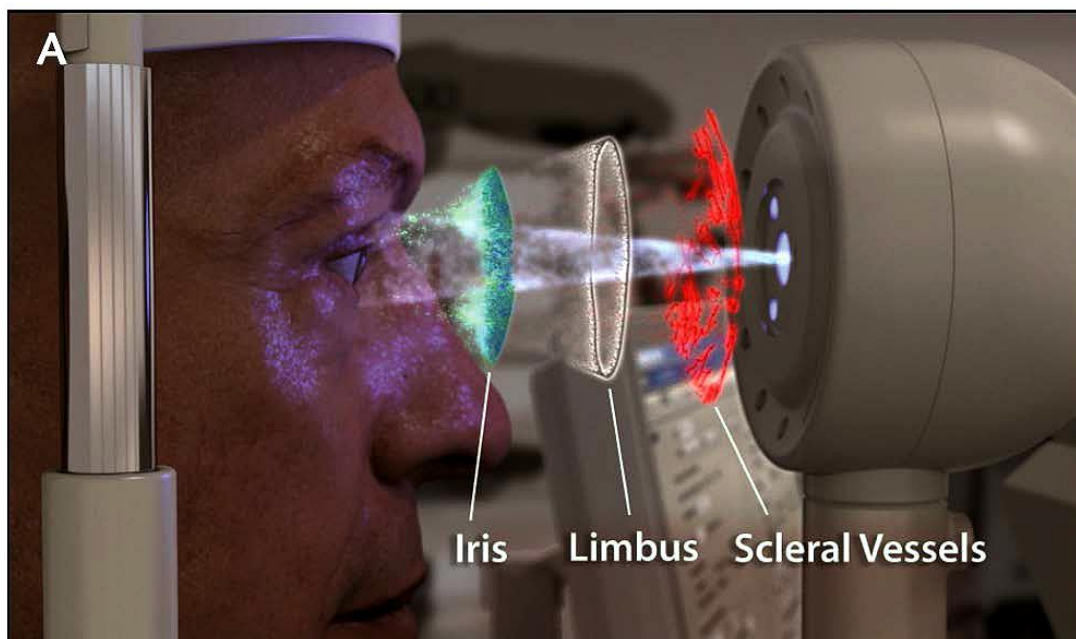
U pacientů s vyšším rohovkovým astigmatismem je pro dosažení zmíněného cíle nutná implantace torické IOL. Totožnost osy implantační a plánované korekční osy TIOL je při správném výpočtu tím nejvýznamnějším kritériem úspěšnosti. Procedura centrace torické čočky je znesnadněna několika faktory. Změnou polohy těla pacienta (při uložení na operační lůžko) dochází k cyklorotaci oka, jejíž míra je zcela individuální. Nelze tak s jistotou určit implantační osu. Řešením se stalo manuální barevné předoperační značení implantační osy přímo na oko pacienta pomocí úhlového měřítka. Na štěrbinové lampě je naznačena horizontální nebo vertikální rovina a následně znázorněna implantační osa. Manuální značení je časově náročné a vyžaduje velmi dobrou spolupráci pacienta. Přesnost a spolehlivost značení samozřejmě významně kolísá se zručností a zkušeností operátora. Běžně je dosahováno přesnosti v řádu desítek úhlových stupňů. Což je s ohledem na výši optické mohutnosti nitrooční čočky a zrakovou ostrost poměrně vysoká hodnota.

Pro standardizaci operačního zákroku a zejména pro spolehlivé určování polohy torické IOL byl vyvinut obrazově řízený navigační systém VERION. Nevýžaduje přímou spolupráci pacienta a zajišťuje přesnost i úsporu času.

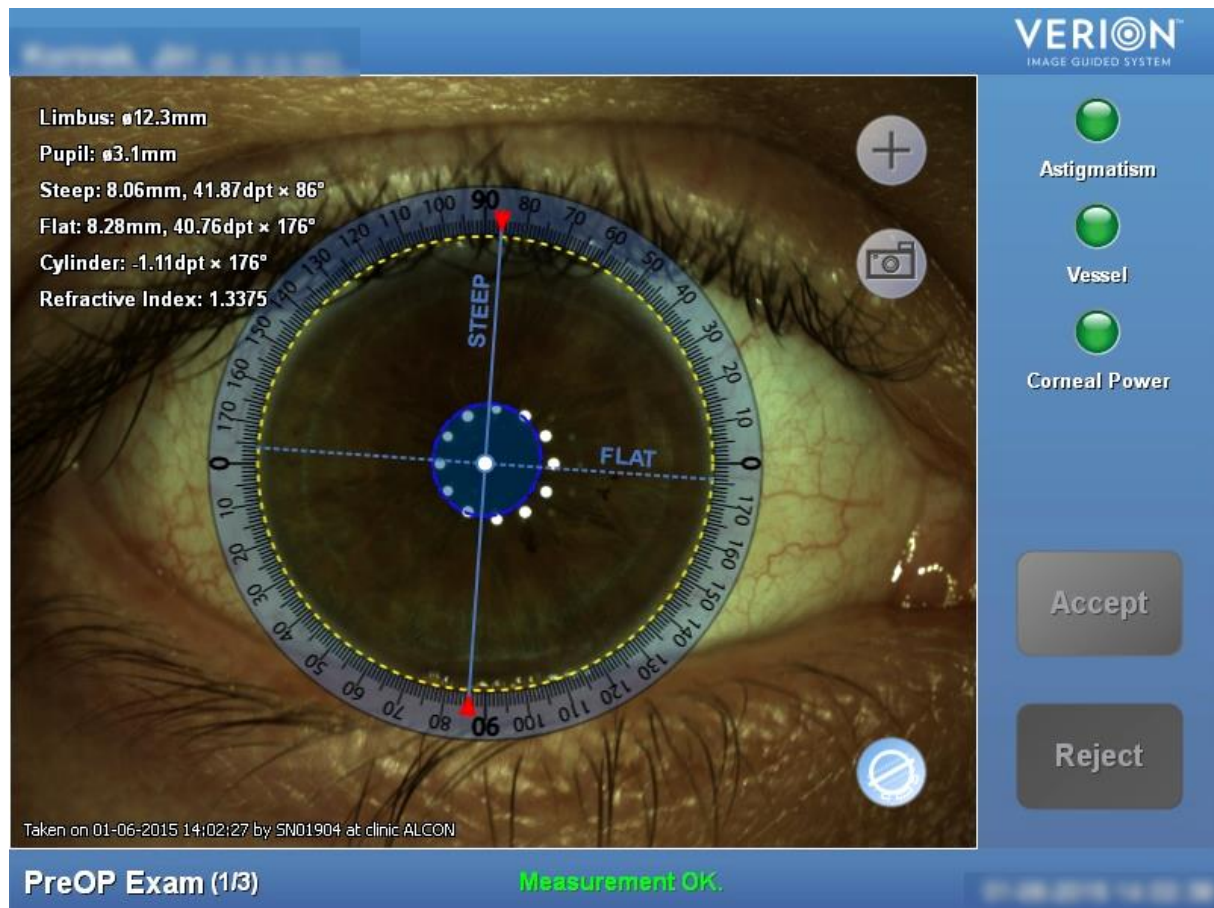
### Systém VERION – předoperační vyšetření a chirurgický plán

Obrazem řízený navigační systém VERION je technologie pro real time navigaci v procesu operace katarakty pomocí referenčního snímku (obrazu). Systém je tvořen Referenčním modulem, Vision Plannerem, MID (Microscope integrated display) a Digitálním markerem. Systém tedy kompletně řídí veškeré kroky procesu chirurgie katarakty.

Referenční modul (na obrázku 1) zaznamenává data keratometrie včetně významných struktur duhovky, sklerálních cév, velikost pupily a limbu. Tento komplex dat vytváří takzvaný „eye-print“ neboli referenční snímek oka (obrázek 2).



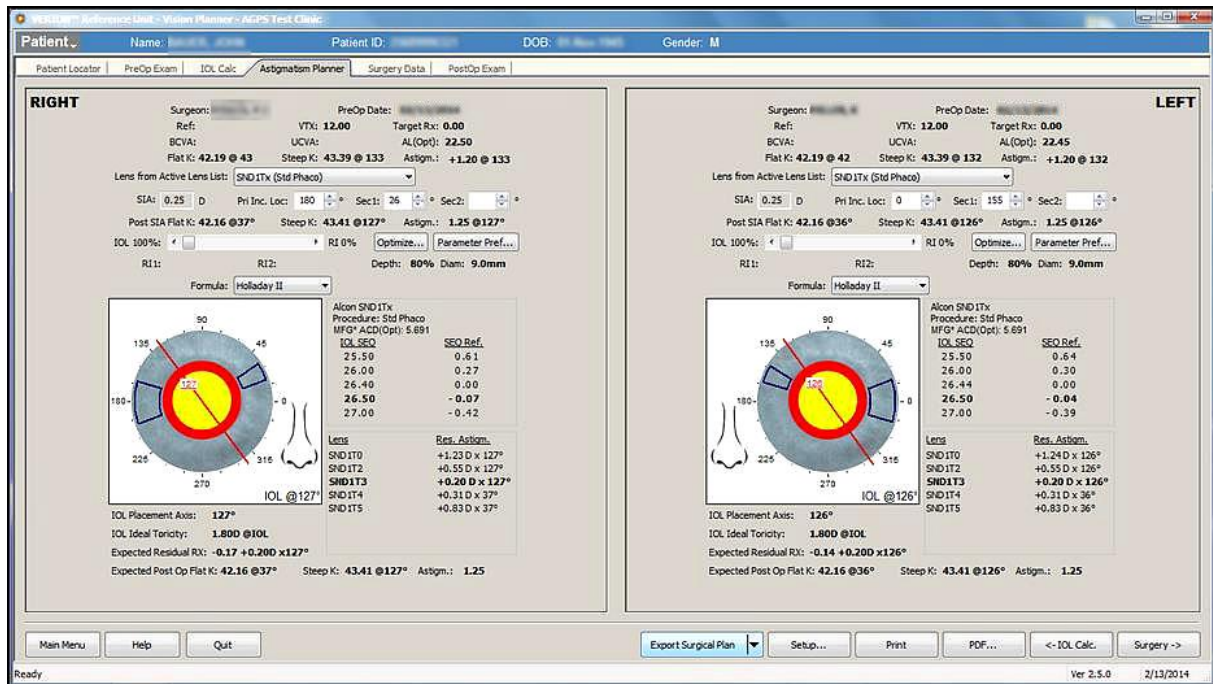
Obrázek 1: Referenční modul systému VERION.



Obrázek 2: Referenční snímek oka („eye-print“) a měřená data.

Data keratometrie jsou automaticky online přenesena do počítače se softwarem Vision Planner. Online sdílení informací jednotlivých součástí systému výrazně minimalizuje vznik transkripčních chyb. V přehledném prostředí Vision Planneru je vytvořen operační plán (náhled na obrázku 3) lze volit odlišné výpočtové vzorce pro mohutnost nitrooční čočky, konkrétní typ čočky s přehledem variant mohutností a předpokládanou residuální ametropií, plánování optimální implantační síly i osy torické IOL nebo relaxační incize. Vytvořený operační plán s kompletními údaji o pacientovi a vizualizací zákroku je online exportován do Digitálního markeru (propojeného s MID) na operačním sále.





Obrázek 3: Printscren operačního plánu v softwaru Vision Planner.

### Virtuální navigace

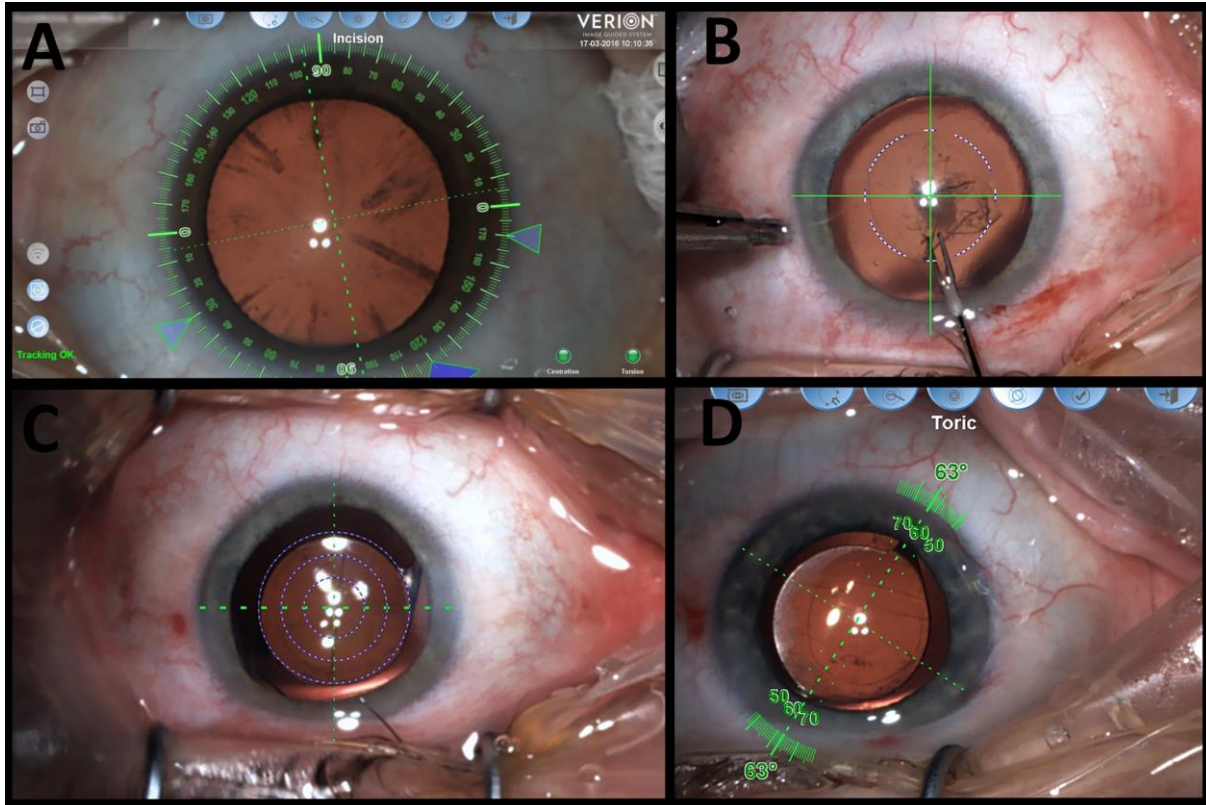
Na základě referenčního snímku a operačního plánu je MID a Digital markerem vytvořena virtuální projekce operačního plánu. V markeru je možné kontrolovat základní informace o pacientovi a lze změnit nebo upravit operační plán, což lze i v průběhu operace (obrázek 4).



Obrázek 4: Printscren operačního plánu v softwaru Vision Planner.

Na obrazovce markeru je zobrazen totožný obraz, který operátor vidí v operačním mikroskopu. Po kontrole koincidence referenčního snímku a aktuálního snímku z mikroskopu

s MID je zahájen proces virtuální real time navigace. Systém s vysokou frekvencí porovnává referenční a aktuální snímek oka a přizpůsobuje mu navigační obrazce. Tímto způsobem je kopírován případný pohyb očí a zejména cyklorotace. Vizualizace operačních kroků a jejich způsob navigace jsou na obrázku 5.



Obrázek 5: Virtuální projekce navigace operátora: A – rohovkové incize; B – kapsulorhexe; C – centrace čočky do osy vidění; D – zobrazení implantační osy.

První fází operace je vytvoření rohovkových incizí, kdy systém operátora naviguje pro umístění primární incize i paracentéz. Operátor tak jednoznačně zohlední cyklorotaci a kontrolovanou pozicí řezů minimalizuje odchylku pooperačního indukovaného astigmatismu rohovky. Následuje kapsulorhexe, jejíž parametry (velikost i centrace) jsou volitelné. Po procesu fakoemulzifikace obsahu čočkového pouzdra následuje implantace nitrooční čočky. Při tomto kroku lze operátora navigovat pro centraci čočky do osy vidění a zejména znázornit implantační osu torické IOL. Operátor je schopen s naprostou jistotou i přesností umístit korekční osu torické IOL do implantační osy. Úspěšná centrace je závěrečnou fází na operačním sále.

### Pooperační vyšetření jako motivace studie

Úspěšnou implantací proces operace katarakty nekončí. Jako její významnou součást považujeme pooperační diagnostiku. Běžně se kontrola operovaného pacienta provádí následující den po zákroku a po následujících dvou týdnech. V pooperační diagnostice je nutné stanovit, kontrolovat a predikovat případné nežádoucí indukované stavy. Pro zrakovou ostrost u očí korigovaných torickou IOL je nejpodstatnější její pozice. V ideálním případě úhlová pozice

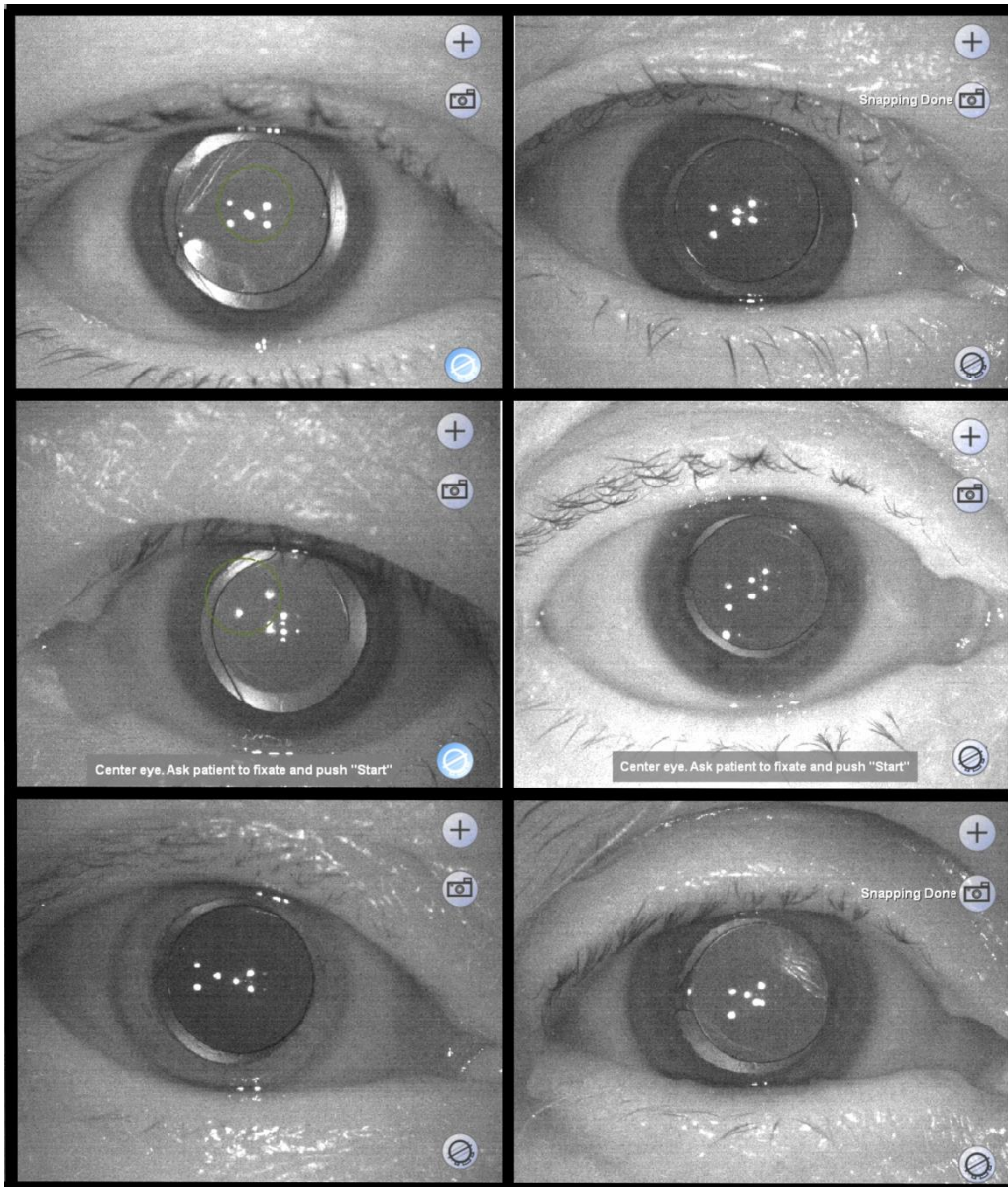
čočky odpovídá potřebné korekční ose. Pokud v některých případech není dosaženo optimálního visu, je nutné stanovit příčinu. Mezi nejčastější patří právě decentrace torické IOL. Nutné je však spolehlivě tuto příčinu stanovit, kvantifikovat a zhodnotit, případně vyloučit její potenciální vliv.

Předpokladem využití virtuálního navigačního systému je minimalizace decentrace torické IOL. Způsob jak tento předpoklad ověřit, vyhodnotit přínos pomocí faktických dat a přitom využít jeho vlastních komponent je motivací této studie.

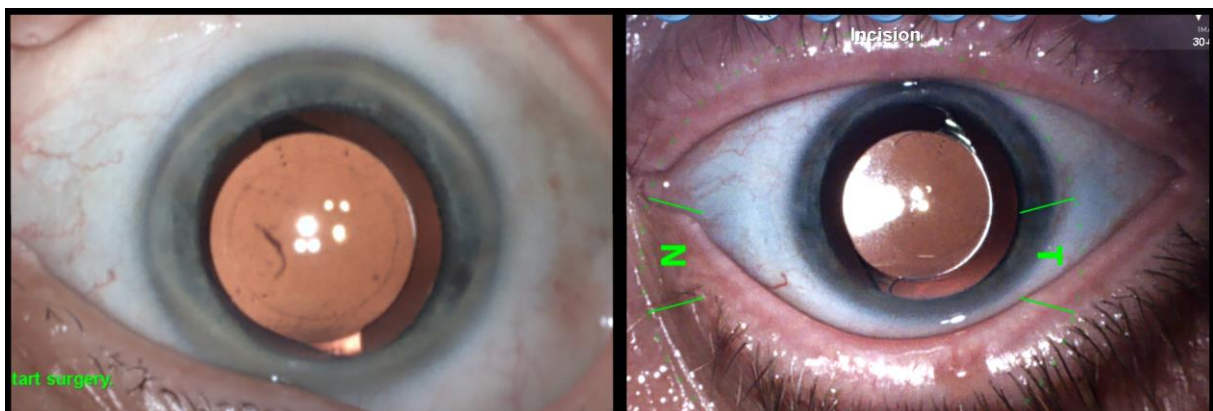
### Stanovení pozice IOL

Referenční jednotka umožňuje pooperační keratometrické vyšetření operovaného oka pro kalkulaci indukovaného rohovkového astigmatismu. Před finálním pořízením pooperačního referenčního snímku je kamera v takzvaném IR (infra-red) módu, kdy je pomocí reflexe infračervených diod měřící hlavy zjišťována optimální vzdálenost měřící hlavy od rohovky. Pokud jsou pacientovi před vyšetřením aplikována mydriatika a jimi způsobená mydriáza je dostatečně velká, jsme v tomto módu schopni zachytit snímek nitrooční čočky ve stupních šedi a zároveň s úhlovou různicí odpovídající předoperačnímu snímku, tedy i předoperačnímu plánu. Forma takto pořizovaných snímků je prezentována obrázkem 6. Snadnost a úspěšnost pořízení takového pooperačního snímku je pochopitelně závislá na individuální mydriáze jednotlivých pacientů a na vyšetřovacích podmínkách okolí.

Alternativní technikou pořízení pooperačního snímku je využití digitálního markeru ve spojení s operačním mikroskopem. Pacient je umístěn na operační lůžko, přičemž je do chirurgova mikroskopu virtuálně promítnut původní předoperační plán. Pořízením fotografie včetně i bez projekce operačního plánu budeme schopni zohlednit cyklorotaci oka způsobenou polohou pacienta. Lehká komplikovanost pořízení takového snímku je kompenzována jeho kvalitou a možností vizualizace centračních bodů. Snímky pořízené digitálním markerem jsou prezentovány obrázkem 7.



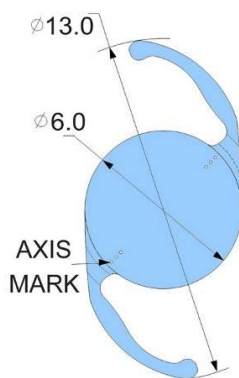
Obrázek 6: Pooperační snímky pořízené Referenčním modulem ve stupních šedi.



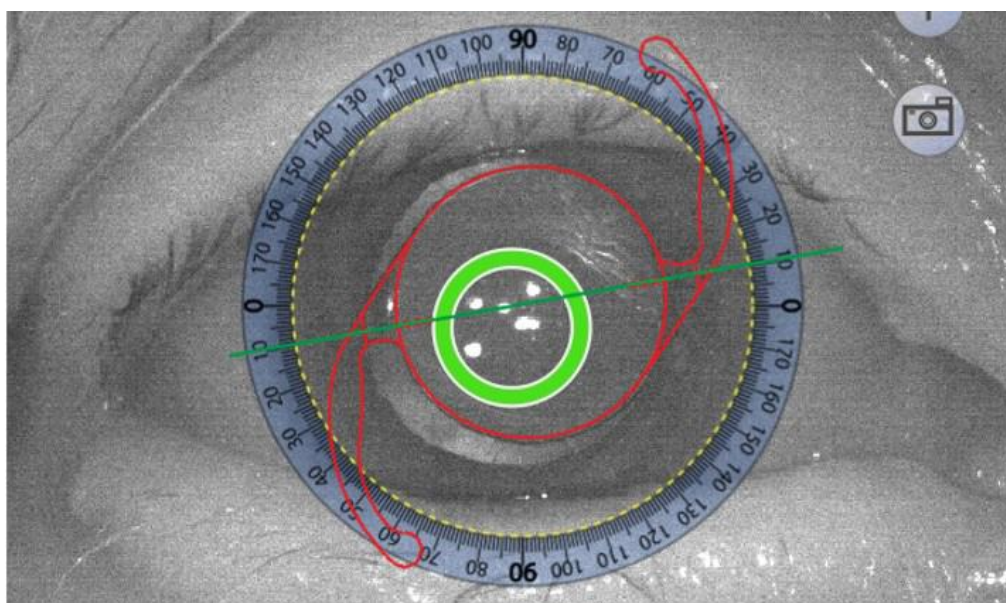
Obrázek 7: Pooperační snímek nitrooční čočky pořízený prostřednictvím Digitálního Markeru.

### Základní principy určení polohy nitrooční čočky

Hlavní myšlenkou je využití znalosti modelu implantované čočky a jeho detekce v obraze (obrázek 8). V případě pořízení pooperačního snímku referenční jednotkou nejsme schopni identifikovat centrační body torické čočky, jelikož je snímek ve stupních šedi. Tyto body jsou však umístěny standardním způsobem v identické poloze vůči haptikám nitroočních čoček. V případech, kdy dostatečná mydriáza odhalí alespoň jednu z haptik, budeme schopni předpokládat polohu centračních bodů nitrooční čočky a určit tak její pozici. Tento předpoklad můžeme využít i v případě snímků pořízených digitálním markerem jako kontrolní mechanismus, ačkoliv jsou centrační body poměrně snadno rozlišitelné. Po detekci konkrétního modelu čočky v daném pooperačním snímku je nutné určit její aktuální úhlovou polohu a porovnat ji s operačním plánem za využití před i pooperačního referenčního snímku. Součástí studie je vytvoření jednoduché aplikace pro usnadnění určení polohy a decentrace torické čočky.



Obrázek 8: Model torické IOL: AcrySof® IQ Toric IOLs SN6Tx by Alcon. Korekční osa je určena spojnicí šesti protilehlých bodů. Dvojice haptik slouží pro stabilizaci IOL v kapsule. Všechny rozměry jsou uvedeny v milimetrech.



Obrázek 9: Určení polohy čočky – korekční osa je totožná s osou implantační (10°).

## Výsledky studie

Zaměřením studie je korekce rohovkového astigmatismu pomocí torických IOL za využití moderní techniky real time navigace v průběhu chirurgie katarakty. V příspěvku jsme představili základní princip navigace systému VERION, zmínili důvody a techniky pooperačního vyšetření a stanovení polohy torické IOL. Výsledkem první části projektu jsou pořízené pilotní pooperační snímky nitroočních čoček pomocí Referenčního modulu a Digitálního markeru.

Chirurgem provádějícím veškeré chirurgické zákroky zahrnuté do studie je školitel Doc. MUDr. Šárka Pitrová. Předoperační i pooperační vyšetření a řízení virtuální navigace provádí autor studie M. Fůs. V období od března 2016 do července 2016 podstoupilo operaci katarakty pomocí systému VERION dle záznamů cca 150 očí 110 pacientů. Tento soubor považujeme za dostatečný pro získání nezbytných zkušeností.

Nadcházející fází studie je pokračování v nastoleném trendu asistence navigačního systému v operačním procesu katarakty se zaměřením na pacienty s operačním plánem pro torickou IOL. Závěrů chceme docílit prostřednictvím vytvoření jednoduché aplikace pro detekci polohy čočky a určení hodnoty případné decentrace. Tato data budou využita pro optimalizaci pooperační zrakové ostrosti, určení časově závislé stability polohy torické IOL a jako zpětná vazba pro operátora.

## Reference

VERION Reference Unit: VERION Measurement Module & VERION Elevation Table. Alcon a Novartis company, 2014. User Manual – Software version 2.5.

VERION Digital Marker M with Microscope Integrated Display. Alcon a Novartis company, 2014. User Manual – Software version 2.5.1.

VERION Reference Unit: VERION Vision Planner. Alcon a Novartis company, 2014. Quickguide for Software version 2.5.1.

Kuchynka, P. Oční lékařství. 1.vyd. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-802-4711-638.

Vlková, E., Vlk, F., Pitrová, Š. Lexikon očního lékařství: výkladový ilustrovaný slovník. 1. vyd. Brno: František Vlk, 2008. ISBN 978-802-3989-069.

Henderson, B. A., Gills, J. P. 2011. A complete surgical guide for correcting astigmatism: an ophthalmic manifesto. 2nd ed. Thorofare, NJ: SLACK Inc., xvi, 247 p. ISBN 15-564-2935-5.

ALCON LABORATORIES, NOVARTIS COMPANY PRODUCT INFORMATION: ACRYSOF IQ TORIC: AstigmatismIOL. United Kingdom, 2014. Dostupné také z: [ecatalog.alcon.com/iol\\_dfu/40-500-143\\_us\\_en.pdf](http://ecatalog.alcon.com/iol_dfu/40-500-143_us_en.pdf)

Alcon Eye Care and Healthcare Professionals[online]. [cit. 2015-12-28]. Dostupné z: [www.myalcon.com](http://www.myalcon.com)

## Determining the Position of Toric IOLs Using a Navigation System

Author: Bc. Martin Fůs

Supervisor: Doc. MUDr. Šárka Pitrová, CSc., FEBO

### Abstract

Objective of the study is using the VERION image guided system to postoperative diagnostic and to determining the position of toric intraocular lens (IOL). The first step is capturing preoperative images and find the way for capturing the postoperative image of intraocular lens position using the VERION. Next step of this study will be applying image processing and analysis to determine IOL's angular position by using simple application.

The principle of article is explaining the basics of image guided system in cataract surgery, with focusing on the upcoming goals of study. We will present several pilot postoperative images and the main idea of detection position toric IOL. The study is processed at Czech Technical University in Prague, Faculty of Biomedical Engineering<sup>1</sup> and in cooperation with Eye clinic of Jan Lešták<sup>2</sup>.

### Introduction

The average number of cataract surgery is still rising, as well as the demands on the precision of its execution. Extraction clouded lens and the artificial lens implantation is one of the most successful operations in medicine. Nevertheless the improving of this procedure is necessary. The goal of surgery is not only removing the cataracts, but to choose the optimal optical power of the lens implanted to achieve postoperative emmetropia. Postoperative visual acuity can be considered like one of the most important measures of success in the surgical procedure.

### Problematic of toric intraocular lenses

For the patients with higher value of corneal astigmatism is implantation of toric IOL necessary. The coincidence of implantation axis and correction axis of intraocular lens is the most important for patient's optimal visual acuity. The centration is very difficult because of the cyclorotation. When the patient lie on the surgery bed, eyes are rotated inside and upstairs. We are not able to determine the right axis of implantation. The most popular solution is manual color marking directly on the patient's eye using angle measuring instrument. The horizontal or vertical plane is marked at first (at slit lamp) and then the axis of implantation. This manual technique of marking is very time-consuming. Well cooperation with patient is needed and precision is varying with experiences and skills of surgeon. The common precision is about tens of degrees. This is very high value for visual acuity controlling. To standardization and higher accuracy in toric IOL centration was developed the image guided system.

### System VERION – preoperative assessment and operating plan

Image guided system is a new technology for real-time navigation during cataract surgery. Thanks this system we are able to make preoperation assessment and control all steps of surgery. The system consists of Reference unit, Vision Planner, Digital marker and Microscope integrated display (MID).

The Reference unit (in figure 1) captures a high resolution image of the patient's eye. The software detects the limbus area, location of scleral vessels and important points of iris structure. That complex creates the "eye-print" (fig. 2) or reference image of patient's eye.

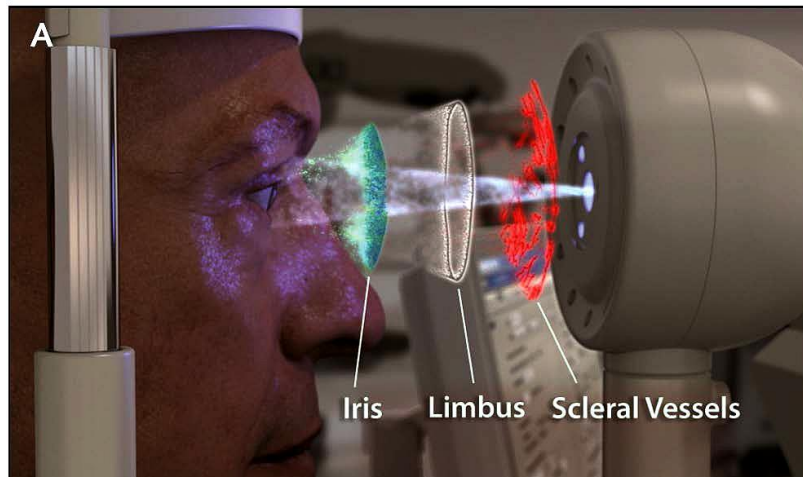


Figure 1: Reference Module of VERION.

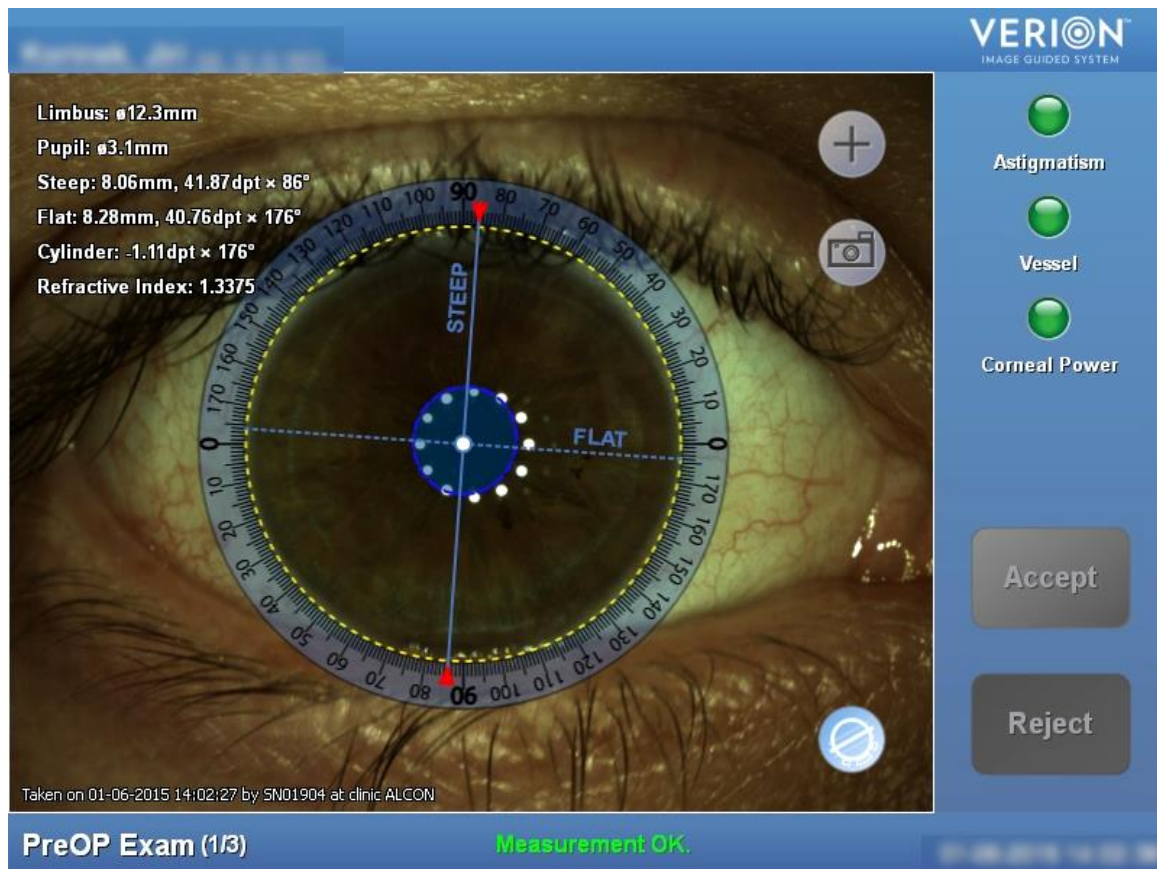


Figure 2: Reference image ("eye-print") and measured data.



Data of keratometry are automatically transferred to the Vision planner (using online sharing for minimize the transcription errors). That's software for creating the operation plan. We are able to choose formulas for IOL power calculation, model of IOL, value of residual refraction and planning of toric IOL implantation procedure. All together in one place for choosing the best variant for patient. The result is complete surgery plan with all information about patient and visualization of surgery steps.

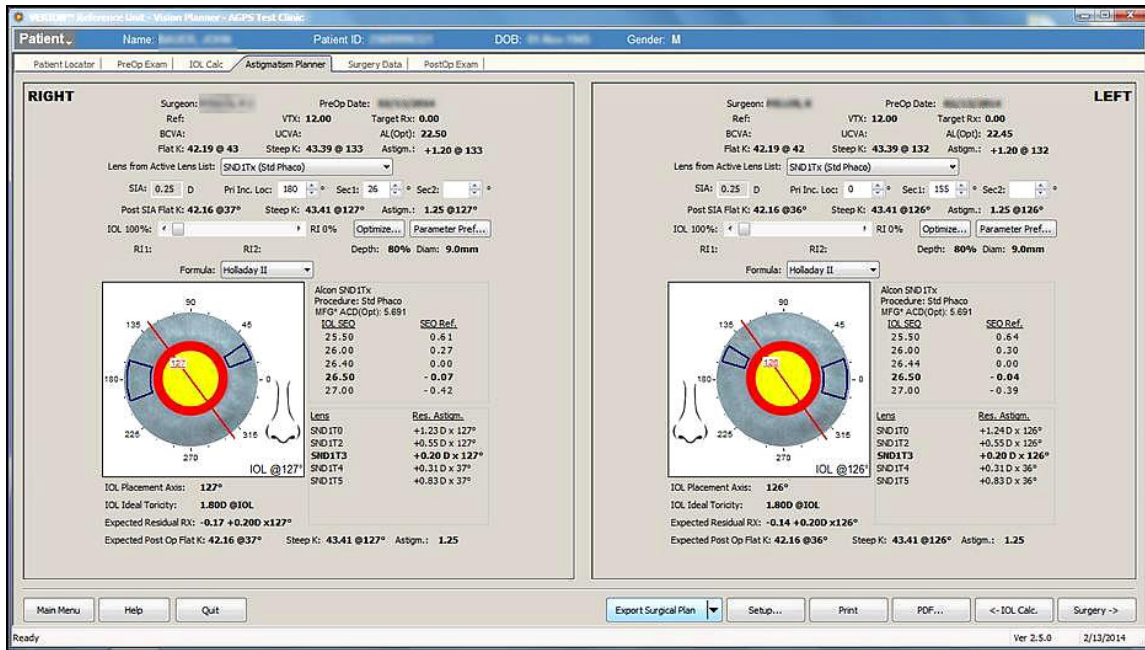


Figure 3: Printsreen of surgical plan in Vision Planner.

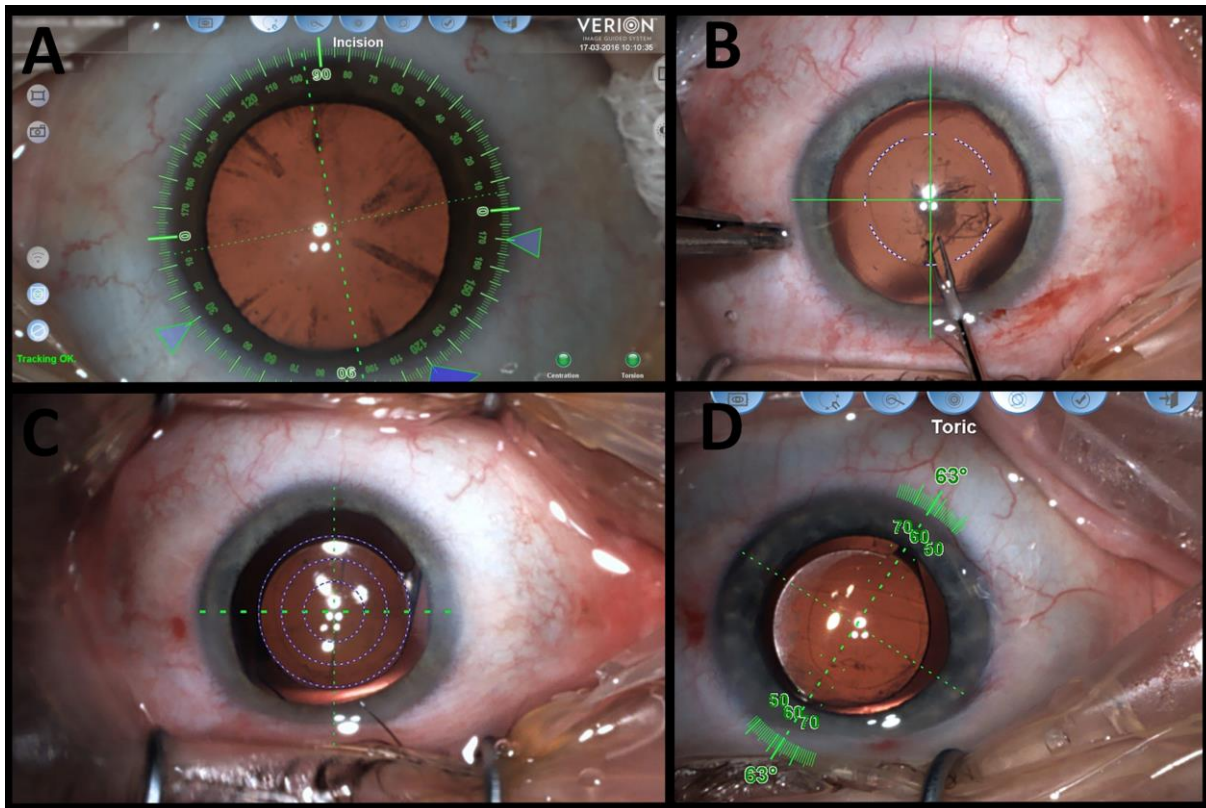
### Virtual navigation

The reference image transported online to the Digital marker and MID is used for virtual projection of navigation. In marker is able to control or manage all data of operation plan again. That is possible during the operation too.



Figure 4: Printsreen of surgical plan in Vision Planner.

In digital marker is displayed the same image of surgeon's microscope. After controlling all data and coincidence of reference and actual image is possible to start virtual navigation. MID creates real time virtual projection in one of the surgeons ocular. System compares reference and actual image and adjust the navigation pictures. So this projection is noncontact marking. The projection adjusts to eye movements and especially takes into account the cyclorotation of the eye. Real visualization of navigation principle is in figure 5.



*Figure 5: Virtual projection of navigation: A – corneal incisions; B – capsulorhexis; C – intraocular lens centration to visual axis; D – projection axis of implantation.*

The first phase of surgery is creating corneal incisions. The system is navigating the surgeon for precise placing the corneal incisions and paracentesis. So this way is possible to take in to account cyclorotation and minimizing the deviation of corneal surgical induced astigmatism. Next phase is capsulorhexis, there we can chose different parameters of navigation, like centration to visual axis or the diameter. After facoemulsification and cleaning the lens capsule comes the IOL implantation. The surgeon is navigated to centration the IOL in visual axis and especially to axis of implantation. Is very important to implant the toric IOL to the right axis of implantation. When the angle position of toric IOL is optimal, in coincidence with axis of implantation, is it the last step of surgery.

### Postoperative examination like motivation of study

The successful implantation isn't the real over of cataract procedure. Very important part is postoperative examination. First control is commonly next day after surgery and then for the following two weeks. In postoperative diagnostic is important to check and predict

potential adverse induced states. For the visual acuity in eyes with toric IOL is the most important its position. In ideal case is the angle position right in axis of correction. But in some cases isn't the visual acuity optimal and is necessary to say why. The most common cause is toric IOL decentration. However it is necessary to reliably determine right cause, quantify and to evaluate its potential impact, or possibly completely excluded.

Prerequisite for the using of virtual navigation system is to minimize decentration toric IOL. A way to verify this assumption, to evaluate the benefits of using factual data and taking advantage of its own components is the motivation of this study.

### **Determining the position of toric IOL**

Reference unit allows postoperative keratometric assessment of operated eye for surgically induced astigmatism calculation. We found, that using this "infra-red mode in grayscale" for focusing of the measuring head allowed us to change frontal plane of focusing, just easy like in microscopes. The system reports bad focus without capturing (because the option is on the front surface of cornea), but thanks print-screen mode we are able to create the image of the lens position. If the patient is applied mydriatics before the examination and it when the mydriasis is big enough, we're able to capture image of intraocular lens in grayscale. Simultaneously with angular rosette adequate preoperative image, or the preoperative plan respectively. The captured images are in figure 6. Easiness and success of the postoperative image understandably depends on the individual patient and mydriasis and various investigation on ambient conditions.

Alternative way to capture the postoperative image of lens is with using Digital marker connected with microscope. Patient (after mydriatics application) is placed to operating bed and MID project the virtual operating plan. In Digital marker we are able to capture image of actual lens position, determined with points of correction axis and determine the axis of implantation. Difficult capturing and manipulation with patient is compensate by image quality and visibility of correction points.

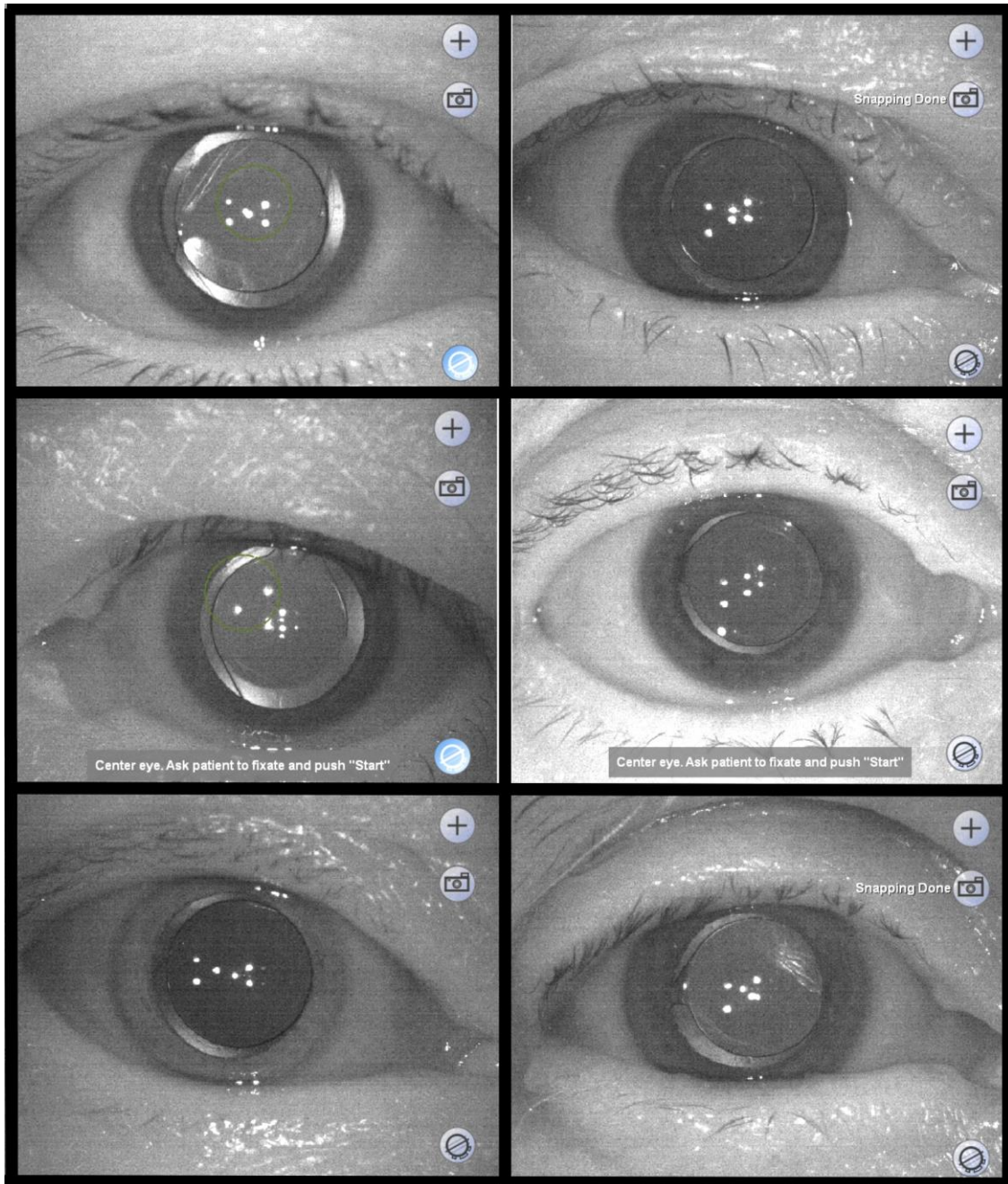


Figure 6: Postoperative images captured by Reference Module in grayscale.

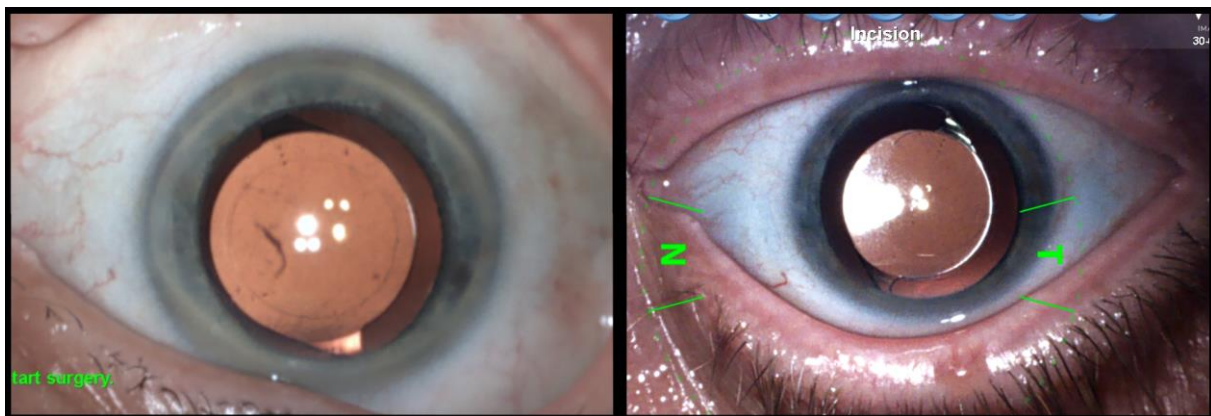


Figure 7: Postoperative image of intraocular lens captured by Digital Marker.

### Basic principles of determining the toric IOLs position

Main idea is using the postoperative images and knowing the model of toric IOL (in the figure 8). Then use the object detection in images. In image from Reference module we are not able to determine centration points of toric IOL, because the image is original in the grayscale. But these points are placed to identical position, nearby haptics of IOL. So when the mydriasis will be enough and we will see at least one haptic, we are able to predict the position of these points. Thanks the original model, we will determine the actual position of toric IOL. This technique we can use in images by Digital marker like control mechanism too. After determining the actual position we compare these data with reference image and surgeon plan.

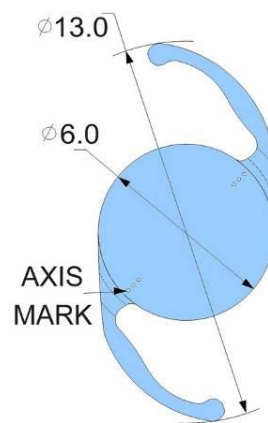


Figure 8: Model of toric IOL: AcrySof® IQ Toric IOLs SN6Tx by Alcon. The axis of correction is given by six opposing points. Two haptics are for stabilization of IOL in lens capsule. All dimensions in millimeters.

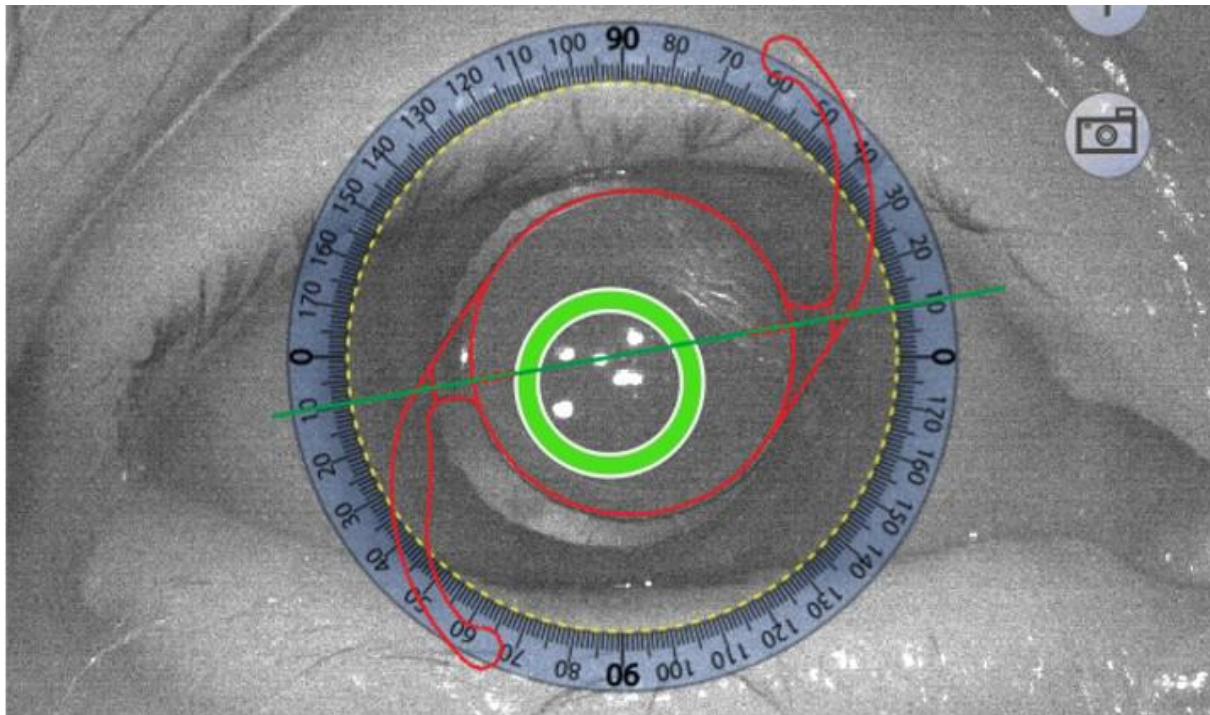


Figure 9: Determining the IOL position – axis of correction is identical to the implant axis ( $10^\circ$ )

## Conclusions

We are focused on the correction corneal astigmatism through artificial toric IOLs with advanced techniques of real-time navigation during the cataract surgery, connected with preoperative assessment. In this paper we suggested methods of cooperation, using the VERION Image guided system and its benefits. We indicated the reasons and way how to take the image of IOLs in postoperative assessment. We presented firsts successful postoperative images and introduced the main idea of toric IOL detection.

The surgeon performing all surgery procedures is doc. MUDr. Šárka Pitrová. All preoperative assessments, controlling of Digital marker during surgery, all images and postoperative assessments were done by M. Fůs. From March 2016 to July 2016 were operated for cataract by using system VERION about 150 eyes of 110 patients. This number of cases is sufficient for getting experiences.

Next phase of study is continuing of trend of navigation system in operating process cataract surgery using assistance of navigation system with focusing on patients with operation plan for toric IOL. We want to reach the objectives by creating simple application for determining the position of IOL and the value of eventual decentration. These data will be used for optimalization of postoperative visual acuity, evaluating of time depended position of toric IOL and creating feedback ratings of system for surgeon.

Next step of this study will involve create simple application for IOLs detection and position determine.

## References

VERION Reference Unit: VERION Measurement Module & VERION Elevation Table. Alcon a Novartis company, 2014. User Manual – Software version 2.5.

VERION Digital Marker M with Microscope Integrated Display. Alcon a Novartis company, 2014. User Manual – Software version 2.5.1.

VERION Reference Unit: VERION Vision Planner. Alcon a Novartis company, 2014. Quickguide for Software version 2.5.1.

Kuchynka, P. Oční lékařství. 1.vyd. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-802-4711-638.

Vlková, E., Vlk, F., Pitrová, Š. Lexikon očního lékařství: výkladový ilustrovaný slovník. 1. vyd. Brno: František Vlk, 2008. ISBN 978-802-3989-069.

Henderson, B. A., Gills, J. P. 2011. A complete surgical guide for correcting astigmatism: an ophthalmic manifesto. 2nd ed. Thorofare, NJ: SLACK Inc., xvi, 247 p. ISBN 15-564-2935-5.

ALCON LABORATORIES, NOVARTIS COMPANY PRODUCT INFORMATION: ACRYSOF IQ TORIC: AstigmatismIOL. United Kingdom, 2014. Dostupné také z: [ecatalog.alcon.com/iol\\_dfu/40-500-143\\_us\\_en.pdf](http://ecatalog.alcon.com/iol_dfu/40-500-143_us_en.pdf)

Alcon Eye Care and Healthcare Professionals[online]. [cit. 2015-12-28]. Dostupné z: [www.myalcon.com](http://www.myalcon.com)

## Internetový a samoobslužný prodej – nový fenomén v oboru optika a optometrie, výhody a rizika pro klienta

Autor: Bc. Michaela Gagová

Školitel: Mgr. Petr Veselý, DiS., Ph.D.

### Anotace

Toto sdělení se zabývá výhodami a nevýhodami, se kterými se může klient setkat při nákupu optických pomůcek přes internet. Její první část je věnována všeobecné charakteristice internetového a kamenného obchodu. Dále jsou zmíněny i hlavní výhody a nevýhody těchto dvou typů obchodů. Další část se již týká obchodů, které se věnují prodeji optických pomůcek. Jsou v ní popsány postupy korekce brýlemi a kontaktními čočkami jak v kamenné oční optice, tak v internetovém obchodu. Na konci každé části jsou shrnuty rizika, na které si klient musí dát při nákupu přes internet pozor. V závěrečné části práce jsou popsána pravidla reklamace a základní legislativní předpisy týkající se provozu.

### Úvod

V dnešní době jsou nákupy přes internet na každodenním pořádku. Mnoho zákazníků tento druh nakupování upřednostňuje a to jak z důvodu nižší ceny, tak z důvodu pohodlí. Internetové obchodování již zasáhlo také do oboru optika a optometrie. Na českém internetu je nespočet e-shopů nabízejících brýle nebo kontaktní čočky online. Svě zákazníky lákají hlavně na ceny, které jsou nižší než v očních optikách. Jsou ale brýle či kontaktní čočky zakoupeny na internetu pro klienta bezpečně? Cílem této bakalářské práce je tedy zejména vytyčit rizika, ale i některé výhody, se kterými se klient setká při nákupu brýlí či kontaktních čoček přes internet.

### Brýlová korekce v internetové oční optice

Počet lidí, kteří by si koupili dioptrické brýle na internetu, v naší zemi bohužel stále stoupá. Je ovšem také rozdíl v tom, jestli si koupí obrubu i se skly nebo pouze obrubu samotnou. V případě, že si koupí pouze obrubu, je může také čekat spousta nepříjemností a komplikací. Počínaje tím, že si brýle nemůžou předem vyzkoušet. Tím pádem nebudou vědět, jak v nich budou vypadat ani jak se v nich budou cítit. Obruba může tlačit, může být příliš těžká. Zákazník tedy riskuje, že úplně zbytečně vyhodí peníze. Má samozřejmě možnost je do určité doby bez udání důvodu vrátit, musí je ovšem správně zabalit a odeslat. To znamená zaplatit poštovné a poté čekat (většinou měsíc) na jejich odeslání zpět. Mnohem horší je ovšem koupě kompletních dioptrických brýlí. Laik si jen velmi těžko dokáže vybrat vhodná skla nebo si sám sobě změřit PD. V první řadě nemá zákazník absolutně tušení o tom, jak mu vybrané brýle budou sedět. Na mnoha internetových stránkách s optickým zbožím má možnost si „brýle vyzkoušet“, a to za pomoci webové kamery na jeho počítači. Ovšem z toho se zákazník nedozví, zda mu brýle opravdu sedí nebo zda jej netlačí. Přesně ani neví, jak daleko má hlavu k monitoru přisunout, aby velikost brýlí na obličej byla reálná. Správnou anatomickou úpravu získávají brýle v rukách odborníka a ne pomocí webové kamery na internetu. A nyní už k samotnému nákupu brýlí. Krok po kroku si projdeme průběh tohoto procesu. Jako první je

po zákazníkovi požadováno doplnění dioptrických hodnot, které opíše ze svého předpisu. Některé obchody také zákazníkům nabízí možnost tyto hodnoty překontrolovat a to tím způsobem, že svůj předpis oskenují a poté jej vloží na stránku. Ovšem tato funkce ne vždy funguje. Další požadovanou hodnotou je PD. Obchody nabízí mnoho možností, jak si jej zákazník může změřit. Není ale pravidlem, že nabízený návod správně pochopí a proto si jej velmi snadno může změřit špatně. Ne vždy chce také obchod hodnotu zvláště pro pravé a levé oko, což je taky špatně. Dalším krokem je výběr materiálu čoček. Zákazníkovi jsou nabídnuty cca 4 typy čoček a to u minerálních i plastových materiálů. Ke každému typu je většinou připsán index lomu. To ovšem laikovi neřekne skoro nic, vidí jen rozdíl v ceně. Obchod většinou nabídne optimální volbu pro zadané hodnoty korekce. Zákazník ale bohužel neví, zda potřebuje skla ztenčená nebo skla s indexem lomu 1,56. Neví, zda mu nebudou brýle s minerálními čočkami padat kvůli jejich větší váze. Po vyplnění všech náležitostí následuje výběr způsobu platby a doručení. K ceně je tedy započítána cena poštovního.

Nákup dioptrických brýlí na internetu se tedy může zdát finančně výhodnější, rychlejší a pohodlnější. Žádný odborník jej ale z mnoha důvodů nedoporučí. Brýle bez správné anatomické úpravy nemůžou klientovi nikdy správně padnout a nebudou nikdy splňovat podmínky správné korekce. Pupilární vzdálenost si zákazník nemusí vždy změřit správně. I kdyby jej změřil správně, chybí zde možnost doplnění hodnoty výšky středu zornice. Žádný internetový obchod s optickým zbožím tuto možnost nenabízí. Centrace a tedy i samotná korekce nemůže být správná. Nákup brýlí na internetu je tedy velmi riskantní a zakoupenými brýlemi si zákazník může snadno uškodit. Špatně nacentrované brýle mohou způsobovat řadu problémů počínaje bolestmi hlavy a očí, pocitem únavy atd. Brýle, které nebudou správně anatomicky upravené, budou zákazníkovi padat a budou jej tlačit. Největším problémem je tedy zcela určitě chybění lidského a osobního přístupu očního optika či jiného odborníka.

### **Korekce kontaktními čočkami v internetové oční optice**

Optickou pomůckou, která je na internetu nejčastěji pořizována, jsou právě kontaktní čočky a příslušenství k nim. V roce 2012 byl zaznamenán nárůst zájmu o kontaktní čočky o 45%. Lidé si kontaktní čočky kupují na internetu ze dvou hlavních důvodů. Prvním z nich je nízká cena – kontaktní čočky jsou na internetu opravdu levnější a to z důvodu toho, že kontaktolog si k jejich ceně musí připočítat náklady na vyšetření a kontroly. A druhým důvodem je pohodlí nákupu z domova a rychlost dodání. Kontaktní čočky a roztoky jsou považovány za již hotový výrobek a tím pádem při jejich nákupu přes internet nehrozí velké riziko. Nákup by měl být tedy bezpečný a čočky by zraku neměly nijak uškodit. Toto ovšem platí pouze v případě, že zákazník před tímto nákupem absolvuje profesionální aplikaci a všechna potřebná vyšetření a pokud mu odborník sdělí přesné informace o tom, jaký typ čoček je pro něj vhodný. Musí tedy znát všechny důležité hodnoty, jako jsou např. poloměr křivosti, průměr a materiál kontaktní čočky. Zároveň je důležité vědět, jaký roztok se k vybraným čočkám používá. Zákazník si tedy na vybrané internetové stránce zvolí pro něj vhodný typ kontaktních čoček. Stejně jako u nákupu brýlí se po něm požaduje doplnění jeho dioptrických hodnot. Poté si výrobek jen „vloží do košíku“ a doplní informace, jako jsou jméno a adresa. K ceně se samozřejmě opět připočítává poštovné, které většinou po překročení určité částky bývá zdarma. Nákup je velmi rychlý a pohodlný tím, že se provádí přímo z domova.



Nákup kontaktních čoček na internetu není tak riskantní jako nákup dioptrických brýlí. Podle odborníků má ovšem také nevýhody. Tou největší je to, že při nákupu zákazník vůbec nepřijde do styku s kontaktologem. Už jen jediným pohledem dokáže odborník poznat, zda klient netrpí nějakou patologií rohovky, která může být například nadměrně zarudlá. Klient si tento problém vůbec nemusí uvědomovat. Dokonce je i prokázáno, že lidé, kteří si kontaktní čočky na internetu kupují, pravidelně zapomínají chodit na pravidelné prohlídky. Tím stoupá riziko jakýchkoli komplikací. Nejčastějším problémem bývá přenášení čoček. Ve snaze ušetřit totiž lidé nosí čočky delší dobu, než je doporučeno výrobcem. Pro jejich zrak je to velmi nebezpečné a to z důvodu zvýšeného rizika přenosu infekce. Mnoho zákazníků si také myslí, že pokud čočky rozbálí a nenosí je například týden, prodlužuje se jejich doba nošení o sedm dní. To je ovšem omyl, protože se nepočítá doba, po kterou mají čočku v oku, ale doba od jejich rozbalení a vyjmutí z původního balení. Dále musí myslet také na každodenní výměnu roztoku a pravidelnou výměnu pouzdra na čočky, kterou je vhodné provádět alespoň jednou za tři měsíce. Při tomto nákupu tedy nehrozí až tak velké riziko. Ovšem pouze za předpokladu, že zákazník opravdu ví, co potřebuje, bude pravidelně navštěvovat svého kontaktologa a bude se o čočky poctivě starat.

### Závěr

Klienty láká při nákupu přes internet hlavně příslib nízké ceny. Zapomínají ovšem na to, že při nákupu brýlí v optice jsou k jejich ceně připočítány služby optika. Tyto služby a samotný osobní přístup odborníka jsou ovšem nedílnou součástí správné korekce. Nehledě na to, že brýle zakoupené na internetu nejsou anatomicky upravené a nejsou ani korektně nacentrované. Zákazník si jimi tedy může snadno ublížit. Při nákupu kontaktních čoček na internetu nehrozí zákazníkovi tak velké riziko jako při nákupu brýlí. I přesto není jejich nákup přes internet doporučován. Nositel kontaktních čoček totiž může snadno zapomínat na pravidelné kontroly u svého kontaktologa, čímž může docházet ke zdravotním problémům. Na závěr je tedy důležité říci, že osobní a odborný přístup optometristy či optika je při korekci stěžejní. Také samotný klient by si měl toto uvědomovat. Vhodným řešením by bylo upozorňování veřejnosti na možná rizika tohoto nákupu např. formou komunikace s odborníkem.

### Zdroje

Beneš, P. Nákupem čoček přes internet si můžete ohrozit zrak, řekl optometrista [online 24.2.2014]. [http://ona.idnes.cz/on-line-rozhovor-kontaktni-cocky-dqn-/zdravi.aspx?c=A141125\\_120251\\_zdravi\\_pet](http://ona.idnes.cz/on-line-rozhovor-kontaktni-cocky-dqn-/zdravi.aspx?c=A141125_120251_zdravi_pet)

FEEDIT.CZ, 2013. Zájem o kontaktní čočky na internetu roste, lidé za ně v loňském roce utratili téměř půl miliardy. [online 12.12.2014]. <http://www.feedit.cz/wordpress/2013/04/03/zajem-o-kontaktni-cocky-na-internetu-roste-lide-za-ne-v-lonskem-roce-utratili-temer-pul-miliardy/>

OTTLENS, 2012. Nedisciplinovaných uživatelů kontaktních čoček přibývá. [online 12.12.2014]. <http://www.ottlens.com/clanky/nedisciplinovanych-uzivatelu-kontaktnich-cocek-pribyva>

VIDENI.CZ, 2010. Nakupování přes internet. Ano nebo ne? [online 9.12.2014]. <http://www.videni.cz/produkty/47-nakupovani-pres-internet-ano-nebo-ne>

## Internet sales and self-service - a new phenomenon in the field of optics and optometry, benefits and risks for the client

Author: Bc. Michaela Gagová

Supervisor: Mgr. Petr Veselý, DiS., Ph.D.

### Summarized

This thesis deals with the advantages and disadvantages with which the client may encounter when buying optical devices over the internet. The first part is devoted to general characteristics of the Internet and stone shop. Furthermore, it also mentions the main advantages and disadvantages of these two types of stores. The second part is concerned with shops dedicated to selling optical aids. It describes procedures of correction with glasses and contact lenses at optician's and in the Internet shop. Risks for which the client must watch out while buying over the Internet are summarized at the end of each section. The final part is describing the basic rules of the complaint and legislative provisions relating to the operation.

### Introduction

Nowadays the Internet purchases are on the order of the day. Many customers prefer this kind of shopping because of lower prices and because of the convenience. Internet commerce has already intervened in the field of optics and optometry. There are countless e-shops on the Czech Internet offering glasses or contact lenses online. Their customers are attracted mainly to prices that are lower than in ophthalmic optics. But are glasses or contact lenses purchased on the Internet safe enough for the client? The aim of this thesis is thus to set out the risks, but also some advantages to which the client encounters when buying glasses or contact lenses on the Internet.

### Spectacle correction on the Internet

The number of people who would buy eyeglasses online, in our country, unfortunately, is still growing. But it is also a difference in whether you buy a skirt and glasses or only trim itself. In the event that buys only the flange can also expect a lot of trouble and complications. Starting with the fact that glasses can not pass a test. Thus, they will not know how they will look in them or how they will feel in them. Trim can push or it might be too heavy. The customer therefore risks being needlessly thrown away money. It has a possibility to a certain time period without giving a reason to return, must, however, correct packaging and shipping. That means pay postage and then wait (usually a month) to send them back. Much worse, however, is the purchase of complete spectacles. It can be very difficult for a layman to choose a suitable glass for himself or to measure his own PD. First, the customer has absolutely no idea of how the collected glasses will suit. On many websites with optical products he has the opportunity to "try out glasses" using a webcam on his computer. However, from the customer to know whether he really fits glasses or if it will not push. Exactly not even know how far has

the head to monitor move close to the size of the glasses on his face was real. Anatomically correct adjustment gain glasses in the hands of an expert and not using a webcam on the Internet. And now to the actual purchase of glasses. Step by step we go through this process. The first it is required to supplement prescription values cribs from your prescription. Some stores also offer customers the opportunity to check these values through scanning your prescription from the machine and then insert it into the page. However, this feature does not always work. Another desired value is PD. Stores offer many options for the customer to measure them. But there is no rule that the customer will understand these instructions so they can easily be measured wrong. Not always the shop wants to store values separately for left and right eye, which is also wrong. The next step is the selection of lens material. The customer is offered about 4 types of lenses and for mineral and plastic materials. For each type is mostly attributed to the refractive index. However, it will say almost nothing to a layman, the only thing he sees is the difference in price. Business usually offers the optimum choice for the desired correction value. The customer but unfortunately does not know whether it needs thinned glass or glass with a refractive index of 1.56. He does not know that the glasses with mineral lenses can fall due to their greater weight. After completing all formalities the next step is to choose payment and shipping method. The shipping price is therefore included.

Buying prescription glasses online may therefore seem more cost-effective, faster and more convenient. No expert however would recommend it for many reasons. Glasses without proper anatomical modifications can never properly fit and will never satisfy the conditions for proper correction. Pupillary distance customer may not always measure correctly. Even if he measures them correctly, there is not a possibility to add the vertical pupillary distance. No online shop with optical products offer this option. Centering and thus the correction itself is not correct. Buying glasses online is very risky and purchased glasses can easily hurt customer. Poorly centered glasses can cause a variety of problems ranging from headaches and eye problems, feeling tired etc. Glasses that are not anatomically correctly adjusted can fall and push. The biggest problem is therefore certainly lack of the human and personal approach of an optician or any other expert.

### **Correction with contact lenses on the Internet**

Optical aids, that are mostly sold on the Internet are contact lenses and accessories. In 2012 there was an increase of interest in contact lenses by 45%. People are buying contact lenses on the internet for two main reasons. The first is a low price - contact lenses on the internet are really cheaper because of the fact that a doctor recommended to their price must be added the costs of examination and inspection. A second reason is the convenience of shopping from home and speed of delivery. Contact lenses and solutions are already considered finished product and thus when they are purchased over the Internet at low risk. Purchases should therefore be safe and lenses should not in any way harm the eyesight. However, this only applies if the customer before the purchase completes professional application and all required examinations and if he knows on what type of contact lenses is suitable for him. They must therefore know all relevant values, such as e.g. radius of curvature, diameter and material of the contact lens. It is also important to know what type of solution

to select. The customer then chooses a suitable type of contact lenses for him on the website. While the purchase of glasses is required of him supplement his prescription values. After a product is referred to as "inserted into the cart" he needs to add informations such as name and address. The price of the course will be added postage, mostly after exceeding a certain amount is usually free. Buying is very fast and comfortable because it can be done right from home.

Purchasing contact lenses on the Internet is not as risky as buying prescription glasses. According to experts, however, it has its disadvantages. The greatest is that when buying at the optician's a customer comes into contact with an expert. Just with one glance expert can tell if the client does not suffer from any corneal pathology, which can be, for example, excessive redness. The client can have this problem and may not even realize it. It's even been shown that people who buys their contact lenses on the internet, are regularly forgetting to go for their regular checkups. This increases the risk of many complications. The most common problem is transferring lenses. In order to save money because people wear lenses longer than recommended by the manufacturer. For their eyesight is very dangerous because of the increased risk of infection. Many customers also think that if you do not wear lenses expands and as the week, extending their wearing time of seven days. However, this is misleading because it does not count the time during which the lens is in the eye. They must also think about the daily exchange solution and periodic replacement lens case, which should be done at least once in every three months. With this purchase, therefore there is no so much risk. But only on condition that the customer really knows what he needs and visits an optician regularly and will honestly care about his lenses.

### Conclusion

What attracts clients the most when buying on the internet especially is the promise of low prices. They forget, however, that when buying glasses at opticians there is the cost their services credited. These services includes very personal and professional approach which is a very important part of proper correction. Despite the fact that glasses purchased on the Internet are not anatomically adapted and are not centered well. The customer therefore can be easily hurt. When buying contact lenses on the internet the risk for the customer is not as big as when buying glasses. Despite of that it is not recommended to buy them online. Contact lens wearers usually forget about their regular checkups, which can lead to health problems. In conclusion, it is important to say that personal and professional approach of optometrist or optical expert is at the core of the correction. Also a client should be aware of this. A suitable solution would be to alert the public of the risks of buying these optical aids online mainly through communication with an expert.

### Resources

Beneš, P. Nákupem čoček přes internet si můžete ohrozit zrak, řekl optometrista [online 24.2.2014]. [http://ona.idnes.cz/on-line-rozhovor-kontaktni-cocky-dqn-zdravi.aspx?c=A141125\\_120251\\_zdravi\\_pet](http://ona.idnes.cz/on-line-rozhovor-kontaktni-cocky-dqn-zdravi.aspx?c=A141125_120251_zdravi_pet)

FEEDIT.CZ, 2013. Zájem o kontaktní čočky na internetu roste, lidé za ně v loňském roce utratili téměř půl miliardy. [online 12.12.2014]. <http://www.feedit.cz/wordpress/2013/04/03/zajem-o-kontaktni-cocky-na-internetu-roste-lide-za-ne-v-lonskem-roce-utratili-temer-pul-miliardy/>

OTTLENS, 2012. Nedisciplinovaných uživatelů kontaktních čoček přibývá. [online 12.12.2014]. <http://www.ottlens.com/clanky/nedisciplinovanych-uzivatelu-kontaktnich-cocek-pribyva>

VIDENI.CZ, 2010. Nakupování přes internet. Ano nebo ne? [online 9.12.2014]. <http://www.videni.cz/produkty/47-nakupovani-pres-internet-ano-nebo-ne>

VYHODNE-BRYLE, 2011. [online 9.12.2014]. <http://www.vyhodne-bryle.cz/>

## Přístroje potřebné pro vyšetření zrakového nervu při diagnostice glaukomu, metodika vyšetření

Autor: Bc. Zuzana Gerbocová

Školitel: MUDr. Magdaléna Macurová

Diagnostika a sledovanie progresie glaukómu zahŕňa niekoľko diagnostických metód, vrátane merania vnútroočného tlaku, subjektívneho hodnotenia terča ZN a testovania zorného poľa. Tieto tradičné metódy hodnotenia glaukómu majú ale niekoľko kľúčových obmedzení, ktoré dávajú priestor pre doplnkové vyšetrenia.

Vnútroočný tlak je hlavným rizikovým faktorom pre vznik glaukómového poškodenia, jeho znižovaním sa snažíme zastaviť progresiu degeneratívnych zmien sietnice. Avšak, vysoká individuálna variabilita a denné kolísanie VOT obmedzujú použitie tohto hodnotiaceho kritéria pre diagnostiku ochorenia. Okrem toho, hodnoty vnútroočného tlaku nás neinformujú o tom, či už došlo k poškodeniu, a ak áno, tak do akej miery.

Pozorovanie terča ZN pri glaukóme pri oftalmoskopickom vyšetrení vo veľkej miere závisí na zručnostiach vyšetrujúceho, čo do istej miery ovplyvňuje funkčnosť tejto diagnostickej metódy.

Počítačová statická perimetria je bežne používaným vyšetrením, ktoré je pravdepodobne zlatý štandard pre hodnotenie glaukómovej neuropatie a pre sledovanie progresie ochorenia. Aj keď je vyšetrenie citlivé na detekciu straty zorného poľa, má niekoľko významných obmedzení, ktoré sa týkajú subjektívneho hodnotenia vyšetrovaného.

Vzhľadom k tomu, že glaukómové poškodenia sú nevratné, je nutné presne diagnostikovať pacientov so skorými štrukturálnymi zmenami. Z tohto dôvodu je dôležité presné a reprodukovateľné kvantitatívne hodnotenie zrakového nervu. Kvantitatívne zobrazovacie technológie sú v tomto smere citlivejšie vo vyšetrení glaukómovej progresie v porovnaní s klinickými kvalitatívnymi vyšetreniami.

V priebehu posledných dvoch desaťročí došlo k vývoju a uvedeniu do praxe niekoľkých zobrazovacích technológií, ktoré sa vo veľkej miere využívajú na odhalenie skorých glaukómových poškodení. Tento plagát sa zaoberá súčasnými zobrazovacími prístrojmi, ako sú Heidelberský retinálny tomograf (HRT), Optický koherentný tomograf (OCT), Analyzátor hrúbky sietnice (RTA) a Laserový skenovací polarimeter (GDx).

### Glaukóm

Glaukóm je chronická neuropatia zrakového nervu, ktorého rizikovým faktorom je výška VOT. Je to skupina očných ochorení, pri ktorých je poškodzovaný v dlhšom časovom horizonte zrakový nerv, väčšinou z príčiny zvýšeného VOT. Z tohto poškodenia nervových vlákien vyúsťujú typické zmeny zorného poľa.

Existuje však i mnoho ďalších faktorov, ktoré môžu spôsobovať typické zmeny terča ZN, a to i pri štatisticky normálnom vnútroočnom tlaku. Glaukóm je spojený s viacerými rizikovými faktormi, ale vysoký VOT je z nich najvýznamnejší.

### Přístroje potřebné pro vyšetření zrakového nervu při diagnostice glaukomu, metodika vyšetření

Medzi prístroje potrebné pre vyšetrenie zrakového nervu pri diagnostike glaukómu patrí Heidelbergský retinálny tomograf (HRT), Optický koherentný tomograf (OCT), GDx Nerve Fiber Analyzer (GDx Laserový skenovací polarimeter) a Retinal Thickness Analyzer (RTA - Analyzátor hrúbky sietnice). Tieto moderné a objektívne zobrazovacie techniky pomáhajú v diagnostike glaukómu a monitorovaní jeho vývoja. Na tomto plagáte v skratke popíšem každý z nich, hlavne ich princíp vyšetrenia zameraný na diagnostiku glaukómu.

#### Heidelberg Retina Tomograph – HRT

Heidelbergský retinálny tomograf (HRT) je konfokálny laserový skenovací systém. Vyvinutý nemeckou firmou Heidelberg Engineering patrí k zobrazovacím technikám a je jeden z hlavných komerčne dostupných prístrojov, ktoré využívajú zobrazovací systém na vyšetrenie oka. Ponúka tri moduly. Základný glaukómový modul kvantitatívne popisuje terč ZN a posudzuje jeho zmeny v čase. Zameriava sa na detekciu glaukómových zmien v čase a ich progresiu. Na tento modul sa zameriam. K ďalším modulom patrí rohovkový a makulárny.

#### GDx Nerve Fiber Analyzer

Skenovacia laserová polarimetria patrí medzi zobrazovacie technológie, ktoré využívajú polarizačných vlastností sietnice na meranie hrúbky vrstvy RNFL. Je založená na princípe dvojlomu (birefringencii). K hlavným dvojlomných vnútroočným tkanivám patrí rohovka, očná šošovka a sietnica. V sietnici spôsobuje dvojlomnosť paralelné usporiadanie mikrotubulov vo vrstve RNFL.

Polarizované svetlo laserového lúča, ktorý prechádza sietnicou je z hlbokých vrstiev odrazené späť a vplyvom dvojlomnosti RNFL má určitý fázový posun. Veľkosť tohto fázového posunu sa nazýva retardácia a je priamo úmerná hrúbke vrstvy RNFL. Pomocou detektoru sa kvantifikuje hodnota retardácie, ktorá sa vypočítava pre každý bod sietnice.

#### Retinal Thickness Analyzer - RTA

Analyzátor hrúbky sietnice – RTA je viacúčelový prístroj, ktorý kombinuje digitálnu fundus kameru, počítačové skenovanie pomocou štrbinovej lampy a samotný analyzátor hrúbky sietnice. Poskytuje zobrazenie topografie sietnice a terča ZN s priamym zmeraním hrúbky vrstvy nervových vlákien v peripapilárnej oblasti. Meria hrúbku sietnice aj v okolí makuly, pretože pri glaukóme dochádza v tomto mieste tiež k stenčeniu kvôli úbytku gangliových bb. Patrí k zobrazovacím technikám a slúži primárne k diagnostike a sledovaniu pacientov s glaukómom, ale aj s diabetickou makulopatiou a makulárnymi degeneráciami rôznej etiológie.

#### Optical Coherence Tomography – OCT

Optická koherentná tomografia - OCT (Carl Zeiss Meditec AG, Dublin, USA) je vyšetrovacou zobrazovacou technológiou, ktorá umožňuje zobrazenie štruktúr sietnice, terča

zrakového nervu a makuly s vysokým rozlíšením pri využití koherentných vlastností svetla. Meria hrúbku vrstvy nervových vlákien sietnice na optickom princípe ultrasonografického A-skenu. Používa sa prevažne na vyšetovanie a diagnostikovanie pacientov s glaukómom.

Rozdiel medzi FD-OCT a TD-OCT spočíva v základoch využívanej technológie. Tieto obe OCT technológie vychádzajú z merania hrúbky štruktúr tkaniva, ktoré vychádza z princípu časových oneskorení lúča, ktorý sa vracia z rôznych hĺbok oka.

Klasický OCT s Time-Domain systémom využíva vláknovú optiku Michaelsonovho interferometru k zmeraniu časového rozdielu v odraze. Laserový lúč vychádza zo superluminiscenčnej diódy, vstupuje do optického vlákna, ktorý ho pomocou deliča zväzku rozdelí na 2 samostatné dráhy lúčov. Jeden lúč mieri k referenčnému zrkadlu (kontrolný lúč) a druhý mieri cez pupilu do oka, kde sa odráža od jednotlivých vrstiev sietnice. Reflexie z oboch lúčov sú potom zrekombinované a výsledná interferencia oboch lúčov sa detekuje a digitalizuje pre počítačové spracovanie. Posudzuje sa časové oneskorenie lúča, ktorý sa odráža od štruktúr tkanív v oku voči lúču vychádzajúcemu zo zdroja. Zároveň dochádza k posunu referenčného zrkadla, ku ktorému mieri kontrolný lúč v závislosti na hĺbke skenovanej štruktúry čím vzniká jeden A-sken, ktorý podáva informáciu o hĺbke v určitej oblasti. Každý posun referenčného zrkadla vedie k vytvoreniu A-skenu.

Klasický TD-OCT má však svoje limity, ktoré prekonala FD-OCT. Pri TD-OCT sme boli obmedzení rýchlosťou mechanického pohybu referenčného zrkadla, ktorý bol potrebný k zachyteniu A-skenu. OCT s Fourier-Domain technológiou má referenčné zrkadlo pevne upevnené. Rozdiel je v tom, že interferencia lúčov sa pomocou difrakčnej mriežky rozkladá na spektrum. Potom sú pomocou Fourierovej analýzy jednotlivé vlnové dĺžky spracované k vytvoreniu A-skenu. Vďaka stacionárnej polohe referenčného zrkadla je celý proces oveľa rýchlejší ako pri TD-OCT, taktiež tým získame viac skenov za sekundu a skrátí sa aj doba vyšetovania.

Zistená latencia odrazu lúčov sa následne farebne kóduje a z A-skenov sa vytvorí 2D obraz prierezom tkanív. Reflektivita tkanív sa na ňom farebne odlišuje, vysokorefektívne tkanivá sú v červenej až bielej farbe, s nízkou reflektivitou v modrej až čiernej farbe. Žltozelene sú zobrazené tkanivá s priemernou reflektivitou. K vysokorefektívnym tkanivám patrí RNFL, pigmentový epitel sietnice a choriocapillaris cievnatky. Vrstva fotoreceptorov, chorioidea a ohraničené ložiská tekutiny majú nízku reflektivitu. Označenie terča sa deje automaticky, nie je nutné vyznačenie kontúrnej krivky ako v predchádzajúcich prístrojoch. Taktiež OCT umožňuje skenovať 3 osobité očné štruktúry a to peripapilárnu vrstvu nervových vlákien, makulu a terč zrakového nervu.

## Zdroje

Kuchynka, P. *Oční lékařství*. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1163-8.

Kraus, H. *Kompendium očního lékařství*. Praha: Grada, 1997. ISBN 80-7169-079-1.

Stamper, R. L., Lieberman M. F., V. Drake, M. V. *Becker-Shaffer's diagnosis and therapy of the glaucomas*. 8th ed. Edinburgh: Mosby/Elsevier, c2009. ISBN 978-0-323-02394-8.



Rozsival, P. *Trendy soudobé oftalmologie*. Praha: Galén, 2012. ISBN 978-80-7262-818-6.

Výborný, P., Rozsival, P. *Glaukom: vybrané kapitoly*. Hradec Králové: Nucleus HK, 2008. Oftalmologie. ISBN 978-80-87009-35-2.

Všetky použité zdroje sú uvedené v kapitole Zoznam literatúry a internetových zdrojov na konci bakalárskej práce, dostupné na webovej stránke: [https://is.muni.cz/auth/th/411119/lf\\_b/](https://is.muni.cz/auth/th/411119/lf_b/)

## Devices needed for examination of the optic nerve head in glaucoma diagnostics, methodology of examination

Author: Bc. Zuzana Gerbocová

Supervisor: MUDr. Magdaléna Macurová

Diagnosis and monitoring of glaucoma progression includes a number of diagnostic methods, including the measurement of intraocular pressure, subjective assessment of the ONH and visual field testing. These traditional methods for assessing glaucoma have some limitations that give space for additional examination.

Intraocular pressure is a major risk factor for glaucoma damage, trying to reduce its way to stop the progression of degenerative changes in the retina. However, the high individual variability and IOP daily fluctuation limit the use of the evaluation criteria for the diagnosis of disease. Moreover, IOP values inform us whether damage has occurred, and if so, to what extent.

Observing the ONH in glaucoma at ophthalmoscopic examinations will largely depend on the skills of examiner, which to some extent affect the functionality of this diagnostic method.

Computer static perimetry is a widespread examination, which is probably the gold standard for evaluation of glaucomatous neuropathy and to monitor disease progression. Although the testing is sensitive to the detection of the loss of visual field, it has significant limitations related to subjective evaluation of investigated.

In view of the fact that glaucoma is irreversible damage, it is necessary to accurately diagnose patients with early structural changes. Therefore, it is important to accurate and reproducible quantitative evaluation of the optic nerve. Quantitative imaging technology are more sensitive in screening glaucoma progression compared with clinical qualitative examination.

Over the past two decades have been developed and put into practice a number of imaging technologies that are widely used to detect early damage of glaucoma. This poster presents the current imaging devices such as Heidelberg retinal tomography (HRT), Optical coherence tomography (OCT), Retinal thickness analyzer (RTA) and Scanning laser polarimeter (GDx).

### Glaucoma

Glaucoma is a chronic optic neuropathy, the risk factor is the height of IOP. It is a group of eye diseases in which in the longer term is the optic nerve harmed, most of the causes of increased IOP. Damage nerve fibers are resulting in characteristic visual field changes.

However, there are also many other factors that can cause characteristic changes in the ONH, including the statistically normal intraocular pressure. Glaucoma is associated with several risk factors, but the high IOP is one of the most important.

### Devices needed for examination of the optic nerve head in glaucoma diagnostics, methodology of examination

The devices necessary for the examination of the optic nerve in glaucoma diagnosis include Heidelberg retinal tomography (HRT), Optical coherence tomography (OCT), GDx Nerve Fiber Analyzer (GDx scanning laser polarimeter) and Retinal Thickness Analyzer (RTA). These modern and objective imaging techniques help in the diagnosis of glaucoma and monitor its development. On this poster is short description of each of them, especially the principle of examination for glaucoma diagnosis.

#### Heidelberg retina tomography – HRT

Heidelberg retinal tomography (HRT) is a laser scanning confocal system. Developed by the German company Heidelberg Engineering is one of the imaging techniques and it is one of the major commercially available devices which use an imaging system for the examination of the eye. It offers three modules. The basic module of glaucomatous ONH quantitatively describes and assesses its changes over time. It focuses on the detection of glaucoma changes over time and their progress. Additional modules include corneal and macular.

#### GDx Nerve Fiber Analyzer

Scanning Laser Polarimetry is among imaging technologies that use polarization character of the retinal layer for thickness measuring of RNFL. It is based on the principle of birefringence. The main birefringent intraocular tissues include cornea, eye lens and retina. Cause of birefringence of the retina is microtubule configuration in a layer RNFL.

Polarized light of the laser beam that passes through the retina is reflected back from deep layers and because of the birefringence of the RNFL has a phase shift. The size of this phase difference is called a retardation and it is proportional to the layer thickness of the RNFL. The detector is used to quantify the value of retardation, which is calculated for each point of the retina.

#### Retinal Thickness Analyzer – RTA

Retinal thickness analyzer - RTA is a multipurpose device that combines digital fundus camera, computer scanning with slit lamp and retinal thickness analyzer itself. It provides the topography of the retina and the ONH with direct measurement of the thickness of the layer of nerve fibers in the peripapillary area. Measures the thickness of the retina around the macula, glaucoma occurs in this place also because of the thinning of the loss of ganglion cells. It is one of the imaging techniques primarily used for diagnosis and monitoring of glaucoma patients, but also with diabetic maculopathy and macular degeneration different etiology.

#### Optical Coherence Tomography – OCT

Optical coherence tomography - OCT (Carl Zeiss Meditec AG, Dublin, USA) is an investigative imaging technology that allows you to view the structure of the retina, optic nerve and macula with high resolution using coherent properties of light. Measures the

thickness of the retinal nerve fiber layer on the optical principle of an ultrasound A-scan. It is used primarily for the detection and diagnosis of patients with glaucoma.

The difference between the FD-OCT and TD-OCT is based on the use of technology. These two OCT technology is based on measurements of tissue structure which is based on the principle of time delay beam, coming back from different depths of the eye.

Classic OCT with Time-Domain system uses fiber optics of Michaelson's interferometer to measure time difference in reflection. The laser beam is based on a superluminescent diode, enters the fiber optic link, usage the beamsplitters split into two separate beam paths. One ray heads to a reference mirror (beam control) and a second ray heads through the pupil of the eye, which is reflected by the different layers of the retina. Reflections of the two beams are then combined and the resulting interference of the two beams is detected and digitalized for computer processing. Computer is assessing the time delay between beam that is reflected from the tissue structure in the eye to the beam coming from the source. At the same time the displacement of the reference mirror is occurring, the beam is on the way towards the mirror where depending on the scanning depth structure is an A-scan formed, which gives an indication of the depth in a particular area. Any shift in the reference mirror leads to the creation of A-scan.

Classic TD-OCT has its limits, however it was overcome by the FD-OCT. When TD-OCT we have speed limits of the mechanical movement of the reference mirror, which was needed to capture A-scan. OCT with Fourier-Domain technology has a reference mirror firmly attached. The difference is that the interference of the beams is divided on the spectrum using the diffraction grating. Then the Fourier analysis of individual wavelengths processed to create A-scan. Due to the stationary position of the reference mirror, the whole process is much faster than in the TD-OCT, also allow more scans per second and reduces the time of the investigation.

Detected latency reflection beam is then color-coded and from the A-scans is created a 2D image section tissues. Reflectivity of the tissues differs in color, highly reflective tissues are in red and white, with a low reflectivity in blue and black. Yellow-green tissues are shown with average reflectivity. The highly reflective tissues include RNFL, retinal pigment epithelium and choriocapillaris of the choroid. Layer of the photoreceptors, chorioidea have low reflectivity. Target marking is done automatically, it is not necessary marking contour curves than in previous devices. OCT also allows you to scan 3 eye structure and the peripapillary nerve fiber layer, macula and optic disc.

## Resources

Kuchynka, P. *Oční lékařství*. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1163-8.

Kraus, H. *Kompendium očního lékařství*. Praha: Grada, 1997. ISBN 80-7169-079-1.

Stamper, R. L., Lieberman M. F., V. Drake, M. V. *Becker-Shaffer's diagnosis and therapy of the glaucomas*. 8th ed. Edinburgh: Mosby/Elsevier, c2009. ISBN 978-0-323-02394-8.

Rozsival, P. *Trendy soudobé oftalmologie*. Praha: Galén, 2012. ISBN 978-80-7262-818-6.

Výborný, P., Rozsival, P. *Glaukom: vybrané kapitoly*. Hradec Králové: Nucleus HK, 2008. Oftalmologie. ISBN 978-80-87009-35-2.

All the resources are available at: [https://is.muni.cz/auth/th/411119/lf\\_b/](https://is.muni.cz/auth/th/411119/lf_b/) referred to in Chapter Bibliography and Internet resources at the end of this thesis.

## Metodika stanovení hodnoty optimální akomodační šíře, ověření závislosti naměřených hodnot na pracovní vzdálenosti

Autor: Bc. Andrea Hanušová

Školitel: Mgr. Radek Anderle, Ph.D.

### Úvod

Akomodaci lze zjednodušeně popsat jako schopnost adaptace optické mohutnosti systému oka tak, aby bylo možné předměty nacházející se v různých vzdálenostech před okem vidět ostře, a tak je tedy nutné pozorovat její změny, aby byl zajištěn co největší komfort vidění. Akomodace je ovlivněna dvěma základními faktory, a to schopností čočky přizpůsobit svůj tvar (fyzikální akomodace) a také silou ciliárního svalu, která je potřebná ke změně refrakčního stavu oka (fyziologická akomodace). Akomodaci také provázejí dva další jevy, jako jsou konvergence a zúžení zornice. Detailní popis obou těchto jevů lze nalézt v literatuře, např. v [1].

### Akomodační interval

Akomodační interval, resp. rozsah akomodační schopnosti čočky, je nezbytné určit pro výpočet kýžené hodnoty akomodační šíře v [D], která je definována jako převrácená hodnota jeho krajních bodů. Tyto hraniční body jsou označovány jako daleký a blízký bod, a jejich definice tedy nutná pro správné pochopení akomodace a stanovení její šíře.

### Blízký a daleký bod

Nejbližší bod, na který je oko schopné zaostřit při akomodaci, se nazývá blízký bod P. Jedná se tedy o bod, který je při maximálním akomodačním úsilí ostře zobrazen na sítnici oka. Pro účely výpočtu akomodační šíře je nezbytné určit jeho vzdálenost  $\alpha_P$  [m] od hlavního předmětového bodu oka H. V důsledku postupné ztráty elasticity čočky se zvyšujícím se věkem se vzdálenost blízkého bodu od hlavního předmětového bodu oka pohybuje přibližně od hodnoty 0,0075 m (pro osoby mladší než 10 let) až po hodnotu vzdálenosti dalekého bodu.

Naopak daleký bod R je definován jako nejvzdálenější bod, který je ostře zobrazen na sítnici oka v relaxovaném stavu, tedy při minimální akomodaci. Jako v předchozím případě je jeho vzdálenost  $\alpha_R$  [m] definována jako rozdíl jeho polohy vůči hlavnímu předmětovému bodu oka H. Poloha promítnutí vzdáleného bodu R vůči sítnici je závislá na aktuální refrakční vadě. Pro emetropické oko je R promítnut přímo na sítnici, u oka myopického před sítnici, a u hypermetropického oka se nachází za sítnici. Samozřejmě platí, že s vyšší úrovní refrakční vady se vzdálenost mezi R a sítnicí zvyšuje.

### Teorie akomodace

Existují čtyři základní teorie, které se věnují akomodaci z teoretického hlediska. První, Helmholtzova, teorie zakládá akomodaci na tzv. vnějším akomodačním mechanismu, který

způsobuje aktivní akomodaci oka za použití stahů cirkulárních vláken Müllerova (ciliárního) svalu a uvolňování vláken závěsného aparátu čočky, kdežto pasivní akomodace je způsobena zakřivením přední plochy čočky. Gullstrandova teorie akomodace naopak definuje tzv. vnitřní akomodační mechanismus, který využívá přesunu části čočkových hmot o vyšším indexu do optické osy k akomodaci oka.

Schacharova a Tscherningova teorie akomodace je založena na ekvatoriální části zonuly, která se upíná do nejpřednějších částí ciliárního svalu, a na deformaci čočky způsobenou sklivcem. Poslední, Colemanova teorie akomodace uvádí, že diafragma je tvořena čočkou, závěsným aparátem a přední částí sklivce. U Colemanovy teorie způsobuje ciliární sval tlakový gradient mezi předním sklivcem a přední komorou při konstrikci, což způsobuje, že tlak sklivce směrem na čočkové pouzdro způsobuje vyklenutí přední plochy čočky do přední komory.

Velmi zajímavé výsledky v oblasti teorie akomodace jsou uvedeny v [2], kde je vyvrácen vliv tlaku sklivce během akomodace neboť změna polohy předního a zadního pólu čočky je téměř stejná, což vede k potvrzení Helmholtzovy kapsulární teorie. Další moderní studie popisuje teorii akomodace na základě změny biometrie oka [3], kde je opět potvrzena Helmholtzova teorie, neboť nebyly zjištěny žádné významné změny parametrů oka (axiální délky, atd.) během akomodace. Tuhost čočky je zde uvedena jako pravděpodobný hlavní vliv na počínající presbyopii.

### Poruchy akomodace

Poruchy, které ovlivňují správnou činnost akomodace, můžeme klasifikovat jako fyziologické nebo patologické. Patologické poruchy jsou způsobeny jinou než oční příčinou a nejčastěji mezi ně řadíme exces akomodace, insuficienci akomodace, spasmus a obrnu akomodace. Dalšími faktory, které ovlivňují kvalitu a schopnost akomodace jsou např. glaukom, zánět duhovky atd. Další poruchy akomodace a jejich detailní popis lze nalézt např. v [4].

### Presbyopie

Mezi nevýznamnější fyziologické poruchy akomodace se řadí presbyopie (stařecká vetchozrakost), která je definována jako pokles akomodační šíře s přibývajícím věkem. Tento jev je způsobený dvěma faktory. Prvním významným faktorem způsobující presbyopii je snižování elasticity a plasticity čočkové hmoty, což je nejčastěji uváděná příčina vzniku presbyopie. Druhým faktorem je snížená schopnost kontrakce a dilatace svalových vláken Müllerového svalu, kdy čočka není schopna zaujmout vyklenutý tvar [5].

Vlastnosti presbyopie, její symptomy, vliv na jednotlivé typy refrakčních vad atd. jsou popsány detailněji např. v [6].

### Metodologie

V rámci vlastního výzkumu byla provedená měření akomodační šíře orientována pouze na skupinu presbyopů, aby byly získány difference mezi jednotlivými hodnotami akomodační šíře v závislosti na věku uvnitř této skupiny. Akomodační šíře byla změřena dvěma metodami a to konkrétně metodou push-down (PD) a metodou push-up (PU) k tomu, aby bylo ověřeno,

zda-li stačí stanovit akomodační rezervu o velikosti 1/2 nebo 1/3 akomodační šíře za pomoci adice.

Jak již bylo zmíněno, dosavadní měření byla provedena na skupině presbyopů ve věku 41 až 60 let. Celkem bylo změřeno 15 osob, z čehož bylo 9 žen a 6 mužů. Žádná změřená osoba netrpěla jakoukoliv oční patologií, a její minimální dosažený visus měl hodnotu 1.

Jednotlivá měření probíhala následovně: nejprve byla stanovena objektivní refrakce pomocí autorefraktometru a poté byla změřena subjektivní refrakce. Následně byla individuálně metrem změřena pracovní (čtecí) vzdálenost, na kterou byli jednotliví účastníci zvyklí.

Dále byla změřena pro každý subjekt akomodační šíře za pomoci metod push-up a push-down nejprve pro každé oko individuálně a poté binokulárně, aby byla ověřena minimální difference mezi jednotlivými oky. Každé měření proběhlo třikrát, hodnoty použité v dalším zpracování výsledků jsou průměrem hodnot získaných pro binokulární měření akomodační šíře. Proces PU a PD metod je detailněji popsán v literatuře, např. v [7].

Za pomoci naměřených hodnot akomodační šíře byla vypočtena adice, která je definována následujícím vztahem:

$$ADD = -\frac{1}{hpb} - \beta \cdot A\check{S}$$

kde  $ADD$  je adice,  $hpb$  je hlavní pracovní bod v [m],  $\beta$  je koeficient využití akomodační šíře (2/3 nebo 1/2), a  $A\check{S}$  je velikost akomodační šíře v [D].

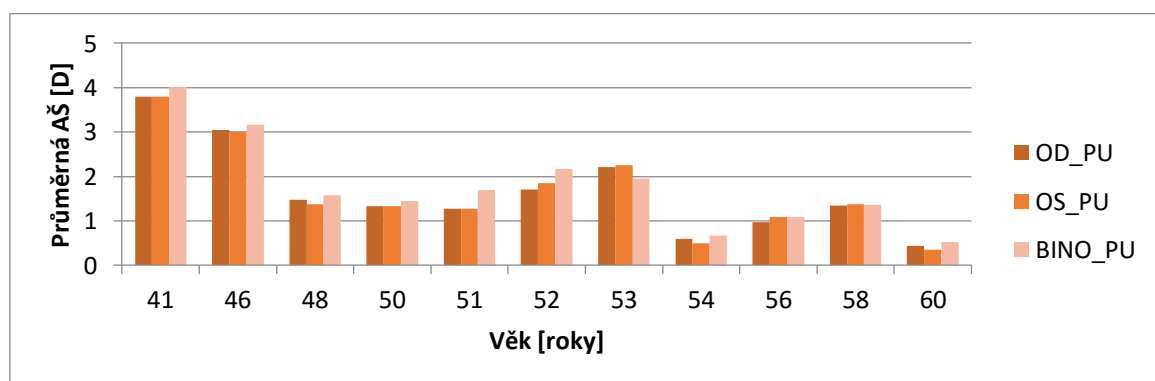
Poté bylo experimentálně zjištěno, zda-li se jednotlivým subjektům lépe čte (subjektivně více vyhovuje) s adicí 1/3 nebo 1/2 akomodační šíře v rezervě, aby byla prakticky potvrzena či vyvrácena teoreticky vypočtená hodnota  $ADD$ . Na základě použitých metod byly stanoveny následující hypotézy:

$H_1$ : Naměřené hodnoty akomodační šíře budou větší pro metodu PU.

$H_2$ : Alespoň 60% část vzorku bude subjektivně preferovat 1/2 akomodační šíře v rezervě.

Experimentální výsledky

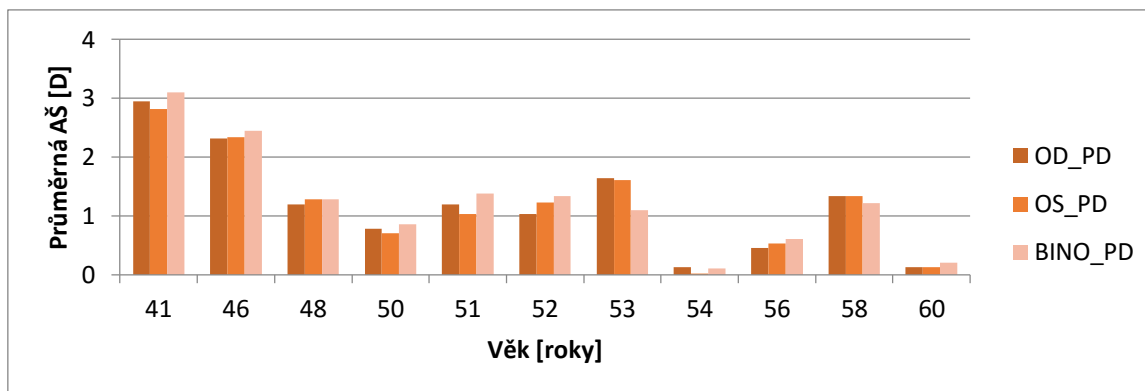
Tato sekce popisuje experimentální výsledky, které byly získány měřeními osob z výše uvedené databáze.



Graf 1: Dosažené výsledky metodou PU

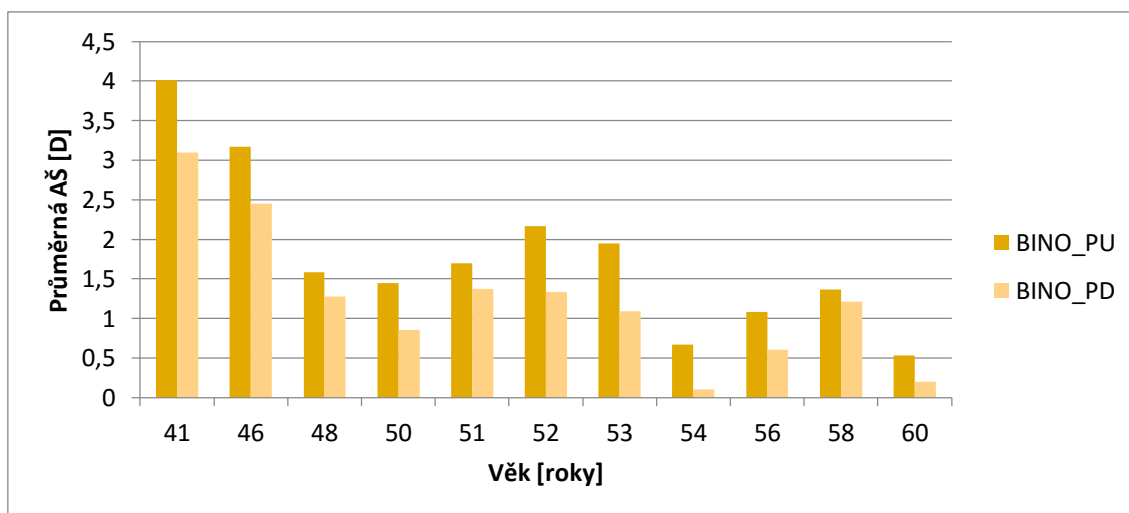


První graf ilustruje získané velikosti akomodační šíře metodou PU pro pravé (OD\_PU), levé (OS\_PU) a binokulárně (BINO\_PU) v závislosti na věku. Z dosažených výsledků touto metodou vyplývá, že binokulární akomodační šíře je skutečně vyšší než pro každé oko zvlášť, a má klesající tendenci s rostoucím věkem. Ne zcela ideální klesající průběh naměřených hodnot je způsoben malým počtem vzorků v jednotlivých věkových kategoriích, což přináší riziko, že budou zobrazeny výsledky pro krajní intervaly předpokládaného normálního rozložení.



Graf 2: Dosažené výsledky metodou PD

Druhý graf představuje experimentálně získané velikosti akomodační šíře pro metodu PD a je ekvivalentem prvního grafu. Naměřená závislost má stejnou tendenci jako pro metodu PU, avšak s tím rozdílem, že jednotlivé hodnoty jsou přibližně nižší o 0,75 D. Tento fakt je znázorněn pro binokulární akomodační šíři na grafu č. 3, kde jsou patrné vyšší naměřené hodnoty metodou PU.



Graf 3: Srovnání výsledků dosažených metodou PU a PD

Následující tabulka uádí naměřené hodnoty *hpb*, vypočtené hodnoty *ADD*, subjektivně preferovanou akomodační rezervu a další údaje jednotlivých naměřených subjektů z databáze. Z dosažených výsledků je patrné, že žádná hodnota možné akomodační rezervy není zcela značně preferovaná. Tudíž je nezbytné rozšířit databázi o větší počet vzorků.

Subjekt	Pohlaví	Věk	hpb [cm]	ADD [D]	Ak. rezerva [-]
1	Muž	56	33,5	2,25	1/3
2	Muž	60	39	2,5	1/2
3	Žena	53	43	1	1/3
4	Žena	54	44	2	1/3
5	Muž	58	40	1,75	1/3
6	Muž	41	38	0,75	1/2
7	Žena	52	33	2	1/3
8	Žena	58	27	2,25	1/2
9	Muž	46	44	1	1/2
10	Muž	58	54	1,75	1/2
11	Žena	53	36	2	1/3
12	Žena	50	42	2	1/2
13	Žena	51	40	1,75	1/2
14	Žena	46	42	1	1/2
15	Žena	48	37	1,75	1/3

Tabulka 1: Naměřené hodnoty

## Závěr

Tímto příspěvkem byla popsána možná metodologie stanovení akomodační šíře. Také byly za pomoci provedených měření získány údaje pro 15 presbyopů, u kterých byla dále vypočtena adice a z ní vyplývající subjektivně lépe snášená akomodační rezerva. Provedeným měřením byla prozatímně potvrzena hypotéza, že větší akomodační šíře je naměřena metodou PU, kdežto hypotézu týkající se akomodačních rezerv nelze nyní vyvrátit či potvrdit. Pro další kroky a stanovení příslušných výsledků je nutné databázi značně rozšířit.

## Zdroje

- [1] Kuchynka, P. *Oční lékařství*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing a.s., 2007.
- [2] Farouk, M. M. OCT Reveals New Insights into the Accommodation Mechanism. *Journal of Ophthalmology*, vol. 2015, 2015.
- [3] Laughton, D. S. A longitudinal study of accommodation changes in biometry during incipient presbyopia. *Ophthalmic and Physiological Optics*, vol. 36, no. 1, 2016.
- [4] Autrata, J., Černá, J. *Nauka o zraku*. 1. Brno: NCO NZO, 2006.
- [5] Anton, M. *Refrakční vady a jejich vyšetřovací metody*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1993.
- [6] Eferon, N. *Optometry A-Z*. Oxford: Butterworth – Heinemann, 2007.
- [7] K. Koslowe, K., Glassman T., Tzanani-Levi, C., Shneor, E. Accommodative Amplitude Determination “Pull-away” versus „Push-up Method“. *Optometry & Vision Development*, vol. 41, no. 1, 2010.

# Methodology of Setting the Optimal Accommodation Amplitude, the Verification of Measured Values Depending on Working Distance

Author: Bc. Andrea Hanušová

Supervisor: Mgr. Radek Anderle, Ph.D.

## Introduction

Accommodation can be simply described as the capability of eye optical power to see the objects located in different distances in front of eye sharply, so it is necessary to observe its changes to provide as the highest visual comfort as possible. The accommodation is influenced by two factors- the shape adaptation of lens (physical accommodation) and the strength of ciliary muscle needed for the change of refraction state (physiological accommodation). Also two accompanying effects exist with accommodation- convergence and narrowing the pupil. Detail description of both effects can be found e.g. in [1].

## Accommodation range

The accommodation range (the range of lens' accommodation capability) is necessary to be set for further accommodation amplitude calculation defined as the reciprocal value of its boundary points. These boundaries are called near and far point and their definition is necessary for the correct understanding of accommodation and setting its amplitude.

## Near and Far point

The nearest point which can be focused by eye at accommodation state is called as the near point P. Obviously, this point is sharply projected at retina while accommodation level occurs its maximum. Its distance  $\alpha_P$  [m] from the main object point of eye H has to be measured for further accommodation amplitude calculation. In the case of losing the lens elasticity depending on age, its distance  $\alpha_P$  converges from approx. 0,0075 m (age lower than 10 years) to the distance of far point.

The far point R is defined as the most far point which is sharply projected at retina for relaxed eye (minimal accommodation). As in previous case, its distance  $\alpha_R$  [m] is defined from the main object point of eye H and its position with respect to retina is dependent on refraction defect. For myopic eye, the far point is projected in front of the retina, and for hypermetropic eye it is projected behind the retina. The distance between R and retina grows with increasing refractive defect.

## Theory of accommodation

Four fundamental theories of accommodation theory exist. First, the Helmholtz theory is based on the so-called external accommodating mechanism which causes the active eye accommodation using contractions of circular Müller (ciliary) muscle fibers and releases the lens suspension apparatus, while passive accommodation is caused by the curvature of the

anterior surface of the lens. Gullstrand's theory of accommodation conversely defines so-called inner accommodative mechanism which utilizes the moving parts of lenticular masses with a higher index of the optical axis of the eye accommodation.

Schachar's and Tscherning's theories of accommodation are based on the equatorial part of the zonule clamped in the foremost part of the ciliary muscle and the lens deformation caused by vitreous. The last, Coleman's theory of accommodation states that the diaphragm is formed by the lens apparatus, and coupling the front of the vitreous humor. Coleman's theory of accommodation states that the ciliary muscle causes a pressure gradient between the anterior vitreous and anterior chamber at a constriction, which causes the pressure of the vitreous body in the direction of the lens capsule caused by the curvature of the front surface of the lens into the anterior chamber.

Interesting results in the theory of accommodation are described in [2], where the influence of vitreous pressure during the accommodative change of position since the anterior and posterior pole of the lens is almost the same, which leads to confirm the capsular Helmholtz theory, is mentioned. Another study describing the theory of modern accommodation based on the changes in eye biometrics [3], which leads again to the confirmation of Helmholtz theory, because there were no significant changes in the parameters of the eye (axial length, etc.) during accommodation. The rigidity of the lens is indicated as a likely major influence on incipient presbyopia.

### Accommodation defects

Defects affecting the correct functionality of the accommodation can be classified as physiological or pathological. Pathological disorders are caused by other impact not caused by eye and the most often among their midst excess of accommodation, accommodative spasm and paralysis of accommodation. Other factors that affect the quality and ability of accommodation are e.g. glaucoma, iritis etc. Further accommodation defects and their detail description can be found e.g. in [4].

### Presbyopia

Among the most significant physiological disorders of accommodation include presbyopia (senile presbyopia), which is defined as a decrease in amplitude of accommodation with age. This phenomenon is caused by two factors. The first important factor causing presbyopia is the reduction of elasticity and plasticity of lens material, which is the most frequent mentioned cause of presbyopia. The second factor is the reduced ability of contraction and expansion of the fibers of Müller's muscle when the lens is not able to reshape itself into a curved shape [5].

Properties of presbyopia, the symptoms, the effect on individual types of refractive errors etc. are described in detail e.g. in [6].

### Methodology

In the case of our own research has been carried out, the measuring of accommodative amplitude oriented only to a group presbyopics to obtain differences between the values of amplitude of accommodation according to the age within that group.

Accommodative amplitude was measured by two methods, namely by the push-down (PD) and by the push-up (PU) to verify if it is sufficient to determine if the accommodative reserve size  $1/2$  or  $1/3$  of the amplitude of accommodation is enough with respect to addition.

As it has been already mentioned, the current measurement was conducted on the group of presbyopics aged 41-60 years. Totally were measured 15 persons (9 women and 6 men). No one measured person does not suffer by any ocular pathology, and its minimum achieved visus reached the value of 1.

Individual measurements were as follows: firstly, it was determined the objective refraction by autorefractometer and then the subjective refraction was measured. The working (reading) distance at which they were accustomed to individual participants was measured by a ruler.

It was also measured, for each subject, the amplitude of accommodation by using the push-up and push down for each individual eye firstly and then binocularly for verifying the minimal difference between eyes. Each measurement was performed out three times, the values used in the further processing are averaged values obtained for binocular measuring amplitude of accommodation. The process of PU and PD methods is more described in detail in the literature, e.g., in [7].

By measured values, the amplitude of accommodation of addition was calculated as follows:

$$ADD = -\frac{1}{hpb} - \beta \cdot A\check{S}$$

where  $ADD$  is addition,  $hpb$  stands for the main working point [m],  $\beta$  is the coefficient of the usage of accommodation amplitude ( $2/3$  or  $1/2$ ), and  $A\check{S}$  is the size of accommodation width [D].

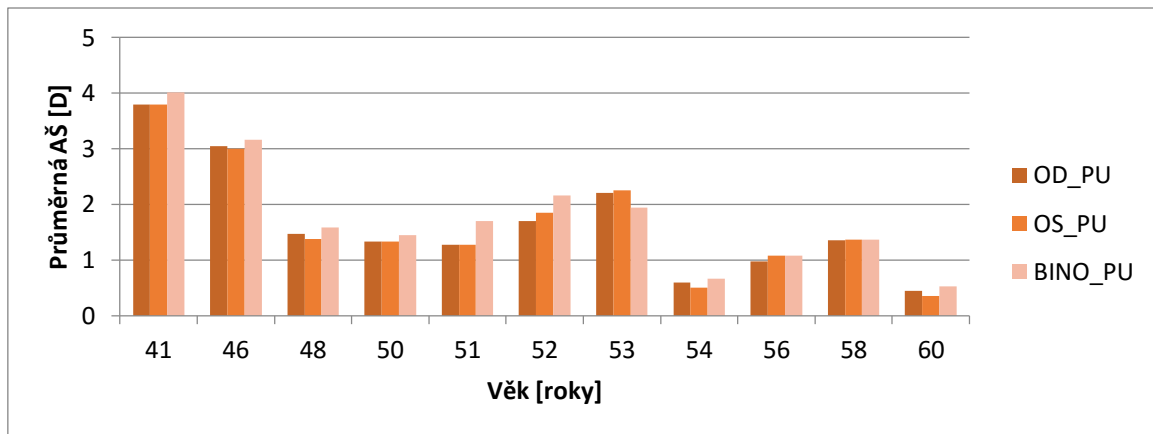
Then, it was experimentally determined whether the individual subjects read (subjectively more comfortable) easier with the addition of  $1/3$  or  $1/2$  of amplitude of accommodation in reserve to confirm or disprove theoretically calculated  $ADD$  value. On used methods, the following hypotheses were stayed:

$H_1$ : Measured values of accommodation amplitude are higher for PU method.

$H_2$ : At least the 60% of used database will prefer  $1/2$  of accommodation amplitude in reserve.

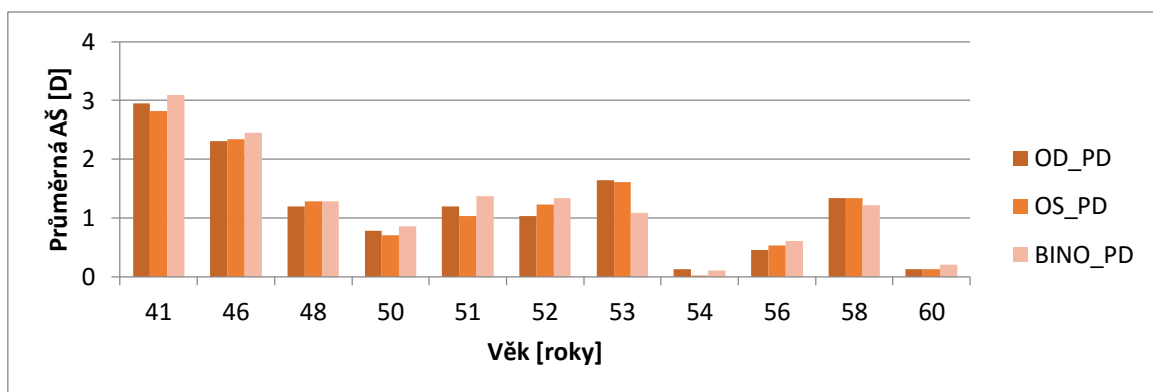
### Experimental results

This section describes experimental results obtained by measurement of persons from the above database.



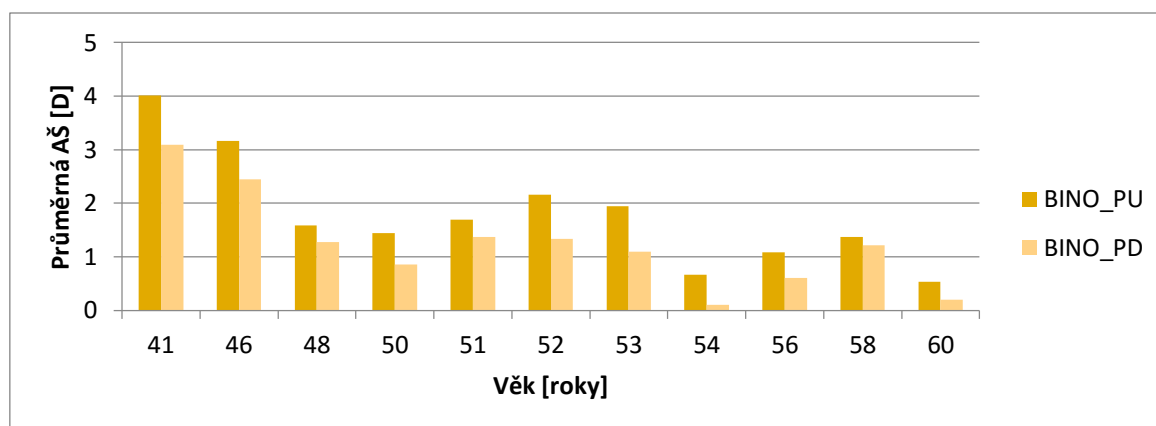
Graph 1:

Graph 1 illustrates received values of accommodation amplitude by PU for right eye (OD\_PU), left eye (OS\_PU) and binocular (BINO\_PU) depending on age. Results achieved by this method show that binocular amplitude of accommodation is actually higher than for each eye individually, and it decrease with increasing age. The decreasing trend of measured values is not ideal, because of the small number of samples in each category, which carries the risk of displaying the values for the extreme ranges of expected normal distribution.



Graph 2:

Graph 2 resents experimentally obtained values of accommodation amplitude for the PD and it is equivalent to the first graph. The measured dependence has the same trend as for the method PU, but with the difference that the individual values are lower by approx. 0,75 D. This fact is illustrated for binocular accommodative range on graph 3, where higher values measured by the PU are obvious.



Graph 3:

Chart 1 lists the measured values of *hpb*, calculated *ADD* values, subjectively preferred reserve in accommodation and other individual measured data for each subject from the database. Obtained results show, that no value of accommodative reserve is not completely preferred in general. Therefore, it is necessary to expand the database further subjects.

Subjekt	Pohlaví	Věk	hpb [cm]	ADD [D]	Ak. rezerva [-]
1	Muž	56	33,5	2,25	1/3
2	Muž	60	39	2,5	1/2
3	Žena	53	43	1	1/3
4	Žena	54	44	2	1/3
5	Muž	58	40	1,75	1/3
6	Muž	41	38	0,75	1/2
7	Žena	52	33	2	1/3
8	Žena	58	27	2,25	1/2
9	Muž	46	44	1	1/2
10	Muž	58	54	1,75	1/2
11	Žena	53	36	2	1/3
12	Žena	50	42	2	1/2
13	Žena	51	40	1,75	1/2
14	Žena	46	42	1	1/2
15	Žena	48	37	1,75	1/3

Chart 1:

## Conclusion

In this paper, the methodology of determining the accommodation amplitude was described. The data were obtained for 15 presbyopics, addition values and subjectively better tolerated accommodative reserve were also achieved for each individual subject. By performed measurements, the hypothesis that the more accommodative amplitude is measured by PU can be provisionally confirmed, while the hypothesis concerning the accommodative reserve cannot be currently rejected or confirmed. In future, it is necessary to expand the database for achieving more appropriate results.

## References

- [1] Kuchynka, P. *Oční lékařství*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing a.s., 2007.
- [2] Farouk, M. M. OCT Reveals New Insights into the Accommodation Mechanism. *Journal of Ophthalmology*, vol. 2015, 2015.
- [3] Laughton, D. S. A longitudinal study of accommodation changes in biometry during incipient presbyopia. *Ophthalmic and Physiological Optics*, vol. 36, no. 1, 2016.
- [4] Autrata, R., Černá, J. *Nauka o zraku*. 1. Brno: NCO NZO, 2006.
- [5] Anton, M. *Refrakční vady a jejich vyšetřovací metody*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1993.
- [6] Eferon, N. *Optometry A-Z*. Oxford: Butterworth – Heinemann, 2007.
- [7] K. Koslowe, K., Glassman T., Tzanani-Levi, C., Shneur, E. Accommodative Amplitude Determination “Pull-away“ versus „Push-up Method“. *Optometry & Vision Development*, vol. 41, no. 1, 2010.



## Dodržování hygieny a návyky nositelů měkkých kontaktních čoček

Autor: Bc. Barbora Hráčková, Bc. Marie Kodetová

Školitel: Mgr. Pavel Beneš, Ph.D.

### Úvod

V současné době lidé řeší svou refrakční vadu mnohem častěji než tomu tak bylo dříve. Řada z nás v práci využívá digitálních technologií, které vyžadují zcela rozdílné požadavky na vidění než tomu tak bylo při práci s tištěným textem. Dalším důvodem také je nezadržitelné stárnutí populace. Evolučně bylo naše oko naprogramováno na stáří přibližně čtyřiceti let. Dnes se však není problém dožít dvojnásobně delšího věku. Proto se dnes setkáváme s větším počtem lidí, které trápí stařecká vetchozrakost.

Lidé si mohou vybrat z několika způsobů, jak svoji refrakční vadu řešit. Možností volby je brýlová korekce, aplikace kontaktních čoček či podstoupení zákroku refrakční chirurgie. U pacientů s kataraktou se také nabízí možnost aplikace nitrooční multifokální čočky, která může nadobro odbourat potřebu nosit jakoukoliv korekční pomůcku.

V naší studii jsme se zaměřili na skupinu nositelů měkkých kontaktních čoček. Chtěli jsme ověřit, jak nositelé s čočkami zacházejí, zda znají důležitá pravidla pro správné nošení a zda chodí na pravidelné kontroly. Měkké kontaktní čočky získaly svou oblibu díky řadě výhod. Lidé je často využívají při sportu, kde nejsou ohroženi úrazem způsobeným nošením dioptrických brýlí. V oblibě jsou i u jedinců, kteří musí nosit ochranné pomůcky na oči. Mnozí lidé ocenňují estetickou stránku kontaktních čoček.

### Materiál a metody

Výzkum byl prováděn formou online dotazníku. Tuto formu výzkumu jsme zvolili díky jeho snadné distribuci a následnému zpracování výsledků. Osloveni byli respondenti bez rozdílu pohlaví a věku prostřednictvím sociální sítě či sesbíraných osobních dat v kartotékách jednotlivých optik. Statisticky byly zpracovány pouze data respondentů, kteří nemají profesní vzdělání v této problematice.

Respondenti odpovídali na dvacet sedm otázek, které byly rozděleny do šesti základních okruhů: základní údaje, měkké kontaktní čočky (důvod nošení, výběr a nákup kontaktních čoček), nošení kontaktních čoček (režim, délka a frekvence nošení), péče o čočky (způsob dezinfekce čoček, frekvence výměny pouzdra na čočky), hygiena rukou a spolupráce s kontaktologem.

Možnosti odpovědi jsme se snažili definovat co nejpřesněji, tak aby si každý respondent mohl vybrat odpověď, která by nejlépe vystihla jeho názory a postoje k dané problematice. U většiny otázek byla možnost otevřené odpovědi. Tu mohl dotyčný respondent využít v případě, kdy chtěl svou odpověď zdůvodnit nebo upřesnit. K dispozici nebyly pouze zaškrtačivé otázky, ale číselné řady, které mohly oživit průběh vyplňování dotazníku.

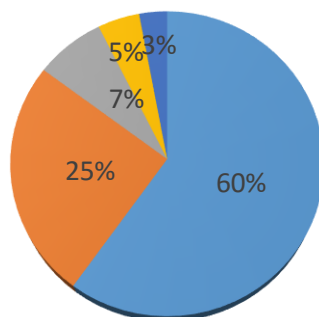
Data byla sesbírána zcela anonymně. Zájemci o výsledky studie byli vyzváni ke sdílení svého emailu. V rámci zpětné vazby jsme pro respondenty připravili stručný přehled těch nejdůležitějších informací, které by neměly být opomíjeny při nošení měkkých kontaktních čoček.

Respondenti odpovídali na dotazník zcela anonymně. Zájemce o výsledky studie jsme požádali o emailové spojení, skrz které jim budou interpretovány výsledky. Jako zpětnou vazbu jsme pro respondenty vypracovali stručný návod, který shrnuje veškeré důležité informace pro nositele čoček.

## Výsledky

Studie probíhala od ledna do dubna tohoto roku. Celkem jsme dostali odpověď od 231 respondentů, přičemž našim kritériím odpovídalo přesně 200 dotazovaných osob. Šlo o 154 žen a 46 mužů ve věkovém rozmezí 26-55 let. Studie se účastnili jak prvnositelé, tak i lidé, kteří čočky nosí více jak deset let.

První sekce otázek prověřila, jaký typ kontaktních čoček u nositelů převládá. Většina respondentů úferuje vícedenní kontaktní čočky (čtrnáctidenní nebo měsíční). Daný typ kontaktních čoček nosí 76 % dotazovaných. Důvodem může být fakt, že 64 % respondentů nosí čočky alespoň čtyřikrát do týdne nebo každodenně. U 48 % respondentů jsou čočky na očích nasazeny 12-18 hodin denně a u 38 % dotazovaných 6-12 hodin denně. Dále nás zajímalo, na základě jakých kritérií si lidé vybírají své měkké kontaktní čočky. Správně by tomu mělo být tak, že čočky dotyčné osobně vybere kontaktolog. Samozřejmě s vámi prokonzultuje vaše subjektivní pocity a ověří dosaženou zrakovou ostrost s touto korekční pomůckou. Výsledky studie shrnuje Graf 1.

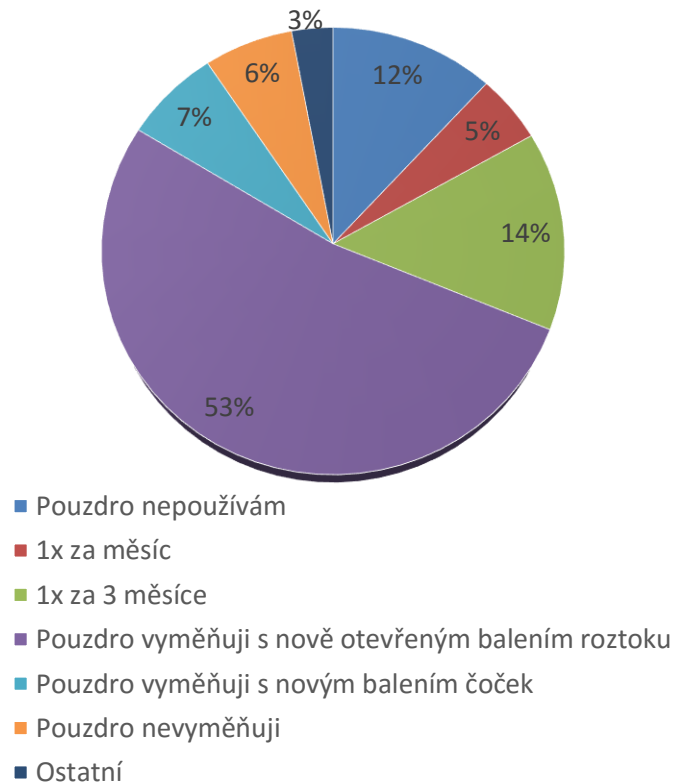


- Na základě vyšetření a doporučení optometristy/oftalmologa
- Podle parametrů oka naměřených optometristou/oftalmologem (zakřivení, průměr, dioptrie)
- Vybral jsem podle hodnoty dioptrií v brýlích
- Podle toho, která mi subjektivně vyhovovala
- Ostatní

*Graf 1: Rozhodující element při výběru konkrétních čoček*

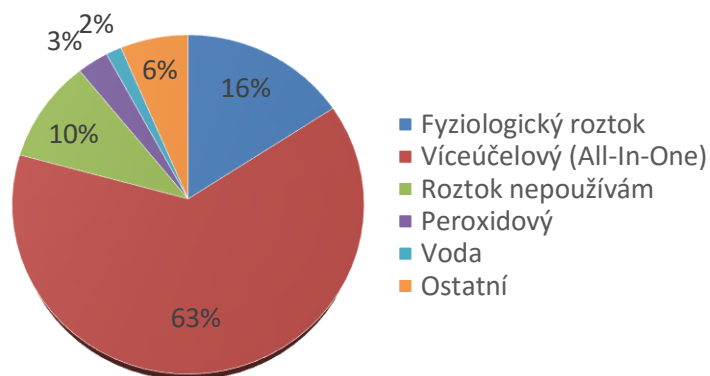
Následující sekce otázek byla věnována hygieně. Pouze 7 % respondentů necítí potřebu umýt si ruce před aplikací kontaktní čočky. Správný postup je takový, že si ruce umyjeme před

samotnou manipulací s čočkou, tzn. až po otevření blistru s čočkou. Takto postupuje 29 % respondentů. Důraz musí být kladen také na hygienu pouzdra, ve kterém se vícedenní čočky uchovávají. V každém novém balení roztoku je obsaženo i nové pouzdro. Ne každý však s novým roztokem používá i nové pouzdro na čočky.



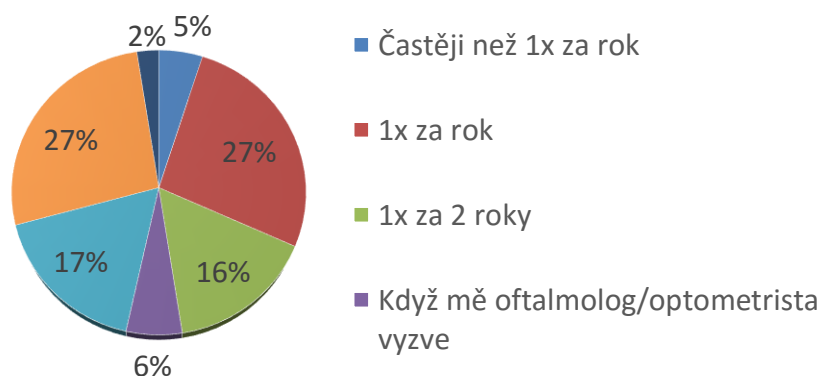
*Graf 2: Režim výměny pouzdra*

Otázky zaměřené na péči o kontaktní čočky přinesly velmi zajímavé výsledky (viz. Graf 3). Většina respondentů uvedla, že pro dezinfekci svých čoček používají víceúčelový roztok. Při použití tohoto roztoku je nutné čočku mechanicky očistit a ne ji pouze vložit do roztoku, tak jak tomu je například u peroxidových systémů. Víceúčelový roztok používá 63 % respondentů, ale pravidelné mechanické čištění dodržuje pouze 29 % z nich. To že nositel uvede, že čočky mechanicky čistí ještě nic nemusí znamenat. Otázkou zůstává jak důkladně a dlouho toto mechanické čištění provádí. Fyziologický roztok je pro čištění zcela nevhodný. Jde v podstatě o slanou vodu, kterou využívá 16 % dotazovaných. Nejúčinnějšího čištění čoček dosáhneme při použití peroxidového systému.



Graf 3: Typ používaného čistícího roztoku

Závěrečný okruh otázek byl věnován prevenci. Dotazovali jsme se nositelů, jak často docházejí na pravidelné kontroly ke kontaktologovi. Výsledky odpovědí shrnuje Graf 4. Na pravidelné kontroly by měli nositelé docházet pravidelně minimálně jednou do roka. Potíž je v tom, že kontaktní čočka může na oku způsobit změny, které nositel nebude vůbec vnímat. Nic ho nemusí bolet, nic na svém oku nemusí pozorovat, ale přesto není vše v pořádku.



Graf 4: Kontroly u kontaktologa

## Diskuse

Studie prokázala, že při výběru měkkých kontaktních čoček hraje velkou roli jejich cena. Proto v České republice lidé nakupují raději čočky pro dlouhodobé nošení než ty jednodenní. Cenově jsou výhodnější, ovšem vše jde na úkor nositelova pohodlí. Vhodným kompromisem jsou čtrnáctidenní čočky.

Lidé často v rámci úspory peněz kontaktní čočky nosí delší dobu, než je určeno. Vůbec si ovšem neuvědomují, že se tímto počinem vystavují vysokému zdravotnímu riziku. Problém je obvykle v rohovkovém metabolismu. V epitelu rohovky se mohou vyskytovat mikrocysty, ve stromatu edém a neovaskularizace. Ohrožena je také struktura endoteliálních buněk. Lidé,

kteří přespávají s čočkami, aniž by měli čočky pro tento režim nošení uzpůsobeny, se vystavují riziku vzniku mikrobiální keratitidy. Toto onemocnění obvykle vede k trvalému poškození oka.

### Závěr

Dnešní moderní technologie výroby umožňují nošení kontaktních čoček téměř každému. Ať už tento prostředek využíváme jako korekční pomůcku či kosmetický doplněk (v případě barevných kontaktních čoček), stále musíme mít na paměti, že jde o zdravotní pomůcku. Proto je nutné dodržovat určitá opatření a minimalizovat tak možnost vzniku závažného zdravotního stavu, který může být v případě očí dokonce ireverzibilní.

V rámci osvěty by měli být nositelé kontaktních čoček co nejlépe poučeni svým optometristou či oftalmologem. Oční specialité by měli co možná nejvíce dbát na informovanost svých klientů a poskytnout jim potřebné informace formou konzultací a informačních letáků.

### Poděkování

Na tomto místě bychom chtěli moc poděkovat všem participantům a kolegům, kteří nám pomáhali dotazníky šířit mezi své klienty a pacienty.

### Zdroje

Kraus, H. Kompendium očního lékařství. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 1997, 341 s. ISBN 80-716-9079-1.

Petrová, S., Mašková, Z., Jurečka, T. Základy aplikace kontaktních čoček, 2. vydání, Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2008, 220 s. ISBN 978-80-7013-470-2

Petrová, S., Synek, S. Úvod do speciální kontaktologie [online] 2010 [cit. 4.1.2016] Dostupné z: <http://is.muni.cz/do/1499/el/estud/lf/js10/kontakt/web/index.html>

Synek, S. Kontaktní čočky [online] 2009 [cit. 4.1.2016] Dostupné z: <http://is.muni.cz/do/1499/el/estud/lf/ps09/cocky/web/index.html>

# Compliance and hygiene behaviour among soft contact lens wearers

Author: Bc. Barbora Hráčková, Bc. Marie Kodetová

Supervisor: Mgr. Pavel Beneš, Ph.D.

## Introduction

Since the contemporal digital lifestyle is highly challenging for our eyes, people need to adress their refractive errors more often than they used to. Prolonged lifespan of nowadays population causes higher demand on healthy eye sight for longer time period. Evolutionary our eye was programmed for the average life of about forty years. Today, however, there is no problem to live twice as long. Thus nowadays we see a greater number of people who suffer from senile presbyopia.

It is possible to choose from several ways how to solve a refractive error. The most common approach is the use of spectacles, contact lenses or the option of undergoing a refractive surgery. Especially but not only for patients with cataract there is also available the change of intraocular lens. The use of intraocular multifocal lens may altogether eliminate the need to wear any other corrective aid.

This study was focused on a group of wearers of soft contact lenses. It deals with their sanitary and lens maintenance habits, the knowledge of essential principles of safe contact lens wear and the question whether they are attending their regular check-ups with an eye care specialist.

Soft contact lenses gained its popularity due to a number of advantages. In sport industry, contact lenses have a valuable benefit of lowering the risk of injury caused by wearing prescription glasses. They are also popular among individuals who must use protective eye equipment and many people appreciate their aesthetic and practical aspect.

## Methods

The research was conducted by means of online questionnaire. We have chosen this approach due to its easy distribution and efficient data processing. Our respondents were addressed, regardless of gender and age through social media and the data were statistically processed. The study includes only respondents who have no professional training in the field of optometry or oftalmology.

The study consists of twenty-seven questions which were divided into six basic areas:

- personal informations
- contact lenses – the reason of use, the method of selection and purchase
- mode, duration and frequency of contact lens wearing
- contact lens maintenance – sanitation and frequency of case replacement
- hygiene
- eye care specialist

The majority of the questions were designed as a close-ended type in which all possible answers were identified and the respondent was asked to choose one or more suitable answers. Most of the questions were also allowing to write additional comment or their own answer to choose the best one that convey his views and attitudes to the issue.

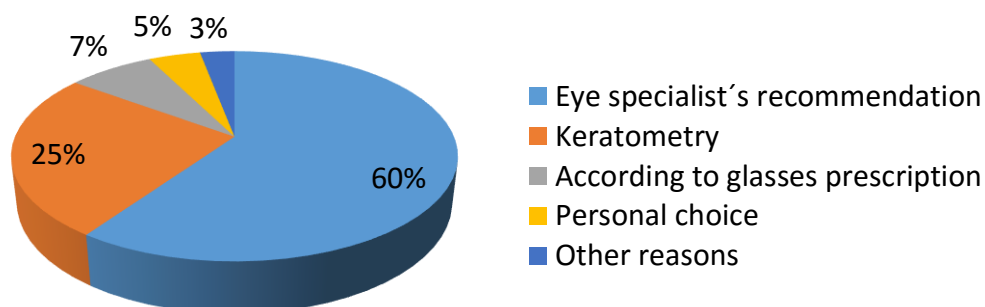
All of the data were collected anonymously. However those interested in the results were offered the chance to share their e-mail address. All of our respondents were also given a brief online overview of the most important information that should not be neglected while wearing soft contact lenses.

## Results

The study was conducted from January till April 2016. In total we have received response from 268 respondent where 200 – 154 women and 46 men – were suitable for the study. Our respondents were aged  $26 \pm 5$  years and variously experienced with contact lens use.

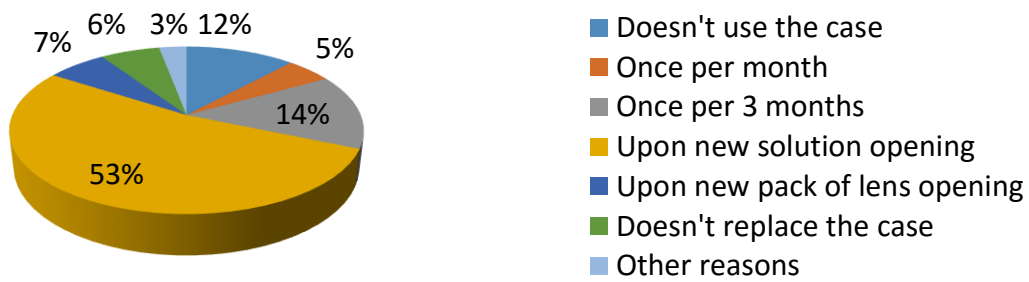
The first section of questions examined what type of contact lens is favoured. Most respondents - 76% - prefer multi-day contact lenses (Bi-weekly or Monthly). The reason may be the fact that 64% of respondents wear lenses at least four times a week or daily. 48% of respondents wear lenses from 12 to 18 hours a day and 38% from 6 to 12 hours a day.

One of our goals was to prioritize the set of criteria upon which people have chosen their soft contact lenses. The proper way to proceed in selection of contact lens is to attend the proper examination of an eye care specialist, as an optometrist or an ophthalmologist to choose the suitable lens.



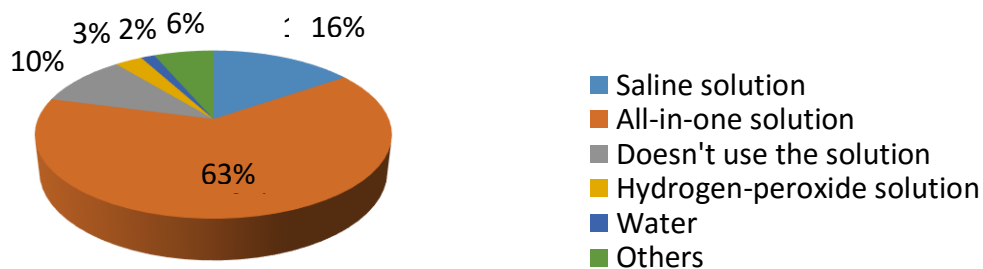
*Graph 1: Method of contact lens selection*

The following section was concerned with hygiene habits of our wearers. The correct procedure recommends to wash hands before handling the lens itself, ie. after opening the blister with lens. While 29% of respondents are following this routine, most of people are washing their hands before opening the lens case. 7% of respondents do not feel the need to wash their hands at all. The sanitation of lens case in which a multi-day lenses are kept should also be emphasised. Every new package of contact lens solution contains a new case. Not everyone, however, changes it.



Graph 2: Lens case replacement period

The next set of questions was focused on the process of contact lens sanitation. As expected, the majority of respondents said that in order to disinfect the lens they use an All-in-one solution. By using this solution it is also necessary to clean the lens mechanically and not to merely place it in the solution. The mechanical cleaning is unnecessary only in case of the peroxid systems. All-in-one solution is used by 63% of our respondents, but only 29% of them cleanse their lens mechanically by rubbing. Our study, moreover, didn't investigate the individual process of mechanical sanitation. Due to that we cannot be certain, whether the cleaning is done properly. Saline solution, which is basically a salty water is completely unsuitable for cleaning. However 16% of respondents is using it regularly. The most effective lens cleaning is achieved when using the peroxide system.

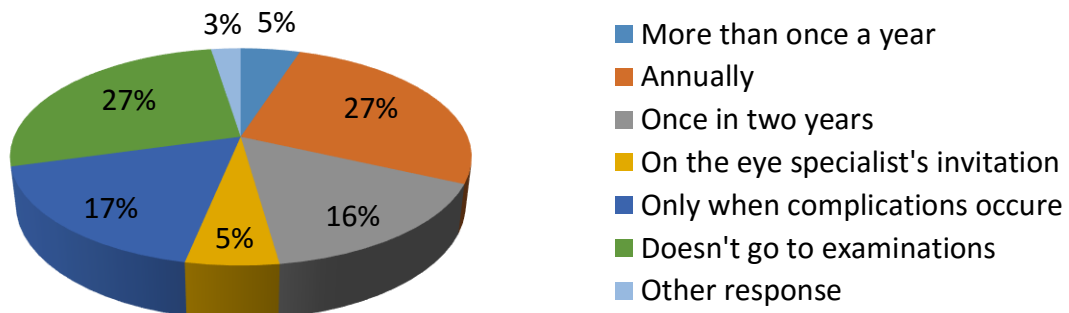


Graph 3: Type of the contact lens solution

The final set of question was dedicated to prevention. We have interviewed wearers with a few questions about their eye care specialist and how often do they attend regular check-ups regarding contact lens care. The results are summarised in Graph 4.

To be cautious and to lower the risk of complications, wearers of soft contact lenses should visit their optometrist or oftalmologist at least once a year. Contact lens wear can be a cause of irreversible changes of the eye that can be easily spotted by a specialist but go unnoticed by a wearer.





Graph 4: Frequency of regular examinations

### Discussion

The results of the study show that the price has the major influence on the type of the lens that is chosen. Therefore most of the Czech wearers prefer to use Monthly contact lenses instead of more expensive but easily maintainable Daily-disposable type. The suitable compromise are Bi-weekly lenses.

People who doesn't respect the period of wear are more exposed to the risk of eye problems nonetheless most of the respondents don't respect the proper discard time and wear their lenses longer than they are supposed to. Long-term contact lens use can lead to alterations in corneal and stromal thickness, curvature, corneal sensitivity, cell density, and epithelial oxygen uptake. Other changes may include the formation of epithelial vacuoles and microcysts as well as the emergence of polymegethism in the corneal endothelium. People who tend to sleep with lenses and don't use appropriate type for prolonged wear (lenses suitable for overnight wear) are exposed to the risk of microbial keratitis. This disease can usually cause permanent eye damage. While contact lenses are safely used by millions of people every day, they do carry a risk of eye infection. And this risk is increased by improper use.

### Conclusion

Up to date contact lens production technologies suit almost every user. It is important to consider the lens as a medical instrument no matter if we are using this tool as for refractive correction or as an accessory. Following certain basic rules of usage is essential for avoiding the severe health damage with possible lifelong consequences.

The contact lens wearers should be properly educated in this area before the first application. Optometrists, ophthalmologists and lens vendors should offer all necessary information to their clients in form of consultations and flyers and demand the regular examination for proper health and protection of client's eyesight.

### Acknowledgement

We would like to thank to all of our colleagues who participated gaining data in this research.

## References

Kraus, H. Kompendium očního lékařství. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 1997, 341 s. ISBN 80-716-9079-1.

Petrová, S., Mašková, Z., Jurečka, T. Základy aplikace kontaktních čoček, 2. vydání, Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2008, 220 s. ISBN 978-80-7013-470-2

Petrová, S., Synek, S. Úvod do speciální kontaktologie [online] 2010 [cit. 4.1.2016] Dostupné z: <http://is.muni.cz/do/1499/el/estud/lf/js10/kontakt/web/index.html>

Synek, S. Kontaktní čočky [online] 2009 [cit. 4.1.2016] Dostupné z: <http://is.muni.cz/do/1499/el/estud/lf/ps09/cocky/web/index.html>

## Změna refrakce a aberací po operaci šedého zákalu

Autor: Bc. Lenka Novotná, DiS.

Školitel: MUDr. Tomáš Mňuk

### Úvod

Jako kataraktu označujeme jakýkoli zákal čočky, který negativně ovlivňuje vidění. Patří mezi jeden z fyziologických projevů stárnutí, který však může vést až ke slepotě. Podle Světové zdravotnické organizace (WHO) je v současnosti na světě přes 20 miliónů lidí, kteří oslepli v důsledku katarakty a v roce 2020 to má být až 40 miliónů lidí. Zatím žádná konzervativní léčba nemůže oddálit vznik katarakty nebo zastavit její rozvoj. Pro tento stav kalení čočky neexistuje v současné době lepší léčba, než je léčba chirurgická – operace. Operace šedého zákalu je jedním z nejčastějších chirurgických výkonů. Hlavním cílem zákroku je zkvalitnění života nemocného. Indikací k operaci jsou subjektivní potíže nemocného a to především snížení zrakové ostrosti a kontrastní citlivosti. Standardní operace katarakty je dnes prováděna ambulantně malým řezem v lokální anestezii technikou fakoemulzifikace s implantací měkké nitrooční čočky. Budoucí vývoj chirurgie katarakty se v poslední době opírá hlavně o rozvoj metody laserem asistované operace katarakty. Rychlý vývoj za sebou mají i materiály používané pro výrobu umělých čoček, kde jejich progrese směřuje k vývoji bioanalogických materiálů a k zavedení plně akomodujících umělých nitroočních čoček.

### Katarakta – příčiny, typy, příznaky

Katarakta může být vrozená nebo získaná. Příčiny kongenitálních katarakt jsou heredita, teratogenní látky (léky) a virová onemocnění během gravidity. U některých forem získaných katarakt je příčina zákalu známa. Jinde ji neznáme a hovoříme pouze o tzv. kataraktogenních faktorech. Mezi ně řadíme UV záření, kouření cigaret, diabetes mellitus nebo podávání kortikosteroidů. Senilní katarakty, které jsou nejběžnější, můžeme podle lokalizace zákalu rozdělit na: nukleární, kortikální, zadní subkapsulární a přední subkapsulární. Pro nukleární kataraktu je typický zákal od jejího jádra, ten mívá pomalý vývoj táhnoucí se několik roků.



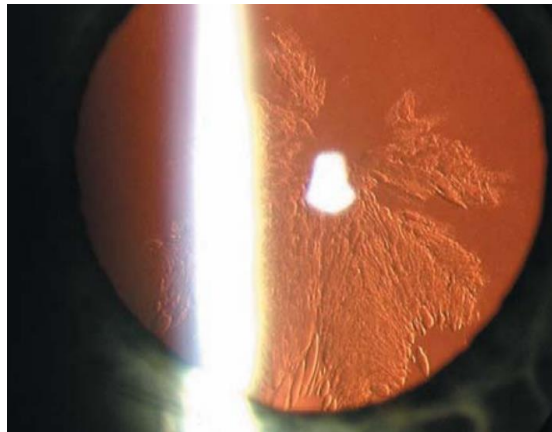
Obr. 1: Nukleární katarakta

Hnědavé jádro čočky získává jiný index lomu a oko myopizuje. Kortikální katarakta začíná kalením korových vrstev čočky.



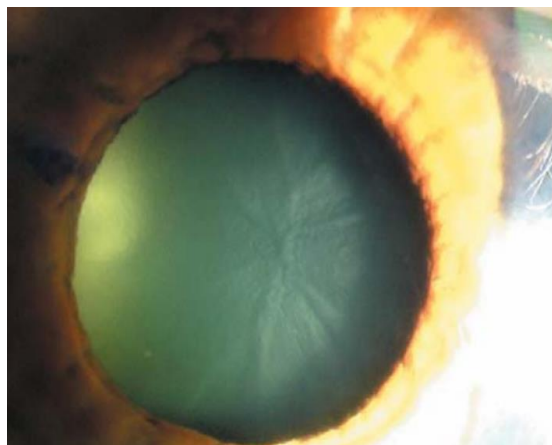
*Obr. 2: Kortikální katarakta*

Stupěň zhoršení zraku se liší podle umístění a hustoty zákalu v čočce. Zákaly v optické ose oka způsobují větší pokles vidění než zákaly při okraji oční čočky. U zadní subkapsulární katarakty je zákal přítomen v zadní vrstvě kortexu čočky.



*Obr. 3: Zadní subkapsulární katarakta*

Častěji se objevuje u mladších pacientů jako důsledek užívání kortikosteroidů, po ionizujícím záření nebo po traumatu. Přední subkapsulární katarakta je svým výskytem vzácnější.



*Obr. 4: Přední subkapsulární katarakta*

Zkalení čočky se vyskytuje těsně pod předním pouzdrém. U pacientů s kataraktou se vlivem rozptylu světla zhoršuje kontrastní citlivost a dochází k oslňování. Pacienti pozorují zhoršené vidění za slunce a při řízení auta. Časté jsou poruchy i barevného vidění a monokulární diplopie. V důsledku změny indexu lomu čočkové hmoty, dochází k myopizaci, což u některých pacientů vede k odkládání brýli do blízka a mají pocit zlepšení zraku.

### **Předoperační vyšetření**

Velmi citlivá metoda v diagnostice počínající katarakty je vyšetření zrakové ostrosti za sníženého světelného kontrastu. K vyšetření transparence oční čočky nejčastěji využíváme biomikroskopii na šterbinové lampě při mydriáze. Minimální změny v průzračnosti čočky, které na šterbinové lampě nemusíme vidět, umožňuje změřit denzitometrie za pomoci Scheimpflugovy kamery. S rostoucími požadavky pacientů na refrakční výsledek je kladen velký důraz na přesnost předoperačních měření. Pomocí těchto vyšetření získáme mimo jiné parametry k výpočtu optické mohutnosti nitrooční čočky, což jsou z refrakčního hlediska nezbytné údaje pro operaci. Keratometrem zjistíme zakřivení přední plochy rohovky a hodnoty optické mohutnosti rohovky v daném meridiánu. Pomocí barevných topografických map získáme dioptrické hodnoty odpovídající naměřeným poloměřům křivosti jednotlivých částí rohovky a zjišťujeme rohovkový astigmatismus, který můžeme při operaci katarakty vyřešit pomocí nářezů na rohovce, tzv. keratotomií nebo implantací torické IOL. Biometrie slouží k výpočtu optické mohutnosti umělé čočky. U optické biometrie je měřena optická délka mezi povrchem rohovky a pigmentovým epitelem sítnice, která je následně přepočítána na geometrickou délku. Subjektivní zrakové funkce a jejich vliv na každodenní činnost nemocného lze zjistit testem VF-14 (Index of Visual Functioning).

### **Aberometrie**

Aberace vyšších řádů představují složku refrakční vady, kterou sférocyndricky nelze vykorigovat. Aberometrie byla původně zkonstruována pro dignostiku a léčbu aberací vyšších řádů po refrakčním laserovém zákroku. I při začínající kataraktě se zvyšují aberace vyšších řádů a proto je pomoc tohoto přístroje při diagnostice i při následném porovnání předoperačních a pooperačních hodnot, neocenitelná.

### **Kataraktová chirurgie**

Podstata operace šedého zákalu spočívá ve vyjmutí – extrakci oční čočky. Rozlišujeme extrakci intrakapsulární a extrakapsulární. Intrakapsulární extrakce se dnes používá jen zřídka. Spočívá ve vyjmutí celé čočky s intaktním pouzdrém a nese sebou řadu komplikací. Dnes se převážně provádí extrakapsulární extrakce, kdy je odstraněné zkalené čočkové jádro a kortex čočky se zachováním převážné části čočkového pouzdra v původním postavení. Do zachovalého pouzdra implantujeme nitrooční čočku. Nejčastěji technika extrakapsulární extrakce spočívá ve fakoemulzifikaci, kdy za pomoci ultrazvuku současně odsáváme a vyplachujeme čočkové jádro a hmoty. Velmi perspektivní metodou v kataraktové chirurgii je laserem asistovaná operace katarakty. Používány jsou dva typy laserů: Erbium: YAG laser (Er: YAG) a Neodymium: YAG (Nd: YAG) laser. Předností laserové operace katarakty je precizní kapsulorhexe a rozmělnění čočkového jádra a také fakt, že nedochází k uvolnění tepelné

energie jako při fakoemulzifikaci. U nekomplikované katarakty operace trvá přibližně 15 minut. Ke stabilizaci vidění dochází většinou za 2 až 4 týdny po operaci.

### Nitrooční čočky

Zjednodušeně lze volit mezi dvěma typy čoček: tvrdou a měkkou. Tvrdé čočky jsou vyrobeny z polymetylmetakrylátu (PMMA), který má výborné optické vlastnosti, ale není elastický. Takováto čočka je tvrdá a rigidní, její vložení vyžaduje větší vstupní ránu, což je hlavní důvod, proč dnes převažuje implantace čoček měkkých. Měkké čočky jsou flexibilní, dají se složit, srolovat a implantovat pomocí speciálního injektoru velmi malým řezem o velikosti 3,0 mm a menším, s tím je pak spojeno menší riziko endoftalmitidy a pooperačního astigmatismu. Nejnovějším materiálem, který se začíná implantovat, je Collamer, kombinace silikonu a kolagenu. Pacient si dnes v praxi může vybrat mezi čočkou standardní, plně hrazenou zdravotní pojišťovnou nebo nadstandardní (asférickou, tórickou, multifokální, akomodační), kde si doplácí. Většina nitroočních čoček je vybavena UV filtry, protože vlastní lidská čočka do jisté míry UV- záření absorbuje, čímž chrání sítnici a ostatní struktury oka.

### Závěr

Nespočet studií prokazuje výrazné zlepšení zrakové ostrosti po operaci katarakty. Rozvoj nových laserových metod operace a biokompatibilních materiálů pro nitrooční čočky sebou nese velmi nízký výskyt komplikací a pacientům prokazatelně zlepšuje kvalitu jejich života.

### Zdroje

Autrata, R. *Nauka o zraku*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2002. ISBN 80-7013-362-7.

Brian, G., Taylor, H. Cataract blindness - challenges for the 21st century. *Bulletin of the WHO*. 2001; 79(3): 249-256.

Kraus, H., Karel, I., Růžičková, E. *Oční zákaly*. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-7169-967-5.

Kuchynka, P. *Oční lékařství*. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-5079-8.

Skorkovská, Š., Michálek, J., Ruberová, M., Synek, S. Srovnání ultrazvukové a optické biometrie s ohledem na refrakci oří po operaci katarakty. *Čes. a slov. Oftal.* 2004; 60(1): 24 - 29.

Vlková, E., Vlk, F. *Lexikon očního lékařství: výkladový ilustrovaný slovník*. Brno: František Vlk, 2008. ISBN 978-80-239-8906-9.

## Change in refraction and aberration after cataract surgery

Author: Bc. Lenka Novotná, DiS.

Supervisor: MUDr. Tomáš Mňuk

### Introduction

Cataract is clouding of the lens, which negatively affects vision. Cataract is one of the physiological effects of aging, but it can lead to blindness. According to the World Health Organization (WHO) is currently on the world over 20 million people going blind due to cataracts, and in 2020 it should be up to 40 million people. So far, no conservative treatment can delay cataract or stop its development. For this state of clouding of the lens currently there is the best treatment surgical treatment - operation. Cataract surgery is one of the most frequency surgical procedures. The main aim of surgery is to improve the patient's life. Indications for surgery are subjective complaints of the patient, especially a reduction in visual acuity and contrast sensitivity. Standard cataract surgery today is done on an outpatient department through a small incision under local anesthesia technique of phacoemulsification with implantation of soft intraocular lenses. Future development of cataract surgery recently relies mainly on developing methods for laser-assisted cataract surgery. Rapid development have also materials used to producing intraocular lenses, where their progression lead to deveploment of bioanalogous materials and the fully accommodating intraocular lenses.

### Cataract - causes, types, symptoms

Cataracts may be congenital or acquired. Causes of congenital cataracts are heredity, teratogenic substances (drugs) and viral diseases during pregnancy. Some forms of acquired cataracts have known causes. Elsewhere, we do not knot the causes and we are talking only about cataractogenic factors. Its UV radiation, cigarette smoking, diabetes mellitus, or corticosteroid therapy. Senile cataracts, which are the most common, can be divided according to the localization of clouding into: nuclear, cortical, posterior subcapsular and anterior subcapsular. Typical sign for nuclear cataract is clouding of nucleus, whith usually slow development for several years.



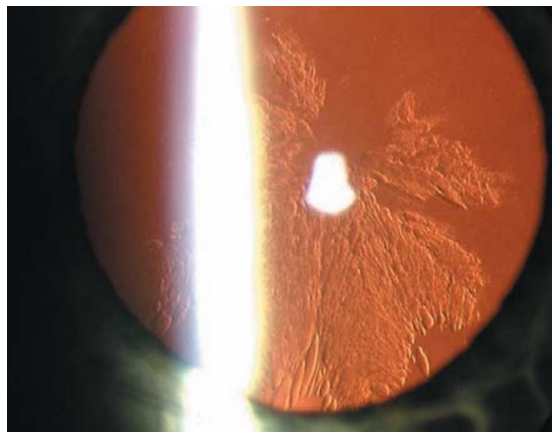
*Picture 1: Nuclear cataracts*

Brown nucleus of lens acquires a different index of refraction and eye make a myopic eye. Cortical cataract starts as a clouding of the lens cortical layers.



*Picture 2: Cortical cataracts*

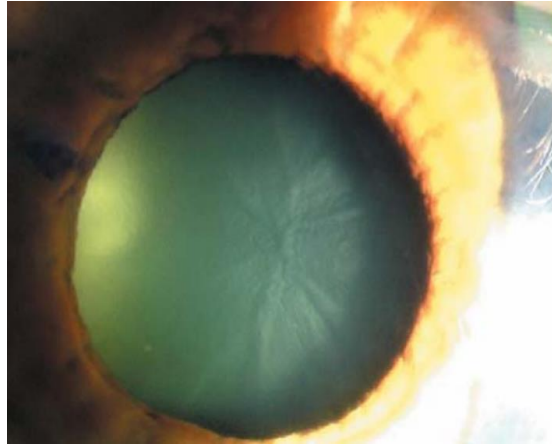
The degree of visual deterioration is different according to location and density of cloudiness in the lens. Cataracts in the optical axis of the eye cause a greater decrease than cloudiness at the edge of the ophthalmic lens. By posterior subcapsular cataract is cloudiness located in the back layer of the lens cortex.



*Picture 3: Posterior subcapsular cataracts*

Often occurs by younger patients as a result of corticosteroid use, after ionizing radiation, or after trauma. Anterior subcapsular cataract is rarer.





*Picture 4: Anterior subcapsular cataracts*

Clouding of the lens occurs just below the front layer of case. In patients with cataracts is due to light scattering deteriorates contrast sensitivity and glare occurs. Patients observe impaired vision in the sun and driving. Disorders are common and color vision monocular diplopia. As a result of changes in the refractive index of the lens material, there is myopic eye, **which** in some patients led to the hold of glasses for near vision and they feel they have better vision.

### **Preoperative examination**

Very sensitive method in the diagnosis of incipient cataract is visual acuity under reduced contrast of the light. To investigate the transparency of the eye lens is frequently use a slit lamp biomicroscopy at mydriasis. Minimal changes in the transparency of the lens, which slit lamp do not need to see, we can measure with densitometry with Scheimpflug camera. With the increasing demands of patients in the refractive outcome is a great emphasis on the accuracy of preoperative measurements. Through these tests we get, among others parameters to calculate the optical power of intraocular lenses, which are the terms of refractive information necessary for operation. With keratometer we find out curvature of anterior corneal surface and the optical power of the cornea in a exist meridian. Use the color topographic maps we obtained diopter values corresponding to the measured radius of curvature of the individual parts of the cornea and we find out corneal astigmatism that we can resolve in cataract surgery through incisions in the cornea called keratotomies or implantation of toric IOLs. Biometrics is used to calculate the optical power of intraocular lens. Biometrics is measured optical path length between the surface of the corneal and retinal pigment epithelium which is subsequently converted to the geometric length. Subjective visual functions and their impact on the daily activities of the patient's test can detect VF-14 (Index of Visual Functioning).

### **Aberration**

Aberrations of higher order are a component of refractive error, which can not be repair with sphero-cylindrical values. The instrument for measuring aberration was originally designed allows diagnostic and treatment of higher order aberrations after refractive laser surgery. Even when he cataract starts higher order aberrations are increasing and thus help in

the diagnosis and the subsequent comparison of preoperative and postoperative rank invaluable.

### Cataract surgery

Principle of cataract surgery involves removal - extraction of the ophthalmic lens. We have extraction intracapsular and extracapsular. Intracapsular extraction is now rarely used. It consists in removing the whole lens with an intact capsule and brings many complications. Today, mainly performs extracapsular extraction when the clouded lens nucleus is removed and cortex of the lens by keeping the major part of the capsule remain in the original position. The well-preserved capsule we implanted intraocular lens. Most often extracapsular extraction technique consists in phacoemulsification, when using ultrasound simultaneously vacuuming and washing the lens nucleus and matter. Very promising method in cataract surgery is a laser-assisted cataract surgery. We used two types of lasers: Erbium: YAG laser (Er: YAG) and Neodymium: YAG (Nd: YAG) laser. The advantage of laser cataract surgery is precise and milling kapsulorhexe lenticular nucleus and the fact that it does not release heat as during phacoemulsification. For uncomplicated cataract surgery takes approximately 15 minutes. Stabilized vision mostly occurs at 2-4 weeks after surgery.

### Intraocular lenses

Simply you can choose between two types of lenses: hard and soft. Hard lenses are made from polymethylmethacrylate (PMMA) having excellent optical properties, but is not elastic. Such a lens is hard and rigid, its inclusion requires a larger entry wound, which is the main reason why today prevails implantation of soft lenses. Soft lenses are flexible, they can be folded, rolled and implanted using a special injector very small incision of 3.0 mm and smaller, it is then associated with smaller risk of endophthalmitis and postoperative astigmatism. The newest material that begins to be implanted, is collamer, a combination of silicone and collagen. Patients today in practice can choose between a standard lens, fully paid by health insurance or premium (aspherical, toric, multifocal, accommodative), where patient have to paid something. Most IOLs are equipped with UV filters, because of the human lens absorbs UV radiation, thereby protecting the retina and other structures of the eye.

### Conclusion

Countless studies show a significant improvement in visual acuity after cataract surgery. Development of new methods of laser surgery and biocompatible materials for intraocular lenses carries a very low incidence of complications and patients significantly improved their quality of life.

### Resources

Autrata, R. *Nauka o zraku*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2002. ISBN 80-7013-362-7.

Brian, G., Taylor, H. Cataract blindness - challenges for the 21st century. *Bulletin of the WHO*. 2001; 79(3): 249-256.

Kraus, H., Karel, I., Růžičková, E. *Oční zákaly*. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-7169-967-5.

Kuchynka, P. *Oční lékařství. 2.*, přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-5079-8.

Skorkovská, Š., Michálek, J., Ruberová, M., Synek, S. Srovnání ultrazvukové a optické biometrie s ohledem na refrakci očí po operaci katarakty. *Čes. a slov. Oftal.* 2004; 60(1): 24 - 29.

Vlková, E., Vlk, F. *Lexikon očního lékařství: výkladový ilustrovaný slovník*. Brno: František Vlk, 2008. ISBN 978-80-239-8906-9.

## Prizmatická korekce

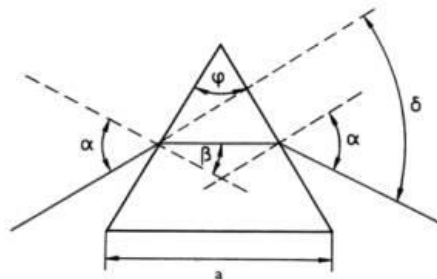
Autor: Bc. Tereza Ouhelová

Školitel: Mgr. Matěj Skrbek

Práce celým svým názvem „Podmínky úspěchu předpisu prizmatické korekce“ je jedním z největších otazníků optometrické praxe. Zatím nebyla stanovena stoprocentně platná pravidla pro předpis prizmatické korekce. Tento příspěvek je pouze shrnutím základních údajů o tom, co je to prizmatický účinek a jak vzniká, kde se prizmatická korekce využívá a jak lze prizmatickou korekci stanovit.

### Co je to prizmatický účinek?

Optický klín je hranol s bází a dvěma lámavými plochami. Tento hranol s malým lámavým úhlem se používá v případě, kdy je potřeba odklonit chod světelných paprsků od původního směru.



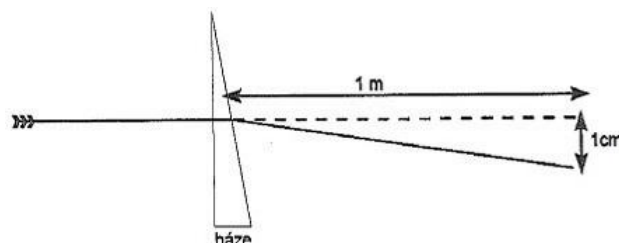
Obrázek 10: Odklon chodu světelných paprsků od původního směru

Odchylku paprsku nazýváme deviaci a lze ji vypočítat dle vzorce:

$$\delta = (n - 1) \cdot \varphi,$$

kde  $\delta$  je deviací paprsku,  $n$  je označení pro index lomu hranolu a  $\varphi$  je lámavý úhel hranolu.

Deviaci můžeme také nazvat prizmatickým účinkem, jehož hodnotu udáváme v prizmatických dioptriích [pD]. Prizmatický účinek jedné prizmatické dioptrie má optický klín, který ve vzdálenosti jednoho metru odkloní paprsek o jeden centimetr.



Obrázek 11: Prizmatický účinek

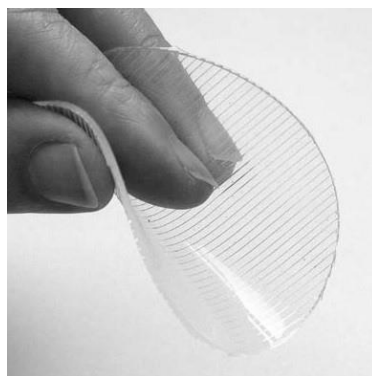
Prizmatický účinek lze navodit decentrací brýlové čočky, tj. posunem jejího optického vrcholu. Výhodou takto navozeného prizmatického účinku je nižší cena a brzké zhotovení. Na

druhé straně ale stojí řada nevýhod jako je například omezený prizmatický účinek, snížení kvality zobrazení nebo nedostačující průměr čočky. Druhou možností jak dosáhnout požadované prizmatické korekce je objednání prizmatické čočky, kterou najdeme v katalogu výrobců brýlových čoček. Hlavní výhodou je vyšší kvalita zobrazení, minimalizace vad zobrazení a například možnost zhotovení jak sférické, cylindrické tak i bifokální nebo multifokální čočky. Nevýhodami jsou však například vyšší pořizovací cena a čekací doba výroby této čočky. Speciálním typem dosažení prizmatického účinku je Waferovo nebo Fresnelovo prizma. Waferovo prizma z umělé hmoty lze připevnit na normální brýlové sklo. Je složeno z řady hranolů formovaných do proužku.



Obrázek 12: Waferovo prizma

Novějším typem je Fresnelovo prizma tvořeno soustavou prizmat s bázemi orientovanými shodně. Jsou to folie, jejichž hlavní výhodou je lehkost, ztenčení a snadná manipulace. Nalepují se na zadní část brýlového skla vsazeného do brýlové obruby. Snižují však zrakovou ostrost a kontrastní citlivost nositele.



Obrázek 13: Fresnelova folie

Velikost prizmatického účinku lze vypočítat dle Prenticeho rovnice. Prizmatický účinek  $\Delta$ , který bude na oko působit, bude-li se dívat mimo optický střed čočky o vrcholové lámavosti  $S'$ , lze vypočítat dle vzorce:  $\Delta = dec \cdot |S'| / 10$ .

Tato rovnice byla později rozšířena Weinholdem, který ve svém vzorci respektuje vzdálenost brýlové čočky od oka:  $\Delta = dec \cdot |S'| / 1 - (d + 0,013) \cdot S'$ .

### Využití prizmatické korekce

Binokulární vidění znamená vidět oběma očima pozorované objekty. Jednoduché binokulární vidění umožňuje vytvoření jednoduchého obrazu pozorovaného předmětu, je to schopnost vidět oběma očima pozorovaný předmět jednoduše (ne dvojitě). Stupně jednoduchého binokulárního vidění jsou 1. superpozice, tj. schopnost překrýt oběma očima

nestejné obrázky; 2. fúze, tj. spojit obraz pravého a levého oka v jeden smyslový vjem; 3. stereopse, tj. vytvořit hloubkový vjem pozorovaných obrazů.

Mezi binokulární oční pohyby řadíme verzi (pohyb očí ve stejném směru) a vergenci (pohyb očí v opačném směru). Mezi vergenční, nekonjugované (disjunktivní), pohyby řadíme konvergenci (pohyb očí směrem dovnitř) a divergenci (pohyb očí směrem ven).

Prizmatickou korekci používáme k navození disjunktivních (vergenčních) pohybů, kdy se oči hýbou opačným směrem. Setkáme se s ní zejména při korekci forií a tropií.

Nejprve je nutno říci, že ortoforie, neboli rovnovážný stav oko-hybných svalů, kdy je dosaženo jednoduchého binokulárního vidění bez odchylky fixace obou očí, osy vidění obou očí jsou při pohledu do dálky rovnoběžné a po zrušení fúze se vzájemné postavení očí nezmění, se v populaci vyskytuje pouze ve 20 %. (Divišová, 1990)

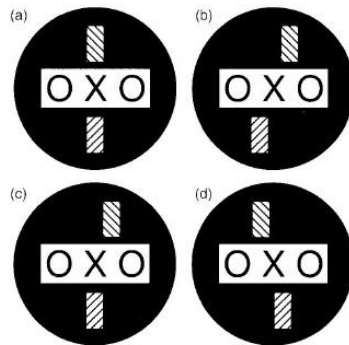
Heterotropie, neboli strabismus, tj. zjevné šilhání, je stav očního aparátu, kdy osy vidění se neprotínají ve stejném bodě, a je porušeno jednoduché binokulární vidění. Tato porucha je navenek provázená asymetrickým postavením očí. Korekce heterotropie je spíše v kompetenci práce oftalmologů.

Heteroforie je na rozdíl od heterotropie skrytým, latentním šilháním. Vyznačuje se nerovnováhou zevních očních svalů po zrušení fúze. Je to porucha binokulární fixace právě po zrušení fúze. Z hlediska etiologie rozlišujeme heteroforii statickou, která je podmíněna vrozenými anomáliemi očních, očních bulbů nebo očních svalů, dále akomodační způsobenou poruchou AC/A poměru (poměr akomodační konvergence na jednotku akomodace), anebo je heteroforie poruchou neurogení. Dle směru odchylky rozlišujeme heteroforie horizontální (esoforie- směrem dovnitř a exoforie-směrem ven), vertikální (hyperforie a hypoforie), cykloforie (excykloforie nebo incykloforie) nebo odchylky smíšené.

Heteroforie můžeme rozdělit na kompenzovanou, kdy je vergenční systém schopen sám odchylku překonat a není nutná korekce vady. Korigovat je ale potřeba dekompenzovanou heteroforii, kdy vergenční aparát není schopen sám odchylku překonat, nastává rozmazané vidění, diplopie i astenopické potíže a může vzniknout fixační disparita, neboli odchylka fixačních os, kdy jednoduché binokulární vidění je zachováno.

Disociovaná heteroforie je stav, kdy fixační linie očí jsou v odchýleném postavení, nefixují bod a fúze je zrušena. Vyšetření lze provádět například pomocí Maddoxova testu.

Asociovaná heteroforie neboli úhlová odchylka fixace je stav očního aparátu, kdy oči v odchýleném postavení fixují, je zde přítomnost fúze i fúzních podnětů. Vyšetření lze provádět pomocí metod MKH a Malletova testu.



Obrázek 14: Malletův test

### Stanovení prizmatické korekce

Diagnostika heteroforie je možná pouze po zrušení fúzních podnětů (například zakrytí jednoho oka, mechanické rozdělení vjemu pravého a levého oka, červeno-zelené testy). Pokud používáme centrální nebo periferní fúzní podnět, diagnostikujeme a měříme fixační disparitu.

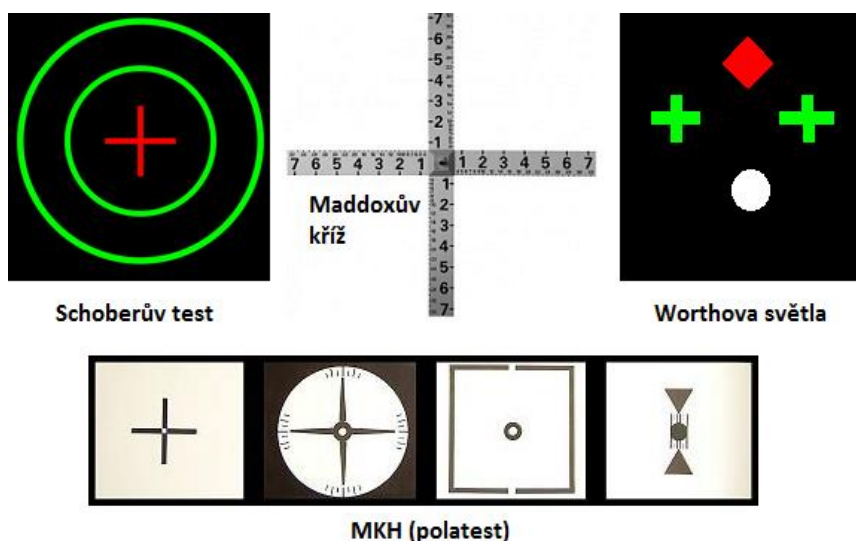
Vyšetření heteroforie bychom měli začínat zakrývacím testem, kdy heteroforii jsme schopni zjistit rychlým střídáním zakrývací destičky a pozorováním odkrývaného oka.

Maddoxův test se skládá z Maddoxova kříže s bodovým zdrojem světla a Maddoxovy destičky s liniemi, kterou předložíme před jedno oko. Na kříži pak můžeme přímo zjistit velikost a směr úchytky (tj. vzdálenost posunutí linie vyvolané bodovým zdrojem světla přes destičku).

Bagoliniho skla jsou skla s vroubkou pod úhly  $135^\circ$  a  $45^\circ$ , po jejich předložení před obě oči dochází k rozptylu bodového zdroje světla do dvou linií kolmo na směr vroubkování.

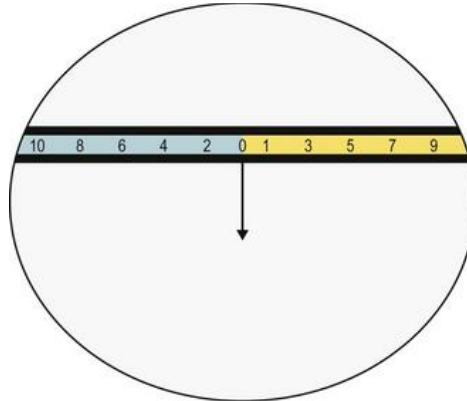
Schoberův a Worthův test jsou anaglyfní testy, které lze použít pro vyšetřování do dálky i do blízka.

Metoda MKH jako součást polatestu je nejnovější metodou měření heteroforie a fixační disparity. Obsahuje několik testů, kdy pouze K-test vyšetřuje heteroforii a její motorickou část, ostatní testy jako je ručičkový (R), hákový (H-test), stereotest (S) a stereovalenční test (SV) slouží k diagnostice a měření fixační disparity.



Obrázek 15: Schoberův test, Maddoxův kříž, Worthova světla, MKH

Graefovo prizma je vertikální prizma 6-8 pD, které se předkládá před jedno oko k vytvoření umělé diplopie. Theringtonova varianta je modifikací do dálky i do blízka, kdy přes prizma 12 pD dochází k posunu šipky na stupnici, která ukazuje na velikost a směr úchylky.



Obrázek 16: Karta forií

Důležité je vždy správně vykorigovat refrakční vadu. Například nekorigovaný hypermetrop bude mít sklon k esoforii, myop naopak k exofoirii. Korekci heterofoirii můžeme provádět pomocí ortoptického výcviku na haploskopu- troposkop, synoptofor, kde posilujeme opačnou šířku fúze (u esofoirie cvičení negativní fúzní rezervy- divergence).

#### Předpis prizmatické korekce se řídí několika pravidly:

- Maddoxovo pravidlo - esofoirii nad 3 pD korigujeme 50%, exofoirii nad 2 pD 60% a vertikální úchylky 80-100%
- Sheardovo kritérium - opačně orientovaná šířka fúze musí být velká alespoň jako dvakrát hodnota heterofoirie, aby nevznikala astenopie:  $OŠF \geq 2 \times HTF$
- Percivalovo kritérium - prizmatický účinek dle vzorce:  $\Delta = \frac{1}{3} VFR - \frac{2}{3} MFR$ , kde VFR jsou větší fúzní rezervy a MFR menší fúzní rezervy
- MKH - pravidlo předpisu plné naměřené korekce.
- Rutrle doporučuje při korigování pomocí prizmatických čoček začínat vložení 1 pD v horizontálním směru, pro úchylku ve směru vertikálním 0,5 pD. Na 4 pD by mělo docházet k posunu vztaženého bodu brýlové čočky o 1 mm proti směru báze.

Nežádoucí účinky prizmatické korekce jsou nejčastěji zkreslení vjemu, barevná vada, makropsie nebo mikropsie (zvětšení nebo zmenšení pozorovaného objektu). Nositelé si mohou stěžovat na bolesti hlavy i očí, je zde delší doba návyku.

#### Závěr

Tento příspěvek je pouze krátkým shrnutím základních bodů při diagnostice a korekci heterofoirie pomocí prizmatických korekčních pomůcek. Zdaleka zde není obsaženo vše, čím lze prizmatickou korekci charakterizovat. Aplikace prizmatické korekce je velice individuální záležitostí a je třeba ke každému klientovi přistupovat s individuální péčí. Práce „Podmínky úspěchu předpisu prizmatické korekce“ nebude tedy sloužit jako návod pro předpis



prizmatické korekce, spíše bude zmapováním nejvyužívanějších metod diagnostiky a korekce heteroforií napříč územím České republiky. Práce bude poskytovat informace o nejvyužívanějších metodách, pravidlech předpisů i například objednávkách prizmatických čoček na základě největší úspěšnosti a spokojenosti klientů.

### Zdroje

Hromádková, L. Šilhání. 3. nezměněné vyd. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2011. str. 162. ISBN 978-80-7013-530-3.

Divišová, G. Strabismus. 2. vydání. Praha: AVICENUM, 1990. 312 s. ISBN 08-039-90.

Veselý, P. Využití Polatestu v praxi optometristy. 2007.

Jexová, S. Geometrická optika. Vyd. 1. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2010. str. 218. ISBN 978-80-7013-521-1.

Najman, L. Prizmatická korekce. Česká oční optika. Brno: Společenstvo českých optiků a optometristů, listopad 2012, č. 4/2012, roč. 53, stránky 30-34. ISSN 1211-233X.

Schwendtová, V., Brunner, R. Geometrická a pristrojová optika. [1.vyd.]. Martin: Osveta, 1998. str. 292. ISBN 978-80-2170-523-4.

Rutrlé, M. Binokulární korekce na polatestu. Vydání: první. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2000. str. 115. ISBN 80-7013-302-3.

## Prismatic correction

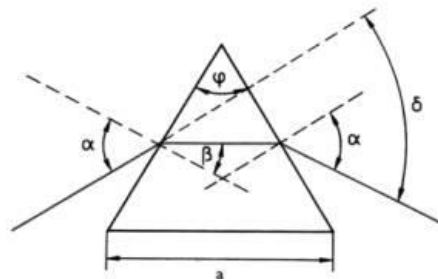
Author: Bc. Tereza Ouhelová

Supervisor: Mgr. Matěj Skrbek

The full name of the thesis “Conditions for the success of the prescription of the prismatic correction” is one of the biggest question marks optometric practice. It hasn't been determined 100% valid rules for prescription of prismatic correction yet. This text is only a summary of the basic data about what is the prismatic effect and how it works, where we can use prismatic correction and how we can determine amount of prism.

### What is the prismatic effect?

The optical prism has got a base and two faces. This optical prism with a small angle on the top is used when it is necessary to divert the course of the light rays from the original direction.

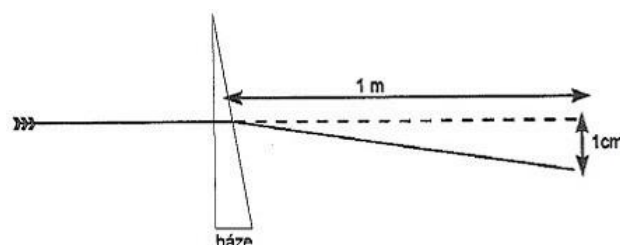


Picture 1: The deviation of the ray

The deviation of the ray we can call the deviacy and it can be calculated according to the formula:

$$\delta = (n - 1) \cdot \varphi,$$

where  $\delta$  is the deviacy of the prism,  $n$  characterized the conditions and material of the optical prism and  $\varphi$  is an angle of optical prism. The deviacy we can also call prismatic effect. Its value we can set in prismatic diopter [pD]. Prismatic effect of a single diopters has the optical prism, which deflects the ray about one centimeter at a distance of one meter.



Picture 2: Prismatic effect

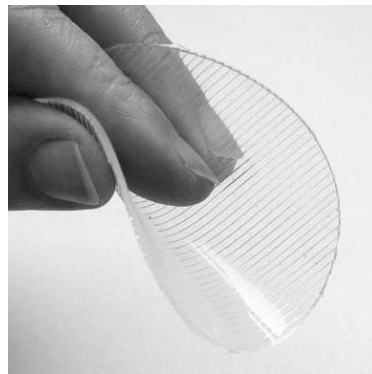
Prismatic effect can be induced by moving optic center of spectacle lenses. The advantage of this method is lower price, and speedy creation. On the other side there is a number of disadvantages such as limited prismatic effect, reduce visual quality or insufficient

of the diameter of the lens. The other option to achieve the desired prismatic correction is ordering prismatic lenses, which we can find in the catalog of the manufacturers of spectacle lenses. The main advantage is the higher visual quality, minimizing the defects on the vision and, for example, the possibility of making spherical, cylindrical and bifocal or multifocal lenses. Disadvantages are, however, such as higher cost and waiting time of production of this lens. A special type of achieve the prismatic effect is Wafer or Fresnel prism. Wafer prism made of plastic can be attached to a normal eyeglass in the frame. It is composed of series of optical prisms formed into the strip.



Picture 17: Wafer prism

The newer type is Fresnel prism consists of a system of focal point with the bases oriented identically. Its composed by the foils, whose main advantage is lightness, thinning and easy handling. Plastic foils can be fixed on the back part of spectacted glass in frames. However, Fresnel prism can reduce visual acuity and contrast sensitivity for the wearer.



Picture 18: Fresnel prism

The amount of the prismatic effect can be calculated by Prentice's equation. Prismatic effect  $\Delta$ , which affect the eye looking out of the optical center, can be calculated according to the formula:  $\Delta = dec \cdot |S| / 10$ .

This equation was later extended by Weinhold. His new formula respects the distance of the lenses from the eye:  $\Delta = dec \cdot |S| / 1 - (d \cdot 0,013) \cdot S'$ .

### The use of prismatic correction

Binocular vision means seeing with both eyes observed objects. Simple binocular vision allows the creation of simple image of observed object, it is the ability to see with both eyes the object observed simply (not double). The degrees of simple binocular vision are:

1. superposition, i.e. the ability to overlay both eyes different images;
2. fusion, i.e. to combine the image of the right eye and the left eye in one sense;
3. stereopse, i.e. to create an in-depth perception of the observed images.

The binocular eye movements are version (the movement of the eyes in the same direction) and vergence (eye movement in the opposite direction).

To the vergence eye movements we can include unconjugated (disjunctive) movements such as convergence (movement of the eyes inward) and divergence (eye movement outward).

Prismatic correction we can use to induce disjunctive (vergence) movements when the eyes move in the opposite direction. We can use especially for the correction of phoria and tropia.

First it is necessary to say what is orthophoria. Orthophoria or equilibrium of the oculomotor muscles is achieved by a simple binocular vision without deviations of the fixation of both eyes, the axis of vision of both eyes looking into the distance are parallel and after cancel the fusion there is no deviation of the position of the eyes. Orthophoria occurs only 20% in the population. (Divišová, 1990)

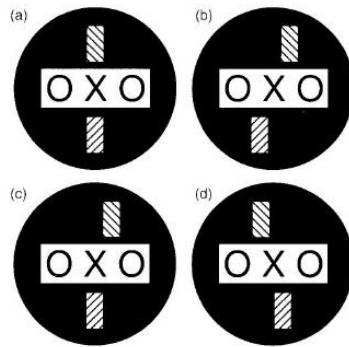
Heterotropia, or strabismus, i.e. obvious strabismus, is the condition of the vision apparatus, when the axis of vision do not intersect in the same point, and is violated simple binocular vision. This disorder is outwardly guided by the asymmetrical position of the eyes. Correction heterotropia is rather in the competence of the work of the ophthalmologists.

On the other hand of heterotropia, heterophoria is hidden. It is characterized by an imbalance of the external ocular muscles after the cancellation of the fusion. It is a disorder of binocular fixation just after the cancellation of the fusion. From the perspective of etiology, we distinguish heterophoria static, which is determined by congenital anomalies of the orbits, the eye or the eye muscles, further accommodative heterophoria caused by the disorder of the AC/A ratio (ratio of accommodative convergence per unit of accommodation), or heterophoria as a neurogenic disorder. According to the direction of the deviation we distinguish heterophoria horizontal (esophoria - inwards and exophoria-outwards), the vertical (hyperphoria and hypophoria), cyclophoria (excyclophorie or incyclophoria) or mixed deviations.

Heterophoria can be divided into compensated, when vergence system can overcome the deviation and it is not a required correction of defects. But we have to correct decompensated heterophoria, when vergence system is not able to overcome the deviation, occurs blurred vision, diplopia and asthenopic disorders and may cause fixation disparity, or the deviation of the fixation axis, where the simple binocular vision is maintained.

Dissociated heterophoria is a condition where the fixation lines of the eyes are in deflected position, do not fix close point and the fusion is cancelled. The examination can be performed, for example, using Maddox test.

Associated heterophoria or the angular deviation of the fixation is a condition where the eyes in the deflected position fix, there is the presence of fusion and fusion stimulus. The examination can be carried out using the methods of MKH and Mallet test.



Picture 19: Mallet test

### Determining prismatic correction

Diagnosis of heterophoria is possible after the abolition of the fusion stimulus (e.g. covering one eye, the mechanical division of the visual perception of the right and left eye, a red-green tests). If we use the central or peripheral fusion stimulus we diagnose and measure fixation disparity.

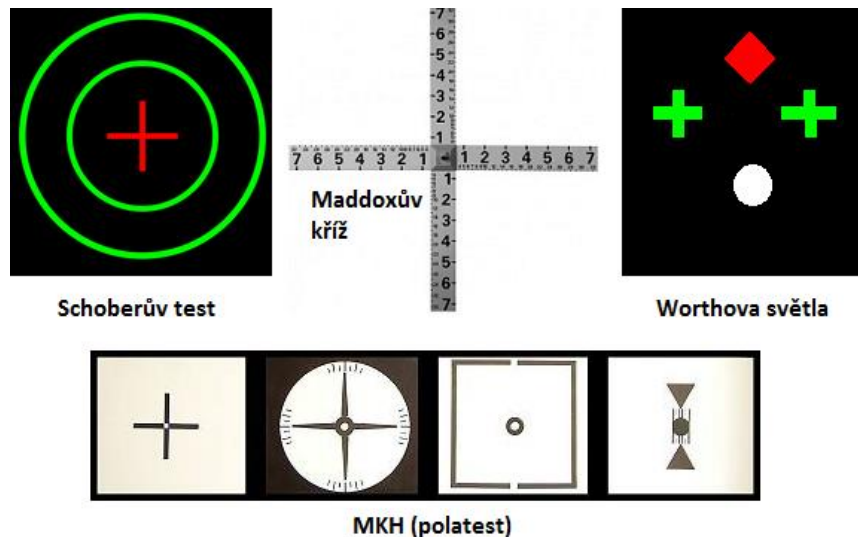
Examination of heterophoria should begin with the cover test, we are able to find heterophoria by rapid alternation of a shell plate, and observing the not covered eye.

Maddox test consists of Maddox cross with a point light and Maddox plate glass with lines, which we put in front of one eye. On the cross, there we can directly determine the size and direction of the deviations (i.e. distance of displacement of the line induced by the point light across the plate).

Bagolini glass are glass with striations under the angles of  $135^\circ$  and  $45^\circ$ , after their submission in front of both eyes occurs to the variance of the point light source into two lines perpendicular to the direction of the striations.

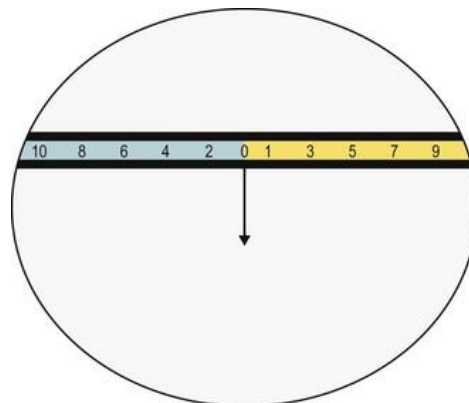
Schober and Worth tests are anaglyphic tests that can be used for the investigation of into the distance and into close range.

Method MKH (Measuring and Correction Method According Haase) as part of polatest is the latest method of measurement of the heterophoria and fixation disparity. It contains several tests, when only the K-test is convincing heterophoria and its motoric part, other tests such as dial (R), hooked (H-test) stereotest (S) and stereovalence test (SV) used for diagnosis and measurement of fixation disparity.



Picture 20: Schober test, Maddox cross, Worthova test, MKH

Graef prism is a vertical prism of 6-8 pD, which is presented in front of one eye to the creation the artificial diplopia. Therington's variant is a modification to the distance and near measuring, when through the prism 12 pD occurs to shift the arrow on the scale which shows the size and direction of deviations.



Picture 21: Measuring of phorias

Most important is right correction of refractive defect. For example, the uncorrected hyperopia will have a tendency to esophoria, myopia contrary to exophoria. We can also use orthoptic training on haploscope device - troposcope, synoptophore. We can train the opposite width of the fusion (we train negative fusion reserves – divergence in esophoria).

**Prescription of prismatic correction is governed by several rules:**

- Maddox's rule – esophoria above 3 pD correct by 50%, exophoria over the 2 pD by 60% and vertical deviations by 80-100%
- Sheard's criterion - opposite-oriented width of fusion must be higher than twice of the value of heterophoria, in order to avoid asthenopic disorders:  $\text{OOF} \geq 2 \times \text{HTF}$
- Percival's criterion - prismatic effect according to the formula:  $\Delta = 1/3 \text{ HFR} - 2/3 \text{ LFR}$ , where HFR is higher fusion reserve and LFR lower fusion reserve
- MKH - the full measured correction.

- Rutrle recommended to start correcting by using prismatic lenses 1 pD in the horizontal direction, for deviation in the vertical direction is 0.5 pD. On the 4 pD, there should be a shift in relation to point about 1 mm against the direction of the base.

Unwanted effects of prismatic correction are most often a distortion of perception, chromatic aberration, macropsia or micropsia (zoom in or out of the observed object). Wearers may complain of headaches and pain of the eye, there is a longer period of habituation.

### Conclusion

This text is only a brief summary of the essential points in the diagnosis and correction of heterophoria by prismatic correction. There isn't everything that can be characterized by prismatic correction. The application of prismatic correction is a very individual matter and it is necessary to each client approached with individual care. The thesis "Conditions for the success of the prescription of the prismatic correction" will not, therefore, serve as a guide for the prescription of the prismatic correction. Rather it will be by mapping the most highly used methods of diagnostics and correction of heterophoria across the Czech Republic. The thesis will provide information on the most relevant methods, rules, regulations and for example, the orders of the prismatic lenses depends on success rate and contentment of the wearers.

### Resources

Hromádková, L. Šilhání. 3. nezměněné vyd. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2011. str. 162. ISBN 978-80-7013-530-3.

Divišová, G. Strabismus. 2. vydání. Praha: AVICENUM, 1990. 312 s. ISBN 08-039-90.

Veselý, P. Využití Polatestu v praxi optometristy. 2007.

Jexová, S. Geometrická optika. Vyd. 1. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2010. str. 218. ISBN 978-80-7013-521-1.

Najman, L. Prizmatická korekce. Česká oční optika. Brno: Společenstvo českých optiků a optometristů, listopad 2012, č. 4/2012, roč. 53, stránky 30-34. ISSN 1211-233X.

Schwendtová, V., Brunner, R. Geometrická a pristrojová optika. [1.vyd.]. Martin: Osveta, 1998. str. 292. ISBN 978-80-2170-523-4.

Rutrle, M. Binokulární korekce na polatestu. Vydání: první. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2000. str. 115. ISBN 80-7013-302-3.

## Změny endotelových buněk rohovky a nitrooční tekutiny po operaci katarakty fakoemulzifikací a za asistence femtosekundového laseru.

Autor: Bc. Kateřina Pavlíčková

Školitel: Doc. MUDr. Šárka Pitrová, CSc., FEBO

### Abstrakt

Cílem této studie je zjistit, jak laser, používaný při operaci katarakty, ovlivňuje tkáň rohovky. Pacienti jsou rozděleni do dvou skupin podle podstoupené techniky operace katarakty. První skupinu tvoří pacienti operovaní manuální technikou, druhou skupinu tvoří pacienti operovaní za asistence femtosekundového laseru. Jsou porovnávány výsledky obou skupin z předoperačního a pooperačního vyšetření rohovkového endotelu a pH nitrooční tekutiny. Měření pH nitrooční tekutiny je prováděno pomocí vláknového senzoru založeného na detekci fluorescence závislé na pH.

### Úvod

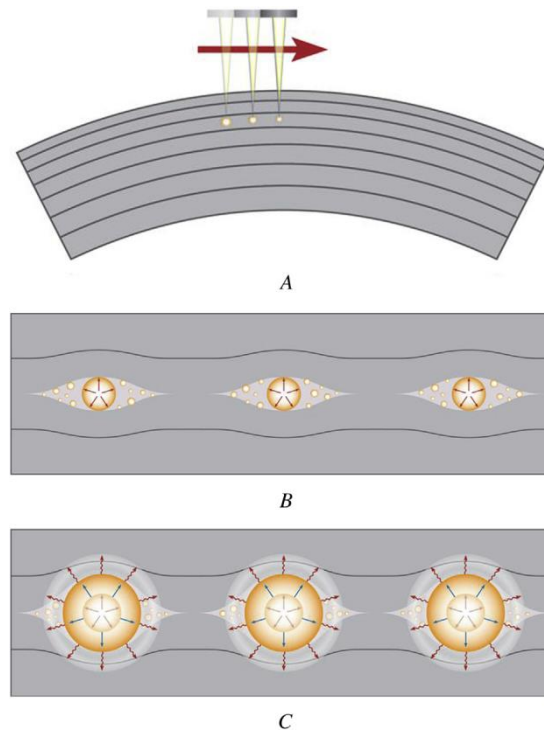
Katarakta je definována jako zkalení čočky, což způsobuje snížení zrakové ostrosti. Katarakta je nejčastější příčinou slepoty a její operace je světově nejčastěji prováděným chirurgickým zákrokem. Její výskyt roste s věkem. Jedinou možnou léčbou je chirurgické odstranění zkalené čočky a její nahrazení umělou nitrooční čočkou. [1, 2]

Ve vyspělých zemích je nejčastěji používanou metodou operace fakoemulsifikace. Pro rozdělení zkalené čočky je využito ultrazvuku. [3]

Manuální chirurgické nástroje, používané pro tvorbu incizí a v dalších krocích operace, mohou být částečně nahrazeny technologií femtosekundového laseru. Jejím cílem je zvýšení přesnosti a bezpečnosti zákroku. I zde je však riziko vedlejších účinků. [2, 4]

Femtosekundovým laserem asistovaná operace katarakty využívá mechanismu fotodisrupce pro tvorbu incizí, k otevření předního pouzdra čočky a pro fragmentaci čočky.





Obr. 1: Mechanismus fotodisrupce. A absorpce energie laseru, B formování plasmatu a kavitačních bublin, C expanze plynu a oddělení tkáně. [2]

Energie femtosekundového laseru je absorbována tkání, což vede k formování plasmatu. Plasma rychle expanduje a tvoří se kavitační bubliny. Jejich silou dochází k oddělení tkáně. Plynové kavitační bubliny, které jsou viditelné při laserové proceduře, mohou způsobit změnu pH nitrooční tekutiny, což může ovlivnit tkáň oka. [2, 4]

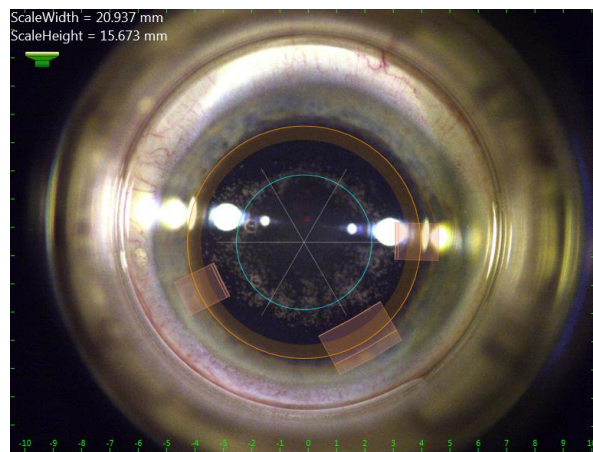
Cílem této studie je zjistit, jak laser používaný při operaci katarakty ovlivňuje tkáň rohovky, zvláště rohovkový endotel

### Metodika

Tato studie se skládá ze dvou částí a to z analýzy počtu a morfologie buněk rohovkového endotelu a z měření pH nitrooční tekutiny. Pacienti jsou rozděleni do dvou skupin podle podstoupené techniky operace katarakty. První skupinu tvoří pacienti operovaní manuální technikou, druhou skupinu tvoří pacienti operovaní za asistence femtosekundového laseru s využitím platformy Victus.



Obr. 2: Femtosecond laser platform Victus (TECHNOLAS Perfect Vision)



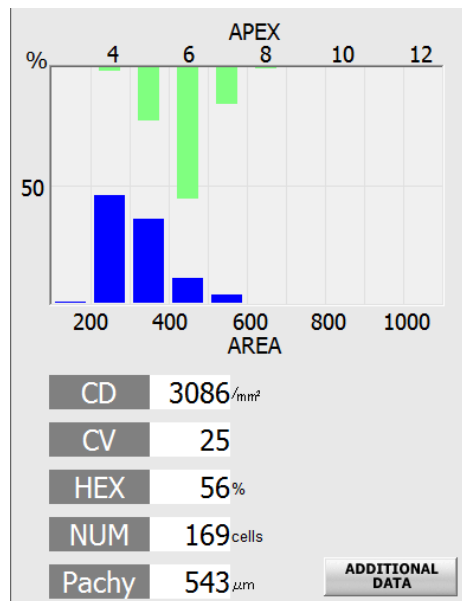
Obr. 3: Femtosecond laser platform Victus, vizualizace incizí. Na fotografii jsou viditelné kavitační plynové bubliny.

Analýza buněk rohovkového endotelu

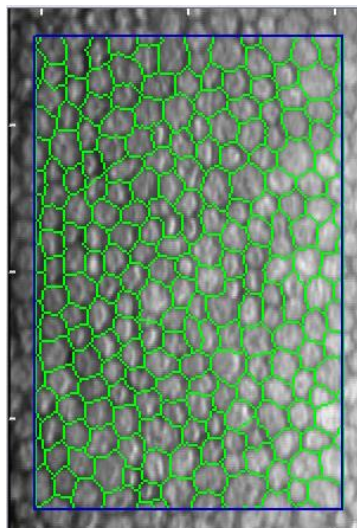
Rohovkový endotel je tvořen jednou vrstvou buněk pokrývajících vnitřní plochu rohovky.

[1, 3]

Analýza buněk rohovkového endotelu se bude skládat z předoperačních a několika pooperačních vyšetření. Vyšetření probíhají na privátní Oční klinice Jana Leštáka, s.r.o. pomocí KONANA MEDICAL CELL CHEK XL Clinical Specular Microscope. Jedná se o endotelový mikroskop, jehož software provádí analýzu počtu a morfologie buněk endotelu. Výstup z vyšetření je uveden na obrázcích 4 a 5.



Obr. 4: Analýza endotelových buněk. CD – počet buněk na milimetr čtvereční, CV – koeficient variace, HEX – procentuální počet hexagonálních buněk, NUM – počet buněk použitých pro kalkulaci, PACHY – tloušťka rohovky.

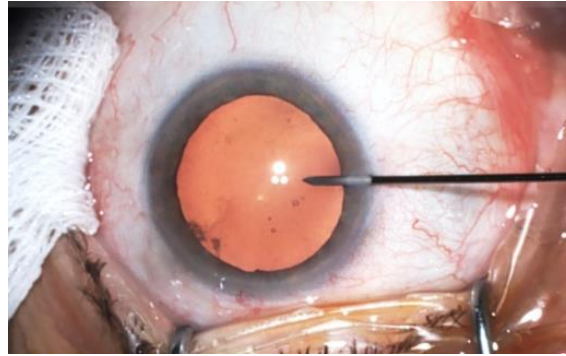


Obr. 5: Analýza endotelových buněk. Vizualizace a zvýraznění obrysů buněk.

#### Měření pH nitrooční tekutiny

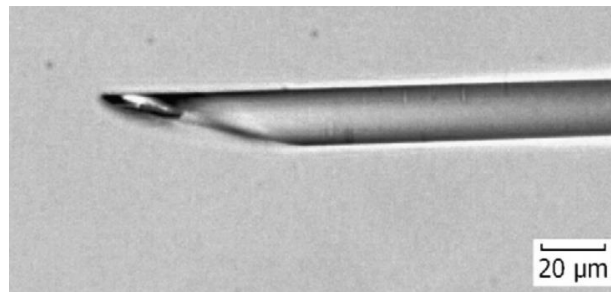
Nitrooční tekutiny vyplňuje přední a zadní komoru oka. Fyziologické pH se pohybuje v rozmezí od 7,3 do 7,6. V průběhu forodisrupce tkáně může být pH nitrooční tekutiny ovlivněno přeměnou oxidu uhličitého  $\text{CO}_2$  ,v kavitačních bublinách, na kyselinu uhličitou  $\text{H}_2\text{CO}_3$ . To vede ke snížení pH nitrooční tekutiny. [4]

Vzorky nitrooční tekutiny o objemu přibližně 0,1 ml jsou odebírány po laserové proceduře, u pacientů operovaných za asistence femtosekundového laseru, a před tvorbou incizí u pacientů operovaných manuální technikou.



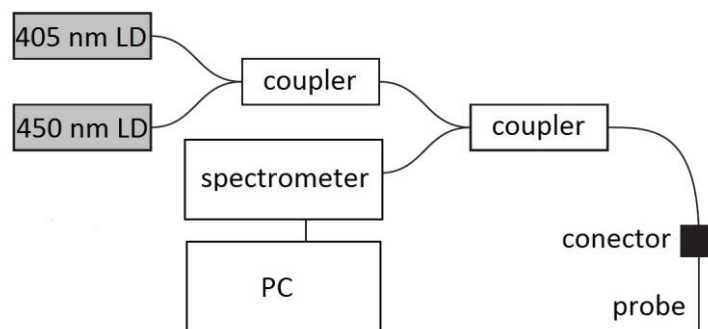
Obr. 6: Odběr vzorku nitrooční tekutiny

První vzorky byly měřeny v Ústavu fotoniky a elektroniky AV ČR, v. v. i. pomocí vláknového senzoru pro měření pH. Průměr optického vlákna byl snížen z konvenčních 125  $\mu\text{m}$  na 20  $\mu\text{m}$  a sonda byla pokryta pH-senzitivní vrstvou. Tento senzor je založen na fluorescenčním pH-senzitivním barvivu (iontový pár HPTS a CTAB). [5, 6]



Obr. 7: Hrot vláknového senzoru. [6]

Jako excitační zdroj jsou použity laserové diody emitující na 405 nm a 450 nm. Emitované světlo je následně sbíráno ve zpětném směru optického vlákna. [5]

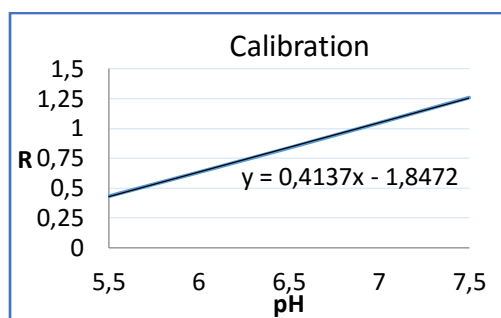


Obr. 8: Schéma měřícího přístroje. [5, 6]

Odpověď senzoru byla vyhodnocena jako poměr  $R$  (1) intenzit fluorescence při excitaci při 450 nm a 405 nm.

$$R = \frac{I_{450}}{I_{405}} \quad (1)$$

Tento poměr byl pro výpočet pH porovnán a kalibrační křivkou, která byla vytvořena po proměření pufrů.



Obr. 9: Kalibrační křivka a rovnice

## Výsledky a diskuse

Analýza buněk rohovkového endotelu

Byla provedena první předoperační vyšetření u obou skupin pacientů. V dalším kroku studie budou data z předoperačních vyšetření doplněna o data z pooperačních vyšetření. Výpovědní hodnota výsledků bude vyhodnocena podle odchylky měření, která byla určena opakovaným měřením jednoho konkrétního oka.

	Cells/mm2		Cells/mm2
1	3040	8	3086
2	3115	9	3155
3	3003	10	3106
4	3077	11	3115
5	3205	12	3012
6	3125	13	3040
7	3058	14	3096
Arithmetic mean			3088
Standard deviation			53.5
Coefficient of variation (%)			1.73

Tab. 1: Stanovení odchylky měření

Měření pH nitrooční tekutiny

Pilotní skupina vzorků byla proměřena na Ústavu fotoniky a elektroniky. Výsledky jsou uvedeny v následující tabulce 2.

Patient number	pH	Technique of the operation
1	7.59	manual technique
2	7.51	manual technique
3	7.60	manual technique
4	7.66	manual technique
5	7.65	manual technique
6	7.66	femtosecond laser
7	7.29	manual technique
8	7.49	femtosecond laser

Tab. 2: Měření pH nitrooční tekutiny

Cílem této studie bylo ověření metodologie analýzy endotelových buněk a měření pH nitrooční tekutiny. Vzorky nitrooční tekutiny nebyly měřeny ihned po jejich odběru, proto pravděpodobně nejsou výsledky přesné.

### Závěr

V této práci byla demonstrována metodologie a první výsledky naší studie. Cílem je určit, jak laser, používaný při operaci katarakty, ovlivňuje tkáň rohovky. Dokázali jsme vhodnost zvolené metodiky. Dalším krokem studie bude doplnění dat z předoperačních vyšetření o data z pooperačních vyšetření rohovkového endotelu. Pro dosažení přesných výsledků bude měření pH nitrooční tekutiny prováděno ihned po odběru vzorku.

### Poděkování

Tato práce vznikla za podpory Fakulty biomedicínského inženýrství Českého vysokého učení technického, jmenovitě doc. Ing. Marie Pospíšilové, CSc. a prof. MUDr. Blanky Brůnové, DrSc, dále za podpory Oční kliniky Jana Leštáka, s.r.o. a Ústavu fotoniky a elektroniky, jmenovitě Ing. Ondřeje Podrazkého, Ph.D.

### Zdroje

- [1] Kuchynka, P. Oční lékařství. 1. vyd. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-802-4711-638.
- [2] Donaldson, K. E. ©1986–. Femtosecond laser–assisted cataract surgery. *Journal of cataract and refractive surgery*. Fairfax, Va.: American Society of Cataract and Refractive Surgery, November 2013(39).DOI: dx.doi.org/10.1016/j.jcrs.2013.09.002. ISSN 0886–3350. Available from:  
[http://www.ascrs.org/sites/default/files/resresour/Femtosecond%20Cataract%20SurgerS%20Review\\_0.pdf](http://www.ascrs.org/sites/default/files/resresour/Femtosecond%20Cataract%20SurgerS%20Review_0.pdf)
- [3] Rozsival, P. 2006. Oční lékařství. Vyd. 1. Praha: Karolinum, 373 s. ISBN 8072624040.
- [4] Rossi, M., Censo, F. D., Censo, M. D., Oom, M. A. Changes in Aqueous Humor pH After Femtosecond Laser-Assisted Cataract Surgery. *Journal of Refractive Surgery* [online]. 2015, 31(7): 462-465. DOI: 10.3928/1081597x-20150623-04.
- [5] Baldini, F., Homola, J., Lieberman, R. A., Podrazký, O., Mrázek, J., Vytykáčová, S., Proboštová, J., Kašík, I. Fiber optic pH sensing system with microscopic spatial resolution. DOI: 10.1117/12.2179471. ISBN 10.1117/12.2179471. Available from:  
<http://proceedings.spiedigitallibrary.org/proceeding.aspx?doi=10.1117/12.2179471>
- [6] Kašík, I., Podrazký, O., Mrázek, J., Martan, T., Matějec, V., Hoyerová, K., Kamínek, M. In vivo optical detection of pH in microscopic tissue samples of *Arabidopsis thaliana*. *Materials Science and Engineering: C*. 2013, 33(8), 4809-4815. DOI: 10.1016/j.msec.2013.07.045. ISSN 09284931. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S092849311300461X>

## Changing of corneal endothelial cells and aqueous humor after cataract surgery using phacoemulsification and femtosecond laser-assisted procedure

Author: Bc. Kateřina Pavlíčková

Supervisor: Doc. MUDr. Šárka Pitrová, CSc., FEBO

### Abstract

The aim of the study is to determine, how the laser, used in cataract surgery, affects the tissue of the cornea. Patients are divided into two groups, according to different undertaken technique of the operation. In the first group are patients, who were operated by manual technique of cataract surgery. In the second group are patients, who were operated by femtosecond laser-assisted cataract surgery. We will compare results of preoperative and postoperative endothelial microscopy and pH of aqueous humor in both groups. Measurement of pH of aqueous humor is realized by fiber-optic probes based on detection of fluorescence, which depends on pH.

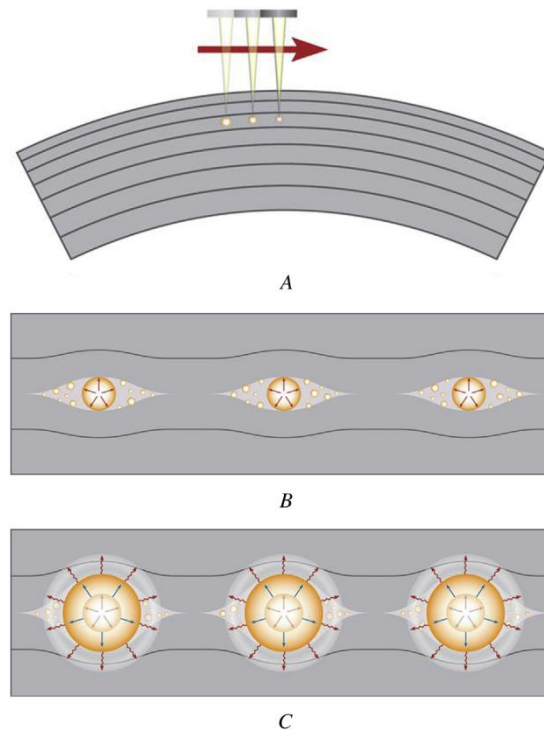
### Introduction

Cataract is defined as any opacity of the lens in the eye. It leads to a decrease in visual acuity. Cataract is the most common cause of blindness and cataract surgery is the most commonly performed surgical procedure in the world. Cataracts become more common with age. The only possible treatment of cataract is surgical remove opaque lens and implant artificial intraocular lens. [1, 2]

Phacoemulsification is the most widely used cataract surgery in the developed world. This procedure uses ultrasonic energy to emulsify the cataract lens. [3]

Manual surgical instruments, which are used for creating incisions and other steps of procedure, may be partly substituted by femtosecond laser technology. Aim of this technology is to improve safety and accuracy. However it has also disadvantages in side effects. [2, 4]

Femtosecond–laser assisted cataract surgery uses mechanism of photodisruption for creating incisions, for opening the anterior lens capsule and for lens fragmentation. Femtosecond laser energy is absorbed by the tissue, resulting in plasma formation. This plasma rapidly expands, creating cavitation bubbles. The force of the cavitation bubble separates the tissue. Cavitation gas bubbles, visible during laser procedure, may cause changes in pH of the aqueous humor, which may affect other tissues of the eye. [2, 4]



*Picture 1: Mechanism of Photodisruption, A laser energy absorption, B plasma and cavitation bubbles formation, C gas expansion and tissue separation [2]*

The aim of the study is to determine, how the laser, used in cataract surgery, affects the tissue of the cornea, especially corneal endothelium.

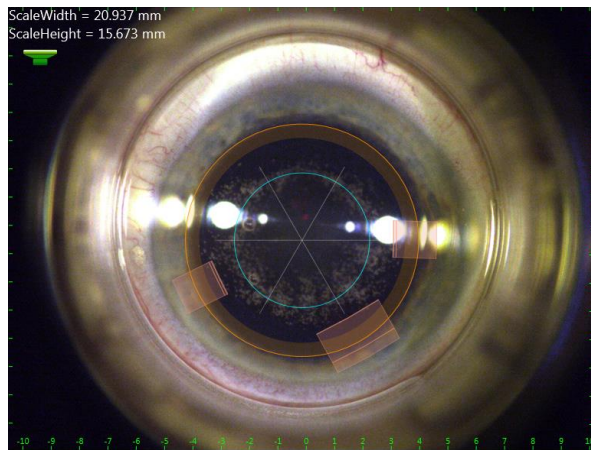
### Materials and methods

This study consists of two parts, analysis of the number and morphology of corneal endothelial cells and aqueous humor pH measurement. Patients are divided into two groups, according to different undertaken technique of the operation. In the first group are patients, who were operated by manual technique of cataract surgery. In the second group are patients, who were operated by femtosecond laser-assisted cataract surgery using femtosecond laser platform Victus.





Picture 2: Femtosecond laser platform Victus (TECHNOLAS Perfect Vision)

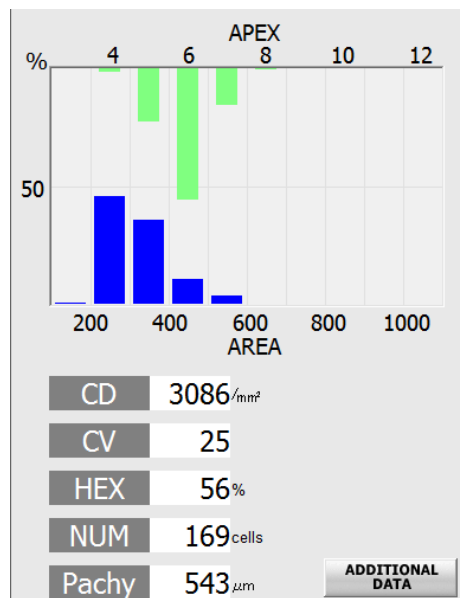


Picture 3: Femtosecond laser platform Victus, visualisation of incisions. Cavitation gas bubbles are visible.

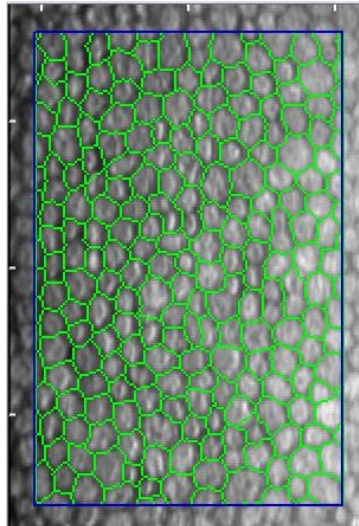
#### Analysis of endothelial cells

Endothelium is a single layer of cells and covers inner surface of the cornea. Endothelium does not regenerate. [1, 3]

Analysis of corneal endothelial cells will consist of preoperative and several postoperative examinations (after 1 week, 1 month). Examinations are performed at the Private Eye clinic JL, s.r.o. in Prague on KONANA MEDICAL CELL CHEK XL Clinical Specular Microscope. Appliance takes photo of endothelium and software performs analysis of number and morphology of endothelial cells. Output from examination is shown at Figure 4 and Figure 5.



Picture 4: Analysis of endothelial cells. CD-number of cells per square millimetre, CV- coefficient of variation, HEX- percentage of hexagon (six-side) cells, NUM- number of cells used for calculation, PACHY- corneal thickness.

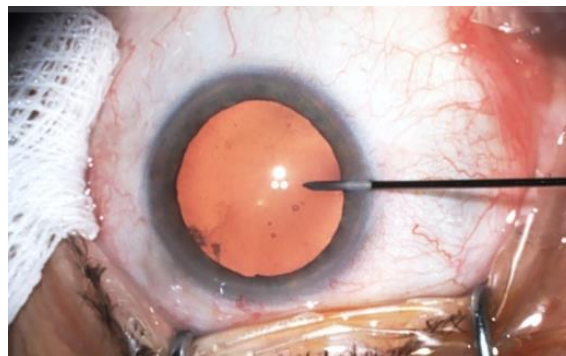


*Picture 5: Analysis of endothelial cells. Visualization and highlighting of cells outline.*

#### Aqueous humor pH measurement

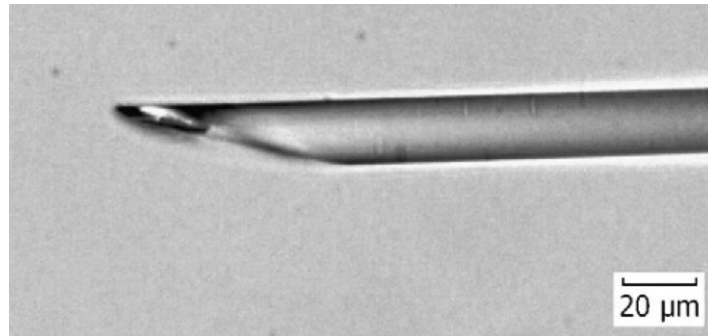
Aqueous humor is liquid, which fills the anterior and posterior chamber of the eye. Physiological pH ranges from 7.3 to 7.6 and may be affected during photodisruption by transformation of carbon dioxide  $\text{CO}_2$  to carbonic acid  $\text{H}_2\text{CO}_3$ . It leads to an acid shift of the aqueous humor pH. [4]

Samples of 0.1 mL of aqueous humor are collected after laser procedure, in femtosecond-laser group, and before incision are made in the phacoemulsification group.



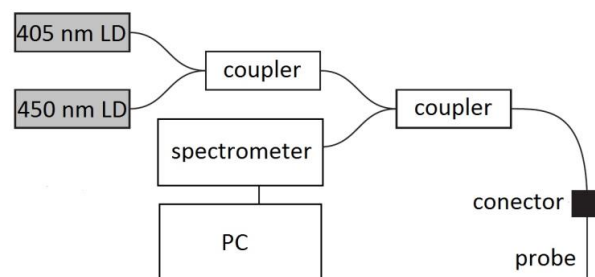
*Picture 6: Aqueous humor sample collection*

First samples were measured in the Institute of Photonics and Electronics of the CAS in dislocated laboratory in Prague Suchbátka by fiber-optic pH detection. The diameter of the optical fibers was reduced from the conventional  $125\ \mu\text{m}$  to  $20\ \mu\text{m}$  and tapered-fiber probes were coated by the sensing layers. The sensor is based on fluorescent pH-sensitive dye - an ion pair of 8-hydroxypyrene-1,3,6-pyrene trisulfonic acid trisodium salt (HPTS) and hexadecyltrimethylammonium bromide (CTAB) immobilized on the tip of tapered-fiber probes. [5, 6]



Picture 7: Tapered-fiber probe tip [6]

Laser diodes, emitting at 405 nm and 450 nm are used as excitation sources. Emitted light is collected in a back-direction by the optical fiber probe. [5]

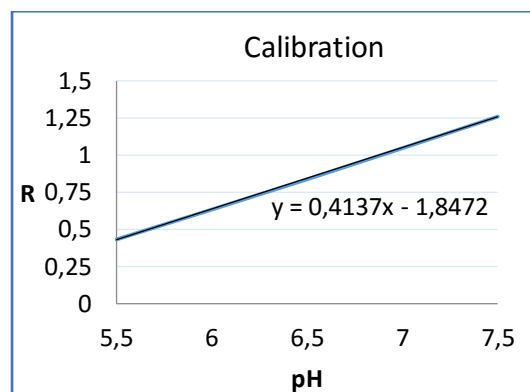


Picture 8: Scheme of the measurement instrument. [5, 6]

Response of the probe was evaluated as a ratio  $R$  (1) of fluorescence intensities for excitation at 450 nm and 405 nm respectively. [5]

$$R = \frac{I_{450}}{I_{405}} \quad (1)$$

Ratio  $R$  was compared with the calibration, compiled by buffer measurement, for calculating the pH value.



Picture 9: Calibration curve and equation

## Results and discussion

### Analysis of endothelial cells

First preoperative examinations were performed in both groups of patients. Data will be completed with postoperative examinations in next step of this study. Predictive value of the results will be evaluated according to measurement of deviation.

	Cells/mm <sup>2</sup>		Cells/mm <sup>2</sup>
1	3040	8	3086
2	3115	9	3155
3	3003	10	3106
4	3077	11	3115
5	3205	12	3012
6	3125	13	3040
7	3058	14	3096
Arithmetic mean			3088
Standard deviation			53.5
Coefficient of variation (%)			1.73

*Chart 1: Measurement of deviation*

### Aqueous humor pH measurement

Pilot group of samples of aqueous humor were measured in Institute of Photonics and Electronics.

Patient number	pH	Technique of the operation
1	7.59	manual technique
2	7.51	manual technique
3	7.60	manual technique
4	7.66	manual technique
5	7.65	manual technique
6	7.66	femtosecond laser
7	7.29	manual technique
8	7.49	femtosecond laser

*Chart 2: Aqueous humor pH measurement*

The aim of the study was to verify methodology of endothelial cells and aqueous humor pH measurements. The pH samples were not measured immediately after their collecting and therefore our results are probably not correct.

## Conclusions

In this paper we have demonstrated methodology and the first results of our study. The aim was to determine, how the laser, used in cataract surgery, affects the tissue of the cornea.

We have proved that the chosen methodology is appropriate for measurement of aqueous humor pH and for analysis of endothelial cells.

Next step of this study will be concern on summarize of preoperative and postoperative data from examinations of endothelial cells. Measurement of pH will be performed immediately after sample collecting to achieve exact results.

### Acknowledgements

This work was supported by Czech Technical University's foundation SVK 46/15/F7, Eye clinic of Jan Lešták and by Institute of Photonics and Electronics of the CAS

### Resources

- [1] Kuchynka, P. Oční lékařství. 1.vyd. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-802-4711-638.
- [2] Donaldson, K. E. ©1986-. Femtosecond laser-assisted cataract surgery. *Journal of cataract and refractive surgery*. Fairfax, Va.: American Society of Cataract and Refractive Surgery, November 2013(39).DOI: dx.doi.org/10.1016/j.jcrs.2013.09.002. ISSN 0886-3350. Available from:  
[http://www.ascrs.org/sites/default/files/resresour/Femtosecond%20Cataract%20SurgerS%20Review\\_0.pdf](http://www.ascrs.org/sites/default/files/resresour/Femtosecond%20Cataract%20SurgerS%20Review_0.pdf)
- [3] Rozsival, P. 2006. Oční lékařství. Vyd. 1. Praha: Karolinum, 373 s. ISBN 8072624040.
- [4] Rossi, M., Censo, F. D., Censo, M. D., Oom, M. A. Changes in Aqueous Humor pH After Femtosecond Laser-Assisted Cataract Surgery. *Journal of Refractive Surgery* [online]. 2015, 31(7): 462-465. DOI: 10.3928/1081597x-20150623-04.
- [5] Baldini, F., Homola, J., Lieberman, R. A., Podrazký, O., Mrázek, J., Vytykáčová, S., Proboštová, J., Kašík, I. Fiber optic pH sensing system with microscopic spatial resolution. DOI: 10.1117/12.2179471. ISBN 10.1117/12.2179471. Available from:  
<http://proceedings.spiedigitallibrary.org/proceeding.aspx?doi=10.1117/12.2179471>
- [6] Kašík, I., Podrazký, O., Mrázek, J., Martan, T., Matějec, V., Hoyerová, K., Kamínek, M. In vivo optical detection of pH in microscopic tissue samples of Arabidopsis thaliana. *Materials Science and Engineering: C*. 2013, 33(8), 4809-4815. DOI: 10.1016/j.msec.2013.07.045. ISSN 09284931. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S092849311300461X>

## Symetrická a asymetrická konvergence

Autor: Bc. Nikola Repková

Školitel: Mgr. Matěj Skrbek

### Úvod

Konvergence je stáčení obou bulbů směrem dovnitř a velmi úzce je spojena s akomodací. Když se díváme na blízký předmět, osy obou očí se sbíhají tak, aby paprsek dopadl na žluté skvrny obou očí.

Konvergenci umožňují zevní oční svaly. Jedná se vlastně o disjunktní souhyby očí, které umožňují změnu fixační vzdálenosti i pozorovací úhel. Reflex konvergence se vyvíjí kolem 5. až 6. měsíce života dítěte.

Konvergence se uskutečňuje skrze motorickou fúzi, to znamená, že se oči pohybují tak, aby se zrakové osy zaměřily na sledovaný objekt. Pokud se tak stane, může nastat senzorická fúze, která umožňuje sloučit dva stejné nebo téměř stejné sítnicové obrazy so jednoho binokulárního vjemu.

Konvergenci většinou udáváme pomocí jednotky prizmatická dioptrie. Jednu prizmatickou dioptrii definujeme jako odchylku očí o jeden centimetr od přímého směru na vzdálenost jeden metr. Z toho můžeme odvodit, že úhel konvergence obou očí udaný v prizmatických dioptriích odpovídá pupilární vzdálenosti udané v centimetrech vydělené pozorovací vzdálenosti v metrech. Jestliže potřebujeme popsat konvergenci pouze jednoho oka (což při zjišťování asymetrické konvergence potřebujeme), musíme udávat poloviční hodnotu pupilární vzdálenosti.

Stejně jako má akomodace blízký bod, tak má i konvergence blízký bod (near point of convergence, NPC). Je to nejmenší vzdálenost předmětu nacházejícího se před okem, kdy ještě tento předmět vidíme jednoduše. Nebývá stejně velký jako blízký bod akomodace a také se v průběhu života příliš nemění. Ve 40. roce života bývá většinou vzdálen asi 8 centimetrů od kořene nosu a ve 20 letech asi 5 centimetrů. Pokud je blízký bod konvergence větší než deset centimetrů, je konvergence nedostatečná. Konvergenční oblast je prostor mezi blízkým a dalekým bodem konvergence.

### Složky konvergence

Dle Maddoxe dělíme konvergenci do dvou skupin – konvergenci volní, kterou můžeme vyvolat našim úsilím, a konvergenci reflexní, u které rozlišujeme čtyři složky: konvergence tonická, konvergence akomodační, konvergence fúzní a konvergence proximální.

Tonická konvergence je popisována jako pohyb očí z divergence, tedy klidové anatomické pozice, do více konvergenční pozice. Jestliže je tonická konvergence nedostatečná, může se projevovat exoforie. Naopak jestliže je tonická konvergence nadměrná, může se projevovat esoforie.

Akomodační konvergence je konvergence způsobená akomodací. Většinou ji udáváme pomocí AC/A poměru, který by měl být 1:3.

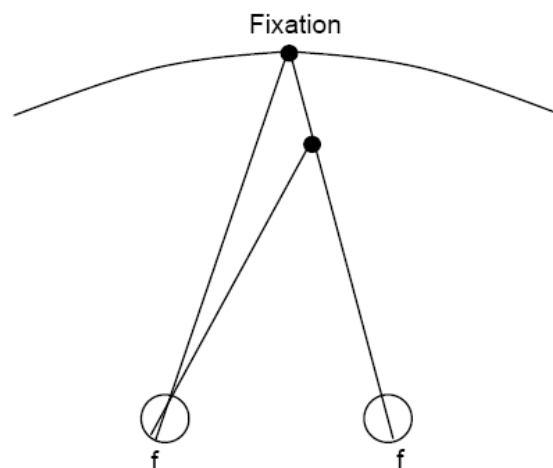
Proximální neboli psychická konvergence se uskutečňuje vědomím blízkého předmětu.

Fúzní konvergence tzv. dorovnává oční osy, aby obraz předmětu dopadal na fovey sítnic a pozorovaný předmět byl viděn jednoduše. Jejím stimulem bývá disparátní zobrazení.

### Asymetrická konvergence

Jestliže je pozorovaný předmět ve střední rovině, mluvíme o symetrické konvergenci. Pokud leží pozorovaný předmět mimo střední rovinu, mluvíme o asymetrické konvergenci. Asymetrickou konvergenci užíváme běžně – například při změně fixace ze vzdálenějšího předmětu přímo vepředu na blízký objekt, který je umístěný na straně.

Asymetrická konvergence se velmi často objevuje u divergentního strabismu. Lze ho očekávat i u osob esofoórií či exofoórií do blízka.



Obr. 1: Asymetrická konvergence

### Anomálie konvergence

Insuficientní (nedostatečná) konvergence

Projevuje se velkou exofoórií na blízké předměty, přitom jsou oči při pohledu do dálky rovnoběžné nebo mají pouze malou exofoorii.

Excesivní (nadměrná) konvergence

Jedná se o velmi zřejmou esofoorii na blízko, při pohledu do dálky jsou oči rovnoběžné. Nacházíme ji u překorigované myopie, nekorigované hypermetropie nebo po aplikaci cykloplegik. Odstraníme ji správnou korekcí.

Insuficientní (nedostatečná) divergence

U insuficience divergence rozlišujeme mezi primární insuficiencí, která se projevuje značnou esofoórií na dálku a malou esofoórií na blízko, a sekundární insuficiencí divergence, u které je typicky větší esofoorie na blízko než na dálku.

Excesivní (nadměrná) divergence

U excesu divergence se nachází exofoorie na dálku a stejná nebo menší exofoorie do blízka.

### Paralýza konvergence

Obrnou konvergence je označováno sekundární onemocnění poruchy mozku, nesmíme jej zaměnit s oslabením konvergence. Projevuje se akutním začátkem potíží, velmi zřetelnou exotropií do blízka, přitom jsou oči do dálky paralelní. Pacient není schopen konvergovat, akomodace není narušena, ale pacient trpí diplopií při fixaci do blízka. Při podezření na paralýzu konvergence je nutné provést tyto vyšetření: zakrývací test do blízka i do dálky, velikost blízkého bodu konvergence i akomodace, zjišťujeme oční motilitu a poté odešleme pacienta na neurologické vyšetření, kde zjistí a pokud možno vyléčí neurologickou poruchu. Obrna konvergence se napravuje správnou korekcí refrakční vady, cvičením konvergence, můžeme využít ortoptických cvičení nebo můžeme pacientovi předepsat prizmatickou korekci.

### Vyšetření konvergence

#### Subjektivní měření NPC

Toto měření je založené na rozdělení obrazu. Pacient za vzdálenosti 50 cm pozoruje například hrot propisky, kterou postupně posouváme směrem k nosu, jakmile se pacientovi hrot rozdvojí, našli jsme bod rozdělení. Poznamenejme si jeho hodnotu v centimetrech. Potom začneme propiskou posouvat opačným směrem, tedy od nosu. Jakmile se pacientovi hrot propisky opět spojí v jeden, získali jsme bod spojení. Hodnoty rozdělení a spojení zapisujeme do zlomku (v cm). Bod rozdělení nabývající hodnot 7,5 cm a méně považujeme za fyziologický. Fyziologické hodnoty u bodu spojení by měly dosahovat velikosti 10,5 cm a méně.

#### Objektivní měření NPC

Objektivní blízký bod konvergence je bod, kde přestane jedno oko fixovat. Při tomto testu také posouváme propisku směrem k nosu a přitom sledujeme oko vyšetřovaného – tedy v jaké vzdálenosti propisky od nosu se oko vytočilo ven.

#### Měření pozitivní fúzní rezervy

U tohoto vyšetření pacient sleduje písmeno ve vzdálenosti 6 metrů a poté ze 40 centimetrů, následně předkládáme před jedno oko, pomocí prizmatické lišty, prizma. Poznačíme si velikost prizmatu, kdy se pacientovi písmeno zamlžilo (blur point), poté kdy se pacientovi písmeno rozdvojilo (break point) a jak poslední si poznačíme, kdy se pacientovi písmeno opět spojilo (recovery point). Fyziologické hodnoty break pointu do dálky by měly být 18 – 22 pD a do blízka 26 – 34 pD.

### Závěr

Vergenční oční pohyby, konvergence a divergence, jsou důležité pro správné binokulární vidění. Jestliže je funkce konvergence nějakým způsobem narušena, může způsobovat např. astenopické potíže, působit esofozii či exofozii, popřípadě diplopii. Problémy s konvergencí mohou být indikátorem jiných očních onemocnění, a proto je důležité pečlivě sledovat její vývoj, abychom mohli včas začít s korekcí vady a nácvikem správné konvergence.



## Zdroje

- Jeřábková, A. Insuficience konvergence. *Česká oční optika*. 2013, **2013**(3), 32-33.
- Šinoglová, P. Inkongmitantní strabismus a jeho řešení v optometrii. *Česká oční optika*. 2015, **2015**(2), 46-50.
- Randulová, J. *Akomodace a konvergence*. Brno, 2008. Bakalářská práce.
- Přehnalová, M. *Vergence a akomodace*. Olomouc, 2011. Bakalářská práce.
- Kollegová, H. Poruchy konvergence a divergence. Měření blízkého bodu konvergence. Brno, 2012. Diplomová práce.
- Končáková, L. *Strabismus u dospělé populace*. Brno, 2007. Diplomová práce.
- Tamler, E., Jampolsky, A., Marg, E. *An Electromyographic Study of asymmetric convergence*. 1958, **1958**, 174-182.
- Lešinská, L. Synoptofor - možnosti vyšetření a jeho vyhodnocení. Brno, 2011. Bakalářská práce.
- Horká, D. *Strabismus*. Brno, 2007. Bakalářská práce.

## Symmetric and asymmetric convergence

Author: Bc. Nikola Repková

Supervision: Mgr. Matěj Skrbek

### Introduction

Convergence is racking of both eyeballs inwards and closely associated with accommodation. When we look at close objects axes of both eyes converge so that the beam struck the macula of both eyes.

Convergence lets external eye muscles. This is actually a disjoint souhyby eyes that allow changing the fixation distance and viewing angle. Reflex convergence evolves around 5 to 6 months after birth.

Convergence is effected through a motor fusion, ie. the eyes move so that the visual axis focused on object tracking. If that happens, there may be sensory fusion, which allows you to merge two are almost the same retinal images of a binocular perception.

Convergence usually specified by using the unit prism diopters. One prism diopter is defined as a deviation of the eyes of one centimeter from a straight line over a distance of one meter. From this we can deduce that the angle of convergence of the two eyes given in prismatic diopters corresponds pupillary distances given in centimeters divided by the viewing distance in meters. If we need to describe the convergence of only one eye (which in detecting asymmetric convergence needed) should give half the value of the pupillary distance.

Like a near point of accommodation, and has a near point of convergence (near point of convergence, NPC). It is the smallest distance of the object located in front of the eye, yet when this subject see easily. It is not as big as the near point of accommodation and also throughout their lives have not changed much. In the 40th year of life it is usually located about 8 centimeters from the base of the nose and at 20 years of about 5 centimeters. If the near point of convergence larger than ten centimeters convergence is insufficient. Convergence zone is the space between the near and distant point of convergence.

### Ingredients convergence

According to Maddox convergence divided into two groups - voluntary convergence, which may cause our effort and convergence reflex, in which there are four components: tonic convergence, accommodative convergence, convergence and fusion of the proximal convergence.

Tonic convergence is described as eye movements of divergence, ie the rest of anatomical position to more convergence position. If the tonic convergence insufficient, it may appear exoforie. Conversely, if a tonic convergence excessive, it may appear esoforie.

Accommodative convergence, convergence is caused by accommodation. Usually we specified by using the AC / A ratio, which should be 1: 3rd

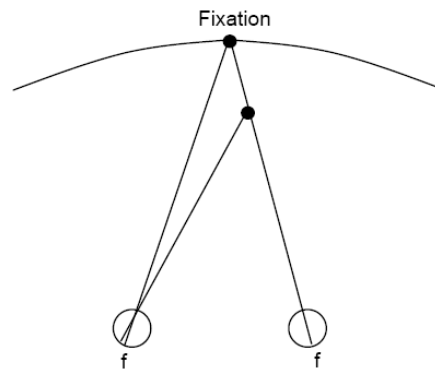
Proximal or psychical convergence takes place near object consciousness.

The fusion of so-called convergence. Balances the eye axis to image the subject turned to the retina, the fovea observed object was seen easily. Its stimulus is disparate views.

## Asymmetric convergence

If the observed object is in the middle plane, talking about symmetrical convergence. If the observed object is located outside the central plane, talking about asymmetrical convergence. Commonly used asymmetric convergence - for example, when changing the fixation of the distant object directly in front on a nearby object, which is located on the side.

Asymmetric convergence often occurs in divergent strabismus. It can be expected in people esoforia or exoforia near.



Picture 1: Asymmetric convergence

## Anomalies convergence

Insufficiency (lack of) convergence

Manifested great exoforia on nearby objects, while the eyes looking into the distance parallel or have only a small exoforia.

Excessive (over) convergence

This is a very obvious esoforia to close, looking into the distance, the eyes are parallel. We find it in overcorrection of myopia, hyperopia, uncorrected or after application cycloplegics. Remove it proper correction.

Insufficiency (lack of) divergence

For insufficiency divergence we distinguish between primary impairment, which is manifested considerable esoforia distance and small esoforia to close, and secondary insufficiency divergence in which is typically greater than esoforia at close distance.

Excessive (over) divergence

In excess of divergence is exoforia distance and equal to or less exoforia near.

Paralysis convergence

Paralysis of convergence is called secondary disease disorders of the brain, we must not confuse it with the weakening of convergence. It manifests itself in early acute problems is very clear exotropia near, yet they are the eyes into the distance parallel. The patient is unable to converge, accommodation is not disturbed, but when the patient is suffering from diplopia at near fixation. In suspected paralysis of convergence, it is necessary to perform these tests: masking test for near and far away, the size of the near point of convergence and accommodation, we find ocular motility, and then send the patient for neurological examination, which determines if possible cure neurological disorder. Polio convergence correction corrects correct refractive errors, convergence exercise, we can use orthoptic exercise or the patient can be prescribed prismatic correction.

## Examination of convergence

### Subjective measurements NPC

This measurement is based on the double images. Patients under 50 cm watching example tip pens, which are moving gradually towards the nose when the patient spike split in two, we found a point of bifurcation. Note the its value in centimeters. Then we begin to pen move in the opposite direction, ie from the nose. Once the patient tip pens reunited at one point we got the connection. Values bifurcation and links are written to a fraction (in cm). Bifurcation point having a value 7.5 cm and less regard as physiological. Physiological values at the point of connection should reach the size of 10.5 cm and less.

### Objective measurements NPC

Objective near point of convergence is the point where one eye fixed stops. In this test also pushing the stylus towards the nose while watching eye examined - ie how far pens from nose to eye pissed out.

### Measurement positive fusion reserves

In this examination of patient monitors, point at a distance of 6 meters and then from 40 cm, then present before one eye, using a prism sheet, prism. Make a mark the size of the prism, when the patient letter blurred (blur point), after which the patient forked point (break point) and how you last make a mark where the patient letter reunited (recovery point). Normal values break point into the distance should be 18 to 22 PD at near 26-34 pD.

## Conclusion

Convergent eye movements, convergence and divergence, are important for proper binocular vision. If the function of the convergence somehow impaired, for example, may cause asthenopic trouble, causing esoforia or exoforia or diplopia. Problems with convergence may be an indicator of other eye diseases, so it is important to carefully monitor its development, we can start early with correction of defects and practicing proper convergence.

## Resources

Jeřábková, A. Insuficience konvergence. *Česká oční optika*. 2013, **2013**(3), 32-33.

Šinoglová, P. Inkongomitantní strabismus a jeho řešení v optometrii. *Česká oční optika*. 2015, **2015**(2), 46-50.

Randulová, J. *Akomodace a konvergence*. Brno, 2008. Bakalářská práce.

Přehnalová, M. *Vergence a akomodace*. Olomouc, 2011. Bakalářská práce.

Kollegová, H. Poruchy konvergence a divergence. Měření blízkého bodu konvergence. Brno, 2012. Diplomová práce.

Končáková, L. *Strabismus u dospělé populace*. Brno, 2007. Diplomová práce.

Tamler, E., Jampolsky, A., Marg, E. *An Electromyographic Study of asymmetric convergence*. 1958, **1958**, 174-182.

Lešínská, L. Synoptofor - možnosti vyšetření a jeho vyhodnocení. Brno, 2011. Bakalářská práce.

Horká, D. *Strabismus*. Brno, 2007. Bakalářská práce.

## Vliv anizometropie na kvalitu vidění

Autor: Bc. Eva Staffová

Školitel: Mgr. Petr Veselý, Dis., Ph.D.

Tato studie se zabývá subjektivním hodnocením projevů anizometropie a aniseikonie a hledá subjektivní hranici binokulárního vidění u pacientů při navození aniseikonii. Prozatím se studie účastnilo 37 subjektů, průměrný věk byl 23 let. Pacienti dosáhli s vlastní korekcí nebo po subjektivním vykorigování minimálně visu 1,0 a byli bez oční patologie a výrazné anizometropie. Pomocí size lens byla pacientům navozena aniseikonie a formou dotazníku byly zjišťovány subjektivní příznaky pacienta při čtení textu.

Nejzávažnějším projevem aniseikonie je dvojitě vidění. V naší studii udávalo diplopii pouze 30 % subjektů při navození 6% aniseikonie a necelých 60 % subjektů při aniseikonii 8 %. Téměř 80 % probandů nepocítilo žádnou změnu při navození 2% aniseikonie. Nepříjemná bolest oka byla většinou subjektů udávána až při navození aniseikonie od 6 %. Nejméně zaznamenané symptomy byly: nevolnost, potíže se čtením a distorze.

### Úvod

Jako anizometrii označujeme stav, kdy je přítomna rozdílná refrakce na obou očích. Malý rozdíl v refrakci obou očí se vyskytuje poměrně často, absolutně stejný refrakční stav obou očí je poměrně vzácný. Vlivem anizometropie dochází ke vzniku aniseikonie. Aniseikonie znamená nestejnou velikost retinálních obrazů obou očí a může být příčinou zhoršené kvality vidění.

### Anizometropie

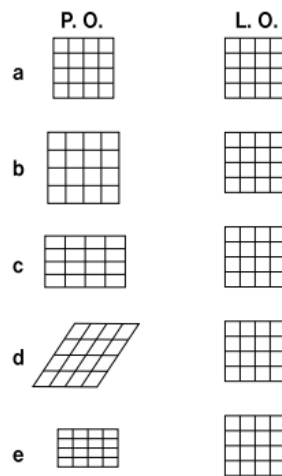
Anizometrii můžeme dělit z hlediska příčiny a z hlediska refrakčních vad. Z hlediska příčiny dělíme anizometrii na refrakční (systémovou), kdy je délka obou očí stejná, ale je přítomen rozdíl v optické mohutnosti lomivých prostředí oka a na axiální, kdy jsou optické mohutnosti optických prostředí oka stejné, ale axiální délka očí je rozdílná. Může nastat situace, kdy jsou přítomny oba dva typy a nastává anizometropie smíšená. Z hlediska refrakčních vad rozdělujeme anizometrii na hypermetropickou, myopickou, astigmatickou a smíšenou, kdy je jedno oko myopické a druhé hypermetropické. Dle výzkumu Trottera z roku 1967 se vyskytuje anizometropie do 1 D u 91% anizometropů, od 1 D až 1,75 D u 5% pacientů, od 2 D až 2,75 D u 2% pacientů a anizometropie vyšší než 3 D jen u 1,6% pacientů.

U korigované anizometropie nastávají tyto potíže: anizoforie, aniseikonie a boj o optimální akomodaci mezi pravým a levým okem. Anizoforie nastává při pohledu přes okraj brýlové čočky, z důvodu různé vrcholové lámavosti brýlových čoček působí na oči nestejný prizmatický účinek. [1,3,5]

### Aniseikonie

Aniseikonie je typickým projevem anizometropie. Jedná se o nestejnou velikost retinálních obrazů pravého a levého oka. Aniseikonii můžeme rozdělovat na fyziologickou,

kteřá nastává vlivem asymetrické konvergence, dále na arteficiální (brýlovou), kteřá vzniká z důvodu rozdílné vrcholové lámavosti korekčních čoček a na anatomickou, kteřá vzniká z důvodu anatomických rozdílů na pravém a levém oku (například rozdílná axiální délka). Dále můžeme aniseikonii dělit dle osy na horizontální, vertikální, šikmou a smíšenou.



Obrázek 22: Různé formy aniseikonie – dělení dle osy [1]

Vztah mezi anizometropií a aniseikonii je takový, že asi 0,5 D anizometropie znamená asi 1 % v rozdílu velikosti retinálních obrazů. Klinicky významná aniseikonie je od 2 % rozdílu velikostí sítnicových obrazů pravého a levého oka, tedy 1 D anizometropie. Za hranici binokulárního vidění je považována aniseikonie asi 5 %. Dle studie Bannona a Trillera z roku 1994 patří mezi charakteristické projevy aniseikonie: bolest hlavy, astenopie, fotofobie, obtížě při čtení, nevolnost, diplopie, nervozita, závratě, malátnost, dezorientace. [1,4]

### Soubor a metodika

Studie se prozatím zúčastnilo 37 subjektů, z toho 30 žen a 7 mužů. Průměrný věk byl 23 let (minimum 19 let, maximum 64 let, SD 9 let). Podmínkou účasti ve studii je dosažený visus minimálně 1,0 na dálku, pacient bez oční patologie a výrazné anizometropie. Cílem této studie je nalézt subjektivní hranici binokulárního vidění u pacientů bez anizometropie a zjistit subjektivní příznaky při uměle navozené aniseikonii.

U každého pacienta byla na začátku ověřena hodnota zrakové ostrosti s vlastní korekcí, pokud nebylo dosaženo visu 1,0 s vlastní korekcí, byl pacient dokorigován, aby bylo dosaženo visu alespoň 1,0 na obou očích. Následně byla ověřena přítomnost aniseikonie pomocí anaglyfního hákového testu a červenozeleného filtru. U žádného z pacientů nebyla zjištěna přítomnost aniseikonie. Následovalo ověření zrakové ostrosti do blízka pomocí čtecího textu, pacient musel přečíst řádek 0,8. Při fixaci textu byly pacientovi postupně předkládány size lens před pravé oko. Hodnoty size lens byly 2 %, 4 %, 6 %, 8 %. Při každém předložení čočky byl pacient vyzván, aby zvolený řádek textu přečetl a byl dotazován na otázky z dotazníku (viz tabulka 1). Pacient byl dotazován, zda příznak vnímá či ne. Size lens byly předkládány od nejnižší hodnoty po nejvyšší. Výsledky dotazníky byly zavedeny do tabulky Excel a zpracovány pomocí Excel grafů. Při tvorbě dotazníku jsme se inspirovali studií Jasona Wilsnona, 2011 – Measuring aniseikonia using filters to simulate cataract. [2,6]

Dotazník: ano-1 ne-0
Pocítuje pacient změnu?
Je přítomna bolest oka/tahání za oči?
Nastává distorze/vlnění obrazu?
Nevolnost/motání hlavy?
Potíže se čtením?
Dvojité vidění?

Tabulka 1: Dotazník ke studii

### Questionnaire for Aniseikonia Study

**Patient Code :** \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_/\_\_\_ (first, middle, last name, and enrollment #)

**Date:** \_\_\_\_\_

The following lists 10 visual symptoms that you may have. Please grade them as

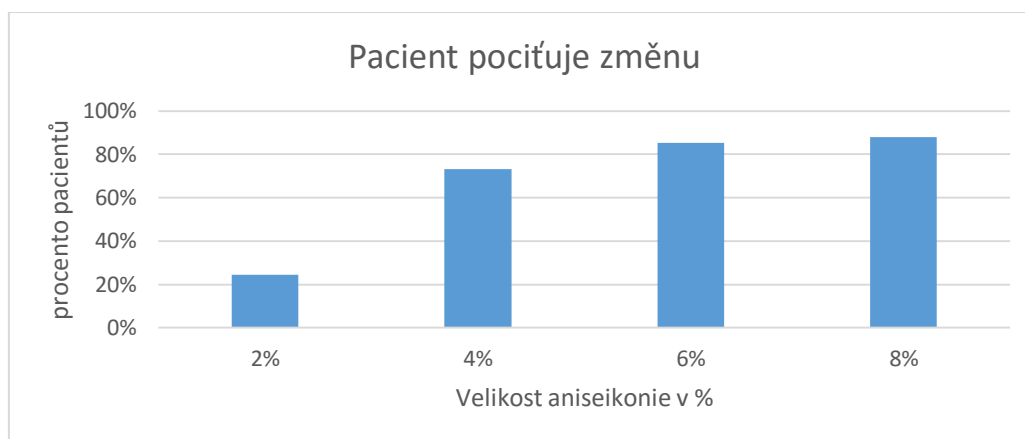
1. (never), 2. (a little), 3. (sometimes), 4. (a lot), 5. (always).

1. Headaches-
2. Eye ache, pain, or pulling-
3. Light sensitivity-
4. Reading difficulty-
5. Closes one eye to read-
6. Double vision-
7. Nervousness-
8. Vertigo and dizziness-
9. General fatigue-
10. Distorted space perception-

*Obrázek 2: Dotazník ze studie Jasona Wilsona, 2011 – Measuring aniseikonia using filters to simulate cataract [2]*

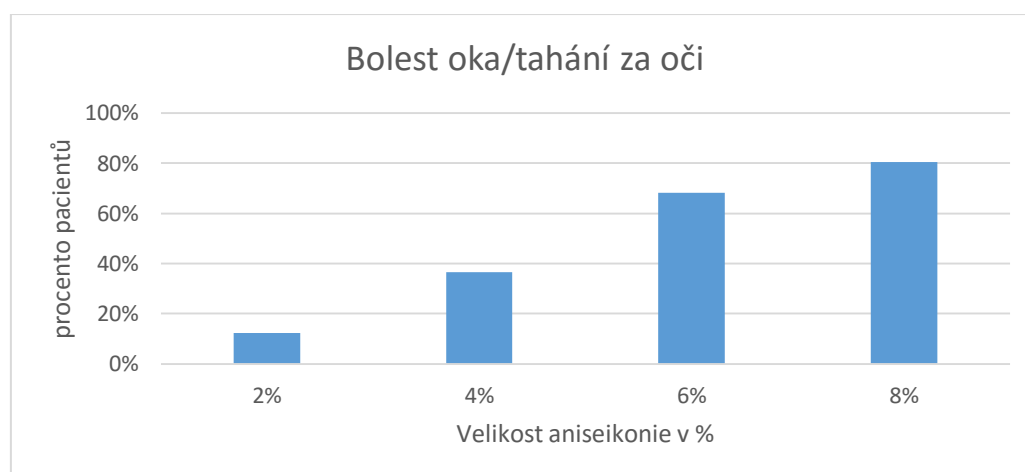
## Výsledky

Odpovědi z dotazníku byly zaznamenány do Excel tabulek a vyhodnoceny pomocí grafů. Každý graf je vytvořen pro určitý subjektivní symptom. Hodnotili jsme, jak velké procento pacientů zaznamenalo určitý symptom při předložené hodnotě size lens. V souhrnném grafu je zaznamenána velikost aniseikonie pro každý subjektivně pocítený projev, který zaznamenalo alespoň 50 % probandů. Z prvního grafu vyplývá, že pouze asi 20 % probandů zaznamenalo změnu při aniseikonii 2 %. Při aniseikonii o hodnotě 4 %, která se blíží udávané hranici binokulárního vidění, zaznamenalo změnu již přibližně 75% pacientů. Z uvedeného grafu, tedy můžeme usoudit, že aniseikonie 4 % a více bude pro pacienta těžko snesitelná.



*Graf 1: Velikost aniseikonie, při které pacient pocítl změnu*

Z grafu 2 můžeme zjistit, jaké procento probandů pociťovalo při předložení size lens nepříjemnou bolest, nebo tzv. tahání za oči. U 2% aniseikonie bolest udávalo pouze malé procento lidí. Při předložení size lens o hodnotě 4 % zaznamenalo bolest očí téměř 40 % subjektů. A při navození aniseikonie 6 % již zaznamenalo nepříjemné a bolestivé pocity asi 70 % probandů. Takové procento aniseikonie by tedy bylo pro většinu pacientů již neúnosné.

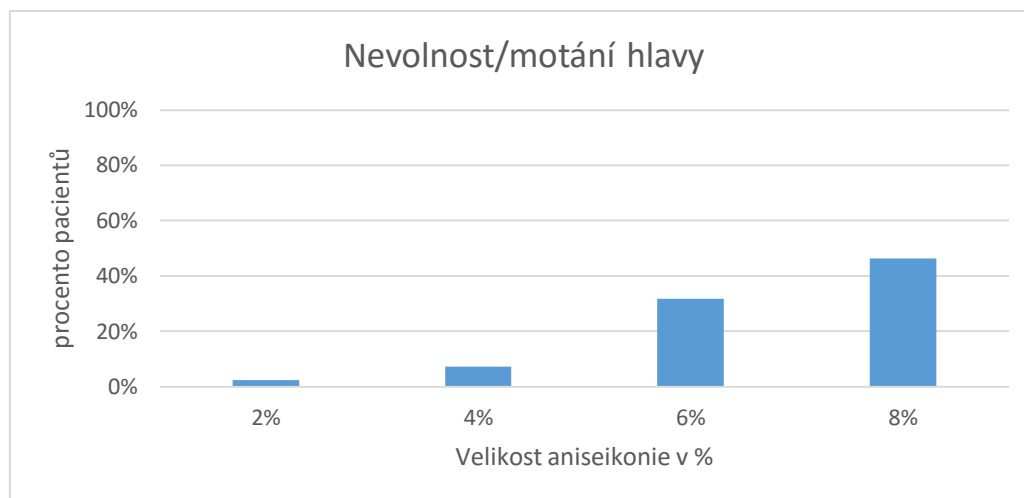


*Graf 2: velikost aniseikonie, při které pacient pociťuje bolest oka*

Další dotaz se týkal nevolnosti a motání hlavy. Pacient byl požádán, aby po předložení size lens četl text a byl dotazován, zda se mu při čtení nedělá nevolno a jestli se mu nemotá

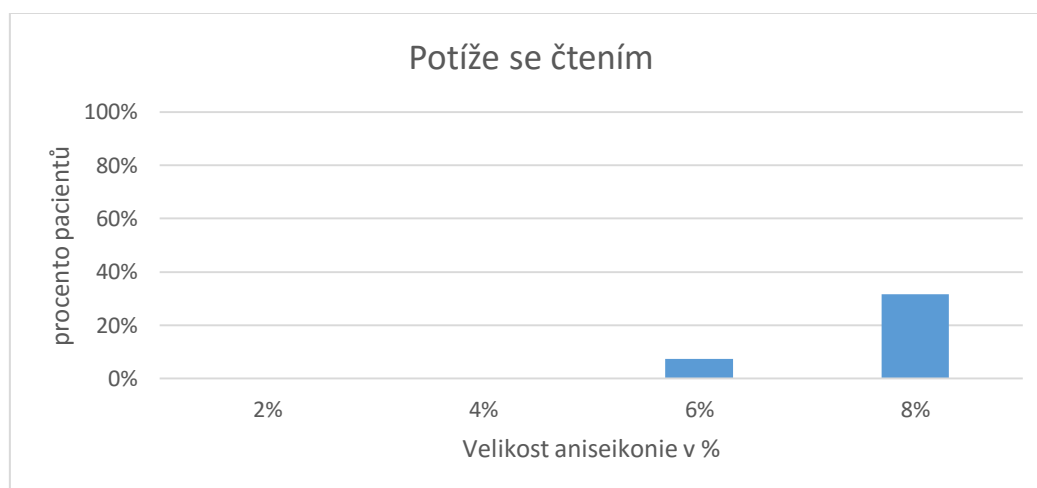


hlava. Z grafu 3 vidíme, že do 6% aniseikonie byl tento projev pacienty potvrzen pouze v malé míře. Až v případě 8% aniseikonie udávalo nevolnost a motání hlavy téměř 50 % probandů.



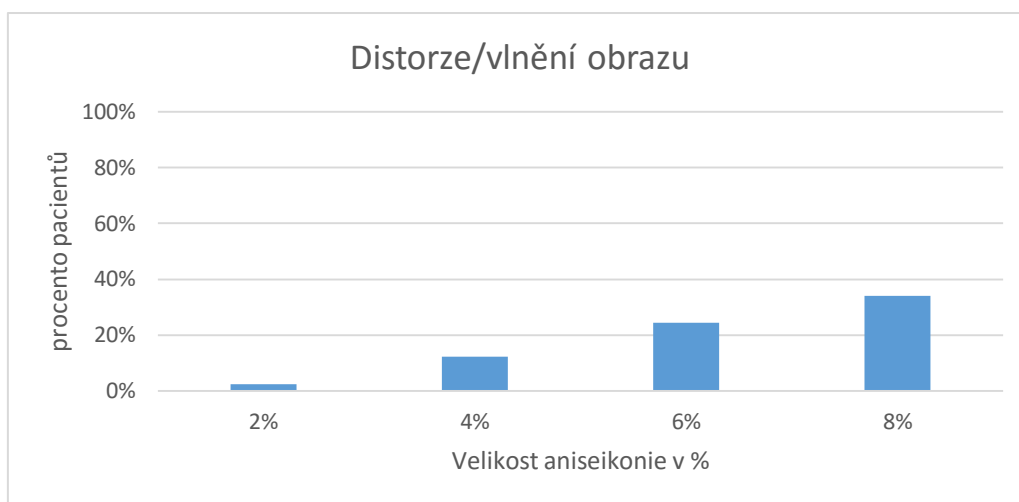
*Graf 3: Velikost aniseikonie, při které pacient udává nevolnost a motání hlavy*

Graf 4 udává, jak velké procento probandů mělo při předkládání size lens potíže se čtením. Při předložení size lens byl pacient dotázán, zda text dokáže přečíst a byl vyzván, aby text přečetl. Situace, která byla zaznamenána do dotazníku jako problém se čtením, byla, pokud pacient nepřečetl text vůbec. Z grafu můžeme vidět, že při aniseikonii 2 % a 4 % neměl potíže se čtením žádný z pacientů. V případě 6% aniseikonie to bylo pouze necelých 10 % probandů a v případě 8% aniseikonie asi 30 % probandů. Výrazné potíže se čtením při navozené aniseikonii se tedy neukázaly.



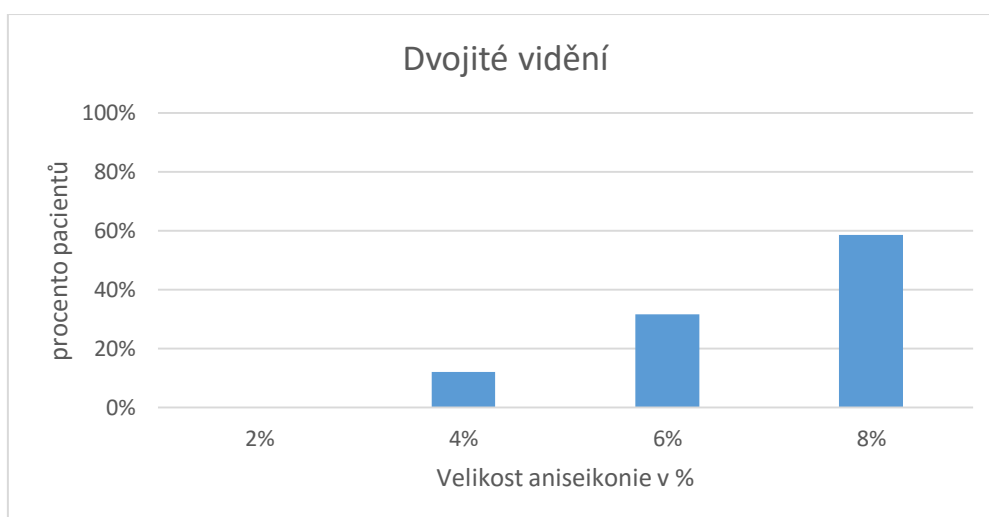
*Graf 4: Velikost aniseikonie, při které pacient udává potíže se čtením*

Graf 5 se týká distorze a vlnění obrazu. Můžeme vidět, že tento problém nenastával příliš často. Pacient byl dotázán, zda se mu text zdá zdeformovaný, zvlněný nebo prohnutý a byl vyzván, aby text četl. Tento projev byl pacienty častěji udáván až při navození 8% aniseikonie, zde udávalo distorzi obrazu asi 35% probandů.



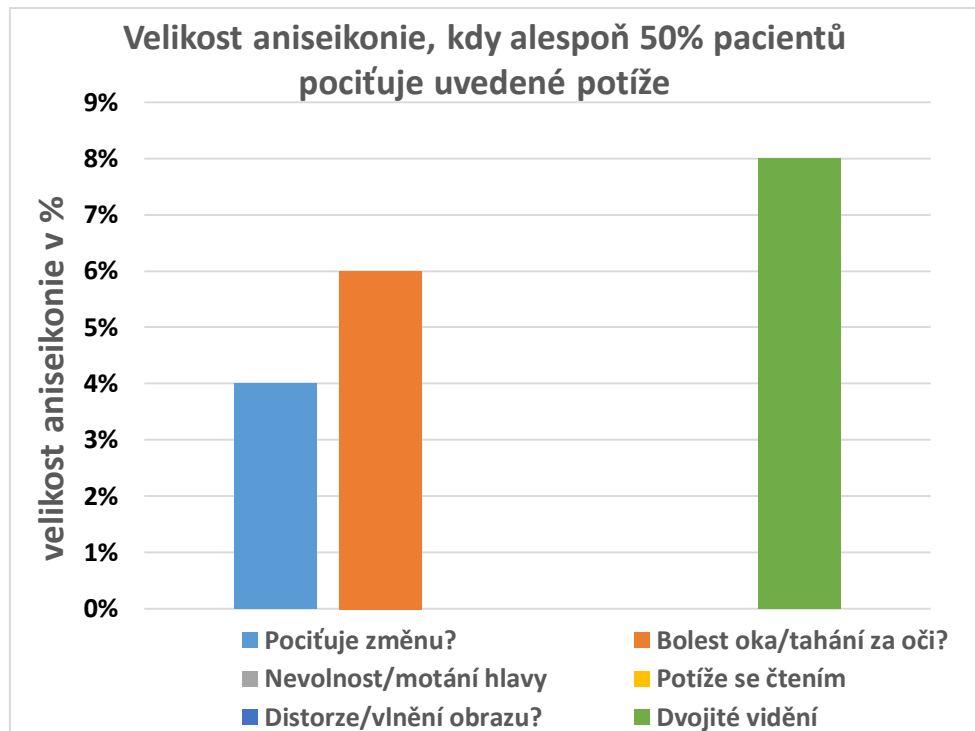
*Graf 5: Velikost aniseikonie, při které pacient pociťuje distorzi a vlnění obrazu*

V grafu 6 můžeme vidět, jaké procento probandů udávalo při navození aniseikonie dvojité vidění. Můžeme vidět, že při aniseikonii 6 % diplopii udávalo pouze asi 30 % probandů. V tomto případě by se tedy u téměř 70 % subjektů nepotvrdila hranice binokulárního vidění 5% aniseikonie. Až při navozené aniseikonii 8 % udávalo dvojité vidění více než 50 % subjektů.



*Graf 6: Velikost aniseikonie, při které pacient udává dvojité vidění*

Poslední graf shrnuje všechny subjektivní příznaky do jednoho grafu. Můžeme vidět, že alespoň 50 % probandů zaznamenalo změnu již u 4% aniseikonie, minimálně 50 % probandů pociťovalo nepříjemnou bolest a tahání za oči až u 6% aniseikonie a minimálně 50 % probandů zaznamenalo dvojité vidění až při aniseikonii 8 %. Příznaky jako nevolnost, distorzi a potíže se čtením neudávalo 50 % subjektů ani při 8% aniseikonii.



Graf 7: Aniseikonie, kdy alespoň 50% subjektů pociťovalo uvedené potíže

## Diskuze

Literatura udává, že hranice binokulárního vidění je 5% aniseikonie, v naší studii se tato hypotéza potvrdila pouze u 30 % subjektů, tito udávali dvojité vidění při navození 6% aniseikonie. Dále jsme zjistili, že téměř 80 % probandů, nepocítilo žádnou změnu při navození 2% aniseikonie. Z naší studie by tedy vyplývalo, že anizometropie o hodnotě 1 D by neměla působit pacientovi žádné problémy. Nevlnost, potíže se čtením a distorzi obrazu v naší studii zaznamenalo při všech hodnotách navozené aniseikonie pouze pod 50 % probandů.

## Závěr

Naší studie se zúčastnilo prozatím 37 subjektů bez oční patologie, bez vlastní aniseikonie a s dosaženým visem minimálně 1,0. Pomocí dotazníku byly zjišťovány subjektivní pocity probandů při uměle navozené aniseikonii. Dotazy byly pokládány postupně, od dotazů na nejméně závažné projevy aniseikonie po nejzávažnější projev aniseikonie, což je porucha binokulárního vidění - diplopie.

Na závěr se podíváme podrobněji na výsledky pro hodnotu navozené aniseikonie 6 %, což je blízko k udávané hranici binokulárního vidění 5 %, pak při této aniseikonii bylo jako nečastější projev udáváno zaznamenání změny (zaznamenalo téměř 85 % probandů), dále bolest oka/tahání za oči (70 % subjektů), nevnlnost a motání hlavy (30 % subjektů), dále dvojité vidění (30 % probandů), další příznak byla distorze a vlnění obrazu (udávalo asi 25 % probandů), nejméně udávaným projevem byly potíže se čtením (7 % probandů).

## Zdroje

Česká oční optika [online]. 2006, **47**(03) [cit. 2016-06-25]. ISSN 1211-233X. Dostupné z: [http://www.4oci.cz/dokumenty/pdf/4oci\\_2006\\_03.pdf](http://www.4oci.cz/dokumenty/pdf/4oci_2006_03.pdf)

Wilson, J. *MEASURING ANISEIKONIA USING SCATTERING FILTERS TO SIMULATE CATARACT* [online]. BIRMINGHAM, ALABAMA, 2011 [cit. 2016-06-25]. Dostupné z: <http://www.mhsl.uab.edu/dt/2011m/wilson.pdf>

Kubošová, R. Anizometropie a anizeikonie - diagnostika, princip korekce [online]. Brno, 2015 [cit. 2016-06-25]. Dostupné z: [http://is.muni.cz/th/395303/lf\\_b/BP.pdf](http://is.muni.cz/th/395303/lf_b/BP.pdf)

Autrata, R. *Nauka o zraku*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2002. ISBN 80-7013-362-7.

Mccarthy, P. Anisometropia: what difference does it make? *Optometry in Practice* [online]. 2013, **14**(1), 10 [cit. 2016-06-27]. Dostupné z: [http://www.college-optometrists.org/filemanager/root/site\\_assets/oip/14-1/6178\\_oip\\_vol\\_14\\_issue\\_1-2013\\_1\\_p1-10\\_mccarthy\\_interactive\\_d5\\_5.pdf](http://www.college-optometrists.org/filemanager/root/site_assets/oip/14-1/6178_oip_vol_14_issue_1-2013_1_p1-10_mccarthy_interactive_d5_5.pdf)

Rutrlé, M. *Přístrojová optika: učební texty pro oční optiky a oční techniky, optometristy a oftalmology*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2000. ISBN 80-7013-301-5.

## Anisometropia effect on the quality of vision

Author: Bc. Eva Staffová

Supervisor: Mgr. Petr Veselý, Dis., Ph.D.

This study focuses on the subjective assessment of anisometropia and aniseikonia symptoms and finds subjective threshold of binocular vision by patients with induced aniseikonia. For now, in the study are participated 37 subjects, mean age was 23 years. Patients achieved with its own correction or after subjective correction the visual acuity at least 1.0, there was no ocular pathology and significant anisometropia. Using size-lens the patients has been induced aniseikonia and using a questionnaire we determined subjective symptoms of the patient when he was reading the text.

The most serious manifestation of aniseikonia is double vision. In our study, diplopia was reported by only 30 % of subjects in inducing aniseikonia 6 % and by less than 60 % of subjects at aniseikonia 8 %. Almost 80 % of the probands did not feel any change in the induction of 2% aniseikonia. Inconvenient eye pain was usually noticed by subjects in inducing aniseikonia from 6 %. The least reported symptoms were nausea, difficulty by reading and distortion.

### Introduction

Anisometropia is a condition, which is present in different refraction in both eyes. Little difference in refraction of both eyes occurs quite frequently, absolutely the same refraction of both eyes is quite rare. Anisometropia due to the formation of the aniseikonia. Aniseikonia means unequal size of the retinal images of both eyes and can cause impaired vision quality.

### Anisometropia

Anisometropia can be divided in terms of causes and in terms of refractive errors. From the viewpoint causes is anisometropia divided in refractive anisometropia (system) when the length of both eyes is the same but the difference is present in the optical power of the refractive media of the eyes and the other type is the axial anisometropia, where the refractive power of the optical media of the eyes is of the same, but the axial length of the eyes is different. There may be situations where they are presented both types and mixed anisometropia occurs. In terms of refractive errors is anisometropia divided in hyperopic anisometropia, myopic, astigmatic and mixed, when one eye is myopic and hypermetropic second. According to research Trotter, 1967 occurs anisometropia to 1 D in 91 % anisometropic patients from 1 D to 1,75 D 5 % of patients, from 2 D to 2,75 D 2 % of patients and anisometropia greater than 3 D only in 1,6 % of patients.

With corrected anisometropia occurs the following problems: anisophoria, aniseikonia and fight for the best accommodation between left and right eye. Anisophoria occurs when patient is looking over the edge of spectacle lenses, due to different refractive power of spectacle lenses, act on the eyes uneven prismatic effect. [1,3,5]

## Aniseikonia

Aniseikonia is a typical manifestation of anisometropia. It means unequal of size retinal images of the right and left eye. Aniseikonia can be divided into physiological, which occurs due to asymmetric convergence, artificial (spectacle), which arises from the difference in optical power of corrective lenses and anatomical, that arise because of anatomical differences in the right and left eyes (for example different axial length). In addition, can aniseikonia be divided according to the axis into horizontal, vertical, oblique mixed.

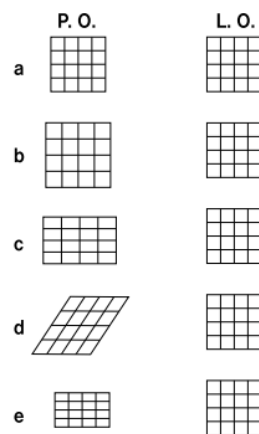


Figure 1: Types of aniseikonia – dividing according to the axis[1]

The relationship between anisometropia and aniseikonia is such that about 0.5 D anisometropia represents about 1 % of the difference in the size of retinal images. Clinically significant aniseikonia is from 2% difference in size of the retinal images of the right and left eyes, thus 1 D anisometropia. As a threshold of binocular vision is considered aniseikonia about 5 %. According to a study from Bannon and Triller, 1994 these are the characteristic symptoms aniseikonia: headache, asthenopia, photophobia, difficulty in reading, nausea, diplopia, nervousness, dizziness, drowsiness, disorientation. [1,4]

## Patients and Methods

The study has so far participated 37 subjects, including 30 women and 7 men. Mean age was 23 years (minimum 19 years, maximum 64 years, SD 9 years). The condition of participation in the study is made of at least 1,0 visual acuity, patients without significant ocular pathology and anisometropia. The aim of this study is to find a subjective threshold of binocular vision by patients without anisometropia and establish the subjective symptoms with artificially induced aniseikonia.

By each patient was verified his visual acuity with its own correction, if not achieved visual acuity 1,0 with own correction, the patient has been corrected to achieve visual acuity at least 1,0 on both eyes. It was subsequently verified the presence aniseikonia using anaglyph hook test and red-green filter. By none of the patients was detected aniseikonia. Followed by verification of visual acuity at near with reading of the text, the patient had to read a line of 0,8. While he was fixing the text, was presented to the patient gradually size lens in front of the right eye. The values of lens size was 2 %, 4 %, 6 %, 8 %. Each time the lens has been presented, the patient was asked to read the selected text line and was interviewed on the

questionnaire (see Table 1). The patient was asked if the symptoms of aniseikonia is perceived or not. Size lens were presented from the lowest value to highest. The results of the questionnaires were introduced into an Excel spreadsheet and processed using Excel graphs. When creating the questionnaire, we were inspired by studies from Jason Wilson, 2011 - Measuring aniseikonia using filters to simulate cataract. [2,6]

Questionnaire: yes-1 no-0
Does the patient feel the change?
Eye pain is presented?
Occurs distortion of the image?
Nausea/dizzines?
Problem with reading the text?
Diplopia-double vision?

Table 1: Questionnaire

---

#### Questionnaire for Aniseikonia Study

**Patient Code :** \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_/\_\_\_ (first, middle, last name, and enrollment #)

**Date:** \_\_\_\_\_

The following lists 10 visual symptoms that you may have. Please grade them as

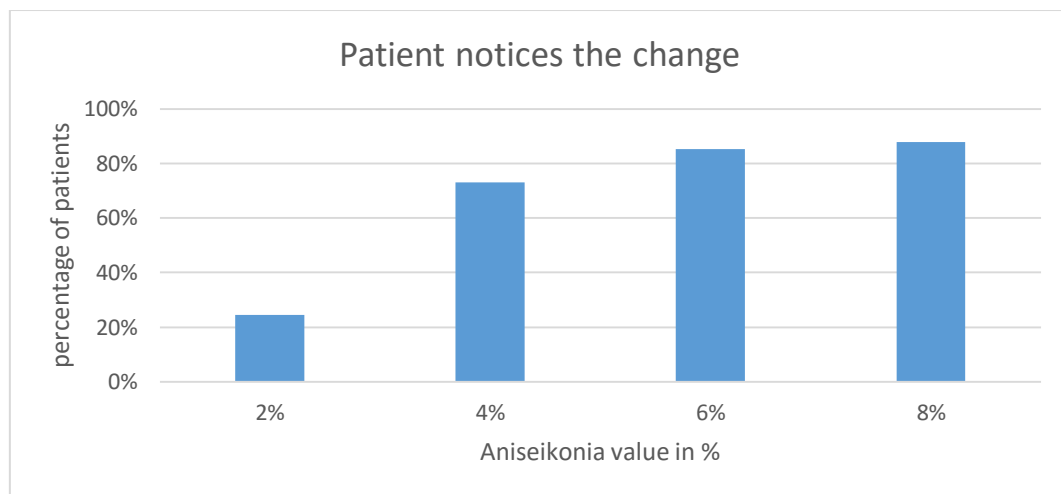
1(. never), 2. (a little), 3. (sometimes), 4. (a lot), 5. (always).

1. Headaches-
2. Eye ache, pain, or pulling-
3. Light sensitivity-
4. Reading difficulty-
5. Closes one eye to read-
6. Double vision-
7. Nervousness-
8. Vertigo and dizziness-
9. General fatigue-
10. Distorted space perception-

Figure 2: Questionnaire from Jason Wilson's study, 2011[2]

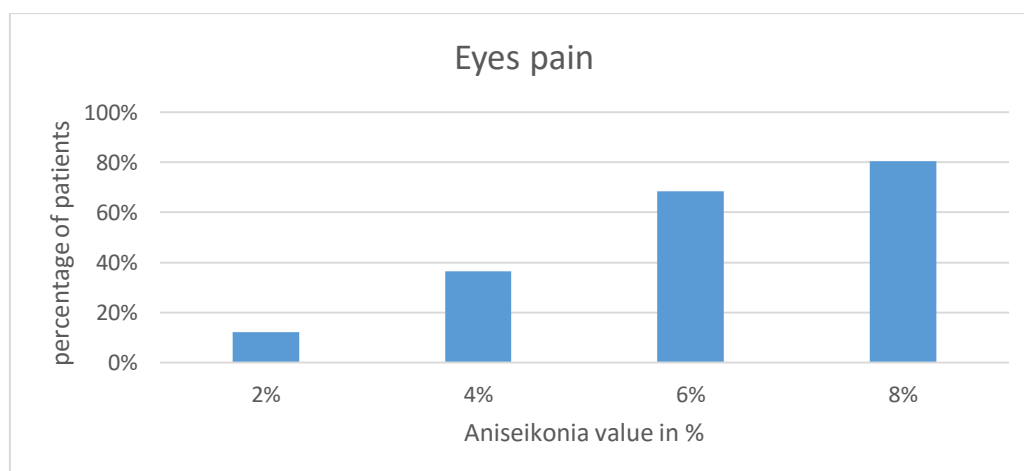
## Results

Questionnaire responses were recorded in Excel spreadsheets and analyzed using charts. Each chart is created for a subjective symptom. We evaluated how large percentage of patients experienced some symptom in the presented value of the lens size. The general chart is recorded for each value of aniseikonia for each subjectively noticed symptom, that has experienced at least 50 % of the probands. The first chart shows that only about 20 % of the probands noticed changes in aniseikonia 2 %. When aniseikonia was 4 %, which is close to the threshold of binocular vision, has experienced a change of approximately 75 % of patients. From this chart, we can conclude that already aniseikonia 4 % will be for the patient less tolerable.



*Chart 1: Value of aniseikonie, when the patient notices change*

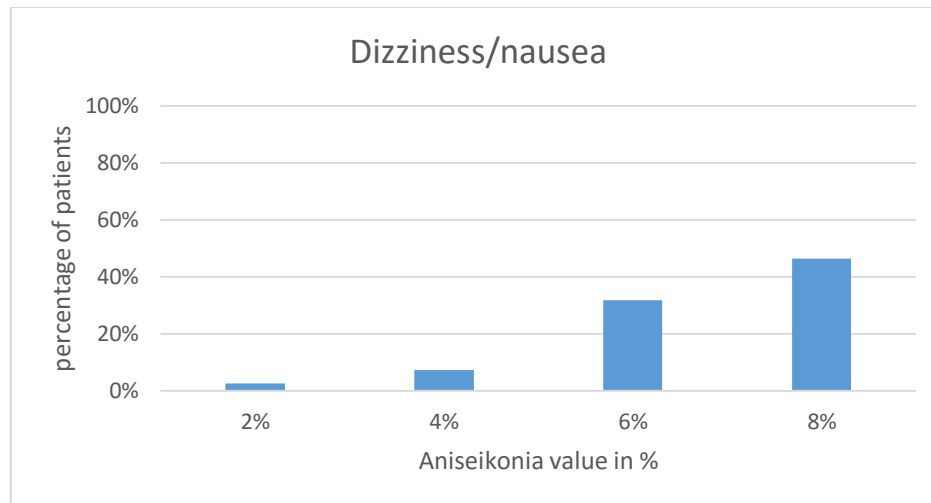
From chart 2 we can determine what percentage of the probands felt by presenting size lens unpleasant pain in eyes. At 2% aniseikonia the pain was reported by only a small percentage of people. When presenting the size lens of 4 % experienced pain in the eyes of almost 40 % of subjects. And in inducing aniseikonia 6 % have already experienced unpleasant and painful sensations around 70 % of the probands. Such percentage aniseikonia would thus be for the majority of patients already unbearable.



*Chart 2: Value of aniseikonie, when the patient feels eyes pain*

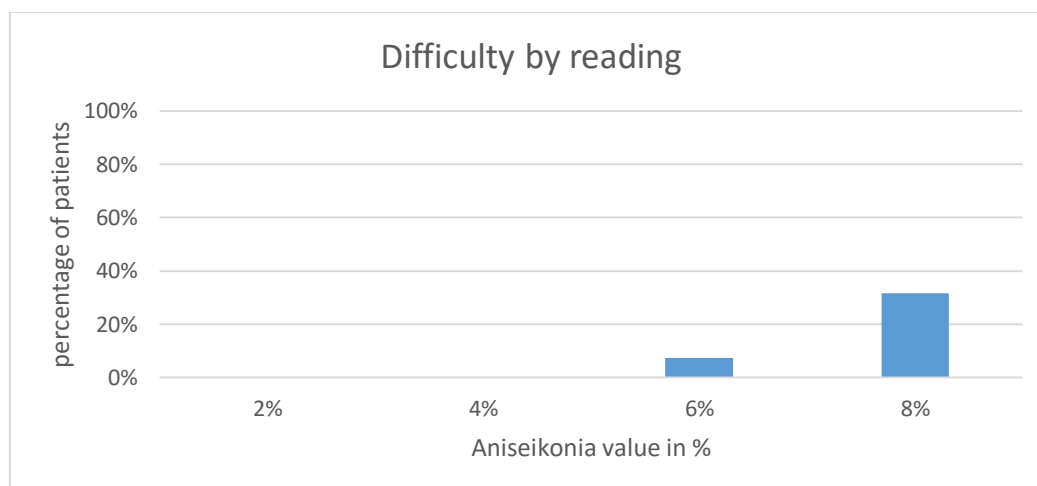


Another question concerned the nausea and dizziness. The patient was asked to read the text after presenting size lens and was asked whether he feels some dizziness or nausea. From Figure 3, we see that by 6% aniseikonia this manifestation confirmed patients only to a small extent. Except in the case of 8% aniseikonia, here was reported nausea and dizziness nearly 50 % of probands.



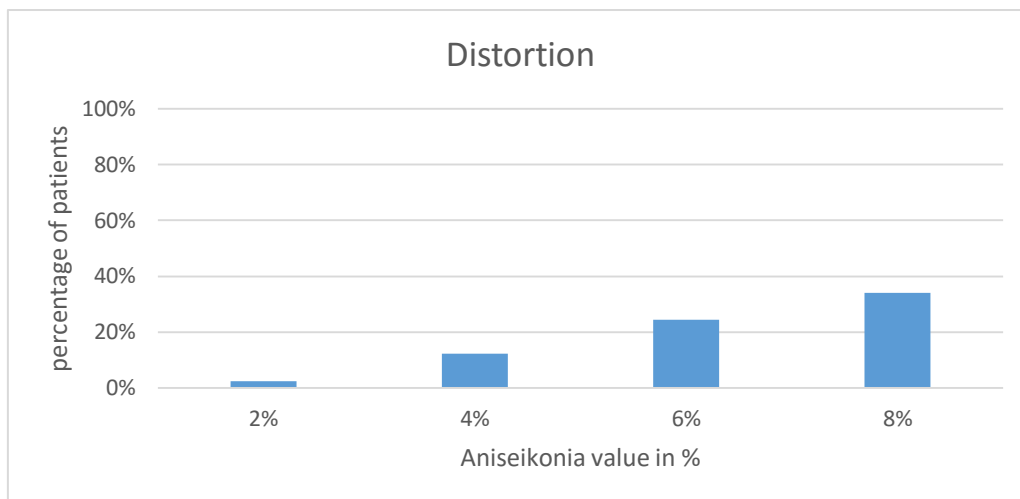
*Chart 3: Value of aniseikonie, when the patient feels dizzines or nausea*

Figure 4 shows how a large percentage of probands when presenting size lens has difficulty with reading. When presenting lens size, the patient was asked to read the text. The situation, which was recorded in a questionnaire as a problem with reading, was when a patient did not read the text at all. From the graph we can see that when we induced aniseikonia 2 % and 4 % the patients had no difficulty with reading. In the case of 6% aniseikonia it was only less than 10% of the probands and the 8% aniseikonia about 30 % of probands. Significant difficulty with reading by induced aniseikonia therefore was not proven.



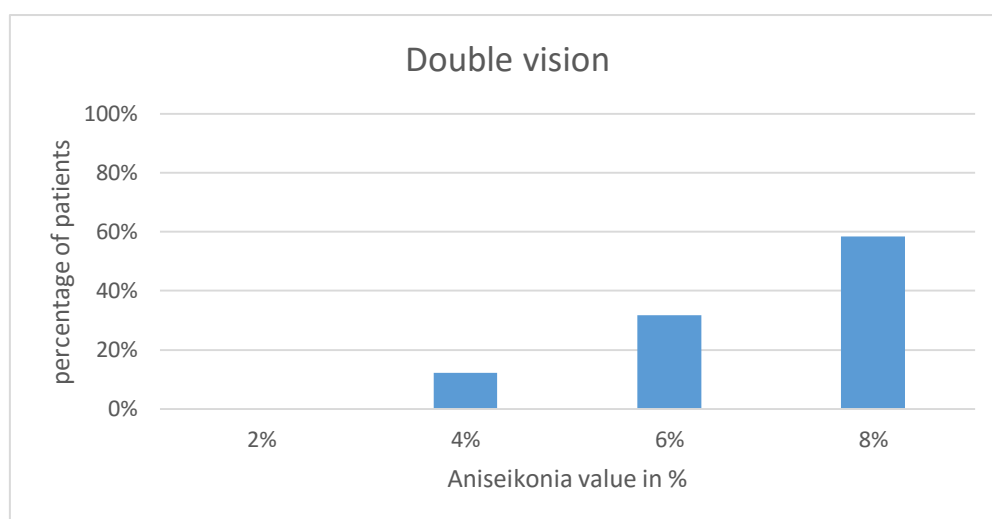
*Chart 4: Value of aniseikonia, when the patient indicates difficulty by reading*

Chart 5 relates to distortion of the image. We can see that this symptom is not experienced very often. The patient was asked whether his text seems distorted, warped or bent and was asked to read the text. This symptom was frequently stated by patients at induction of 8% aniseikonia, there was reported distortion about 35 % of probands.



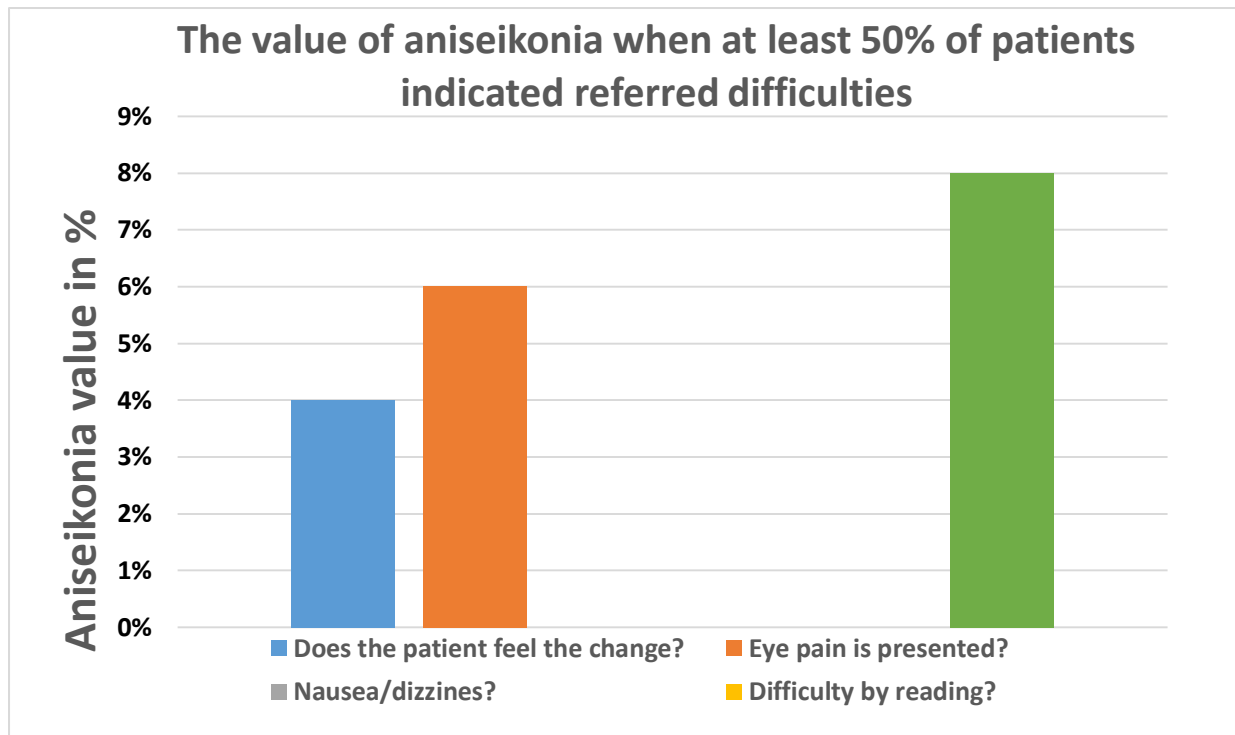
*Chart 5: Value of aniseikonia, when the patient indicates distortion*

In chart 6, we can see what percentage of probands was reported in inducing aniseikonia double vision. We can see that when aniseikonia was 6 %, diplopia was reported by only about 30 % of the probands. In this case, therefore, in almost 70 % of the subjects did not confirm the threshold of binocular vision – 5% aniseikonia. When induced aniseikonia was 8 % reported double vision more than 50 % of subjects.



*Chart 6: Value of aniseikonia, when the patient indicates double vision*

The last chart summarizes all subjective symptoms in one graph. We can see that at least 50 % of the probands noticed changes already at 4% aniseikonia, at least 50 % of the probands felt uncomfortable pain behind the eyes by 6% aniseikonia and at least 50 % of probands experienced double vision when aniseikonia was 8 %. Symptoms such as nausea, distortion and difficulty reading did not notice neither 50 % of subjects even while 8% aniseikonia.



*Chart 7: The value of aniseikonia when at least 50 % of patients indicated referred difficulties*

### Discussion

Literature indicates that the limits of binocular vision is 5% aniseikonia, in our study, this hypothesis is confirmed only in 30 % of subjects, they reported diplopia by inducing 6% aniseikonia. Furthermore, we found out that almost 80 % of the probands did not feel any change in the induction of 2% aniseikonia. From our studies therefore suggest that anisometropia a value 1 D should not cause any problems to the patients. Nausea, difficulty reading and image distortion in our study experienced at all values of induced aniseikonia just under 50 % of the probands.

### Conclusion

Our study involved 37 subjects with no ocular pathology, without its own aniseikonia and achieved visual acuity at least 1,0. Using a questionnaire were investigated subjective feelings of probands in artificially induced aniseikonia. Questions were considered sequentially, from questions of least serious manifestations aniseikonia to the most serious manifestation aniseikonia, a disorder of binocular vision.

In conclusion, we look in more detail at the results for the value of the induced aniseikonia 6 %, which is close to the indicated limit of binocular vision 5 %. By indicated aniseikonia 6 % was as the most common manifestation determined at feeling changes (recorded almost 85 % of the probands) further eye pain (70 % of subjects), nausea and dizziness (30 % of subjects), followed by double vision (30 % probands), another symptom - the distortion of image (was reported about 25 % of probands), at least indicated symptom was difficulty reading (7 % probands).

## References

Česká oční optika [online]. 2006, **47**(03) [cit. 2016-06-25]. ISSN 1211-233X. Dostupné z: [http://www.4oci.cz/dokumenty/pdf/4oci\\_2006\\_03.pdf](http://www.4oci.cz/dokumenty/pdf/4oci_2006_03.pdf)

Wilson, J. *MEASURING ANISEIKONIA USING SCATTERING FILTERS TO SIMULATE CATARACT* [online]. BIRMINGHAM, ALABAMA, 2011 [cit. 2016-06-25]. Dostupné z: <http://www.mhsl.uab.edu/dt/2011m/wilson.pdf>

Kubošová, R. Anizometropie a anizeikonie - diagnostika, princip korekce [online]. Brno, 2015 [cit. 2016-06-25]. Dostupné z: [http://is.muni.cz/th/395303/lf\\_b/BP.pdf](http://is.muni.cz/th/395303/lf_b/BP.pdf)

Autrata, R. *Nauka o zraku*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2002. ISBN 80-7013-362-7.

Mccarthy, P. Anisometropia: what difference does it make? *Optometry in Practice* [online]. 2013, **14**(1), 10 [cit. 2016-06-27]. Dostupné z: [http://www.college-optometrists.org/filemanager/root/site\\_assets/oip/14-1/6178\\_oip\\_vol\\_14\\_issue\\_1-2013\\_1\\_p1-10\\_mccarthy\\_interactive\\_d5\\_5.pdf](http://www.college-optometrists.org/filemanager/root/site_assets/oip/14-1/6178_oip_vol_14_issue_1-2013_1_p1-10_mccarthy_interactive_d5_5.pdf)

Rutrlé, M. *Přístrojová optika: učební texty pro oční optiky a oční techniky, optometristy a oftalmology*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2000. ISBN 80-7013-301-5.

## Lids and contact lenses

Author: Erna Vukalić

Contact lenses can be classified by four elements – nature of the material they are made of, their wearing schedule, their purpose, and their design. A number of factors determine whether a client is a good candidate for wearing contact lenses.

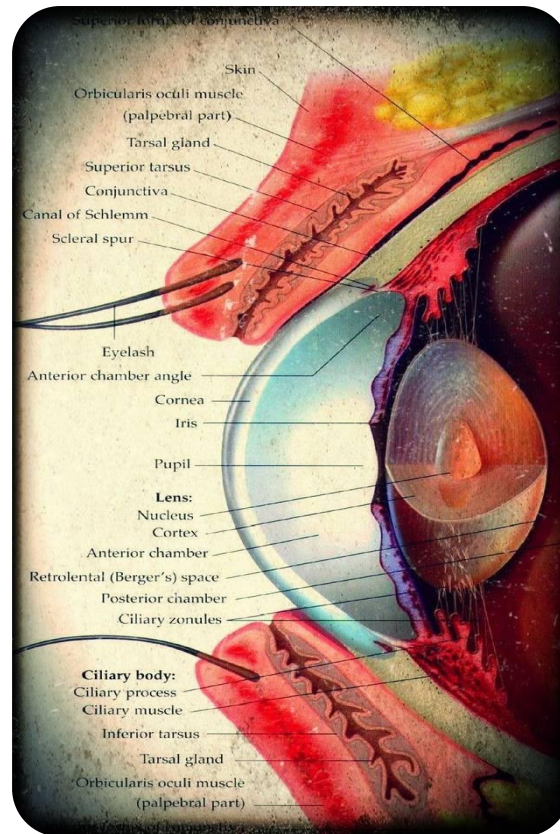
A detailed history (information about the client's general medical health, ocular health, family history of eye disease etc.) and an ocular examination are necessary for fitting a contact lens.

Contact lens wearing may be compromised by many segment conditions (ectropion, entropion, blepharitis, lagophthalmos etc.) or be the cause of such conditions. Contraindications for contact lenses may include ocular infections and inflammation. Whichever contraindication is eliminated, the client can be reevaluated, bearing in mind that a successful fitting is almost always based on a strong indication.

### Anatomy and physiology

Apart from providing mechanical defense for the eye and maintaining a clear refracting surface of the eye by forming the tear layer after every blink, eyelids play a significant role in the positioning, orientation and movement of contact lenses.

Lid function includes: mechanical protection for the eye, providing corneal metabolism by circulating tears, and keeping clear the first refracting surface of the eye by forming the tear layer after every blink. Understanding of the eyelid blink dynamics is essential for fitting toric and bifocal lenses. Those dynamics are explained through a number of anatomical components of the lid, muscles (*orbicularis oculi* for lid closure and *levator palpebrae superioris* for lid elevation), skin (*dermis*), lashes (*cilia*), nerves (third and seventh cranial nerve, autonomic nerves), connective tissue (*tarsal plates*), glands (Zeiss, Moll, and Meibomian).



Picture 1: Sagittal section through the eye

## Examination

Knowing the client history is essential for establishing the viability of wearing contact lens, so all potential and current lens wearers should undergo a full ophthalmic history and examination in order to exclude any conditions that may contraindicate lens wearing, record any abnormalities and identify and treat conditions such as blepharitis before the lens are worn.

An accurate eye examination requires a careful assessment of the eyelids, eyelashes and the lacrimal system.

The palpebral aperture is normally 9-11 mm in height, 26-30 mm in width and its size is defined by the shape and position of the eyelids. The size of the client's fissure has a direct influence on fitting RGP lenses and problem solving.

Also, the eyelid tension is an important factor when fitting rigid, alternating, bifocal lenses because the lower eyelid needs to be sufficiently tight and high so that it can push the lens up with downward gaze to center the reading portion over the pupil.

Blinking is very important for corneal health and integrity and it can be divided into reflex, conscious and unconscious (spontaneous). Spontaneous blinking is the most common type of blinking which occurs 10-15 times per minute and its total duration is 250 to 300 msec. If RGP lens wearer blinks incompletely or infrequently, this can result in dryness and in 3 and 9 o'clock staining. Clients with such problems should be instructed to practice closing the eye gently and completely. The contact lens moves with each blink, and the blink-associated lens

movement results in decreased visual performance. However, this decrease is not noticed due to the suppression of vision that occurs with each blink.

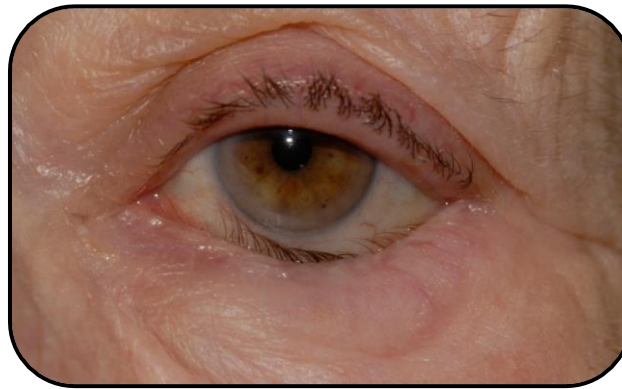
The Meibomian glands secrete oil that makes up a lipid layer of the tear film. Poor tear film quality and contact lens problems are the result of cloudy or insufficient oil production.

Diseases related to contact lens wearing

Scarred and distorted eyelids may lead to dryness and irritation of the eyelid margins by the lens edge. If stagnant pools of tear fluid are created, the risk of infection increases.

Pathological changes to the eyelids may include:

Entropion - an inversion of the eyelid towards the globe that usually causes discomfort because eyelashes rub against the cornea. This may result in bad lens positioning due to the lower lid interference with the lens.



Picture 2: A lower eyelid entropion (Source: [www.eyelidsurgery.co.uk](http://www.eyelidsurgery.co.uk))

Ectropion - an eversion of the eyelid mainly caused by senile changes, scarring of the anterior lamella of the eyelid or facial nerve (cranial nerve VII) palsy. The puncta are everted and can result in poor lacrimal drainage with a stagnant pool of tear fluid in the lower fornix which may lead to an infection. Ectropion is frequently associated with chronic conjunctivitis and epiphora. This state of the eyelid causes the problem in the form that the lower lid cannot be relied upon to help position the lens. In other words, rigid and soft lenses may mislocate inferiorly. This may also result in dryness due to an excessive rate of tear loss.

Lagophthalmos - refers to the incomplete eyelid closure. It can be caused by a number of factors (facial nerve lesions, orbicularis weakness, ectropion or mechanical displacement due to tumours) and may lead to corneal exposure and create keratitis. A soft lens will provide protection, but if the lagophthalmos is severe, lenses can fall out of the eye. RGP lenses do not completely cover the cornea and can cause corneal desiccation outside the lens edge, usually in 3 and 9 o'clock position.

Blepharitis - may result in trichiasis, loss of lashes, scarring of the eyelid and can cause chalazia and styes. Visible redness, sticking eyelashes, scales at eyelash roots are manifested. One feels warmth, itching, slight photophobia, as well as a foreign body feeling. Dryness of the eye is felt more acutely in the morning and there is intolerance to lenses. Therapy is

required in the form of antibiotics, corticosteroids, artificial tears, increased hygiene of the lids. Lenses should not be worn during the acute phase (which usually lasts about seven days).

An external hordeolum - commonly known as "stye". It's a discrete, inflamed swelling of the anterior lid margin and is typical for an acute staphylococcal infection, sometimes related to the inflammation of Zeis or Moll's gland. Clients should stop wearing lenses during the acute phase of the formation of a stye.



Picture 3: Hordeolum (Source: Western Ophthalmic Hospital)

A chalazion - chronic granuloma of the Meibomian glands that can occur when a Meibomian gland is blocked. It is a well-formed firm swelling in the upper or lower eyelid that can be related to a conjunctival granuloma, which can be seen when the eyelid is everted. Chalazion presses the globe and it can cause astigmatism. It is not recommended to prescribe spectacles or fit contact lenses until the swelling has subsided.



Picture 4: Chalazion (Source: [www.primehealthchannel.com](http://www.primehealthchannel.com))

	Location	Etiology	Pain
<b>Hordeolum (Stye)</b>	Follicle or Tarsal Gland	Sterile or purulent inflammation	Tender
<b>Chalazion</b>	Tarsal Gland	Obstruction of meibomian gland	Non-tender

Table 1: Difference between hordeolum and chalazion



## Conclusion

With people who wear or will wear contact lenses, eyelids have an essential role. As the physiological structure of the lid has a vital function, therefore many illnesses which the lid can contract have a huge effect on the wearers of contact lenses. Contact lenses are contraindicated among those people until the illnesses have been treated.

If a person prefers wearing contact lenses, it is important to perform an examination and assessment to determine whether that person is an adequate candidate for wearing contact lenses. An optometrist's duty is to give quality advice and instruct the person on using the contact lenses, maintaining the hygiene and cleanliness of the contact lenses, as well as warning the clients about possible complications while using the contact lenses.

## References

Millis, E. A. W. *Medical Contact Lens Practice*. New York: Butterworth-Heinemann, 2005. ISBN 978-075-0643-276.

Efron, N. *Contact Lens Complications Expert Consult - Online and Print*. 3rd ed. London: Elsevier Health Sciences UK, 2012. ISBN 978-145-5737-741.

Mannis, M. J. *Contact lenses in ophthalmic practice*. New York: Springer, c2003. ISBN 0387404007.

Hom, M. M. *Manual of contact lens prescribing and fitting*. Boston: Butterworth-Heinemann, 2006. ISBN 0750697415.

Beljan, J., Beljan, K., Beljan, Z. Complications caused by contact lens wearing. *Collegium antropologicum* 37 Suppl 1. 2013, 179-187.

**Název:** Sborník přednášek a posterů  
„VII. CELOSTÁTNÍ STUDENTSKÁ KONFERENCE OPTOMETRIE  
A ORTOPTIKY S MEZINÁRODNÍ ÚČASTÍ“

**Vydal:** NCONZO, Vinařská 6, 603 00 Brno

**Pořadatelé sborníku:** Mgr. Pavel Beneš, Ph.D.<sup>1</sup>; Mgr. Sylvie Petrová<sup>1</sup>;  
Doc. MUDr. Svatopluk Synek, CSc.<sup>1</sup>; Mgr. Petr Veselý, DiS., Ph.D.<sup>1</sup>;  
Bc. Marie Kodetová<sup>1</sup>; Bc. Zuzana Odvárková; Bc. Jolana Nedvědová<sup>1</sup>  
<sup>1</sup> Katedra optometrie a ortoptiky, LF MU Brno, Pekařská 53, 656 91 Brno

**Počet stran:** 240

**Výrobní číslo:** 57/2016

**ISBN:** 978-80-7013-583-9

**Tirážní znak:** 57-853-16