

# PRVNÍ VÝSLEDKY A ZKUŠENOSTI S ABEROMETREM ITRACE

Beneš P.<sup>1,3</sup>, Petrová S.<sup>1,2</sup>, Veselý P.<sup>1,2</sup>,  
Synek S.<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Katedra optometrie a ortoptiky, LF MU, Brno

<sup>2</sup> Klinika nemocí očních a optometrie, FN USA, Brno

<sup>3</sup> Oční optika RUBÍN, Brno

*Autoři práce prohlašují, že vznik i téma odborného sdělení a jeho zveřejnění není ve střetu zájmu a není podpořeno žádnou farmaceutickou firmou.*

## SOUHRN

**Cíl:** Zhodnotit data zjištěná pomocí poměrně nových přístrojů a jejich výsledky, které jsou důležité např. v refrakční a kataraktové chirurgii.

**Materiál a metodika:** Do studie bylo zařazeno 66 očí (n = 66). Subjekty byly zastoupeny 32 ženami a 1 mužem, jejichž věk činil 22,5 let ± 1,2 let (min. 21 let, max. 26 let), bez známek možného očního onemocnění. Doba studie byla 3 měsíce. Srovnávaly se výsledky změřené pomocí auto-refrakto-keratro-ono-pachymetru (TRK 1P, Topcon, Japan), Keratograph 5M (Oculus, Germany) a aberometru iTRACE (Hoya, Japan).

**Výsledky:** Po 3 měsících se statisticky porovnávaly hodnoty keratometrie přední plochy rohovky, zjištěné všemi přístroji. Ty se ukázaly jako srovnatelné. Dále pak hodnoty objektivní refrakce a pachymetrie.

**Závěr:** Výsledky této studie ukazují na statisticky významnou korelaci hodnot objektivní refrakce pomocí přístrojů TRK a iTRACE (r = 0,66 na p = 0,05) a prokázala se významná závislost mezi keratometrickými daty u všech použitých přístrojů. Všechny použité metody a přístroje je tedy možné aplikovat ke spolehlivému a validnímu zhodnocení parametrů oka.

**Klíčová slova:** aberometrie, aberace nižších a vyšších řádů, keratometrie, topografie, pachymetrie

## SUMMARY

### FIRST RESULTS AND EXPERIENCE WITH THE ITRACE ABEROMETER

**Purpose:** To evaluate obtained data by using a relatively novel devices and their results which are important eg. in refractive and cataract surgery.

**Material and methods:** The study included 66 eyes (n = 66). Subjects were represented by 32 women and 1 man whose age was 22.5 years ± 1.2 years (min. 21, max. 26 years) without any signs of potential eye disease. Duration of the study was 3 months. Results were compared with the measurements using the auto-refract-keratro-ono-pachymeter (TRK 1P, Topcon, Japan), Keratograph 5M (Oculus, Germany) and aberrometer iTRACE (Hoya, Japan).

**Results:** After 3 months were statistically compared keratometry values of corneal anterior surface detected by all devices. They provided to be comparable. Furthermore the values of objective refraction and pachymetry were detected.

**Conclusion:** Results of this study show a statistically significant correlation values of objective refraction using devices TRK and iTRACE (r = 0.66 at p = 0.05) and showed a significant relationship between the keratometric data for all the devices. All used methods and devices are possible to reliably and use for valid evaluation parameters of the eye.

**Key words:** aberrometry, low and high orders abberations, keratometry, topography, pachymetry

*Čes. a slov. Oftal., 71, 2015, No. 6, p. 312–319*

Do redakce doručeno 8. 4. 2015

Do tisku přijato dne 10. 11. 2015

Mgr. Pavel Beneš, Ph.D.

Klinika nemocí očních a optometrie

LF MU a Fakultní nemocnice u sv. Anny

Pekařská 53

656 91 Brno

e-mail: optika.rubin@seznam.cz

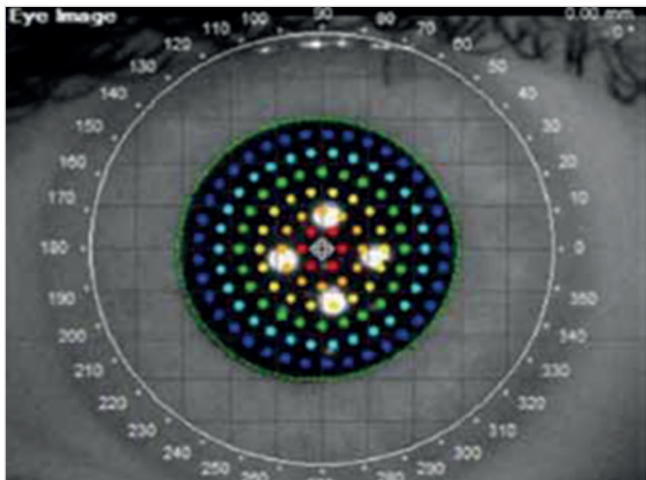
## ÚVOD

Díky stále preciznější práci oftalmologů jsou též kladené vysoké nároky na výrobce různých oftalmologických přístrojů. Nové a sofistikovanější přístroje tak dovedou nabídnout mnohem přesnější analýzu získaných dat jednotlivých očních tkání, což poté vede k přesnějším a validnějším zákrokům na oku.

Jedním z nových přístrojů je iTrace (HOYA i TRACE, zástupce pro ČR Spirit Medical) a jedná se o analyzátor zrakových funkcí a optického systému oka. Tento laserový přístroj třídy 1 slouží k určování refrakčních vad, wavefront a rohovkových topografických dat optického systému oka. Součástí přístroje jsou 2 laserové diody, kdy první dioda emituje záření o vlnové délce 785 nm. Její maximální výkon je 50 mW s kolimovaným paprskem o výkonu 4,6 mW, řadí se do

třídy 3b. Druhá dioda pak disponuje vlnovou délkou 655 nm s maximálním možným výkonem do 2,5 mW, paprsek je s divergencí 2 mrad a řadí se do třídy 3a.

K základním úkonům, které je možné pomocí přístroje zjišťovat, lze řadit: snímání obrazu oka, měření pomocí 256 světelných bodů (obr. 1), které jsou po měření vyznačeny a z nich proveden výpočet wavefront dat ve formě Zernikeho polynomů, přičemž velikost skenu je přizpůsobena šíři zornice. Dále lze snímat obraz promítaných Placido kruhů, ze kterých analyzuje topografická data přední plochy rohovky. Software generuje zobrazení jednotlivých měření a veškerá data jsou archivována v externím počítači. Přístroj dále detekuje vlastní centraci, jeho zaostření a zarovnání. Celkově tak kombinuje wavefront data rohovky a celého systému oka, pomocí softwaru pak vyhodnotí i analýzu aberací oční čočky.

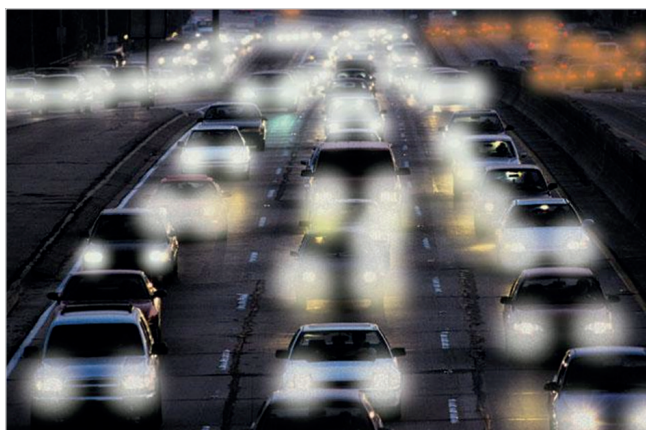


Obr. 1 Vyznačení měřených bodů

Rozsah měření je do  $\pm 15$  D pro sféru,  $\pm 10$  D cylindr. Šířka zornice je detekována v rozmezí 2,5 mm až 8,0 mm, automatické rozlišení pravého a levého oka. Přesnost a reprodukovatelnost měření je dána na  $\pm 0,10$  D. Napájení přístroje odpovídá normě pro zdravotnická zařízení.

Objektiv přístroje umožní zobrazit i velmi malé detaily a umožnit tak zjistit celkovou objektivní refrakci oka. Refrakční mapa je omezena šíří zornice při měření, její hodnoty jsou vypočítány na základě zaznamenaných obrazů jednotlivých bodů. Laserové paprsky vyslané do oka jsou fokusovány na sítnici, zde se odráží od jejího povrchu (vytvoří tak sekundární zdroj světla) a následně je zpětně promítán směrem ven z oka. Pro měření je využito principu tenkého svazku paprsků, čímž je zajištěno nezávislé měření každého bodu. Prostup paprsku je v řádu milisekund.

Postup při vyšetření klienta je shodný s měřením na přístrojích, které jsou běžné pro oftalmologickou praxi. Klient sedí za přístrojem a má opřenou bradu a čelo o opěrku. Vyšetření je doporučeno provádět v temné místnosti, pro zajištění maximální šířky zornice. Druhé oko, které není vyšetřováno, by mělo být zakryto okluzní krytkou. Klient se dívá rovně průhledem v hlavě přístroje směrem do nekonečna. V případě, kdy měříme hodnotu dynamické refrakce, je při vyšetření za-



Obr. 2 Vedlejší optické fenomény – glare (Visionauthorities.com 2015)

jištěno běžné osvětlení a před průhledem je umístěn text na blízko, aby bylo dosaženo maximální akomodace.

Aberace vyšších řádů (HOAs) jsou již více komplexní vady optického systému oka, než jsou aberace nižších řádů. K těm se řadí sférické ametropie jako je myopie, hypermetropie a dále astigmatismus. Aberace vyšších řádů způsobují vedlejší optické fenomény, které způsobují problémy s viděním v noci, tak zvané glare, halo, rozmazané vidění nebo dvojitě vidění a vadu zvanou starburst – ve volném překladu hvězdný záblesk (obr. 2) [1–3].

Žádné oko neposkytuje zcela perfektní zobrazení. Je zatíženo určitým stupněm aberací vyšších řádů, které ovlivňují pocitovou kvalitu vidění.

Lidské oko je zatíženo chromatickými, ale především i monochromatickými aberacemi, které mohou být charakterizovány transversálními deviacemi, vyjádřenými v miliradiánech. Paprsek použitý k zobrazení je složen ze dvou komponent – horizontální a vertikální deviace. Data změřená v rovině zornice pak znázorňují deflekční mapu. Tu tvoří longitudiální paprsky vyjádřené jako převrácená hodnota vzdálenosti mezi rovinou vstupní pupily a bodem na optické ose, které deviované paprsky protínají. Tyto deviace můžeme nazývat aberacemi nebo aberacemi vlnoplochy, jejichž odlišnost závisí na dráze optického paprsku [2, 4].

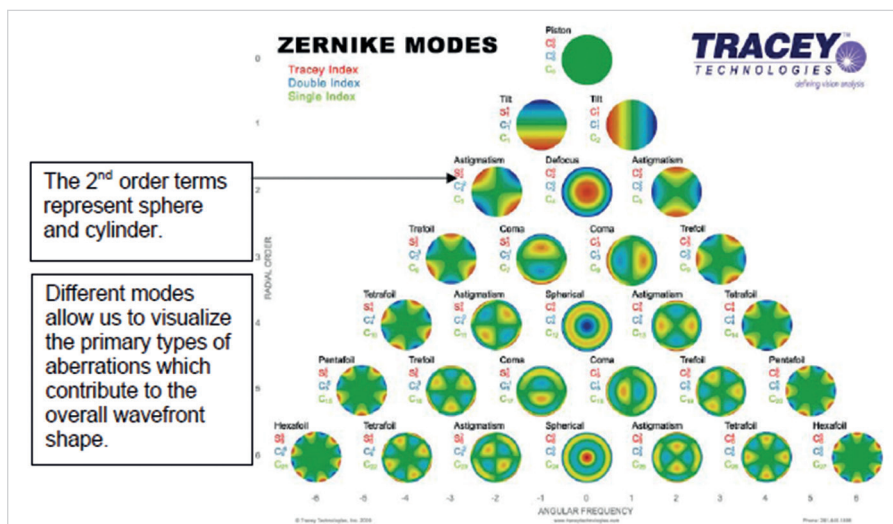
Hartmann-Shackův aberometr je typickým představitelem aberometrů. Využívá infračervený paprsek LED, který dopadá na sítnici, nebo infračervený diodový laser. V závislosti na velikosti refrakční vady oka jsou odražené vlnoplochy více či méně odkloněny od její referenční roviny v porovnání s těmi, které by vznikly u normálního oka bez refrakční vady. Vlnoplochy pak prochází přes systém optických členů a jsou analyzovány pomocí senzoru.

Tscherningův aberometr využívá pevnou řadu dvoudimenzionálních testovacích paprsků, které jsou simultánně přiváděny do oka klienta. Dílčí paprsky jsou generovány středem dírkové clony, která je umístěna v cestě širokého laserového svazku. Dírková clona je pak zobrazena do roviny před sítnicí a pro tento účel musí kompenzovat možné sférické vady klientova oka. Během následné analýzy dat jsou odkloněné paprsky z mimoosových bodů odkloněny na detektor a opět srovnány s referenční pozicí.

Toto měření je preciznější a méně citlivé na možné pohyby očí. Ovšem Tscherningův aberometr má menší dynamický rozsah mezi jednotlivými body v porovnání s Hartmann-Shackovým aberometrem.

Aberace vyšších řádů jsou vady zobrazení, kterými je zasažena vlnoplocha (wavefront), procházející přes optická média oka. K těmto strukturám řadíme slzný film, rohovku, nitrooční tekutinu, oční čočku a sklivec. Abnormální zakřivení rohovky nebo oční čočky může zhoršovat deformaci vlnoplochy. Významná aberace vyššího řádu může také vzniknout v případě jizvy na rohovce vzniklé např. po úraze nebo očním chirurgickém zákroku. Také katarakta způsobuje aberace vyšších řádů. Aberace může vznikat i při syndromu suchého oka, kdy dochází k narušení vrstvy slzného filmu na povrchu oka [2, 4].

Většina uvedených očních postižení je také poměrně snadno detekovatelná pomocí přístrojového vybavení a vyšetřo-



Obr. 3 Zernikeho pyramida aberací (Tracey Technologies 2015)

vacích technik, které dnes již řadíme do běžného standardu. Proto jsou aberometry využívány na specializovaných pracovištích také například při diagnostice počínajícího keratokonu, kde lze detekovat vertikální rohovkové koma již pod hodnotami 0,2  $\mu\text{m}$ . V případě měření keratokonických očí je tak možné zjistit zvýšené hodnoty aberací vyšších řádů a Zernikeho koeficienty do 4. řádu, kromě horizontálního trefoilu, dále pak vertikálního a horizontálního tetrafoilu. S vyššími hodnotami aberací se lze setkat až do šestého řádu. U 7. a 8. řádu nebývají hodnoty aberací již tolik výrazné [5, 7].

Aberace vyšších řádů můžeme také uvádět jako rozdíl v mikrometrech mezi referenční a danou vlnoplochou, která je zpravidla definována průměrem zornice. Pokud je měřená vlnoplocha před ideální vlnoplochou nabývá vlnoplocha kladných hodnot v opačném případě záporných hodnot. Rozdíl mezi ideální a aktuální vlnoplochou se nazývá aberace.

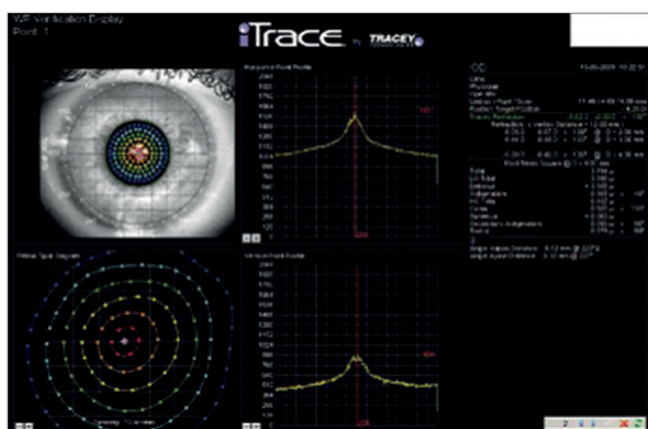
V roce 1934 publikoval Fritz Zernike první informace o vlnoplochách a aberacích. Definoval sadu takzvaných polynomů, které popisují tvar kruhového prostoru optické plochy.

Každý polynom tak definuje určitou optickou aberaci – vadu. Aberace vlnoplochy může být popsána jako celek nebo ji lze rozdělit dle typu a pospat její závažnost pomocí vlastních individuálních parametrů. Zernike rozdělil aberace do šesti řádů v závislosti na jejich komplexitě (obr. 3, Tracey Technologies 2015).

Koeficient každého Zernikeho polynomu vyjadřuje RMS (root mean square) v mikronech. RMS znamená střední kvadratickou hodnotu každého Zernikeho polynomu, který tvoří vlnoplochu. Celkové RMS ukazuje, jak se liší daná vlnoplocha od ideální vlnoplochy. Čím je RMS větší, tím je aberace vyšších řádů významnější.

Aberace vyšších řádů mohou být korigovány speciálními brýlovými čočkami, kontaktními čočkami, nitrooční čočkou nebo refrakčním zákrokem, který modifikuje mimo jiné i tvar rohovky. Cílem takové korekce je vyrovnat rozdíl mezi ideální a naměřenou vlnoplochou.

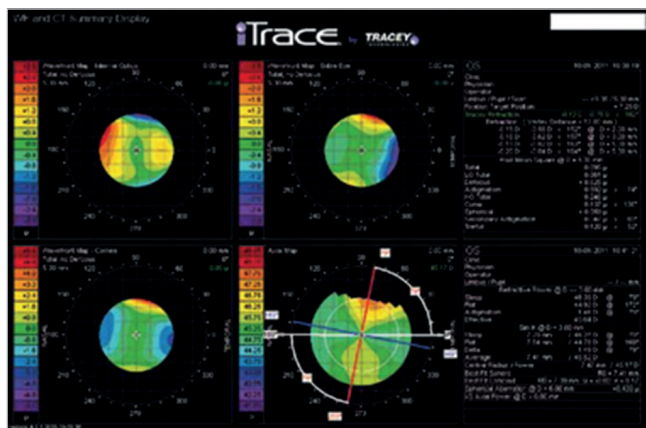
Pomocí pořízených snímků je snadné zjistit velký a dynamický rozsah aberací nižšího a vyššího řádu a zobrazit tak wavefront analýzu optického systému oka (obr. 4 a 5). Po-



Obr. 4 Přehledové zobrazení sejmutých bodů a aberací, včetně grafického vyjádření horizontálního a vertikálního profilu pozice detekovaných bodů



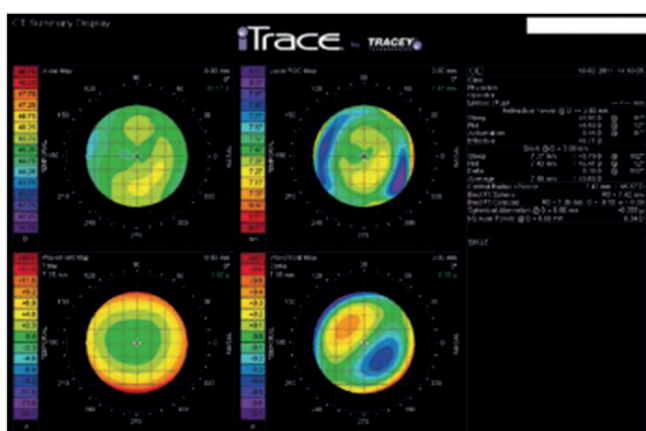
Obr. 5 Rozpis jednotlivých aberací a keratometrie, grafické vyhodnocení Zernikeho polynomů (do 6. řádu) optických médií oka aberací nižšího a vyššího řádu



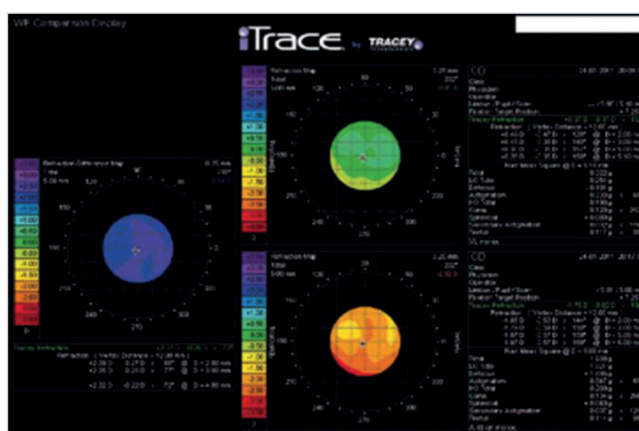
Obr. 6 Výchozí zobrazení dat ve 2D, mapa celkové wavefront analýzy (vpravo nahoře), mapa aberací rohovky (vlevo dole) a aberace vnitřní optiky oka (vlevo nahoře)



Obr. 7 Placido kruhy



Obr. 8 Topografická analýza



Obr. 9 Analýza schopnosti akomodace

kud jsou pro zobrazení využity teplé barvy (červená), jedná se o vlnoplochu, která se nachází v referenční rovině. Jsou-li použity barvy studené (modrá), je tak znázorněno zpoždění měření, ve srovnání s referenční rovinou.

Pro zajištění správné centrace optické osy klientova oka a osy vysílaného laserového paprsku je v přístroji zakomponován optometr, který mimo jiné slouží také uvolnění akomodace měřeného oka v rozsahu +7,0 D až -5,0 D.

Všechna výchozí nastavení pro zobrazení dat jsou ve dvojnásobném režimu, jednotlivá okna lze přes sebe překrývat.

## METODIKA

Cílem studie je srovnání parametrů předního segmentu oka, které byly měřeny pomocí různých přístrojů. Záměrem bylo zjistit, zda je možné získané hodnoty vzájemně porovnat, případně, jak spolu vzájemně korelují.

První měření probíhalo na aberometru **iTRACE** (HOYA i TRACE, zástupce pro ČR Spirit Medical), druhé na rohovkovém topografu **Keratograph 5M** (Oculus) a třetím poté bylo zjištění hodnot pomocí **autorefrakto-kerato-tono-pachymetru** (Topcon, TRK 1P, zástupce pro ČR Topcomed).

Během měření hodnot objektivní refrakce je vyšetřovaný vyzván, aby fixoval bod v nekonečnu, toto je umožněno průhledem v měřicí hlavě přístroje. U pacienta by tak mělo dojít k dostatečnému uvolnění tonu ciliárního svalu, což je jednou z podmínek pro přesné zjištění výsledků objektivní refrakce.

Měřicí rozsah přístroje je v hodnotách sféry -30,0 D/+25,0 D, cylindru do ±12,0 D, vše po 0,25 D krocích. Minimální průměr zornice jsou 2,0 mm. Nejnižší měřitelná hodnota poloměru křivosti přední plochy rohovky je 5,0 mm, maximální pak 13,0 mm (po 0,01 mm kroku). Velikost nitroočního tlaku je možné zjišťovat v rozsahu 1-60 mmHg [3,8–10].

Bylo tak možné vzájemně porovnat velké množství dat. Veškerá měření probíhala na pracovišti Katedry optometrie a ortoptiky LF MU, při Klinice nemocí očních a optometrie FN USA, Brno v měsících leden až březen roku 2015.

Byly tak sledovány hodnoty objektivní refrakce, poloměry křivosti přední plochy rohovky, aberace rohovky a celkové aberace oka. Toto jsou důležité údaje zejména při přípravě rohovkových a refrakčních zákroků. Výsledky lze následně a opětovně kontrolovat, opakovatelnost měření tak byla zajištěna. Zjištěná měření byla zaznamenána a poté statisticky zpracována programem Statistica 12, CZ – Česká jednoruční-

telská verze, firmy StatSoft®, který je k dispozici studentům a zaměstnancům Masarykovy univerzity.

**Výsledky studie**

Do randomizované studie bylo zařazeno 66 očí (n = 66), které nepodstoupily žádný z rohovkových či refrakčních zákroků. Subjekty byly zastoupeny 33 jedinci, jejichž věk činil 22,5 let

± 1,2 let (min. 21 let, max. 26 let), viz obr. 10. Refrakční vady byly zastoupeny v těchto počtech: 30 očí myopických, 5 očí hypermetropických a 31 očí s astigmatismem.

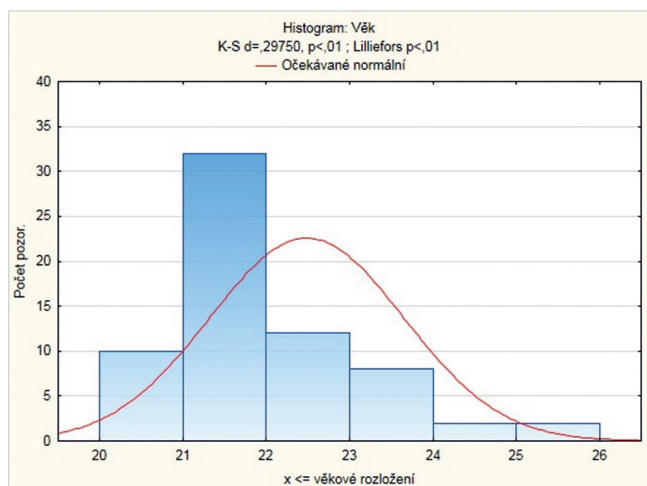
**TRK 1P** – získané hodnoty: objektivní refrakce – sféra: -1,5 D ± 2,5 D (min. -8,0 D, max. +3,25 D), cylindr: -0,5 D ± 0,9 D (min. -4,5 D, max. -0,25 D), osa cylindru: 95° ± 64,4° (min. 10°, max. 180°). Keratometrická data jsou následující:

**Tab. 1 Srovnání hodnot objektivní refrakce u složky sférické, cylindr a osy**

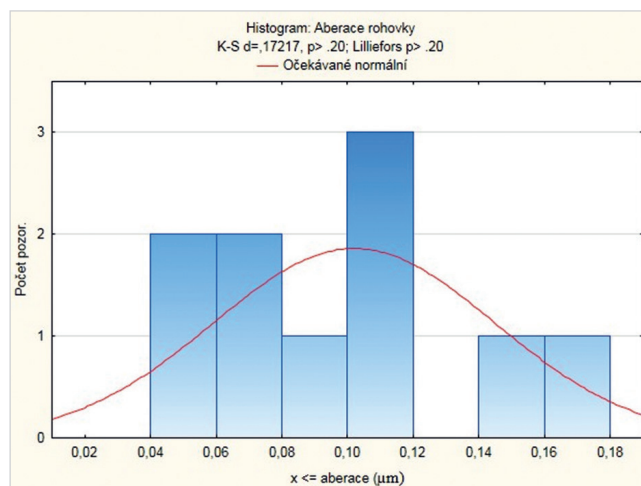
Objektivní refrakce	Sféra (D)	Cylindr (D)	Osa (°)
TRK 1P	-1,5	-0,5	95,0
iTRACE	-1,81	-0,74	99,5

**Tab. 2 Srovnání keratometrických hodnot**

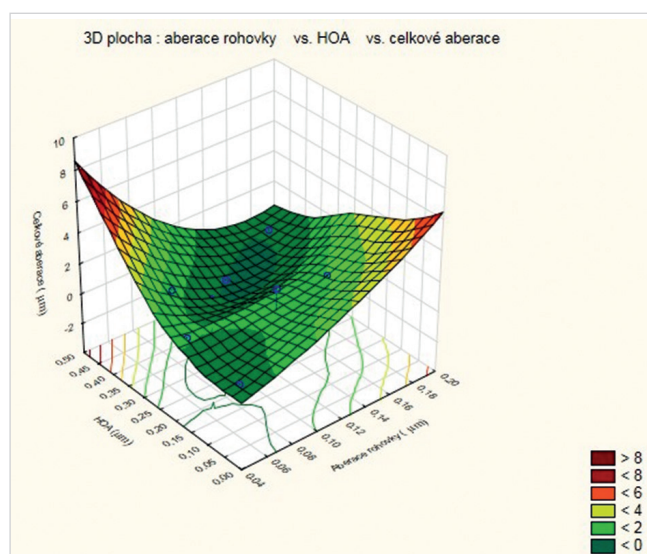
Keratometrie (mm)	K1	K2	odchylka
TRK 1P	7,62	7,77	0,24
iTRACE	7,67	7,84	0,33
Keratograf 5M	7,60	7,79	0,25



**Obr. 10 Histogram věkového rozložení probandů**



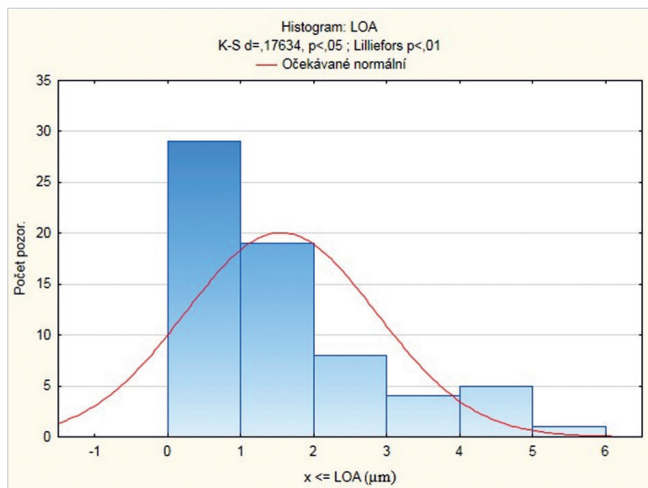
**Obr. 11 Aberace rohovky**



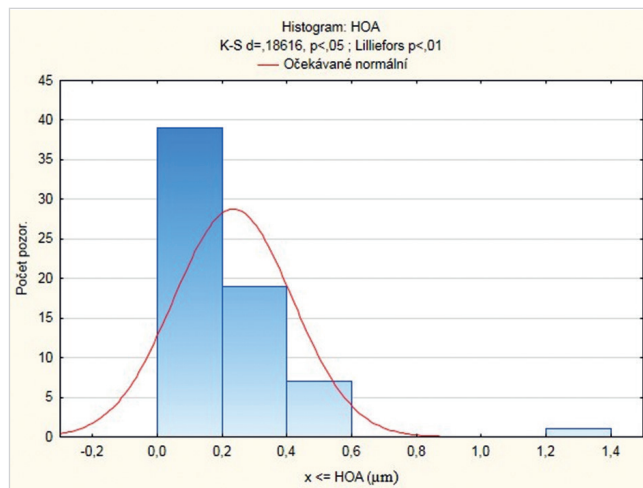
**Obr. 12 Aberace rohovky versus celkové aberace oka**

nejstrmější meridián – K1 nabývá hodnot 7,62 mm ± 0,23 mm (min. 7,21 mm, max. 8,04 mm), nejplošší meridián – K2 je poté 7,77 mm ± 0,24 mm (min. 7,28 mm, max. 8,34 mm), viz obr. 7. Pro přehlednější srovnání jsou srovnávané hodnoty keratometrie zaneseny v tabulce 2. V případě, že pracoviště pracuje s hodnotami rohovky, které jsou udávány v dioptriích, jsou hodnoty takové: K1 44,30 D ± 1,3 D (min. 42,0 D, max. 46,75 D), K2 43,46 D ± 1,4 D (min. 40,5 D, max. 46,25 D). Velikost rohovkového astigmatismu, která je dána rozdílem nejploššího a nejstrmějšího meridiánu, vykazuje hodnoty -0,9 D ± 0,64 D (min. -4,0 D, max. 0,0 D).

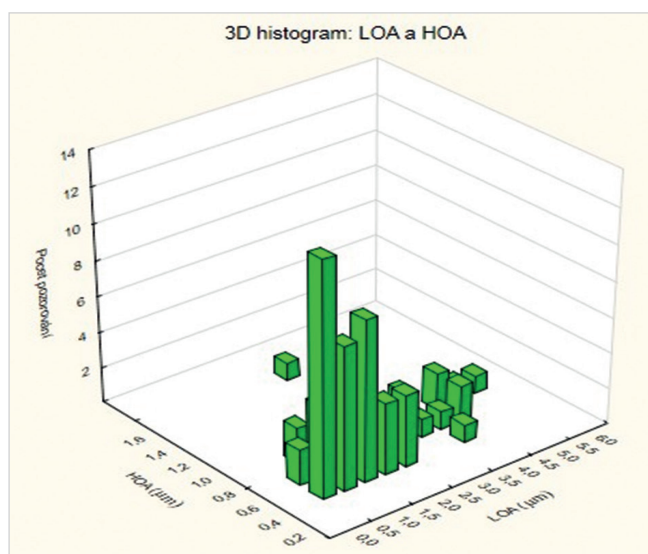
K dalším parametrům, které byly změřeny, jsou pachymetrická data, ty vykazují hodnoty 0,560 µm ± 0,033 µm (min. 0,497 µm, max. 0,641 µm). Poté byly zaznamenány údaje o výši nitroočního tlaku, zjišťovány bezkontaktně. Ty jsou 16,0 mmHg ± 2,25 mmHg (min. 12,0 mmHg, max. 23 mmHg). Vzájemná korelace hodnot nitroočního tlaku a pachymetrie je statisticky významná na hladině p = 0,05.



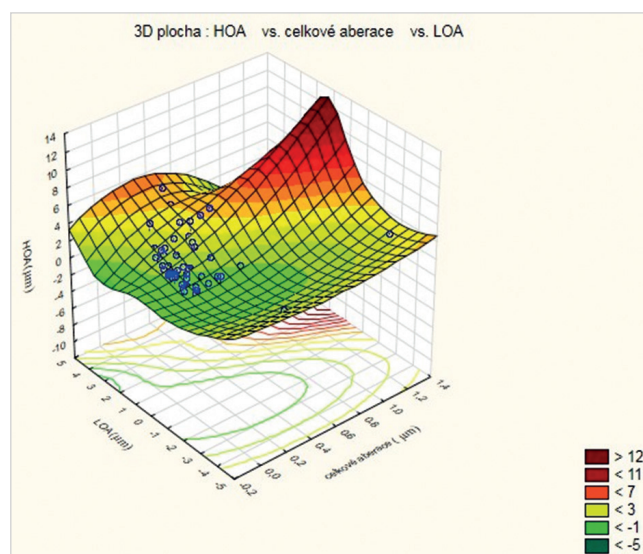
Obr. 13 Histogram hodnot aberací nižších řádů



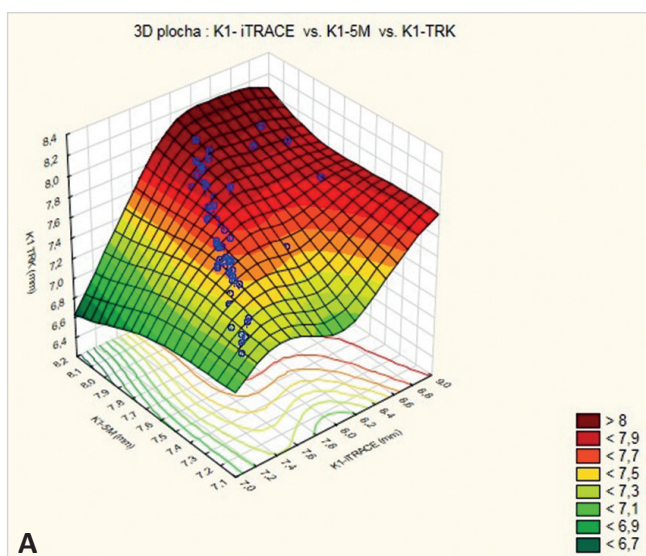
Obr. 14 Histogram hodnot aberací vyšších řádů



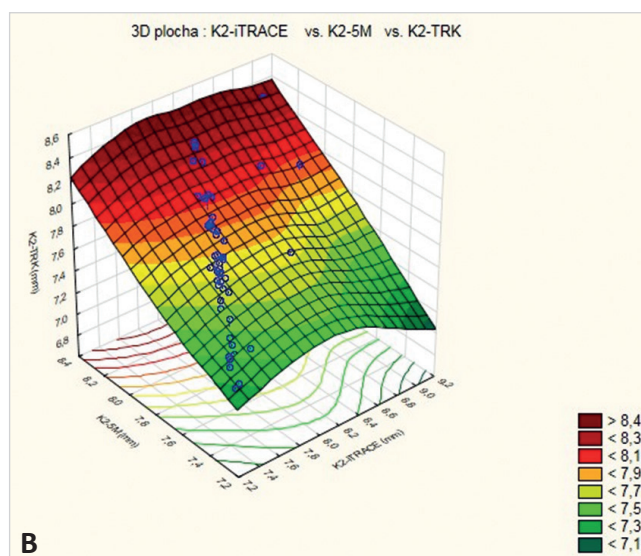
Obr. 15 Grafické zobrazení aberací nižších a vyšších řádů



Obr. 16 Grafické srovnání všech aberací oka ve srovnání s aberacemi nižších a vyšších řádů



Obr. 17 a) Korelace hodnot K1 zjištěných pomocí TRK, ITRACE a Keratografu 5M, b) totéž pro hodnoty K2



**iTRACE** – hodnoty objektivní refrakce – sféra:  $-1,81 D \pm 2,6 D$  (min.  $-7,75 D$ , max.  $+6,12 D$ ), cylindr:  $-0,74 D \pm 0,74 D$  (min.  $-4,25 D$ , max.  $-0,12 D$ ), osa cylindru:  $99,5^\circ \pm 59,3^\circ$  (min.  $0^\circ$ , max.  $177^\circ$ ). Hodnoty objektivní refrakce změřené pomocí TRK a iTRACE spolu korelují na statisticky významné hladině  $p = 0,05$  ( $r = 0,66$ ), tabulka 1.

Keratometrie je následující. K1  $7,67 \text{ mm} \pm 0,33 \text{ mm}$  (min.  $7,20 \text{ mm}$ , max.  $8,75 \text{ mm}$ ), K2  $7,84 \text{ mm} \pm 0,34 \text{ mm}$  (min.  $7,28 \text{ mm}$ , max.  $9,03 \text{ mm}$ ). Vzájemná srovnání s ostatními metodami jsou uvedeny v tabulce 2 a na obrázcích 16 a, b. Z obrázků je patrná významná korelace všech tří metod.

Všechny aberace vyšších řádů rohovky vykazují hodnoty  $0,102 \mu\text{m} \pm 0,418 \mu\text{m}$  (min.  $-0,04$ , max.  $0,190$ ), všechny aberace vyšších řádů celého oka jsou  $0,994 \mu\text{m} \pm 1,415 \mu\text{m}$  (min.  $-3,75$ , max.  $4,24$ ), viz obr. 11 a 12.

Všechny aberace nižších řádů celého oka se podílí hodnotou  $1,549 \mu\text{m} \pm 1,312 \mu\text{m}$  (min.  $0,111$ , max.  $5,054 \mu\text{m}$ ), (histogram viz obr. 13) a aberace vyšších řádů vykazují hodnoty  $0,234 \mu\text{m} \pm 0,181 \mu\text{m}$  (min.  $0,043 \mu\text{m}$ , max.  $1,304 \mu\text{m}$ ), histogram viz obr. 14.

Celkové aberace jsou znázorněny na obr. 15 a 16.

Jako validní data byla sbírána ta, která vykazovala průměrné rozsahy a byla vypsána zelenou barvou. Pokud byl záznam vypsán žlutě, jedná se již o hodnotu hraniční. V případech, že jsou hodnoty zapsány červeně, jde již o nedůvěryhodná data.

**Keratograf 5M** – byl využit pro zjištění keratometrických hodnot, které jsou následující. K1  $7,60 \text{ mm} \pm 0,24 \text{ mm}$  (min.  $7,20 \text{ mm}$ , max.  $8,07 \text{ mm}$ ), K2  $7,79 \text{ mm} \pm 0,25 \text{ mm}$  (min.  $7,29 \text{ mm}$ , max.  $8,31 \text{ mm}$ ), viz obr. 17. Tabulka 2 pak ukazuje srovnání keratometrických hodnot s ostatními přístroji.

## DISKUSE

Bao a kol. (2009) ve své studii zkoumali hypotézu, zda lidské oko má tendenci být zcela bez aberací vyšších řádů. Na základě jejich výzkumu bylo zjištěno, že ve skupině emetropů jsou signifikantně vyšší hodnoty jen u 3. řádu Zernikeho polynomů. Ve skupině myopů analyzovali 5 řádů signifikantně vyšších hodnot [3, 5].

Ve studii autora Amano a kol. (2004) se autoři zabývali vztahem mezi aberacemi vyšších řádů a věkem. Měření probíhalo pomocí přístroje s Hartmann-Shack senzorem na 75 pacientech. Bylo zjištěno, že obě hodnoty, rohovkové aberace ( $r = 0,307$  na  $p = 0,007$ ) i celkové aberace oka ( $r = 0,334$  na  $p = 0,0033$ ), korelují s věkem. RMS se s věkem nezměnil

( $r = 0,153$  na  $p = 0,1895$ ). RMS sférické aberace se s věkem měnil ( $r = 0,153$ ,  $p = 0,0068$ ) [6,7].

Zajímavý vztah aberací vyšších řádů a keratokonu zkoumal Alió a kol. (2006). Ve studii bylo měřeno 80 očí, které byly rozděleny do dvou skupin. 40 očí 20 asymptomatických subjektů bez očních patologií tvořilo první skupinu. Druhou skupinu tvořilo 40 očí 25 pacientů s keratokonem. Kromě jiného byl zjištěn rozdíl u RMS sférické aberace a koma v souboru jedna a dvě ( $0,38$  a  $0,35$  mikronů versus  $1,06$  a  $2,9$  mikronů v souboru dvě). Autoři se tedy domnívají, že měření aberací vyšších řádů může pomoci ve včasné diagnostice keratokonu [2, 7].

## ZÁVĚR

Pomocí jednotlivých a moderních přístrojů máme možnost získat velké množství dat, které jsou nezbytné nejen v optometrické, ale především v oftalmologické praxi, zejména pak v refrakční chirurgii.

Aberace vyšších řádů se zpravidla vypočítávají z 6 milimetrové centrální zóny plochy, která je během vyšetření snímána. Pro některé typy refrakčních zákroků, jakým je například laserová korekce hypermetropie, je doporučována ablační zóna 9 mm. Díky neustálému pokroku je tak možné setkat se se zařízeními, která poskytují a měří pomocí většího množství světelných bodů. Takovým je například iDesign, který pracuje s 1200 body. K dalším z poměrně nových generací můžeme zařadit Visionix L 79 AKR/Topo, představitel vícekombinace používající při měření 1500 bodů. Během letošního roku byl v rámci tradiční výstavy oční optiky, optometrie a oftalmologie v Brně prezentován přístroj Visionix VX 120, tento v sobě zahrnuje řadu diagnostických metod, jakými jsou: autorefraktometrie, keratometrie, topografie, aberometrie, pachymetrie, tonometrie a pupilometrie. Během měření vyhodnocuje výsledná zjištění také z 1500 světelných bodů. Každý ze zástupců má však své přednosti, ale také možné funkce, které mohou celý průběh a dobu při vyšetření prodloužit.

Výsledky této studie ale ukazují, že existuje statisticky významná korelace hodnot objektivní refrakce získaných pomocí přístroje TRK a iTRACE ( $r = 0,66$  na  $p = 0,05$ ). V další části studie jsme prokázali významnou závislost mezi keratometrickými daty u všech použitých přístrojů. Z našich výsledků tedy můžeme usuzovat, že všechny použité metody a přístroje je možné použít ke spolehlivému a validnímu zhodnocení parametrů oka.

## LITERATURA

1. Namba H, Kawasaki R, Narumi M, Sugano A, Homma K, Nishi K, Murakami T, Kato T, Kayama T, Yamashita H.: Ocular higher-order wavefront aberrations in the Japanese adult population: the Yamagata Study (Funagata). Invest Ophthalmol Vis Sci. 2014 Dec 11;56(1):90-7. doi: 10.1167/iovs.14-15261.
2. All About Vision. Higher-Order Aberrations [online]. Citováno 4.3.2015. Dostupné na: <http://www.allaboutvision.com/conditions/aberrations.htm>.
3. Tracey Technologies. EduTrace\_MK0009. Informační příručka. Spirit Medical. 2015.
4. Visionauthorities.com. Night-glare [online]. Citováno 4. 3. 2015. Dostupné na: <http://www.visionauthorities.com/blog/2011/03/13/night-vision-and-lasik/night-glare/>.

5. **Bao J, Rongrong L, Jianqiu W. et al.:** Higher-Order Wavefront Aberration for Populations of Young Emmetropes and Myops. *J Optom*, 2009; 2: 51–58.
6. Amano S, Amano Y, Yamagami S et al. Age-related Changes in Corneal and Ocular Higher-order Wavefront Aberrations. *Am J Ophthalmol*, 2004;137: 988–992.
7. **Alió JL, Shabayek MH.:** Corneal Higher Order Aberrations. A method to Grade Keratoconus. *J Refract Surg*, 2006; 22: 539–545.
8. **Gómez AC, del Rey AV, Bautista CP, Ferrándiz AE, González DC, Burgos SC.:** Principles and Clinical Applications of Ray - Tracing aberrometry. *J Emmetropia*, 2012; 3: 96-110, ISSN 2171–4703.
9. **Molebny VV, Panagopoulou SI, Molebny SV, Wakil YS, Pallikaris IG.:** Principles of Ray Tracing Aberrometry. *Journal of Refractive Surgery* 2000; 16: 572-575.
10. **Beneš, P.:** Přístroje pro optometrii a oftalmologii. 1. vyd. Brno: NCONZO, 2015, 250 s., ISBN 978-80-7013-577-8.