

XII. CELOSTÁTNÍ STUDENTSKÁ KONFERENCE OPTOMETRIE A ORTOPTIKY S MEZINÁRODNÍ ÚČASTÍ

Sborník přednášek – 2. rozšířené vydání
19. 10. 2021

Sponzoři



Pořadatelé sborníku

doc. Mgr. Pavel Beneš, Ph.D., Mgr. Petr Veselý, DiS., Ph.D.,
Bc. Anna Gregarová, Bc. Eliška Vítková
Katedra optometrie a ortoptiky, Lékařská fakulta Masarykovy univerzity, Komenského nám. 2,
662 43 Brno

Obsah

Bc. Anna Gregarová, doc. Mgr. Pavel Beneš, Ph.D.	3
Anisoakomodace u ametropických nositelů brýlové korekce.....	3
Anisoaccommodation in ametropic patients using spectacle correction.....	10
Bc. Štěpánka Korbová, DiS., Mgr. Pavel Kříž, Ph.D.	17
Problémy s insuficiencí konvergence u studentů.....	17
Problems with convergence insufficiency in students.....	24
Bc. Kristýna Layerová, doc. MUDr. Šárka Skorkovská, CSc.	31
Rohovkový astigmatismus ve vztahu k pohlaví a jeho změny s věkem	31
Corneal astigmatism in relation to gender and its changes with age.....	41
Bc. Lenka Machatá, Ing. Martin Fůs, doc. MUDr. Šárka Pitrová, CSc.	51
Analýza rohovkového AP poměru pomocí OCT	51
Analysis of Corneal AP Ratio Using OCT.....	57
Bc. Jindřiška Machová, Mgr. Simona Bramborová	64
Srovnání validity výsledků vyšetření zrakových funkcí bichromatickými a polarizačními testy	64
Comparison of the Validity of Visual Function Test Results by Bichromatic and Polarization Tests	74
Bc. Kateřina Nevšimalová, MUDr. Jiří Cendelín, CSc.	84
Posouzení možnosti korekce presbyopie u hypermetropů implantací monofokální nitrooční čočky.....	84
Possibility of presbyopia correction in hyperopes using monofocal intraocular lenses	93
Bc. Renata Pinková, doc. Mgr. Pavel Beneš, Ph.D.	102
Korekce keratokonu	102
Keratoconus correction.....	108
Bc. Kristýna Rédlová, Ing. Jiří Michálek, CSc.	114
Botnací vlastnosti kontaktních čoček a jejich měření.....	114
Swelling properties of contact lenses and their measurement.....	124
Bc. Kamila Révayová, Ing. Petr Písařík, PhD.	135
Povrchové úpravy brýlových čoček.....	135
Surface treatment of spectacle lenses	144

Bc. Adriana Supová, doc. Mgr. Pavel Beneš, Ph.D.	153
Zrakový trénink sportovců a jeho vliv na sportovní výkon.....	153
Vision training of athletes and its effect on sports performance	162
Bc. Eliška Vítková, Mgr. Petr Veselý, DiS., PhD.	170
Řešení potíží spojených s anisekonií.....	170
Solving Problems Caused by Aniseikonia.....	177
Bc. Markéta Vítková, doc. MUDr. Šárka Skorkovská, CSc.	184
Korelace různých metod měření rohovkových parametrů	184
The correlation of different methods of measuring corneal parameters	191
Mgr. Roman Heinz	198
Vision-R™800: Revoluce v měření refrakce.....	198

Bc. Anna Gregarová, doc. Mgr. Pavel Beneš, Ph.D.

Anisoakomodace u ametropických nositelů brýlové korekce

Katedra optometrie a ortoptiky, Lékařská fakulta, Masarykova univerzita Brno

Anotace

Příspěvek pojednává o anisoakomodaci vyskytující se u ametropů, kteří nosí brýlovou korekci. V úvodní části je definována anisoakomodace a situace, za jakých fyziologických i patologických podmínek se s ní můžeme setkat. Dále jsou představeny cíle výzkumu a stanoveny hypotézy. Je uvedena metodika sběru dat výzkumu a jednotlivé skupiny probandů. Následně jsou popsány výsledky výzkumu, v závěrečné části jsou v diskuzi srovnány se závěry tuzemských i zahraničních výzkumů, které se zabývaly obdobným tématem.

Klíčová slova

Anisoakomodace, akomodace, habituální korekce, brýlová korekce, akomodační šíře, puh-up test

Úvod

Akomodace je dynamický proces změny optické mohutnosti oka. Děje se především prostřednictvím změny v zakřivení přední a zadní plochy oční čočky. Je nezbytná pro udržení ostrého obrazu na sítnici, při pozorování předmětů nacházejících se v různé vzdálenosti před okem. Akomodační obtíže, mezi které se řadí i anisoakomodace, jsou velice aktuálním tématem. Vzhledem současnému období, kdy je znatelnější zvýšená zátěž prací na blízkou vzdálenost, dochází více než kdy dříve k rozvoji a manifestaci akomodačních obtíží.

Anisoakomodace

Anisoakomodace je nestejná akomodace pravého a levého oka. V roce 2006 byla doktorem Ciuffreda definována jako trvalý rozdíl monokulárních akomodačních šíří obou očí minimálně 0,50 D. ¹ Některými autory je řazena mezi insuficience akomodace ², jiní ji definují jako samostatnou akomodační anomálii. ³

Fyziologická anisoakomodace slouží k udržení stereoskopického vidění při asymetrické konvergenci. Pokud oči fixují předmět nacházející se mimo střední sagitální rovinu, který je posunut stranou ve stejné frontoparalelní rovině, je ve výsledku tento fixační bod v různých

vzdálenostech od pravého a levého oka. Vytváří se tak anisoakomodační stimul. Takový nestejný akomodační požadavek pro pravé a levé oko je tím větší, čím blíže (za zachování laterální odchylky od střední sagitální roviny) se fixační předmět nachází k pozorovateli. Tento jev se vyskytuje poměrně často, například při čtení textu z obrazovky počítače, který pozorujeme pouze pohybem očí bez natočení hlavy. ⁴

Za fyziologických podmínek je také možné anisoakomodaci sledovat u pacientů s anisometrií. Toto je jedním z důvodů, proč dbát na správné stanovení refrakce ametropů. Nevhodnou korekcí refrakční vady jednoho nebo obou očí může být navozena anisometropie.

Dále je možné se s anisoakomodací setkat u pacientů s nerovnoměrnou progresí presbyopie v pravém a levém oku. V takovýchto případech je možné po individuálním uvážení zvolit nestejnou adici pro pravé a levé oko.

Anisoakomodace může také doprovázet unilaterální oční onemocnění. Lze ji pozorovat při jednostranné amblyopii, kdy se se snižující zrakovou ostrostí postiženého oka snižuje i akomodační šíře. ⁵

Cílem tohoto sdělení je porovnat akomodační šíři pravého a levého oka bez korekce a akomodační šíři pravého a levého oka při habituální korekci a zjistit výskyt anisoakomodace (hypotéza 1). Druhá hypotéza má za cíl zjistit, zda má velikost anisometropie korigované habituální korekcí vliv na velikost anisoakomodace. Třetí hypotézou zvažuji ověřit rozdíl akomodační šíře pravého a levého oka při předřazení nejlepší snášené korekce provedené s binokulárním vyvážením akomodace.

Hypotézy vycházejí z cílů, kdy stanovený výzkum ověřuje, zda brýlová korekce snižuje anisoakomodaci. Zjišťují, zda budou rozdíly mezi akomodační šíří pravého a levého oka s habituální korekcí významnější se zvyšující se anisometrií. A zkoumají, zda po provedení binokulárního vyvážení dojde ke snížení anisoakomodace.

Metodika výzkumu

V rámci odebíraného anamnestického obrazu je kladen důraz na pohlaví, věk, dobu strávenou prací na blízko za den, korekci používanou při práci na blízkou vzdálenost, subjektivní astenopické obtíže (1 (žádné obtíže nikdy) – 5 (neustálé obtíže)), typ ametropie, oční dominanci (hole-in-card test).

Vrcholová lámavost brýlových skel habituální korekce probanda je zjišťována pomocí digitálního fokometru TOPCON CL-300.

Je provedena nejlepší možná snášená korekce s binokulárním akomodačním vyvážením. Je využita zkušební obruba OCULUS UB4, sada zkušebních skel, Jacksonovy zkřížené cylindry, LCD optotyp značky TOPCON CC 100 XP a optotypová tabulka do blízka.

Na závěr je provedeno samotné měření akomodační šíře. A to zvláště pro pravé a levé oko, nejdříve s habituální korekcí, poté při naturálním vizu a poté s nejlepší možnou korekcí. Pro měření je využito akomodační pravitko typu RAF a použita metoda push-up a pull-away.

Naměřená data jsou zpracována v počítačovém programu Microsoft Excel.

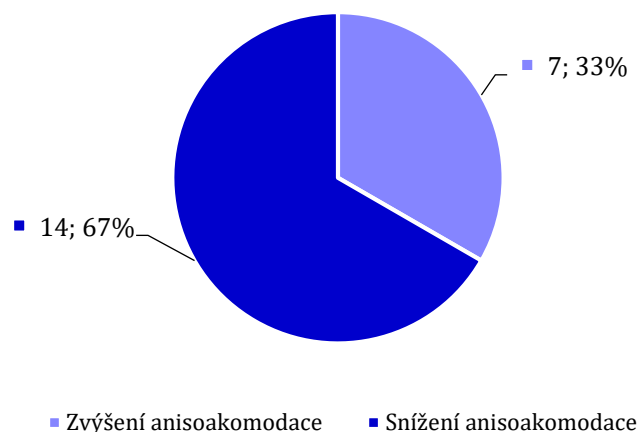
Data jsou naměřena u 21 probandů, z čehož 100 % jsou ženy. Průměrný věk je $20,8 \pm 0,6$ let. Devět probandů má myopickou refrakční vadu, jeden hypermetropickou a jedenáct astigmatismus. Malý počet hypermetropů je dán především věkem skupiny probandů, ve třetím decéniu vzhledem k aktivní činnosti čočky většinou ještě nedochází k manifestaci hypermetropie. Oční dominance je ve vzorku rozdělena rovnoměrně, 11 probandů má dominantní pravé oko, 9 levé oko a u jednoho byla zjištěna střídavá dominance.

Na základě dotazníku bylo zjištěno, že probandi denně tráví průměrně prací na blízko (práce na počítači, čtení, hobby typické krátkou zrakovou vzdáleností apod.) $7,52 \pm 0,87$ h. Přičemž 12 popisuje přítomnost nějakých astenopických obtíží při práci na blízko.

Výsledky

První hypotéza – brýlová korekce snižuje anisoakomodaci, byla potvrzena. Anisoakomodace se po předřazení habituální korekce probanda snížila u 14 probandů z 21, tj. v 66,7 % případů (Graf 1).

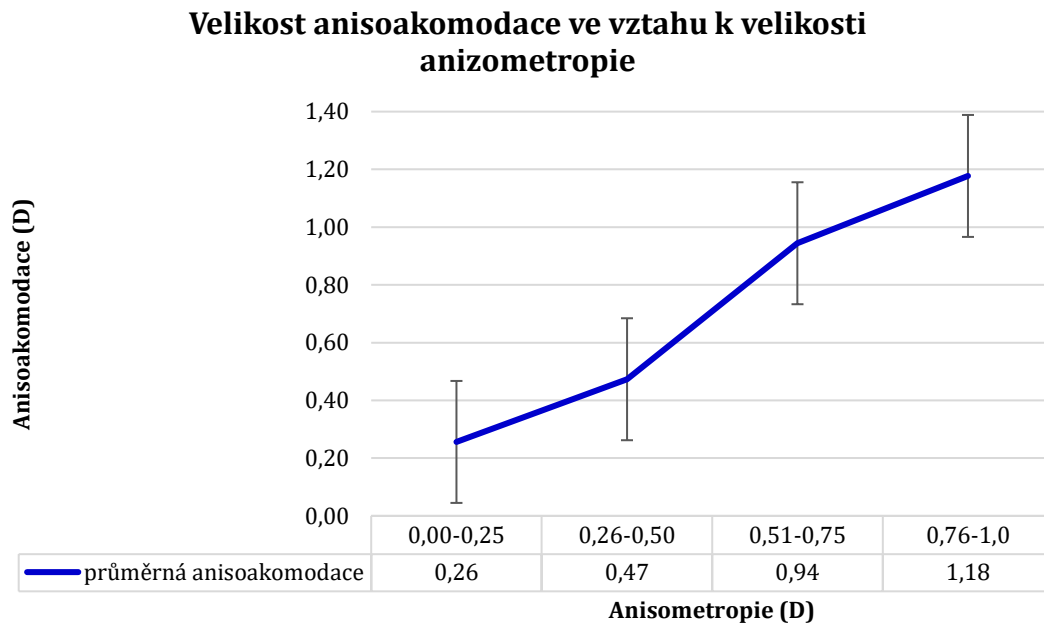
Poměr případů, kdy předřazení habituální brýlové korekce zvýšilo anisoakomodaci a kdy ji snížilo



Graf 1 Poměr případů a vlivu předřazení habituální korekce na anisoakomodaci

Druhá hypotéza – rozdíly mezi akomodační šíří pravého a levého oka s habituální korekcí budou významnější se zvyšující se anisometrií, byla také potvrzena. Velikost anisoakomodace

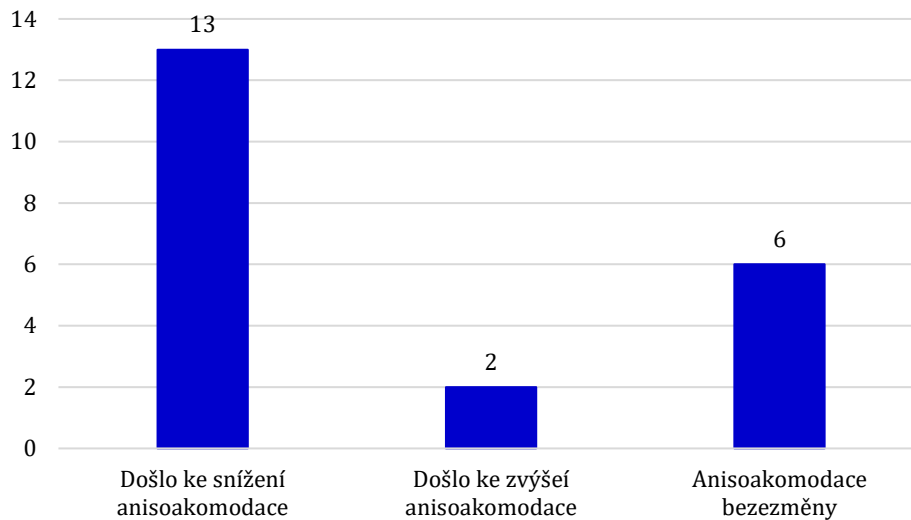
ve vztahu k velikosti anisotropie znázorňuje následující graf. Koeficient korelace R je 0,77, což značí vysokou míru lineární závislosti těchto veličin (Graf 2).



Graf 2 Vztah velikosti anisoakomodace a anizotropie

Třetí hypotéza – po provedení binokulárního vyvážení dojde ke snížení anisoakomodace, byla také potvrzena. Ke snížení anisoakomodace po provedení korekce s binokulárním vyvážením oproti habituální korekci došlo 13 případů, tj. 62 %. U 6 případů, tj. 29 %, ke změně anisoakomodace nedošlo, to může být způsobeno tím, že měli probandi habituální korekci zahrnující binokulární vyvážení. U 2 případů, tj. 9 %, došlo k mírnému zvýšení anisoakomodace (Graf 3).

Počet případů, kdy došlo po provedení binokulárního vyvážení ke snížení anisoakomodace a kdy ke snížení nedošlo



Graf 3 Srovnání jednotlivých skupin po binokulárním vyvážení

Diskuse

Cílem výzkumu bylo zjistit, jaký vliv má stávající brýlová korekce na anisoakomodaci.

Tématem nestejné akomodace obou očí se zabývala také kolegyně Kostková ve své diplomové práci. ⁶ Jejím cílem bylo porovnat akomodační šíři pravého a levého oka a určit výskyt stavu nestejné akomodace ve zkoumaném vzorku. K měření akomodační šíře využívala monokulárně opakovaný push-up test. Rozdíl akomodační šíře pravého a levého oka, který překročil 0,50 D, naměřila u 9 ze 45 subjektů, tedy u 20 % probandů. V mém případě byla diferentní akomodace zjištěna u 11 z 21 subjektů, tedy u 52 % vyšetřovaných. ⁶ Tento významný rozdíl mezi výsledky je pravděpodobně způsoben tím, že více než polovina subjektů účastnících se mého výzkumu byla s anisometrií. Nestejná refrakční vada obou očí dle výsledků druhé hypotézy zvyšuje incidenci anisoakomodace.

Anisoakomodací se ve své studii zabírali také Vincent a Collins et al. ⁷, ve své práci nazvané The short-term accommodation response to aniso-accommodative stimuli in isometropia zkoumali vliv anisoakodačních stimulů na akomodační odpověď očí. Do jejich výzkumu bylo zapojeno 16 mladých isometropů. Průměrný rozdíl v akomodační šíři pravého a levého oka zjistili 0,47 D. ⁷ V mém výzkumu byl zjištěn průměrný rozdíl v akomodační šíři obou očí 0,56 D. Rozdíl výsledků obou výzkumů je opět pravděpodobně způsoben nestejným zastoupením isometropů a anisometropů ve vyšetřovaném vzorku.

Závěr

Problematika anisoakomodace by neměla být v optometrické praxi opomíjena, především u anizometropických pacientů může být zdrojem astenopických obtíží. Ze zkoumaného vzorku popisovalo 57 % probandů nějaký stupeň astenopických obtíží při práci na blízkou a střední vzdálenost. Vhodným řešením nestejné akomodace je především předpis nejlepší snášené korekce s provedením binokulárního vyvážení. Jak bylo dokázáno v první a třetí hypotéze, předřazení takovéto korekce refrakční vady anisoakomodaci snižuje. Další možností terapie anisoakomodace je zrakový trénink obdobný jako v případě insuficience akomodace. V něm je kladen důraz na velikost akomodační šíře (push-up cvičení) a akomodační facilitu (cvičení s flippersy), existují i kombinovaná cvičení (near-far jump).⁸

V praxi by také anisoakomodace neměla být zapomínána při předpisu presbyopické korekce. Pokud je podezření na přítomnost anisoakomodace (například při anisoametropii), je dobré provést monokulární vyšetření akomodační šíře. Zjištění diferentní akomodace může být rozhodující v určování adice presbyopické korekce. V tomto případě neexistuje poměrně mnoho studií zabývajících se předpisem rozdílné adice na základě zjištěné anisoakomodace.⁸

Literární zdroje

1. Ciuffreda K. Accommodation, the Pupil, and Presbyopia. In: *Borish's Clinical Refraction*. 2nd ed. St. Louis, Missouri: Butterworth-Heinemann; 2006:93-144.
2. Scheiman M, Wick B. *Clinical Management Of Binocular Vision: Heterophoric, Accommodative, And Eye Movement Disorders*. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2008.
3. Duane, A. "Anomalies of the Accommodation Clinically Considered." *Transactions of the American Ophthalmological Society* vol. 14,Pt 1 (1915): 386-402.
4. Rosenberg R, Flax N, Brodsky B, Abelman L. Accommodative levels under conditions of asymmetric convergence. *Am J Optom Arch Am Acad Optom*. 1953;30(5):244-254. doi:10.1097/00006324-195305000-00002
5. Singman E, Matta N, Tian J, Silbert D. Association Between Accommodative Amplitudes and Amblyopia. *Strabismus*. 21(2):137-139. doi:https://doi.org/10.3109/09273972.2013.786737
6. Kostková K. Diferentní akomodace. 2020. https://is.muni.cz/auth/th/yqbtw/DP_Kostkova_Diferentni_akomodace.pdf. Accessed April 20, 2021.
7. Vincent SJ, Collins MJ. The short-term accommodation response to aniso-accommodative stimuli in isometropia. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2015:552– 561. doi:10.1111/opo.12225
8. Fraitová H. *Onemocnění čočky a akomodace (defekty akomodace, artefakie): Klinická rehabilitace binokulárního vidění*. Brno; 2021. https://is.muni.cz/auth/el/med/jaro2021/BTKR0644p/um/III_roc_jaro2021_onemocneni_cocky_akomodace_poruchy_zornic.pdf?fakulta=1411;obdobi=7883;studium=970515.

Bc. Anna Gregarová, doc. Mgr. Pavel Beneš, Ph.D.

Anisoaccommodation in ametropic patients using spectacle correction

Department of Optometry and Orthoptics, Faculty of Medicine, Masaryk University Brno

Abstract

The paper deals with the topic of anisoaccommodation occurring in ametropes using spectacle correction. In the introductory part, the anisoaccommodation is defined and it is described under which conditions, physiological and pathological, it is possible to encounter it. Further, the research goals are presented, and hypotheses are set. The methodology of research data collection and individual groups of probands is presented. Then the results of the research are described, in the final part, in the discussion they are compared with the conclusions of domestic and foreign research, which dealt with a similar topic.

Keywords

Anisoaccommodation, accommodation, habitual correction, spectacle correction, amplitude of accommodation, push-up test

Introduction

Accommodation is a dynamic process of changing the optical power of the eye. This is mainly done through a change in the curvature of the anterior and posterior surfaces of the ocular lens. It is necessary to maintain a sharp image on the retina, when observed objects are located at different distances in front of the eye. Accommodation difficulties, including anisoaccommodation, are a very timely topic. Due to the current time, when the increased workload of short-distance work is more noticeable, accommodation difficulties are developing more than ever before.

Anisoaccommodation

Anisoaccommodation is the unequal accommodation of the right and left eyes. In 2006, Dr. Ciuffreda defined it as a persistent interocular difference in monocular accommodative amplitude of at least 0.50 D. ¹ Some authors classify it as accommodative insufficiency ², others define it as a separate accommodative anomaly. ³

Physiological anisoaccommodation is instrumental towards maintaining stereoscopic vision during asymmetrical convergence. If the eyes fixate an object located outside the central sagittal plane which is shifted sideways in the same frontoparallel plane, this results in said fixation point being at different distances from the right and left eye. This creates an anisoaccommodative stimulus. This unequal accommodation requirement for the right and left eye is greater the closer (while maintaining the lateral deviation from the central sagittal plane) the fixation object is located to the observer. This phenomenon can be observed routinely, for example when reading text from a computer screen, which we observe only by moving the eyes without turning the head.⁴

Under physiological conditions, it is also possible to observe anisoaccommodation in patients with anisometropia. This is one of the reasons for paying attention to the correct determination of the refraction of ametropes. An incorrect correction of the refractive error of one or both eyes may induce anisometropia.

It is also possible to encounter anisoaccommodation in patients with uneven progression of presbyopia in the right and left eye. In such cases, it is possible to choose unequal additions for the right and left eye, only after individual consideration.

Anisoaccommodation can also occur with unilateral eye diseases. It can be observed in patients with unilateral amblyopia, in which the amplitude of accommodation decreases with decreasing visual acuity of the affected eye.⁵

The aim of this paper is to compare amplitudes of accommodation of the right and left eye without correction and amplitudes of accommodation of the right and left eye with habitual correction and to find out the occurrence of anisoaccommodation (hypothesis 1). The second hypothesis aims to determine whether the size of habitual correction-corrected anisometropia influences the size of anisoaccommodation. In the third hypothesis, I aim to verify the difference between the amplitudes of accommodation of the right and left eye when using the best tolerated correction performed with binocular accommodative balance test.

The hypotheses are based on these goals. The research verifies that the spectacle correction reduces anisoaccommodation. It sets to find out whether the differences between the amplitudes of accommodation of the right and left eye with habitual correction will be more significant with increasing anisometropia. And it is investigating whether there is a reduction in anisoaccommodation after performing binocular balancing test.

Research methodology

In collecting anamnesis, the focus is on gender, age, time spent working close-ups per day, correction used when working close-up, subjective asthenopic difficulties (1 (no difficulties ever) to 5 (constant difficulties)), type of ametropia and eye dominance (hole-in-card test).

The TOPCON CL-300 digital focimeter is used to determine the optical power of spectacle lenses of habitual correction of probands.

The best possible tolerated correction with binocular accommodation balance is performed. Doing so, the OCULUS UB4 test frame, a set of test glasses, Jackson's crossed cylinders, an LCD optotype of the TOPCON CC 100 XP brand and an optotype table up close are used.

Lastly, the amplitudes of accommodation are measured – separately in the right and left eye, first with habitual correction, then with natural vision and lastly with the best possible correction. For measurement accommodative ruler of the RAF type is used, and the method of choice is the push-up and pull-away method.

The measured data are processed in the computer program Microsoft Excel.

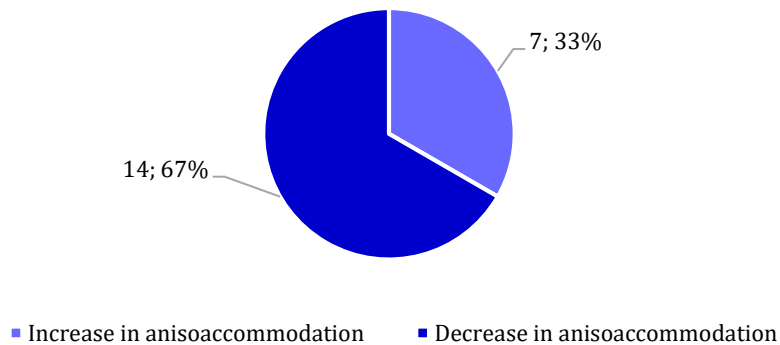
Data are measured in 21 probands, of which 100% are women. The mean age is 20.8 ± 0.6 years. Nine probands have a myopic refractive error, one hyprometropic and eleven astigmatism. The small number of hypermetropes is mainly due to the age of the group of probands, in the third decade, due to the active involvement of the lens, there is usually no manifestation of hypermetropia yet. Ocular dominance is evenly distributed in the sample, 11 probands have a dominant right eye, 9 left eye and one was found to have alternating dominance.

Based on the questionnaire, it was found that probands spend on average 7.52 ± 0.87 h every day doing close-up work (computer work, reading, hobbies typical of short-sighted distance etc.). Twelve describe the presence of some degree of asthenopic difficulties when working close-up.

Results

The first hypothesis – spectacle correction reduces anisoaccommodation, was confirmed. After putting on habitual correction of the proband, anisoaccommodation decreased in 14 probands out of 21, i.e., in 66.7% of cases (Graph 1).

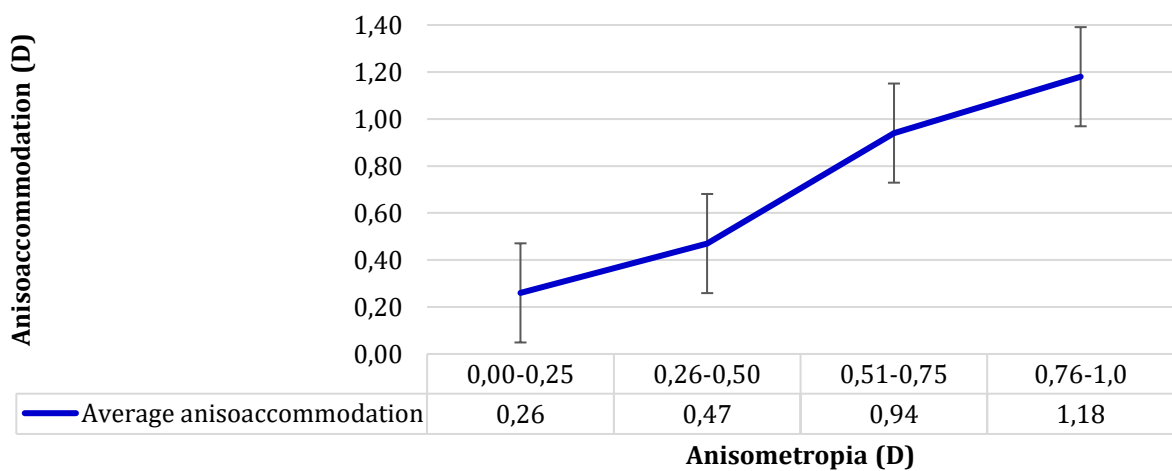
Proportion of cases when the prefix of habitual spectacle correction increased anisoacomodation and when it decreased it



Graph 1 The ratio of cases and the effect of habitual correction on anisoaccommodation

The second hypothesis – differences between the amplitudes of accommodation of the right and left eye with habitual correction will be more significant with increasing anisometropia, was also confirmed. The magnitude of anisoaccommodation in relation to the magnitude of anisometropia is shown in the following graph. The correlation coefficient R is 0.77, which indicates a high degree of linear dependence of these quantities (Graph 2).

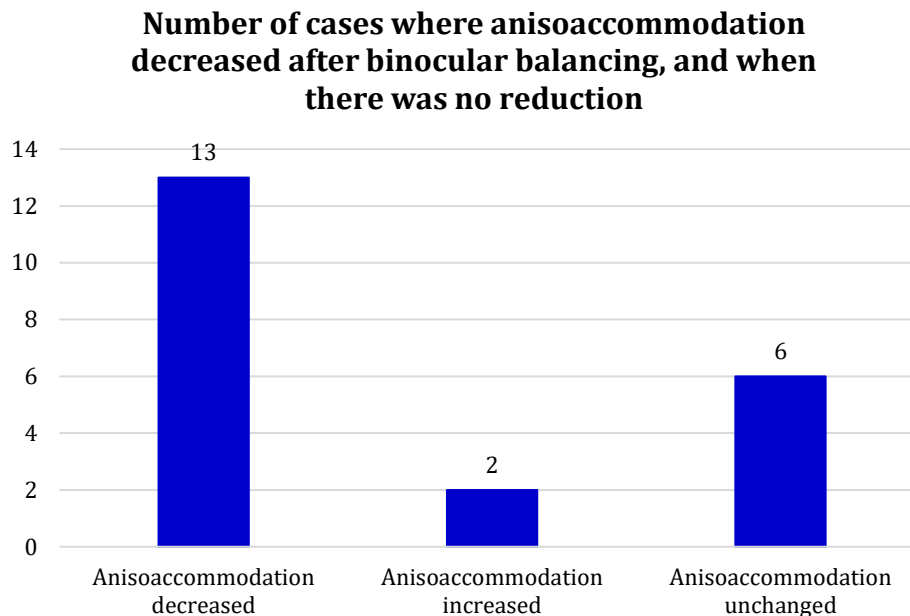
The magnitude of anisocomodity in relation to the magnitude of anisometropia



Graph 2 The relationship between the size of anisoaccommodation and anisometropia

The third hypothesis – after performing binocular balancing, there will be a reduction in anisoaccommodation, was also confirmed. There were 13 cases, i.e., 62%, in which reduction of anisoaccommodation after correction with binocular balance compared to habitual correction occurred. In 6 cases, i.e., 29%, there was no change in anisoaccommodation, which may be due to

the fact that the probands already had a habitual correction involving binocular balance. In 2 cases, i.e., 9%, there was a slight increase in anisoaccommodation (Graph 3).



Graph 3 Comparison of individual groups after binocular balancing

Discussion

The aim of the research was to determine the effect of current spectacle correction on anisoaccommodation.

Colleague Kostková also pursued the topic of unequal accommodation of both eyes in her diploma thesis.⁶ She aimed to compare the amplitudes of accommodation of the right and left eye and to determine the occurrence of a state of unequal accommodation in the examined sample of population. She used a monocular repeated push-up test to measure the amplitude of accommodation. The difference between the amplitudes of accommodation of the right and left eye, which exceeded 0.50 D, was measured in 9 of 45 subjects, ie in 20% of probands. In my case, unequal accommodation was found in 11 of 21 subjects, ie in 52% of those examined.⁶ This significant difference between the results is probably due to the fact, that more than half of the subjects in my research were anisometropic. The unequal refractive error of both eyes, according to the results of the second hypothesis, increases the incidence of anisoaccommodation.

Vincent and Collins and their team also dealt with anisoaccommodation in their study.⁷ In their thesis entitled The short-term accommodation response to aniso-accommodative stimuli in isometropia, they examined the effect of aniso-accommodative stimuli on the accommodation response of the eyes. 16 young isometropes were involved in their research. The average difference in the amplitudes of accommodation of the right and left eyes was 0.47 D.⁷ In my

research, the average difference in the amplitude of accommodation of both eyes was 0.56 D. The difference between the results of both studies is again probably due to the unequal representation of isometropes and anisometropes in the examined sample.

Conclusion

The issue of anisoaccommodation should not be neglected in optometry practice, especially in anisometric patients it can be a source of asthenopic problems. From the examined sample, 57% of probands described some degree of asthenopic difficulties in working at close and medium distances. A suitable solution for unequal accommodation is, above all, the prescription of the best tolerated correction with the implementation of binocular balancing. As proved in the first and third hypotheses, the prescription of such correction of refractive error reduces anisoaccommodation. Another option for therapy of anisoaccommodation is visual training similar to that of accommodative insufficiency. The emphasis is on the size of the amplitude of accommodation (push-up exercise) and accommodative facility (exercise with flippers), there are also combined exercises (near-far jump).⁸

In practice, anisoaccommodation should not be forgotten when prescribing presbyopic correction. If the presence of anisoaccommodation is suspected (for example in anisometropes), it is advisable to perform a monocular examination of the amplitudes of accommodation. The finding of unequal accommodation may be crucial in determining the addition of presbyopic correction. In this case, there are quite few studies dealing with the prescription of different additions based on the identified anisoaccommodation.⁸

Resources

1. Ciuffreda K. Accommodation, the Pupil, and Presbyopia. In: *Borish's Clinical Refraction*. 2nd ed. St. Louis, Missouri: Butterworth-Heinemann; 2006:93-144.
2. Scheiman M, Wick B. *Clinical Management Of Binocular Vision: Heterophoric, Accommodative, And Eye Movement Disorders*. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2008.
3. Duane, A. "Anomalies of the Accommodation Clinically Considered." *Transactions of the American Ophthalmological Society* vol. 14,Pt 1 (1915): 386-402.
4. Rosenberg R, Flax N, Brodsky B, Abelman L. Accommodative levels under conditions of asymmetric convergence. *Am J Optom Arch Am Acad Optom*. 1953;30(5):244-254. doi:10.1097/00006324-195305000-00002
5. Singman E, Matta N, Tian J, Silbert D. Association Between Accommodative Amplitudes and Amblyopia. *Strabismus*. 21(2):137-139. doi:https://doi.org/10.3109/09273972.2013.786737
6. Kostková K. Diferentní akomodace. 2020. https://is.muni.cz/auth/th/yqbtw/DP_Kostkova_Diferentni_akomodace.pdf. Accessed April 20, 2021.
7. Vincent SJ, Collins MJ. The short-term accommodation response to aniso-accommodative stimuli in isometropia. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2015:552– 561. doi:10.1111/opo.12225
8. Fraitová H. *Onemocnění čočky a akomodace (defekty akomodace, artefakie): Klinická rehabilitace binokulárního vidění*. Brno; 2021. https://is.muni.cz/auth/el/med/jaro2021/BTKR0644p/um/III_roc_jaro2021_onemocneni_cocky_akomodace_poruchy_zornic.pdf?fakulta=1411;obdobi=7883;studium=970515.

Bc. Štěpánka Korbová, DiS., Mgr. Pavel Kříž, Ph.D.

Problémy s insuficiencí konvergence u studentů

Katedra optometrie a ortoptiky, Lékařská fakulta, Masarykova univerzita Brno

Anotace

Tento příspěvek pojednává o problémech s insuficiencí konvergence, a to hlavně u studentů, u kterých může mít velmi negativní vliv na jejich studijní výsledky i psychickou pohodu, což ukázalo i několik studií. Proto cílem tohoto příspěvku je podat obecné informace o konvergenci, insuficienci konvergence a o možnostech řešení.

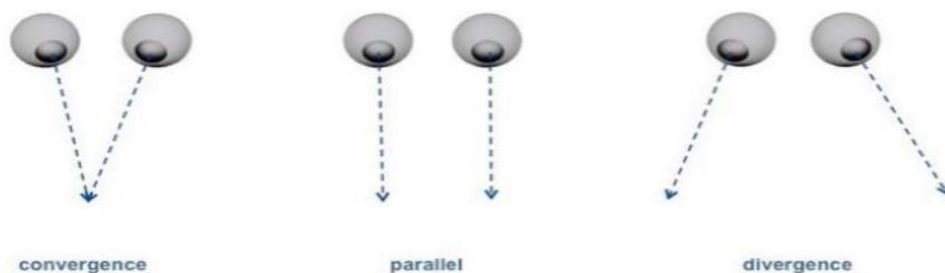
Klíčová slova

Konvergence, insuficience konvergence, blízký bod konvergence, zrakový trénink

Insuficience konvergence je velmi častým problémem zvláště v dnešní době online výuky. Je popsána jako neschopnost či nesnadnost očí udržet konvergenci při pohledu do blízka. Klienti-studenti obvykle přicházejí s astenopickými problémy jako jsou frontální bolesti hlavy, únava, pálení očí, rozmazané vidění, diplopie či potíže se čtením v podobě ztráty koncentrace. Právě tento diskomfort zhoršuje práci do blízka a může mít velmi negativní vliv na studijní výsledky, výkonnost, celkovou kvalitu učení i duševní rozvoj. Vaughn a kol. se vlivem vizuálních problémů na akademické výsledky zabývali ve své studii a ukázali, že děti s horším hodnocením udávají více příznaků než děti s lepšími studijními výsledky. U těchto dětí může dojít ke zbytečné frustraci a rozvoji nižšího sebevědomí, které může vést k vyhýbání se či odporu k práci do blízka. Studie Porcara a Martinez-Palomera odhalila vysoký výskyt binokulárních dysfunkcí (32,3 %) z nichž 7,7 % tvořila právě insuficience konvergence u univerzitních studentů. ^{1,2,3}

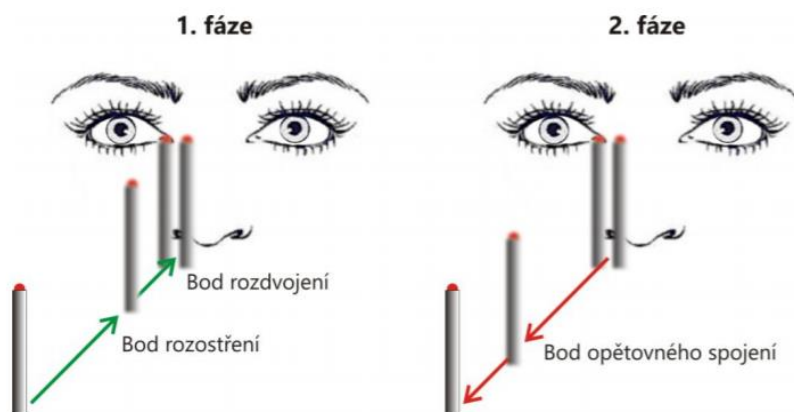
Konvergence

O konvergenci mluvíme, dochází-li k souměrnému stáčení optických os obou očí při pohledu na blízký předmět tak, aby obraz dopadl do žluté skvrny. Tedy v případě, že dochází k oboustranné oční addukci. Stejně jako u akomodace rozeznáváme blízký a daleký bod konvergence, konvergenční oblast a šířku konvergence, jejíž základní jednotkou je metrový úhel – úhel, který svírají oči při fixaci předmětu vzdáleného 1 metr. ⁴



Obrázek 1 Konvergentní, paralelní a divergentní postavení očí⁵

Právě blízký bod konvergence je důležitým parametrem při zjišťování insuficience konvergence. Blízký bod (zkratka NPC – near point of convergence) vyjadřuje výkonnost konvergence a je dán nejmenší vzdáleností, na kterou jsou oči schopné konvergovat a pozorovat blízký předmět jednoduše. V dětství a rané dospělosti se tento bod nachází cca 5 cm před okem, v pozdějším věku se bod posunuje do vzdálenosti cca 8 cm před oko. Vzdálenost větší než 8 cm svědčí o snížené schopnosti konvergovat. NPC se v běžné praxi obvykle vyšetřuje subjektivní metodou pomocí tužky či světelného pera, kdy se tužka/pero pomalu přibližuje ze vzdálenosti cca 50 cm směrem k vyšetřovanému, dokud se nerozdvojí (break point). Poté se opět oddaluje do chvíle opětovného spojení (recovery point). V případech obtížného určení rozdělení lze tento test provádět i s předsazeným červeným filtrem na jednom oku.^{4,6}



Obrázek 2 Vyšetření NPC⁷

Daleký bod konvergence je virtuální bod za očima, ve kterém se protnou osy při maximálním divergentním úsilí. Reálně se tento bod neobjevuje, protože i při pohledu do dálky jsou oči v souběžném či mírně konvergujícím postavení. Mezi dalekým a blízkým bodem se nachází konvergenční oblast.⁴



Obrázek 3 Konvergence u dítěte⁸

Konvergenci lze rozdělit na reflexní a volní. Volní neboli vědomá lze vyvolat vlastním úsilím, naopak reflexní je vyvolána reakcí na podnět a je na naší vůli nezávislá. Reflexní konvergence se skládá ze 4 složek:

1. Tonická konvergence udržuje na základě impulzů z mozkové kůry klidové postavení očí v bdělém stavu. Během spánku dochází k uvolnění a stočení bulbů směrem zevně nahoru, tento stav je znám jako Bellův fenomén.
2. Akomodační konvergenci vyvolává akomodace očí na blízký předmět. Je označována zkratkou AC a společně s akomodací vyjadřuje významný AC/A poměr.
3. Fúzní konvergence doplňuje konvergenci akomodační. Vede k mnohem jemnějšímu stáčení os tak, aby se prořaly ve fixovaném předmětu a byly tak vytvořeny neoptimálnější podmínky pro fúzi.
4. Proximální konvergence je psychicky podmíněna na základě vědomého blízkého předmětu. Tento typ se projevuje při práci s vyšetřovacími přístroji jako je například troposkop/synoptofor.⁹

Insuficience konvergence

Insuficience konvergence je uváděna jako nejčastější porucha binokulárního vidění a zároveň příčina očního diskomfortu a astenopie. Vyskytuje se v každé věkové kategorii a velké procento zastoupení je právě mezi studenty. Jedná se o nestrabickou binokulární anomálii, která je charakterizována neschopností či špatnou udržitelností konvergence po delší dobu při práci na blízkou vzdálenost.

Diagnostika je založena na zjištění blízkého bodu konvergence a pozitivních fúzních rezerv do blízka, kdy výsledky obou měření budou vykazovat snížené hodnoty. Dále se často projevuje vyšší stupeň exoforie do blízka než do dálky nebo exoforie při ortoforii do dálky.

U klientů nemusí být vždy přítomné všechny uvedené příznaky, za klinicky významné se obvykle považují minimálně dva. ^{1,9}

Léčba insuficience konvergence

Léčba insuficience konvergence spočívá primárně ve zrakovém tréninku, kde se věnuje pozornost blízkému bodu konvergence v abnormální vzdálenosti. Tato metoda bývá obvykle úspěšná i u starších pacientů. U nekorigovaných myopů může dojít ke zmírnění insuficience po správném vykorigování. U mladých lidí tedy i u studentů lze dočasně upravit sférickou část korekce do minusových hodnot. V určitých případech zvláště pokud se jedná o kombinaci poruchy konvergence s oslabenou akomodací se doporučuje prizmatická korekce. Při velkých odchylkách se volí chirurgický zákrok. ^{10,11}

Zrakový trénink

Zrakový trénink je vhodný tehdy, pokud je pacient celkově zdravý a má určitou míru motivace k léčbě. Zrakovému tréninku by vždy měla předcházet refrakce se správně zvolenou korekcí. Pacient by měl být také předem informován, že symptomy se během nácviku mohou v první fázi léčby zhoršit, ale odezní po zlepšení stavu konvergence.



Obrázek 4 Brockova šňůra ¹²

Velmi oblíbené a efektivní cvičení je pomocí Brockovy šňůry. Jedná se o bavlněnou šňůru se třemi barevnými kuličkami, které je možné posunovat do různých vzdáleností a tím trénovat jak konvergenci, tak akomodaci. Při tomto cvičení pacient pozoruje jednotlivé korálky a snaží se vidět

tvar X, který tvoří šňůrka. Poté se nejbližší korálek přibližuje blíže k oku. Výsledkem tohoto cvičení by mělo být, že fixovaný korálek je viděn jednoduše a dva zbývající dvojité. Je viděno X ve fixovaném korálku a nejbližší korálek lze posunout až do vzdálenosti cca 6 cm před nos. ⁹

Další oblíbenou, a navíc na vybavení nenáročná metoda, je pencil push-up. Jedná se o cvičení, při kterém je tužka držena na délku paže a pomalu se přibližuje směrem k nosu. Pacient sleduje tužku a snaží se ji udržet v jednoduchém zaostření. V okamžik, kdy se obraz rozdvojí, tužka se opět odtáhne od nosu. Toto cvičení by se mělo opakovat několikrát za den. ¹³



Obrázek 5 Pencil push – up ¹³

Prizmatická korekce

Prizmatická korekce není zcela obvyklá, ale využívá se hlavně při kombinaci insuficience konvergence i akomodace nebo při vážných potížích. Prizmata se předepisují bází dovnitř. Optická mohutnost odpovídá nejslabší hodnotě, která přivede pacientovi okamžitou a snadnou konvergenci. ¹¹

Závěr

Insuficience konvergence je v dnešní době velmi častým problémem, který může studentům způsobovat vážné problémy. Proto by vyšetření nemělo být ani v běžné praxi opomíjeno i za předpokladu, že sféro-cylindrická korekce může tento stav výrazně zlepšit. Léčba insuficience konvergence má velmi vysokou míru úspěšnosti a můžeme tím nejen zlepšit studijní výsledky a vztah k práci na blízko, ale pozvednout i celkovou kvalitu života. Na závěr je ale nutno říct, že řešení insuficience konvergence lze pouze za předpokladu správné motivace a dlouhodobější spolupráce ze strany pacienta.

Použitá literatura

1. Kříž P. Obtížná diagnostika nestrabických binokulárních a akomodačních poruch. proLékaře.cz. <https://www.prolekare.cz/casopisy/ceska-slovenska-oftalmologie/2016-6/obtizna-diagnostika-nestrabicky-ch-binokularnich-a-akomodacnich-poruch-60365/download?hl=cs>. Published June 2016.
2. Vaughn W, Hoenes R, Maples W.C. The association between vision quality of life and academics as measured by the College of Optometrists in Vision Development Quality of Life questionnaire. Optometry (St. Louis, Mo.). <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16513512/>. Published March 2006.
3. Porcar E, Martinez-Palomera A. Prevalence of general binocular dysfunctions in a population of university students. Optometry and vision science: official publication of the American Academy of Optometry. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9097328/>. Published February 1997.
4. Jeřábková A. Insuficience konvergence. 4oci.cz. https://www.4oci.cz/insuficience-konvergence_4c661. Published December 2013.
5. Konvergentní, paralelní a divergentní postavení očí. Konvergence. https://is.muni.cz/el/med/podzim2020/BONR0341p/1.12._Konvergence.pdf?lang=cs.
6. Přehnalová M. Vergence a akomodace. 2011. <https://theses.cz/id/dmf3y2/00142661-918913457.pdf>.
7. Vyšetření NPC. 21 kroků vyšetření binokulárního vidění. Dostupné z: <http://www.optikarium.cz/21VBV.pdf>
8. Konvergence u dítěte. 4oci.cz. https://www.4oci.cz/insuficience-konvergence_4c661
9. Samuelová R. Kvalita života pacienta s insuficiencí konvergence. 2018. <https://is.muni.cz/th/uzhs0/>.
10. Pluháček F. Vergenční poruchy při pohledu do blízka. 2015. <http://www.optometry.cz/obsah/materialy/VPPB.pdf>.
11. Šuráňová M. Insuficience konvergence. 2016. https://theses.cz/id/d1t36j/insuficience_konvergence_Suranova.pdf. Bakalářská práce.
12. Veselý P. Workshop: Návčik zrakových dovedností pomocí zrakové terapie. <https://docplayer.cz/816412-Workshop-nacvik-zrakovych-dovednosti-pomoci-zrakove-terapie.html>.
13. Eye Exercises: Visual Training for Eye Disorders. HealthEngine Blog. <https://healthengine.com.au/info/eye-exercises-visual-training-for-eye-disorders>. Published May 27, 2009.

14. Eye Exercises: Visual Training for Eye Disorders. HealthEngine Blog.
<https://healthengine.com.au/info/eye-exercises-visual-training-for-eye-disorders>.
Published May 27, 2009.

Bc. Štěpánka Korbová, DiS., Mgr. Pavel Kříž, Ph.D.

Problems with convergence insufficiency in students

Department of Optometry and Orthoptics, Faculty of Medicine, Masaryk University Brno

Abstract

This paper deals with problems with insufficient convergence, especially for students, for whom it can have a very strong effect on their learning outcomes and mental well-being, which proves several studies. Therefore, the aim of this paper is to provide general information on convergence, insufficient convergence, and possible solutions.

Key words

Convergence, convergence insufficiency, near convergence point

Insufficiency of convergence is a very common problem, especially in today's online learning. It is described as the inability or difficulty of the eyes to maintain convergence when looking to a close object. Student clients usually come with asthenopic problems such as frontal headaches, fatigue, burning eyes, blurred vision, diplopia or reading difficulties in the form of loss of concentration. It is this discomfort that worsens work at close distance and can have a major negative effect on learning outcomes, performance, overall quality of learning and mental development. Vaughn et al. dealt with the influence of visual problems on academic results in their study and showed that children with poorer evaluation report more symptoms than children with better study results. These children may experience unnecessary frustration and lower self-esteem, which can lead to avoidance or resistance to work at close distance. A study by Porcar and Martinez-Palomer revealed a high incidence of binocular dysfunctions (32.3%), of which 7.7% were convergence insufficiency in university students.^{1,2,3}

Convergence

We speak of convergence if there is a symmetrical displacement of the optical axes of both eyes when looking at a nearby object so that the image falls into a fovea, so if there is bilateral eye adduction. As with accommodation, we recognize the near and far point of convergence, the convergence area and the width of convergence, the basic unit of which is the meter angle - the angle that the eyes make when fixing an object 1 meter away.⁴

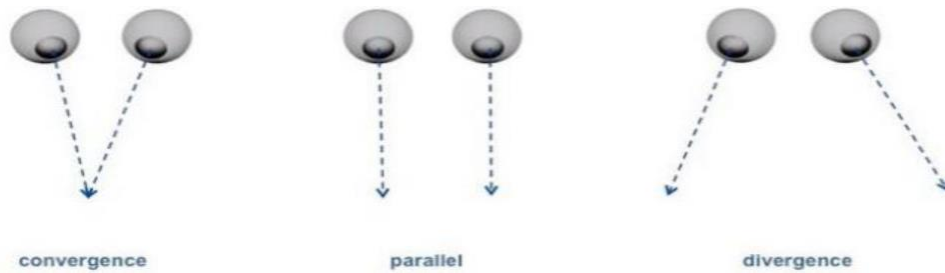


Figure 2 Convergent, parallel, and divergent position of the eyes ⁵

It is the near point of convergence that is an important parameter in determining the insufficiency of convergence. The near point of convergence (NPC) expresses the performance of convergence and is given by the smallest distance at which the eyes can converge and observe a close object easily. In childhood and early adulthood, this point is located about 5 cm in front of the eye, in later age, the point moves to a distance cca 8 cm in front of the eye. Distances greater than 8 cm indicate a reduced ability to converge. In common practice, NPCs are usually measured by a subjective method using a pencil or light pen, where the pencil / pen slowly approaches from a distance cca 50 cm towards the subject until it breaks up (break point). Then it zooms out again until the recovery point. In case of difficulty in determining the bifurcation, a red filter can be inserted in front of the eye.^{4,6}

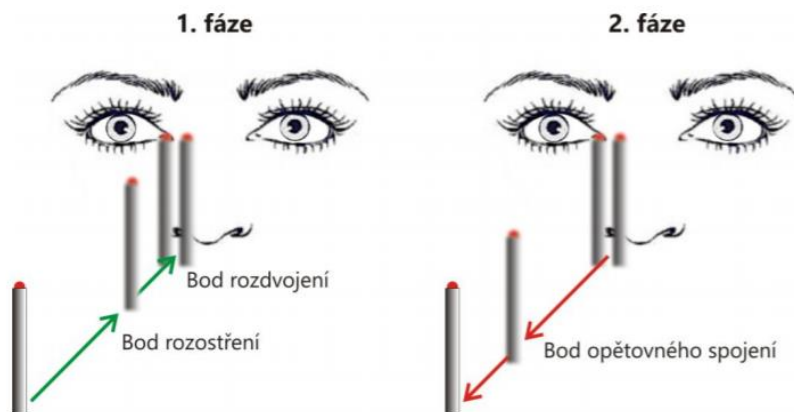


Figure 2 NPC examination ⁷

Bod rozdvojení – break point, bod rozostření – blur point, bod opětovného spojení – recovery point

The far point of convergence is the virtual point behind the eyes where the axes intersect at maximum divergent effort. Actually, this point does not appear, because even when looking into the distance, the eyes are in a parallel or slightly converging position. Between the far and near point is a convergence area. ⁴



Figure 3 Convergence in a child⁸

Convergence can be divided into reflexive and conscious. The conscious convergence can be evoked by one's own efforts, while the reflexive is evoked by the reaction to a stimulus and is independent of our will. Reflective convergence consists of 4 components:

1. Tonic convergence maintains the rest position of the eyes in the awake state based on impulses from the cerebral cortex. During sleep, the bulbs are released and twisted outwards and upwards, a condition known as the Bell phenomenon.
2. Accommodation convergence is caused by accommodation of eyes on a nearby object. It is abbreviated AC and, together with accommodation, expresses a significant AC / A ratio.
3. Fusion convergence complements accommodation convergence. It leads to a much finer displacement of the axes so that they intersect in a fixed object and thus create the most optimal conditions for fusion.
4. Proximal convergence is psychic conditioned based on a conscious close object. This type manifests itself when working with examination devices such as the toposcope / synoptophore.⁹

Convergence insufficiency

Convergence insufficiency is reported as the most common binocular vision disorder and the cause of ocular discomfort and asthenopia. It occurs in every age category and a large percentage are students. This is a non-strabismic binocular anomaly, which is characterized by the inability or poor sustainability of convergence for extended periods of time when working at close range.

The diagnostics is based on the detection of a near convergence point and positive fusion reserves up close, the results of both measurements will show reduced values. Furthermore, there

is often a higher exophoria at close range than into the distance or exophoria with orthophoria into the distance.

Not all these symptoms may always be present in clients; at least two symptoms are usually considered clinically significant.^{1,9}

The treatment of convergence insufficiency

The treatment of convergence insufficiency consists primarily in visual training, where attention is paid to the near point of convergence at an abnormal distance. This method is usually successful in elderly patients too. In uncorrected myopes, the insufficiency may be alleviated after proper correction. For young people as well as for students, the spherical part of the correction can be temporarily adjusted to minus values. In certain cases, especially when combining a convergence disorder with attenuated accommodation, prismatic correction is recommended. In case of large deviations, surgery is chosen.^{10,11}

Visual training

Visual training is suitable if the patient is generally healthy and has a certain degree of motivation for treatment. Visual training should always be preceded by refraction with the correct choice of correction. The patient should also be informed in advance that symptoms may worsen during the first phase of treatment during exercise but will resolve after the convergence condition has improved.

A very popular and effective exercise is with the help of Brock string. It is a cotton string with three coloured balls, which can be moved to different distances and thus train both convergence and accommodation. During this exercise, the patient observes the individual beads and tries to see the X shape that forms the string. Then the nearest bead moves closer to the eye. The result of this exercise should be that the fixed bead is seen simply and the two remaining twice. An X is seen in a fixed bead and the nearest bead can be shifted up to about 6 cm in front of the nose.¹²



Figure 4 Brock string¹²

Another popular and a low-cost method is pencil push-up. This is an exercise in which the pencil is held at arm's length and slowly approaches the nose. The patient watches the pencil and tries to keep it simply in focus. The moment the image break ups, the pencil pulls away from the nose again. This exercise should be repeated several times a day. ¹³



Figure 5 Pencil push – up ¹³

Prismatic correction

Prismatic correction is not entirely common but is mainly used for a combination of convergence and accommodation insufficiency or in case of seriously problems. Prisms are prescribed by the base inwards. The prism diopters corresponds to the weakest value, which will bring the patient immediate and easy convergence. ¹¹

Conclusion

The insufficiency of convergence is a very common problem today, which can cause serious problems for students. Therefore, the examination should not be neglected even in common practice, even if the sphero-cylindrical correction can significantly improve this condition. The treatment of convergence insufficiency has a very high success rate, and we can not only improve study results and the relationship to close work, but also improve the overall quality of life. In conclusion, however, it must be said that the solution to the insufficiency of convergence is possible only if the right motivation and long-term cooperation on the part of the patient.

Resources

1. Kříž P. Obtížná diagnostika nestrabických binokulárních a akomodačních poruch. proLékaře.cz. <https://www.prolekare.cz/casopisy/ceska-slovenska-oftalmologie/2016-6/obtizna-diagnostika-nestrabicky-ch-binokularnich-a-akomodacnich-poruch-60365/download?hl=cs>. Published June 2016.
2. Vaughn W, Hoenes R, Maples W.C. The association between vision quality of life and academics as measured by the College of Optometrists in Vision Development Quality of Life questionnaire. Optometry (St. Louis, Mo.). <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16513512/>. Published March 2006.
3. Porcar E, Martinez-Palomera A. Prevalence of general binocular dysfunctions in a population of university students. Optometry and vision science: official publication of the American Academy of Optometry. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9097328/>. Published February 1997.
4. Jeřábková A. Insuficience konvergence. 4oci.cz. https://www.4oci.cz/insuficience-konvergence_4c661. Published December 2013.
5. Konvergentní, paralelní a divergentní postavení očí. Konvergence. https://is.muni.cz/el/med/podzim2020/BONR0341p/1.12._Konvergence.pdf?lang=cs.
6. Přehnalová M. Vergence a akomodace. 2011. <https://theses.cz/id/dmf3y2/00142661-918913457.pdf>.
7. Vyšetření NPC. 21 kroků vyšetření binokulárního vidění. Dostupné z: <http://www.optikarium.cz/21VBV.pdf>
8. Konvergence u dítěte. 4oci.cz. https://www.4oci.cz/insuficience-konvergence_4c661
9. Samuelová R. Kvalita života pacienta s insuficiencí konvergence. 2018. <https://is.muni.cz/th/uzhs0/>.
10. Pluháček F. Vergenční poruchy při pohledu do blízka. 2015. <http://www.optometry.cz/obsah/materialy/VPPB.pdf>.
11. Šuráňová M. Insuficience konvergence. 2016. https://theses.cz/id/d1t36j/insuficience_konvergence_Suranova.pdf. Bakalářská práce.
12. Veselý P. Workshop: Návčik zrakových dovedností pomocí zrakové terapie. <https://docplayer.cz/816412-Workshop-nacvik-zrakovych-dovednosti-pomoci-zrakove-terapie.html>.
13. Eye Exercises: Visual Training for Eye Disorders. HealthEngine Blog. <https://healthengine.com.au/info/eye-exercises-visual-training-for-eye-disorders>. Published May 27, 2009.

14. Eye Exercises: Visual Training for Eye Disorders. HealthEngine Blog.
<https://healthengine.com.au/info/eye-exercises-visual-training-for-eye-disorders>.
Published May 27, 2009.

Bc. Kristýna Layerová, doc. MUDr. Šárka Skorkovská, CSc.

Rohovkový astigmatismus ve vztahu k pohlaví a jeho změny s věkem

Katedra optometrie a ortoptiky, Lékařská fakulta, Masarykova univerzita Brno

Anotace

Příspěvek se zabývá popisem rohovkového astigmatismu a jeho změnami během věku u obou pohlaví. Na začátku příspěvku zmiňuji definici a příznaky astigmatismu, dále popisuji rozdělení astigmatismu a jeho korekci. Na konci příspěvku nastiňuji svůj výzkum, kde porovnávám výsledné hodnoty astigmatismu dle objektivních hodnot zjištěných pomocí DNEye scanneru.

Klíčová slova

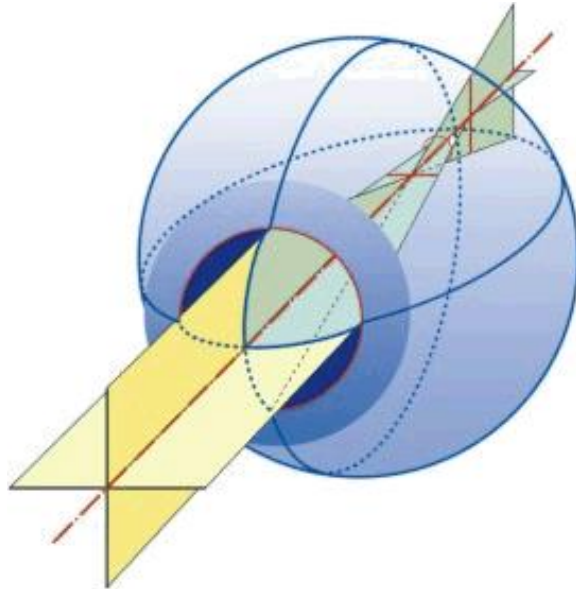
Definice astigmatismu, rozdělení astigmatismu, vyšetření astigmatismu, korekce astigmatismu, změny oka během života.

U každého člověka dochází v průběhu života k mnohým změnám. Stejně tak dochází k změnám očních struktur i k funkčním změnám oka. Na mnohých částech těla je proces stárnutí viditelný, avšak u očí tomu tak není. K největším refrakčním změnám dochází v rámci růstu oka zejména během dětství a dospívání. Během života nastávají dvě fáze hypermetropizující a dvě fáze myopizující. V období od narození do 8. roku dochází k fázi hypermetropizační, tu střídá mezi 8. a 20. rokem věku fáze myopizační. V pořadí druhá hypermetropizační fáze probíhá kolem 50. až 65. roku a je následována druhou myopizační fází. Každý člověk je jiný a stejně tak je na tom i zakřivení rohovky. Vzhledem k tlaku víček se u každého jedince vyskytuje tzv. fyziologický astigmatismus do hodnoty 0,5D, který je většinou vykompenzován. Tlak víček způsobuje větší lomivost a s narůstajícím věkem dochází k ochabování víčkových svalů, a tím i ke změnám hodnot astigmatismu a také ke změně z přímého astigmatismu na nepřímý. Ve své výzkumné části se pokusím toto tvrzení potvrdit.^{1,2}

Definice astigmatismu

Astigmatismus řadíme mezi asférickou refrakční vadu oka, jelikož je optická mohutnost oka v jednotlivých meridiánech odlišná. Prochází-li světelný paprsek lidským okem, dochází následně k tomu, že se paprsek neláme pouze do jednoho ohniska, ale vytváří ohnisek více. Prostor vzniklý

mezi jednotlivými ohnisky se nazývá Sturmův konoid nebo také Sturmův interval. Dvě hlavní roviny horizontální a vertikální tento prostor ohraničují a část mezi nimi označujeme jako kroužek nejmenšího rozptylu. Výskyt astigmatismu může být z mnoha důvodů. Mezi ty hlavní se uvádí změna indexu lomu očních médií (katarakta), případně nepřesná centrace (subluxace oční čočky). Avšak tou nejčastější příčinou vzniku astigmatismu je nepravidelné zakřivení rohovky nebo čočky.^{2,3}



Obr. č. 1: Znázornění lomu paprsků u astigmatického oka⁷

Rozdělení astigmatismu

Astigmatismus lidského oka se skládá z astigmatismu rohovkového, čočkového a zbytkového, který je zanedbatelný.

Na přední ploše rohovky vzniká astigmatismus rohovkový, jehož vliv na celkový oční astigmatismus můžeme vypočítat pomocí Javalovy podmínky, která je vyjádřena vzorcem:

$$ASTC = 1,25 \times ASTR \pm 0,5$$

ASTC... astigmatismus celkový

ASTR... astigmatismus rohovkový

- 0,5... dosazení v případě astigmatismu podle pravidla (přímý astigmatismus)

+ 0,5... dosazení v případě astigmatismu proti pravidlu (nepřímý astigmatismus)

Oproti rohovkovému astigmatismu je astigmatismus čočkový orientován opačně, což znamená, že poloměr křivosti horizontální plochy rohovky je větší než vertikální poloměr křivosti rohovky

a optická mohutnost rohovky v horizontálním řezu je menší než optická mohutnost ve vertikálním řezu. Zároveň je astigmatismu čočkový součástí autokompenzačních pochodů. ^{1,2,3}

S postupujícím věkem se zmenšuje vertikální tlak víček na rohovku, tím se sníží hodnota rohovkového astigmatismu a začne převažovat astigmatismus čočkový. Astigmatismus způsobený oční čočkou se mění při akomodaci.

$$\text{ASTC} = \text{ASTR} + \text{ASTČ} + \text{ASTZ}$$

ASTC... astigmatismus celkový, ASTR... astigmatismus rohovkový

ASTČ... astigmatismus čočkový, ASTZ... astigmatismus zbytkový

Nepravidelný astigmatismus (irregularis), který je způsobený deformací či degenerací rohovky nebo jiné optické plochy v optickém systému oka nebo např. posunutím oční čočky (luxací) má v každém meridiánu i v každém místě plochy jinou optickou mohutnost a z toho důvodu nelze určit hlavní řezy s minimálním a maximálním účinkem.

Tento astigmatismus nelze ve většině případů korigovat brýlemi, pokud jde o astigmatismus způsobený deformací přední plochy rohovky (vyklenutí, keratokonus) lze většinou úspěšně korigovat tvrdou kontaktní čočkou. Dalšími možnostmi korekce jsou: corneal cross linking, refrakční chirurgické zákroky a keratoplastika. ^{2,3}

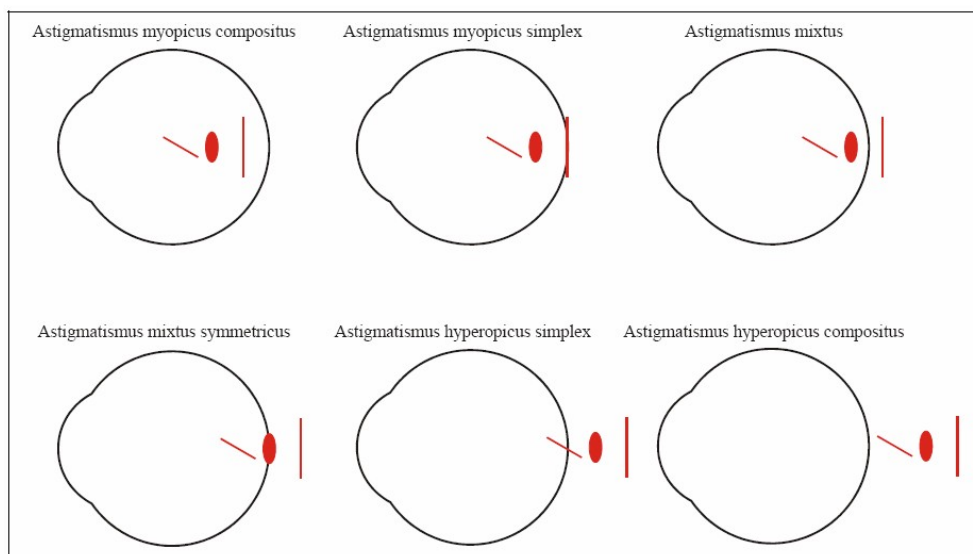
Pravidelný astigmatismus (regularis) je definován na sebe kolmými hlavními meridiány a lomivost oka se mezi nimi mění monotónně a symetricky vzhledem k optické ose. Obvykle bývají hlavní meridiány ve svislé a horizontální rovině. Podle toho, který meridián je více lomivý, rozdělujeme pravidelný astigmatismus na:

- Astigmatismus přímý, podle pravidla – vertikální hlavní řez je lámavější (blíže k rohovce) než horizontální hlavní řez.
- Astigmatismus nepřímý, proti pravidlu – horizontální hlavní řez je lámavější než vertikální hlavní řez.
- Astigmatismus šikmých os – na sebe kolmé ohniskové linie nejsou orientovány v horizontálním a vertikálním směru.

Rozdělení astigmatismu podle polohy ohniskových linií

- Jednoduchý (simplex) – nastává tehdy, jestliže leží jedna z linií na sítnici (řez je emetropický) a druhá ohnisková linie se nachází před (řez je myopický) nebo za sítnicí (řez je hypermetropický).
- Složený (compositus) - obě ohniskové linie leží před sítnicí (oba řezy myopické) nebo obě linie za sítnicí (oba řezy hypermetropické).
- Smíšený (mixtus) - jedna ohnisková linie leží před sítnicí a druhá za sítnicí (jeden řez myopický a druhý hypermetropický).

- Ryze smíšený – hlavní řezy leží ve stejné vzdálenosti před a za sítnicí. 2,3,5



Obr. č. 2: Rozdělení pravidelného astigmatismu dle polohy fokál⁴

Dále lze astigmatismus dělit na:

- Astigmatismus myopický – ohnisková linie se nachází před sítnicí.
- Astigmatismus hypermetropický – ohnisková linie leží za sítnicí.

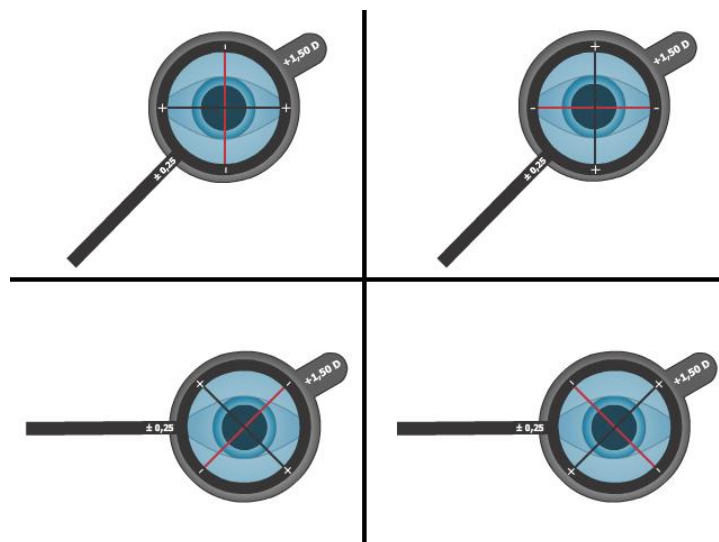
Vyšetření astigmatismu

K vyšetření astigmatismu využíváme dva druhy metod, a to metody objektivní a metody subjektivní. Mezi objektivní metody řadíme skiaskopii, Hartingerův koincidenční refraktometr, automatický keratometr, rohovkový topograf a další. Avšak v optometristické praxi je podstatnější subjektivní dokorigování pomocí Jacksonova zkříženého cylindru nebo zamlžovací metodou.

Metoda Jacksonova zkříženého cylindru

Výchozím stavem pro vyšetřování pomocí Jacksonovým cylindrem je ryze smíšený astigmatismus.

Jacksonův cylindr je tvořen dvojicí na sebe kolmých plan – cylindrů v hodnotách $\pm 0,25$ D; $\pm 0,5$ D; nebo $\pm 1,0$ D. Konstrukce plan – cylindrů spočívá v jejich zabroušení v kulaté objímce s držátkem umístěným tak, že symetricky půlí směry os plan-cylindrů. Spojnice kladných, respektive záporných znamének představuje osu stejnojmenného cylindru (případně mohou být označeny barevnými body).^{1,2}



Obr. č. 3: Pozice JZC při určení předběžné osy korekčního cylindru pravého oka ¹

Zamlžovací metoda

Výchozím stavem pro vyšetřování pomocí astigmatického vějíře je složený myopický astigmatismus. Zamlžovací metoda spočívá v předložení spojné čočky v hodnotě +2,0 D nebo +3,0 D, díky které dosáhneme fázi zamlžení. ²

Korekce astigmatismu

Astigmatismus můžeme korigovat hned několika způsoby. Pro korekci astigmatických vad se nejčastěji používají brýlové čočky. Brýle s astigmatickou korekcí se nacházejí ve stálé poloze před okem a tím poskytují stabilní korekci pro široké spektrum astigmatických vad. Dnes se rozšiřuje i možnost korekce pomocí torických kontaktních čoček. Nejméně používaným způsobem korekce astigmatismu jsou refrakční zákroky. ^{2,3,6}

Spherical equivalent visual acuity (Decimal chart)	Uncorrected astigmatism (Cylindrical diopters, D)
1.0	0.25
0.9	0.50
0.8	0.75
0.7	1.00
0.6	1.25
0.5	1.50
0.4	2.00
0.3	2.50
0.2	3.00
0.1	4.00
0.05	4.75

Obr. č. 4: Visus s nekorigovaným astigmatismem ⁵

Výzkumná část

Hlavními cíli výzkumu je porovnání polohy hlavních řezů dle objektivní refrakce a stanovení, zda existuje statisticky významný rozdíl výskytu astigmatismu vzhledem k pohlaví a věku.

Hypotézy, které byli na začátku stanoveny

- 1. hypotéza: Astigmatismus se častěji vyskytuje u žen než u mužů.
- 2. hypotéza: V průběhu života se vzhledem k poklesu víček mění přímý astigmatismus na astigmatismus nepřímý.

Průběh výzkumu a předběžné výsledky

Výzkum probíhal v nestátním zdravotnickém zařízení Optika M&V v Českých Budějovicích a v Trhových Svinech. Pro získání objektivních dat byl využit automatický refraktometru od firmy Rodenstock DNEye Scanner 2.



Obr. č. 5: DNEye Scanner 2 Rodenstock ⁸

Zatím bylo změřeno 80 respondentů (z toho 160 očí). Na začátku každého měření byl proveden krátký rozhovor, kde byla zaznamenána osobní anamnéza, rodinná anamnéza a potíže s viděním. Pomocí DNEye Scanneru byla zjištěna hodnota objektivní refrakce a typ astigmatismu.

K vyhodnocení typu astigmatismu bylo použito jako kritérium odchylky větší než 20° od horizontálního a vertikálního směru dle Trottera. Za astigmatismus šikmých os byly tedy považovány výsledky, u kterých byla osa astigmatismu v rozmezí 21–69 ° nebo 111–159°.

Ostatní výsledky byly vyhodnoceny dle lomivosti hlavních řezů na astigmatismus přímý či nepřímý.

Respondenti byli rozděleni do 4 skupin dle věku, kde každá skupina byla rozdělena i dle pohlaví.

- 1. skupina (15-35 let) - změřeno 26 respondentů (52 očí), z toho 18 žen a 8 mužů

Tabulka 1: Rozdělení astigmatismu u první skupiny respondentů

Astigmatismus	Počet očí
Přímý myopický	22
Přímý hypermetropický	8
Přímý smíšený	4
Nepřímý myopický	8
Nepřímý hypermetropický	4
Nepřímý smíšený	0
Šikmých os	6

Zastoupení přímého astigmatismu bylo u první skupiny u 34 očí (65,4 %), nepřímého astigmatismus u 12 očí (23,1 %) a astigmatismus šikmých os byl naměřen u 6 očí (11,5 %).

- 2. skupina (36-55 let) - změřeno 28 respondentů (56 očí), z toho 15 žen a 13 mužů

Tabulka 2: Rozdělení astigmatismu u druhé skupiny respondentů

Astigmatismus	Počet očí
Přímý myopický	18
Přímý hypermetropický	14
Přímý smíšený	4
Nepřímý myopický	8
Nepřímý hypermetropický	6
Nepřímý smíšený	2
Šikmých os	4

Přímý astigmatismus byl v této skupině zastoupen u 36 očí (64,3 %), nepřímý astigmatismus u 16 očí (28,6 %) a astigmatismus šikmých os u 4 očí (7,1 %).

- 3. skupina (56-75 let) - změřeno 21 respondentů (42 očí), z toho 13 žen a 8 mužů

Tabulka 3: Rozdělení astigmatismu u třetí skupiny respondentů

Astigmatismus	Počet očí
Přímý myopický	12
Přímý hypermetropický	6
Přímý smíšený	0
Nepřímý myopický	12
Nepřímý hypermetropický	4
Nepřímý smíšený	2
Šikmých os	6

Zastoupení přímého astigmatismu u třetí skupiny bylo u 18 očí (42,8 %), nepřímého astigmatismu u 18 očí (42,8 %) a astigmatismus šikmých os, zde byl u 6 očí (14,4 %).

- 4. skupina (nad 76 let) - změřeno 5 respondentů (10 očí), z toho 3 ženy a 2 muži

Tabulka 4: Rozdělení astigmatismu u čtvrté skupiny respondentů

Astigmatismus	Počet očí
Přímý myopický	2
Přímý hypermetropický	0
Přímý smíšený	0
Nepřímý myopický	4
Nepřímý hypermetropický	0
Nepřímý smíšený	2
Šikmých os	2

Přímý astigmatismus byl u čtvrté skupiny naměřen u 2 očí (20 %), nepřímý astigmatismus u 6 očí (60 %) a astigmatismus šikmých os u 2 očí (20 %).

Podle průběžných výsledků bylo statisticky prokázáno, že s věkem dochází ke změně osy cylindru, a tudíž změně z přímého astigmatismu na nepřímý, což by mohlo být zapříčiněno povolením víčkových svalů a tlakem na rohovku.

Seznam zdrojů

1. Anton M. Refrakční Vady A Jejich Vyšetřovací Metody. Vyd. 3., přeprac. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů; 2004.
2. Bedáňová L, Beneš P, Masarykova univerzita. Změna polohy hlavních řezů astigmatismu oka v závislosti na věku. Published online 2012.
3. Galušková K, Vlasák O, Masarykova univerzita. Astigmatismus jako zobrazovací vada. Published online 2019.
4. Krchňáková V, Mňuk T, Masarykova univerzita. Refrakční chirurgie – současné indikační spektrum, rizika, možné komplikace. Published online 2015.
5. Lapková E, Kučera P, České vysoké učení technické v Praze. Rozdíly ve stanovení astigmatismu monokulárně a binokulárně. Published online 2017.
6. Severa D, Veselý P, Beneš P, Masarykova univerzita. Základy metod korekce refrakčních vad. Published online 2016.
7. Vlasák O, Richter J, Masarykova univerzita. Astigmatismus a korekce brýlovými skly. Published online 2007.
8. Rodenstock. <https://www.rodenstock.cz/cz/cz/dneye-scanner.html>. Published 2021. Accessed April 20, 2021.

Bc. Kristýna Layerová, doc. MUDr. Šárka Skorkovská, CSc.

Corneal astigmatism in relation to gender and its changes with age

Department of Optometry and Orthoptics, Faculty of Medicine, Masaryk University Brno

Abstract

The article deals with the description of corneal astigmatism and its changes during age in both sexes. At the beginning of the article, I mention the definition and symptoms of astigmatism, I also describe the division of astigmatism and its correction. At the end of the article, I outline my research, where I compare the resulting values of astigmatism according to objective values found using a DNEye scanner.

Keywords

Definition of astigmatism, distribution of astigmatism, examination of astigmatism, correction of astigmatism, changes in the eye during life.

For each person, many changes occur over the course of their life. Similarly, there are changes in the eye structures as well as functional changes in the eye. The ageing process is visible in many parts of the body, but not in the eyes. The biggest refractive changes occur within the growth of the eye especially during childhood and adolescence. During life, there are two phases of hypermetropizing and two phases of myopizing. During the period from birth to year 8, there is a phase of hypermetropization, alternating between the ages of 8 and 20. In order, the second hypermetropization phase occurs around the ages of 50 to 65 and is followed by the second myopization phase. Each person is different, and so is the curvature of the cornea. Due to eyelid pressure, each individual has a physiological astigmatism up to 0.5D, which is mostly offset. The pressure of the eyelids causes greater refraction and as we age, the lidded muscles become weak and thus changes in the values of astigmatism and also change from direct astigmatism to indirect. In my research section, I will try to confirm this claim. ^{1,2}

Definition of astigmatism

We classify astigmatism as an aspheric refractive defect of the eye, as the optical thickness of the eye is different in individual meridians. When a ray of light passes through the human eye, it then occurs that the ray does not just break into one focus, but creates more focal points. The

space created between outbreaks is called the Sturm conoid or the Sturm interval. The two main planes horizontal and vertical enclose this space, and we refer to the part between them as the circle of least variance. Astigmatism can occur for many reasons. Among the main ones is a change in the refractive index of the eye media (cataract), or an inaccurate centre (eye lens subluxation). However, the most common cause of astigmatism is irregular curvature of the cornea or lens. ^{2,3}

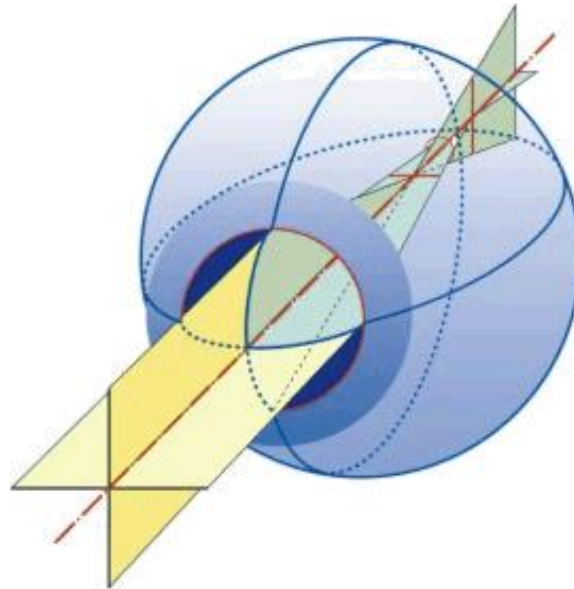


Fig.. 1: Refraction of the rays in the astigmatic eye ⁷

Distribution of astigmatism

The astigmatism of the human eye consists of corneal, lenticular and residual astigmatism, which is negligible.

Corneal astigmatism develops at the front of the cornea, the effect of which on the general ocular astigmatism can be calculated using the Javal condition, which is expressed by the formula:

$$ASTC = 1,25 \times ASTR \pm 0,5$$

ASTC... total astigmatism

ASTR.... corneal astigmatism

- 0,5... install in case of astigmatism by the rule (direct astigmatism)

+ 0,5... install in case of astigmatism against the rule (indirect astigmatism)

Contrary to corneal astigmatism, lens astigmatism is oriented in reverse, meaning that the radius of curvature of the horizontal area of the cornea is greater than the vertical radius of curvature of the cornea, and the optical height of the cornea in the horizontal section is less than the optical height in the vertical section. At the same time, astigmatism is a lens part of self-compensation marches. ^{1,2,3}

As age progresses, vertical pressure of the eyelids on the cornea decreases, reducing the value of corneal astigmatism and starting to override lens astigmatism. Astigmatism caused by the lens of the eye changes with accommodation.

$$ASTC = ASTR + AST\check{C} + ASTZ$$

ASTC... total astigmatism, ASTR... corneal astigmatism

AST \check{C} ... lens astigmatism, ASTZ... residual astigmatism

Irregular astigmatism (irregularis), which is caused by deformation or degeneration of the cornea or other optical surface in the optical system of the eye, or e.g. displacement of the lens of the eye (luxation), has a different optical heft in each meridian and at each site of the surface, and for this reason major incisions with minimal and maximum effect cannot be determined.

In most cases, this astigmatism cannot be corrected by glasses when it comes to astigmatism caused by a deformation of the front surface of the cornea (spraining, keratoconus) can usually be corrected successfully with a hard contact lens. Other correction options are: corneal cross linking, refractive surgery and keratoplasty. ^{2,3}

Regular astigmatism (regularis) is defined by the perpendicular main meridians and the relevancy of the eye changes between them monotonously and symmetrically relative to the optical axis. Usually the main meridians are in the vertical and horizontal plane. Depending on which meridian is more refractory, we divide regular astigmatism into:

- Astigmatism direct, by the rule - the vertical main cut is more breakable (closer to the cornea) than the horizontal main cut.
- Astigmatism indirect, against the rule - the horizontal main cut is more breakable than the vertical main cut.
- Astigmatism of oblique axes - the perpendicular focal lines are not oriented in horizontal and vertical directions.

Distribution of astigmatism by position of focal lines

- Simple (simplex) - occurs when one of the lines is located on the retina (the incision is emtropic) and the other focal line is located in front (the incision is myopic) or behind the retina (the incision is hypermetropic).
- Composite (compositus) - Both focal lines lie in front of the retina (both myopic incisions) or both lines behind the retina (both hypermetropic incisions).
- Mixed (mixtus) - one focal line lies in front of the retina and the other behind the retina (one myopic and the other hypermetropic).

- Purely mixed - the main incisions lie at the same distance in front of and behind the retina.

2,3,5

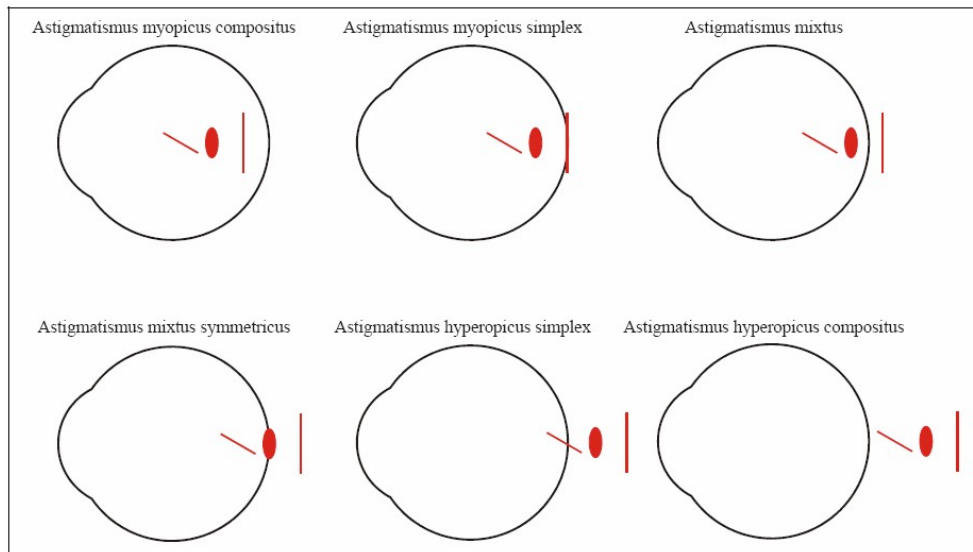


Fig. 2: Distribution of astigmatism by position of focal lines ⁴

Furthermore, astigmatism can be divided into:

- Myopic astigmatism - the focal point is located in front of the retina.
- Astigmatism hypermetropic - the focal point lies behind the retina.

Examination of astigmatism

We use two types of methods to examine astigmatism, namely objective methods and subjective methods. We include skiascopy among objective methods, Hartinger co-incidence refractometer, automatic keratometer, corneal topograph and more. However, in optometric practice, subjective finishing using Jackson's cross-hat or fogging method.

Jackson's crossed cylinders method

The starting point for Jackson's crossed cylinders method is purely mixed astigmatism.

Jackson's crossed cylinder is formed by a pair of perpendicular plan-hats in values of $\pm 0,25$ D; $\pm 0,5$ D; or $\pm 1,0$ D. The design of plan-hats consists of grinding them in a round socket with a holder positioned so that they symmetrically halve the directions of plan-cylinders axes. The connector of positive and negative marks represents the axis of the same top hat (or may be marked with color points). ^{1,2}

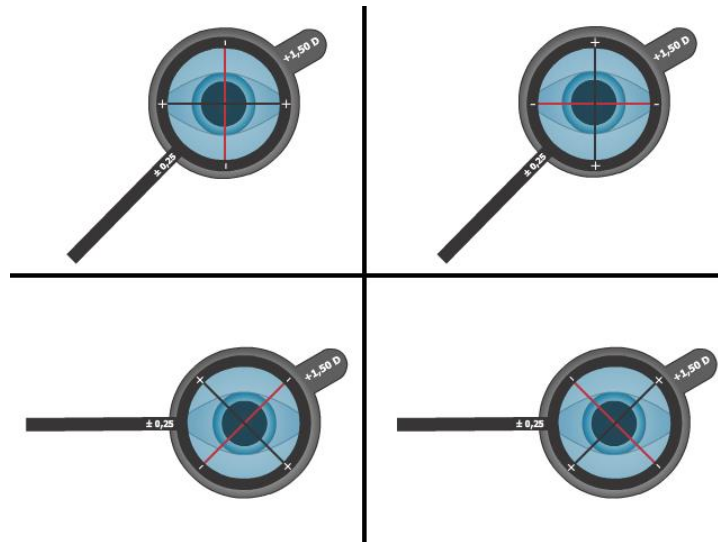


Fig. 3: Position of the JZC in determining the preliminary axis of the correction cylinder of the right eye ¹

Fogging method

Compound myopic astigmatism is the starting point for astigmatic fan investigations. The misting method involves the presentation of a +2,0 D or +3,0 D bonding lens to achieve the misting phase... ²

Correction of astigmatism

Astigmatism can be corrected in several ways. Glass lenses are most commonly used to correct astigmatic defects. Spectacles with astigmatic correction are located in a permanent position in front of the eye and thus provide a stable correction for a wide range of astigmatic defects. Today, the possibility of correction by means of toric contact lenses is being extended. The least used way to correct astigmatism is through refraction procedures. ^{2,3,6}

Spherical equivalent visual acuity (Decimal chart)	Uncorrected astigmatism (Cylindrical diopters, D)
1.0	0.25
0.9	0.50
0.8	0.75
0.7	1.00
0.6	1.25
0.5	1.50
0.4	2.00
0.3	2.50
0.2	3.00
0.1	4.00
0.05	4.75

Fig. 4: Visus with uncorrected astigmatism ⁵

Research part

The main objectives of the research are to compare the position of the main sections according to objective refraction and to determine whether there is a statistically significant difference in the incidence of astigmatism due to gender and age.

Hypotheses that were initially established

- 1st hypothesis: Astigmatism is more common in women than in men.
- 2nd hypothesis: Over the course of a lifetime, due to a decrease in eyelids, direct astigmatism changes to indirect astigmatism.

Research progress and preliminary results

The research took place at the Optika M&V non-governmental health facility in České Budějovice and in Trhové Sviny. An automatic refractometer from Rodenstock DNEye Scanner 2 was used to obtain objective data.



Fig. 5: DNEye Scanner 2 Rodenstock⁸

So far, 80 respondents have been measured (out of 160 eyes). At the beginning of each measurement, a brief interview was conducted where personal history, family history and vision problems were noted. Using DNEye Scanner, an objective refraction value and a type of astigmatism were found. To evaluate the type of astigmatism, it was used as a criterion of deviation greater than $20 \pm$ from the horizontal and vertical direction according to Trotter. Thus, results in which the astigmatism axis was in the range of $21-69^\circ$ or $111-159^\circ$ were considered astigmatism of the oblique axes.

Other results were evaluated by the relevancy of the main cuts to astigmatism, direct or indirect.

Respondents were divided into 4 groups by age, where each group was also divided by gender.

- 1st group (15-35 years) - measured 26 respondents (52 eyes), of which 18 were women and 8 were men

Table 2: Distribution of astigmatism in the first group of respondents

Astigmatism	Number of eyes
Direct myopic	22
Direct hypermetropic	8
Direct mixed	4
Indirect myopic	8
Indirect hypermetropic	4
Indirect mixed	0
Of oblique axes	6

Direct astigmatism representation in the first group was 34 eyes (65.4%), indirect astigmatism in 12 eyes (23.1%) and oblique axis astigmatism in 6 eyes (11.5%)

- 2nd group (36-55 years) - measured 28 respondents (56 eyes), of which 15 were women and 13 were men

Table 2: Distribution of astigmatism in the second group of respondents

Astigmatism	Number of eyes
Direct myopic	18
Direct hypermetropic	14
Direct mixed	4
Indirect myopic	8
Indirect hypermetropic	6
Indirect mixed	2
Of oblique axes	4

Direct astigmatism was represented in 36 eyes (64.3%), indirect astigmatism in 16 eyes (28.6%) and oblique axis astigmatism in 4 eyes (7.1%).

- 3rd group (56-75 years) - measured 21 respondents (42 eyes), of which 13 were woman and 8 were men

Table 3: Distribution of astigmatism in third group of respondents

Astigmatism	Number of eyes
Direct myopic	12
Direct hypermetropic	6
Direct mixed	0
Indirect myopic	12
Indirect hypermetropic	4
Indirect mixed	2
Of oblique axes	6

The representation of direct astigmatism in the third group was in 18 eyes (42.8%), indirect astigmatism in 18 eyes (42.8%) and oblique axis astigmatism in 6 eyes (14.4%).

- 4th group (over 76 years) - measured 5 respondents (10 eyes), of which 3 were woman and 2 were men

Tablea4: Distribution of astigmatism in the fourth group of respondents

Astigmatism	Number of eyes
Direct myopic	2
Direct hypermetropic	0
Direct mixed	0
Indirect myopic	4
Indirect hypermetropic	0
Indirect mixed	2
Of oblique axes	2

Direct astigmatism in the fourth group was measured in 2 eyes (20%), indirect astigmatism in 6 eyes (60%) and oblique axis astigmatism in 2 eyes (20%).

According to the interim results, it has been statistically demonstrated that there is a change in the axis of the top hat with age, and therefore a change from direct astigmatism to indirect, which could be due to the clearance of the eyelid muscles and pressure on the cornea.

List of resources

1. Anton M. Refrakční Vady A Jejich Vyšetřovací Metody. Vyd. 3., přeprac. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů; 2004.
2. Bedáňová L, Beneš P, Masarykova univerzita. Změna polohy hlavních řezů astigmatismu oka v závislosti na věku. Published online 2012.
3. Galušková K, Vlasák O, Masarykova univerzita. Astigmatismus jako zobrazovací vada. Published online 2019.
4. Krchňáková V, Mňuk T, Masarykova univerzita. Refrakční chirurgie – současné indikační spektrum, rizika, možné komplikace. Published online 2015.
5. Lapková E, Kučera P, České vysoké učení technické v Praze. Rozdíly ve stanovení astigmatismu monokulárně a binokulárně. Published online 2017.
6. Severa D, Veselý P, Beneš P, Masarykova univerzita. Základy metod korekce refrakčních vad. Published online 2016.
7. Vlasák O, Richter J, Masarykova univerzita. Astigmatismus a korekce brýlovými skly. Published online 2007.
8. Rodenstock. <https://www.rodenstock.cz/cz/cz/dneye-scanner.html>. Published 2021. Accessed April 20, 2021.

Analýza rohovkového AP poměru pomocí OCT

Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze

Anotace

Studie se zabývá problematikou a analýzou AP poměru pomocí optické koherenční tomografie (OCT). Teoretický úvod a přijímané hodnoty z alternativních schematických modelů oka je následován objasněním metodiky experimentální části. Celkem 406 očí ze skupiny A a 20 očí pro skupinu B bylo vyšetřeno pomocí OCT RTVue XR a biometru Lenstaru LS 900. Závěrem jsou vyhodnoceny naměřené výsledky individuálních hodnot AP poměru, které jsou porovnány se schematickými modely oka. Následuje komparace naměřených dat průměrné keratometrie K_{ave} a celkové optické mohutnosti rohovky *Net power*, hodnocení vlivu *Net power* na výslednou optickou mohutnost nitrooční sférické čočky a korelace AP poměru s biometrickými daty.

Klíčová slova

OCT předního segmentu, keratometrie, net corneal power, AP poměr.

Úvod

Rohovka je transparentní část oka, která je z hlediska optického nejdůležitějším refrakčním prostředím. V minulosti ale nebylo možné měření poloměru zakřivení zadní plochy rohovky, a proto se celková optická mohutnost rohovky pouze dopočítávala za předpokladu stálého poměru mezi přední a zadní plochou rohovky neboli AP poměru. Ten je konvenčně uznáván z Gullstrandova schematického modelu oka. V případě, že tento poměr není platný, může vytvářet chyby ve vzorcích, které s tímto předpokladem počítají a mít za následek chybné výsledky například u optických mohutností implantovaných nitroočních čoček.

Hlavním cílem práce je ověření platnosti konvenčně uznávaného předpokladu poměru radií rohovky, pomocí měření na předně-segmentovém OCT. Dalším cílem je porovnat odlišné teoreticky stanovené hodnoty AP poměru vycházející z různých schematických modelů oka a z nich následně vybrat nejvhodnější model vzhledem k naměřeným hodnotám. Dále ověření potenciální korelace tohoto poměru s naměřenými biometrickými daty z Lenstaru LS900. Dalším předmětem studie je porovnání průměrné keratometrie a *Net power* jednotlivých očí a teoretické ověření případného vlivu *Net power* na hypotetickou kalkulaci sférické nitrooční čočky.

AP poměr

AP poměr je poměr zakřivení mezi přední a zadní plochou rohovky (anterior corneal radius/posterior corneal radius). Konvenčně udávaný AP poměr (1,132) vychází z Gullstrandova modelu oka. Jedná se o poměr hodnot 7,70 mm a 6,80 mm (viz. tabulka 1, ve které jsou uvedené hodnoty AP poměru i z ostatních schematických modelů oka.^{1,2,3}

Tabulka 1: Porovnání hodnot jednotlivých schematických modelů oka^{1,4}

Schematický model oka	Radius přední plochy (mm)	Radius zadní plochy (mm)	AP poměr	Index lomu rohovky
Gullstrand	7,70	6,80	1,132	1,376
Le Grand, Lotmar, Kooijman	7,80	6,50	1,2	1,3771
Navarro	7,72	6,50	1,187	1,3771
Liou a Brennan	7,77	6,40	1,214	1,376

V některých případech však tento poměr neplatí. Například u rohovky s ektatickými degeneracemi, či po rohovkových refrakčních zákrocích (LASIK, PRK). Ve výpočtech pak neodpovídá 88,3 % zadního povrchu ku přednímu, se kterými se počítá. Tato hodnota se využívá také pro výpočet optické mohutnosti transplantované IOL při operaci katarakty.^{1,2,3}

Metodika

Studie zahrnuje dvě skupiny pacientů. Do skupiny A byly zařazeny pouze oči s fyziologickým očním nálezem bez patologií a relativních kontraindikací ovlivňujících anatomické poměry oka. U skupiny B se jednalo o pacienty po rohovkových refrakčních zákrocích korigujících myopii, u kterých byla předpokládána extrémní hodnota AP poměru. Demografická data jednotlivých skupin jsou uvedena v tabulce 2.

Tabulka 2: Demografická data

	Skupina A	Skupina B
Počet očí	406	20
Počet mužů	72	4
Počet žen	133	6
Průměrný věk	44,76±16,48	51,1±10,81

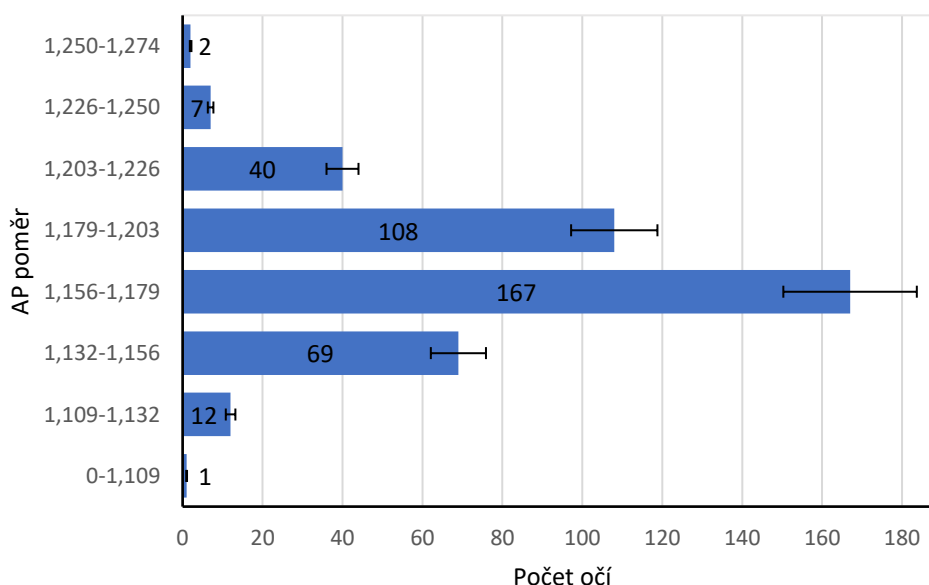
Všechna oční vyšetření probíhala v Privátní oční klinice JL v Praze, v období od listopadu 2020 do dubna 2021. Každé vyšetření bylo provedeno autorkou bakalářské práce Lenkou Machatou a Ing. Martinem Fůsem za konstantních podmínek na stejných přístrojích.

Prvním přístrojem byl OCT RTVue XR, pomocí něhož byly získávány hodnoty poloměru zakřivení přední a zadní plochy rohovky. Poměrem mezi nimi byly získávány individuální hodnoty AP poměru. Další výstupní hodnotou byla *net power*, u které je celková optická mohutnost rohovky vypočtena pomocí poloměru zakřivení přední a zadní plochy rohovky a její tloušťky. Druhým přístrojem byl biometr Lenstar LS 900 pomocí něhož byly získávány biometrická data společně s daty keratometrie. Ta optickou mohutnost rohovky aproximuje pouze pomocí měření poloměru zakřivení přední plochy rohovky, keratometrického indexu lomu a počítá právě s konstantním AP poměrem.

V rámci vyhodnocení teoretického vlivu *net power* na hypotetickou kalkulaci nitrooční sférické čočky byly porovnávány dva vzorce. SRK/T2 využívající průměrnou keratometrii z biometru a *OCT-based IOL formula*, která počítá s *net power* z OCT.

Výsledky

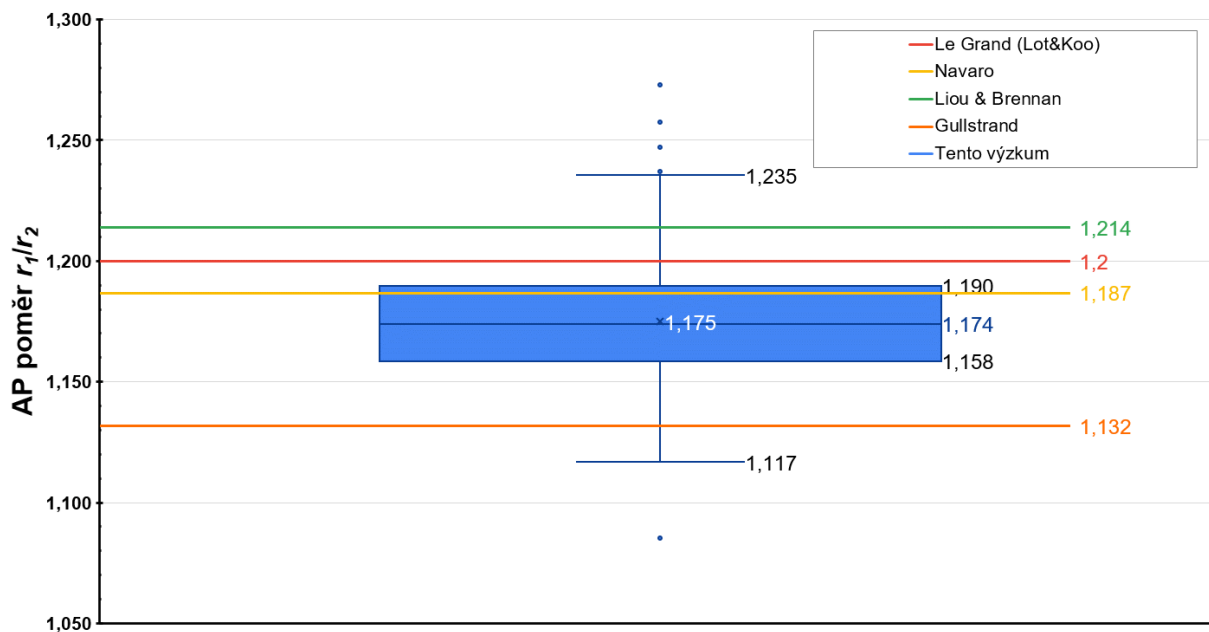
Z výsledků bylo zjištěno, že průměrná hodnota AP poměru pro skupinu A je rovna $1,17 \pm 0,02$. Naměřené hodnoty tohoto poměru se pohybují v rozmezí od 1,085 do 1,273. Na grafu (viz obrázek 1) je zobrazena četnost AP poměru skupiny A pro dílčí intervaly.



Obrázek 1: Graf četnosti AP poměru.

Z grafu lze vyčíst, že nejvyšší četnost AP poměru byla v intervalu 1,156–1,179 a tvořila 41 % z 406 očí. Druhým nejpočetnějším intervalem, který se týkal 26 %, byl 1,179–1,203. Třetí rozmezí 1,132–1,156 se týkalo 16 %. Do intervalu 1,107–1,132 obsahujícího konvenčně uznávaný poměr spadalo 2,9 % očí.

Na obrázku 2 je zobrazen boxplot všech naměřených dat r_1/r_2 skupiny A, zároveň jsou na tomto obrázku vyneseny přímky, které odpovídají jednotlivým AP poměrům alternativních modelů oka. Jsou z něj patrné oblasti mezi jednotlivými teoretickými hodnotami, ve kterých se nejvíce naměřené hodnoty vyskytovaly.



Obrázek 2: Boxplot naměřených dat AP poměru společně s teoretickými hodnotami schematických modelů oka

Z grafu plyne, že nejvíce pacientů spadalo do oblasti mezi modelem oka od Gullstranda (1,132) a modelem od Navarra (1,187), čemuž odpovídá i hodnota mediánu r_1/r_2 1,174. V rámci hodnocení difference mezi naměřenými hodnotami AP poměru a hodnotami AP poměru s odlišných schematických modelů oka byla zjištěna nejmenší difference od schematického modelu dle Navara. Na 5% hladině významnosti se naměřená data statisticky významně lišila od teoretických hodnot všech uvedených schematických modelů oka.

U porovnání difference průměrné keratometrie K_{ave} z biometru a *Net power* z OCT byl zjištěn průměrný rozdíl hodnot $0,844 \pm 0,403$ D. Výsledná hodnota (*p-value*) na 5% hladině významnosti byla $P < 0,001$. Z uvedené hodnoty plyne, že K_{ave} a *Net power* se statisticky významně liší.

Průměrný rozdíl mezi hypotetickou kalkulací optické mohutnosti nitrooční čočky vzorcem *SRK/T2* a *OCT-based IOL formula* počítán v absolutní hodnotě byl roven $1,54 \pm 1,71$ D. Minimální

rozdíl byl 0,016 D a maximální 6,525 D, s tím že procentuální četnost rozdílů nad 1 D byla u 50 % očí. Přestože byla odchylka rozdílů velmi vysoká, statistická významnost difference nebyla potvrzena použitím Wilcoxonova dvouvýběrového testu. Hodnota p ($p=0,25$) nepotvrdila statisticky významný rozdíl mezi hypotetickými kalkulacemi pomocí uvedených vzorců.

Pro zhodnocení vzájemného vztahu r_1/r_2 , s biometrickými daty byl využit Pearsonův korelační koeficient. Nejvýraznější korelace r_1/r_2 s biometrickými daty byla s WTW, i tak se ale jednalo pouze o slabou, negativní korelaci (-0,257).

Závěr

Analýzou AP poměru byl na 406 očí zjištěn signifikantní rozdíl oproti jeho konvenční hodnotě. Jednalo se o rozdíl $0,051 \pm 0,023$ a průměrnou hodnotu $1,17 \pm 0,02$. Z porovnání s ostatními schematickými modely na základě míry difference nejlépe vyšel teoretický model od Navarra s odchylkou $0,021 \pm 0,016$. Korelace AP poměru s biometrickými daty byla zjištěna pouze slabá s WTW. Hodnota statisticky významného rozdílů mezi hodnotami průměrné keratometrie a *Net power* byla $0,844 \pm 0,403$ D. Na 20 očích po rohovkové refrakční chirurgii byl u použití *Net power* na kalkulaci IOL prostřednictvím *OCT-based IOL formula* vyvrácen předpoklad rozdílnosti oproti vzorci využívajícímu průměrnou keratometrii (SRK/T2) a tudíž nebyl potvrzen statisticky významný vliv na hypotetickou kalkulaci sférické nitrooční čočky. Avšak zjištěná hodnota rozptylu rozdílů mezi vzorci ukazuje vliv *Net power* na výslednou hodnotu optické mohutnosti nitrooční čočky u individuálních případů.

Použitá literatura

1. KUCHYNKA, Pavel. Oční lékařství. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 9788024750798.
2. HASEGAWA, Asato, Takashi KOJIMA, Mana YAMAMOTO, Yukihito KATO, Akeno TAMAOKI a Kazuo ICHIKAWA. Impact of the anterior-posterior corneal radius ratio on intraocular lens power calculation errors. *Clinical Ophthalmology* [online]. 2018, 12, 1549-1558 [cit. 2020-11-06]. ISSN 1177-5483. Dostupné z: doi:10.2147/OPHTH.S161464
3. Brochure-Optovue-Total-Corneal-Power-TCP-EN [online]. [cit. 2020-12-06]. Dostupné z: <https://simovision.com/assets/Uploads/Brochure-Optovue-Total-Corneal-Power-TCP-EN.pdf>
4. ARTAL, Pablo. Handbook of visual optics. Boca Raton: CRC Press, Taylor & Francis Group, [2017]. ISBN 978-1-4822-3785-6.

Analysis of Corneal AP Ratio Using OCT

Faculty of biomedical engineering CTU in Prague

Abstract

The study deals with the issue and analysis of the AP ratio using optical coherence tomography (OCT). The theoretical introduction and accepted values from alternative schematic models of the eye is followed by an explanation of the methodology of the experimental part. A total of 406 eyes from group A and 20 eyes for group B were examined using an OCT RTVue XR and a biometer Lenstar LS 900. Furthermore, the measured values of individual AP ratio are evaluated and compared with schematic eye models. This is followed by a comparison between the measured data of the average keratometry K_{ave} and the total corneal optical power *Net power*. Finally, the influence of *Net power* on the hypothetical calculation of the spherical intraocular lens and the correlation of the AP ratio with biometric data are evaluated.

Keywords

Anterior segment OCT, keratometry, net corneal power, AP ratio.

Introduction

The cornea is the transparent part of the eye, which is optically the most important refractive medium. However, in the past, it was not possible to measure the radius of curvature of the posterior corneal surface, and therefore the total optical power of the cornea was only calculated assuming a constant ratio between the anterior and posterior corneal surface (AP ratio). This is conventionally recognized from Gullstrand's schematic model of the eye. If this ratio is not valid, it can create errors in the samples that take this assumption into account and result in erroneous results, for example, with the optical powers of implanted intraocular lenses.

The main goal of this work is to verify the validity of the conventionally recognized assumption of the corneal radius ratio, using measurements on the anterior-segment OCT. Another goal is to compare different theoretically determined values of the AP ratio based on different schematic models of the eye and then select the most suitable model from them with respect to the measured values. Furthermore, verification of the potential correlation of this ratio with the measured biometric data from the Lenstar LS 900. Another subject of the study is the comparison of the

average keratometry and Net power of individual eyes and the theoretical verification of the possible influence of Net power on the hypothetical calculation of the spherical intraocular lens.

AP ratio

The AP ratio is the ratio of curvature between the anterior corneal radius and posterior corneal radius. The conventionally given AP ratio (1,132) is based on Gullstrand's model of the eye. This is a ratio of values 7.70 mm and 6.80 mm (Table 1, which shows the values of the AP ratio from other schematic models of the eye).^{1,2,3}

Table 2: Comparison of values of schematic models of the eye^{1,4}

Schematic model of the eye	Anterior corneal radius (mm)	Posterior corneal radius (mm)	AP ratio	Corneal refractive index
Gullstrand	7,70	6,80	1,132	1,376
Le Grand, Lotmar, Kooijman	7,80	6,50	1,2	1,3771
Navarro	7,72	6,50	1,187	1,3771
Liou a Brennan	7,77	6,40	1,214	1,376

However, in some cases, this ratio does not apply. For example cornea with ectatic degenerations, or after corneal refractive surgery (LASIK, PRK). In the calculations, 88.3 % of the posterior surface does not correspond to anterior, which is taken into account. This value is also used to calculate the optical power of the transplanted IOL after cataract surgery.^{1 2,3}

Methodology

The study includes two groups of patients. Only eyes with a physiological ocular finding without pathologies and relative contraindications affecting the anatomical conditions of the eye were included in group A. Group B included patients after myopic corneal refractive surgery who were expected to have an extreme AP ratio. Demographic data of individual groups are shown in Table 2.

Table 2: Demographic data

	Group A	Group B
Number of eyes	406	20
Number of men	72	4
Number of women	133	6
Average age	44,76±16,48	51,1±10,81

All eye examinations took place in the Private Eye Clinic JL in Prague, in the period from November 2020 to April 2021. Each examination was performed by the author of the bachelor's thesis Lenka Machata and Ing. Martin Fůs under constant conditions on the same devices.

The first device was the OCT RTVue XR, which was used to obtain values of the anterior and posterior radius of the cornea. Another output value was net power, for which the total optical power of the cornea is calculated using the radius of curvature of the anterior and posterior surfaces of the cornea and its thickness. The second device was a Lenstar LS 900 biometer, which was used to obtain biometric data together with keratometry data. It approximates the optical power of the cornea only by measuring the radius of curvature of the anterior surface of the cornea, the keratometric refractive index and takes into account the constant AP ratio.

As part of the evaluation of the theoretical influence of net power on the hypothetical calculation of the intraocular spherical lens, two formulas were compared. SRK/T2 which uses average keratometry from a biometer and an *OCT-based IOL formula* which uses *net power* from OCT.

Results

From the results, it was found that the average value of the AP ratio for group A is 1.17 ± 0.02 . The measured values of this ratio range from 1.085 to 1.273. The graph (Figure 1) shows the distribution of the AP ratio of group A for the sub-intervals.

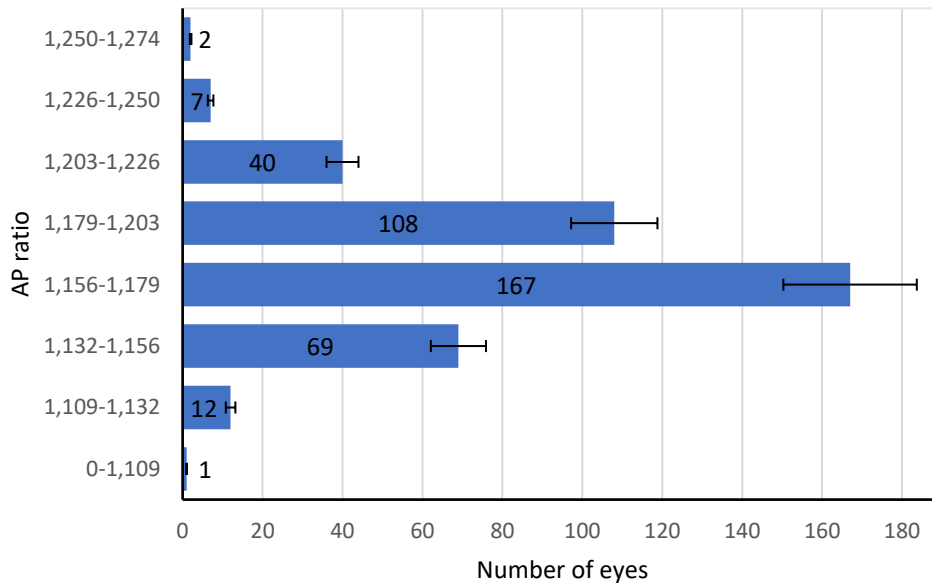


Figure 3: Distribution of AP ratio

It can be read from the graph that the highest frequency of the AP ratio was in the range of 1.156–1.179(41 % eyes). The second most numerous interval was 1.179–1.203 (26 % eyes). The third range of 1.132-1.156 included 16 %. 2,9 % of eyes fell within the range of 1.107–1.132 containing the conventionally recognized ratio.

Figure 2 shows boxplot of all measured r_1/r_2 ratios of group A together with the median and contains lines that correspond to the individual AP ratios from alternative schematic eye models. It shows the areas between the individual theoretical values in which the most measured values occurred.

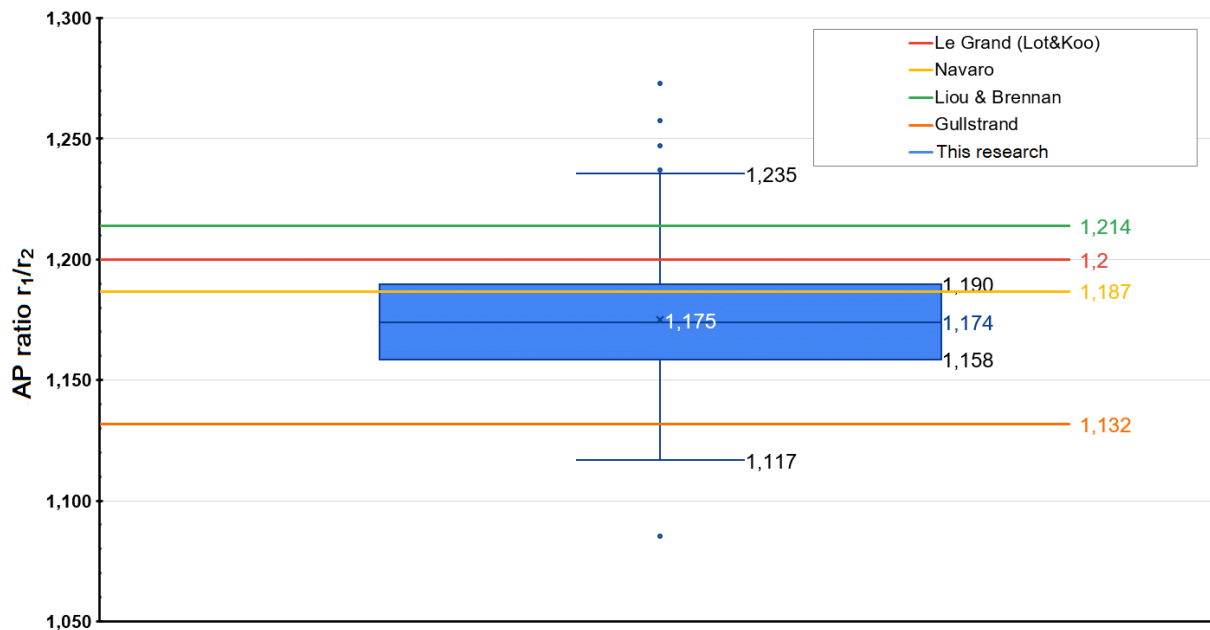


Figure 2: Boxplot of measured AP ratio data together with theoretical values of schematic eye models

The graph shows that most patients fell in the area between the eye model from Gullstrand (1.132) and the model from Navarro (1.187), which corresponds to the median value r_1/r_2 1.174. The smallest difference from the measured values of the AP ratio was from Navarro's eye model. At the 5% level of significance, the measured data differed statistically significantly from the theoretical values of all the above schematic models of the eye.

Comparing the difference between the average K_{ave} keratometry from the biometer and the *Net power* from the OCT, an average difference was 0.844 ± 0.403 D. The resulting value (*p-value*) at the 5% level of significance was $P < 0.001$. It follows from the *p-value* that K_{ave} and *Net power* differ significantly.

The average difference between the hypothetical calculation of the intraocular lens optical power with the formula SRK/T2 and the OCT-based IOL formula was 1.54 ± 1.71 D (calculated in absolute value). The minimum difference was 0.016 D and the maximum 6.525 D, with the percentage frequency of the difference above 1 D being in 50 % of the eyes. Although the variance of the differences was very high, the statistical significance of the difference was not confirmed using Wilcoxon's two-tailed test. The value of *p* ($p=0.25$) did not confirm a statistically significant difference between hypothetical calculations using the above formulas.

Pearson's correlation coefficient was used to evaluate the relationship between r_1/r_2 and biometric data. The most significant correlation r_1/r_2 with biometric data was with WTW, but even so it was only a weak, negative correlation (-0.257).

Conclusion

Analysis of the AP ratio in 406 eyes revealed a significant difference to its conventional value. The difference was 0.051 ± 0.023 and a mean value was 1.17 ± 0.02 . Based on the rate of difference, the Navarro's theoretical model with a deviation of 0.021 ± 0.016 was the best in comparison with other schematic eye models. The correlation of the AP ratio with biometric data was weak with WTW. The value of the statistically significant difference between the values of average keratometry and Net power was 0.844 ± 0.403 D. In 20 eyes after corneal refractive surgery, the presumption of difference between the OCT-based IOL formula (which uses net power) and SRK/T2 (which uses average keratometry) was refuted. Thus a statistically significant effect using net power on the hypothetical calculation of a spherical intraocular lens was not confirmed. However, the observed value of the variance of the differences between the formulas shows the effect of Net power on the resulting value of the optical power of the intraocular lens in individual cases.

References

1. KUCHYNKA, Pavel. Oční lékařství. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 9788024750798.
2. HASEGAWA, Asato, Takashi KOJIMA, Mana YAMAMOTO, Yukihiro KATO, Akeno TAMAOKI a Kazuo ICHIKAWA. Impact of the anterior-posterior corneal radius ratio on intraocular lens power calculation errors. *Clinical Ophthalmology* [online]. 2018, 12, 1549-1558 [cit. 2020-11-06]. ISSN 1177-5483. Dostupné z: doi:10.2147/OPHTH.S161464
3. Brochure-Optovue-Total-Corneal-Power-TCP-EN [online]. [cit. 2020-12-06]. Dostupné z: <https://simovision.com/assets/Uploads/Brochure-Optovue-Total-Corneal-Power-TCP-EN.pdf>
4. ARTAL, Pablo. Handbook of visual optics. Boca Raton: CRC Press, Taylor & Francis Group, [2017]. ISBN 978-1-4822-3785-6.

Bc. Jindřiška Machová, Mgr. Simona Bramborová

Srovnání validity výsledků vyšetření zrakových funkcí bichromatickými a polarizačními testy

Katedra optometrie a ortoptiky, Lékařská fakulta, Masarykova univerzita Brno

Anotace

Tento příspěvek pojednává o vyšetření binokulárních funkcí v optometristické praxi, a to především o vyšetření a korekci heteroforií. Úvodní kapitoly se zabývají rozdělením heteroforií, možnostech vyšetření a způsobech terapie. Na konci příspěvku bude nastíněn výzkum týkající se srovnání výsledků vyšetření binokulárního vidění za použití jednoho bichromatického a jednoho polarizačního testu.

Klíčová slova

Binokulární vidění, heteroforie, bichromatický test, polarizační test, křížový test

Jednoduché binokulární vidění je popisováno jako koordinovaná činnost očí, spojit pozorovaný předmět v jeden zrakový vjem. Tato schopnost však u člověka není vrozená, vyvíjí se až po narození, kdy souvisí s vývojem žluté skvrny. Tento vývoj trvá zhruba do jednoho roku věku dítěte a do 6 let dochází k upevňování binokulárních funkcí. Pokud v tomto raném období vývoje zraku dítěte vznikne nějaká patologie, dojde k poruchám jednoduchého binokulárního vidění. Může tak vznikat např. útlum, amblyopie, anomální retinální korespondence, heterotropie, nebo heteroforie, která bude více probrána v následujících kapitolách.¹

Heteroforie

K heteroforii, neboli skrytému šilhání, dochází pouze tehdy, pokud dojde k nerovnováze zevních očních svalů, a je patrná pouze při zrušení fúze. Pokud při zrušení fúze nedojde k změně postavení očí, tak se bavíme o stavu zvaném ortoforie. Podle výzkumů má naprostou ortoforii pouze asi 10-20 % populace.^{1,2}

Rozdělení heteroforií

Heteroforie můžeme rozdělovat podle několika kritérií, a to např: podle etiologie, podle směru odchylky, podle fixační vzdálenosti a podle kompenzace.

Rozdělení podle etiologie

Heteroforie mohou vznikat z mnoha příčin. Můžeme sem zařadit heterofore vznikající kvůli anomáliím očníce nebo okohybných svalů, které bývají většinou vrozené. Tyto heteroforie bývají někdy označovány jako statické. Nervové heteroforie jsou způsobeny nesprávnou inervací okohybných svalů. Mezi další etiologii, která vede ke vzniku heteroforií, patří porucha akomodace. Tyto poruchy mohou být na základě nekorigované hypermetropie nebo nesprávného AC/A poměru. ³

Rozdělení podle směru úchylky

Další dělení heteroforií je založeno na určení směru, kam se uchýlí zakryté oko, když dojde k zrušení fúze.

Vertikální heteroforie – zakryté oko se uchyluje ve vertikálním směru. Do této skupiny se řadí hyperforie a hypoforie. V případě hyperforie se zakryté oko uchyluje směrem nahoru, pokud mluvíme o hypoforii tak se zakryté oko uchýlí dolů. Pokud je vertikální úchylka na pravém i levém oku přibližně stejná je zavedeno rozdělení na pozitivní (pravou) hyperforii a negativní (levou) hyperforii. Při pozitivní hyperforii se pravé oko posune směrem nahoru a levé směrem dolů, v případě negativní hyperforie je tomu naopak. ¹

Horizontální heteroforie – do této skupiny se zařazuje exoforie a esoforie. Při exoforii se oko uchyluje temporálně (zevně) a při esoforii dojde k uchýlení nasálním směrem (dovnitř) ¹

Cykloforie – zde můžeme mluvit o incykloforii, která nastane v situaci, kdy se oko stočí směrem dovnitř. Dále sem patří excykloforie, při které se oko stočí směrem ven. ²



Obrázek 1 Heteroforie ³

Rozdělení podle fixační vzdálenosti

Toto dělení heteroforie je založeno na vzdálenosti pozorovaného předmětu od oka, a tím pádem rozlišujeme heteroforie do dálky a do blízka. Podobně jako u vyšetřování zrakové ostrosti, je vyšetřovací vzdálenost při vyšetření do dálky 6 m a při vyšetření heteroforií do blízka 40 cm. Velikost i směr úchylek mohou být někdy u pacienta rozdílné. ³

Rozdělení podle kompenzace

Heteroforie se mohou dělit i podle toho, zda jsou kompenzované nebo nikoliv. Nižší heteroforie nemusí být kompenzovány, pokud nečiní pacientovi subjektivní potíže. Pokud na oči nepříznivě působí stresové faktory, jako nadměrná práce do blízka, nedostatečné osvětlení nebo únava, může docházet u pacientů k pociťování obtíží. Mezi nejčastější příznaky dekompenzované heteroforie patří atropické potíže, jako je bolest hlavy, řezání očí, nevolnost, dále může u těchto pacientů docházet k diplopii nebo rozostření daného pozorovaného předmětu nebo poruchy stereopse. V některých případech, zejména u nižších heteroforií stačí k redukci symptomů správně nastavená korekce refrakční vady. ³

Vyšetření heteroforie

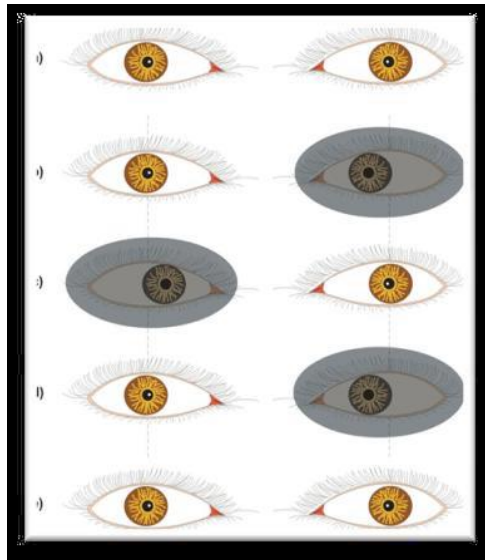
Vyšetření HTF může být prováděno, pouze za předpokladu, že dojde ke zrušení fúze. Zrušení fúze může být realizováno různými metodami, které budou podrobněji rozebrány v následující kapitole.

Zakrývací test (Cover test)

Při tomto testu dosáhneme požadovaného zrušení fúze zakrytím jednoho oka. Zakrývací test však neslouží pouze k vyšetření HTF, ale také heterotropie. Vyšetření se může provádět jak na dálku, tak na blízko při fixaci testové značky.

Intermitentní zakrývací test – Dochází k pomalému zakrývání a odkrývání jednoho oka, přičemž vyšetřující pozoruje oko druhé. Pokud dojde k pohybu na pozorovaném (nezakrytém oku), může vyšetřující diagnostikovat heterotropii a stanovit směr odchylky. Test se provede nejdříve na jednom oku a potom se přejde na druhé. ⁴

Alternující test – Používá se při diagnostice heteroforií. Krytkou se nejdříve zakryje jedno oko, potom se krytka rychlým pohybem přesune před oko druhé. Vyšetřující pozoruje odkrývané oko a sleduje, jestli na něm nedojde k pohybu. Pokud k pohybu nedojde, jedná se o ortoforii. ⁴

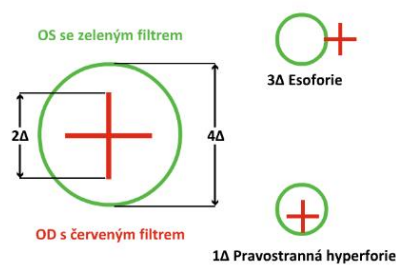


Obrázek 2 Zakrývací zkouška ²

Anaglyfní testy

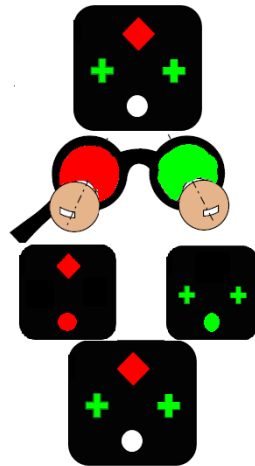
Jsou známé také jako testy bichromatické. Princip je založen na substraktivním skládání barev. Při vyšetření se před oči předloží červený a zelený filtr. Obvykle se červený filtr předkládá před pravé oko a zelený před oko levé. ⁴

Schoberův test – Test je složen z červeného kříže uprostřed dvou soustředných zelených kružnic obvykle na tmavém pozadí. Test vyšetřovaný pozoruje přes barevné filtry a posuzuje vzájemnou polohu červeného kříže a zelených kružnic. Hodnota 1pD odpovídá vzdálenosti od středu kříže po konec ramene kříže, 1pD odpovídá také vzdálenosti konce ramene od první zelené kružnice i vzájemné vzdálenosti mezi kružnicemi. ⁵



Obrázek 3 Schoberův test ⁴

Worthův test – Slouží nejen k vyšetření binokulárních funkcí, ale dá se použít i při stanovení dominance oka. Skládá se z černého pole, na kterém jsou v horizontálním směru umístěné dva zelené kříže, ve vertikálním směru je nahoře obrazce umístěný červený kosočtverec a dole bílý kruh. Pro vyšetření heteroforií není úplně vhodný, protože bílý kruh ve spodní části může působit jako podnět pro fúzi. ⁴



Obrázek 4 Worthův test ⁴

Maddoxův test

Při tomto vyšetření je zrušení fúze docíleno použitím Maddoxova skla (cylindru) z červeného rubínového skla. Maddoxův kříž je potom složen z dvou ramen se stupnicí, uprostřed se nachází Maddoxovo světlo. Díky vrypům na Maddoxově cylindru dojde ke zkreslení bodového Maddoxova světla v čáru, která je kolmá na směr vrypů na skle. Vyšetřovací vzdálenost je obvykle 5-6 m. Sklo předkládáme před pravé oko, vrypů nejdříve horizontálně pak vertikálně, poté sklo předložíme i před levé oko. Pokud čára prochází středem Maddoxova světla jde o ortoforii. ⁴



Obrázek 5 Maddoxův kříž ⁶



Obrázek 6 Maddoxův cylindr ⁶

Metoda von Graefe

Pro zrušení fúze se v tomto případě použije sklo s prizmatickým účinkem 6-8 pD bází dolů pro stanovení vertikální odchylky. Při určování horizontální úchyly se předradí prizmatické sklo s hodnotou 12-15 pD bází k nosu. Toto sklo se obvykle předkládá před pravé oko. Vyšetřovaný

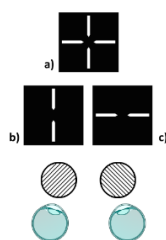
pozoruje bodový zdroj světla, který se rozdvojí díky síle prizmatické čočky. Pokud vyšetřovaný vidí obraz tohoto zdroje světla nad sebou jedná se o ortoforii.⁴

Polarizační testy

Díky těmto testům se mohou vyšetřovat nejen heteroforie, ale např. také anizeikonie a stereoskopické vidění. Můžeme rozlišovat polarizaci pozitivní a negativní. Při pozitivní polarizaci se zobrazí černý znak na bílém pozadí. Této metody polarizace využívají většina LCD optotypů, polatestů a je na ni založena MKH metodika pro měření heteroforií. Při negativní polarizaci je pozorován bílý znak na černém pozadí. S tímto typem polarizace se můžeme setkat u projekčních optotypů.⁴

Při vyšetření potřebujeme ještě polarizátory, které jsou dnes nejčastěji pevně připevnitelné na zkušební obrubu, abychom zabránili rušivému efektu ve formě chvění obrazu. Tyto polarizační filtry mohou být předsazeny buď v poloze A, to znamená že na pravém oku bude osa polarizace v 45° a na levém v 135° podle TABO schématu. Nebo je můžeme předsadit v poloze V, kdy se před pravé oko předsadí filtr v ose 135° a před levé oko ve 45°.⁴

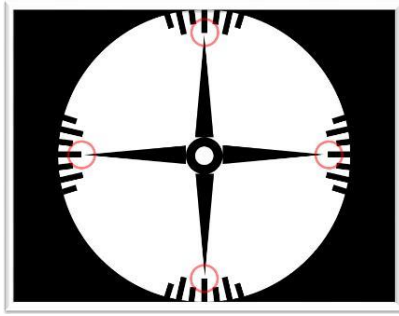
Křížový test – Test je složen z vodorovného a svislého ramene. Při základním postavení polarizačních filtrů do polohy V pravé oko vidí vertikální část kříže a levé oko horizontální rameno. Test je ve formě jak bez fúzního centrálního podnětu, tak s ním, ve formě černého mezikruží.^{4,5}



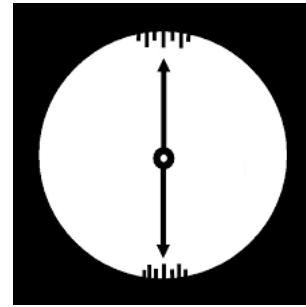
Obrázek 7 Křížový test⁶

Ručičkový test – Test je složen z dvoupólové ručičky s černým mezikružím uprostřed, pod a nad ručičkou je umístěná stupnice. Při postavení polarizačních filtrů do polohy V pravé oko vidí ručičku a mezikruží, které je nepolarizované, a levé oko vidí stupnici a mezikruží. Mezikruží u tohoto testu slouží jako centrální fúzní podnět. Ručičkový test byl původně používán pro měření cykloforií, dnes se používá při určování sensoricky kompenzovaných úchylek postavení očí.⁴

Dvojitý ručičkový test – Je podobný jako test předchozí, jen je doplněn o horizontálně umístěnou ručičku. Tento test je však poměrně komplikovaný a mohl by být matoucí pro pacienta.⁴



Obrázek 8: Ručičkový test ²



Obrázek 9: Dvojitý ručičkový test ²

Hákový test – Můžeme ho najít jak v horizontální, tak ve vertikální orientaci. Uprostřed je umístěno mezikruží, které plní funkci centrálního fúzního podnětu. Hákový test se původně používal při vyšetření anizeikonie, ale lze ho použít i pro stanovení jak vertikálních tak horizontálních heteroforií.⁵

Terapie heteroforie

K technikám pro terapii heteroforií přistupujeme, pokud se u pacientů objevují subjektivní obtíže. Základ terapie většinou spočívá ve správné korekci refrakční vady. Dále mohou být do terapie zařazena ortoptická cvičení šířky fúze. Cvičení vede ke zmenšení úsilí očních svalů pro udržení jednoduchého binokulárního vidění. Vždy se trénuje opačná šířka fúze, než je směr heteroforie.¹

Jako další způsob při terapii heteroforie se často používají prizmatická skla. Někdy bývají také označovány jako ulehčující hranoly. Do brýlové obruby se zasadí tato skla tak, že báze prizmatické čočky jde proti směru naměřené úchylky,¹

V krajním případě lze také použít chirurgickou terapii. K chirurgickému zákroku se přejde pouze v případě, nestačí-li způsoby konzervativní terapie.¹

Výzkumná část

Cílem výzkumné části bude srovnat výsledky vyšetření bichromatickým a polarizačním testem. Jako bichromatický test bude sloužit Schoberův test a jako zástupce testů polarizačních byl zvolen test křížový bez centrálního fúzního podnětu. Dále se budu snažit určit, který z výše zmíněných testů je přesnější při vyšetřování heteroforií, popřípadě zad-li jsou testy v praxi zaměnitelné. V neposlední řadě bude tato práce sloužit také jako stručný přehled pro výskyt heteroforií v měřené populaci.

Pracovní hypotézy:

Hypotéza 1: U více než 50 % vyšetřovaných bude naměřena heteroforie. Jaké bude rozložení jednotlivých typů heteroforií a u kolika subjektů budou přítomny astenopické potíže?

Hypotéza 2: Prizmatická korekce naměřena za pomoci Schoberova testu se bude lišit od té, která bude naměřena pomocí testu křížového. Hodnoty naměřené pomocí bichromatického testu budou nižší.

Hypotéza 3: Hodnota korekce naměřena pomocí bichromatického testu bude subjekty lépe snášena.

Hypotéza 4: Po opakovaném měření bichromatickým testem se naměřené hodnoty nebudou lišit od předchozího měření. Odlišné nebudou ani hodnoty po opakovaném měření pomocí křížového testu.

Metodika

Výzkum bude probíhat v Oční optice Šárky Kocandové v Brně. Klienti budou před začátkem vyšetření informováni o průběhu měření a podepíší informovaný souhlas. Na začátek vyšetření bude provedena anamnéza, kde se budu více zaměřovat na astenopické potíže a předchozí zkušenosti s prizmatickou korekcí. Dále bude provedena objektivní a subjektivní refrakce. Po monokulárním sférickém vyvážení přistoupím k vyšetření binokulárního vidění:

Křížový test bez centrálního fúzního podmětu – Vždy bude zařazen jako první. Bude použito postavení polarizačních filtrů v pozici V. Po naměření hodnot nechám subjekty zhodnotit i zrakové pohodlí.

Schoberův test – Při každém vyšetření bude červený filtr předložen před pravé oko. Po předložení prizmatické korekce o požadované hodnotě, dojde opět k subjektivnímu zhodnocení daných hodnot.

Pokud budou naměřeny různé hodnoty, nechám vybrat subjekty, která z hodnot je jim příjemnější.

Po 15-20 minutách, provedu měření polarizačním i bichromatickým měření u každého subjektu ještě jednou, pro ověření spolehlivosti testu. Pauza mezi vyšetřeními byla zavedena z důvodu eliminace únavy zrakového aparátu subjektů.

Diskuze

Cílem mého výzkumu tedy bude srovnat spolehlivost výsledků vyšetření zrakových funkcí pomocí bichromatických a polarizačních testů. Podobným tématem se zabývala Mgr. Iva

Šilhánová ve své diplomové práci na téma Srovnání výsledků vyšetření polarizačními a bichromatickými testy. Výzkum probíhal v rámci Masarykovi univerzity v roce 2012. Jedna její hypotéza se týkala srovnání hodnot naměřených Schoberovým a křížovým testem. Výsledky tohoto měření vyšly, že hodnoty měřené polarizačním testem byly ve většině případů nižší a tím pádem i pro subjekty lépe snesitelné. Kolegyně se domnívá, že by to mohlo být způsobeno akomodační nerovnováhou způsobenou předřazením červeného a zeleného filtru. Při nízkých hodnotách prizmatických dioptrií byl rozdíl naměřený jednotlivými metodami minimální, více se však hodnoty lišili u vyšších heteroforií a zejména u subjektů, kteří trpěli i nějakými z astenopickými obtížemi. Já se budu v mém výzkumu snažit prokázat pravý opak. A to že menší a lépe snášené hodnoty budou naměřeny pomocí testu Schoberova. Můj výzkum bude však doplněn ještě o zjištění, do jaké míry se budou dané výsledky vyšetření výše zmíněnými testy shodovat při opakovaném měření, a tím pádem prokázat, který z testů má při vyšetření binokulárního vidění přesnější výsledky. ⁴

Použitá literatura

1. Hromádková L, Šilhání. Vyd. 3., nezměn. Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů; 2011.
2. Langová B, Severa D, Masarykova univerzita. Možnosti vyšetření jednoduchého binokulárního vidění a jeho poruch v ordinaci optometristy. Published online 2016.
3. Kubů E, Kříž P, Masarykova univerzita. Význam metody MKH při měření heteroforií a optimalizaci binokulární korekce. Published online 2018.
4. Šilhanová I, Skrbek M, Masarykova univerzita. Srovnání výsledků vyšetření polarizačními a bichromatickými testy. Published online 2012.
5. Rutrle M. Přístrojová Optika: Učební Texty pro Oční Optiky a Oční Techniky, Optometristy a Oftalmology. 1. vyd. Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví; 2000.
6. Severa D, Veselý P, Beneš P. Binokulární korekce | Základy metod korekce refrakčních vad | Lékařská fakulta Masarykovy univerzity. Accessed June 18, 2021. https://is.muni.cz/do/rect/el/estud/lf/js16/refrakcni_vady/web/pages/08-bino-korekce.html

Bc. Jindřiška Machová, Mgr. Simona Bramborová

Comparison of the Validity of Visual Function Test Results by Bichromatic and Polarization Tests

Department of Optometry and Orthoptics, Faculty of Medicine, Masaryk University in Brno

Abstract

This article deals with examination of binocular functions in optometrist practise, especially the examination and correction of heterophoria. Introductory chapters deal with the classification of heterophoria, examination options and methods of therapy. At the end of the article, research will be outlined concerning the comparison of the results of binocular vision examinations using one bichromatic and one polarization test.

Key words

Binocular vision, heterophoria, bichromatic test, polarization test, cross test

Binocular vision is described as the coordinated action of the eyes to combine an observed object into a single visual perception. This ability is not innate, it develops after birth and it is related to the development of macula. The development lasts until one year of the age of the child and binocular function are fixed up to 6 years of age. If a pathology develops in this early period of the child's vision development, binocular vision disorders will occur. This can lead to, for example, suppression, amblyopia, anomalous retinal correspondence, strabismus, or heterophoria, which will be discussed more in the following chapters. ¹

Heterophoria

Heterophoria, or latent squint, occurs only when there is an imbalance of the external eye muscles, and is only apparent when the fusion is canceled. If the position of the eyes does not change when the fusion is canceled, we are talking about orthophoria. According to researchers, only about 10-20 % of the population has a complete orthophoria. ^{1,2}

Classification of heterophoria

Heterophoria can be classified according to several criteria, for example: according to etiology, according to the direction of deviation, according to the fixation distance and according to the compensation.

Classification according to etiology

Heterophoria can be of different origins. We can include heterophoria arising due to anomalies of the orbit or extraocular muscles, which are usually congenital. These heterophoria are sometimes referred to as static heterophoria. Another type of heterophoria is caused by incorrect innervation of the extraocular muscles. Another etiology that leads to heterophoria is accommodation disorder. These accommodation disorders can be caused by uncorrected hypermetropia or incorrect AC/A ratio. ³

Classification according to the direction of deviation

Another classification of heterophoria is based on determining the direction, where the covered eye deviates after the fusion is canceled.

Vertical heterophoria - the covered eye is deviates in the vertical direction. This group includes hyperphoria and hypophoria. In the case of hyperphoria, the covered eye deviates upwards, if we talk about hypophoria, the covered eye deviates downwards. If the vertical deviation on the right eye and left eye is approximately the same, a classification into positive (right) and negative (left) hyperphoria is introduced. In case of positive hyperphoria, the right eye moves upwards and left eye move downwards, in the case of negative hyperphoria, the opposite is true. ¹

Horizontal heterophoria - this group includes exophoria and esophoria. In case of exophoria, the eye moves in the temporal direction (outwards) and in the case of esophoria, it moves in the nasal direction (inwards). ¹

Cyclophoria - here we can talk about incyclophoria, which occurs in a situation, where eye turns inwards. This group also includes excyclophoria, in which the eye turns outwards. ²



Picture 1 Heterophoria ³

Classification according to fixation distance

This classification of heterophoria is based on distance of the observed object from the eye, and therefore we distinguish between distance and near heterophoria. The size and direction of the deviations to distance and near can be different for one patient. ³

Classification according to compensation

Heterophoria can also be divided according to whether they are compensated or not. Lower heterophoria does not have to be compensated unless it causes subjective difficulties to the patient. Patients may experience difficulty, if stress factors, such excessive work at close range, insufficient lightning or fatigue, affect the eyes. The most common symptoms of decompensated heterophoria include asthenopic problems such as headache, burning eyes, nausea, those patients may experience diplopia or blurred vision or stereopsis disorder. In some cases, especially in lower heterophoria, a correctly adjusted refractive error correction can reduce symptoms. ³

Examination of heterophoria

Examination of heterophoria can be performed if the fusion is canceled. Cancellation of the fusion can be implemented by various methods, which will be discussed in the following chapter.

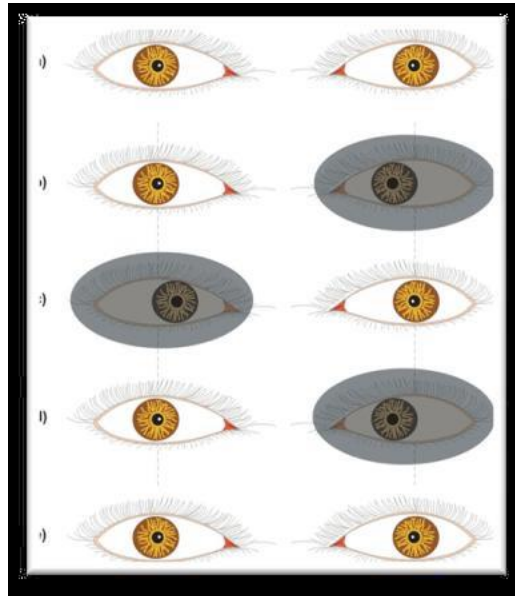
Cover Test

In this test, we achieve the fusion cancellation by covering one eye. However, the masking test serves not only to examine HTF, but also strabismus. The examination can be performed both at distance and at close range, while the patient fixes test mark.

The unilateral cover test - One eye is slowly covered and uncovered, while the examiner observes the other eye. If movement of the eye occurs on the observed (uncovered eye), the

examiner can diagnose strabismus and determine the direction of the deviation. The test is performed on one eye first and then on the other. ⁴

The alternating cover test - This test is used to diagnose heterophoria. The one eye is covered first, then the cover moves quickly in front of the other eye. The examiner observes the exposed eye and watches movements. If there is no movement, we can talk about orthophoria. ⁴

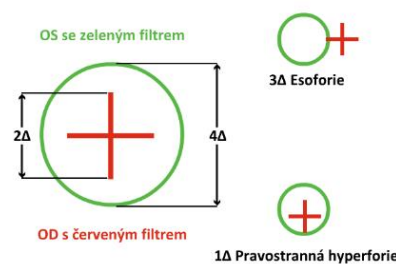


Picture 2 Cover test ²

Bichromatic test

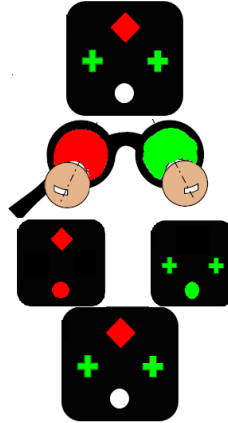
The principle is based on subtractive colour mixing. A red and green filter are used during the examination. Usually, the red filter is inserted in front of the right eye, and green filter in front of the left eye. ⁴

Schober's test - The test consists of a red cross in the middle of two concentric green circles, usually against a black background. The patient is looking at the test through red and green filters and describing the relative position of the red cross and green circles. The value 1 pD corresponds to the distance from the centre of the cross to the end of the arm of the cross, 1pD also corresponds to the distance of the end of the arm from the first green circle and the distance between the circles. ⁵



Picture 3: Schober's test ⁴

Worth's test - It is used not only to examine binocular functions, but it can be used to determine dominance of the eye. It consists of a black background with two green crosses in the horizontal direction, in the vertical direction there is a red diamond at the top and white circle at the bottom. It is not entirely suitable for examination of heterophoria, as the white circle may act as a stimulus for fusion. ⁴



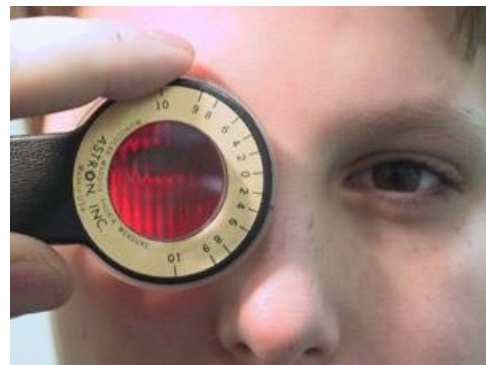
Picture 4: Worth's test ⁴

Maddox test

The fusion is canceled by using Maddox's cylinder made of red ruby glass. Maddox's cross is composed of two arms with a scale, in the centre is Maddox's light. Due to the scratches on the Maddox cylinder, the spot Maddox's light is distorted in a line that is perpendicular to the direction of the scratches on the glass. The examination distance is usually 5-6m. We insert the Maddox's cylinder in front the right eye, the scratches first horizontally and then vertically, then the glass is also insert in front of the left eye. If the line passes through the centre of Maddox's lite, we talk about orthophoria. ⁴



Picture 5 Maddox's cross ⁶



Picture 6 Maddox's cylinder ⁶

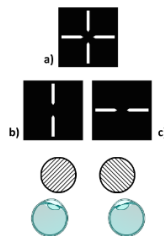
Von Graefe test

In this case, a glass with a prismatic effect of 6-8pD of base down is used to cancel the fusion to determine the vertical deviation. When we are determining the horizontal deviation, a prismatic glass with a value of 12-15 pD base to the nose. The glass is usually insert in front of the right eye. The patient observes a point light, which splits due to the strenght of the prismatic lens. If the patient sees an image of this light above the light, i tis an orthophoria. ⁴

Polarized tests

Thanks to those tests, not only heterophoria can be examined, but also for example aniseikonia and stereoscopic vision. Polarization can be divided into positive and negative polarization. If the polarization is positive, a black sign will appear on a white background. This method of polarization is used by most LSD optotypes, polatests and the MKH method for measuring heterophoria is based on it. With negative polarization, we can see a white sign on a black background. This type of polarization can be found in projection optotype.⁴

During the examination, we also need polarizing filters, which are most often attached to the trial frame to prevent a disturbing effect in the form of image vibration. These polarizing filters can be insert in A position. The axis of polarization is inserted at 45° and in front of the right eye and 135° in front of the left eye according to TABO scheme. Or we can insert the polarizing filters in the V position. ⁴

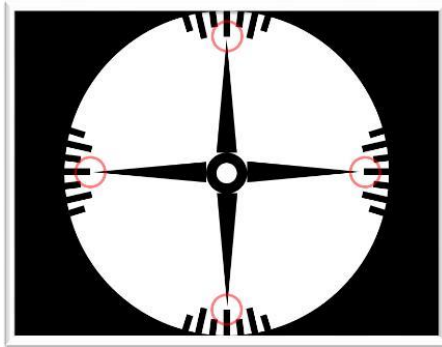


Picture 7 Cross test ⁶

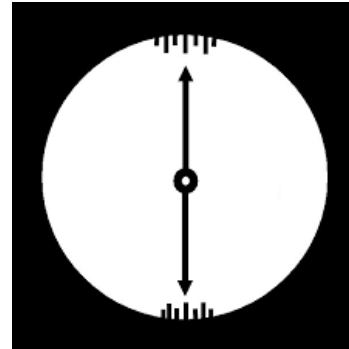
Cross test - The test consists of a horizontal and vertical arm. When the polarizing filters are in the V position, the right eye sees the vertical part of the cross and the left eye the horizontal arm. The test comes in two forms, with or without central fusion stimulus, in the form of a black annulus.^{4,5}

Pointer test - The test consists of two-pole hand with a black intermediate ring in the middle, below and above the pointer is a scale. When the polarizing filters are placed in the V position the right eye sees the pointer and an annulus that is non-polarized, the left eye sees a scale and annulus. The annulus is used as central fusion stimulus. The pointer test was originally used to diagnose cyclophorias, but now it used to determine sensory compensated eye position deviation.

Double pointer test - It is similar to the previous test only horizontally placed pointer is added. However, this test is quite complicated and could be confusing for the patient. ⁴



Picture 8: Pointer test ²



Picture 9: Double pointer test ²

Rectangle test – We can find this test in both horizontal and vertical orientation. In the middle is an annulus, which serves as a central fusion stimulus. The rectangle test was originally used to examine aniseikonia, but it can also be used to determine both vertical and horizontal heterophoria. ⁵

Therapy of heterophoria

We approach techniques for the treatment of heterophoria if patients experience subjective difficulties. The basis of therapy is usually based on the correct correction of the refractive error. In addition, orthoptic fusion exercises may be included in the therapy. Exercise reduces the effort of the eye muscles to maintain binocular vision. The opposite fusion to the direction of heterophoria is trained. ¹

Prismatic glasses are often used as another method of treating. These glasses are inserted into the frame that the base of the prismatic lens goes against the direction of the deviation. ¹

In the extreme case, surgical therapy can be also used. Surgery will be considered only if conservative therapy is not sufficient. ¹

Practical Part

The aim of this study will be to compare the results of examination by bichromatic and polarization tests. The Schober's test will be used as bichromatic and a cross test without central fusion stimulus was chosen as a representative of the polarization tests. I will try to determine which of the above tests is more accurate in the examination of heterophoria, or if the tests are replaceable in practise. Last but not least this study will also serve a brief overview for the occurrence of heterophoria in the measured population.

Hypothesis

Hypothesis 1: Heterophoria will be measured in more than 50% of examined. What will be distribution of types of heterophoria and how many subjects will have asthenopic problems?

Hypothesis 2: The prismatic correction measured using the Schober test will be different from that measured using the cross test. The values measured by the bichromatic test will be lower.

Hypothesis 3: The prismatic correction value measured by the bichromatic test will be better tolerated by the subjects.

Hypothesis 4: After repeated measurement by bichromatic test, the measured values will not differ from previous measurement. The values will not be different after repeated measurements using a cross test.

Methodology

The research will take place at Oční optika Šárky Kocandové in Brno. Before the start of the examination, patients will be informed about the course of the measurement, and they will sign an informed consent. At the beginning of the examination the medical history of the patient will be taken, where I will focus on asthenopic problems and previous experience with prismatic correction. Objective and subjective examination of refraction will be performed. I proceed to examine binocular vision after monocular spherical balancing:

Cross test without central fusion stimulus – This test will be included first. The position of the polarizing filters will be used in the V position. After measuring, I will let the patient evaluate the visual comfort.

Schober's test – Red filter will be inserted in front of the right eye at every examination. After inserting of a prismatic correction there will be a subjective evaluation of the prismatic values again.

If different values are measured, I will let the patients choose which of the values is more comfortable for them.

After 15-20 minutes, I will perform polarization and bichromatic test measurement on each patient one more time to verify the reliability of the test. A pause between examinations was included to eliminate patient's visual fatigue.

Discussion

The aim of the study will be to compare reliability of the results of visual function tests using bichromatic and polarization tests. A similar topic was dealt with by Mgr. Iva Šilhánová in her

diploma thesis. The topic was Comparison of Examination results by polarization and bichromatic tests. The research took place at Masaryk University in 2012. One of the hypotheses concerned the comparison of values measured by the Schober's test and cross test. The result of this measurement showed that the values measured by the polarization test were in most cases lower and therefore better tolerated for patients. She believes that this could be due to accommodation imbalance caused by the insertion of red and green filter. At low values of prismatic correction, the difference measures by these two methods was minimal, but the values differed in higher heterophoria and especially in patients who suffered from the astenopic difficulties.

I will try to prove the exact opposite in my research. I suppose that smaller and better tolerated values will be measured by using the Schober's test. However, my study will be supplemented by finding out if the test results will match after repeated measurement, and which of the tests has more accurate results for examination of binocular vision.⁴

Resources

1. Hromádková L. Šilhání. Vyd. 3., nezměn. Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů; 2011.
2. Langová B, Severa D, Masarykova univerzita. Možnosti vyšetření jednoduchého binokulárního vidění a jeho poruch v ordinaci optometristy. Published online 2016.
3. Kubů E, Kříž P, Masarykova univerzita. Význam metody MKH při měření heteroforií a optimalizaci binokulární korekce. Published online 2018.
4. Šilhanová I, Skrbek M, Masarykova univerzita. Srovnání výsledků vyšetření polarizačními a bichromatickými testy. Published online 2012.
5. Rutrle M. Přístrojová Optika: Učební Texty pro Oční Optiky a Oční Techniky, Optometristy a Oftalmology. 1. vyd. Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví; 2000.
6. Severa D, Veselý P, Beneš P. Binokulární korekce | Základy metod korekce refrakčních vad | Lékařská fakulta Masarykovy univerzity. Accessed June 18, 2021. https://is.muni.cz/do/rect/el/estud/lf/js16/refracni_vady/web/pages/08-bino-korekce.html

Bc. Kateřina Nevšimalová, MUDr. Jiří Cendelín, CSc.

Posouzení možnosti korekce presbyopie u hypermetropů implantací monofokální nitrooční čočky

ČVUT, Fakulta biomedicínského inženýrství, OFTA Plzeň

Anotace

Oftalmologové si všímají dobré UNVA u některých pacientů po kataraktové operaci s implantovanou monofokální nitrooční čočkou. V práci je rozebrán proces pseudoakomodace, který mohl tomuto jevu napomoci. Cílem práce bylo posoudit možnost korekce presbyopie pomocí jednoohniskové IOL u hypermetropů. Dále také posouzení a porovnání jednotlivých faktorů u hypermetropů a emetropů, které mohli k dobré UNVA přispět.

Klíčová slova

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

Úvod

Presbyopii, jakožto nevyhnutelnou, fyziologickou, stářím podmíněnou ztrátu schopnosti akomodovat, lze korigovat několika způsoby. Patří mezi ně invazivní či neinvazivní metody. Mezi neinvazivní metody patří korekce brýlová či pomocí kontaktních čoček. Invazivními metodami mohou být užívání farmak (miotika) či chirurgické zákroky, mezi které mimo jiné také řadíme implantaci nejrůznějších druhů nitroočních čoček. Mohou to být víceohniskové IOL, EDoF čočky, akomodativní IOL (AIOL) či užití jednoduchých monofokálních čoček metodou monovision. V této práci je však uvažována možnost korigovat presbyopii některým pacientům pomocí jednoohniskových IOL.¹⁻⁴

Při implantaci nitrooční čočky se vyřadí přirozená schopnost akomodace a oko se stane „opticky pevné“ bez schopnosti zaostřovat na jednotlivé vzdálenosti. Proto je dnes možnost implantace již výše zmíněných speciálních čoček, poskytujících vidění na více vzdáleností. Pseudoakomodace je jev, který však může způsobit dobrou zrakovou ostrost do dálky i do blízka u některých pseudofakických pacientů s implantovanými jednoohniskovými IOL. Pseudoakomodace je oproti akomodaci statickým procesem, který akomodaci napodobuje nebo ji napomáhá, aktivita ciliárního svalu nemá na tento proces žádný vliv. Pseudoakomodace u monofokálních IOL, jak již bylo zmíněno, může být příčinou dobré UNVA a zároveň UDVA. Na míru pseudoakomodace mají vliv různé faktory. Těmito faktory mohou být šíře zornice

či axiální posun nitrooční čočky, tyto vlivy se řadí mezi dynamickou složku pseudoakomodace. Dále to mohou být faktory tvořící statickou složku pseudoakomodace, kterými jsou zbytkový astigmatismus, hloubka ostrosti, aberace HOA a LOA, potenciál vizuálního vjemu či věk.⁵⁻⁸

Bylo prokázáno, že dobrá UNVA u pseudofakických pacientů klesá úměrně s věkem. U velikosti pupily a pseudoakomodace byla dokázána nepřímá úměra. Důvodem je její významný účinek na zrakovou ostrost. (19,64) Dalším důležitým parametrem je zbytkový astigmatismus, studie prokazují, že se jedná zejména o astigmatismus „proti pravidlu“ (ATR). Ten na rozdíl od astigmatismu „podle pravidla“ (WTR) nabízí lepší zrakovou ostrost do blízka (zraková ostrost na dálku se v podstatě neliší).⁸⁻¹⁰

Metodika práce

Předmětem této studie byly 2 skupiny pacientů, hypermetropové a emetropové. Protože refrakce byla před operací zkreslena kataraktou, hyperopové a emetropové byli definováni dle hodnoty implantované nitrooční čočky. Změřeno bylo celkem 21 očí u 13 pacientů, z toho 15 hyperopických a 6 emetropických očí, které byly do výzkumu zapojeny pro porovnání defokusačních křivek. Pro zařazení oka do výzkumu byla stanovena podmínka minimální dosažené zrakové ostrost 0,8 při měření defokusačních křivek. Nebyly hodnoceny oči s patologickými změnami zhoršujícími zrakovou ostrost (amblyopie, makulární degenerace, atd.)

Součástí pooperační kontroly, která probíhala většinou v rozmezí od 2 do 3 měsíců po operaci druhého oka, byla tvorba defokusační křivky a vyšetření na přístroji iTrace. Defokusační křivka byla prováděna monokulárně pomocí náhodného předkládání spojných a rozptylných čoček (po 0,5 dpt) k imitaci rozdílné vzdálenosti optotypu od oka. Spodní hranice přijatelné hodnoty dosažené zrakové ostrosti pro nás byla 0,3. Z rekonstruovaných defokusačních křivek byla určena hloubka ostrosti pacientů. Hranice vízu, pro který se hloubka ostrosti určovala, byl vizus 0,6. Oči, které tohoto vízu nedosahovaly, byly z výzkumu vyřazeny. Pro účely této práce byl termín „hloubka ostrosti“ definován jako rozmezí dioptrické korekce, pro které pacient dosáhne hodnoty vízu 0,6 a více. Termín hloubka ostrosti je v tomto smyslu často používán oftalmology, (spíše by se však mohlo u pevného optického systému jednat o „pseudoakomodační šíři“). Všechny defokusační křivky byly pro účely této práce zarovnané podle sférického ekvivalentu nejlepší nejlepší korigované zrakové ostrosti.

Následně bylo pacientům provedeno kompletní vyšetření na přístroji iTrace. K výzkumu byla potřebná data o aberacích oka, především tedy o astigmatismu, sférické aberaci a komě. Dále také byly posuzovány hodnoty šířky zornice.

Výsledky

V tabulce 1 jsou shrnuty informace o skupině hypermetropů včetně průměrných hodnot uvedených v posledním řádku. V tabulce 2 jsou analogicky k tabulce 1 uvedeny informace o pacientech skupiny emetropů.

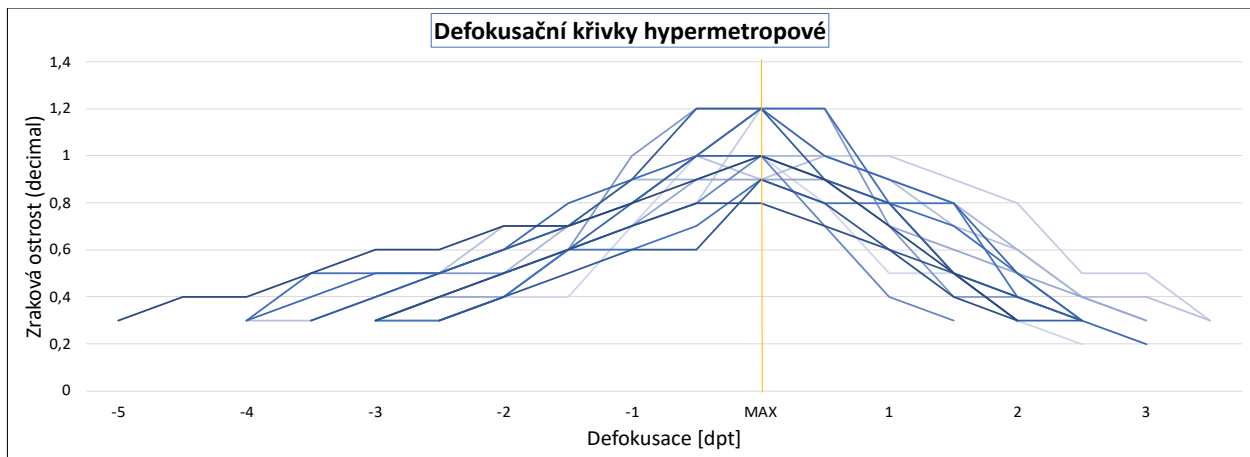
Tabulka 1: Naměřená data- hypermetropové

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

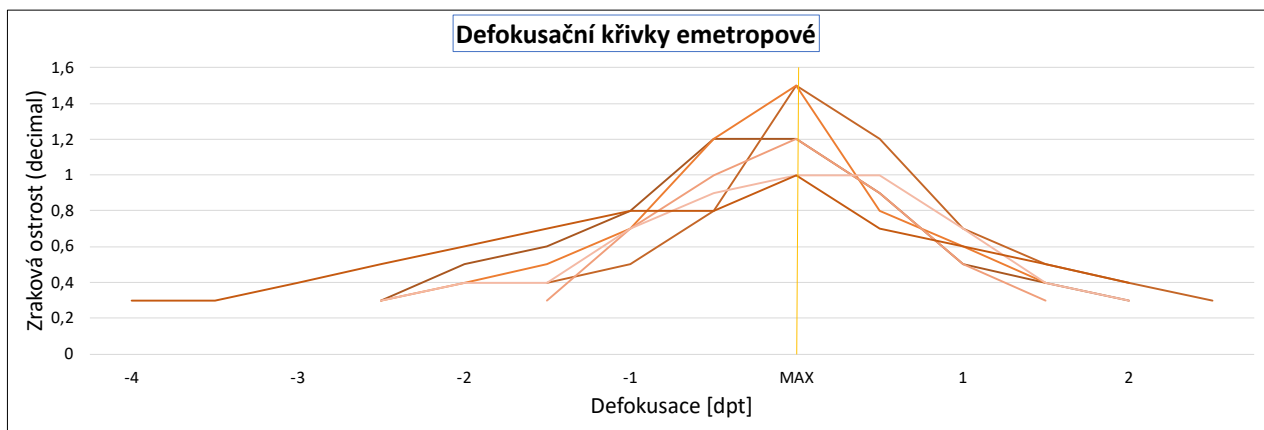
Tabulka 2: Naměřená data- emetropové

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

V následujícím grafu 1 jsou shrnuty naměřené defokusační křivky u pacientů skupiny hypermetropů. Průměrná maximální dosažená hodnota zrakové ostrosti, podle které byly defokusační křivky zarovnaný, je v tomto grafu (stejně i v následujících grafech) znázorněna žlutou přímkou. Graf 2 analogicky zobrazuje defokusační křivky pacientů skupiny emetropů.



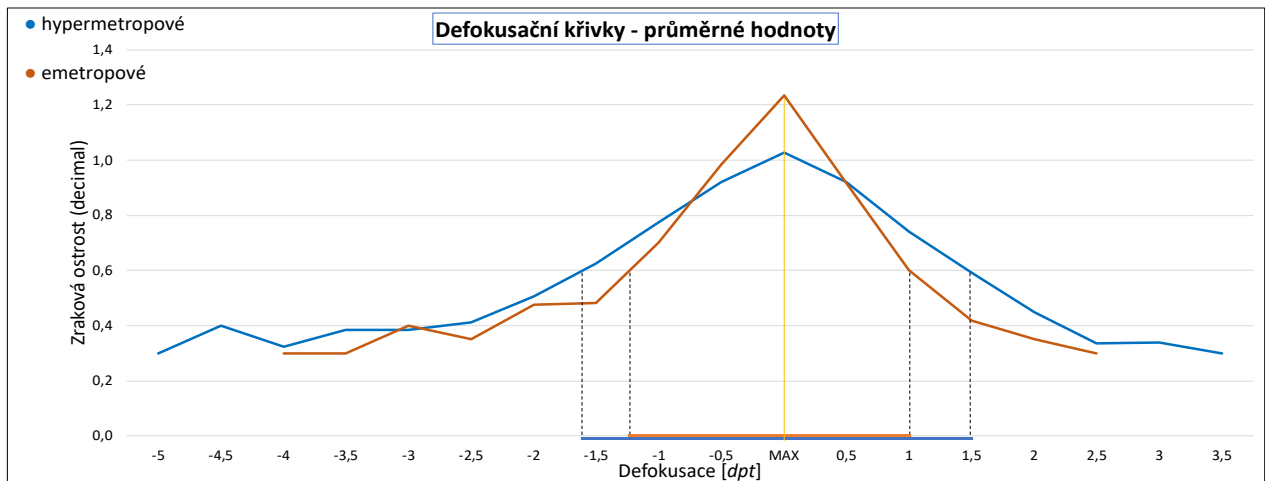
Graf 1: Defokusační křivky- hypermetropové



Graf 2: Defokusační křivky- emetropové

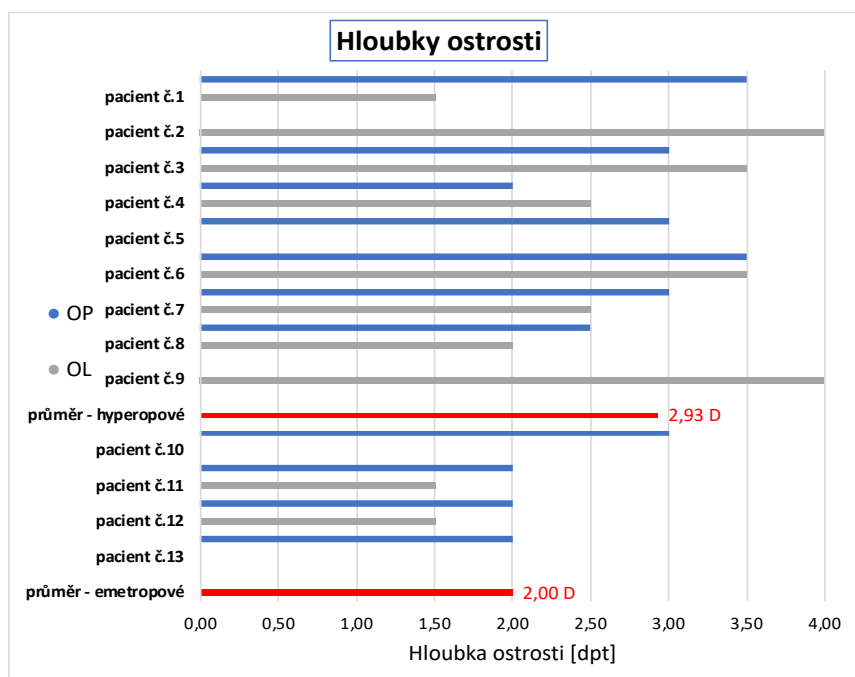
Následující graf 3 znázorňuje dvě defokusační křivky, jež jsou výsledky zprůměrování všech defokusačních křivek hyperopických a emetropických pacientů. Modrá křivka znázorňuje hypermetropu, oranžová křivka emetropu. Z těchto defokusačních křivek lze stanovit průměrnou hloubku ostrosti jednotlivých skupin. Rozsahy průměrných hloubek ostrosti jsou v grafu zvýrazněny modrou (hyperm.) či oranžovou (emetr.) úsečkou na ose x. Průměrná maximální dosažená hodnota zrakové ostrosti je v grafu taktéž znázorněna vertikální žlutou přímkou.

Dle chování jednotlivých křivek lze říci, že křivka pro průměrné hodnoty zrakových ostrostí hypermetropů má pozvolnější charakter než průměrná defokusační křivka emetropů. Emetropická křivka dosahuje vyšších hodnot zrakové ostrosti než hyperopická. Hloubka ostrosti je však u hyperopů vyšší.



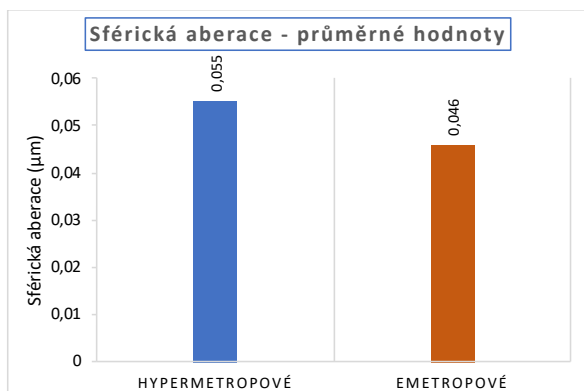
Graf 3: Defokusační křivky- průměrné hodnoty

Jednotlivé hloubky ostrosti u hypermetropů a emetropů včetně jejich průměrů jsou uvedeny v následujícím grafu 4. U hypermetropů vyšla průměrná hloubka ostrosti 2,93 D ($\pm 0,73$ D), u emetropů vyšla 2,0 D ($\pm 0,5$ D).

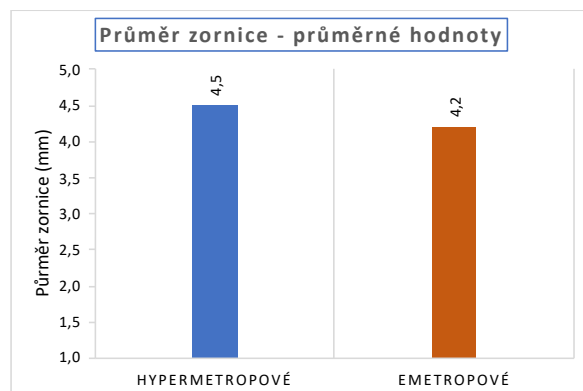


Graf 4: Hloubky ostrosti- hypermetropové a emetropové

V následujících grafech 4 a 5 jsou porovnány průměrné hodnoty sférické aberace a průměru zornic hypermetropů a emetropů. Tyto hodnoty byly získány z přístroje iTrace. U hyperopů vyšla průměrná sférická aberace $+0,055 \mu\text{m} \pm 0,032 \mu\text{m}$ a šířka zornice $4,5 \text{ mm} \pm 0,6 \text{ mm}$. U emetropů vyšla průměrná sférická aberace $+0,046 \mu\text{m} \pm 0,020 \mu\text{m}$ a šířka zornice $4,2 \text{ mm} \pm 0,4 \text{ mm}$.

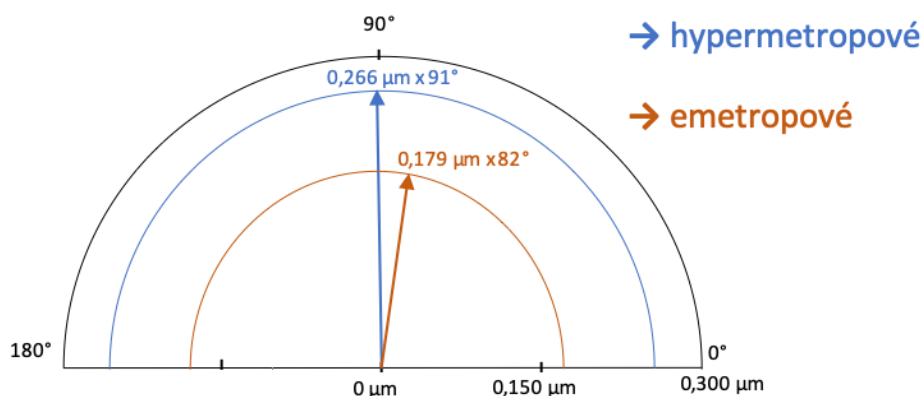


Graf 4: Sférická aberace- průměrné hodnoty



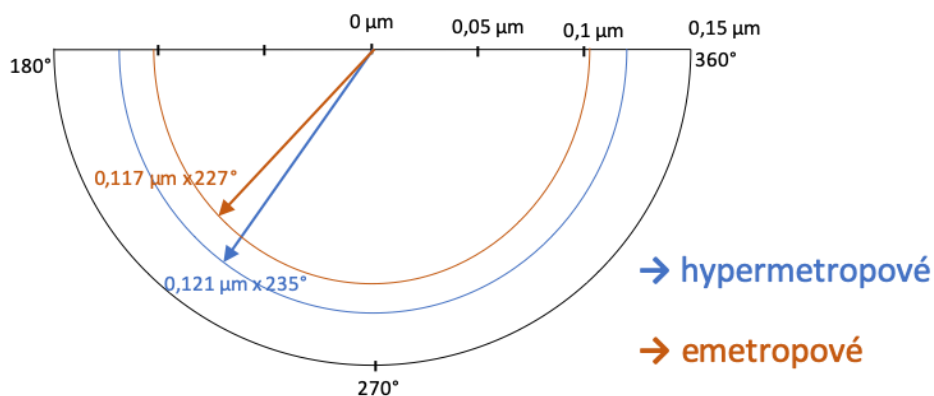
Graf 5: Průměr zornice- průměrné hodnoty

Obrázek 1 vyobrazuje průměrné hodnoty astigmatismu. Délka šipky znázorňuje velikost (hodnotu) a směr udává úhel. Modrá šipka značí hodnoty hypermetropů, oranžová hodnoty emetropů. Průměrná hodnota astigmatismu (podle výsledků iTrace) byla u hypermetropů $0,266 \mu\text{m} \times 91^\circ (\pm 0,120 \mu\text{m})$, u emetropů $0,179 \mu\text{m} \times 82^\circ (\pm 0,070 \mu\text{m})$. U hypermetropů byl naměřen astigmatismus proti pravidlu (ATR) u 7 očí, podle pravidla (WTR) u 2 očí a šikmý astigmatismus (OB) pouze u 2 očí. U emetropů byl naměřen astigmatismus podle pravidla u 2 očí, šikmý astigmatismus u 4 očí. Astigmatismus proti pravidlu u emetropů naměřen vůbec nebyl.



Obrázek 1: Astigmatismus- emetropové, hyperopové

Obrázek 2 vyobrazuje průměrné hodnoty komy na stejném principu, jako obrázek 1. Průměrná hodnota komy (též z výsledků iTrace) byla u hypermetropů $0,121 \mu\text{m} \times 235^\circ (\pm 0,090 \mu\text{m})$ a u emetropů $0,117 \mu\text{m} \times 227^\circ (\pm 0,080 \mu\text{m})$.



Obrázek 2: Koma- emetropové, hyperopové

Závěr

Z naměřených defokusačních křivek lze zjistit, že průměrná hloubka ostroty u hypermetropů vyšla oproti emetropům vyšší. U hypermetropů vyšla 2,93 D ($\pm 0,73$ D), u emetropů vyšla 2,0 D ($\pm 0,5$ D). Rozdíly lze rozeznat i na průběhu jednotlivých defokusačních křivek. Křivky u emetropů mají rychlý a strmý průběh do bodu nejvyšší zrakové ostroty a poté opět rychlý spád. Naopak křivky hypermetropů mají pozvolnější průběh a vrchol z nich není tolik patrný.

Hypermetropové vykazují lepší vidění na blízko a střední vzdálenost (nejméně 8/9 pacientů nepoužívá brýle na mobil, nejméně 6/9 pacientů nepoužívá brýle na orientační čtení) na rozdíl od emetropů, kteří pro tyto případy potřebují brýle (všichni z pacientů uvádějí používání brýlí na mobil i na orientační čtení). Na tomto faktu by se mohly podílet následující faktory. Zbytkový astigmatismus (především ATR), který vyšel u hypermetropů průměrně 0,266 μm x 91° ($\pm 0,120$ μm), u emetropů 0,179 μm x 82° ($\pm 0,070$ μm). U hypermetropů převažoval zbytkový astigmatismus proti pravidlu (ATR), u emetropů šikmý astigmatismus (OB). Ke stejnému závěru ohledně vlivu astigmatismu ATR došly i další studie, zabývající se stejnou problematikou, např. výzkum z roku 2006 uskutečněný pod vedením M. A. Nanavaty a spol.¹¹

Dále koma, která u hypermetropů vyšla v průměru 0,121 μm x 235° ($\pm 0,090$ μm) a u emetropů 0,117 μm x 227° ($\pm 0,080$ μm). Dále mohla přispět sférická aberace, průměrná hodnota u hypermetropů vyšla +0,055 μm ($\pm 0,032$ μm), u emetropů +0,046 μm ($\pm 0,020$ μm). Ale také věkové složení zkoumaných skupin. Průměrný věk u hypermetropických pacientů byl 51 let, u emetropických 75 let. Je tedy možné, že mladší skupina pacientů (hypermetropové) dokáže při práci do blízka zúžit zornici. U hypermetropických pacientů byla naměřena lehce myopická pooperační refrakce, lze ji tedy také řadit mezi potenciální faktory ovlivňující vidění do blízka.

Výsledné hodnoty šířky zornice naměřené na iTrace neodpovídají našim předpokladům. Zornice u hypermetropů vyšla v průměru širší nežli u emetropů. Byly však měřeny za rozdílných světelných podmínek na iTrace a ne při vyšetření defokusační křivky. V navazujících výzkumech by bylo tedy vhodné posoudit šířku zornice přímo při měření defokusační křivky.

Hlubší statistické zpracování této studie nebylo možné vzhledem k omezenému počtu pacientů především ve skupině emetropů a výrazné věkové heterogenitě. Bylo to dáno omezeným chodem oční kliniky OFTA způsobeným protiepidemickými opatřeními (Covid-19).

Zdá se tedy, že u hypermetropů lze do jisté míry korigovat monofokální nitrooční čočkou i presbyopii, ale jednoznačně jsme neprokázali faktory, které to (v jaké míře) ovlivňují. Výzkum je však třeba prohloubit a rozšířit. Je potřeba prozkoumat více pacientů a dodržet ideální podmínky měření (především při měření šířky zornice) tak, aby byly jasně definovány přesné hodnoty faktorů. Pokud by následným výzkumem byla zjištěna konkrétní kombinace některých z výše uvedených faktorů, která by jednoznačně zaručila dobrý výsledek vidění na střední i blízkou vzdálenost, oční lékaři by byli schopni jednoohniskovou IOL nabízet těmto pacientům jako další možnou alternativu korekce presbyopie.

Použitá literatura

1. R. SIEBURTH, M. CHEN: Intraocular lens correction of presbyopia, 2019, Taiwan J Ophthalmol, DOI: 10.4103/tjo.tjo_136_18
2. R. RAMPAT, D. GATINEL: Multifocal and EDOF intraocular lenses in 2020, 2020, Ophthalmology, DOI: 10.1016/j.ophtha.2020.09.026
3. J. L. ALIÓ, et.al.: Accommodative intraocular lenses: where are we and where we are going, 2017, Eye and Vision, DOI: 10.1186/s40662-017-0077-7
4. GRZYBOWSKI: A review of pharmacological presbyopia treatment, 2020, DOI: 10.1097/APO.0000000000000297
5. P. KUČHYNKA: Oční lékařství, Praha, Grada Publishing, a.s., 2007, 812 s., ISBN 978-80-247-1163-8.
6. P. MORÁVEK: Změny akomodační šíře v závislosti na věku a refrakčních vadách, Brno, 2011, Diplomová práce, Masarykova univerzita, [online]. Dostupné z: <https://bit.ly/34cbHeW>
7. L. ŘEZNÍKOVÁ: Zraková ostrost na blízko po implantaci monofokální nitrooční čočky, Kladno, 2018, Bakalářská práce, ČVUT FBMI, [online]. [cit. 2020-10-28]. Dostupné z: <https://bit.ly/2X00ZUK>
8. D. M. PORTALIOU, et.al.: Real and pseudoaccommodation in accommodative lenses, 2011, [online]. [cit. 2020-10-28]. Dostupné z: <https://bit.ly/38RXzcc>
9. D. M. PORTALIOU, et.al.: Real and pseudoaccommodation in accommodative lenses, 2011, [online]. [cit. 2020-10-28]. Dostupné z: <https://bit.ly/38RXzcc>
10. S.YAMAMOTO, E. ADACHI-USAMI: Apparent accommodation in Pseudophakic eyes as measured with visually evoked potentials, 1992, Investigative Ophthalmology and Visual Science, [online]. [cit. 2021-28-04]. Dostupné z: <https://bit.ly/33Cr2Vs>
11. M. A. NANAVATY, et.al.: Analysis of patients with good uncorrected. Distance and near vision after monofocal intraocular lens implantation, 2006, J Cataract refract surg DOI: 10.1016/j.jcrs.2006.03.021

Bc. Kateřina Nevšimalová, MUDr. Jiří Cendelín CSc.

Possibility of presbyopia correction in hyperopes using monofocal intraocular lenses

CTU, Faculty of biomedical engineering, OFTA Pilsen

Abstract

Ophthalmologists note good UNVA in some patients after cataract surgery with an implanted monofocal intraocular lens. The thesis discusses the process of pseudoaccommodation, which could help this phenomenon. The aim of the study was to assess the possibility of correcting presbyopia using a monofocal IOL in hypermetropes. Furthermore, the assessment and comparison of individual factors in hypermetropes and emetropes that may have contributed to good UNVA.

Keywords

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

Introduction

Presbyopia, as an inevitable, physiological, age-related loss of the ability to accommodate, can be corrected in several ways. These include invasive or non-invasive methods. Non-invasive methods include spectacle or contact lens correction. Invasive methods can be the use of drugs (miotics) or surgery, which also include the implantation of various types of intraocular lenses. These can be multifocal IOLs, EDoF lenses, accommodative IOLs (AIOLs) or the use of simple monofocal lenses by monovision. However, in this work, the possibility of correcting presbyopia for some patients using monofocal IOLs is considered.¹⁻⁴

When an intraocular lens is implanted, the natural ability to accommodate is eliminated and the eye becomes "optically static" without the ability to focus at individual distances. Therefore, today it is possible to implant the abovementioned special lenses, providing vision at multiple distances. Pseudoaccommodation is a phenomenon that can cause good distance and near visual acuity in some pseudophakic patients with implanted monofocal IOLs. In contrast to accommodation, pseudoaccommodation is a static process that imitates or helps accommodation; ciliary muscle activity has no effect on this process. Pseudoaccommodation of monofocal IOLs, as already mentioned, can be the cause of good UNVA and at the same time UDVA.

The degree of pseudoaccommodation is influenced by various factors. These factors can be the pupil diameter or axial displacement of the intraocular lens, these effects are among the dynamic components of pseudoaccommodation. Furthermore, they may be factors forming the static component of pseudoaccommodation, which are residual astigmatism, depth of field, aberrations HOA and LOA, potential of visual perception or age.⁵⁻⁸

Good UNVA in pseudophakic patients has been shown to decline with age. Indirect proportions were demonstrated for pupil size and pseudoaccommodation. The reason is its significant effect on visual acuity. Another important parameter is residual astigmatism, studies show that it is mainly astigmatism "against the rule" (ATR). The difference it offers better "with the rule" astigmatism for near visual acuity (distance visual acuity is essentially the same).⁸⁻¹⁰

Methodology

The subject of this study was 2 groups of patients, hypermetropic and emetropic. Because of distorted refraction by cataract before surgery, hyperopic and emetropic were defined by the implanted intraocular lens value. A total of 21 eyes were measured in 13 patients, of which 15 were hyperopic and 6 were emetropic, which were included in the study to compare defocus curves. For the inclusion of the eye in the research, the condition of the minimum achieved visual acuity was set at 0.8 when measuring defocusing curves. Eyes with pathological changes deteriorating visual acuity (amblyopia, macular degeneration, etc.) were not evaluated.

The postoperative check-up, which usually took place between 2 and 3 months after the operation of the other eye, included the creation of a defocus curve and a measurement on the iTrace device. The defocus curve was performed monocularly by randomly presenting minus and plus lenses (0.5 dpt each) to imitate the different distance of the optotype from the eye. The lower limit of the acceptable value of achieved visual acuity for us was 0.3. The depth of field of patients was determined from the reconstructed defocus curves. The limit of the VA for which the depth of field was determined was 0.6. Eyes that did not reach this VA were excluded from the research. For the purposes of this work, the term "depth of field" was defined as the range of dioptric correction for which the patient reaches the visual acuity value of 0.6 or more. The term depth of field is often used in this sense by ophthalmologists, (rather, a fixed optical system could be a "pseudoaccommodation extent"). For the purposes of this work, all defocus curves were aligned according to the spherical equivalent of the best corrected visual acuity.

Subsequently, the patients underwent a complete measurement on the iTrace device. The research required data on eye aberrations, especially on astigmatism, spherical aberration and coma. Pupil diameter values were also assessed.

Results

Table 1 summarizes the information of the group of hypermetropes, including the average values given (last line). Table 2 provides information analogous to table 1 about emetropes.

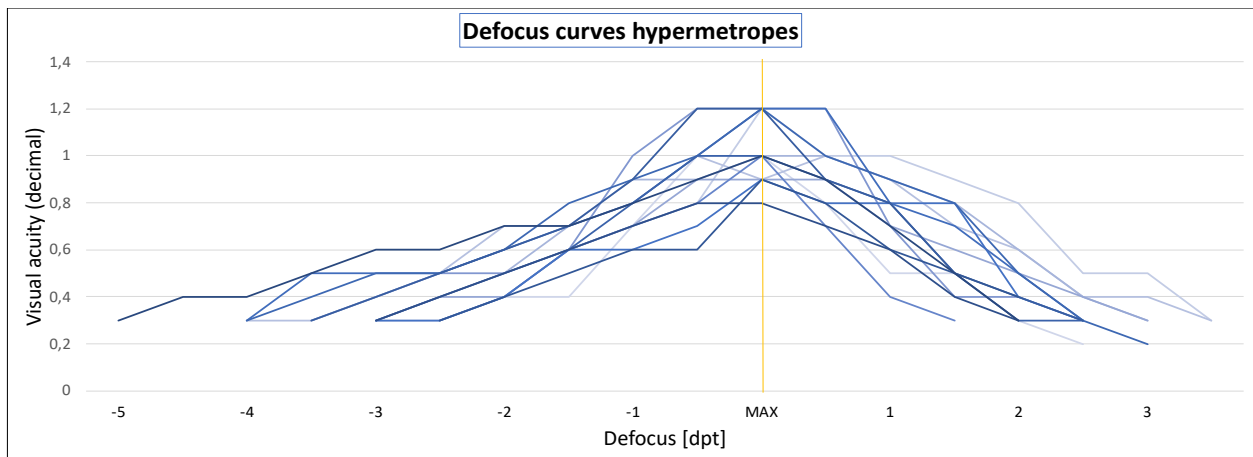
Table 1: Measured data- hypermetropes

Hypermetropes												
	sex	age (years)	eye	axial length AL (mm)	implanted IOL value SE (dpt)	IOL model	optimal refraction after surgery SE (D)	astigmatism - LOA (μm)	astigmatism type	coma - HOA (μm)	spherical aberration HOA (μm)	pupil diameter (mm)
Patient no.1	muž	46	OD	21,49	+30,5	SA60AT	+0,05	0,2 x 29°	OB	0,08 x 240°	+0,08	5,5
			OS	21,19	+32,0	SA60AT	+0,25	0,43 x 104°	ATR	0,29 x 282°	+0,11	4,7
Patient no.2	muž	52	OD	20,59	+33,0	SA60AT	+0,47	0,24 x 58°	OB	0,32 x 259°	+0,07	4,9
			OS									
Patient no.3	žena	77	OD	20,93	+30,0	AAB00	-0,42	0,23 x 105°	ATR	0,1 x 164°	+0,06	4,3
			OS	20,88	+30,0	AAB00	-0,47	0,62 x 101°	ATR	0,15 x 317°	+0,07	4,3
Patient no.4	muž	49	OD	21,57	+29,0	AAB00	+0,02	0,22 x 81°	ATR	0,1 x 202°	+0,06	4,5
			OS	20,92	+31,0	SA60AT	-0,59	0,31 x 99°	ATR	0,06 x 338°	+0,08	4,7
Patient no.5	muž	35	OD									
			OS	20,57	+31,0	SA60AT	-0,24	0,31 x 167°	WTR	0,044 x 214°	+0,02	4,6
Patient no.6	žena	48	OD	19,55	+34,0	SA60AT	-0,05	0,15 x 67°	ATR	0,03 x 273°	0	3,0
			OS	19,44	+34,0	SA60AT	-0,17	0,19 x 159°	WTR	0,04 x 277°	-0,01	3,5
Patient no.7	žena	49	OD	20,66	+32,0	SA60AT	-0,28	0,32 x 27°	OB	0,11 x 203°	+0,07	4,8
			OS	20,81	+31,0	SA60AT	-0,06	0,11 x 137°	OB	0,02 x 38°	+0,04	4,5
Patient no.8	žena	56	OD	21,31	+31,0	SA60AT	-0,53	0,17 x 87°	ATR	0,16 x 263°	+0,06	5,0
			OS	21,53	+31,0	SA60AT						
Patient no.9	žena	46	OD	21,04	+29,5	AAB00	-0,60	0,24 x 53°	OB	0,21 x 216°	+0,08	4,9
			OS									
average		51		20,83	+31,3		-0,19	0,27 x 91°		0,12 x 235°	+0,06	4,5

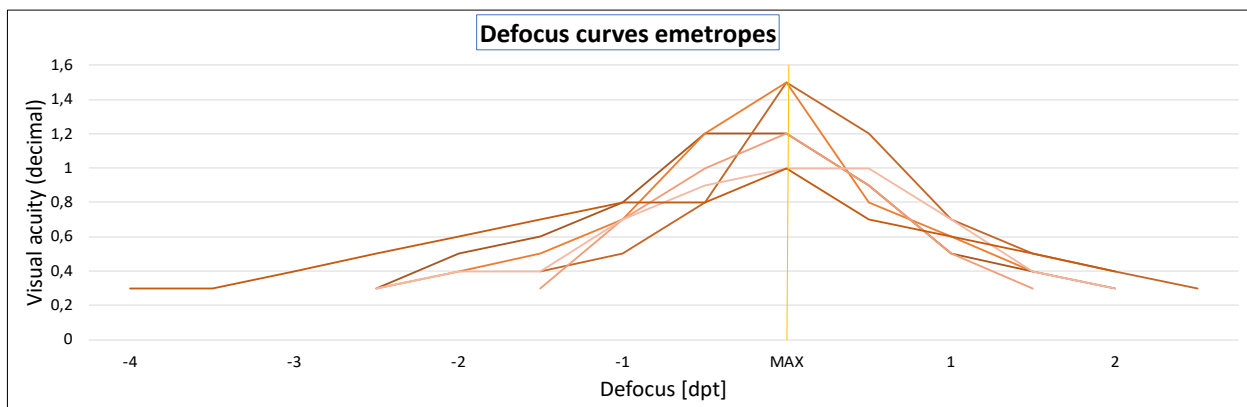
Table 2: Measured data- emetropes

Emetropes												
	sex	age (years)	eye	axial length AL (mm)	implanted IOL value SE (dpt)	IOL model	optimal refraction after surgery SE (D)	astigmatism - LOA (μm)	astigmatism type	coma - HOA (μm)	spherical aberration HOA (μm)	pupil diameter (mm)
Patient no.10	žena	68	OD									
			OS	22,79	+23,0	AAB00	-0,01	0,261 x 123°	OB	0,038 x 167°	+0,023	3,7
Patient no.11	muž	68	OD	23,96	+21,5	AAB00	+0,05	0,119 x 54°	OB	0,041 x 157°	+0,050	4,1
			OS	23,95	+22,0	AAB00	+0,23	0,238 x 15°	WTR	0,092 x 206°	+0,046	4,5
Patient no.12	žena	75	OD	23,63	+21,0	AAB00	+0,21	0,042 x 151°	OB	0,201 x 272°	+0,082	4,7
			OS	23,61	+21,0	AAB00	+0,21	0,185 x 9°	WTR	0,075 x 253°	+0,024	4,4
Patient no.13	žena	88	OD									
			OS	23,26	+22,5	SA60AT	-0,23	0,226 x 137°	OB	0,253 x 305°	+0,050	3,8
average		75		23,53	+21,83		+0,08	0,18 x 82°		0,12 x 227°	+0,05	4,2

The following graph 1 summarizes the measured defocus curves in hypermetropic patients. The average maximum achieved value of visual acuity, according to which the defocusing curves were aligned, is shown in this graph (as well as in the following graphs) by a yellow line. Graph 2 analogously shows the defocus curves of emetrope patients.



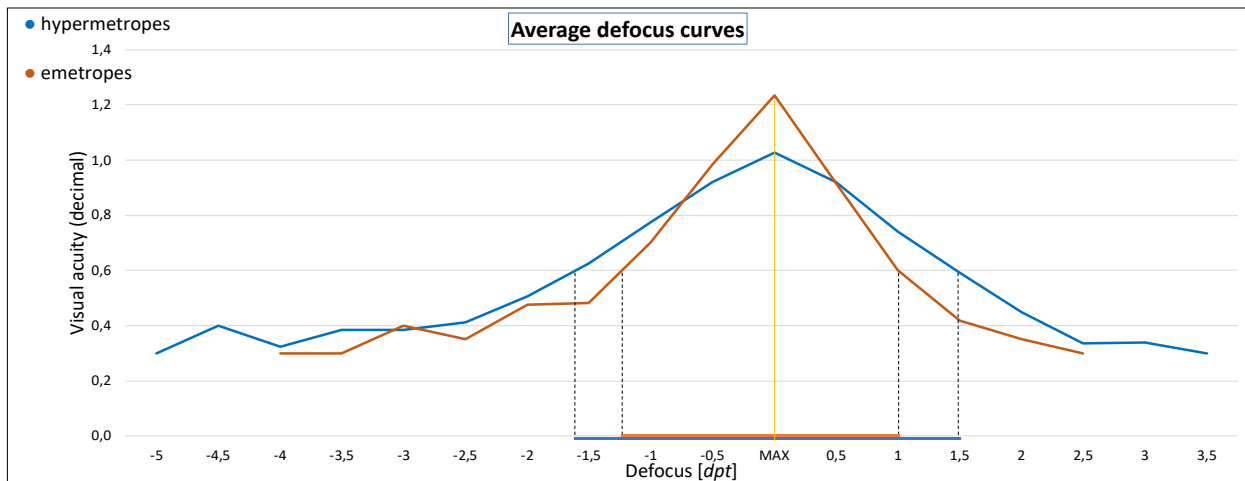
Graph 1: Defocuse curves- hypermetropes



Graph 2: Defocuse curves- emetropes

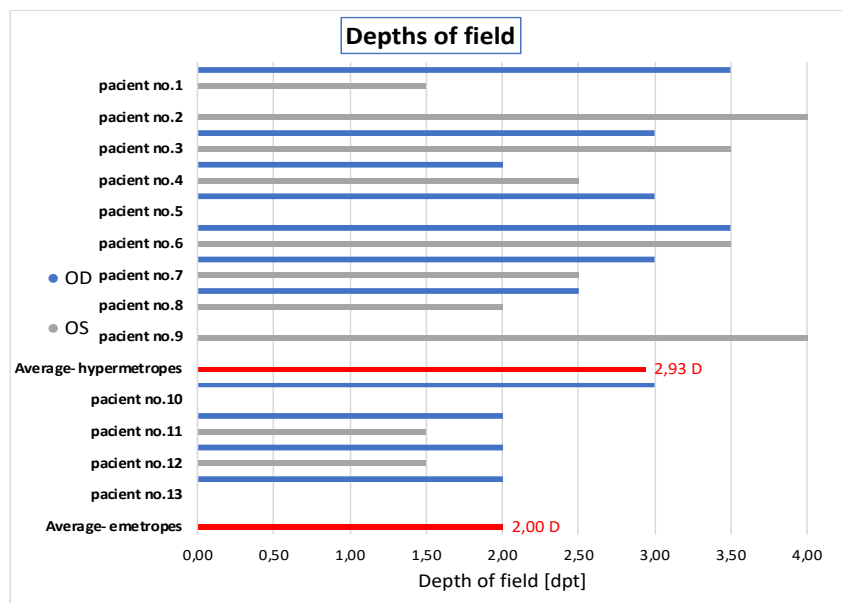
The following graph 3 shows two defocus curves, which are the results of averaging all defocus curves of hyperopic and emetropic patients. The blue curve shows hypermetropes, the orange curve emetropes. From these defocus curves, the average depth of field of individual groups can be determined. The ranges of average depths of field are highlighted in the graph by a blue (hypermetr.) or orange (emetr.) line on the x-axis. The average maximum achieved value of visual acuity is also shown in the graph by a vertical yellow line.

According to the behavior of individual curves, it can be said that the curve for the average values of visual acuities of hypermetropes has a slower character than the average defocus curve of emetropes. The emetropic curve reaches higher values of visual acuity than the hyperopic curve. However, the depth of field is higher in hyperops.



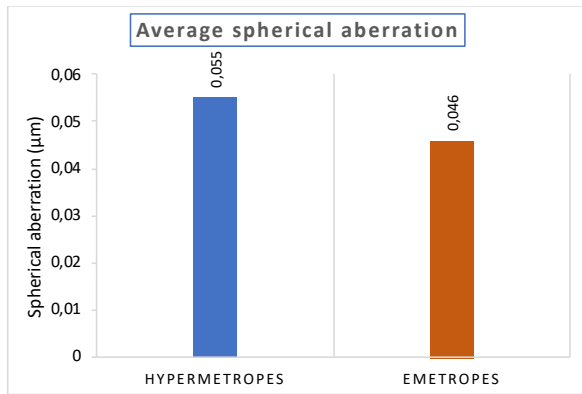
Graph 3: Defocus curves- average values

The individual depths of field for hypermetropes and emetropes, including their average values, are shown in the following graph 4. For hypermetropes, the average depth of field was 2.93 D (± 0.73 D), emetropes gave 2.0 D (± 0.5 D).

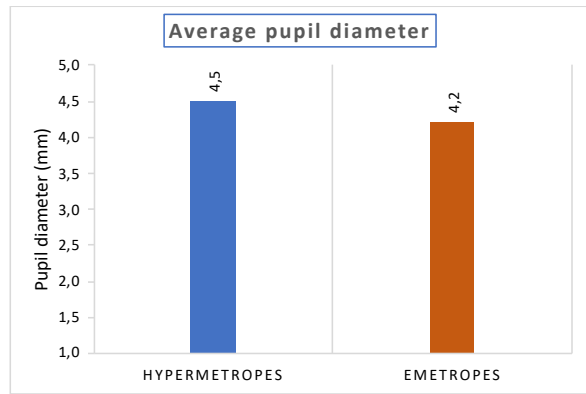


Graph 4: Depths of field- hypermetropes and emetropes

The following graphs 4 and 5 compare the average values of the spherical aberration and the diameter of the pupils of hypermetropes and emetropes. These values were obtained from an iTrace instrument. For hyperopes, the average spherical aberration was $+0.055 \mu\text{m} \pm 0.032 \mu\text{m}$ and the average pupil diameter was $4.5 \text{ mm} \pm 0.6 \text{ mm}$. For emetropes, the average spherical aberration was $+0.046 \mu\text{m} \pm 0.020 \mu\text{m}$ and the pupil diameter was $4.2 \text{ mm} \pm 0.4 \text{ mm}$.



Graph 5: Spherical aberration- average values



Graph 6: Pupil diameter- average values

Figure 1 shows the mean values of astigmatism. The length of the arrow indicates the size (value) and the direction indicates the angle. The blue arrow indicates the values of the hypermetropes, the orange ones the values of the emetropes. The mean value of astigmatism (according to iTrace results) was $0.266 \mu\text{m} \times 91^\circ (\pm 0.120 \mu\text{m})$ for hypermetropes and $0.179 \mu\text{m} \times 82^\circ (\pm 0.070 \mu\text{m})$ for emetropes. In hypermetropes, against-the-rule astigmatism (ATR) was measured in 7 eyes, with-the-rule (WTR) in 2 eyes, and oblique astigmatism (OB) in only 2 eyes. In emetropes, astigmatism was measured with-the-rule in 2 eyes, oblique astigmatism in 4 eyes. Astigmatism against the rule of emetropes has not been measured at all.

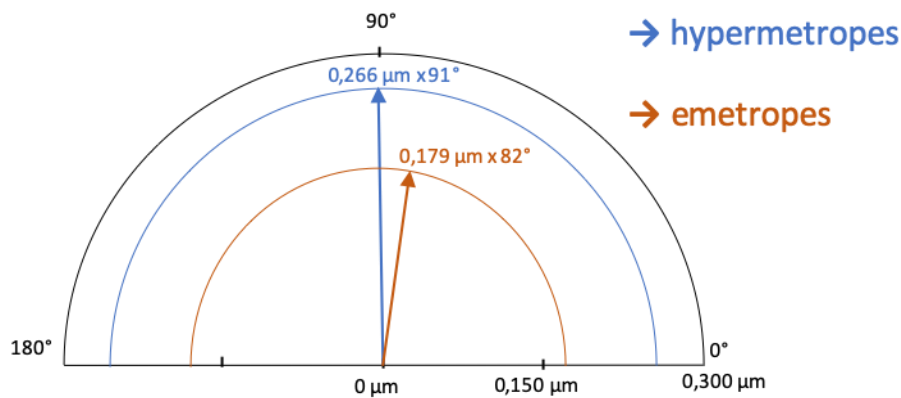


Figure 1: Astigmatism- emetropes, hypermetropes

Figure 2 shows the average values of coma on the same principle as Figure 1. The average value of coma (also from iTrace results) was $0.121 \mu\text{m} \times 235^\circ (\pm 0.090 \mu\text{m})$ for hypermetropes and for emetropes $0.117 \mu\text{m} \times 227^\circ (\pm 0.080 \mu\text{m})$.

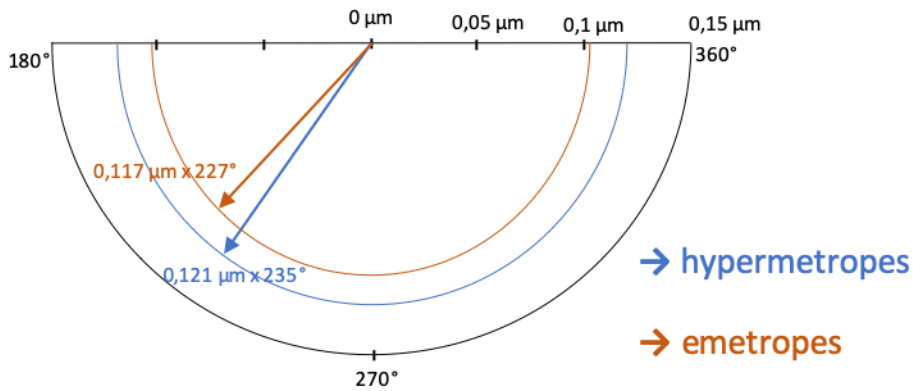


Figure 2: Coma- emetropes, hypermetropes

Conclusion

From the measured defocus curves, it can be seen that the average depth of field for hypermetropes was higher than for emetropes. For hypermetropes it was 2.93 D (\pm 0.73 D), for emetropes it was 2.0 D (\pm 0.5 D). The differences can also be recognized on the course of the individual defocus curves. The curves at emetropes have a fast and steep course to the point of highest visual acuity and then again a rapid slope. On the contrary, the curves of hypermetropes have a slower course and the peak of them is not so obvious.

Hypermetropes show better near and medium vision (at least 8/9 patients do not wear cell phone glasses, at least 6/9 patients do not use orientation reading glasses) in contrast to emetropes who need glasses for these cases (all patients report using glasses on mobile phone and for orientation reading). The following factors could contribute to this fact.

Residual astigmatism (especially ATR), which averaged 0.266 μ m x 91° (\pm 0.120 μ m) in hypermetropes and 0.179 μ m x 82° (\pm 0.070 μ m) in emetropes. Residual astigmatism (ATR) predominated in hypermetropes, and oblique astigmatism (OB) prevailed in emetropes. Other studies dealing with the same issues came to the same conclusion regarding the influence of ATR astigmatism, such as the 2006 research conducted under the leadership of M. A. Nanavata et al.¹¹

Furthermore, coma, which came out with an average of 0.121 μ m x 235° (\pm 0.090 μ m) for hypermetropes and 0.117 μ m x 227° (\pm 0.080 μ m) for emetropes. Spherical aberration could also have contributed, the average value for hypermetropes was +0.055 μ m (\pm 0.032 μ m), for emetropes +0.046 μ m (\pm 0.020 μ m). But also the age composition of the studied groups. The mean age in hypermetropic patients was 51 years, in emetropic patients 75 years. It is therefore possible that a younger group of patients (hypermetropic) may be able to narrow the pupil closely when working. Slightly myopic postoperative refraction has been measured in hypermetropic patients, so it can also be ranked among the potential factors affecting near vision.

The resulting pupil diameter values measured on iTrace do not meet our assumptions. The pupil of hypermetropes was on average wider than that of emetropes. However, they were measured under different lighting conditions on the iTrace and not on the defocus curve. In subsequent research, it would be appropriate to assess the pupil diameter directly when measuring the defocus curve.

A deeper statistical processing of this study was not possible due to the limited number of patients, especially in the group of emetropes and significant age heterogeneity. This was due to the limited operation of the OFTA eye clinic due to anti-epidemic measures (Covid-19).

Thus, it seems that hypermetropes can be corrected to some extent with monofocal intraocular lens and presbyopia, but we have not clearly demonstrated the factors that affect this (to what extent). However, research needs to be deepened and expanded. It is necessary to examine more patients and observe the ideal measurement conditions (especially when measuring the pupil diameter) so that the exact values of the factors are clearly defined. If subsequent research revealed a specific combination of some of the above factors that would clearly guarantee a good near and medium vision result, ophthalmologists would be able to offer a monofocal IOL to these patients as another possible alternative to correcting presbyopia.

References

1. R. SIEBURTH, M. CHEN: Intraocular lens correction of presbyopia, 2019, Taiwan J Ophthalmol, DOI: 10.4103/tjo.tjo_136_18
2. R. RAMPAT, D. GATINEL: Multifocal and EDOF intraocular lenses in 2020, 2020, Ophthalmology, DOI: 10.1016/j.ophtha.2020.09.026
3. J. L. ALIÓ, et.al.: Accommodative intraocular lenses: where are we and where we are going, 2017, Eye and Vision, DOI: 10.1186/s40662-017-0077-7
4. GRZYBOWSKI: A review of pharmacological presbyopia treatment, 2020, DOI: 10.1097/APO.0000000000000297
5. P. KUČHYNKA: Oční lékařství, Praha, Grada Publishing, a.s., 2007, 812 s., ISBN 978-80-247-1163-8.
6. P. MORÁVEK: Změny akomodační šíře v závislosti na věku a refrakčních vadách, Brno, 2011, Diplomová práce, Masarykova univerzita, [online]. Dostupné z: <https://bit.ly/34cbHeW>
7. L. ŘEZNÍKOVÁ: Zraková ostrost na blízko po implantaci monofokální nitrooční čočky, Kladno, 2018, Bakalářská práce, ČVUT FBMI, [online]. [cit. 2020-10-28]. Dostupné z: <https://bit.ly/2X00ZUK>
8. D. M. PORTALIOU, et.al.: Real and pseudoaccommodation in accommodative lenses, 2011, [online]. [cit. 2020-10-28]. Dostupné z: <https://bit.ly/38RXzcc>
9. D. M. PORTALIOU, et.al.: Real and pseudoaccommodation in accommodative lenses, 2011, [online]. [cit. 2020-10-28]. Dostupné z: <https://bit.ly/38RXzcc>
10. S.YAMAMOTO, E. ADACHI-USAMI: Apparent accommodation in Pseudophakic eyes as measured with visually evoked potentials, 1992, Investigative Ophthalmology and Visual Science, [online]. [cit. 2021-28-04]. Dostupné z: <https://bit.ly/33Cr2Vs>
11. M. A. NANAVATY, et.al.: Analysis of patients with good uncorrected. Distance and near vision after monofocal intraocular lens implantation, 2006, J Cataract refract surg DOI: 10.1016/j.jcrs.2006.03.021

Bc. Renata Pinková, doc. Mgr. Pavel Beneš, Ph.D.

Korekce keratokonu

Katedra optometrie a ortoptiky, Lékařská fakulta, Masarykova univerzita Brno

Anotace

Tento příspěvek se zabývá zejména teoretickým podkladem k mé diplomové práci s názvem „Komparace korekce brýlemi a kontaktní čočkou u keratokonu v různých stádiích onemocnění“. Součástí příspěvku je popis onemocnění, dále klasifikace keratokonu, jeho korekce a léčba.

Klíčová slova

Keratokonus, kontaktní čočky, rohovková topografie, Amslerova stupnice, corneal cross linking, keratoplastika

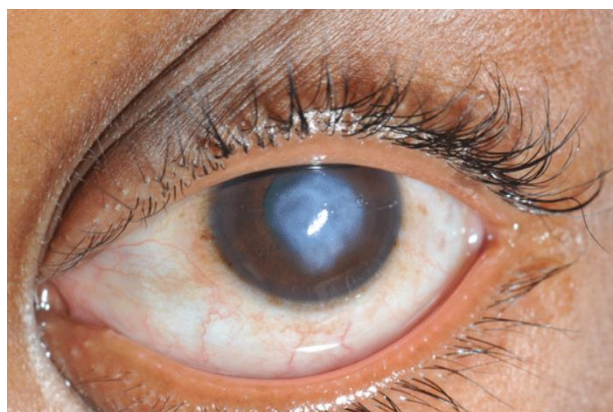
Keratokonus

Společně s keratoglobem a pelucidní marginální degenerací jej řadíme mezi ektatická onemocnění rohovky. U keratokonu dochází k protenčování stromatu rohovky a jejímu centrálnímu či paracentrálnímu vyklenování s typickým kuželovitým tvarem.¹ Keratokonus nejčastěji manifestuje v druhé dekádě života a k další progresi dochází v dekádě třetí. Ve většině případů bývá přítomen na obou očích.²

Mezi klinické příznaky řadíme zejména nárůst myopie a vznik nepravidelného astigmatismu. Při vyšetření na štěrbinové lampě pozorujeme ztenčení rohovky vrcholu konu. Dále můžeme vidět tzv. Fleischerův prstenec. Jedná se o depozitum železa hnědavé barvy, které obkružuje bázi konu.³ V pozdějších stádiích rozpoznáváme Munsonův příznak a Vogtovy strie. Munsonův příznak je patrný při sklopení očí směrem dolů, kdy konus odtlačuje spodní víčko do tvaru písmene „V“. Jako Vogtovy strie nazýváme nařasení stromatu rohovky ve vertikálním směru. Další z příznaků onemocnění jsou např. Rizzutiho znamení, kdy lze při osvětlení oka z temporální strany pozorovat konický reflex na nazální straně rohovky či Axenfeldův příznak, kdy dochází ke snížení citlivosti rohovky na vrcholu konu. Při akutním zhoršení často dochází k ruptuře Descementovy membrány. Ruptura může vést k edému rohovky a jejímu zašednutí.^{1,2}



Obrázek 4: Munsonův příznak²

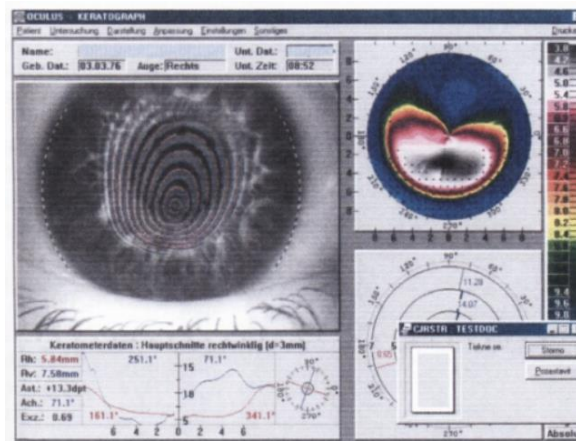


Obrázek 2: Edém rohovky u keratokonu⁴

Keratokonus diagnostikujeme po komplexním vyšetření obsahující anamnézu, vyšetření vizu a stanovení refrakce, vyšetření štěrbinovou lampou a nejdůležitější vyšetření na rohovkovém topografu.³ Rohovkový topograf je založen na principu projekce Placidových kotoučů na rohovku a následným nahráním obrazu CCD kamerou. Přístroj poté obraz vyhodnotí a můžeme pozorovat např. elevační mapu, mapu poloměrů křivosti, mapu optické mohutnosti a další.⁵



Obrázek 3: Rohovkový topograf⁵



Obrázek 4: Zobrazení keratokonu na rohovkovém topografu²

Klasifikace keratokonu

Keratokonus můžeme klasifikovat podle několika stupnic, z nich nejčastěji využívanou je Amslerova stupnice. Ta rozděluje keratokonus celkem do čtyř stádií označených římskými číslicemi I-IV. Hlavními kritérii stupnice jsou poloměry křivosti rohovky, tloušťka rohovky a dosažená zraková ostrost.²

První stadium – Amsler I – je charakterizováno poloměrem křivosti rohovky, který nedosahuje 7,5 mm. Tloušťka rohovky nebývá výrazně snížena a nabývá standardních hodnot kolem 0,5 mm. Vyšetřením na topografu bývá již v tomto stádiu patrný nepravidelný astigmatismus. Zrakové ostrosti 1,0 lze bez větších problémů dosáhnout s brýlemi i s kontaktní čočkou.²

Ve druhém stadiu – Amsler II – již dochází k výraznějšímu ztenčení rohovky na hodnotu cca 0,4 mm. Poloměr křivosti rohovky nabývá strmějších hodnot, kdy se pohybuje v rozsahu 7,2 až 6,5 mm. Zraková ostrost s brýlemi již nedosahuje hodnot 1,0, ale pohybuje se v rozmezí 0,8 až 0,2. S RGP kontaktní čočkou lze dosáhnout vizu 1,0. V tomto stádiu se také začínají projevovat různé patologické příznaky onemocnění jako Fleischerův prstenec, drobné zákaly či ruptury Descementovy membrány.²

Ve třetím stadiu – Amsler III – dochází k dalšímu zmenšování poloměru křivosti rohovky, který nyní dosahuje hodnot přibližně 6,5 až 5,8 mm. Zraková ostrost s brýlovou korekcí dosahuje pouze hodnot cca 0,2 – 0,1. Rohovka se ztenčuje na cca 0,25 mm a její transparentnost bývá snížena. S korekcí pomocí RGP kontaktní čočky dosahuje vizus hodnot až 0,8. Jsou zde přítomny patologické příznaky obdobně jako ve druhém stádiu, avšak nyní jsou již více zřetelné.²

Poslední čtvrté stadium – Amsler IV – je charakterizováno výrazným snížením poloměru křivosti rohovky pod hodnotu 5,8 mm. Tloušťka rohovky je obdobně výrazně menší, kdy může nabývat až hodnot pod 0,2 mm. Korekce brýlemi je již bez úspěchu a po aplikaci RGP kontaktní

čočky dochází na vylepšení vizu na hodnoty cca 0,4. Transparence rohovky se nadále snižuje. Současně přibývá patologických příznaků – projevuje se například Munsonův příznak.²

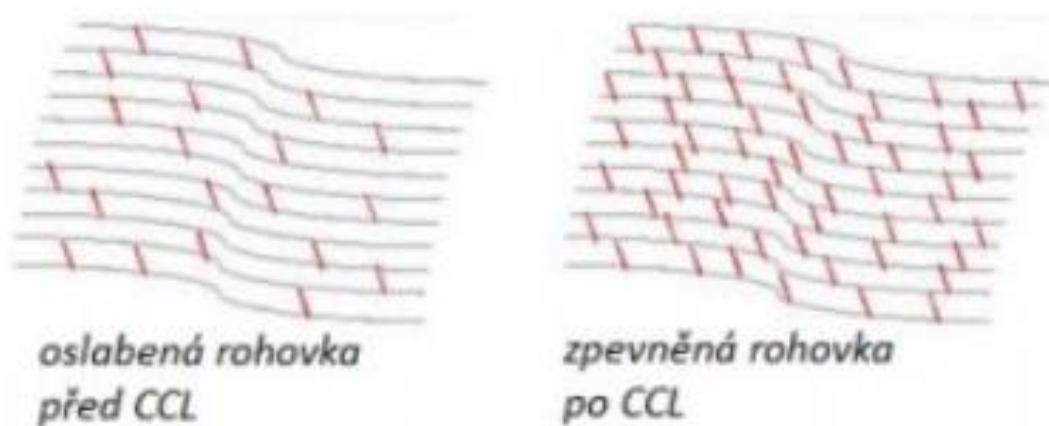
Korekce keratokonu

Keratokonuse můžeme korigovat několika způsoby. V počátečních stádiích lze onemocnění korigovat brýlemi, ale v pokročilejších stádiích již není tato korekce optimální, neboť vizus již více nezlepší vzhledem k rozvíjejícímu se nepravidelnému astigmatismu.² Oproti brýlové korekci je pro pacienty s keratokonem výhodnější využít korekci tvrdou kontaktní čočkou. Při této korekci dochází k výraznému zlepšení vizu, a to i v pokročilejších stádiích.^{1,3} Ke korekci se využívají zejména RGP čočky, tedy tvrdé kontaktní čočky z plynopropustných materiálů. Dále je možnost využít hybridní čočky či Piggyback systém.²

Léčba keratokonu

Při progresi onemocnění se přistupuje k chirurgické léčbě keratokonu. V dnešní době se využívají zejména 3 techniky, a to Corneal cross linking, metoda Keraring a keratoplastika.⁶

Metoda Corneal cross linking neboli CCL či CXL se využívá zejména k stabilizaci rohovky a k zastavení progresu onemocnění. Při CCL dochází k aplikaci roztoku riboflavinu do stromatu rohovky a následnému ozařování rohovky paprsky ultrafialového záření. Molekuly riboflavinu v důsledku ozáření vytváří jakési „můstky“ mezi vlákny kolagenu v rohovce, čímž dochází k zpevnění rohovky – tzv. zesíťování rohovkového kolagenu.^{2,6}



Obrázek 5: Schéma zpevnění rohovky po CCL ⁶

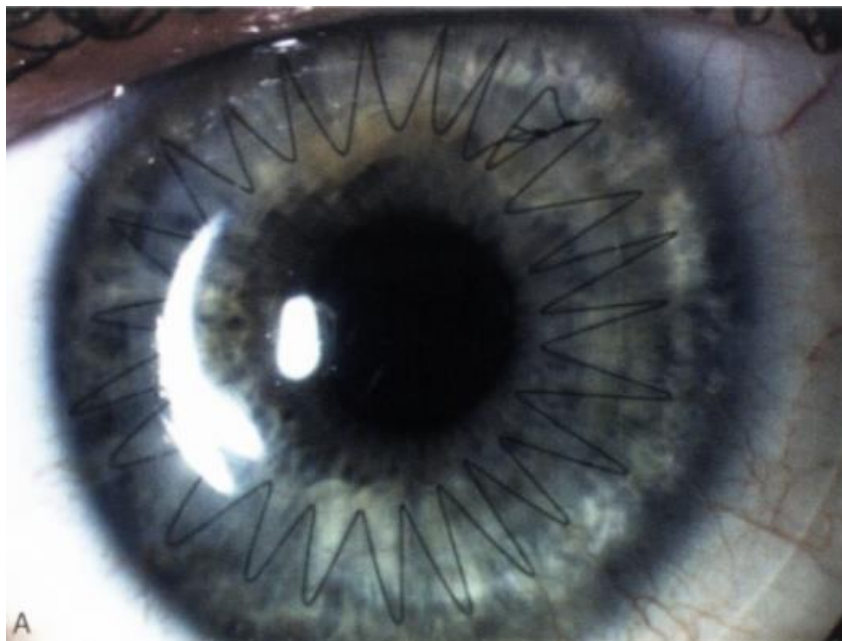
Další možností léčby je vkládání intrastromálních prstenců neboli keraringů do rohovky. Metoda slouží zejména k oploštění rohovky a zastavení dalšího progresu onemocnění. Keraring je prstenec tvořen polymethylmetakrylátem. Nejčastěji bývá polokruhový a vkládá se buď jeden kus

samostatně nebo jsou vloženy dva kusy. Implantace probíhá tunelovou metodou za použití femtosekundového laseru.⁶



Obrázek 6: Různé typy intrastromálních prstenců ⁷

Poslední možností léčby keratokonu je keratoplastika neboli transplantace rohovky. Využívají se zejména dva typy, a to perforující keratoplastika či hluboká přední lamelární keratoplastika.^{1,2} Při perforující keratoplastice je pacientova rohovka odstraněna v celé tloušťce a nahrazena rohovkou dárcovskou, velikost vyříznuté rohovky je různá. Nejčastější komplikací je rejekce štěpu rohovkou hostitele, kdy může dojít ke zkalení dárcovské rohovky. Druhým typem prováděné keratoplastiky je hluboká přední lamelární keratoplastika. Při této operaci není nahrazena rohovka v celé tloušťce, nýbrž jsou nahrazeny pouze některé vrstvy, a to epitel, Bowmanova membrána a část stromatu. Tato technika má oproti perforující keratoplastice lepší prognózu vzhledem k přijetí dárcovské rohovky.¹



Obrázek 7: Rohovka se stehy po perforující keratoplastice ¹

Použitá literatura

1. Rozsival P. *Oční lékařství*. Praha: Galén; 2017.
2. Petrová S., Mašková Z, Jurečka T. *Základy aplikace kontaktních čoček*. 2. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů; 2008.
3. Kraus H. *Kompendium očního lékařství*. Praha: Grada; 1997.
4. Fleischer's ring. Columbia University. <https://www.columbiaeye.org/education/digital-reference-of-ophthalmology/cornea-external-diseases/degenerations/fleischers-ring>. Accessed April 26, 2021.
5. Beneš P. *Přístroje pro optometrii a oftalmologii*. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů; 2015.
6. Léčba onemocnění keratokonus. Neovize. <https://www.neovize.cz/lecba-onemocneni-keratokonus/>. Accessed April 26, 2021.
7. Intracorneal ring segments. John Weiss. <https://www.haag-streit.com/de/john-weiss/products/trusted-brands/our-partners/keraring/>. Accessed April 26, 2021.

Bc. Renata Pinková, doc. Mgr. Pavel Beneš, Ph.D.

Keratoconus correction

Department of Optometry and Orthoptics, Faculty of Medicine, Masaryk University Brno

Abstract

This paper deals mainly with the theoretical basis for my diploma thesis entitled „Comparison of correction with glasses and contact lens in keratoconus at different stages of the disease.“ Part of the paper is a description of the disease, as well as classification of keratoconus, its correction and treatment.

Key words

Keratoconus, contact lenses, Amsler classification, corneal topography, corneal cross linking, keratoplasty

Keratoconus

Together with keratoglobule and pellucid marginal degeneration, it is classified as an ectatic disease of the cornea. In keratoconus, the corneal stroma is thinned out and it creates central or paracentral arching with a typical conical shape.¹ Keratoconus most often manifests in the second decade of life, further progression occurs in the third decade. In most cases, it is present in both eyes.²

Clinical symptoms include an increase in myopia and the development of irregular astigmatism. When examined on a slit lamp, we observe a thinning of the cornea on the apex. We can also see the so-called Fleischer ring. It is a brown coloured deposit of iron that surrounds the base of the cone.³ In later stages, we recognize Munson's symptom and Vogt's striae. Munson's symptom is evident when the eyes are lowered, with the cone pushing the lower lid into a "V" shape. We call Vogt's striae the wrinkling of the corneal stroma in the vertical direction. Other symptoms of the disease are, for example, Rizzuti's sign, when a conical reflex on the nasal side of the cornea can be observed when the eye is exposed from the temporal side, or Axenfeld's sign, when the sensitivity of the cornea at the apex is reduced. In acute deterioration, the Descemet membrane often ruptures. Rupture can lead to corneal oedema and its graying.^{1,2}



Figure 5: Munson's symptom ²

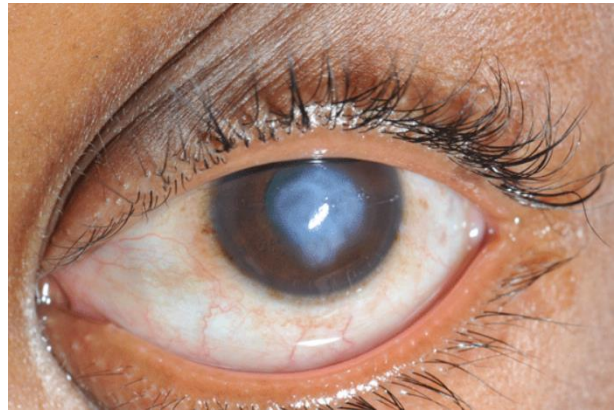


Figure 2: Corneal edema in keratoconus ⁴

We diagnose keratoconus after a complex examination including anamnesis, vision and refraction examination, slit lamp examination and the most important examination on the corneal topograph.³ The corneal topograph is based on the principle of projection of Placid disks on the cornea and subsequent image recording with a CCD camera. The device then evaluates the image, and we can observe, for example, an elevation map, a map of radii of curvature, a map of optical power and more.⁵



Figure 3: Corneal topograph ⁵

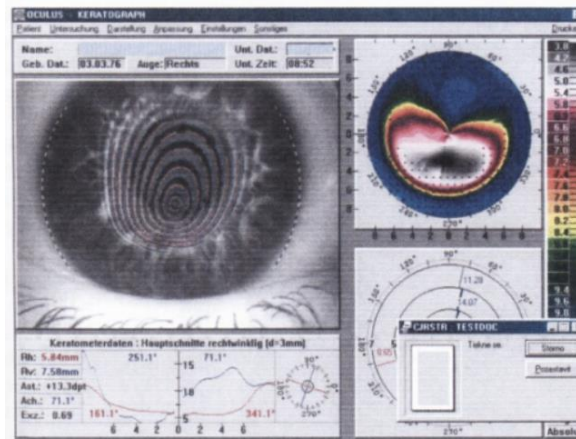


Figure 4: Depiction of a keratoconus on a corneal topograph ²

Keratoconus classification

Keratoconus can be classified according to several scales, the most commonly used of which is the Amsler scale. It divides the keratoconus into a total of four stages marked by roman numerals I-IV. The main criteria of the scale are the radii of curvature of the cornea, the thickness of the cornea and the achieved visual acuity.²

The first stage - Amsler I - is characterized by a radius of curvature of the cornea, which does not reach 7,5 mm. The thickness of the cornea is not significantly reduced and takes standard values around 0,5 mm. Examination on a topograph usually reveals irregular astigmatism at this stage. Visual acuity of 1,0 can be achieved without major problems with glasses and contact lenses.²

In the second stage - Amsler II - there is already a more significant thinning of the cornea to a value of about 0,4 mm. The radius of curvature of the cornea acquires steeper values, ranging from 7,2 to 6,5 mm. Visual acuity with glasses no longer reaches 1,0, but ranges from 0,8 to 0,2. With an RGP contact lens, a vision of 1,0 can be achieved. At this stage, various pathological symptoms of the disease also begin to appear, such as the Fleischer ring, mild clouding or ruptures of the Descement membrane.²

In the third stage - Amsler III - there is a further reduction in the radius of curvature of the cornea, which now reaches values of approximately 6,5 to 5,8 mm. Visual acuity with spectacle correction reaches only values of about 0,2 – 0,1. The cornea thins to about 0,25 mm and its transparency is usually reduced. With correction using an RGP contact lens, the vision reaches values of up to 0,8. There are pathological symptoms similar to the second stage, but now they are more obvious.²

The last fourth stage - Amsler IV - is characterized by a significant decrease in the radius of curvature of the cornea below 5,8 mm. The thickness of the cornea is likewise significantly

smaller, when it can take values below 0,2 mm. The correction with the glasses is already without success and after the application of the RGP contact lens the vision is improved to values of approximately 0,4. Corneal transparency continues to decrease. At the same time, pathological symptoms are increasing - for example, Munson's symptom is manifesting.²

Keratoconus correction

Keratoconus can be corrected in several ways. In the initial stages, the disease can be corrected with glasses, but in more advanced stages this correction is no longer optimal, as the vision will no longer improve due to developing irregular astigmatism.² Compared to spectacle correction, it is more convenient for patients with keratoconus to use correction with a hard contact lens. This correction significantly improves vision, even in more advanced stages.^{1,3} To correct keratoconus, RGP lenses, i.e. lenses made of rigid gas-permeable materials are used. It is also possible to use a hybrid lenses or Piggyback system.²

Keratoconus treatment

Surgical treatment of keratoconus is initiated as the disease progresses. Today, mainly 3 techniques are used, namely Corneal cross linking, Keraring method and keratoplasty.⁶

Corneal cross linking or CCL or CXL is mainly used to stabilize the cornea and stop disease progression. In CCL, a solution of riboflavin is applied to the corneal stroma and subsequent irradiation of the cornea with ultraviolet rays. Due to irradiation, riboflavin molecules form a kind of „bridges“ between the collagen fibers in the cornea, which strengthens the cornea - the so-called cross-linking of corneal collagen.^{2,6}

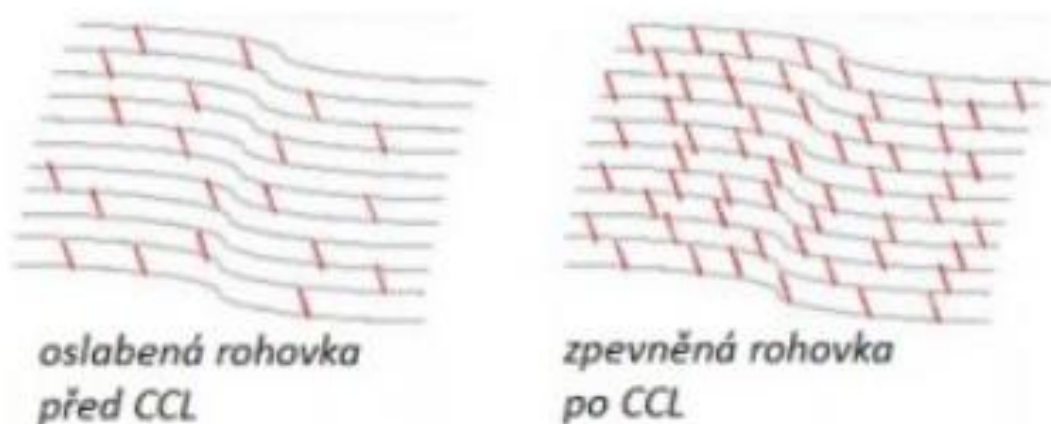


Figure 5: Scheme of corneal strengthening after CCL ⁶

Another treatment option is the insertion of intrastromal rings or kerarings into the cornea. The method is mainly used to flatten the cornea and stop further disease progression. Keraring is

a ring made of polymethyl methacrylate. It is most often semicircular and either one piece is inserted separately, or two pieces are inserted. Implantation is performed by the tunnel method using a femtosecond laser.⁶



Figure 6: Different types of intrastromal rings ⁷

The last treatment option for keratoconus is keratoplasty or corneal transplantation. In particular, two types are used, namely perforating keratoplasty or deep anterior lamellar keratoplasty.^{1,2} In perforating keratoplasty, the patient's cornea is removed in its entire thickness and replaced by the donor cornea, the size of the excised cornea varies. The most common complication is graft rejection of the host cornea, which can lead to clouding of the donor cornea. The second type of performed keratoplasty is deep anterior lamellar keratoplasty. In this operation, the whole thickness of the cornea is not replaced, but only some layers are replaced, namely the epithelium, the Bowman's membrane and part of the stroma. This technique has a better prognosis compared to perforating keratoplasty due to the acceptance of the donor cornea.¹

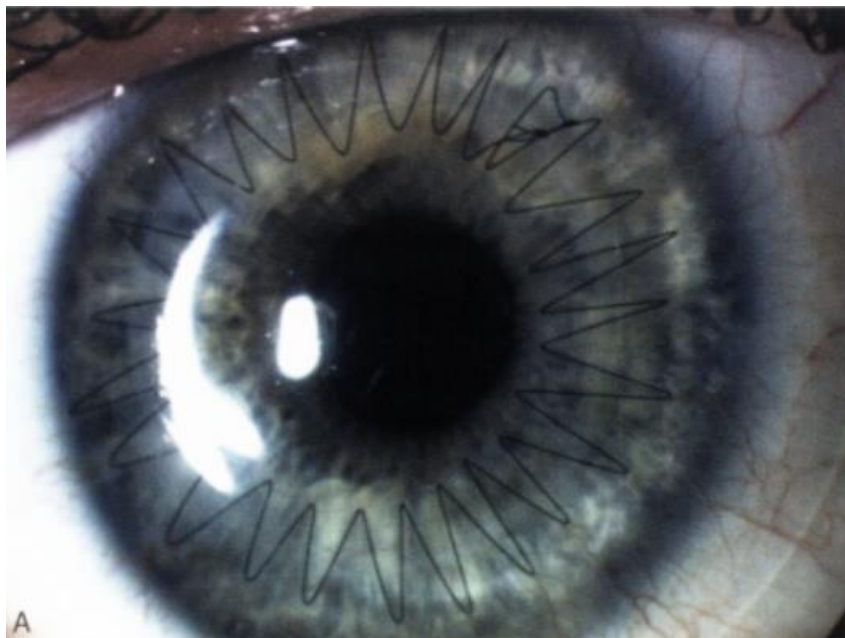


Figure 7: Cornea with sutures after perforating keratoplasty ¹

Sources

1. Rozsival P. *Oční lékařství*. Praha: Galén; 2017.
2. Petrová S., Mašková Z, Jurečka T. *Základy aplikace kontaktních čoček*. 2. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů; 2008.
3. Kraus H. *Kompendium očního lékařství*. Praha: Grada; 1997.
4. Fleischer's ring. Columbia University. <https://www.columbiaeye.org/education/digital-reference-of-ophthalmology/cornea-external-diseases/degenerations/fleischers-ring>. Accessed April 26, 2021.
5. Beneš P. *Přístroje pro optometrii a oftalmologii*. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů; 2015.
6. Léčba onemocnění keratokonus. Neovize. <https://www.neovize.cz/lecba-onemocneni-keratokonus/>. Accessed April 26, 2021.
7. Intracorneal ring segments. John Weiss. <https://www.haag-streit.com/de/john-weiss/products/trusted-brands/our-partners/keraring/>. Accessed April 26, 2021.

Bc. Kristýna Rédlová, Ing. Jiří Michálek, CSc.

Botnací vlastnosti kontaktních čoček a jejich měření

ČVUT, Fakulta biomedicínského inženýrství, Kladno

Anotace

Příspěvek je zaměřen na materiálové parametry kontaktních čoček, zejména na botnací vlastnosti a jejich změny během nošení čoček. Věnuje se tedy i závažné problematice osychání kontaktních čoček při nošení a zdůrazňuje potenciální důsledky. V rámci experimentů byla shromážděna a aktualizována data o vlastnostech kontaktních čoček na současném českém trhu. Zjištěné hodnoty indexu lomu a obsahu vody, tak jak je udávají výrobci, byly ověřeny vlastním měřením a navzájem porovnány. Čočky byly dále podrobeny testování rychlosti osychání na vzduchu a na malém počtu nositelů bylo rovněž hodnoceno osychání čoček po několikahodinovém nošení.

Klíčová slova

Měkké kontaktní čočky, hydrogely, silikonhydrogely, vlastnosti kontaktních čoček, obsah vody, rychlost osychání

Úvod

Kontaktní čočky jsou v dnešní době jednou z možností korekce ametropie. Mohou být také užity jako terapeutické, nebo jako kosmetické. Jsou také oblíbenou a účinnou pomůckou sportovců, kterým umožňují bezpečné vykonávání jejich sportovních aktivit na špičkové úrovni. Kontaktní čočky prošly od počátku svého vývoje řadou proměn, které se projevily jak v jejich materiálových vlastnostech, tak tvarových parametrech nebo režimech nošení či frekvenci výměny. Právě na materiály kontaktních čoček a jejich vlastnosti je zaměřen tento příspěvek.¹⁻³

Klasifikace kontaktních čoček z hlediska materiálů je dnes zjednodušována pouze na RGP čočky, hydrogely a silikonhydrogely. Užší dělení podle Asociace výrobců kontaktních čoček sice zahrnuje většinu materiálů a popisuje jejich chemické složení, ale nepočítá se silikonhydrogely a polyvinylalkoholem. Americká agentura FDA dělí materiály podle dvou základních kritérií: obsahu ionogenních látek (neionogenní a ionogenní) a obsahu vody do, respektive nad 50 %. Tak vznikly 4 zavedené skupiny, nověji bývá přiřazena i pátá skupina pro silikonhydrogely.¹⁻⁵

Výběr materiálu kontaktní čočky předznamenává i její fyzikálně-chemické vlastnosti. Řadíme sem mechanické vlastnosti, které udávají odezvu materiálu na silové působení. Zpravidla se udává modul pružnosti, zajímá nás ovšem také pevnost, tažnost, případně strukturní pevnost materiálu. Transportní vlastnosti jsou nejčastěji popisovány permeabilitou D_k a transmisibilitou D_k/t , udává se i jejich hodnocení pomocí kyslíkového ekvivalentu (EOP) nebo toku kyslíku k rohovce (flux). Optické vlastnosti jsou charakterizovány indexem lomu, povrchové vlastnosti smáčivostí, která bývá vyjádřena pomocí kontaktního úhlu. Čím nižší je hodnota kontaktního úhlu, tím více je povrch smáčivý. Botnací vlastnosti udávají schopnost materiálu pojmout určité množství rozpouštědla, v případě hydrogelů a silikonhydrogelů je tímto rozpouštědlem voda (fyziologický roztok). U kontaktních čoček se běžně uvádí rovnovážný obsah vody (equilibrium water content - EWC), definovaný podle vzorce 1, kde m_b je hmotnost materiálu ve zbotnalém stavu a m_s je hmotnost materiálu v suchém stavu. ^{1,3,6,7}

$$EWC [\%] = \frac{m_b - m_s}{m_b} \cdot 100 \quad (1)$$

EWC lze určit gravimetricky, zjištěním hmotností m_b a m_s . Další možností určení obsahu vody v čočkách je měření indexu lomu gelu a následné použití přepočtové tabulky, protože index lomu hydrogelů (a obdobně silikonhydrogelů) závisí na obsahu vody. ^{1,8,9} Na obsahu vody rovněž závisí mechanické vlastnosti, transportní vlastnosti vodorozpustných látek a iontů, u hydrogelů i propustnost pro kyslík. Obsah vody ovlivňuje i kompatibilitu s kontaktní tkání. ^{1,3,6,7} Navíc, nejčastějšími stížnostmi nositelů kontaktních čoček jsou pocity suchosti a nepohodlí, které souvisí se ztrátou hydratace čočky během jejího nošení. Příznaky suchosti nastupují pomalu a zvyšují se s přibývajícím počtem hodin nošení. Během dehydratace se mění tvarové parametry čočky, dochází i ke změnám v elasticitě materiálu a propustnosti pro kyslík. To vše má za následek horší kvalitu vidění. ^{6,10,11} Ze všech uvedených důvodů jsem se ve svém výzkumu zaměřila na botnací vlastnosti kontaktních čoček, jejich změny při manipulaci s čočkami a jejich nošení a důsledky těchto změn.

Metodika

Pro experimentální část své práce jsem měla k dispozici 6 hydrogelových materiálů v celkovém počtu 108 kusů a 8 silikonhydrogelových materiálů v celkovém počtu 90 kusů. Pro měření indexu lomu jsem použila Abbeho refraktometr připojený k termostatu, aby se udržovala stálá teplota měření 20°C. Index lomu byl měřen s přesností na 3 desetinná místa. Určení hmotnosti pro zjištění obsahu vody bylo prováděno na analytických vahách Kern. Čočky byly všechny nejprve změřeny ve fyziologickém roztoku a po zbavení povrchově ulpělých kapek vody zváženy (zjištění hodnoty m_b), poté byly uloženy na 24 hodin do destilované vody a následně

znovu změřeny a zváženy. Nakonec jsem čochky nechala sušit na vzduchu položené na plastové Petriho misce, a to až do konstantní hmotnosti.

Pro sledování kinetiky osychání byly vybrány jen některé materiály kontaktních čochek, pro každý materiál bylo vybráno 4-6 kusů čochek. Každá čochka byla měřena v pravidelných časových intervalech. Nejprve byla každá čochka zvážena v plně zbotnalém stavu. Poté byla odložena na plastovou Petriho misku a postupně vážena v čase 1, 3 a 5 minut a dále po 5 minutách, od 30 minuty po 10 minutách, od 1 do 3 hodin po 30 minutách a dále po hodinách až do času 6 hodin. Po této době byly čochky zpravidla zcela vysušeny. Ze všech zjištěných hmotností byl vypočítán obsah vody dle vzorce 1 a výsledky kinetiky osychání u všech takto měřených materiálů byly znázorněny graficky.

Poslední částí experimentů bylo porovnání ztráty vody v čochkách po několikahodinovém nošení. Všechny vybrané čochky jsem zkoumala sama na sobě a některé z nich na dalších 4 nositelkách. Vždy byla zaznamenána hmotnost čochky v plně zbotnalém stavu před samotnou aplikací, následně byla čochka aplikována a nošena po dobu 4, 5 či 6 hodin. Po vyjmutí z oka byla čochka ihned zvážena.

V rámci experimentu jsem si stanovila 3 základní hypotézy, které jsem poté potvrdila či vyvrátila. **Hypotéza 1** - Index lomu deklarovaný výrobcí souhlasí s naměřeným indexem lomu (Tolerance odchylky $\pm 0,003$). **Hypotéza 2** - Deklarovaný obsah vody souhlasí s vypočteným obsahem vody (Tolerance odchylky do $\pm 2 \%$). **Hypotéza 3** - Kontaktní čochky s vyšším obsahem vody a vnitřním smáčedlem osychají déle než čochky s nižším obsahem vody a bez smáčedel.

Výsledky

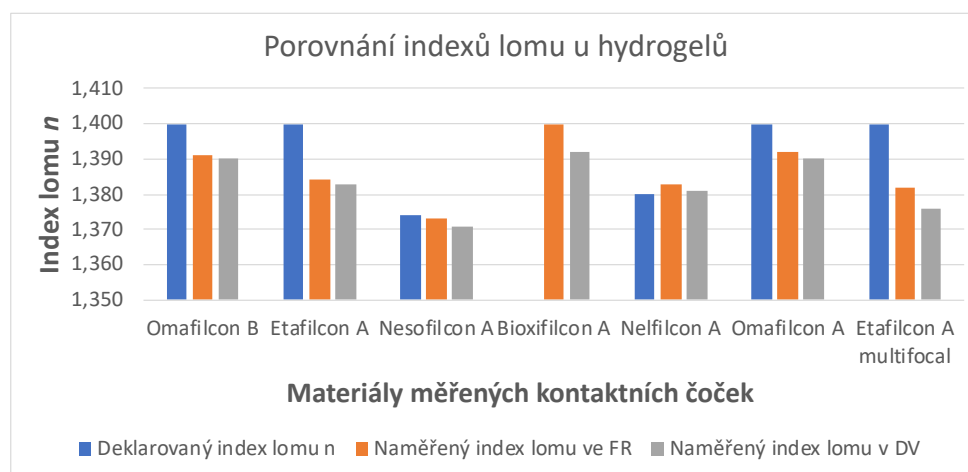
Výsledky měření indexu lomu

Při porovnání naměřených hodnot lze říci, že hodnoty naměřené ve fyziologickém roztoku jsou mírně vyšší než hodnoty naměřené v destilované vodě. Rozdíl mezi těmito hodnotami se pohyboval od 0,001 do 0,008.

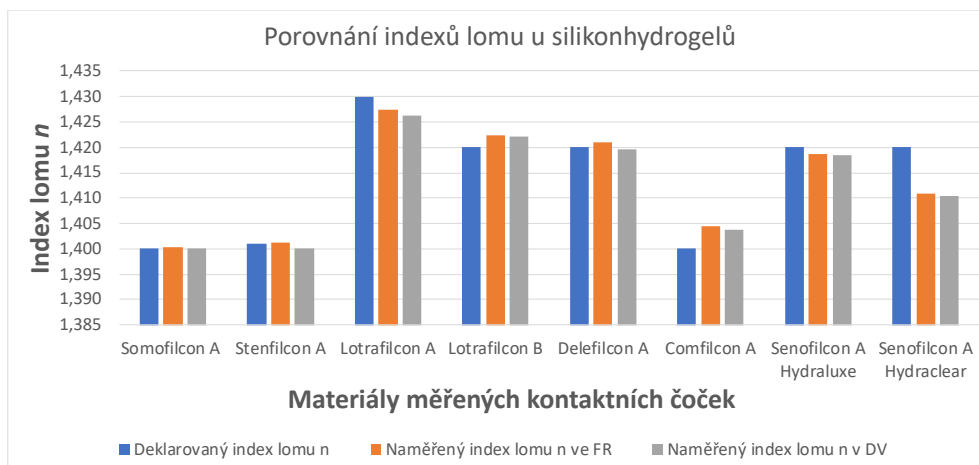
Tabulka 1: Výsledky měření indexu lomu.

Materiál a název kontaktní čočky	Deklarovaný index lomu výrobci	Naměřený index lomu ve fyziologickém roztoku	Naměřený index lomu v destilované vodě
Omafilcon B (Proclear)	1,400	1,391	1,390
Etafilcon A (Acuvue Moist)	1,400	1,384	1,383
Nesofilcon A (BioTrue)	1,374	1,373	1,371
Bioxifilcon A (TopVue Elite +)	-	1,400	1,392
Nelfilcon A (Dailies Aqua Comfort)	1,380	1,383	1,381
Omafilcon A (Proclear)	1,400	1,392	1,390
Etafilcon A (Acuvue Moist multifocal)	1,400	1,382	1,376
Somofilcon A (Clarity)	1,400	1,400	1,400
Stenfilcon A (MyDay)	1,401	1,401	1,400
Lotrafilcon A (Air Optix N&D)	1,430	1,428	1,426
Lotrafilcon B (Air Optix Plus Hydraglyde)	1,420	1,422	1,422
Delefilcon A (Dailies Total 1)	1,420	1,421	1,420
Comfilcon A (Biofinity)	1,400	1,405	1,404
Senofilcon A (Acuvue Oasys with Hydraluxe)	1,420	1,419	1,418
Senofilcon A (Acuvue Oasys with Hydraclear Plus)	1,420	1,411	1,411

Z tabulky je patrné, že naměřené hodnoty indexů lomu velmi dobře korespondovaly s indexy lomu deklarovanými výrobci, přičemž shoda nebo velmi blízké hodnoty byly zjištěny u materiálů Somofilcon A, Stenfilcon A a Delefilcon A. Naopak největší rozdíly se projevíly u materiálů Omafilcon B, Etafilcon A a Senofilcon A (Hydraclear Plus). Pro názornost jsou zjištěné rozdíly vizualizovány v grafech 1 a 2.



Graf 1: Porovnání indexů lomu u hydrogelů.



Graf 2: Porovnání indexů lomu u silikonhydrogelů.

Výsledky měření EWC

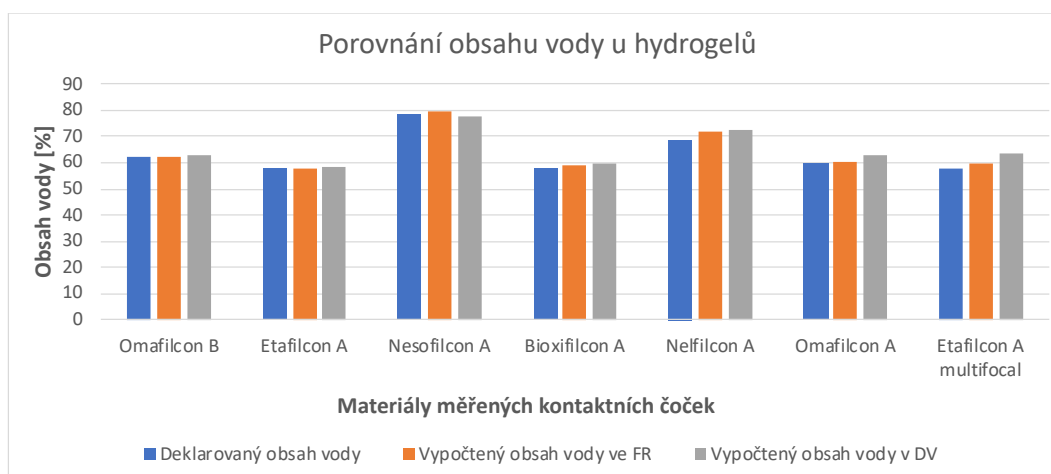
Největší odchylky měření EWC jsou při porovnání vypočtených hodnot s hodnotami vycházejícími z přepočtové tabulky. Nejvyšší byla u materiálu Comfilcon A. To odpovídá předpokladu, že přepočtová tabulka „index lomu versus obsah vody“ bude přesnější pro hydrogely než pro silikonhydrogely, a to vzhledem k rozdílnému indexu lomu xerogelu pro silikonhydrogely a hydrogely. Porovnáme-li vypočtené hodnoty ve fyziologickém roztoku a v destilované vodě, jsou patrné menší odchylky. Můžeme říct, že u poloviny měřených čoček se hodnota obsahu vody mírně zvýšila poté, co byly uchovány v destilované vodě. Toto chování by mělo být výraznější pro materiály obsahující nějakou ionogenní složku (např. Etafilcon A).

Tabulka 2: Výsledky měření EWC.

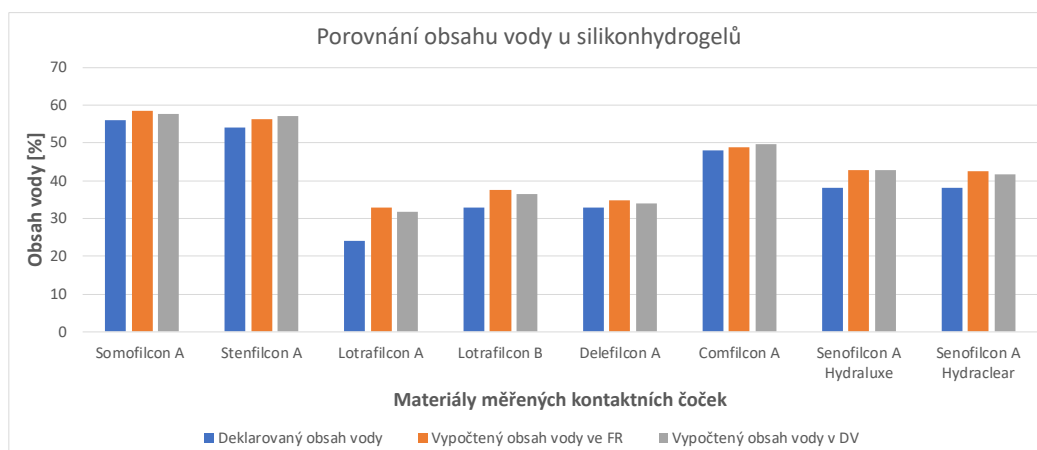
Materiál a název kontaktní čočky	Deklarovaný obsah vody výrobci [%]	Obsah vody přepočtený z indexu lomu [%]	Vypočtený obsah vody ve fyziologickém roztoku [%]	Vypočtený obsah vody v destilované vodě [%]
Omafilcon B (Proclear)	62	57	62	63
Etafilcon A (Acuvue Moist)	58	57	58	58
Nesofilcon A (BioTrue)	78	72	80	78
Bioxifilcon A (TopVue Elite +)	58	58	59	60
Nelfilcon A (Dailies Aqua Comfort)	69	69	72	72
Omafilcon A (Proclear)	60	57	61	63
Etafilcon A (Acuvue Moist multifocal)	58	57	60	63
Somofilcon A (Clariti)	56	57	59	58

Stenfilcon A (MyDay)	54	56	56	57
Lotrafilcon A (Air Optix N&D)	24	40	33	32
Lotrafilcon B (Air Optix Plus Hydraglyde)	33	45	38	36
Delefilcon A (Dailies Total 1)	33	45	35	34
Comfilcon A (Biofinity)	48	57	49	50
Senofilcon A (Acuvue Oasys with Hydraluxe)	38	45	43	43
Senofilcon A (Acuvue Oasys with HydraClear Plus)	38	45	43	42

Z tabulky 2 je patrné, že vypočtené hodnoty nejvíce odpovídaly deklarovaným například u materiálů Omafilcon B, Etafilcon A a Comfilcon A. Naopak největší rozdíl byl zaznamenán u materiálu Lotrafilcon A. Pro názornost byly rozdíly opět vizualizovány, a to v grafech 3 a 4.



Graf 3: Porovnání obsahu vody u hydrogelů.

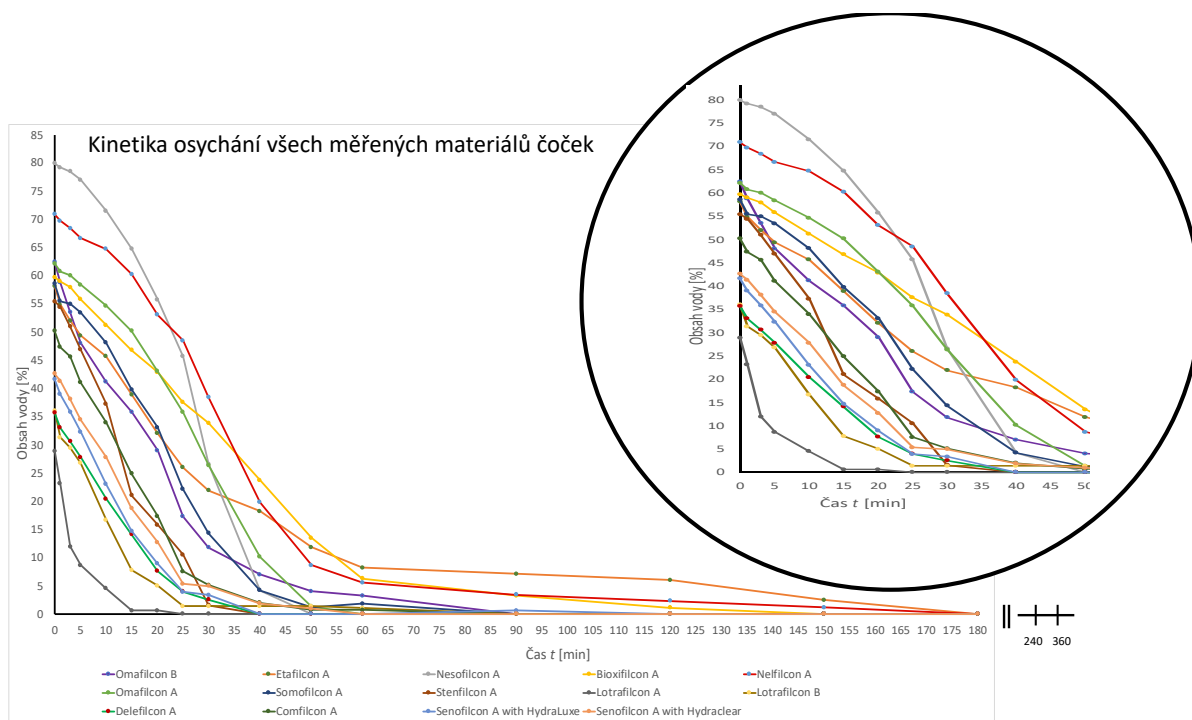


Graf 4: Porovnání obsahu vody u silikonhydrogelů.

Výsledky měření kinetiky osychání kontaktních čoček na vzduchu

Ze souhrnného grafu 5 vyplývá, že nejpomaleji osychají čočky BioTrue (Nesofilcon A) se speciálním složením zabraňujícím osýchání. Dále Dailies Aqua Comfort (Nefilcon A), které mají zvlhčující prostředek v podobě PVA a Proclear (Omafilcon A), které však překvapivě nemají žádnou úpravu zabraňující osýchání. U materiálu Senofilcon A (Acuvue Oasys v prvním případě s technologií Hydraclear a ve druhém s technologií Hydraluxe) je jako vnitřní zvlhčovač použito PVP. Obě křivky mají podobné průběhy. Prvních 5 minut dochází k pozvolnému úbytku obsahu vody, poté dochází ke zrychlení.

Nejrychleji osychají čočky Air Optix Night&Day (Lotrafilcon A), podobný průběh můžeme vidět i u čoček Air Optix Hydraglyde (Lotrafilcon B), oba tyto materiály mají povrchovou úpravu – plasmatické povlákání, která je však určena pouze k zajištění stejnoměrné smáčivosti.



Graf 5: Kinetika osychání všech měřených materiálů čoček.

Výsledky měření osychání čoček po několikahodinovém nošení

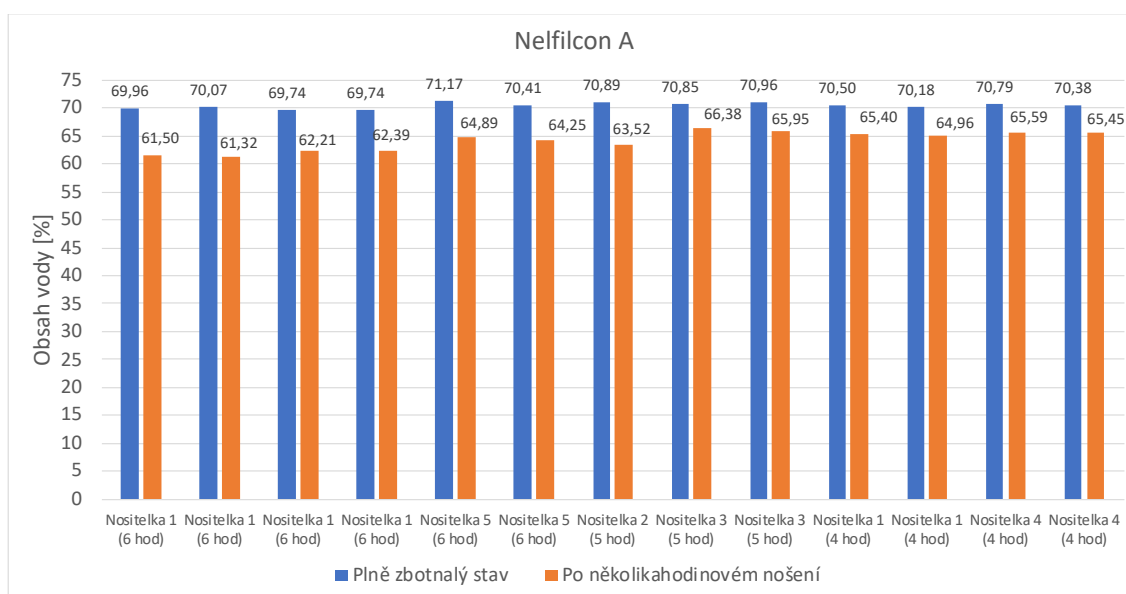
Měření bylo prováděno především pro 4 a 6 hodin, u některých materiálů pro 5 hodin nošení. Sledovala jsem také rozdíly u jednotlivých nositelek.

Z tabulky lze vyčíst, že čočky BioTrue s obsahem vody 78 % osychají málo, pouze o 3,5 % za 6 hodin. Naopak čočky materiálu Lotrafilcon A s obsahem vody 24 % oschnou po šesti hodinách nošení až o 12,5 %. Některé výsledky jsou však lehce zkreslené tím, že dvě z pěti nositelek (nositelka 2 a 5), které prodělaly virové onemocnění Covid-19, trpí větší suchostí očí, což bylo i na výsledcích patrné. Jejich čočky osychaly více než u ostatních.

Tabulka 3: Výsledky měření osychání čoček po několikahodinovém nošení.

Název čočky	Materiál čočky	Deklarovaný obsah vody [%]	Zjištěný obsah vody na počátku [%]	Snížení obsahu vody po 4 hod nošení [%]		Snížení obsahu vody po 6 hod nošení [%]		Povrchová úprava k zamezení osychání
				Zjištěný obsah vody	Procentuální snížení	Zjištěný obsah vody	Procentuální snížení	
Proclear	Omafilcon B	62	63,8	-	-	59,4	4,39	NE
Acuvue Moist	Etafilcon A	58	58,3	53,5	4,8	51,3	7	ANO
BioTrue	Nesofilcon A	78	79,1	-	-	75,6	3,5	ANO
Dailies Aqua Comfort	Nelfilcon A	69	70,4	63,4	7	62,8	7,6	ANO
Air Optix N&D	Lotrafilcon A	24	31,7	-	-	19,2	12,5	NE
Dailies Total 1	Delefilcon A	33	33,7	28,7	5	28,2	5,5	ANO
Biofinity	Comfilcon A	48	49	45,1	3,9	44,6	4,4	NE
Acuvue Oasys with Hydraluxe	Senofilcon A	38	40	36,7	3,3	34,8	5,2	ANO
Acuvue Oasys with Hydraclear	Senofilcon A	38	40,7	37	3,7	34,8	5,9	ANO

Na grafu 6 je znázorněno osychání kontaktních čoček z materiálu Nelfilcon A u jednotlivých nositelek. Průměrný úbytek obsahu vody za 6 hodin byl u tohoto materiálu 7,42 %, za 4 hodiny 5,14 %. Nositelka 2 nosila čočky 5 hodin a došlo u ní k úbytku obsahu vody o 7,37 %, zatímco u nositelky 3 za stejnou dobu nošení došlo k úbytku 4,47 %.



Graf 6: Osychání po několikahodinovém nošení u materiálu Nelfilcon A (Dailies Aqua Comfort).

Závěr

Ve svém příspěvku jsem se zaměřila na botnací vlastnosti kontaktních čoček dostupných v současnosti na našem trhu. V praktické části jsem na souboru kontaktních čoček porovnávala deklarované hodnoty indexů lomu a rovnovážného obsahu vody s hodnotami získanými vlastním

měření. Byly zjištěny nevýznamné rozdíly v naměřených hodnotách ve fyziologickém roztoku a v destilované vodě, kdy po uchování v destilované vodě se u většiny čoček mírně snížil index lomu, což odpovídalo mírnému zvýšení obsahu vody.

Předem stanovená základní hypotéza 1, že naměřené indexy lomu odpovídají deklarovaným byla potvrzena u 8 ze 14 materiálů. Vyšší odchylky byly především u ionogenních materiálů.

Při vyhodnocení vypočtených hodnot obsahů vody byly zaznamenány rozdíly, nejvyšší rozdíl byl u materiálu Lotrafilcon A, a to 8,86 % pro rozdíl mezi deklarovaným a vypočteným obsahem vody ve fyziologickém roztoku. Zde byla potvrzena základní hypotéza, že vypočtené obsahy vody odpovídají deklarovaným, a to u 9 z 15 materiálů.

Při měření kinetiky osychání na vzduchu byla potvrzena hypotéza 3, že kontaktní čočky s vyšším obsahem vody osychají o něco déle než čočky s nižším obsahem vody. Zároveň se potvrdilo, že materiály s technologií vnitřního smáčedla nebo s úpravou proti osychání skutečně lépe udržují původní hydrataci než materiály ostatní.

Na malém vzorku nositelů bylo zjištěno, že hydrogelové čočky osychají za 6 hodin nošení v průměru o přibližně 6 %, zatímco silikonhydrogelové čočky osychají o zhruba 7 % za stejnou dobu nošení.

Použitá literatura

1. EFRON, Nathan, ed. Contact lens practice. Third edition. Edinburgh: Elsevier, 2018. 471 s. ISBN 978-0-7020-6660-3.
2. MICHÁLEK, Jiří et al. Historie měkkých kontaktních čoček aneb jak to bylo doopravdy = True History of Soft Contact Lenses. Chemické listy. 2018, roč. 112, č. 3, s. 143-147. ISSN 0009-2770.
3. PETROVÁ, Sylvie, MAŠKOVÁ, Zdeňka a JUREČKA, Tomáš. Základy aplikace kontaktních čoček. 2. vyd., přeprac. a dopl. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů v Brně, 2008. 219 s. ISBN 978-80-7013-470-2.
4. MICHÁLEK J., HOBZOVÁ, R., PŘÁDNÝ, M. a DUŠKOVÁ M. Hydrogels Contact Lenses. In: OTTENBRITE, R., PARK, K. a OKANO, T. (eds). Biomedical Applications of Hydrogels Handbook. Springer, New York, NY, 2010. s. 303-315. ISBN 978-1-4419-5918-8
5. Sborník přednášek: kurz kontaktologů II. teoretická část. 1. Praha: Česká kontaktologická společnost, 1999, 95 s.
6. BENEŠ, Pavel, PETROVÁ, Sylvie, SOKOLOVÁ ŠIDLOVÁ, Jana, FORÝTKOVÁ, Lenka a HOLOUBKOVÁ, Zuzana. Přehled biofyzikálních vlastností materiálů pro kontaktní čočky. Brýle & móda. 2016, č. 3, s. 20-22. ISSN 1804-7866. Dostupné také z: http://www.brylemoda.cz/UserFiles/3vyd2016/ODBORNIK%20RADI/20_22_prehled%20vlastnosti.pdf.
7. MICHÁLEK, Jiří. Parametry kontaktních čoček, [přednáška], Kladno: ČVUT FBMI, 21.5.2020.
8. KRČOVÁ, Zuzana. Kontaktní polymerní čočky I, Diplomová práce, VŠCHT Praha 1983
9. JIRÁSKOVÁ, Jana. Ověření platnosti vztahu mezi obsahem vody v gelu a jeho indexem lomu na souboru vybraných kontaktních čoček s různým stupněm nabotnění, Bakalářská práce, FBMI ČVUT 2017
10. SYNEK, Svatopluk. Kontaktní čočky. Učební texty pro studium optometrie. Brno, LF MUNI, 2009. 63 s. ISBN 80-7013-387-2. [online] [cit. 2020-11-16] Dostupné z: https://is.muni.cz/do/1499/el/estud/lf/ps09/cocky/web/doc/kontaktني_cocky.pdf
11. BALÍKOVÁ, Jana. Biokompatibilita, silikon-hydrogelové čočky a vliv hydratace na komfort nošení. Česká oční optika. 2012, roč. 53, č. 3, s. 62-65. ISSN 1211-233X. Dostupné také z: https://www.4oci.cz/dokumenty/pdf/4oci_2012_03.pdf.

Bc. Kristýna Rédlová, Ing. Jiří Michálek, CSc.

Swelling properties of contact lenses and their measurement

CTU, Faculty of Biomedical Engineering, Kladno

Abstract

The article focuses on the material parameters of contact lenses, especially on the swelling properties and their changes while wearing lenses. It also deals with the serious issue of drying contact lenses when worn and emphasizes the potential consequences. As part of the experiments, data of the properties of contact lenses on the current Czech market were collected and updated. The determined values of refractive index and water content, as stated by the manufacturers, were verified by my own measurements and compared with each other. The lenses were further tested for air-drying kinetics, and the drying of the lenses after wearing for several hours was also evaluated on a small number of wearers.

Keywords

Soft contact lenses, hydrogels, silicone hydrogels, properties of contact lenses, water content, drying speed

Introduction

Contact lenses are nowadays one of the options for the correction of ametropia. They can also be used as therapeutic or as cosmetic. They are also a popular and effective tool for athletes, enabling them to safely perform their sports activities at the highest level. Contact lenses have undergone a number of changes since the beginning of their development, which have been reflected in their material properties as well as shape parameters or wearing regimes or frequency of replacement. This article focuses on the materials of contact lenses and their properties.¹⁻³

The classification of contact lenses in terms of materials is now simplified only to RGP lenses, hydrogels and silicone hydrogels. The narrower division according to the Association of Contact Lens Manufacturers includes most materials and describes their chemical composition, but does not include silicone hydrogels and polyvinyl alcohol. The American agency FDA divides materials according to two basic criteria: ionic content (non-ionic and ionic) and water content (above or

below 50%). Thus, 4 established groups were created, more recently, the fifth group for silicone hydrogels is assigned.¹⁻⁵

The selection of contact lens material also presages its physico-chemical properties. We include here the mechanical properties that indicate the response of the material to the force. As a rule, the modulus of elasticity is given, but we are also interested in the strength, ductility, or structural strength of the material. Transport properties are most often described by permeability Dk and transmissibility Dk / t , their evaluation by oxygen equivalent (EOP) or oxygen flow to the cornea (flux) is also given. Optical properties are characterized by the refractive index, the surface properties by wettability, which is usually expressed by the contact angle. The lower the value of the contact angle, the more the surface is wettable. Swelling properties indicate the ability of a material to hold a certain amount of solvent, in the case of hydrogels and silicone hydrogels, this solvent is water (saline). For contact lenses, equilibrium water content (EWC) is commonly reported, defined according to formula 1, where m_b is the weight of the material in the swollen state and m_s is the weight of the material in the dry state.^{1,3,6,7}

$$EWC [\%] = \frac{m_b - m_s}{m_b} \cdot 100 \quad (1)$$

The EWC can be determined gravimetrically, by determining the weight m_b and m_s . Another possibility to determine the water content in the lenses is to measure the refractive index of the gel and then use a conversion table, because the refractive index of hydrogels (and similarly silicone hydrogels) depends on water content.^{1,8,9} The mechanical properties, the transport properties of water-soluble substances and ions, and the permeability to oxygen for hydrogels also depend on the water content. The water content also affects the compatibility with the contact tissue.^{1,3,6,7} In addition, the most common complaints of contact lens wearers are feelings of dryness and discomfort associated with loss of lens hydration during wear. Symptoms of dryness begin slowly and increase with increasing hours of wearing. During dehydration, the shape parameters of the lens change, there are also changes in the elasticity of the material and oxygen permeability. All this results in poorer vision quality.^{6,10,11} For all these reasons, in my research I focused on the swelling properties of contact lenses, their changes in the handling of lenses and their wearing and the consequences of these changes.

Methodology

For the experimental part of my work, I had 6 hydrogel materials in a total of 108 pieces and 8 silicone hydrogel materials in a total of 90 pieces. To measure the refractive index, I used an Abbe refractometer connected to a thermostat to maintain a constant measurement temperature of 20°C. The refractive index was measured to 3 decimal places. The determination of the weight for the determination of the water content was performed on Kern analytical weighing-machine. The

lenses were all first measured in saline and, after removing surface adherent water droplets, weighed (determining the m_b value), then placed in distilled water for 24 hours and then measured again and weighed. Finally, I let the lenses air dry on a plastic petri dish to constant weight.

Only some contact lens materials were selected to monitor the drying kinetics, 4-6 pieces of lenses were selected for each material. Each lens was measured at regular intervals. First, each lens was weighed in a fully swollen state. It was then placed on a plastic petri dish and weighed successively at 1, 3 and 5 minutes and then after 5 minutes, from 30 minutes to 10 minutes, from 1 to 3 hours after 30 minutes and further from hours to 6 hours. After this time, the lenses were usually completely dried. From all determined weights, the water content was calculated according to formula 1 and the results of the drying kinetics for all materials measured in this way were shown graphically.

The last part of the experiments was a comparison of water loss in the lenses after wearing them for several hours. I examined all selected lenses on myself and some of them on another 4 wearers. The weight of the lens was always recorded in a fully swollen state before the application itself, then the lens was applied and worn for 4, 5 or 6 hours. After removal from the eye, the lens was immediately weighed.

In the experiment, I set 3 basic hypotheses, which I then confirmed or disproved. Hypothesis 1 - The refractive index declared by the manufacturer agrees with the measured refractive index (Tolerance of deviation ± 0.003). Hypothesis 2 - The declared water content agrees with the calculated water content (Tolerance of deviation up to $\pm 2\%$). Hypothesis 3 - Contact lenses with a higher water content and an internal wetting agent dry longer than lenses with a lower water content and without wetting agents.

Results

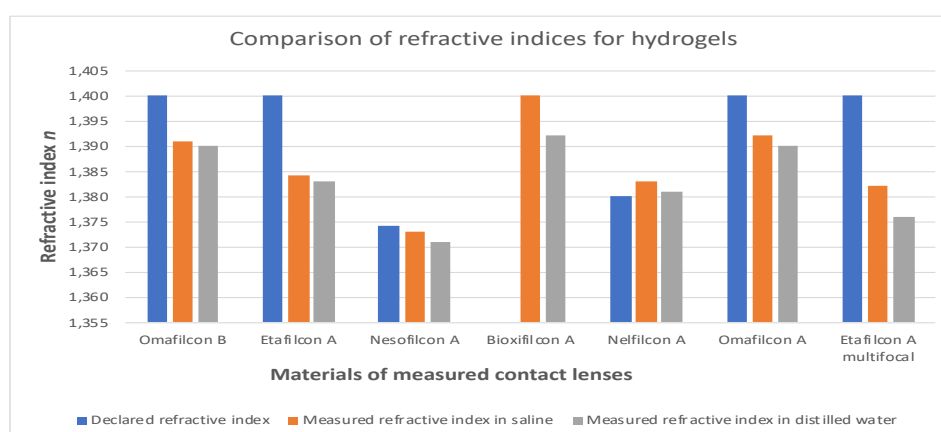
Refractive index measurement results

When comparing the measured values, it can be said that the values measured in physiological saline are slightly higher than the values measured in distilled water. The difference between these values ranged from 0.001 to 0.008.

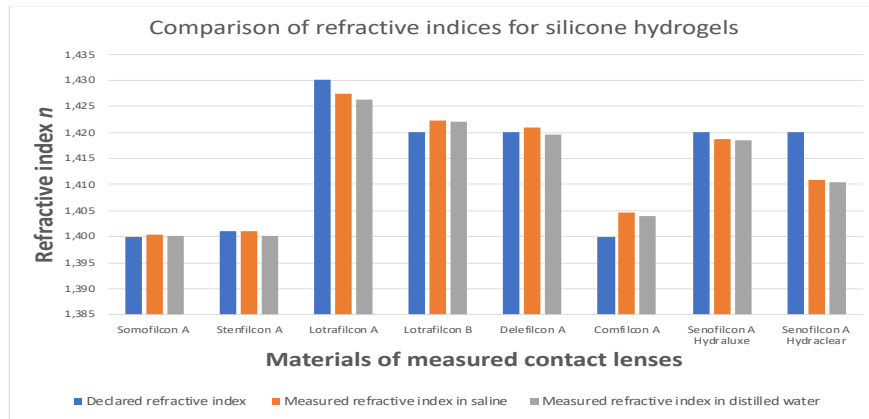
Table 1: Results of refractive index measurements.

Material and name of contact lens	Declared refractive index of the manufacturer	Measured refractive index in saline	Measured refractive index in distilled water
Omafilcon B (Proclear)	1,400	1,391	1,390
Etafilcon A (Acuvue Moist)	1,400	1,384	1,383
Nesofilcon A (BioTrue)	1,374	1,373	1,371
Bioxifilcon A (TopVue Elite +)	-	1,400	1,392
Nelfilcon A (Dailies Aqua Comfort)	1,380	1,383	1,381
Omafilcon A (Proclear)	1,400	1,392	1,390
Etafilcon A (Acuvue Moist multifocal)	1,400	1,382	1,376
Somofilcon A (Clarity)	1,400	1,400	1,400
Stenfilcon A (MyDay)	1,401	1,401	1,400
Lotrafilcon A (Air Optix N&D)	1,430	1,428	1,426
Lotrafilcon B (Air Optix Plus Hydraglyde)	1,420	1,422	1,422
Delefilcon A (Dailies Total 1)	1,420	1,421	1,420
Comfilcon A (Biofinity)	1,400	1,405	1,404
Senofilcon A (Acuvue Oasys with Hydraluxe)	1,420	1,419	1,418
Senofilcon A (Acuvue Oasys with Hydraclear Plus)	1,420	1,411	1,411

The table shows that the measured values of refractive indices corresponded very well with the refractive indices declared by the manufacturers, while the agreement or very close values were found for Somofilcon A, Stenfilcon A and Delefilcon A. On the contrary, the biggest differences were for Omafilcon B, Etafilcon A and Senofilcon A (Hydraclear Plus). For clarity, the differences are visualized in graphs 1 and 2.



Graph 1: Comparison of refractive indices for hydrogels.



Graph 2: Comparison of refractive indices for silicone hydrogels.

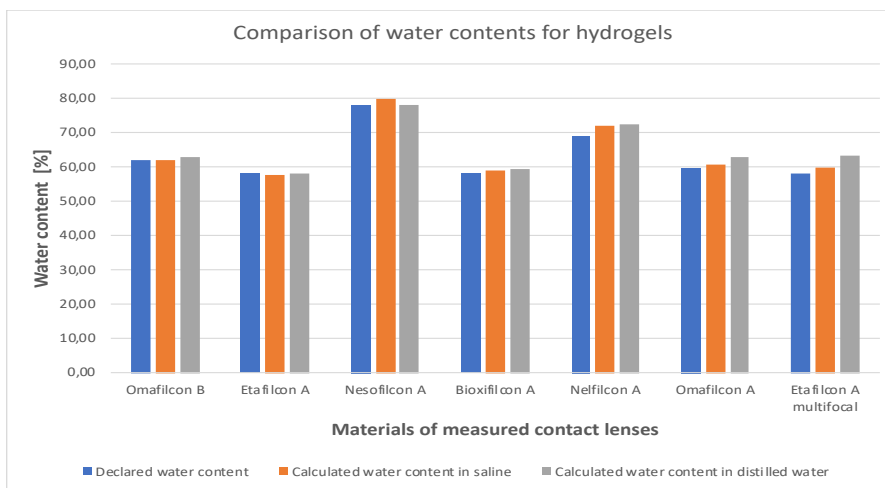
EWC measurement results

The largest deviations of the EWC measurements are when comparing the calculated values with the values based on the conversion table. The highest was for Comfilcon A. This corresponds to the assumption that the conversion table "refractive index versus water content" will be more accurate for hydrogels than for silicone hydrogels, due to the different xerogel refractive index for silicone hydrogels and hydrogels. If we compare the calculated values in physiological saline and distilled water, smaller deviations are noticeable. We can say that for half of the measured lenses, the value of water content increased slightly after they were stored in distilled water. This behavior should be more pronounced for materials containing an ionic component (eg. Etafilcon A).

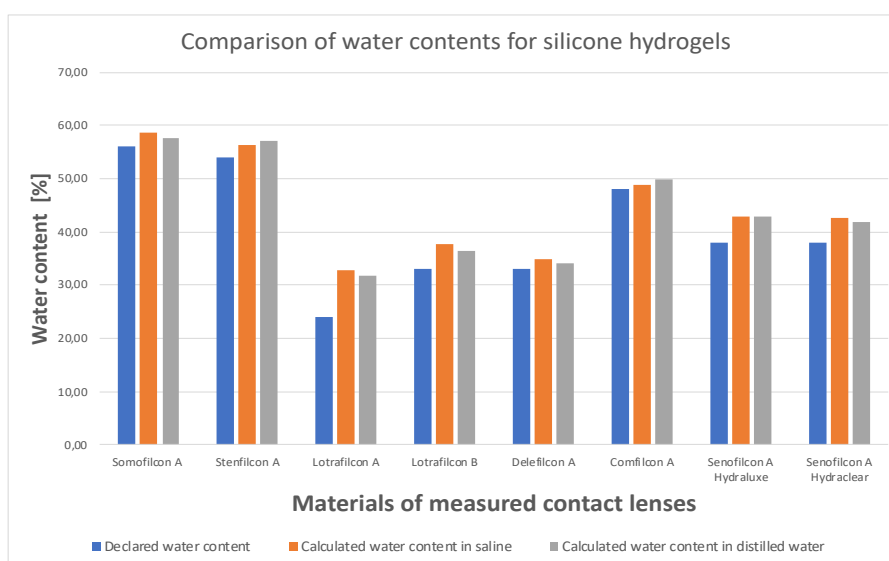
Table 2: EWC measurement results.

Material and name of contact lens	Declared water content of the manufacturer [%]	Water content calculated from the refractive index [%]	Calculated water content in physiological saline [%]	Calculated water content in distilled water [%]
Omafilcon B (Proclear)	62	57	62	63
Etafilcon A (Acuvue Moist)	58	57	58	58
Nesofilcon A (BioTrue)	78	72	80	78
Bioxifilcon A (TopVue Elite +)	58	58	59	60
Nelfilcon A (Dailies Aqua Comfort)	69	69	72	72
Omafilcon A (Proclear)	60	57	61	63
Etafilcon A (Acuvue Moist multifocal)	58	57	60	63
Somofilcon A (Clariti)	56	57	59	58
Stenfilcon A (MyDay)	54	56	56	57
Lotrafilcon A (Air Optix N&D)	24	40	33	32
Lotrafilcon B (Air Optix Plus Hydraglyde)	33	45	38	36
Delefilcon A (Dailies Total 1)	33	45	35	34
Comfilcon A (Biofinity)	48	57	49	50
Senofilcon A (Acuvue Oasys with Hydraluxe)	38	45	43	43
Senofilcon A (Acuvue Oasys with HydraClear Plus)	38	45	43	42

Table 2 shows that the calculated values corresponded most to the declared ones, for example, for Omafilcon B, Etafilcon A and Comfilcon A. On the contrary, the largest difference was recorded for Lotrafilcon A. For clarity, the differences were visualized again, in graphs 3 and 4.



Graph 3: Comparison of water contents of hydrogels.

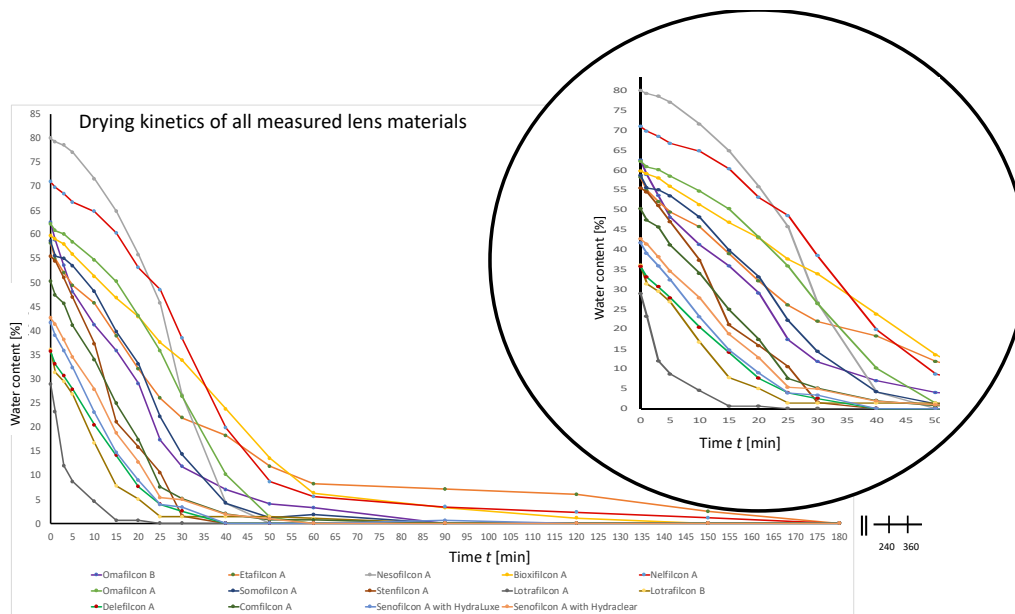


Graph 4: Comparison of water contents of silicone hydrogels.

Results of measuring the kinetics of drying of contact lenses in air

Summary graph 5 shows that BioTrue lenses (Nesofilcon A) with a special anti-drying composition dry the slowest. Furthermore, Dailies Aqua Comfort (Nefilcon A), which have a moisturizing agent in the form of PVA and Proclear (Omaficon A), which, however, surprisingly have no treatment to prevent drying. For Senofilcon A (Acuvue Oasys in the first case with Hydraclear technology and in the second with Hydraluxe technology) PVP is used as an internal humidifier. Both curves have similar waveforms. For the first 5 minutes there is a gradual decrease in water content, then acceleration.

Air Optix Night & Day lenses dry the fastest (Lotrafilcon A), a similar course can be seen with Air Optix Hydraglyde lenses (Lotrafilcon B), both of these materials have a surface treatment - plasma coating, which is intended only to ensure uniform wettability.



Graph 5: Drying kinetics of all measured lens materials.

Results of measuring the drying of lenses after several hours of wearing

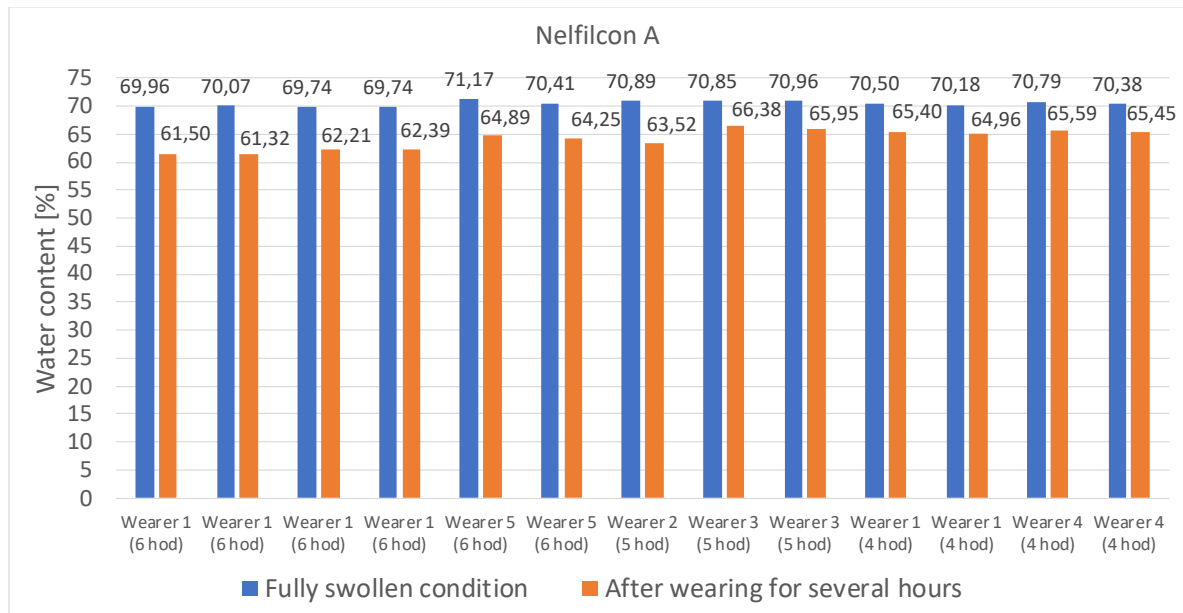
Measurements were performed mainly for 4 and 6 hours, for some materials for 5 hours of wearing. I also observed differences in individual wearers.

It can be read from the table that BioTrue lenses with a water content of 78% dry little, only by 3.5% in 6 hours. On the other hand, Lotrafilcon A lenses with a water content of 24% dry by up to 12.5% after six hours of wearing. However, some results are slightly distorted by the fact that two of the five wearers (wearers 2 and 5) who went through the Covid-19 disease suffer from greater dryness, which was also evident in the results. Their lenses dried more than the others.

Table 3: Results of lens drying measurements after wearing for several hours.

Lens name	Lens material	Declared water content [%]	Detected water content at the beginning [%]	Reduction of water content after 4 hours of wearing [%]		Reduction of water content after 6 hours of wearing [%]		Surface treatment to prevent drying
				Detected water content	Percentage reduction	Detected water content	Percentage reduction	
Proclear	Omaficon B	62	63,8	-	-	59,4	4,39	NO
Acuvue Moist	Etafilcon A	58	58,3	53,5	4,8	51,3	7	YES
BioTrue	Nesofilcon A	78	79,1	-	-	75,6	3,5	YES
Dailies Aqua Comfort	Nelfilcon A	69	70,4	63,4	7	62,8	7,6	YES
Air Optix N&D	Lotrafilcon A	24	31,7	-	-	19,2	12,5	NO
Dailies Total 1	Delefilcon A	33	33,7	28,7	5	28,2	5,5	YES
Biofinity	Comfilcon A	48	49	45,1	3,9	44,6	4,4	NO
Acuvue Oasys with Hydraluxe	Senofilcon A	38	40	36,7	3,3	34,8	5,2	YES
Acuvue Oasys with Hydraclear	Senofilcon A	38	40,7	37	3,7	34,8	5,9	YES

Graph 6 shows the drying of Nelfilcon A contact lenses for individual wearers. The average decrease in water content in 6 hours was 7.42% for this material, 5.14% in 4 hours. Wearer 2 wore lenses for 5 hours and had a 7.37% decrease in water content, while wearer 3 lost 4.47% during the same wearing time.



Graph 6: Drying after wearing for several hours with Nelfilcon A (Dailies Aqua Comfort).

Conclusion

In my article, I focused on the swelling properties of contact lenses currently available on our market. In the practical part, I compared the declared values of refractive indices and equilibrium water content on a set of contact lenses with the values obtained by my own measurement. Insignificant differences were found in the measured values in physiological saline and in distilled water, when after storage in distilled water, the refractive index of most lenses decreased slightly, which corresponded to a slight increase in water content.

The predetermined basic hypothesis 1 that the measured refractive indices correspond to the declared ones was confirmed in 8 out of 14 materials. Higher deviations were mainly for ionic materials.

When evaluating the calculated values of water contents, differences were recorded, the highest difference was in the material Lotrafilcon A, namely 8.86% for the difference between the declared and calculated water content in physiological solution. Here, the basic hypothesis was confirmed that the calculated water contents correspond to the declared ones, for 9 out of 15 materials.

When measuring the kinetics of air drying, hypothesis 3 was confirmed that contact lenses with a higher water content dry slightly longer than lenses with a lower water content. At the same time, it was confirmed that materials with internal wetting agent technology or anti-drying treatment actually maintain the original hydration better than other materials.

On a small sample of wearers, hydrogel lenses were found to dry by an average of about 6% in 6 hours of wear, while silicone hydrogel lenses dry by about 7% in the same wearing time.

References

1. EFRON, Nathan, ed. Contact lens practice. Third edition. Edinburgh: Elsevier, 2018. 471 s. ISBN 978-0-7020-6660-3.
2. MICHÁLEK, Jiří et al. Historie měkkých kontaktních čoček aneb jak to bylo doopravdy = True History of Soft Contact Lenses. Chemické listy. 2018, roč. 112, č. 3, s. 143-147. ISSN 0009-2770.
3. PETROVÁ, Sylvie, MAŠKOVÁ, Zdeňka a JUREČKA, Tomáš. Základy aplikace kontaktních čoček. 2. vyd., přeprac. a dopl. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů v Brně, 2008. 219 s. ISBN 978-80-7013-470-2.
4. MICHÁLEK J., HOBZOVÁ, R., PŘÁDNÝ, M. a DUŠKOVÁ M. Hydrogels Contact Lenses. In: OTTENBRITE, R., PARK, K. a OKANO, T. (eds). Biomedical Applications of Hydrogels Handbook. Springer, New York, NY, 2010. s. 303-315. ISBN 978-1-4419-5918-8
5. Sborník přednášek: kurz kontaktologů II. teoretická část. 1. Praha: Česká kontaktologická společnost, 1999, 95 s.
6. BENEŠ, Pavel, PETROVÁ, Sylvie, SOKOLOVÁ ŠIDLOVÁ, Jana, FORÝTKOVÁ, Lenka a HOLOUBKOVÁ, Zuzana. Přehled biofyzikálních vlastností materiálů pro kontaktní čočky. Brýle & móda. 2016, č. 3, s. 20-22. ISSN 1804-7866. Dostupné také z: http://www.brylemoda.cz/UserFiles/3vyd2016/ODBORNIK%20RADI/20_22_prehled%20vlastnosti.pdf.
7. MICHÁLEK, Jiří. Parametry kontaktních čoček, [přednáška], Kladno: ČVUT FBMI, 21.5.2020.
8. KRČOVÁ, Zuzana. Kontaktní polymerní čočky I, Diplomová práce, VŠCHT Praha 1983
9. JIRÁSKOVÁ, Jana. Ověření platnosti vztahu mezi obsahem vody v gelu a jeho indexem lomu na souboru vybraných kontaktních čoček s různým stupněm nabotnění, Bakalářská práce, FBMI ČVUT 2017
10. SYNEK, Svatopluk. Kontaktní čočky. Učební texty pro studium optometrie. Brno, LF MUNI, 2009. 63 s. ISBN 80-7013-387-2. [online] [cit. 2020-11-16] Dostupné z: https://is.muni.cz/do/1499/el/estud/lf/ps09/cocky/web/doc/kontaktني_cocky.pdf
11. BALÍKOVÁ, Jana. Biokompatibilita, silikon-hydrogelové čočky a vliv hydratace na komfort nošení. Česká oční optika. 2012, roč. 53, č. 3, s. 62-65. ISSN 1211-233X. Dostupné také z: https://www.4oci.cz/dokumenty/pdf/4oci_2012_03.pdf.

Bc. Kamila Révayová, Ing. Petr Písařík, PhD.

Povrchové úpravy brýlových čoček

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, Katedra přírodovědných oborů

Anotace

Tento příspěvek se zabývá povrchovými úpravami brýlových čoček, zejména antireflexními, absorpčními, reflexními a samočisticími vrstvami. Zaměřuje se na jejich důležité vlastnosti a principy použití. V experimentu poté hodnotím vlastnosti komerčně dostupných brýlových čoček a jejich povrchových úprav a čoček s vrstvou oxidu titaničitého (TiO_2). Konkrétně pomocí měření transmisivity a smáčivosti brýlových čoček.

Klíčová slova

Brýlová čočka, povrchové úpravy, transmisivita, smáčivost, samočisticí povrchy

Úvod

Z našich šesti lidských smyslů je ten nejdůležitější právě zrak. Prostřednictvím zraku se orientujeme v prostoru a komunikujeme, sledujeme okolní život, světlo, tmu či barvy. Přijímáme díky němu minimálně 80 % okolních podnětů a dokud nezpozorujeme jeho výrazné zhoršení, je zrak brán jako naprostá samozřejmost. Ke zlepšení kvality zraku nám slouží právě povrchové úpravy brýlových čoček, které hrají velkou roli jak ve kvalitě zraku nositele, tak v jeho komfortu a ochraně.

V tomto článku je v krátkosti shrnuta má bakalářská práce, ve které se, jak jsem již zmiňovala, zabývám především povrchovými úpravami brýlových čoček. Okrajově se věnuji i tématu materiálů, které se k výrobě brýlových čoček používaly dříve či v současnosti. Na základě rešerše těchto témat byl proveden experiment, který shrnuje poslední sekce – hodnocení propustnosti a smáčivosti brýlových čoček.

Materiály

Tato sekce pojednává o materiálech používaných k výrobě dřívějších i nyníšších brýlových čoček, tedy o materiálech minerálních a organických. Předpokládá se, že poprvé byly brýlové

čočky použity do brýlí na konci 13. století. Ty byly původně broušeny z křemenného krystalu, který byl relativně drahý. Od tohoto materiálu se přešlo k materiálům levnějším a modernějším.¹

Existuje pět hlavních materiálů, ze kterých se běžně brýlové čočky vyrábí – sklo (minerální materiál), polymethylmethakrylát (dále jen PMMA), polykarbonát (PC), Columbia Resin (CR-39) a tzv. vysokoindex (organické materiály).

Sklo je minerální (anorganický) materiál. Do této skupiny řadíme sklo korunové neboli draselnovápenaté, které má Abbeovo číslo vyšší než 55 (nízkoindexové – $n=1,52$), a sklo flintové, známé také jako draselnoolovnaté, s Abbeovým číslem nižším než 50 (vysokoindexové – $n=1,5$ až $1,9$).^{2, 3, 4} Sklo je velmi odolné proti poškrábání a vyznačuje se vysokou pružností, která ale nezajišťuje jeho pevnost. Nevýhodou je, že sklo je těžké a při poškození může ohrozit nositele. Další nevýhodou je i vyšší tepelná vodivost než u plastů – tzn., že se sklo při přechodu z chladného prostředí do teplejšího orosí. Proti tomu dnes už ale také jsou vyvinuty povrchové úpravy. Dnes se používá k výrobě brýlových čoček převážně sklo korunové, které je opticky velmi podobné CR-39.^{2, 4}

Organické materiály, někdy označované jako plasty, lze rozdělit na termosety (po zahřátí je lze vytvarovat, po zchlazení už nelze měnit jejich tvar) a termoplasty (lze je zahřívat a tvarovat opakovaně).

CR-39 je termosetová pryskyřice původně vyvinutá pro vojenské účely (kokpity). Tento materiál je lehký, odolný mechanicky i chemicky a chrání nositele lépe než sklo – po roztržení jsou „střepy“ větší a tupější. Hodnoty indexu lomu toho materiálu jsou 1,49 až 1,5 (standard je 1,498).^{1, 2, 5}

Polykarbonát (PC) je velmi běžný termoplast, který byl opět vynalezen pro vojenské účely (přilby letectva). Někdy je označován jako termoplastický kov kvůli jeho vysoké rázové pevnosti. Je nejbezpečnější, má vysoký index lomu (1,586) a 100% UV ochranu. Je ale měkký, čímž je náchylnější k poškrábání.^{2, 5}

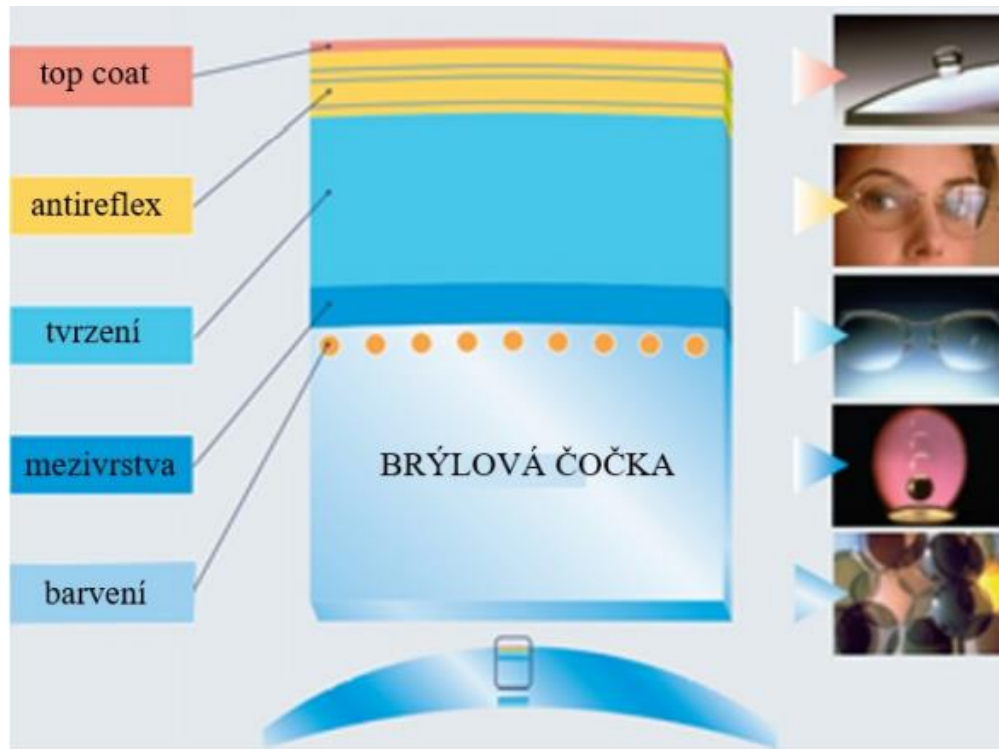
PMMA, lidově nazývaný jako plexisklo, je vysoce odolný termoplast. Tento materiál je levný a vysoce transparentní, ale je měkký, tudíž náchylný k poškrábání. V dnešní době se pro výrobu brýlových čoček nepoužívá. Index lomu PMMA je 1,49.⁶

Trivex je částečně zesítný polyuretanový polymer, který disponuje nejlepšími vlastnostmi jak termosetů, tak termoplastů. Má výborné optické vlastnosti (index lomu 1,532 a Abbeovo číslo 43-45) a odolnost proti nárazu. Brýlové čočky z trivexu jsou tenké, lehké a mají 100% UV ochranu.^{2, 6, 7}

Vysokoindexové materiály jsou ty s vyšším indexem lomu než 1,5 (nejvyšší hodnoty indexu lomu jsou až 1,9). Vysokoindexovým materiálem může být sklo, polykarbonát či trivex. Brýlové čočky z vysokoindexu jsou velmi ztenčené a mají 100% UV ochranu.^{6, 8}

Povrchové úpravy

Běžné brýlové čočky se dnes často zušlechťují pomocí různých povrchových úprav za účelem zlepšení jejich optických či mechanických vlastností – nebo obojího zároveň. Používají se úpravy od antireflexních vrstev, přes barvení až po samočistící vrstvy – viz obrázek 1.



Obrázek 6: Systém povrchových úprav⁹

Tvrzení (HC) je dnes součástí všech plastových brýlových čoček (u skleněných většinou není potřeba). Každodenním nepřítelem brýlových čoček je tření, ať už o jiné materiály či prachové částice. Poškrábané brýlové čočky ruší jak kvalitu vidění, tak i kosmetický vzhled. Tvrzení se nanáší na přední i zadní plochu brýlové čočky a zajišťuje vyšší odolnost proti poškrábání i rozbití. Tato povrchová úprava však nezajistí 100% ochranu proti vnějším vlivům.^{2, 9}

Antireflexní vrstva (AR) má za úkol zajistit co nejvyšší propustnost a minimalizovat odlesky. Při průchodu světla přední a zadní plochou čočky se odrazí asi 4 % světla – tzn. že asi jen 92 % projde až do oka. Zbytek paprsků může způsobovat odlesky.⁶ Antireflex se skládá většinou z pěti a více vrstev, kdy se střídají indexy lomu těchto jednotlivých vrstev – funguje na principu destruktivní interference.^{6, 9}

Absorpční vrstva (barvení) se aplikuje na brýlové čočky za účelem snížení propustnosti zvýšením absorpce. Tato úprava se používá k filtraci nadbytečného světla a (nejen) pro oči nebezpečného slunečního UV záření. Protože minerální brýlové čočky absorbují veškeré UV-C záření, barví se za účelem příjemnějšího vidění (menší oslnění).^{2, 10} Propustnost čočky lze

regulovat a její propustnost v běžných slunečních brýlích se nejčastěji pohybuje mezi 15 a 30 %.⁹
¹¹ Je nutné, aby sluneční brýle měly UV filtr, protože pak hrozí poškození očních struktur – zornice za ztmavenou čočkou bude dilatovaná, a tudíž do oka prostupuje větší množství škodlivého záření.

Reflexní vrstva (HR) funguje přesně naopak než antireflexní. Jejím přídělem je zvýšení povrchové reflektance a snížení transmisivity a transparentnosti.¹² Převážná část záření dopadajícího na čočku se odrazí a zbytek se absorbuje a přemění na vnitřní (tepelnou) energii. Tyto vrstvy se obvykle aplikují na sportovní (lyžování, cyklistika, vodní sporty) a sluneční brýle či na brýle sloužící k ochraně před lasery. Propustnost reflexních vrstev může také být odstupňována – u minerálních čoček lze docílit 25, 50, ale i 75% propustnosti, u organických jen 25 až 35 %. Na rozdíl od antireflexní vrstvy, funguje tato vrstva na principu konstruktivní interference.^{1, 2, 6}

Samočistící vrstva zajišťuje, že je povrch čočky velmi hladký, čímž je méně pravděpodobné usazení prachu či jakýchkoli jiných nečistot – tzn. čím hladší povrch brýlové čočky je, tím lépe. Žádná vrstva bohužel nezajistí, že už si nositel brýlí nikdy nebude muset brýle čistit, ale velmi to péči o ně zjednoduší. Nejčastěji se tato vrstva nanáší v kombinaci s AR vrstvou.^{10, 13} Tato vrstva funguje buď na principu hydrofobity či hydrofility, respektive smáčivosti.⁶ Povrch je hydrofobní, je-li kontaktní úhel přisedlé kapky větší než 90°. Pokud je kontaktní úhel větší než 150°, jedná se o povrch superhydrofobní. Naopak je-li kapka přisedlá pod úhlem menším než 90°, povrch je hydrofilní. Povrch je superhydrofilní v případě, je-li kontaktní úhel menší než 10° (někdy se udává i 5°).¹³

Hydrofobní neboli vodoodpudivý povlak, je povlak bránící ulpívání nečistot. Funguje na principu indického lotusu (lotosový efekt), kdy se kapičky vody odvalí z povrchu i s nečistotami.¹³ Principem této vrstvy je snížení adhezní síly mezi povrchem čočky a kapkou vody. Obecně je vnitřní adheze kapky menší než adheze mezi povrchem čočky a kapkou, což znamená, že je povrch smáčitelný – kapka se na povrch čočky přilepí a zůstane kulatá. Tuto vnitřní adhezi nelze změnit, a proto se snažíme o snížení přilnavosti mezi kapkou a povrchem čočky právě přidáním hydrofobní vrstvou. Kapka se poté na brýlovou čočku nepřilepí, ale ihned po kontaktu se odkutálí – povrch bude nesmáčitelný.^{10, 14}

Hydrofilita je opakem hydrofobity. Hydrofilní povrchy mají vysokou povrchovou energii a jsou tedy obvykle silně přilnavé.^{6, 14} V tomto případě kapka na čočku dosedne a rozlije se. Tím vytvoří na brýlové čočce tenký film, který se rychle odpaří.

Experiment

Cílem experimentu bylo zjistit, zda jednotlivé povrchové úpravy mají vliv jak na transmisivitu, tak na smáčivost povrchu brýlové čočky. Zjišťovala jsem také, zda jsou námi připravené vrstvy oxidu titaničitého dostatečně transparentní a zda nemají samočisticí vlastnosti.

První část měření byla provedena na Fakultě biomedicínského inženýrství ČVUT v laboratoři biomateriálů a nanotechnologií druhá část poté ve Fyzikálním ústavu AV ČR, kde byly zmiňované vrstvy oxidu titaničitého připraveny metodou pulzní laserové depozice. Transmisivitu jsem zjišťovala pomocí UV-VIS spektrofotometru UV-2600 (Shimadzu), kontaktní úhly jsem zaznamenávala pomocí goniometru DSA100 od firmy Krüss (metodou přisedlé kapky). K měření byly použity komerčně dostupné brýlové čočky nejčastěji od firmy Zeiss a Omega Optix a skla s TiO₂ vrstvami. Komerčně dostupné čočky se liší nejen typem povrchových úprav, ale také optickou mohutností, indexem lomu či materiálem. Vrstvy oxidu titaničitého se liší „pouze“ depozičními podmínkami. Všechny čočky mi poskytla Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT v Kladně.

Vrstvy TiO₂

TiO₂ neboli oxid titaničitý se běžně vyskytuje v přírodě, především v zemské kůře. Tento přirozeně se vyskytující oxid titanu má tři formy – rutil, anatas a brookit. Je součástí mnoha našich každodenních potřeb v podobě bílého barviva např. v zubní pastě, kosmetice, lécích, ale i v potravinách. Oxid titaničitý je biokompatibilní levný polovodič s výbornou transmisivitou ve viditelném a blízkém IR spektru, má vynikající povrchovou aktivitu vůči UV záření a je vysoce chemicky stabilní. Znám je také díky svému vysokému indexu lomu s hodnotou 2,7.^{2, 15, 16}

Vrstvy TiO₂ je možné deponovat mnoha různými metodami (tepelně, plazmaticky, iontovým svazkem). Měřené vzorky byly připraveny na substrát, v našem případě podložní sklo, metodou PLD (Pulsní Laserová Depozice). Každá z vrstev byla připravena z terče oxidu titaničitého na substrát za použití excimerového laseru o vlnové délce 248 nm v kyslíkové atmosféře. Opakovací frekvence laseru byla 10 Hz s délkou pulzu 20 ns, s velikostí stopy na terči 9,75 mm² a s hustotou energie na terči 2 až 3,6 J·cm⁻². Ke zlepšení kvality deponovaných vrstev byl při depozici použit i radiofrekvenční výboj.

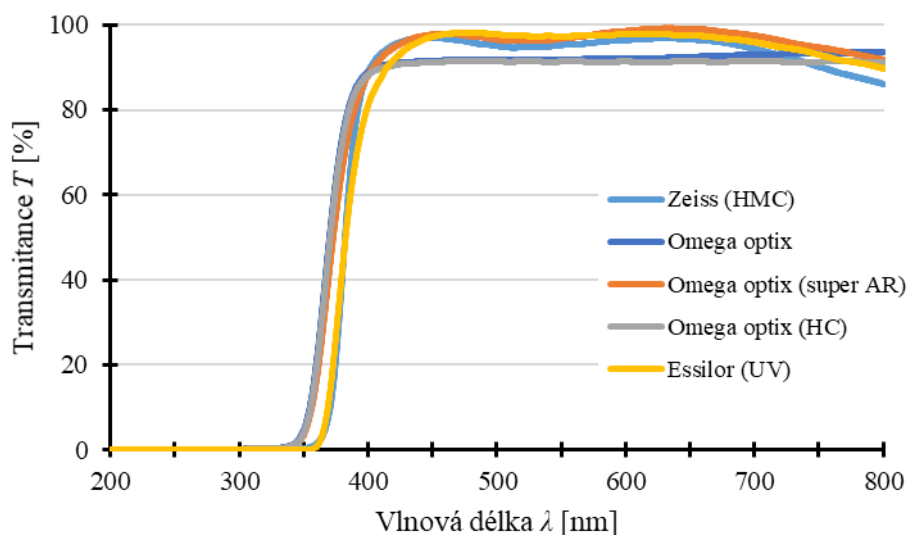
Pulsní laserová depozice je jedinečná depoziční technologie a je rozšířena poměrně krátce – od konce 80. let. Metoda PLD byla popularizována především díky stechiometrickému přenosu a jednoduchosti při počátečním nastavení a při výzkumu jakýchkoliv oxidových sloučenin. PLD je sice poměrně finančně náročná, ale lze pomocí ní nadeponovat mnoho povrchů. Bohužel neumožňuje jednoduše nadeponovat vrstvy na velké nebo tvarově složité vzorky. Dnes se tato

metoda používá k depozici izolátorů, polovodičů, kovů, polymerů či dokonce biologických materiálů.^{17, 18} Jedná se o proces fyzické depozice par ve vakuovém systému. Laser, nejčastěji excimerový, je zaměřen na terč, ze kterého je každým pulzem vypařeno či ablaováno malé množství určité látky (např. TiO_2). Tím se vytvoří plazmový obláček, který se poté zachytí na substrát (např. podložní sklo) a vytvoří tenkou vrstvu. Depozice je ovlivněna mnoha faktory – soubor těchto faktorů lze také nazvat depozičními podmínkami. Záleží jak na teplotě okolí, tak na teplotě substrátu, tlaku plynu, na vzdálenosti substrátu a terče, na energii laseru a jeho vlnové délce či na materiálových vlastnostech.^{16, 17, 18}

Výsledky experimentu

Dnes nejběžněji používané brýlové čočky mají index lomu pohybující se v hodnotách od 1,45 do 1,60. Součástí prakticky všech dnešních čoček je tvrzení či antireflexní úprava – či obojí. Antireflexní vrstvy mohou mít zbytkové reflexy ať už v klasické zelené barvě nebo v modré i fialové a měly by propouštět záření až od vlnových délek vyšších než 350 nm. Připravené vrstvy TiO_2 taktéž (již od vlnové délky 340 nm).

Očekávalo se, že nejlepší, až 100% propustnost, budou mít brýlové čočky s antireflexní vrstvou, což se mým měřením potvrdilo. Čočky s AR, popřípadě superAR vrstvou a čočky s úpravou LotuTec (HC + AR + clean coat) měly transmisivitu ve viditelném spektru opravdu blížící se 100 % - obrázek 2. Úprava DuraVision s indexem lomu 1,5, která se skládá z tvrzení a antireflexu, měla také téměř 100% transmisivitu - obrázek 2.



Obrázek 7: Graf transmissivity čoček s indexem lomu 1,50²

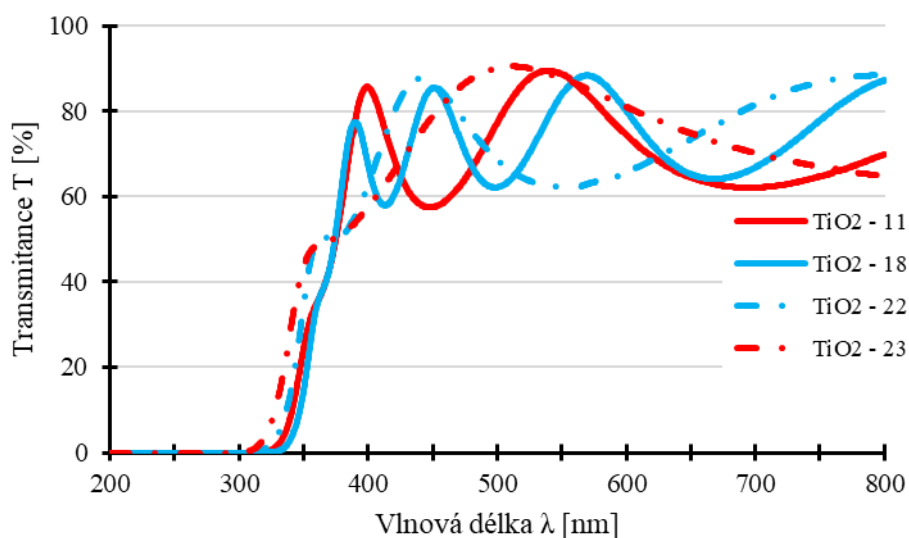
Hned po těchto povrchových úpravách následují brýlové čočky s HMC úpravou (AR + hydrofobní vrstva), jejichž propustnost se pohybovala kolem 98 % - obrázek 2. Měřené čočky

s vrstvou HMC se sice lišily materiálem (polymethylmethakrylát, plast a Trivex), ale propustnost měly téměř stejnou. Jen u brýlových čoček z PMMA docházelo k interferenci.

Měřené tvrzené brýlové čočky neměly antireflexní úpravu, ale i přesto se jejich transmisivita pohybovala relativně vysoko – okolo 90 % (obrázek 2). Na stejných hodnotách byla propustnost i čoček s úpravou DuraVision BlueProtect, DriveSafe a Silver. Pro porovnání byla do měření přidána i absorpční brýlová čočka DuraVision Sun, která má šedé zbarvení. Tato absorpční čočka má za úkol absorbovat UV-C záření (vlnová délka 100-280 nm) a snižovat transmisivitu a tím i oslnění. Brýlová čočka v tomto měření obstála výborně s transmisivitou v rozmezí od 14 do 64 % ve viditelném světelném spektru.

K dokázání závislosti transmisivity na materiálu čočky jsem provedla měření čoček z rozdílných materiálů (ale se stejným indexem lomu). Plastová čočka měla transmisivitu vyšší než minerální, ale minerální propouštěla světlo ve větším spektru vlnových délek.

Připravené vrstvy TiO_2 vykazovaly velikou interferenci a jejich transmisivita (obrázek 3) se pohybovala v rozpětí od 50 do 90 %. Jednotlivé vrstvy se lišily depozičními podmínkami – rozdílným tlakem O_2 při depozici (udává množství TiO_2 ve vrstvě), počtem pulzů laseru při depozici (udává tloušťku vrstvy) a hustotou energie laseru na terči. Pokud by byly vrstvy silnější, interference by se snížila či naprosto vymizela.



Obrázek 8: Graf transmissivity vrstev TiO_2 lišících se počtem pulzů při depozici ²

Smáčivost vrstev oxidu titaničitého kolísala na přechodu hydrofobního a hydrofilního povrchu – většina byla ale spíše hydrofobní (kontaktní úhel byl větší než 90°). Byla snaha o přípravu vrstev s co největší transparentí, to se ale při měření bohužel ukázalo v rozporu s nízkými hodnotami kontaktního úhlu. Vrstvy s nízkým kontaktním úhlem (pod 10°) jsou téměř neprůhledné, jako je vidět v literatuře [16].

Naopak smáčivost běžně dostupných čoček se navzájem velmi lišila, a to díky rozdílným povrchovým úpravám. Brýlové čočky s AR a HMC vrstvou měly povrch hydrofobní, byl tedy naměřen kontaktní úhel větší než 90°. Na druhé straně čočky s tvrzením či úplně bez povrchové úpravy měly povrch hydrofilní, tedy mají kontaktní úhel menší než 90°.

Transmisivita brýlových čoček tedy závisí na typu povrchových úprav, ale také na indexu lomu daného materiálu. Naopak se měřením potvrdilo, že propustnost nezávisí na optické mohutnosti brýlové čočky. Smáčivost, stejně jako transmisivita, hodně závisí na povrchové úpravě čočky.

Závěr

Cílem experimentu bylo zjistit, zda jednotlivé povrchové úpravy a parametry brýlových čoček (index lomu, optická mohutnost) ovlivňují jejich transmisivitu a smáčivost. Dalším cílem bylo zjistit, zda jsou připravené vrstvy TiO_2 hydrofobní či hydrofilní. Z mého měření tedy vyplynulo, že brýlové čočky s indexem lomu vyšším než 1,5 propouštějí záření od vyšších vlnových délek – mají tedy vyšší UV ochranu. Nejvyšší transmisivitu vykazovaly čočky s AR úpravou, naopak nejnižší transmisivitu měly čočky s tvrzením či zcela bez úprav. Transmisivita se lišila i u brýlových čoček z rozdílných materiálů.

Experimentem jsem tedy dokázala, že transmisivita brýlových čoček závisí nejen na typu zušlechťující úpravy, kterou je čočka opatřena, ale také na indexu lomu a na materiálu samotném, což spolu úzce souvisí. Naopak jsem měřením zjistila, že propustnost nezávisí na optické mohutnosti brýlové čočky. Smáčivost, stejně jako transmisivita, hodně závisí na povrchové úpravě čočky. Zjistila jsem, že nejvíce smáčivé jsou čočky s tvrzením či naprosto bez úprav, naopak nejmenší smáčivost měly brýlové čočky s antireflexem. Vrstvy oxidu titaničitého oscilovaly na přechodu hydrofobního a hydrofilního povrchu. Žádná z měřených čoček neměla povrch superhydrofobní (kontaktní úhel větší než 150°) ani superhydrofilní (kontaktní úhel menší než 10°). Je ale možné na již hydrofilní povrch brýlové čočky nanést tenkou vrstvu TiO_2 a z již hydrofilního povrchu tak vytvořit povrch superhydrofilní. Tyto vrstvy bývají ale bílé a téměř neprůhledné, a proto je nutno dále hledat ideální vlastnosti pro přípravu vrstev, u kterých by bylo dosaženo obou vlastností zároveň – vysoké propustnosti (a tím průhlednosti) a dokonalé smáčivosti. Naše připravené vrstvy by sice zajistily lepší samočistící účinky, ale na úkor jejich transmisivity, která byla bohužel horší.

Použitá literatura

1. MEISTER, D. a SHEEDY, J. E. Introduction to Ophthalmic Optics. 5. Carl Zeiss Vision, 2004.
2. RÉVAYOVÁ K. Povrchové úpravy brýlových čoček. Praha, 2021. Bakalářská práce. ČVUT v Praze, FBMI.
3. JANČÍK, P. Optické materiály pro výrobu brýlových čoček. Brno, 2006.
4. ZEISS, C. Handbook of Ophthalmic Optics. 2. Německo, 1991.
5. RUBIN, M. L. Spectacles: Past, present, and future. Survey of Ophthalmology. 1986, 30(5), 321-327. ISSN 00396257. DOI: 10.1016/0039-6257(86)90064-0.
6. VESELÝ, P., ŠIMOVIČ, P., PETROVÁ, S., Konvenční a Free-Form technologie výroby brýlových čoček, ed. 1., NCONZO Brno, 2014, 141 s., ISBN 978-80-7013-566-2.
7. BHOOTRA, A. K. Ophthalmic lenses. Jaypee Brothers, Medical Publishers Pvt. Limited, 2009. ISBN 9788184486049.
8. Manufacturing: Materials selection. Open Learn [online]. 1999 [cit. 2020-11-9]. Dostupné z: <https://www.open.edu/openlearn/science-maths-technology/design-innovation/manufacturing/content-section-7.9>
9. Essilor. Ophthalmic optics files. [online]. Coatings [online]. 2011 [cit. 2020-11-28] Dostupné z: <https://www.essiloracademy.eu/sites/default/files/10.Coatings.pdf>
10. BÜYÜKYILDIZ, H. Z. Coatings and Tints of Spectacle Lenses. 2012, 11. DOI: 10.4274/tjo.42.52724.
11. BROOKS, C. W., BORISH, I. M. System for Ophthalmic Dispensing. 3. Butterworth-Heinemann, 2006, 688 s. ISBN 9780702038914.
12. Highly Reflective Coatings. Edmund Optics: Worldwide [online]. [cit. 2020-12-7]. Dostupné z: <https://www.edmundoptics.com/knowledge-center/applicationnotes/optics/highly-reflective-coatings/>
13. ALIOFKHAZRAEI, M., Wetting and Wettability, ed. 1, InTech, 2015, ISBN 978-953-51-2215-9.
14. DAOUD, W. A. Self-Cleaning Materials and Surfaces: A Nanotechnology Approach. Spojené Království: Chichester: John Wiley, 2013, 368 s. ISBN 978-1-118-65236-7.
15. PARRINO, F., PALMISANO, L. Titanium Dioxide (TiO₂) and Its Applications: A volume in Metal Oxides. Elsevier, 2021. ISBN 978-0-12-819960-2.
16. REMSA, J. Příprava tenkých vrstev TiO₂ pomocí PLD metody. Praha, 2009. Diplomová práce. ČVUT v Praze, FJFI.
17. JELÍNEK, M. Laserová depozice tenkých vrstev pro biomedicínu. Praha, 2008. ČVUT FJFI.
18. EASON, R. (Ed.). (2006). Pulsed Laser Deposition of Thin Films, DOI:10.1002/047005212.

Bc. Kamila Révayová, Ing. Petr Písařík, PhD.

Surface treatment of spectacle lenses

Czech Technical University in Prague, Faculty of Biomedical Engineering, Department of Natural Sciences

Abstract

This article deals with the surface treatment of spectacle lenses, especially anti-reflective, absorbent, reflective and self-cleaning layers. The article focuses on their important properties and principles of use. The experiment then evaluates the properties of commercially available spectacle lenses and their surface treatments and lenses with titanium dioxide layer. Specifically by measuring the transmissivity and wettability.

Keywords

Spectacle lens, surface treatments, transmissivity, wettability, self-cleaning surfaces

Introduction

Out of our six human senses, sight is the most important one. Sight helps us with orientation in space and communication, with observing our surrounding life, light, darkness, or colours. Thanks to sight, we receive at least 80 % of the surrounding stimuli and until we notice a significant deterioration, sight is taken for granted. To improve the quality of vision, we use the surface treatments, which play a large role both in the quality of the wearer's vision and in its comfort and protection.

This article briefly summarizes my bachelor's thesis, in which, as I've already mentioned, I deal mainly with the surface treatment of spectacle lenses. I also deal with the topic of materials that were used to produce spectacle lenses in the past or in the present. Based on a research of these topics, an experiment was performed – evaluation of permeability and wettability of spectacle lenses. The experiment summarizes the last section of this article.

Materials

This section deals with materials used for the production of past and current spectacle lenses, i.e. mineral and organic materials. It is believed that spectacle lenses were first used in spectacles

at the end of the 13th century. These were originally cut from a quartz crystal, which was relatively expensive. From this material we switched to cheaper and more modern materials.¹

There are five main materials from which spectacle lenses are commonly made – glass (mineral material), polymethyl methacrylate (PMMA), polycarbonate (PC), Columbia Resin (CR-39) and the so-called high index (organic materials).

Glass is a mineral (inorganic) material. This group includes crown or potassium calcium glass, which has an Abbe number higher than 55 (low-index – $n=1,52$) and flint glass, also known as potassium-lead glass, with Abbe number lower than 50 (high-index – $n=1,5$ to $1,9$).^{2, 3, 4} Glass is very scratch-resistant and is characterized by high flexibility, which does not ensure its strength. The disadvantage is that the glass is heavy and can injure the wearer if damaged. Another disadvantage is the higher thermal conductivity than in plastics – i.e. the glass gets dewy when changing from a cold environment to a warmer one. To solve this problem, surface treatments have been developed. Today, crown glass is used the most to produce spectacle lenses. Crown glass is optically very similar to CR-39.^{2, 4}

Organic materials, sometimes referred to as plastics, can be divided into thermosets (they can be shaped after heating, after cooling they can't be shaped again) and thermoplastics (they can be heated and shaped repeatedly).

CR-39 is a thermosetting resin originally developed for military purposes (cockpits). This material is light, resistant mechanically and chemically and protects the wearer better than glass – after shattering, the “shards” are larger and duller. The refractive index values of this material are 1,49 to 1,5 (the standard is 1,498).^{1, 2, 5}

Polycarbonate is a very common thermoplastic, which was again invented for military purposes (air force helmets). It is sometimes referred to as a thermoplastic metal due to its strength. It is the safest, has a high refractive index (1,586) and 100% UV protection. But it is soft, making it prone to scratches.^{2, 5}

PMMA, also known as plexiglass, is highly durable thermoplastic. This material is cheap and highly transparent, but it is soft and therefore prone to scratches. Today, it is not used for the production of spectacle lenses. The refractive index of PMMA is 1,49.⁶

Trivex is a partially crosslinked polyurethane polymer that has the best properties of both thermosets and thermoplastics. It has excellent optical properties (refractive index 1,532 and Abbe number 43-45) and impact resistance. Trivex lenses are thin, light and have 100% UV protection.^{2, 6, 7}

High-index materials are those with a higher refractive index than 1,5 (the highest values of the refractive index are up to 1,9). The high-index material can be glass, PC or trivex. High-index lenses are very thin and have 100% UV protection.^{6, 8}

Surface treatments

Today, conventional spectacle lenses are often refined with various surface treatments to improve their optical or mechanical properties – or both. Modifications from anti-reflective layers, through dyeing to self-cleaning layers are used – see Figure 1.

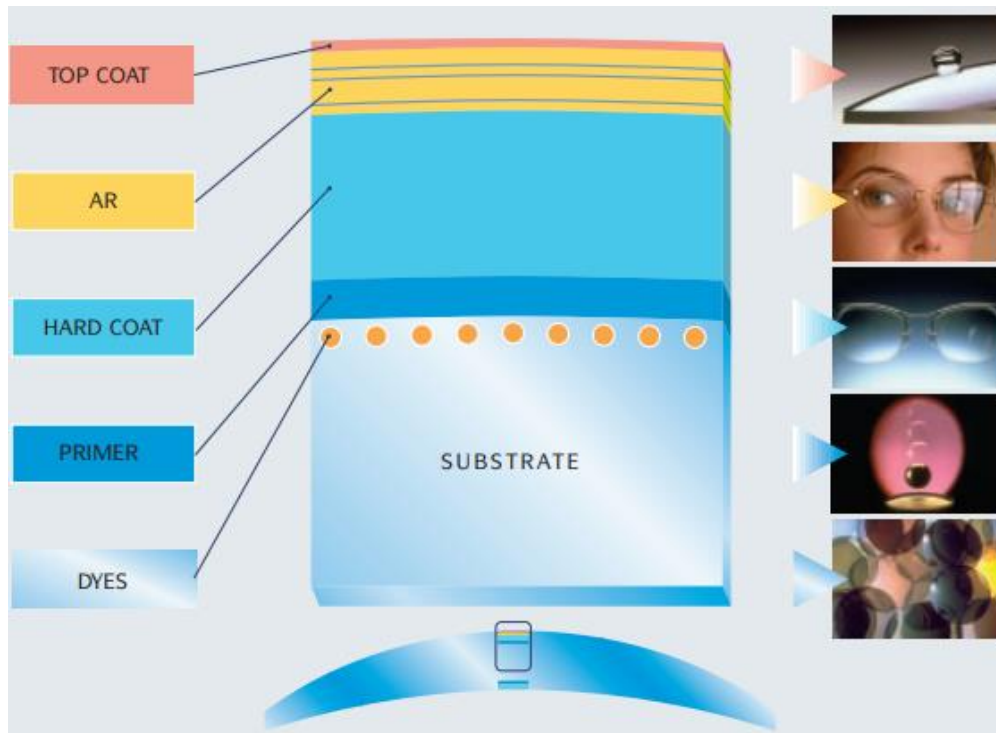


Figure 1: Surface treatment system⁹

Hard coat (HC) is now part of all plastic spectacle lenses (for glasses it is usually not needed). Friction, whether of other materials or dust particles, is an everyday enemy of spectacle lenses. Scratched spectacle lenses impair both the quality of vision and the cosmetic appearance. Hard coat is applied to the front and back of the spectacle lens and provides higher resistance to scratches and breakage. However, this surface treatment does not provide 100% protection against external influences.^{2,9}

The purpose of the **anti-reflective coating (AR)** is to ensure the highest possible transmittance and minimize glare. When light passes through the front and back surfaces of the lens, about 4 % of the light is reflected – i.e. that only about 92 % pass to the eye. The rest of the rays can cause glare.⁶ AR coating usually consists of five or more layers, where the refractive indices of these individual layers alternate – it works on the principle of destructive interference.^{6,9}

The **absorbent layer (dyeing)** is applied to the spectacle lenses to reduce permeability by increasing the absorption. This treatment is used to filter excess light and (not only) dangerous sunlight for the eyes. Because mineral spectacle lenses absorb all UV-C radiation, they are

coloured for more pleasant vision (less glare).^{2, 10} The permeability of the lens can be regulated and its permeability in ordinary sunglasses is most often between 15 and 30 %.^{9, 11} It is necessary for sunglasses to have a UV filter, because then there is a risk of damage to eye structures – the pupil behind the darkened lens will be dilated, and therefore a greater amount of harmful radiation penetrates into the eye.

The **reflective layer** (HR) works exactly the opposite of the antireflective layer. Its allocation is to increase surface reflectance and reduce transmissibility and transparency.¹² Most of the radiation incident on the lens is reflected and the rest is absorbed and converted into internal (thermal) energy. These layers are usually applied to sports glasses (skiing, cycling, water sports) and sunglasses or to glasses used to protect against lasers. The transmittance of reflective layers can also be graded – for mineral lenses it is possible to achieve 25, 50, but also 75% transmittance, for organic only 25 to 35%. Unlike the anti-reflection layer, this layer works on the principle of constructive interference.^{1, 2, 6}

The **self-cleaning layer** ensures that the surface of the lens is very smooth, making it less likely that dust or any other impurities will settle – i.e. the smoother the surface on the spectacle lens, the better. Unfortunately, no layer will ensure that the wearer of the flasses will never have to clean the glasses again, but it will greatly simplify their care. This layer is most often applied in combination with the AR layer.^{10, 13} This layer works either on the principle of hydrophobicity or hydrophilicity, or wettability.⁶ The surface is hydrophobic if the contact angle of the sessile drop is greater than 90°. If the contact angle is greater than 150°, it is a superhydrophobic surface. Conversely, if the droplet is seated at an angle of less than 90°, the surface is hydrophilic. The surface is superhydrophilic if the contact angle is less than 10° (sometimes even 5°).¹³

A **hydrophobic** or water-repellent coating is a coating that prevents dirt from adhering. It works on the principle of the Indian lotus (lotus effect), where water droplets roll off the surface even with impurities.¹³ The principle of this layer is to reduce adhesive force between the lens surface and the water drop. In general, the internal adhesion of the droplet is less than the adhesion between the lens surface and the droplet, which means that the surface is wettable – the droplet adheres to the lens surface and remains round. The internal adhesion cannot be changed, so we try to reduce the adhesion between the drop and the lens surface just by adding a hydrophobic layer. The drop will then not stick to the spectacle lens but will roll off immediately after contact - the surface will be wettable.^{10, 14}

Hydrophilicity is the opposite of hydrophobicity. Hydrophilic surfaces have a high surface energy and are therefore usually highly adhesive.^{6, 14} In this case, the drop lands on the lens and spills. This creates a thin film on the spectacle lens that evaporates quickly.

Experiment

The aim of the experiment was to determine whether the individual surface treatments influence both the transmissivity and the wettability of the surface of the spectacle lens. I was also investigating whether the titanium dioxide layers prepared by is are sufficiently transparent and whether they are not self-cleaning.

The first part of the experiment was performed at the Faculty of Biomedical Engineering CTU in the laboratory of biomaterials and nanotechnologies, the second part then at the Institute of Physics AS CR, where the mentioned layers of titanium dioxide were prepared by pulsed laser deposition. I determined the transmissivity using a UV-VIS spectrophotometer UV-2600 (Shimadzu), and the contact angles were recorded using a DSA100 goniometer from Krüss (sessile drop method). Commercially available spectacle lenses, most often from Zeiss and Omega Optix, and glasses with TiO₂ layers were used for the measurement. Commercially available lenses differ not only in the type of surface treatment, but also in optical power, refractive index, or material. Titanium dioxide layers differ "only" by deposition conditions. All lenses were provided to me by the Faculty of Biomedical Engineering of the Czech Technical University in Kladno.

TiO₂ layers

TiO₂ or titanium dioxide is commonly found in nature, especially in the earth's crust. This naturally occurring titanium oxide has three forms - rutile, anatase and brookite. It is part of many of our daily needs in the form of white dye, for example in toothpaste, cosmetics, medicines, but also in food. Titanium dioxide is a biocompatible, inexpensive semiconductor with excellent transmissibility in the visible and near IR spectrum, has excellent surface activity against UV radiation, and is highly chemically stable. I am also known for their high refractive index of 2,7.^{2,15,16}

TiO₂ layers can be deposited by many different methods (thermal, plasma, ion beam). The measured samples were prepared on a substrate, in our case a slide glass, by the PLD (Pulsed Laser Deposition) method. Each of the layers was prepared from a titanium dioxide target on a substrate using an excimer laser at a wavelength of 248 nm in an oxygen atmosphere. The repetition frequency of the laser was 10 Hz with a pulse length of 20 ns, with a trace size on the target of 9,75 mm² and with an energy density on the target of 2 to 3,6 J·cm⁻². To improve the quality of the deposited layers, radiofrequency discharge was also used during deposition.

Pulsed laser deposition is a unique deposition technology and has been widely used since the late 1980s. The PLD method was popularized mainly due to stoichiometric transfer and simplicity in the initial setup and in the research of any oxide compounds. Although PLD is relatively

expensive, it can be used to apply many surfaces. Unfortunately, it does not allow you to easily deposit layers on large or complex samples. Today, this method is used to deposit insulators, semiconductors, metals, polymers, or even biological materials.^{17, 18} This is a process of physical vapor deposition in a vacuum system. The laser, most often an excimer, is focused on a target from which a small amount of a certain substance (e.g. TiO_2) is evaporated or ablated with each pulse. This creates a plasma cloud, which is then attached to a substrate (e.g. a slide glass) and forms a thin layer. Deposition is affected by many factors - a set of these factors can also be called deposition conditions. It depends on both the ambient temperature and the temperature of the substrate, the gas pressure, the distance between the substrate and the target, the energy of the laser and its wavelength, or the material properties.^{16, 17, 18}

Results of the experiment

Today, the most used spectacle lenses have a refractive index ranging from 1,45 to 1,60. Part of virtually all lenses today is hard coat or anti-reflective treatment - or both. Anti-reflective layers can have residual reflections in either classic green or blue or purple and should transmit radiation from wavelengths higher than 350 nm. Prepared TiO_2 layers also (from wavelength 340 nm).

It was expected that the best, up to 100% transmittance, would be spectacle lenses with an anti-reflective coating, which was confirmed by my measurements. Lenses with AR or superAR, layer and lenses with LotuTec treatment (HC + AR + clean coat) had transmissivity in the visible spectrum close to 100% - Figure 2. DuraVision treatment with a refractive index of 1,5, which consists of HC and AR layer, also had almost 100% transmissivity - Figure 2.

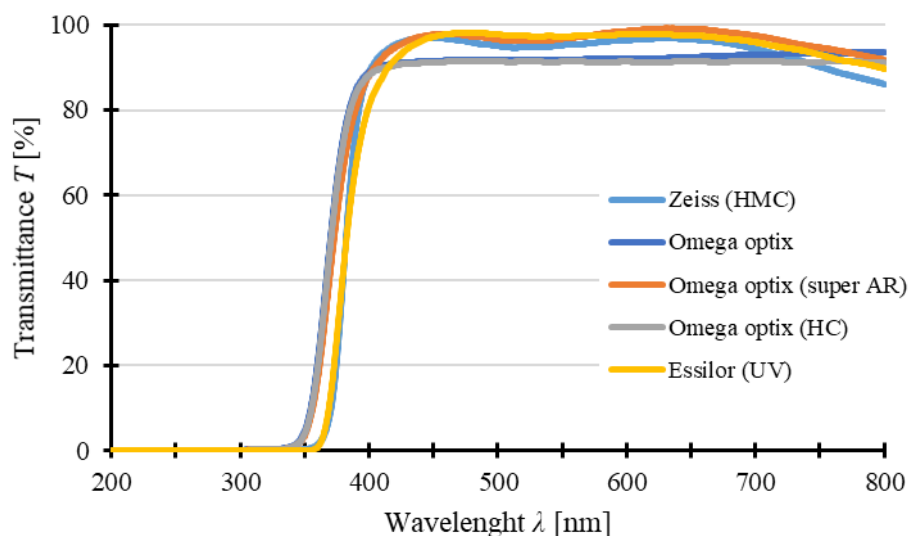


Figure 2: Graph of lens transmittance with a refractive index of 1,50 ²

Immediately after these surface treatments, spectacle lenses with HMC treatment (AR + hydrophobic layer) followed, whose permeability was around 98% - Figure 2. Measured lenses with HMC layer differed in material (polymethyl methacrylate, plastic and Trivex), but they had almost the same permeability. Only PMMA spectacle lenses interfered.

The measured hardened spectacle lenses did not have an anti-reflective treatment, but even so, their transmissivity was relatively high - around 90% (Figure 2). The permeability of the lenses with DuraVision BlueProtect, DriveSafe and Silver was at the same values. For comparison, an absorbent DuraVision Sun spectacle lens, which has a gray color, was also added to the measurement. The purpose of this absorbent lens is to absorb UV-C radiation (wavelength 100-280 nm) and reduce transmissivity and thus glare. The spectacle lens withstood excellent transmittance in the range of 14 to 64 % in the visible light spectrum in this measurement.

To prove the dependence of transmissivity on the lens material, I measured lenses from different materials (but with the same refractive index). The plastic lens had a higher transmissivity than the mineral, but the mineral transmitted light in a larger spectrum.

The prepared TiO₂ layers showed a lot of interference and their transmissivity (Figure 3) ranged from 50 to 90 %. The individual layers differed in deposition conditions - different O₂ pressure during deposition (indicates the amount of TiO₂ in the layer), the number of laser pulses during deposition (indicates the layer thickness) and the energy density of the laser on the target. If the layers were thicker, the interference would be reduced or eliminated.

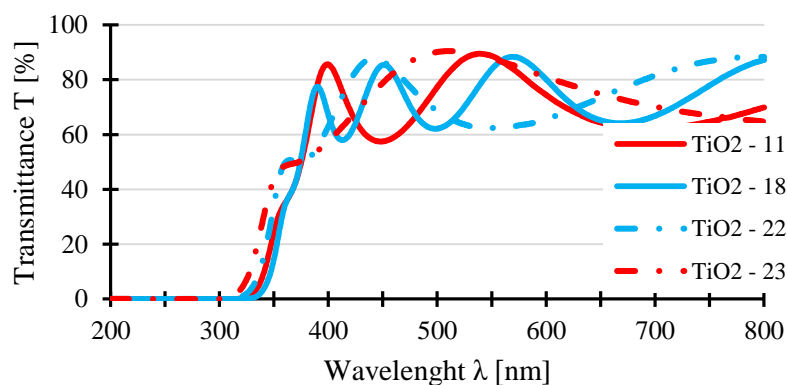


Figure 3: Graph of transmissivity of TiO₂ layers differing in the number of pulses during deposition²

The wettability of the titanium dioxide layers fluctuated at the transition of the hydrophobic and hydrophilic surface - but most were rather hydrophobic (contact angle was greater than 90°). There was an effort to prepare layers with the greatest possible transparency, but this unfortunately turned out to conflict with the low values of the contact angle. Layers with a low contact angle (below 10°) are almost opaque, as seen in the literature [16].

On the contrary, the wettability of commonly available lenses differed greatly from each other, due to different surface treatments. Spectacle lenses with AR and HMC layer had a hydrophobic

surface, so a contact angle greater than 90° was measured. On the other hand, lenses with or without hard coat had a hydrophilic surface, i.e. they have a contact angle of less than 90° .

The transmissivity of spectacle lenses therefore depends on the type of surface treatment, but also on the refractive index of the given material. On the contrary, the measurement confirmed that the transmittance does not depend on the optical power of the spectacle lens. Wettability, as well as transmissivity, depends a lot on the surface finish of the lens.

Conclusion

The aim of the experiment was to determine whether the individual surface treatments and parameters of spectacle lenses (refractive index, optical power) affect their transmissivity and wettability. Another goal was to determine whether the prepared TiO_2 layers are hydrophobic or hydrophilic. Thus, my measurements showed that spectacle lenses with a refractive index higher than 1,5 transmit radiation from higher wavelengths - so they have higher UV protection. The highest transmissivity was shown by lenses with AR treatment, on the contrary the lowest transmissivity was in lenses with hard coat or completely without adjustments. The transmissivity also differed for spectacle lenses made of different materials.

Thus, I proved by experiment that the transmissivity of spectacle lenses depends not only on the type of finishing treatment with which the lens is provided, but also on the refractive index and on the material itself, which is closely related. On the contrary, I found out by measurement that the transmittance does not depend on the optical power of the spectacle lens. Wettability, as well as transmissivity, depends a lot on the surface finish of the lens. I found that the most wettable are lenses with hardening or completely without adjustments, on the contrary, the least wettable were spectacle lenses with anti-reflective coating. The titanium dioxide layers oscillated at the transition of the hydrophobic and hydrophilic surfaces. None of the measured lenses had a superhydrophobic (contact angle greater than 150°) or superhydrophilic (contact angle less than 10°) surface. However, it is possible to apply a thin layer of TiO_2 to the already hydrophilic surface of the spectacle lens and thus form a superhydrophilic surface from the already hydrophilic surface. However, these layers tend to be white and almost opaque, so it is necessary to look for ideal properties for the preparation of layers in which both properties would be achieved at the same time - high permeability (and thus transparency) and perfect wettability. Our prepared layers would provide better self-cleaning effects, but at the expense of their transmissivity, which was unfortunately worse.

Sources

1. MEISTER, D. a SHEEDY, J. E. Introduction to Ophthalmic Optics. 5. Carl Zeiss Vision, 2004.
2. RÉVAYOVÁ K. Povrchové úpravy brýlových čoček. Praha, 2021. Bakalářská práce. ČVUT v Praze, FBMI.
3. JANČÍK, P. Optické materiály pro výrobu brýlových čoček. Brno, 2006.
4. ZEISS, C. Handbook of Ophthalmic Optics. 2. Německo, 1991.
5. RUBIN, M. L. Spectacles: Past, present, and future. Survey of Ophthalmology. 1986, 30(5), 321-327. ISSN 00396257. DOI: 10.1016/0039-6257(86)90064-0.
6. VESELÝ, P., ŠIMOVIČ, P., PETROVÁ, S., Konvenční a Free-Form technologie výroby brýlových čoček, ed. 1., NCONZO Brno, 2014, 141 s., ISBN 978-80-7013-566-2.
7. BHOOTRA, A. K. Ophthalmic lenses. Jaypee Brothers, Medical Publishers Pvt. Limited, 2009. ISBN 9788184486049.
8. Manufacturing: Materials selection. Open Learn [online]. 1999 [cit. 2020-11-9]. Dostupné z: <https://www.open.edu/openlearn/science-maths-technology/design-innovation/manufacturing/content-section-7.9>
9. Essilor. Ophthalmic optics files. [online]. Coatings [online]. 2011 [cit. 2020-11-28] Dostupné z: <https://www.essiloracademy.eu/sites/default/files/10.Coatings.pdf>
10. BÜYÜKYILDIZ, H. Z. Coatings and Tints of Spectacle Lenses. 2012, 11. DOI: 10.4274/tjo.42.52724.
11. BROOKS, C. W., BORISH, I. M. System for Ophthalmic Dispensing. 3. Butterworth-Heinemann, 2006, 688 s. ISBN 9780702038914.
12. Highly Reflective Coatings. Edmund Optics: Worldwide [online]. [cit. 2020-12-7]. Dostupné z: <https://www.edmundoptics.com/knowledge-center/applicationnotes/optics/highly-reflective-coatings/>
13. ALIOFKHAZRAEI, M., Wetting and Wettability, ed. 1, InTech, 2015, ISBN 978-953-51-2215-9.
14. DAOUD, W. A. Self-Cleaning Materials and Surfaces: A Nanotechnology Approach. Spojené Království: Chichester: John Wiley, 2013, 368 s. ISBN 978-1-118-65236-7.
15. PARRINO, F., PALMISANO, L. Titanium Dioxide (TiO₂) and Its Applications: A volume in Metal Oxides. Elsevier, 2021. ISBN 978-0-12-819960-2.
16. REMSA, J. Příprava tenkých vrstev TiO₂ pomocí PLD metody. Praha, 2009. Diplomová práce. ČVUT v Praze, FJFI.
17. JELÍNEK, M. Laserová depozice tenkých vrstev pro biomedicínu. Praha, 2008. ČVUT FJFI.
18. EASON, R. (Ed.). (2006). Pulsed Laser Deposition of Thin Films, DOI:10.1002/04700521

Bc. Adriana Supová, doc. Mgr. Pavel Beneš, Ph.D.

Zrakový trénink sportovců a jeho vliv na sportovní výkon

Katedra optometrie a ortoptiky, Lékařská fakulta, Masarykova univerzita Brno

Anotace

Práce se zabývá tréninkem vizuálního systému zaměřeného na sportovce. V první části této práce je teoreticky popsáno hodnocení vizuálních schopností u sportovců, jednotlivé zrakové dovednosti důležité pro různé druhy sportovních aktivit. Jako další je vysvětlení metodiky výzkumu, ukázka z naměřených dat u 2 sportovců je popsána v části poslední.

Klíčová slova

Vizuální optometrie, okohybné svaly, sport

Dnešní sport je o rychlosti a vyhodnocení dané situace. Pokud hráčovy oči nejsou schopny – ať už z důvodů ostrosti, nebo špatné koordinace očí, přesně zaměřit na co se dívají, je mozek nucen k opravným pohybům oka. To vede k pozdní reakci a rovněž potřebě vykonávat další pohyb těla.

Sportovní výkon je náročný jak pro celé tělo, tak i pro oči. V poslední době se kvalitní sportovci více zaměřují nejen na fyzickou stránku, ale i na trénink kognitivních funkcí a s tím spojené vnímání zrakem.

Zrakový vjem má za následek aktivaci svalů celého těla, jak řekl legendární fotbalový trenér Blanton Collier: „Oči vedou tělo.“ Zrak poskytuje sportovcům informaci o tom, kde se nacházejí, dále velikost, rychlost, vzdálenost, polohu jak svou vlastní, tak spoluhráče či předmětu. Hbitost hráče nemůže být maximální pokud, není vizuální informace dostatečně rychlá a přesná.

Mezi prvky vizuálního systému hodnotící se u sportovců řadíme ostrost, motorickou, složku a zpracování informací. ²

Hodnocení vizuálních dovedností ve sportu

Každý sport má různé vizuální požadavky. Například dynamické sporty, jako fotbal nebo basketbal, zatěžují zrakový systém jiným způsobem na rozdíl od sportovní střelby nebo horolezectví.

Při hodnocení vizuálního systému rozdělujeme schopnosti na statické a dynamické. **Statická** složka je ta, kde je zrakový podmět nehybný, typické pro sporty jako lukostřelba, střelba na cíl, golf, ale i hod na koš v basketbalu či míření na bránu ve fotbalu nebo hokeji. **Dynamická** část

zahrnuje zpracování zrakové informace v pohybu, pro většinu sportů je tato část typická a prioritní.

Udržení pozornosti je důležitá část hodnotící se u sportovců. Délka hry je v mnoha sportech delší než 2 hodiny. Při sportovních výkonech jako je například horolezectví, je nucen jedinec udržovat neustálou pozornost až několik hodin.

Kontrastní citlivost, posuzování jemných rozdílů kontrastu je běžným vizuálním úkolem ve sportu. Kontrast může být ovlivněn změnou osvětlení v budovách, či změnou počasí venku. Dále může být kontrast ovlivněn stíny, oslněním, stavem povrchu či pozadím. Navíc kontrast objektu se automaticky snižuje, jestliže je v pohybu.

Odhad vzdálenosti a velikosti, hodnotíme schopnost odhadnutí velikosti vizuálního cíle, jeho rychlost a pozorovací vzdálenost. Za tímto účelem se hodnotí vizuální potřeby pro jednotlivé sporty, ale i pro jednotlivé pozice ve sportu. Například hokejový puk, je daleko menší a pohybuje se větší rychlostí z větší vzdálenosti než basketbalový míč. Dále budou pro hokejového brankaře rozdílné nároky na zrakový systém než pro útočníka ve stejném sportu.

Reakční čas je doba, kterou má sportovec na vyhodnocení dané situace a správné reakci. Hráč v baseballu má 250 ms na zpracování vizuální informace a správné reakci, než nahozený míč doletí na jeho baseballovou raketu. S tím souvisí další zrakové schopnost sportovce nazývaná jako **rychlost přeastření dálka/blízko**. Tato dovednost je daná pomocí akomodačního systému oka, jeho schopností rychle zaostřit na předměty v různých vzdálenostech.

Hlubkové vidění je další aspekt k posouzení vzdálenosti, kde přesně v prostoru se předmět nachází vůči sportovci samému, ostatním hráčům či předmětům, trajektorii, po které se pohybuje apod.

Dále hodnotíme velikost zorného pole, vestibulární systém/balanc, koordinaci oko-noha, oko-ruka, úhly pohledu. ¹

Metodika výzkumu

Tento výzkum se zabývá vizuálním tréninkem sportovců různých druhů sportů, jejich 6měsíčním tréninkovým programem, vyhodnocením a posouzením jeho účinnosti na zrakový systém a jeho vliv a výkon sportovce.

U jedinců jsou měřena data statická i dynamická. Statická data jsou ostrost vidění, motilita, maximální bod konvergence, vergenční a akomodační flexibilita, AC/A poměr, fúzní rezervy, rozsah zorného pole.

Dynamická data jsou měřena pomocí počítačového programu Senaptec. Jsou zde zaznamenány hodnoty citlivosti na kontrast, rychlost přeastření dálka/blízko, odhad vzdálenosti, reakční čas, předvídavost, hlubkové vidění.

Měření probíhá jednou měsíčně po dobu šesti měsíců. Při každé kontrole jsou všechna data opět změřena, jsou zaznamenány změny a následně je určen trénink na další měsíc. Sportovec má za úkol tento trénink vykonávat každý den, po dobu alespoň 15 min.



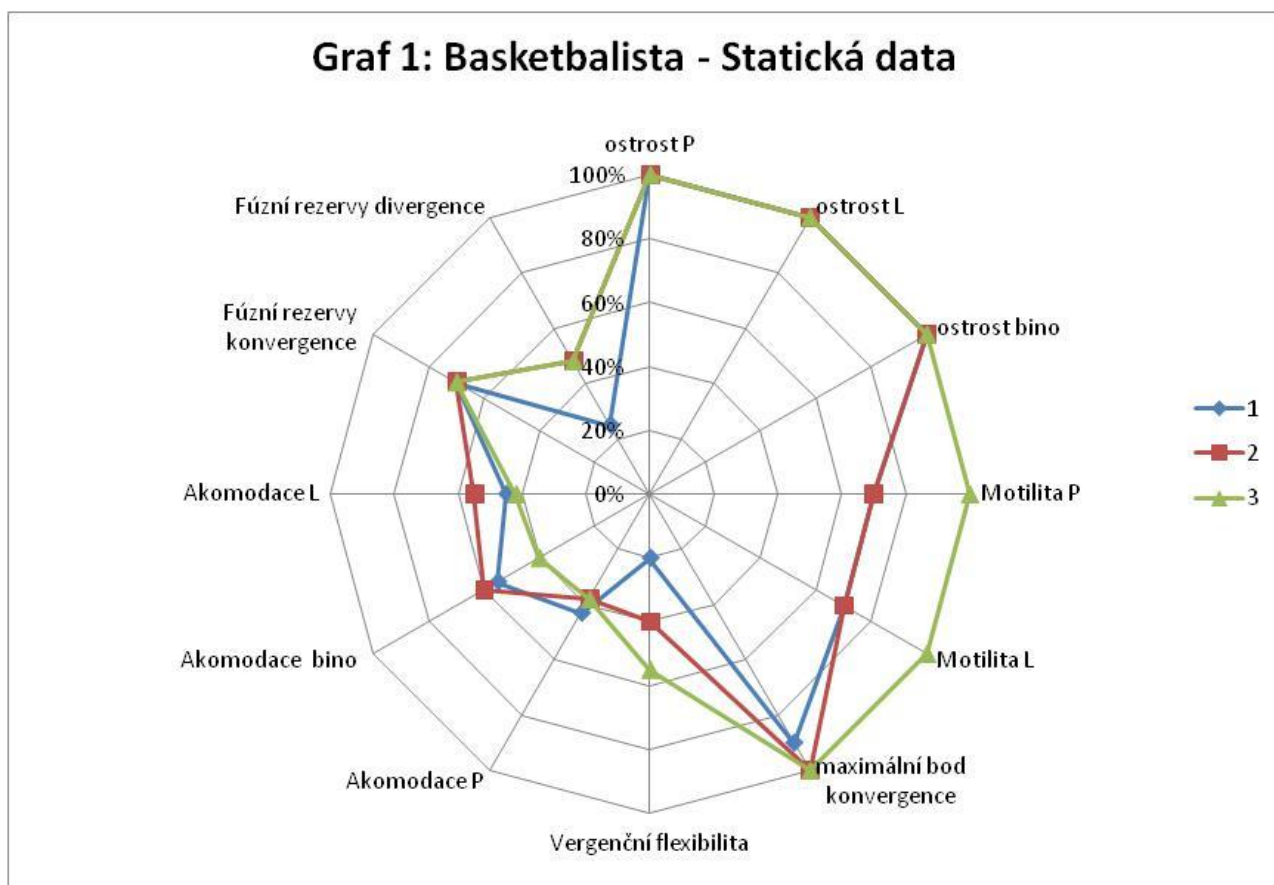
Obrázek 9 Senaptec senzory station ³

Výsledky

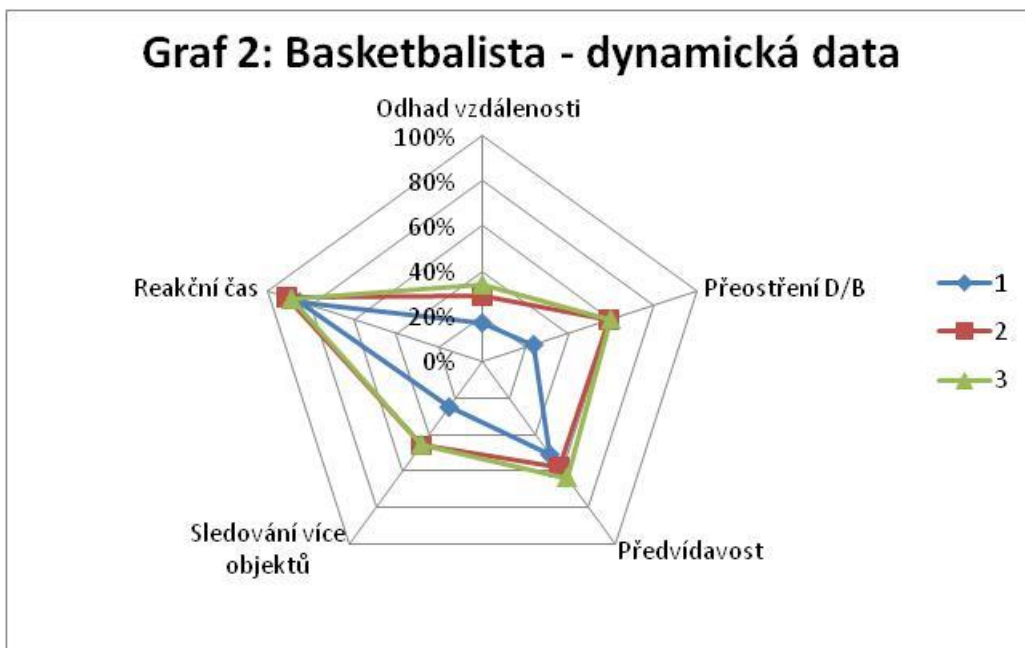
1. **Basketbalista 24 let.** Zraková ostrost byla pomocí korekce KČ dosažena na 100 %. Sportovec subjektivně popisuje problémy s únavou, bolestí hlavy, neschopností soustředit se delší dobu. Po vstupním vyšetření byly zjištěny zrakové nedostatky jak v statické části, tak i v dynamické.

Tabulka 3 vstupní hodnoty vizuálního systému

statika	dynamika
Akomodace P (43%) Akomodace L (45%) Akomodace bino (55%)	Odhad vzdálenosti (17%)
Vergenční flexibilita (20%)	Rychlost přeostrění D/B (30%)
Fúzní rezervy divergence (25%) Fúzní rezervy divergence (70%)	Předvídavost (38%)
Motilita P (70%) Motilita L (70%)	Sledování více objektů (8%)
Maximální bod konvergence (90%)	Reakční čas (65%)



Graf 1 Statická data Basketbalista



Graf 2 Dynamická data Basketbalista

U sportovce proběhly zatím 3 měsíce tréninkového plánu, můžeme pozorovat zlepšení:

- Vergenční flexibility o 5 %
- Motilita 30 %
- Akomodace P o 37 %
- Akomodace L o 19 %
- Fúzní rezervy divergence o 45 %

Zlepšení proběhlo i v části dynamické

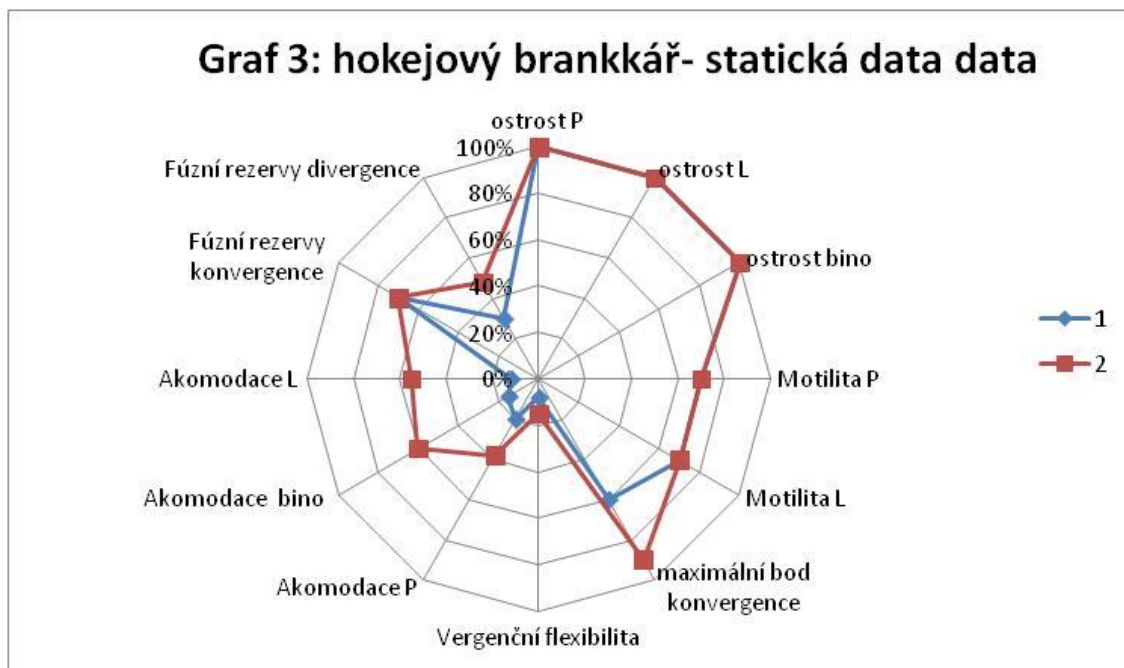
- Odhad vzdálenosti o 17 %
- Rychlost přeostržení dálka/blízko 34 %
- Předvídavost 26 %
- Sledování více objektů 44 %
- Reakční čas 12 %

Zlepšení můžeme pozorovat již po prvním měsíci tréninku, další zlepšení již nastává pozvolně.

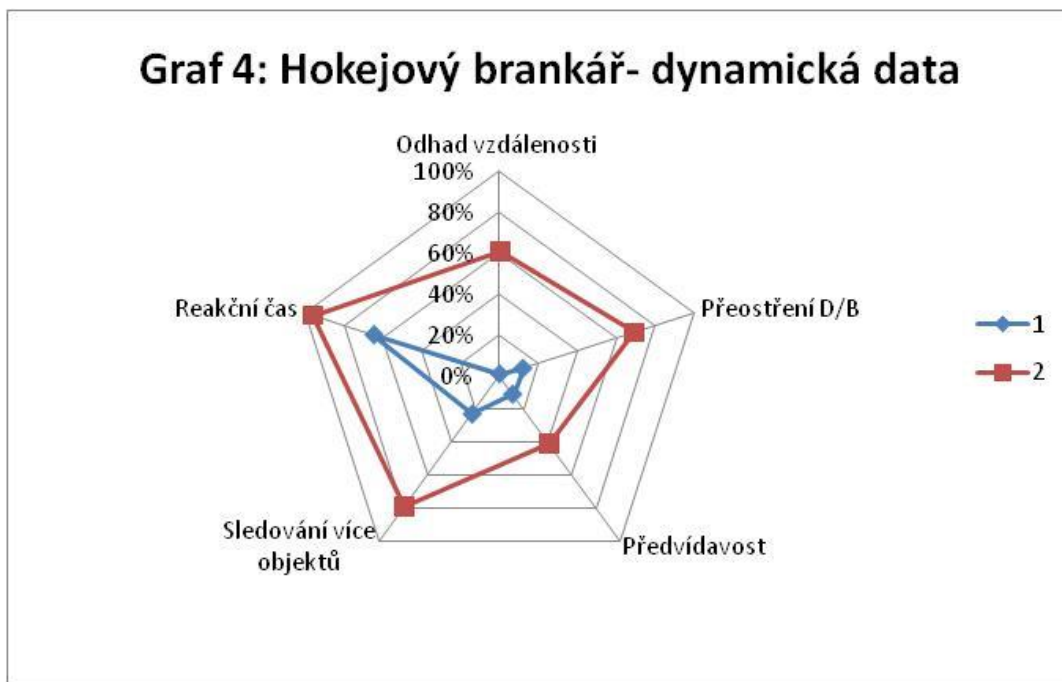
2. **Hokejový brankář 21 let.** Zraková ostrost je u sportovce 100 % naturálně. Po vstupním vyšetření naměřeny nedostatky jak v části statické i dynamické. Subjektivně sportovec udává neschopnost udržení pozornosti na pohybující se puk.

Tabulka 4 vstupní hodnoty vizuálního systému

statika	dynamika
Akomodace P (20%) Akomodace L (15%) Akomodace bino (12%)	Odhad vzdálenosti (23%)
Vergenční flexibilita (8%)	Rychlost přeostrění D/B (1%)
Fúzní rezervy divergence (30%) Fúzní rezervy divergence (70%)	Předvídavost (12%)
Motilita P (70%) Motilita L (70%)	Sledování více objektů (11%)
Maximální bod konvergence (60%)	Reakční čas (65%)



Graf 3 Statická data Hokejový brankář



Graf 4 Dynamická data Hokejový brankář

Sportovec zatím absolvoval 2měsíční trénink, procentuální zlepšení vyplívá z grafů.

Statická data:

- Vergenční flexibilita 25 %
- Akomodace P 18 %
- Akomodace L 40 %
- Akomodace bino 48 %
- Fúzní rezervy divergence 18 %

Dynamická data:

- Odhad vzdálenosti 60 %
- Rychlost přestřelení dálka/blízko 57 %
- Předvídavost 30%
- Sledování více objektů 56 %
- Reakční čas 21 %

Je zaznamenán pozitivní výsledek ve všech měřeních. Sportovec hodnotí subjektivně menší únavu a celkové zlepšení soustředění. Je motivován v programu pokračovat.

Závěr

Zrakový trénink je metoda, jak zlepšit zrakové funkce. Cvičením se nemění dioptrie, ale funkčnost oka, u vrcholového sportovce toto zlepšení může mít za následek posílení schopností při výkonu. Lze vymyslet stovky tréninkových kombinací, ale je nutno se tréninku očí věnovat dlouhodobě a denně pro dosažení správných výsledků.

Použitá literatura

1. Erickson G. Sports Vision: Vision Care for the Enhancement of Sports Performance. St. Louis, MO, USA: Elsevier; 2022.
2. Knudson D, Darlene A, Kluka A. The Impact of Vision and Vision Training on Sport Performance. Journal of Physical Education Recreation & Dance. 2013.
3. Senaptec Sensory Station. Bernell Corporation.
<https://www.bernell.com/product/SSS50/Software>. Accessed May 9, 2021.
4. Hoffmanová B. NEUROVIZUÁLNÍ TRÉNINK SPORTOVců. Digitální repozitář Univerzity Karlovy. 2020. <https://dspace.cuni.cz/handle/20.500.11956/121811>. Accessed 2021.

Bc. Adriana Supová, doc. Mgr. Pavel Beneš, Ph.D.

Vision training of athletes and its effect on sports performance

Department of Optometry and Orthoptics, Faculty of Medicine, Masaryk University in Brno

Abstract

The work deals with the training of a visual system focused on athletes. The first part of this work theoretically describes the evaluation of visual abilities in athletes, individual visual skills important for different types of sports activities. Next is an explanation of the research methodology, an example of the measured data in 2 athletes is described in the last part.

Key words

Visual optometry, sport, athletes, visual training

Nowadays sport is about the fast and evaluated situation in time. If athletes' eyes are not able to concentrate – due to clarity or motility strait to the subject, their brain has to make repair eye movements. Its results into later reaction.

Sports performance is difficult for all body and also for eyes. Today top athletes train next to physical condition also cognitive functions associated with visual perception.

Visual perception activated all body muscles, how to say legendary football coach Blanton Collier „The eyes lead the body.“ Vision gives athletes information about time, space, fast, distance, their body's position and position each other. The agility can't be maximal if the visual information isn't fast and accurate enough.

Visual task analysis in sport are visual clarity, motoric part and information processing.²

Visual task analysis in sports

Each sport has different visual requests. For example, dynamic sports such as football or basketball are different for vision then shooting.

In the evaluated visual system in athletes, we divided it into static and dynamic visual skills.

Static task demands are those in which the visual information is stationary. Sport activities with static task demands include archery, golf, free penalty shots on goal in soccer or hockey...

Dynamic task demands are those in with visual information is in motion.

Sustaining demands evaluate the athlete's length of concentration. In many sports, there is the game time more than two hours.

Contrast level, can be affected by changing illumination levels produced by weather, artificial illumination, shadows, glare... The contrast decreases as soon as the object is in motion.

Target size, there is analysis the ability the ability to determine the size, distance and speed of an object.

Reaction time, during this time athlete, must react to the situation. A baseball player has 250 ms to process visual information and make correct body moving.

Far near quickness is processed by the accommodation system. It is the ability to focus on objects in different positions.

Depth perception is the localization of object in space.

We also evaluate the size of the field of view, vestibular system / balance, eye-foot coordination, eye-hand, angles of view. ¹

Research Methodology

Research deals with the 6-months visual training programme. The plan is to measure at least 15 to 20 athletes from different sports. Analyse and evaluate efficient visual training to the visual system and its sport performance.

In athletes are measured static and dynamic data. Static data are visual clarity, motility, maximal point of convergence, vergence and accommodation flexibility, fusion.

Dynamic data are measured by the computer programme Senaptec. There is contrast sensitivity, Near far quickness, depth perception, reaction time, perception span, multiple object tracking.

The analysis of the result takes place every month, and a new training is applied every month. The training takes athletes 15 minutes every day.



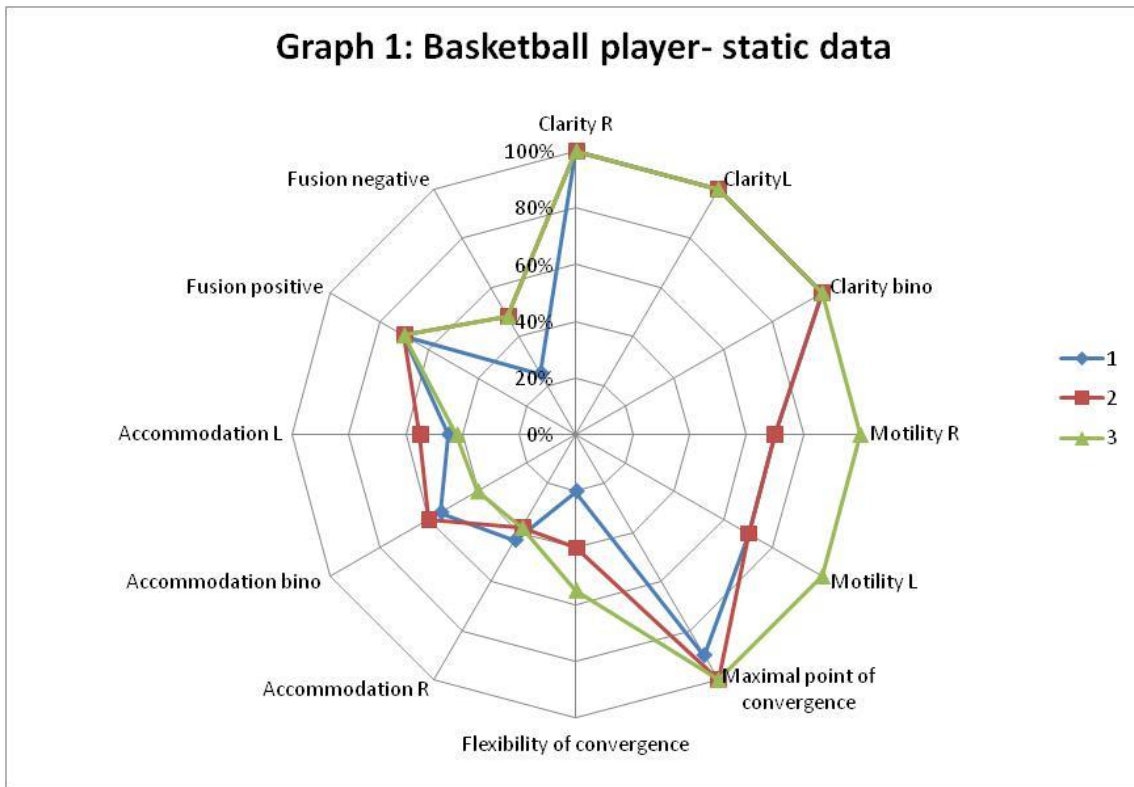
Figure 10 Senaptec sensory station ³

Results

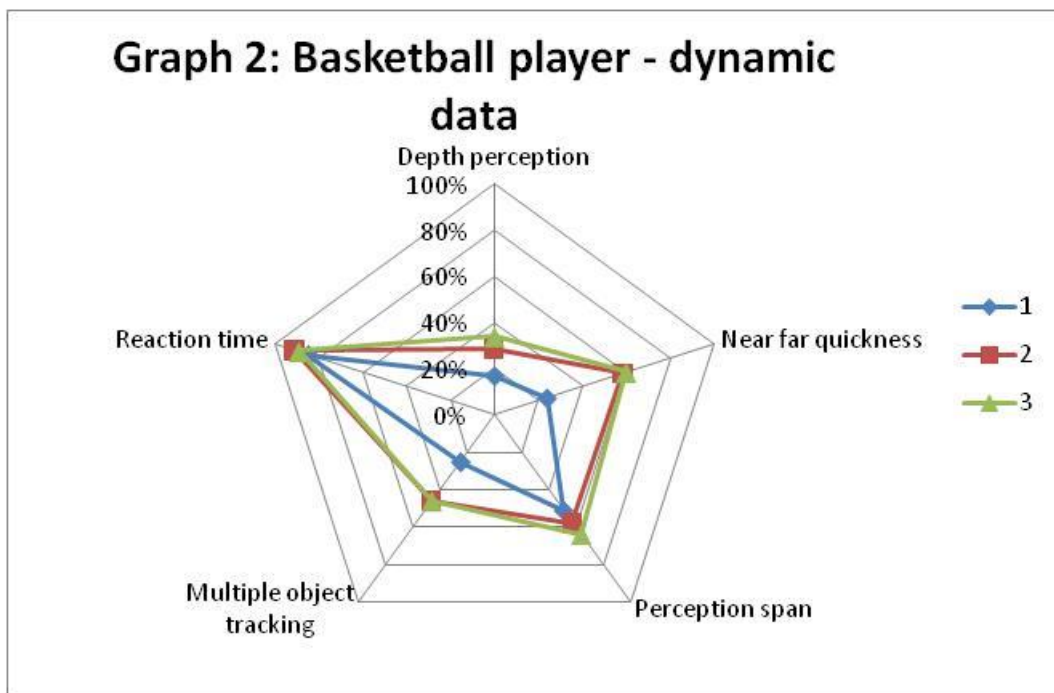
1. **Basketball player**, visual clarity with contacts lens is 100%. The player subjectively describes tiredness, headache, lack of concentrations.

Tab. 5 data at first measurement

Static	Dynamic
Accommodation R (43%)	Depth perception (17%)
Accommodation L (45%)	
Accommodation bino (55%)	
Vergence flexibility (20%)	Near far quickness (30%)
Fusion positive (25%)	Perception Span (38%)
Fusion negative (70%)	
Motility R (70%)	Multiple object tracking (8%)
Motility L (70%)	
Maximal point of convergence (90%)	Reaction time (65%)



Graf 1 Static data Basketball player



Graf 2 Danymic data Basketball player

There was 3-months visual training programme, percentage improvement is:

Static data:

- Vergence flexibility 5%
- Motility 30%
- Accommodation R 37%
- Accommodation L 19%
- Fusion negative 45%

Dynamic data:

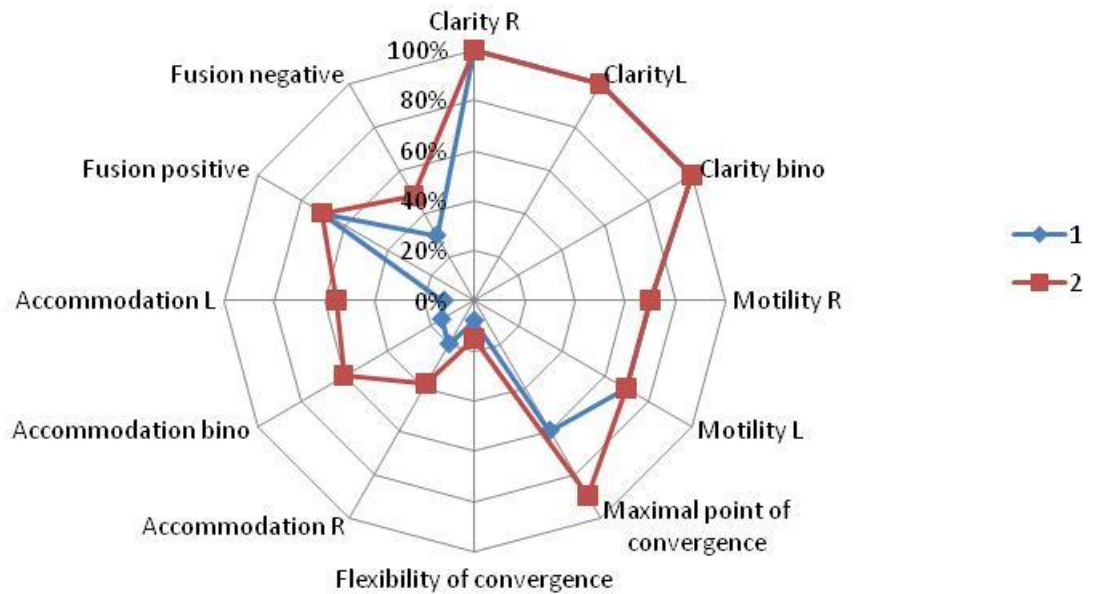
- Depth perception 17%
- Near far quickness 34%
- Perception Span 26%
- Multiple objects tracking 44%
- Reaction time 12%

2. **Hockey goalkeeper has the** visual clarity research 100% naturally. There is a problem with the visual fixation of a moving object.

Tab 6 data at first measurement

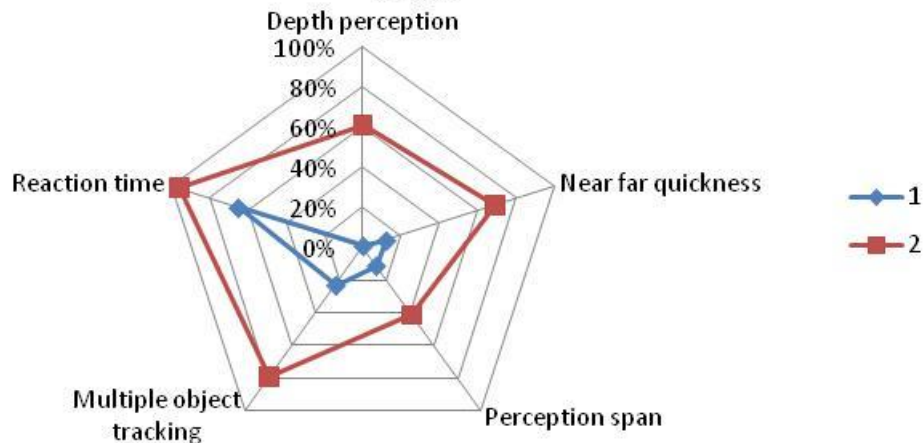
Static	Dynamic
Accommodation R (20%) Accommodation L (15%) Accommodation bino (12%)	Depth perception (23%)
Vergence flexibility (8%)	Near far quickness (1%)
Fusion positive (30%) Fusion negative (70%)	Perception Span (12%)
Motility R (70%) Motility L (70%)	Multiple object tracking (11%)
Maximal point of convergence (60%)	Reaction time (65%)

Graph 3: Hockey goalkeeper - static data



Graf 3 Static data Hockey goalkeeper

Graph 4: Hockey goalkeeper - dynamic data



Graf 3 Dynamic data Hockey goalkeeper

There was 3-months visual training programme, percentage improvement is:

Static data:

- Vergence flexibility 25%
- Accommodation R 18%

- Accommodation L 40%
- Accommodation bino 48%
- Fusion negative 18%

Dynamic data:

- Depth perception 60%
- Near far quickness 57%
- Perception Span 30%
- Multiple objects tracking 56%
- Reaction time 21%

A positive result is recorded in all measurements. Athlete He is motivated to continue the program.

Conclusion

Visual training is a method of improving visual function. Exercise does not change the dioptre, but the functionality of the eye; in a top athlete, this improvement can result in enhanced performance abilities. Hundreds of training combinations can be made, but it is necessary to devote yourself to eye training for a long time and daily to achieve the right results.

Resources

1. Erickson G. Sports Vision: Vision Care for the Enhancement of Sports Performance. St. Louis, MO, USA: Elsevier; 2022.
2. Knudson D, Darlene A, Kluka A. The Impact of Vision and Vision Training on Sport Performance. Journal of Physical Education Recreation & Dance. 2013.
3. Senaptec Sensory Station. Bernell Corporation.
<https://www.bernell.com/product/SSS50/Software>. Accessed May 9, 2021.
4. Hoffmanová B. NEUROVIZUÁLNÍ TRÉNINK SPORTOVců. Digitální repozitář Univerzity Karlovy. 2020. <https://dspace.cuni.cz/handle/20.500.11956/121811>. Accessed 2021.

Bc. Eliška Vítková, Mgr. Petr Veselý, DiS., PhD.

Řešení potíží spojených s aniseikonií

Katedra optometrie a ortoptiky, Lékařská fakulta, Masarykova univerzita Brno

Anotace

Příspěvek se zabývá aniseikonií a s ní spojenými subjektivními příznaky. Nejprve je v příspěvku zmíněna teorie aniseikonie – její souvislost s anisometrií, příčiny vzniku aniseikonie, projevy a důsledky na vidění, následně i způsoby korekce aniseikonie. V druhé části příspěvku se věnuji svému výzkumu, který je zaměřen na zjištění stupně aniseikonie a řešení subjektivních potíží anisotropů.

Klíčová slova

Aniseikonie, anisotropie, velikost obrazu na sítnici, symptomy, size-lens, Aniseikonie Inspektor.

Aniseikonie

Termín aniseikonie značí existenci nestejně velkých obrazů na sítnicích obou očí. Příčinou bývá rozdílná refrakce pravého a levého oka, tzv. anisotropie. Každých 0,25 D anisotropie představuje 0,5% rozdíl ve velikosti sítnicových obrazů. Anisotropie o velikosti 2,5 až 3 D, tedy 5-6% rozdíl velikosti retinálních obrazů, je obvykle hranicí pro binokulární vidění. Hlavním důsledkem aniseikonie jsou pak subjektivní potíže vyvolané narušením binokulárního vidění.¹

S **fyzilogickou aniseikonií** se setkáváme při asymetrické konvergenci pozorování předmětu ležícího stranou. Krom toho se dělí aniseikonie statickou nebo dynamickou. **Statická aniseikonie** hodnotí skutečný rozdíl ve velikosti obrazů mezi očima. Míra **dynamické aniseikonie** je pak určena rozdílem v indukované forii, která je způsobena pohledem do různých směrů přes anisotropickou korekci.^{2,3}

Aniseikonie, kterou doprovází **průvodní symptomy**, je označována jako *klinicky významná aniseikonie*.³ Mezi nejčastější subjektivní příznaky aniseikonie patří zejména bolest hlavy, bolest za očima, citlivost na světlo, distorze obrazu, dvojité vidění, potíže při čtení, nervozita, závratě a nevolnost, celková únava a malátnost. U závažnějších stupňů aniseikonie může dojít také k útlumu jednoho oka.⁴ Tyto klinické projevy aniseikonie jsou převážně důsledkem snahy fúzovat obrazy narušené stereopse.¹

Korekce se zaměřuje na statickou aniseikonii vyskytující se při pohledu přímo vpřed. Principem je odstranění rozdílu ve velikosti sítnicových obrazů. Ideálním řešením by byla plná korekce obou očí, která však u vyšších stupňů aniseikonie není možná. Důvodem jsou vady brýlových čoček, které mění velikost obrazu a navozují různý prizmatický účinek při pohledu mimo optický střed korekčního skla. Proto se jako lépe snášenlivým řešením nabízí silnější oko vykorigovat plně a oko více ametropické na úkor vízu podkorigovat. Ke korekci aniseikonie lze použít také kontaktní čočky, u kterých je eliminován prizmatický účinek přítomný u brýlových skel. Jako další varianta se nabízí kombinace kontaktních a brýlových čoček. Možností jsou také anisodistanční brýle, jež mají korekční skla umístěná v různé vzdálenosti od oka. Poslední variantou korekce je refrakční chirurgie.^{1,2,5}

Výzkum

Ve svém výzkumu se věnuji měření stupně aniseikonie a subjektivním potížím anisometropů. Za **cíle výzkumu** jsem si vymezila následující. Pomocí objektivní a subjektivní refrakce zjistit velikost anisometropie vyšetřovaného. Poté s použitím dotazníku zjistit, zda pacient pociťuje některé ze subjektivních potíží anisometropů a ověřit jeho platnost. Dalším cílem je sledovat, zda dochází při použití size-lens ke snížení aniseikonie a k ústupu subjektivních potíží.

Pro svůj výzkum jsem si stanovila tři hypotézy.

Hypotéza 1

- Subjektivní potíže u anisometropie se zvyšují s velikostí aniseikonie.

Hypotéza 2

- Při použití size-lens s vlastním zvětšením 1-5 % bude dosaženo snížení aniseikonie.

Hypotéza 3

- Při použití size-lens s vlastním zvětšením 1-5 % dojde k ústupu subjektivních potíží.

Metodika výzkumu

Nejdříve je na základě dotazníku zhodnocen výskyt subjektivních potíží spojených s aniseikonii daného probanda. Pomocí objektivní a subjektivní refrakce je zjištěna velikost anisometropie. Za použití počítačového softwaru Aniseikonie Inspektor je změřena aniseikonie s habituální korekcí do dálky. U pacientů, u nichž byl zjištěn určitý stupeň aniseikonie, je usilováno o potlačení velikosti aniseikonie pomocí size-lens. Následně je ověřen ústup subjektivních potíží pomocí dotazníku. Všechna data jsou matematicky zpracována v Microsoft Excel a porovnána s výzkumy na stejné téma.

K vyšetření objektivní refrakce používám DNEye Scanner od firmy Rodenstock. Měření velikosti aniseikonie je provedeno počítačovým softwarem Aniseikonía Inspektor. Dalšími pomůckami nezbytnými k vyšetření jsou červeno-zelený filtr a size-lenses s vlastním zvětšením 1-5 %. Při sestavování dotazníku jsem vycházela z rozsáhlé studie Bannona a Thrillera zabývající se touto problematikou. ⁴

Níže je uvedeno 10 možných symptomů, které se u Vás mohou v důsledku aniseikonie vyskytovat. Zakroužkujte, prosím, číslo 1-3 podle toho, jak často se s daným symptomem setkáváte: **1. (nikdy), 2. (občas), 3. (vždycky)**.

Bolest hlavy	1 - 2 - 3
Bolest očí / tlak za očima	1 - 2 - 3
Citlivost na světlo	1 - 2 - 3
Potíže při čtení	1 - 2 - 3
Nutnost zavřít jednoho oko při čtení	1 - 2 - 3
Dvojité vidění	1 - 2 - 3
Vlnění (distorze) obrazu	1 - 2 - 3
Závratě a nevolnost	1 - 2 - 3
Celková únava, malátnost	1 - 2 - 3
Nervozita	1 - 2 - 3

Po použití iseikonických čoček prosím zodpovězte, zda došlo k potlačení uvedených symptomů. Zakroužkujte hodící se odpověď.

Bolest hlavy	ANO / NE
Bolest očí / tlak za očima	ANO / NE
Citlivost na světlo	ANO / NE
Potíže při čtení	ANO / NE
Nutnost zavřít jednoho oko při čtení	ANO / NE
Dvojité vidění	ANO / NE
Vlnění (distorze) obrazu	ANO / NE
Závratě a nevolnost	ANO / NE
Celková únava, malátnost	ANO / NE
Nervozita	ANO / NE

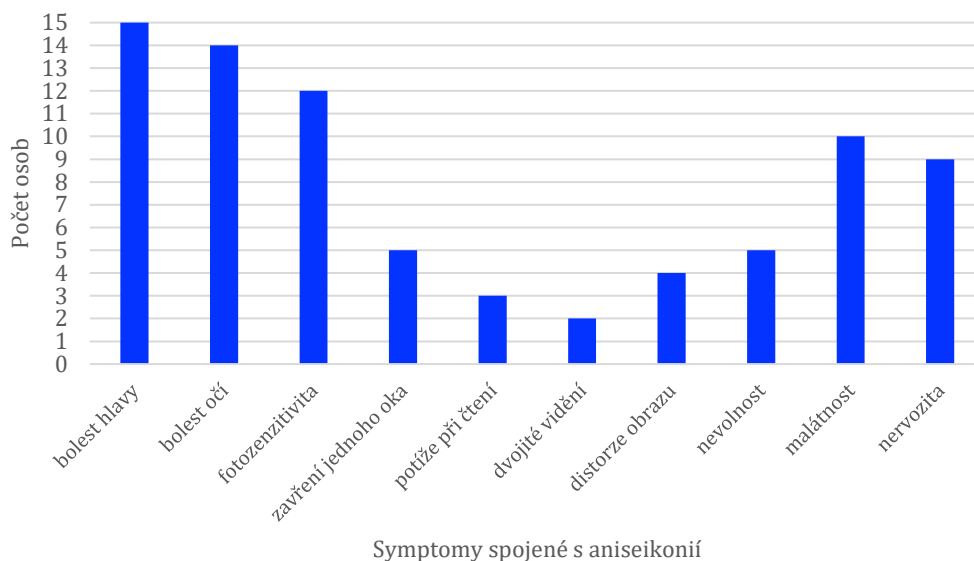
Obrázek 11: Dotazník ke zjištění přítomnosti symptomů spojených s aniseikoníí

Měřený vzorek

Probandi mé výzkumné části jsou zejména studenti naší katedry Optometrie a ortoptiky LF MUNI, dále pak klienti oční optiky Naome v Uherském Hradišti. Měření se zúčastnilo celkem 15 probandů. Vyšetřovaný soubor je dle pohlaví rozložen na 13 žen a 2 muže s průměrným věkem 23 let.

Kritériem pro zařazení do výzkumu byla anisometropie $\geq 0,75$ D.

Rozložení jednotlivých symptomů přítomných mezi probandy znázorňuje graf 1. Nejčastěji byly v dotaznících uvedeny bolesti hlavy, bolesti očí a citlivost na světlo.

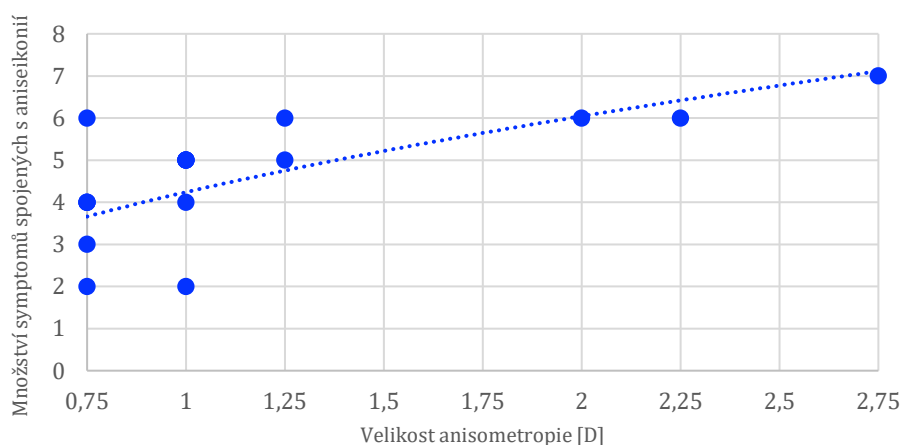


Graf 1: Symptomy probandů s habituální korekcí

Výsledky

Naměřené hodnoty potvrzují všechny tři hypotézy.

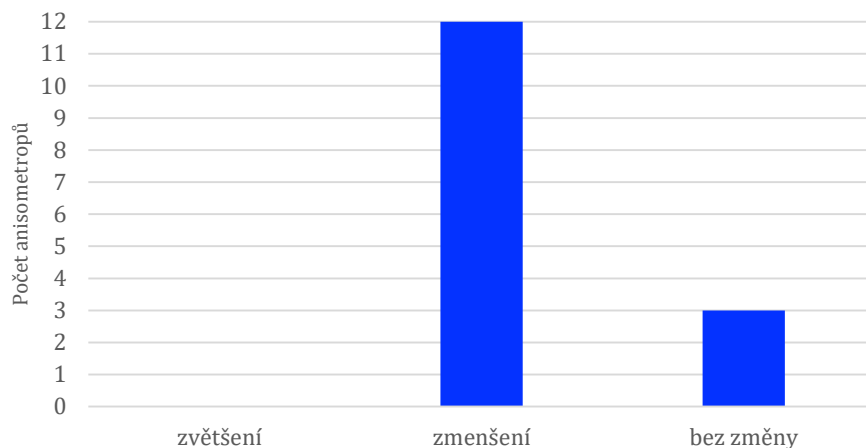
První hypotéza byla vyhodnocována pomocí bodového skóre, kdy za každý přítomný symptom byl udělen 1 bod. Maximální možný počet bodů byl tedy 10, minimální 0 bodů. Toto bodové skóre bylo následně v závislosti na velikosti anisometropie vyneseno do grafu. Grafické znázornění je podloženo i výpočtem korelačního koeficientu: $R = 0,67$. Ze spojnice trendu grafu a hodnoty korelačního koeficientu je patrné, že s rostoucí anisometropií roste množství přítomných symptomů. Hypotéza je tedy potvrzena.



Graf 2: Vliv velikosti anisometropie na přítomnost subjektivních symptomů

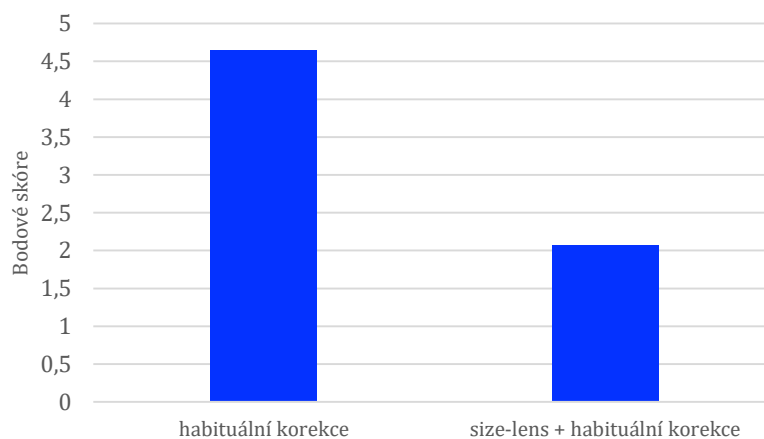
Druhá hypotéza. U 12 případů size-lens odpovídající hodnoty potlačila velikost aniseikonie – z toho u 8 probandů došlo k potlačení aniseikonie na nulovou úroveň a u 4 probandů nastalo

snížení velikosti aniseikonie. U 3 vyšetřovaných se velikost aniseikonie nezměnila. Ke zvýšení velikosti aniseikonie nedošlo u žádného jedince. Celkově tedy bylo dosaženo při použití size-lenses snížení aniseikonie u 80 % testovaných. Hypotéza je tak potvrzena.



Graf 3: Vliv size-lenses na změnu aniseikonie

Poslední část výzkumu byla zaměřena na potlačení symptomů prostřednictvím size-lens odpovídající hodnoty. Vyhodnocení probíhalo rovněž pomocí bodového skóre, kdy byl za každý stále trvající symptom udělen 1 bod. Průměrné bodové skóre s habituální korekcí vyšlo 4,65. Průměrné bodové skóre po použití size-lens 2,07. Použitím size-lens se průměrné bodové skóre snížilo o více než polovinu. Lze tedy konstatovat, že při použití size-lens dochází k ústupu subjektivních potíží spojených s aniseikonií. **Třetí hypotéza** je tak rovněž potvrzena.



Graf 4: Četnost symptomů

Diskuse

Záměrem tohoto výzkumu bylo prokázat závislost velikosti aniseikonie na množství přítomných symptomů a získat určitý přehled o tom, které ze subjektivních příznaků pacienti s aniseikonií pociťují nejčastěji. Dalším cílem bylo ověřit vliv size-lenses na snížení velikosti aniseikonie a ústup subjektivních potíží anisometropií.

Studii zabývající se snížením velikosti aniseikonie pomocí size-lens popisuje ve své diplomové práci Běhounková.⁶ Zjišťovala, zda lze alespoň u poloviny jedinců předřazením size-lenses zcela potlačit aniseikonii. K měření používala software Aniseikonia Inspektor. Použití size-lens čoček odpovídající hodnoty vedlo u 62 % jedinců k potlačení aniseikonie na nulovou úroveň. V mé studii došlo k potlačení aniseikonie u 80 % vyšetřovaných, z čehož na nulovou úroveň u 53 % případů.

Snížením přítomných symptomů prostřednictvím size-lenses se zabývá Kwon a kol.⁷ Cílem studie bylo prokázat zlepšení stereoskopického vidění a subjektivních příznaků aniseikonie při použití size-lens čoček. Velikost aniseikonie byla měřena prostřednictvím Awaya Aniseikonia testu a subjektivní příznaky byly zjišťovány pomocí dotazníku. K vyšetření stereoskopického vidění byl použit Random dot stereotest. Předřazením size-lens se zlepšilo stereoskopické vidění a zmírnily se příznaky astenopie. V případě mé studie použitím size-lens došlo rovněž k potlačení subjektivních potíží spojených s aniseikonií.

Závěr

Subjektivní příznaky vnímají anisometropové v běžném životě téměř nepřetržitě. Hlavní snahou korekce aniseikonie je zvýšení zrakové ostrosti, zajištění kvalitního binokulárního vidění a odstranění pacientových potíží vyvolaných aniseikonií. Tolerance aniseikonie je však zcela individuální. Není samozřejmě pravidlem, že závisí pouze na velikosti rozdílu refrakce mezi pravým a levým okem vyšetřovaného. Na celkovém vjemu se podílí se také druh anisometropie, věk pacienta, schopnost fúze, množství přítomných symptomů a taky psychika jedince.⁵ Všechny tyto aspekty je třeba brát v potaz a ke každému jedinci přistupovat komplexním přístupem.

Použitá literatura

1. Anton M. *Refrakční vady a jejich vyšetřovací metody*. Vyd. 3., přeprac. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů; 2004.
2. Anton M. Problematika anizometropie. *Česká oční optika*. 2006; 47(3): 16-19. Accessed April 20, 2021.
3. Aniseikonia. Ento Key: Fastest Otolaryngology & Ophthalmology Insight Engine. <https://entokey.com/aniseikonia/>. Accessed April 28, 2021.
4. Bannon RE, Triller W. ANISEIKONIA-A CLINICAL REPORT COVERING A TEN YEAR PERIOD. *The Australasian Journal of Optometry*. 1944;21(5):171-182.
5. Yogesh S. *Management Of Refractive Errors & Prescription Of Spectacles*. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers; 2015.
6. Běhouňková M. *Problematika anizometropie u jednotlivých refrakčních vad* [master's thesis]. Brno, Czechia: Masarykova univerzita, Lékařská fakulta; 2019. https://is.muni.cz/th/m9436/Diplomova_prace_eor60.pdf. Accessed May 4, 2021.
7. Kwon Y-S, Kim K-H, Lee H-M, Chu B-S, Kwon Y-K. A Study on the Prescription of Size Lens for Myopic Aniseikonia. *Journal of Korean Ophthalmic Optics Society*. 2013;18(4):555–560. doi:10.14479/jkoos.2013.18.4.555. Accessed May 6, 2021.

Bc. Eliška Vítková, Mgr. Petr Veselý, DiS., PhD.

Solvig Problems Caused by Aniseikonia

Department of Optometry and Orthoptics, Faculty of Medicine, Masaryk University at Brno

Annotation

The article deals with aniseikonia and subjective symptoms related to aniseikonia. First, the theory of aniseikonia is mentioned – its connection with anisometropia, the causes of aniseikonia, its manifestations and consequences on vision, and consequently the ways of correction of aniseikonia. In the second part of the article, I devote myself to my research, which focuses mainly on measuring the degrees of aniseikonia and solving the subjective difficulties manifested in anisometropes.

Keywords

Aniseikonia, anisometropia, retinal image size, symptoms, size-lens, Aniseikonia Inspector.

Aniseikonia

The term aniseikonia entails the existence of unequally large images on the retinas of both eyes. It is usually caused by different refraction of the right and left eye called anisometropia. Every 0.25 D of anisometropia represents a 0.5% difference in retinal image size. Anisometropia of 2.5 to 3 D, corresponding with 5-6% difference in the size of retinal images, is usually the limit for binocular vision. The main consequence of aniseikonia is subjective problems caused by disruption of binocular vision.^{Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.}

Physiological aniseikonia can be encountered in asymmetric convergence when observing of an object situated to one side. In addition, it can be subdivided to static and dynamic aniseikonia. **Static aniseikonia** evaluates the real difference in the size of images between the eyes. The magnitude of **dynamic aniseikonia** is then determined by the difference in induced phoria, which is caused by looking through anisometropic correction in different directions.^{2,3}

Aniseikonia, which is manifesting through **symptoms**, is defined as *clinically significant aniseikonia*.³ The most common subjective symptoms of aniseikonia are mainly headache, eyestrain, photophobia, distortion of space, double vision, reading difficulties, nervousness, nausea and dizziness, general fatigue, and faintness. In the more severe stages aniseikonia can cause total suppression of one eye.⁴ These clinical manifestations of aniseikonia are mainly due to efforts to fuse images of impaired stereopsis.

The **correction of aniseikonia** focuses on the static aniseikonia occurring when looking directly forward. The principle is to eliminate the difference in retinal image size. The ideal solution would be a full correction of both eyes, which is not possible in higher degrees of aniseikonia. This is due to defects in the spectacle lenses, which change the size of image and induce different prismatic effect when looking out of the optical centre of the corrective glass. Therefore, as a more tolerated solution, the leading eye is corrected fully and the in eye, that is more ametropic, only a partial correction of refractive error is done at the expense of a quality of vision of said eye. Contact lenses can also be used to correct the aniseikonia, where the prismatic effect, that is present in glasses, is eliminated. Another option is a combination of contact lenses and glasses. Anisodistance glasses, which have corrective glasses positioned at different distances from the eyes, are also an option. The last option for correction is refractive surgery.^{1,2,5}

Research

In my research I am focused on measuring the degrees of aniseikonia and the subjective difficulties of anisometropes. I have identified the following as the objectives of the research. Using objective and subjective refraction to determine the magnitude of the anisometropia. Then using the questionnaire to determine whether the patient is experiencing some of the subjective problems related to the anisometropia and verify its validity. Another objective is to monitor whether using size-lens reduces aniseikonia and eliminates subjective problems.

I have established three hypotheses for my research.

Hypothesis 1

- Subjective problems in anisometropia increase with the size of the aniseikonia.

Hypothesis 2

- Using size-lens with a magnification of 1-5 % will result in a reduction in aniseikonia.

Hypothesis 3

- Using size-lens with a magnification of 1-5 % will reduce subjective problems.

Methodology

Based on questionnaire, the occurrence of subjective problems associated with aniseikonia is evaluated first. The magnitude of anisometropia is determined using objective and subjective refraction. The degree of aniseikonia with a habitual distance correction is measured using the Aniseikonia Inspector computer software. The suppression of the aniseikonia in patients experiencing various degrees of aniseikonia is achieved by using size-lens. The remission of

subjective difficulties is then verified by a questionnaire again. All measured data is mathematically processed in Microsoft Excel and compared with research on the same theme.

The Rodenstock's DNEye Scanner is used to investigate objective refraction. The measurement of the size of the aniseikonia is done by computer software Aniseikonia Inspector. Other gadgets necessary for testing are a red-green filter and size-lenses with a magnification of 1-5 %. In compiling the questionnaire, I relied on an extensive study by Bannon and Thriller. ⁴

Below there are 10 possible symptoms that you may experience due to aniseikonia. Please circle 1-3 depending on how often you experience the symptom: **1. (never), 2. (occasionally), 3. (always).**

Headache	1 - 2 - 3
Eyestrain	1 - 2 - 3
Photophobia	1 - 2 - 3
Reading difficulties	1 - 2 - 3
Need to close one eye while reading	1 - 2 - 3
Double vision	1 - 2 - 3
Distorsion of space	1 - 2 - 3
Nausea and dizzines	1 - 2 - 3
General fatigue and faitness	1 - 2 - 3
Nervousness	1 - 2 - 3

After using size-lenses, please answer if the symptoms have been suppressed. Circle the appropriate answer.

Headache	YES/ NO
Eyestrain	YES/ NO
Photophobia	YES/ NO
Reading difficulties	YES/ NO
Need to close one eye while reading	YES/ NO
Double vision	YES/ NO
Distorsion of space	YES/ NO
Nausea and dizzines	YES/ NO
General fatigue and faitness	YES/ NO
Nervousness	YES/ NO

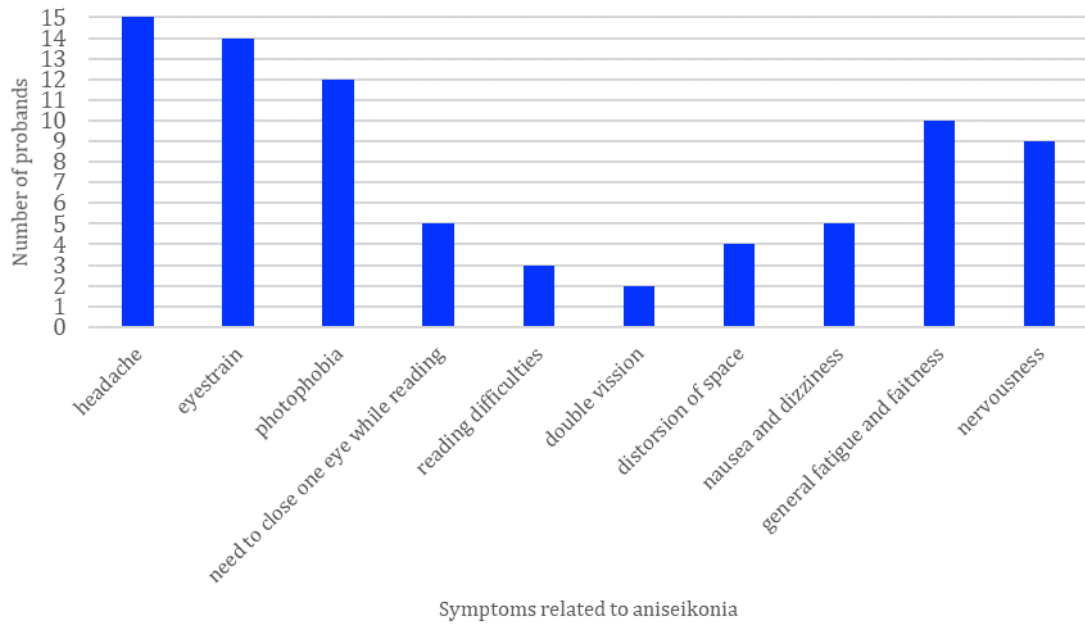
Figure 1: A questionnaire for detecting the presence of symptoms associated with aniseikonia

Probands

The probands of my research are mainly students of Department of Optometry and Orthotics of the Faculty of Medicine of Masaryk University at Brno as well as clients of Naome Optician in Uherské Hradiště. A total of 15 proband took part in the measurement. Based on gender, the examined group is divided into 13 women and 2 men with an average age of 23 years.

The criterion for inclusion in the research is anisometropia <0.75 D.

The distribution of the individual symptoms presented among the probands is shown in the Graph 1. Headache, eyestrain, and photophobia were the most commonly reported symptoms in the questionnaires.

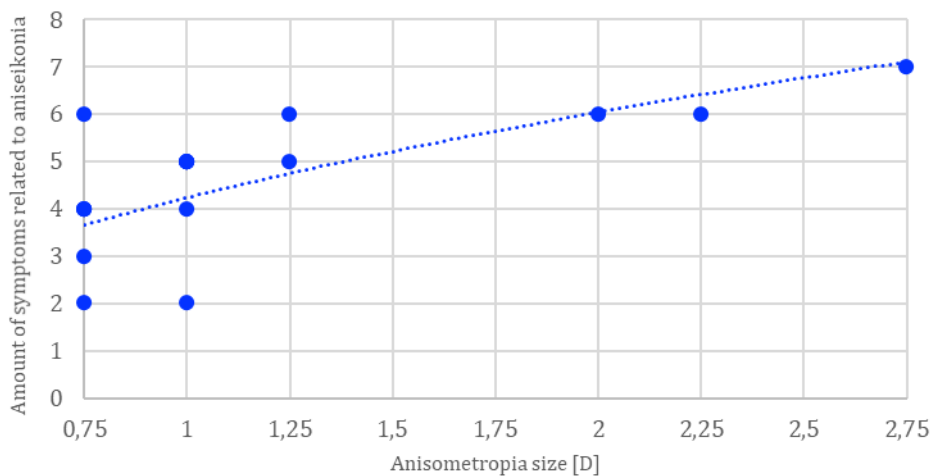


Graph 1: Symptoms with habitual correction

Results

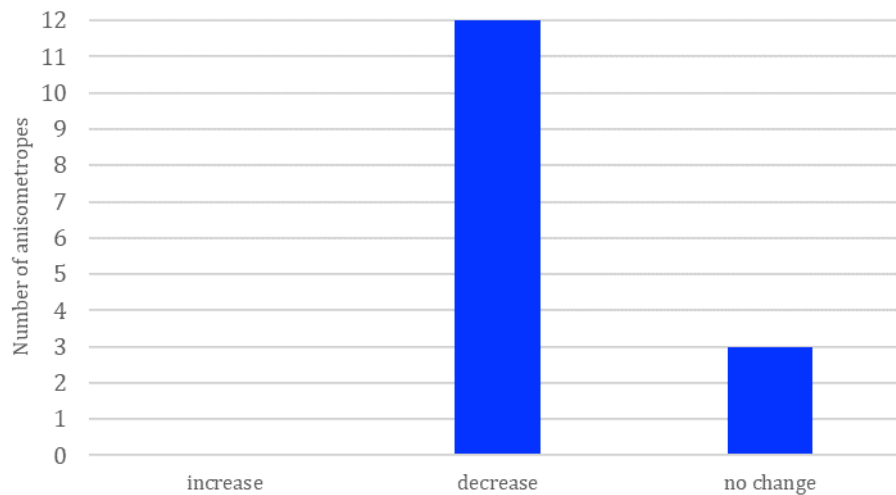
Based on the measurements, all three hypotheses were confirmed.

The **first hypothesis** was evaluated using a score of 1 point for each present symptom. The maximum possible number of points was therefore 10, the minimum 0 points. This score was then plotted depending on the size of the anisometropia. The graphical representation is also backed up by the calculation of the correlation coefficient: $R = 0.67$. As seen in the trend line of the graph and the correlation coefficient, the number of present symptoms increases with increasing anisometropia. The hypothesis is confirmed.



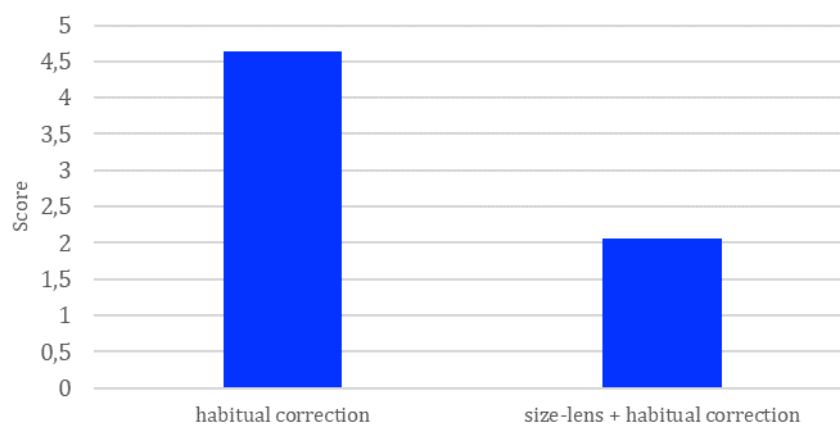
Graph 2: Effect of the size of anisometropia on the presence of subjective symptoms

Second hypothesis. In 12 cases size-lens suppressed the size of the aniseikonia – of which in 8 probands the aniseikonia was suppressed to zero and in 4 probands the size of the aniseikonia was reduced. The size of aniseikonia did not change in 3 subjects. There was no increase in size of aniseikonia in any individual. Overall, a reduction in aniseikonia was achieved in 80 % of those tested using size-lenses. The hypothesis is thus confirmed.



Graph 3: Effect of size-lenses on size of aniseikonia

The last part of the research was aimed at suppressing symptoms through use of size-lens. Evaluation was also done using a score, where 1 point was awarded for each ongoing symptom. The average score with habitual correction was 4.65. Average score after size-lens use was 2.07. Using size-lens reduced the average score by more than half. It can therefore be concluded that the use of size-lens reduces the subjective problems related to aniseikonia. The **third hypothesis** is also confirmed.



Graph 4: Frequency of symptoms

Discussion

The purpose of this research was to demonstrate the relation of size of aniseikonia on the size of present symptoms and to gain some insight into which of the subjective symptoms of patients with aniseikonia experienced most frequently. Another aim was to verify the effect of size-lenses on decreasing the size of aniseikonia and reducing subjective problems of anisometropes.

Běhounková^{Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.} in her thesis describes the study dealing with size-lens education of aniseikonia. She examined whether aniseikonia can be completely suppressed by size-lenses in at least half of individuals. To measure the size of aniseikonia she used Aniseikonia Inspector software. The use of size-lens lenses of appropriate value resulted in the suppression of aniseikonia to zero in 62 % of individuals. In my study, aniseikonia was suppressed in 80 % of those examined, of which it was zero in 53 % of cases.

Kwon et al.^{Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.} are dealing with reduction of symptoms related to aniseikonia through size-lenses. The aim of their study was to demonstrate improvements in stereoscopic vision and subjective symptoms of aniseikonia when using size-lenses. The size of the aniseikonia was measured on the Awaya Aniseikonia test and subjective symptoms were determined using a questionnaire. A Random dot stereotest was used to examine stereoscopic vision. Using size-lens there was improvement in stereoscopic vision and reduction of the symptoms of asthenopia. In case of my study, with size-lens there was also a suppression of subjective problems related to aniseikonia.

Conclusion

Subjective symptoms are perceived almost continuously by anisometropes in daily life. The main efforts to correct aniseikonia is to increase visual acuity, ensure high quality of binocular vision and eliminate the patient's problems induced by aniseikonia. However, tolerance of aniseikonia is completely individual. Of course, it is not the rule, that it depends only on the size of the difference in refraction between the right and left eye of the patient. The type of anisometropia, the age of the patient, the ability to fuse, the number of present symptoms and the individual's psyche are also involved in the overall perception.^{Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.} All these aspects must be taken into consideration and each individual treated with a comprehensive approach.

Resources

1. Anton M. *Refrakční vady a jejich vyšetřovací metody*. Vyd. 3., přeprac. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů; 2004.
2. Anton M. Problematika anizometropie. *Česká oční optika*. 2006; 47(3): 16-19. Accessed April 20, 2021.
3. Aniseikonia. Ento Key: Fastest Otolaryngology & Ophthalmology Insight Engine. <https://entokey.com/aniseikonia/>. Accessed April 28, 2021.
4. Bannon RE, Triller W. ANISEIKONIA-A CLINICAL REPORT COVERING A TEN YEAR PERIOD. *The Australasian Journal of Optometry*. 1944;21(5):171-182.
5. Yogesh S. *Management Of Refractive Errors & Prescription Of Spectacles*. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers; 2015.
6. Běhouňková M. *Problematika anizometropie u jednotlivých refrakčních vad* [master's thesis]. Brno, Czechia: Masarykova univerzita, Lékařská fakulta; 2019. https://is.muni.cz/th/m9436/Diplomova_prace_eor60.pdf. Accessed May 4, 2021.
7. Kwon Y-S, Kim K-H, Lee H-M, Chu B-S, Kwon Y-K. A Study on the Prescription of Size Lens for Myopic Aniseikonia. *Journal of Korean Ophthalmic Optics Society*. 2013;18(4):555–560. doi:10.14479/jkoos.2013.18.4.555. Accessed May 6, 2021.

Bc. Markéta Vítková, doc. MUDr. Šárka Skorkovská, CSc.

Korelace různých metod měření rohovkových parametrů

Katedra optometrie a ortoptiky, Lékařská fakulta, Masarykova univerzita Brno

Anotace

Tento příspěvek se zabývá především teoretickým podkladem k mé diplomové práci s názvem „Korelace různých metod měření rohovkových parametrů.“ V příspěvku jsou popsány vybrané přístroje určené k měření rohovkových parametrů, zaměřené především na zjištění zakřivení přední plochy rohovky. Dále jsou v příspěvku popsány a porovnány některé studie hodnotící vzájemnou zastupitelnost jednotlivých přístrojů pro měření rohovkových parametrů v praxi.

Klíčová slova

Rohovka, poloměr křivosti, keratometrie, keratometr, autorefraktokeratometr, rohovkový topograf, Pentacam

Měření zakřivení přední plochy rohovky ve dvou na sebe kolmých meridiánech patří mezi nejzákladnější vyšetření v optometrické praxi. Znat parametry zakřivení přední plochy rohovky je nezbytné především pro aplikaci kontaktních čoček. V oftalmologii jsou tyto parametry využívány hlavně v oblasti refrakční chirurgie, dále pak k diagnostice a sledování progresu nejrůznějších očních onemocnění (např. keratokonu). Zakřivení rohovky se také zjišťuje u pacientů před operací katarakty.

Zakřivení rohovky se uvádí buď v dioptriích, což označuje lámavost rohovky, nebo jako poloměr zakřivení v milimetrech. Průměrné zakřivení rohovky se pohybuje mezi 7,4 – 8,2 mm. Rohovka, která má poloměr zakřivení menší než 7,4 mm, se označuje jako strmá. Naopak hodnoty zakřivení rohovky přesahující 8,2 mm charakterizují rohovku jako plochou. Směrem k okraji rohovky se poloměr zakřivení zvětšuje, což znamená, že se rohovka oplošťuje.¹

Přístroje pro měření zakřivení rohovky

Pro měření poloměru křivosti rohovky ve dvou hlavních meridiánech se používá několik různých metod. Přístroje pro měření zakřivení rohovky se rozdělují na mechanické a automatické. Liší také tím, na jak velké ploše rohovky přístroj měření provádí.

Autorefraktokeratometr

Autorefraktokeratometr je nejdostupnějším přístrojem v praxi optometristy i oftalmologa. V současné době lze pomocí autorefraktokeratometru získat během jednoho měření více parametrů, a to nejenom parametrů týkajících se celkového refrakčního stavu oka, ale i hodnoty poloměru křivosti rohovky, pachymetrii či údaje o nitroočním tlaku. Výhodou je jeho rychlost, přesnost a také opakovatelnost měření. Při měření keratometrie získává přístroj hodnoty nejploššího a nejstrmějšího meridiánu. Aby nedocházelo k oslnění vyšetřované osoby, využívá přístroj oblasti infračerveného záření a jeho odrazu od rohovky. U keratometrie se měřená oblast pohybuje okolo 4 mm v centrální části rohovky.^{2,3}



Obrázek 12: Autorefraktokeratometr Topcon²

Javal-Schiötzův keratometr

Javal-Schiötzův keratometr se řadí do skupiny mechanických keratometrů. Testové značky mají podobu červené třístupňové pyramidy a zeleného obdélníku. Pro postavení těchto znaků do koincidence slouží vertikální středová linie. Objektiv keratometru se skládá ze dvou čoček, mezi kterými je umístěn Wollastonův hranol, jímž je dosaženo zdvojení obrazu. Druhá čočka objektivu zobrazuje testové značky do ohniska okuláru, kudy jsou pozorovány. Měřená oblast se pohybuje okolo 3,6 – 4,2 mm v centrální části rohovky. Po uvedení značek do koincidence lze odečíst na stupnici hodnotu zakřivení rohovky v daném řezu.³



Obrázek 13: Javal-Schiötzův keratometr ⁴

Rohovkový topograf

Na rozdíl od keratometrů charakterizují rohovkové topografy celý povrch přední plochy rohovky. Běžné přístroje provádí měření nejčastěji v zónách 3 mm, 5 mm a 7 mm, maximální velikost změřené oblasti přední plochy rohovky však může být až 12 mm. Rohovkové topografy obsahují Placidův kotouč tvořený černobílými koncentrickými kruhy, které jsou promítány na povrch rohovky. Odraz kružnic od rohovky je snímán speciální kamerou a následně je převeden do počítače k analýze povrchu rohovky. Výsledkem měření je barevná topografická mapa, na které je patrná změna zakřivení rohovky. Rohovkové topografy dále umožňují analyzovat kvalitu slzného filmu nebo změřit výšku slzného menisku či úhel dolního víčka. Také jsou schopny navrhnout například teoretickou kontaktní čočku. ^{2,3}



Obrázek 14: Rohovkový topograf (OCULUS Keratograph 5M) ⁵

Pentacam

Pentacam je speciální vyšetřovací přístroj, pomocí něhož lze zobrazit přední segment oka. Pracuje na principu Scheimpflugovy kamery, která vytváří radiálně orientované snímky rohovky. Pomocí Pentacamu lze zobrazit jednotlivé vrstvy rohovky, přední oční komoru a oční čočku. Dále lze Pentacamem změřit tloušťku rohovky, šířku komorového úhlu či zakřivení rohovky. Přístroj provádí měření v 25000 bodech během necelých 2 sekund a jako světelný zdroj využívá LED osvětlení o vlnové délce 475 nm. Výsledný obraz je zachycen CCD kamerou.^{2,3}



Obrázek 15: Pentacam⁶

Diskuse

Studií, které porovnávají různé přístroje pro měření rohovkových parametrů a jejich vzájemnou zastupitelnost v praxi, existuje několik. Většinou se zaměřují na srovnání jednotlivých automatických přístrojů vzájemně mezi sebou, anebo porovnávají manuální přístroj s automatickým. Chyby měření mohou být obecně způsobeny buď lidským faktorem, nebo samotným přístrojem.

Studie Mgr. Radka Anderleho se zabývá srovnáním základní keratometrie dvěma odlišnými metodami. Metodika výzkumu spočívala ve srovnání základní keratometrie ve dvou hlavních meridiánech při použití autorefraktokeratometru ARK-510A (Nidek) a Scheimpflugovy kamery Pentacam (Oculus). Tento výzkum byl realizován na oční klinice Lexum v Brně a účastnilo se ho 392 osob (784 očí) bez dřívějších očních úrazů, chirurgických zákroků na rohovce či jiných patologií rohovky. Ze závěru studie plyne, že rozdíly mezi absolutními hodnotami rozdílů dvou hlavních meridiánů měřených pomocí autorefraktokeratometru a Scheimpflugovy kamery nejsou

statisticky významné (v prvním meridiánu rozdíl činí $0,04 \pm 0,07$ mm, v druhém meridiánu $0,04 \pm 0,08$ mm). Statistická analýza studie vykazuje vysokou korelaci mezi jednotlivými hodnotami naměřenými na obou přístrojích. Z výsledků studie tedy plyne, že tyto přístroje používané k měření základní keratometrie ve dvou hlavních meridiánech lze považovat v praxi za zastupitelné.⁷

Další studie, jejímiž autory jsou P. Pašová, K. Skorkovská a J. Michálek, srovnává hodnoty pachymetrie a keratometrie s cílem zjistit, zda jsou použité přístroje v praxi vzájemně zastupitelné. Centrální tloušťka rohovky byla měřena na přístroji Pentacam HR, Allegro BioGraph a pomocí ultrazvukové pachymetrie na přístroji OcuScan RxP. Zakřivení rohovky ve dvou hlavních meridiánech bylo měřeno na přístrojích Pentacam HR, Allegro BioGraph a pomocí automatického keratometru. Dané přístroje se liší vlnovou délkou emitovaného záření, fyzikálním principem nebo parametry snímané oblasti. Výzkumu se zúčastnilo 43 osob (86 očí) bez patologického nálezu. Průměrný rozdíl keratometrie v prvním meridiánu byl mezi BioGraphem a autokeratometrem $0,01 \pm 0,31$ D, mezi BioGraphem a Pentacamem $0,06 \pm 0,23$ D a mezi autokeratometrem a Pentacamem $0,05 \pm 0,34$ D. Průměrný rozdíl keratometrie v druhém meridiánu byl mezi BioGraphem a autokeratometrem $0,29 \pm 0,45$ D, mezi BioGraphem a Pentacamem $0,11 \pm 0,28$ D a mezi autokeratometrem a Pentacamem $0,19 \pm 0,44$ D. Zjištěné rozdíly v keratometrii byly tedy ve všech případech statisticky významné. Průměrný rozdíl hodnot centrální rohovkové tloušťky byl mezi BioGraphem a ultrazvukem $4,57 \pm 7,84$ μm , mezi BioGraphem a Pentacamem $4,33 \pm 7,55$ μm a mezi ultrazvukem a Pentacamem $8,90 \pm 7,49$ μm . Rozdíly hodnot tloušťky centrální části rohovky byly rovněž statisticky významné. Ze závěru studie tedy vyplývá, že použité přístroje pro měření keratometrie a centrální rohovkové tloušťky nejsou v praxi vzájemně zastupitelné.⁸

Studie, kterou se zabýval U. Elbaz a kol., popisuje porovnání keratometrie měřené na Pentacamu, autokeratometru a IOL Masteru. I zde byl zjištěn statisticky významný rozdíl hodnot keratometrie naměřené jednotlivými přístroji. Příčinu vidí autoři především v odlišném průměru snímané oblasti rohovky.⁹

Diplomová práce Bc. Lucie Glogarové se zabývá porovnáním keratometrických hodnot měřených pomocí Javal-Schiötzova keratometru (Oculus) a rohovkového topografu (Keratograf – Oculus). Výzkum hodnotil poloměr zakřivení přední plochy rohovky ve dvou hlavních meridiánech, jeho odpovídající dioptrickou hodnotu, polohu hlavních meridiánů a velikost rohovkového astigmatismu. Výzkumu se účastnilo 62 osob (124 očí) s normálním očním nálezem (bez patologií rohovky). U každého jedince byl pro jednotlivé zkoumané veličiny stanoven rozdíl hodnot z Javal-Schiötzova keratometru od hodnot změřených pomocí rohovkového topografu. Výsledek studie stanovil, že rozdíly nejsou statisticky významné.¹⁰

Závěr

Jelikož se výsledky vybraných studií zkoumajících vzájemnou zastupitelnost přístrojů pro měření rohovkových parametrů liší, ale dle mého názoru v relativně malých odchylkách, ukazuje se tedy jako nejvhodnější řešení u daného pacienta použít pro dlouhodobý monitoring vždy stejný přístroj.

Použitá literatura

1. Petrová S, Mašková Z, Jurečka T. *Základy aplikace kontaktních čoček*. Vyd. 2., přeprac. a dopl. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů v Brně; 2008.
2. Veselý P, Beneš P. *Vyšetřovací metody v optometrii: a interpretace jejich výsledků v praxi*. Praha: Grada Publishing; 2019.
3. Beneš P. *Přístroje pro optometrii a oftalmologii*. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů; 2015.
4. Manual keratometer. Health Management and Leadership Portal. <https://healthmanagement.org/products/view/manual-keratometer-ophthalmic-examination-bon-om-1-bon-optic-vertriebsgesellschaft>. Accessed April 28, 2021.
5. OCULUS Keratograph 5M. EyeSite – Your Premium Eyecare Portal. <https://www.eyesite.co.za/product/oculus-keratograph-5m/>. Accessed April 28, 2021.
6. The Oculus Pentacam: My Personal Experience. Brookside Optometric Group. <https://www.brooksideoptometric.com/doctor-s-blog/the-oculus-pentacam-my-personal-experience>. Accessed April 28, 2021.
7. Anderle R. Srovnání základní keratometrie měřené dvěma odlišnými metodami. *Česká oční optika*. 2015;56(1):33-35.
8. Pašová P, Skorkovská K, Michálek J. Srovnání měření tloušťky a zakřivení rohovky pomocí Scheimpflugovy kamery, laserové interferometrie, automatické keratometrie a ultrazvukové pachymetrie. *Česká a slovenská oftalmologie*. 2012;68(3):116-119.
9. Elbaz U, Barkana Y, Gerber Y, Avni I, Zadok D. Comparison of Different Techniques of Anterior Chamber Depth and Keratometric Measurements. *American Journal of Ophthalmology*. 2007;143(1):48-53. doi:10.1016/j.ajo.2006.08.031
10. Glogarová L. Porovnání keratometrie Javalovým keratometrem a rohovkovou topografií. 2010.

Bc. Markéta Vítková, doc. MUDr. Šárka Skorkovská, CSc.

The correlation of different methods of measuring corneal parameters

Department of Optometry and Orthoptics, Faculty of Medicine, Masaryk University Brno

Annotation

This article deals mainly with the theoretical base for my thesis entitled "The correlation of different methods of measuring corneal parameters." The article describes selected instruments designed to measure corneal parameters, focused primarily on determining the curvature of the anterior surface of the cornea. Furthermore, the paper describes and compares some studies evaluating the substitutability of individual instruments for measuring corneal parameters in practice.

Keywords

Cornea, radius of curvature, keratometry, keratometer, autorefractokeratometer, corneal topographer, Pentacam

Measuring the curvature of the anterior surface of the cornea in two perpendicular meridians is one of the most basic examinations in optometric practice. Knowing the parameters of the curvature of the anterior surface of the cornea is necessarily especially for the application of contact lenses. In ophthalmology, these parameters are used mainly in the field of refractive surgery and also to diagnose and monitor the progression of various eye diseases (e.g. keratoconus). Corneal curvature is also detected in patients before cataract surgery.

The corneal curvature is given either in diopters, which indicates corneal fragility or as the radius of curvature in millimeters. The average curvature of the cornea is between 7,4 – 8,2 mm. A cornea that has a radius of curvature of less than 7,4 mm is referred to as steep. In contrast, corneal curvature values exceeding 8,2 mm characterize the cornea as flat. Towards the edge of the cornea, the radius of curvature increases, which means that the cornea flattens. ¹

Instruments for measuring corneal curvature

Several different methods are used to measure the radius of curvature of the cornea in the two main meridians. Instruments for measuring corneal curvature are divided into mechanical and automatic. The devices also differ in how large the area of the cornea can measure.

Autorefractokeratometr

The autorefractokeratometer is the most available device in the practice of optometrists and ophthalmologists. Currently it is possible to obtain more parameters during one measurement, not only parameters related to the total refractive state of the eye. But it also values of corneal radius of curvature, pachymetry or intraocular pressure data. The advantage is its speed, accuracy and also repeatability of measurements. During the measuring of keratometry, the device obtains the values of the flattest and steepest meridian. To avoid patient's glare this device uses areas of infrared radiation and its reflection from the cornea. In keratometry, the measured area is around 4 mm in the central part of the cornea. ^{2,3}



Picture 16: Autorefractokeratometr Topcon ²

Javal-Schiötz keratometr

The Javal-Schiötz keratometer belongs to the group of mechanical keratometers. The test marks are in the form of a red three-stage pyramid and a green rectangle. A vertical centerline is used to place these test marks into the coincidence. The keratometer lens consists of two lenses, between which a Wollaston prism is placed. Wollaston prism doubles the image. The second objective lens shows the test marks to the focus of the ocular where they are observed. The measured area is around 3,6 – 4,2 mm in the central part of the cornea. After coincidence of the marks, the value of the curvature of the cornea in the given section can be read on the scale. ³



Picture 17: Javal-Schiötz keratometr ⁴

Corneal topographer

Unlike keratometers, corneal topographers characterize the entire surface of the anterior surface of the cornea. Common instruments most often perform measurements in zones of 3 mm, 5 mm and 7 mm, but the maximum size of the measured area of the anterior corneal surface can be up to 12 mm. Corneal topographers contain a Placid disk formed by black and white concentric circles that are projected onto the surface of the cornea. The reflection of the circles from the cornea is captured by a special camera and then transferred to a computer to analyze the surface of the cornea. The result of the measurement is a color topographic map, which shows a change in the curvature of the cornea. Corneal topographers also allow analysis the quality of the tear film or measure the height of the tear meniscus or the angle of the lower eyelid. They are also able to design, for example, a theoretical contact lens. ^{2,3}



Picture 18: Corneal topographer (OCULUS Keratograph 5M) ⁵

Pentacam

Pentacam is a special examination device that can be used to image the anterior segment of the eye. It works on the principle of a Scheimpflug camera, which creates radially oriented images of the cornea. With Pentacam, individual layers of the cornea, anterior chamber and lens can be imaged. Furthermore, Pentacam can be used to measure corneal thickness, ventricular angle width or corneal curvature. The device performs measurements at 25 000 points in less than 2 seconds and uses LED lighting with a wavelength of 475 nm as a light source. The resulting image is captured by a CCD camera. ^{2,3}



Picture 19: Pentacam ⁶

Disussion

There are several studies that compare different instruments for measuring corneal parameters and their substitutability in practice. They usually focus on comparing individual automatic devices with each other or compare a manual device with an automatic one. Generally, measurement mistakes can be caused by either the human factor or the instrument itself.

Study by Mgr. Radek Anderle deals with the comparison of basic keratometry by two different methods. The research methodology consisted in comparing the basic keratometry in two main meridians using an autorefractometer ARK-510A (Nidek) and a Scheimpflug camera Pentacam (Oculus). This research was carried out at the Lexum Eye Clinic in Brno and involved 392 people (784 eyes) without previous eye injuries, corneal surgery or other corneal pathologies. The conclusion of the study shows that the differences between the absolute values of the differences of the two main meridians measured by autorefractometer and Scheimpflug

camera are not statistically significant. (In the first meridian the difference is $0,04 \pm 0,07$ mm, in the second meridian $0,04 \pm 0,08$ mm). The statistical analysis of the study shows a high correlation between the individual values measured on both instruments. The results of the study show that these instruments used to measure basic keratometry in the two main meridians can be considered substitutable in practice. ⁷

Another study, authored by P. Pašová, K. Skorkovská and J. Michálek, compares the values of pachymetry and keratometry in order to determine whether the devices used are interchangeable in practice. The central corneal thickness was measured on a Pentacam HR, Allegro BioGraph instrument and by ultrasonic pachymetry on an OcuScan RxP instrument. Corneal curvature in the two main meridians was measured on a Pentacam HR, Allegro BioGraph instrument and an automatic keratometer. The used devices differ in the wavelength of the emitted radiation, the physical principle or the parameters of the scanned area. The study involved 43 people (86 eyes) without a pathological finding. The mean difference in keratometry in the first meridian was $0,01 \pm 0,31$ D between the BioGraph and the autokeratometer, $0,06 \pm 0,23$ D between the BioGraph and the Pentacam, and $0,05 \pm 0,34$ D between the autokeratometer and the Pentacam. The average difference in keratometry in the the second meridian was $0,29 \pm 0,45$ D between the BioGraph and the autokeratometer, $0,11 \pm 0,28$ D between the BioGraph and the Pentacam, and $0,19 \pm 0,44$ D between the autokeratometer and the Pentacam. The differences in keratometry were found in all cases statistically significant. The average difference in central corneal thickness values between BioGraph and ultrasound was $4,57 \pm 7,84$ μm , between BioGraph and Pentacam $4,33 \pm 7,55$ μm , and between ultrasound and Pentacam $8,90 \pm 7,49$ μm . Differences in central corneal thickness values were also statistically significant. The conclusion of the study shows that the instruments used to measure keratometry and central corneal thickness are not interchangeable in practice. ⁸

The study by U. Elbaz et al. describes a comparison of keratometry measured on a Pentacam, an autokeratometer and an IOL Master. Also, in this study was found a statistically significant difference in the values of keratometry measured by individual instruments. The authors find the cause mainly in the different diameter of the scanned area of the cornea. ⁹

Thesis of Bc. Lucie Glogarová deals with the comparison of keratometric values measured by a Javal-Schiötz keratometer (Oculus) and a corneal topographer (Keratofraf – Oculus). The research evaluated the radius of curvature of the anterior surface of the cornea in two main meridians, its appropriating dioptric value, the position of the main meridians and the size of corneal astigmatism. The study involved 62 people (124 eyes) with a normal ocular finding (without corneal pathology). For each individual, the difference between the values from the Javal-Schiötz keratometer and the values measured using a corneal topographer was determined for the individual investigated quantities. The result of the study determined that the differences were not statistically significant. ¹⁰

Conclusion

The results of selected studies dealing with the interchangeability of instruments for measuring corneal parameters differ. In my opinion the deviations are relatively small. For one patient it turns out to be the most appropriate solution to use always the same instrument for long-term monitoring.

References

1. Petrová S, Mašková Z, Jurečka T. *Základy aplikace kontaktních čoček*. Vyd. 2., přeprac. a dopl. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů v Brně; 2008.
2. Veselý P, Beneš P. *Vyšetřovací metody v optometrii: a interpretace jejich výsledků v praxi*. Praha: Grada Publishing; 2019.
3. Beneš P. *Přístroje pro optometrii a oftalmologii*. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů; 2015.
4. Manual keratometer. Health Management and Leadership Portal. <https://healthmanagement.org/products/view/manual-keratometer-ophthalmic-examination-bon-om-1-bon-optic-vertriebsgesellschaft>. Accessed April 28, 2021.
5. OCULUS Keratograph 5M. EyeSite – Your Premium Eyecare Portal. <https://www.eyesite.co.za/product/oculus-keratograph-5m/>. Accessed April 28, 2021.
6. The Oculus Pentacam: My Personal Experience. Brookside Optometric Group. <https://www.brooksideoptometric.com/doctor-s-blog/the-oculus-pentacam-my-personal-experience>. Accessed April 28, 2021.
7. Anderle R. Srovnání základní keratometrie měřené dvěma odlišnými metodami. *Česká oční optika*. 2015;56(1):33-35.
8. Pašová P, Skorkovská K, Michálek J. Srovnání měření tloušťky a zakřivení rohovky pomocí Scheimpflugovy kamery, laserové interferometrie, automatické keratometrie a ultrazvukové pachymetrie. *Česká a slovenská oftalmologie*. 2012;68(3):116-119.
9. Elbaz U, Barkana Y, Gerber Y, Avni I, Zadok D. Comparison of Different Techniques of Anterior Chamber Depth and Keratometric Measurements. *American Journal of Ophthalmology*. 2007;143(1):48-53. doi:10.1016/j.ajo.2006.08.031
10. Glogarová L. Porovnání keratometrie Javalovým keratometrem a rohovkovou topografií. 2010.

Mgr. Roman Heinz

Vision-R™800: Revoluce v měření refrakce

Sales and product Expert Essilor

Seeing the World better neboli „vidět svět lépe“.

Uvedením automatického foropteru Vision-R™ 800 na celosvětový trh, zahájila společnost Essilor Instruments, ve spolupráci se skupinou Essilor Group, revoluci v měření refrakce očí.

Tento nový způsob měření zrakové ostrosti usnadní práci odborníků ve světě oční optiky, optometrie, oftalmologie a umožní poskytnutí lepších služeb jejich klientům v kratším čase a s maximální přesností! Za pomoci tohoto přelomového, inteligentního foropteru, může společnost Essilor naplňovat své poslání – pomáhat všem lidem na celém světě vidět lépe.



Měření refrakce je stěžejní částí našeho oboru a dopomáhá nám určit přesné zrakové potřeby klientů očních optik a očních ambulancí. Metodiky měření, které za posledních 150 let takřka stagnovaly, vstupují do nové éry. Nový inteligentní foropter Vision-R™ 800 umožňuje očním specialistům optimalizovat zrakové testy díky kterým jsou schopni měřit refrakci s přesností na 0,01 dioptrie. Z pohledu vyšetřovaného probíhá toto měření v podmínkách blízcím se vidění v jejich každodenních situacích, respektive situacím v jejich reálném životě.



Obrázek 1 Foropter Vision-R 800

Divize v celé skupině společnosti Essilor dávaly pět let dohromady nápady a znalosti zaměřené na tři klíčové oblasti: optickou přesnost foropteru, rychlost a jednoduchost vyšetření a v neposlední řadě komfort pro vyšetřovaného.

Foropter Vision-R™ 800 je výsledkem kombinované snahy o nalezení přesnějšího a snáze ovladatelného digitálního přístroje, který umožní za kratší dobu co nejpřesnější změření refrakce a předepsání nejvhodnější korekce pro všechny klienty.



Obrázek 2 Ovládací panel pro Foropter Vision-R 800

Nová metoda měření subjektivní refrakce

Metody měření subjektivní refrakce v očních optikách, či tomu určených pracovištích, se od začátku 20. století příliš nezměnily. Vyšetření pomocí tzv. zamlžování, předkládáním vysokých plusových hodnot a následného postupného snižování do bodu maximálního dosaženého vízu, publikoval v známý anglický lékař William Swaine již v roce 1925. Metodu měření směru a hodnoty cylindru pomocí zkřížených cylindrů, navrhl americký oftalmolog Edward Jackson před více jak sto lety, v roce 1907.

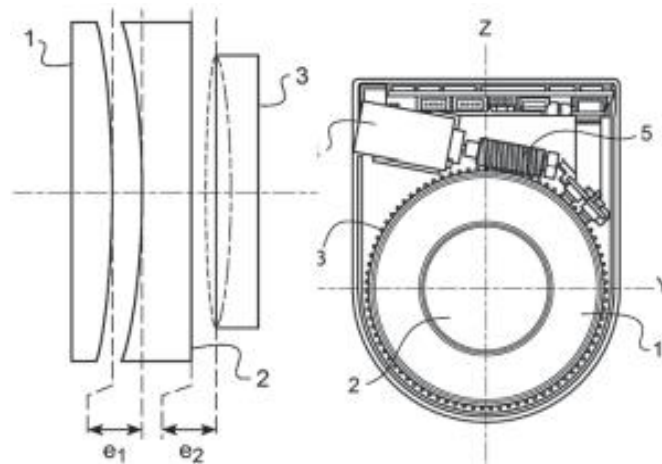
Významných změn pro vyšetřujícího tedy zaznamenaly hlavně možnosti předkládání zkušebních čoček. Brýlovou obrubu, používanou od 18. století, nahradil v 30. letech minulého století manuální forofter. První automatický forofter se uvádí na trh až těsně před začátkem 21. století. S nástupem těchto automatických forofterů se sice zjednodušila práce pro odborníky, ale stále jsou zde zachovány určité limity vyšetření tak jako tomu bylo před 150 lety.

Nedávné pokroky v oboru optoelektroniky ve spojení s přístrojovou optikou, umožnily vytvářet systémy, které umožňují měnit sílu předkládaného korekčního členu v minimálních krocích (po 0,01 D) a změny v průběhu refrakce jsou pro klienta mnohem plynulejší a příjemnější.

Vyvinutím revolučního optického modulu, který je složen z jedné pružné čočky určené pro korekci sférických hodnot, dvou čoček cylindrických, které mohou jak jednotlivě, tak společně

rotovat a ovládaných mikromotorů, je vyšetření rychlé, komfortní a maximálně přesné a to i z důvodu změn které probíhají současně a bez tzv. meziobrazu (například při manuálním vyšetření Jacksonovým cylindrem).

Optický modul (obrázek č. 3), tzv. „srdce“ foropteru Vision-R™ 800, dokáže generovat sférickou optickou mohutnost v rozsahu od -20,00 D do +20,00 D v krocích po 0,01 D, optickou mohutnost cylindru až 8,00 D v krocích po 0,01 D a orientaci osy cylindru od 0° do 180° v krocích po 0,1°. Sféry, cylindry a osu lze měnit současně, což umožňuje okamžité nastavení libovolné kombinace hodnot refrakce. Tímto vylepšeným postupem a funkcí dosahujeme výrazně efektivnějšího a přesnějšího měření.



Obrázek 3 Optický modul pro Foropter Vision-R 800

Tradiční měření refrakce se skládá ze čtyř kroků, které na sebe navazují:

1. určení sférické optické mohutnosti;
2. určení osy cylindru;
3. určení optické mohutnosti cylindru; a
4. korekce sférické optické mohutnosti.

Výše popsany postup je metodikou měření refrakce, která se učí a praktikuje na celém světě a je popsána v mnoha odborných publikacích.

Jakákoliv refrakce se tradičně vyjadřuje hodnotami jejích tří složek, označovaných jako „polární systém souřadnic“: sférická optická mohutnost (vyjádřena v dioptriích), optická mohutnost (vyjádřena v dioptriích) a osa cylindru (vyjádřena ve stupních).

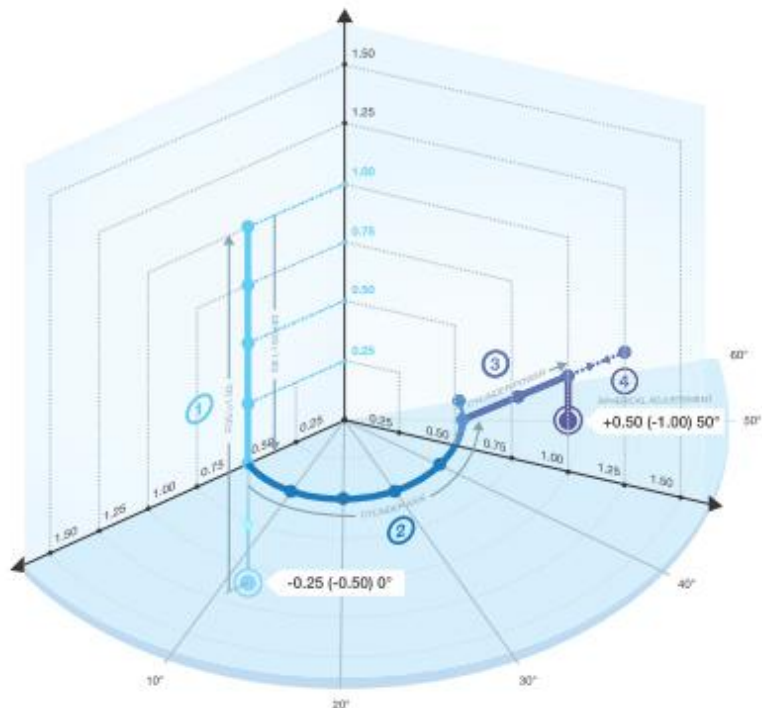
Ovšem běžně vyjadřujeme jakoukoliv optickou korekci hodnotami tří dioptrických složek:

1. sférický ekvivalent optické mohutnosti (sférická optická mohutnost plus polovina optické mohutnosti cylindru);
2. horizontální složka cylindru podle osy 0° (J0°); a
3. šikmá složka cylindru podle osy 45° (J45°).

Všechny tyto tři složky refrakce jsou vyjádřeny v dioptriích. Znalost složek $J0^\circ$ a $J45^\circ$ umožňuje určit optickou mohutnost a osu cylindru. Zakreslení výsledků refrakce do ortonormálního trojrozměrného referenčního systému nazývaného „dioptrický prostor“ lze vyjádřit jakoukoliv výslednou hodnotu, a to využitím zmiňovaných tří souřadnic. V průběhu vyšetření tak lze sledovat změny refrakce. Brzy se ukazuje, že tradiční způsob určování refrakce je poměrně nepřímý (Obrázek 4). Jeho součástí je určování různých složek refrakce v různých směrech a zahrnuje několik zpětných kroků. Skládá se z těchto čtyř kroků:

- Nejdříve se změří objektivní refrakce pomocí autorefraktometru nebo se změří přechází předpis pomocí fokometru a nahodile se předsadí plusová čočka (v uvedeném příkladu +1,50 D), aby se zamlžilo pacientovo vidění. Optická mohutnost se postupně snižuje v krocích po 0,25 D, dokud se nezjistí finální sférická optická mohutnost (1).
- Postupnými změnami se zjišťuje osa cylindru (například pomocí Jacksonova cylindru), dokud pacient udává, že je nutné změnit orientaci (2).
- Optická mohutnost cylindru se určuje postupnými změnami jeho hodnoty, dokud pacient neoznámí, že provedená změna je příliš velká (3).
- Aby se udržel konstantní sférický ekvivalent optické mohutnosti, upravuje se po každé změně cylindru o -0,50 D sférická optická mohutnost v krocích po +0,25-D (4).

Z toho vyplývá, že tradiční vyšetření refrakce je jako neustále přerušované hledáním správné orientace osy cylindru a jeho hodnoty.



Obrázek 4 Tradiční metoda měření refrakce: Nepřímá metoda

Přímější a přesnější metoda měření: Digital Infinite Refraction™

Plynulé změny sférické optické mohutnosti, optické mohutnosti a osy cylindru, kterých dosahujeme díky patentovanému optickému modulu, umožňují určit refrakci vyšetřovaného mnohem komfortnějším způsobem, než tomu bylo dosud.

Základem rychlosti a kvality měření je série testů, které využívají poloautomatické algoritmy, ve kterých jsou zaznamenávány jednotlivé a postupné odpovědi klienta.

Jak tedy funguje Digital Infinite Refraction™?

1. Určení hodnoty sférického ekvivalentu

Zde se vracíme k metodě zamlžování, ale významně modifikované. Využíváme při tom dva poloautomatické algoritmy. Jeden určuje úroveň zamlžení klientova vidění a druhý má za úkol odmlžení vidění, které se skládá ze tří kroků.

U tradiční zamlžovací metody předkládáme klientovi před oko plusové dioptrické čočky a snažíme se zjistit jejich efekt na zrakovou ostrost měřeného. Nová metoda využívající zamlžovacího algoritmu na to jde ovšem přesně opačně. Výsledkem je definování vrcholové lámavosti potřebné pro zamlžení vidění vyšetřovaného na předem určené úrovni zrakové

ostrosti. Pro tento účel se používají speciální „mizející“ optotypy (černá písmena s bílými okraji na šedém pozadí) – splývají s pozadím obrazu a zmizí při dosažení požadované úrovně rozostření.

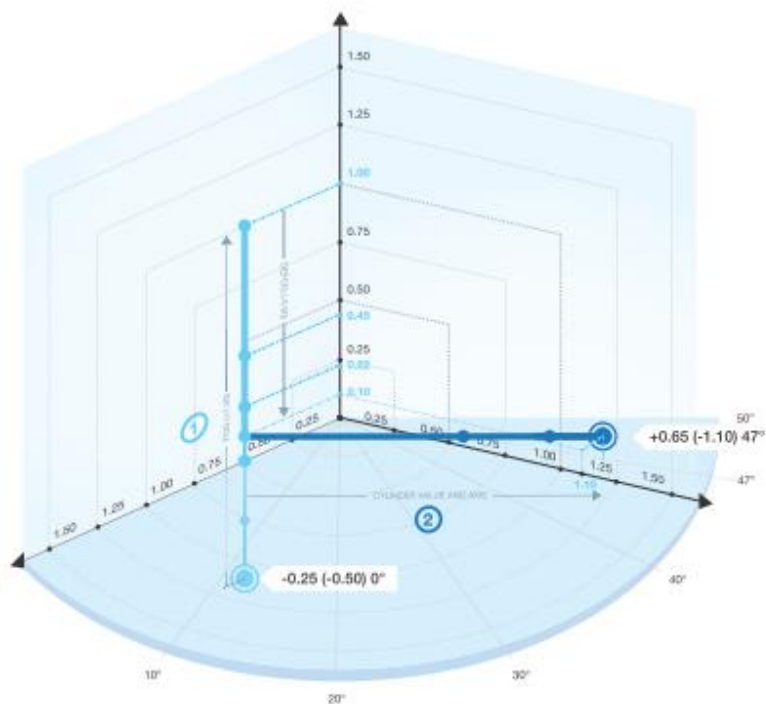
Odměňování se poté provádí pomocí algoritmu, který podle pacientových odpovědí a známého vztahu mezi zrakovou ostroší a úrovní dioptrického rozostření vypočítává nezbytné kroky odmlžení pro několik vybraných úrovní zrakové ostrosti. Tato metoda využívá výhody funkce optického modulu, která umožňuje plynulé změny optické mohutnosti a provádět odmlžování v různě velkých krocích vypočítaných s přesností na 0,01 D. Vyšetřující tak může rychle a přesně určit finální sférickou hodnotu, nebo jinými slovy maximální plusovou optickou mohutnost, a zajistit pacientovi zrakovou ostrost 1,0 (tj. 10/10, 6/6 nebo 20/20) či vyšší dle možnosti rozlišení klientova zraku respektive maximální dosažené zrakové ostrosti.

V dalším kroku lze sférickou hodnotu doladit pomocí červeno-zeleného testu nebo pevného zkříženého cylindru spojeného s křížovým testem (pět svislých a pět vodorovných čar – také využíván při vyšetření do blízka na přesné stanovení hodnoty adice na čtení) a speciálního algoritmu, který pomocí psychometrické metody vyhledává přesnou hodnotu prahu sférického ekvivalentu a zajišťuje tak pacientovi maximální zrakovou ostrost.

2. Současné určování osy a optické mohutnosti cylindru s konstantním ekvivalentem sférické optické mohutnosti

Zatímco u tradičního měření refrakce musí vyšetřující zvlášť určit osu a optickou mohutnost cylindru a potom upravit sférickou hodnotu dioptrií ve třech po sobě jdoucích krocích, metoda Digital Infinite Refraction™ používá algoritmus, který vyhledává tyto tři součásti v jedné sekvenci. Díky využití techniky lomu vektorů, při které se v jeden okamžik mění optická mohutnost a osa cylindru, můžeme udržovat i konstantní nárůst ekvivalentu sférické hodnoty korekce po 0,01 D.

Pro vyšetřující je tato metoda podobná metodě určování cylindru pomocí Jacksonova zkříženého cylindru. Zásadní rozdíl je v tom, že změny sférických hodnoty, osy a cylindru probíhají současně v reakci na klientovi odpovědi a po vyhodnocení astigmatismu s požadovanou přesností a spolehlivostí se proces se automaticky ukončí. Jedná se tedy o tzv. uzavřený algoritmus, jelikož má předem určen maximální počet otázek, ale jejich počet se může u jednotlivých klientů měnit v závislosti na jejich odpovědích a hodnotě refrakční vady. Efekt zkřížených cylindrů se vytváří v optickém modulu pomocí výpočtu na základě stávající korekce a vzájemné rotace cylindrických čoček. Tedy, ve foropteru Vision-R™ 800, nejsou přítomny žádné zkřížené cylindry, mimo fixních cylindrů +/- 0,5 D které se využívají na jemné sférické dokorigování či měření adice nebo sférického dokorigování pro pohled do dálky. Pokroková metoda vyšetření bez JC, nám umožňuje určit hodnotu cylindru způsobem, který je nejen přímější a přesnější, ale také méně závislý na postupu vyšetřujícího (Obrázek 5).



Obrázek 5 Digital Infinite Refraction™: Přímější a přesnější metoda určení výsledné refrakce

3. Přesné určení binokulární rovnováhy

Tak jako u běžné refrakce bychom se měli i nyní zaměřit na vyvážení korekce pro pravé a levé oko při binokulárním pohledu. Tradiční metoda spočívá v mírném zamlžení obou očí (například pomocí dvou čoček +0,50 D) a vyvažování pacientova rozostřeného vidění přidáváním plusové optické mohutnosti před oko s tmavším textem, či předřazováním mínusových hodnot lehce světlejším vjemem. Poté odebereme přidané zamlžovací čočky a ověříme kvalitu vízu. V některých případech nelze dokonalého binokulárního vidění dosáhnout a je nutné zvolit mezi pravým a levým okem kompromisu s tím, že se obvykle upřednostňuje dominantní oko.

Algoritmus Digital Infinite Refraction™ používá podobný princip, až na to, že binokulární vyvážení se provádí pomocí poloautomatického algoritmu a na základě výpočtu zahrnujícího všechny odpovědi je provedeno s přesností na 0,01 D.

Postupným zadáváním odpovědí vyšetřovaného na kvalitu obrazu, a tedy jeho preferencí pozorovaného obrazu

pravým a levým okem, dojdeme k bodu maximální vyvážení, a tedy i zastavení algoritmu implementovaného do postupu měření.

4. Určení adice pro vidění do blízka

Vyšetření hodnoty adice lze s metodikou Digital Infinite Refraction™ dosáhnout pomocí dvou algoritmů:

jeden umožňuje určit přibližnou hodnotu adice bez počáteční respektive vstupní hodnoty adice, druhý umožňuje jemné doladění adice pomocí metody pevného zkříženého cylindru. Tyto algoritmy umožňují předepsat přesnou adici pro vidění do blízka, bez příliš vysoké hodnoty neodpovídající potřebám konkrétního nositele, což je jedním z důležitých prvků adaptace na novou korekci a to převážně na víceohniskové brýlové čočky.

5. Psychometrická metoda měření refrakce

Významným rozdílem Digital Infinite Refraction™ ve srovnání s nám již dobře známým postupem měření – jako stejné vidění písmen či číslic na červeném a zeleném pozadí v duochromatickém testu nebo stejné rozostření mezi dvěma pozicemi zkříženého cylindru není měřit hledanou hodnotu – ale spíše se zaměřit na hledanou hodnotu a generovat inverze pacientových odpovědí, a to je cíl všech testů a postupu asistované SMART refrakce.

K určení refrakčních prahů se používá psychometrická metoda a každá hledaná hodnota se statisticky vypočítává na základě odpovědí vyšetřovaného. Krokování změn předkládaných dioptrických hodnot se vyhodnocuje během vyšetření a přizpůsobuje se klientovým odpovědím: pokud je klient na změny citlivý, krokování se zmenší, pokud na ně citlivý není, krokování se zvětší. Vyšetřovaný tak může snadněji rozlišovat rozdíly a refrakci lze stanovit s větší přesností.

6. Měření citlivosti pacientů na změny dioptrií během refrakčního vyšetření

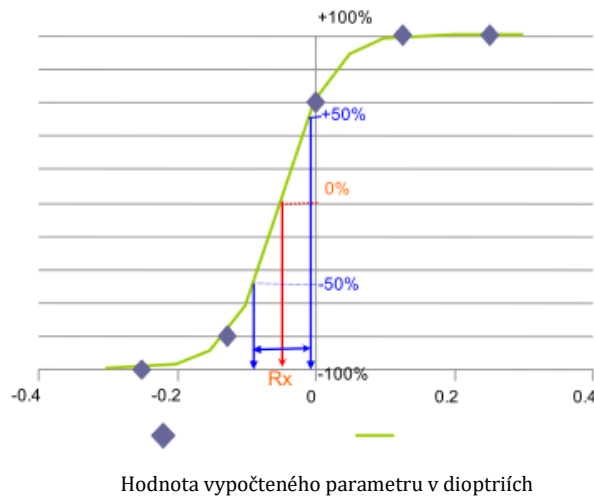
Potenciál přesného měření refrakce pomocí nové metodiky v kombinaci s přístrojem Vision-R™ 800 od společnosti Essilor je také podložena studií, kterou Essilor provedl za pomoci právě zmiňovaného foropteru.

Tato studie byla uvedena v časopise Points de Vue – International Review of Ophthalmic and Optics v září roku 2020 (zdroj č. 4)

„Studie zahrnovala měření citlivosti na změny dioptrií u reprezentativního vzorku 146 ametropických pacientů během vyšetření subjektivní refrakce. Pro tato vyšetření byl použit foropter společnosti Essilor Instruments Vision-R 800 – který umožňuje provádět plynulé změny optické mohutnosti – a poloautomatické algoritmy pro určení refrakce. Průměrný věk respondentů byl 35 let ± 13 let (od 19 do 66 let) s průměrnou ametropií $-2,55$ D $\pm 2,00$ D (od $-6,25$ D do $+2,63$ D).

Citlivost na změnu dioptrií byla definována jako minimální rozdíl v dioptriích, na který je pacient citlivý. Vyhodnocuje se pomocí distribuční křivky pravděpodobnosti jeho odpovědí, na které polovina vzdálenosti odděluje dioptrické hodnoty odpovídající dvěma bodům pravděpodobnosti -50% a $+50\%$ (Obrázek 6). Tyto dva body reprezentují oblast necitlivosti, ve které pacient nedokáže jednoznačně vybrat jednu či druhou možnost. Interval, který je odděluje, poskytuje spolehlivé vyhodnocení dioptrické citlivosti. Předepsaná dioptrická hodnota, která

odpovídá nulové pravděpodobnosti, udává nejpravděpodobnější hodnotu dioptrického prahu, který je stanoven pro každou ze složek refrakce.



Obrázek 6 Měření pacientovy citlivosti na změnu dioptrií. Citlivost každého pacienta se vyhodnocuje pomocí distribuční křivky jeho odpovědí podle aktuální dioptrické úrovně. Tato křivka reprezentuje pravděpodobnost jeho odpovědí na každou možnost mezi 1 nebo 2.

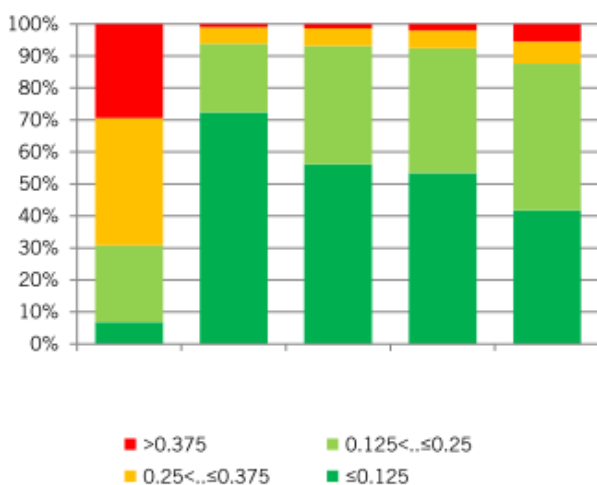
Měření byla provedena pro různé tradiční testy používané při vyšetření refrakce:

- Určení sférické optické mohutnosti pomocí optotypů (písmena) nebo duochromatického testu,
- Určení optické mohutnosti a osy cylindru (přepočítané na dioptrickou hodnotu) pomocí Jacksonova zkříženého cylindru,
- Určení binokulární rovnováhy porovnáním pravého a levého oka pomocí testu obsahujícím řádky písmen disociovaných polarizačními filtry.

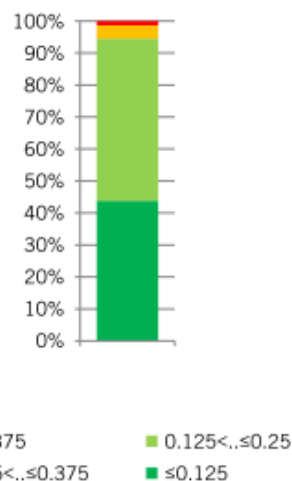
Výsledky na obrázku č. 7 reprezentují pro každý test refrakce proporcionální rozložení pacientů, kteří byli citliví na hodnoty menší než 0,125 D, 0,25 D a 0,375 D a také na hodnoty větší než 0,375 D. Z grafu lze vyvodit následující závěry:

- Citlivost pacientů na změnu dioptrií se výrazně lišila v závislosti na použitém testu a požadované složce refrakce. Použité testy proto mohou výsledek výrazně ovlivnit.
- Při měření sférické optické mohutnosti vykazovali pacienti nejnižší citlivost u testů s optotypy (písmena): pouze 31 % jich mělo dioptrickou citlivost menší než 0,25 D. Tento výsledek je obzvláště zajímavý, protože i když se optotypy při většině vyšetření refrakce používají pro určování sférické optické mohutnosti používají nejčastěji, zdá se, že jsou nejméně přesné. Citlivost pacientů byla nejvyšší při duochromatickém testu: 72 % z nich bylo citlivých na změny dioptrií menší než 0,125 D. Duochromatický test se tudíž pro přizpůsobení sférické optické mohutnosti ukázal jako nejpřesnější.

- Při určování cylindrické optické mohutnosti bylo přinejmenším 56 % pacientů citlivých na změny o méně než 0,125 D. Podobně 53 % pacientů bylo citlivých na dioptrický efekt změny osy (tj. na přepočítání změn osy cylindru na dioptrie) v krocích menších než 0,125 D. Pacienti byli tudíž citliví na mnohem menší změny optické mohutnosti a osy cylindru než tradičně používané krokování 0,25 D.
- Při určování binokulární rovnováhy vnímala 42 % pacientů rozdíly menší než 0,125 D, což odpovídá běžnému výskytu inverze v preferenci jednoho oka před druhým při předřazení vyrovnávací optické mohutnosti +0,25 D před jedno oko. (Proto je nutné zachovat rovnováhu korekcí, a pokud není možné zachovat přesnou binokulární rovnováhu, upřednostnit dominantní oko). Pacienti byli proto často citliví na rozdíly v korekci mezi pravým a levým okem menšími než obecně používané krokování 0,25 D.



Obrázek 7 Proportionální rozložení klientů



Obrázek 8 Procentuální vyjádření senzitivity

Na základě provedených měření bylo možné stanovit celkový koeficient dioptrické citlivosti každého pacienta pomocí průměru jejich citlivosti v jednotlivých testech: sféry, cylindru a binokulární rovnováhy. Z kombinace těchto výsledků vyplývá, že **95 % pacientů bylo citlivých na změny dioptrií menší než 0,25 D** a že **44 % z nich bylo citlivých na změny menší než 0,125 D** (Obrázek 8).“

Závěr: Digitální zábrus umožňuje výrobu brýlových čoček s přesností na 0,01 D.

Již před deseti lety spatřil světlo světa digitální zábrus společnosti Essilor pod názvem S-digital surfacing, který umožnil výrobu brýlových čoček a jejich designů s maximální přesností. Díky limitům v minimální změřitelné hodnotě refrakce klientů nebylo možné využít maximální

potenciál této patentované výroby brýlových čoček. Avšak v současnosti s nástupem subjektivních foropterů, které dokáží určit pacientovu přesnou refrakci pomocí plynulých změn optické mohutnosti, je možné vyvinout novou kategorii čoček vypočítaných na základě refrakce určené v krocích po 0,01 D. Vynikajícími vlastnostmi designu čočky a systémů pro výpočet tak lze nyní využít k předepsání přesné korekce s přesnou optickou mohutností. Od roku 2021 je tento typ čoček, který umožňuje pacientům nabídnout korekci blížící se jejich přesné ametropii, dostupný i pro český a slovenský trh. Essilor uvádí tuto maximálně přesnou možnost vyrobené korekce pod názvem AVA. Jedná se o soubor produktů, u kterých využitím digitálního obrábění čoček, dokáže společnost Essilor vyrobit produkty s přesností 0,01 D.

Zdroje

1. Longo A., Meslin D., "A new approach to subjective refraction", Point de Vue, <https://www.pointsdevue.com/article/new-approach-subjective-refraction-0> (May 2020)
2. Joret P., W.S. Ong, M. Hernandez, Marin G., Validation of a new subjective refraction methodology, Vision and Physiological Optics conference, Athens (2018).
3. Woog K., Pichereau L., Péan V., Gatinel D., Répétabilité intra-examineurs et reproductibilité interexamineurs d'une réfraction subjective, *Réalités Ophtalmologiques*, n° 264, pp 48-54 (2019).
4. Sebag M., Meslin D., "Refraction_patients_are_sensitive_to_increments_smaller_than_a_quarter_diopter", Point de Vue, <https://www.pointsdevue.com/article/> (September 2020)
5. Meslin D., "Réfraction Pratique", *Cahier d'Optique Oculaire*, Essilor Academy Europe, www.essiloracademy.eu (2008).

Název: **Sborník přednášek**
XII. CELOSTÁTNÍ STUDENTSKÁ KONFERENCE OPTOMETRIE
A ORTOPTIKY S MEZINÁRODNÍ ÚČASTÍ

Vydal: NCONZO, Vinařská 6, 603 00 Brno

Pořadatelé sborníku: doc. Mgr. Pavel Beneš, Ph.D., Mgr. Petr Veselý, DiS., Ph.D.,
Bc. Anna Gregarová, Bc. Eliška Vítková

Katedra optometrie a ortoptiky, LF MU, Komenského nám. 2,
662 43 Brno

Vydání: 2. rozšířené vydání

Počet stran: 210

Výrobní číslo: 65/2021

ISBN: 978-80-7013-611-9

Tirážní znak: 57-855-21