ČESKÉ VYSOKÉ
UČENÍ TECHNICKÉ
V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2022

JAN
BARÁK

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta biomedicínského inženýrství
Katedra přírodovědných oborů

Porovnání přístrojů pro měření rohovkových parametrů

Comparsion of devices for corneal parameters measurements

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Optika a optometrie

Autor bakalářské práce: Jan Barák

Vedoucí bakalářské práce: Bc. Iva Klimešová, MSc.

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení:	**Barák**	Jméno:	**Jan**	Osobní číslo:	**474289**
Fakulta:	**Fakulta biomedicínského inženýrství**				
Garantující katedra:	**Katedra přírodovědných oborů**				
Studijní program:	**Biomedicínská a klinická technika**				
Studijní obor:	**Optika a optometrie**				

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Porovnání přístrojů pro měření rohovkových parametrů

Název bakalářské práce anglicky:

Comparison of devices for corneal parameters measurements

Pokyny pro vypracování:

Student popíše vlastnosti rohovky se zaměřením na její centrální zakřivení, excentricitu, průměr a jejich vliv na optickou mohutnost rohovky. Dále představí konkrétní přístroje pro měření těchto parametrů, princip přístrojů a jaké využití v praxi mají. Student dohledá dostupné studie o přesnosti měření těmito přístroji. Podrobněji se práce bude věnovat keratografu a pentacamu od firmy Oculus, autokeratorefraktometru od firmy Topcon a Javal-Schiötzově oftalmometru. V rámci praktické části BP student provede měření rohovky minimálně u 20 osob na jmenovaných přístrojích a měření mezi sebou statisticky porovná. Cílem bakalářské práce je představení přístrojů sloužících k měření rohovkových parametrů, zjištění jejich přesnosti a stanovení porovnatelnosti měření na čtyřech dostupných přístrojích.

Seznam doporučené literatury:

[1] OCULUS Optikgeräte GmbH, Oculus Pentacam, 2021, [Citováno 5.10.2021], https://www.pentacam.com/int/opticianoptometrist-with-pentacamr.html
[2] READ S.A., COLLINS M.J., Diurnal variation of corneal shape and thickness, Optom Vis Sci, ročník 86, číslo 3, 2009, Březen, pp. 170-180 s.
[3] KASCHKE, M., DONNERHACKE, K.H. a RILL, M.S., Optical devices in ophthalmology and optometry: technology, design principles and clinical applications, ed. 1, Wiley-VCH, 2014, ISBN 978 3 527 41068 2
[4] KRACHMER, J., MANNIS, M., HOLLAND, E., Cornea 1, Fundamentals of cornea and external disease, ed. 1, Mosby-Year Book, Inc., 1997, ISBN 0 8151 5249 3

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

Bc. Iva Klimešová, MSc.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **14.02.2022**
Platnost zadání bakalářské práce: **22.09.2023**

prof. RNDr. MUDr. Petr Maršálek, Ph.D.
vedoucí katedry

prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA
děkan

Název bakalářské práce: Porovnání přístrojů pro měření rohovkových parametrů

Abstrakt:

Cílem práce bylo popsání metod pro měření rohovkových parametrů a zjistit opakovatelnost měření rohovkových parametrů za pomoci přístrojů Pentacam®, Oculus Keratograf 5M, Auto Kerato-Refracto-Tonometer TRK-1P a Javal–Schiötzův keratometr a to nejprve rozdíl mezi 1. a 2. měřením pro jednotlivé přístroje a poté rozdíl mezi 1. měřením mezi přístroji mezi sebou. Měřenými hodnotami bylo R1 (poloměr zakřivení horizontální), R2 (poloměr zakřivení vertikální), Rm (poloměr zakřivení v centrální zóně rohovky), Ecc(průměrná excentricita rohovky při 30°) a Astig(astigmatismus rohovky). Bylo změřeno 30 očí od 30 subjektů na výše zmíněných přístrojích, kdy na každém přístroji proběhla celkem 3 měření. Hodnoty z daných měření poté byly zpracovány pomocí Bland-Altamanových grafů výpočtem středního rozdílu a 95% mezí shody a BoxPlot grafů. Ze statistické analýzy nevyplývá statisticky významný rozdíl mezi 1. a 2. měřením na všech přístrojích, které navíc korelují spolu na 77 – 99,8 %. Obecně lze tedy všechny přístroje opakovaně používat pro měření rohovkových parametrů. Co se týče rozdílu mezi přístroji, ze statistické analýzy vyplývá statisticky významný rozdíl mezi přístroji pro všechny rozdíly mezi přístroji, které ale spolu korelují na 73,6 – 99,2 %. Z tohoto důvodu není vhodné je používat jako zaměnitelné mezi přístroji mezi sebou.

Klíčová slova:

rohovka, rohovkové parametry, Pentacam, topografie, keratometrie

Bachelor´s Thesis title: Comparison of devices for corneal parameters measurements

Abstract:

The aim of the work was to describe methods for measuring corneal parameters and to determine the repeatability of measuring corneal parameters with the help of Pentacam®, Oculus Keratograf 5M, Auto Kerato-Refracto-Tonometer TRK-1P and Javal–Schiötz keratometer, and firstly the difference between 1st and 2nd measurements for individual devices and then the difference between the 1st measurements between the devices. The measured values were R1 (radius of horizontal curvature), R2 (radius of vertical curvature), Rm (radius of curvature in the central zone of the cornea), Ecc (average corneal eccentricity at 30°) and Astig (corneal astigmatism). 30 eyes from 30 subjects were measured on the aforementioned devices, with a total of 3 measurements on each device. The values from the given measurements were then processed using Bland-Altaman charts by calculating the mean difference and 95% limits of agreement and BoxPlot plots. The statistical analysis does not reveal a statistically significant difference between the 1st and 2nd measurements on all devices, which also correlate to 77-99.8%. In general, therefore, all devices can be used repeatedly to measure corneal parameters. Regarding the difference between the devices, the statistical analysis shows a statistically significant difference between the devices for all the differences between the devices, but they are correlated at 73.6 - 99.2%. For this reason, it is not advisable to use them as interchangeable between devices.

Key words:

Cornea, Corneal parameters, Pentacam, Topography, Keratometry

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych rád poděkoval své vedoucí Bc. Ivě Klimešové, MSc., pod jejíž vedením jsem bakalářskou práci psal.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Porovnání přístrojů pro měření rohovkových parametrů“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V *Kladně* dne 12. 5. 2022 …….

podpis

Obsah

1 Úvod 7
2 Rohovka a její měření 8
2.1 Rohovka a její anatomie 8
2.2 Tvar rohovky 9
2.2.1 Excentricita rohovky 9
2.2.2 Centrální poloměr zakřivení 10
2.2.3 Rohovkový astigmatismus 11
2.2.4 Průměr rohovky 13
2.2.5 Tloušťka rohovky 13
2.2.6 Poloměr zakřivení rohovky 14
2.2.7 Optické mohutnost 14
2.3 Keratometrie 16
2.3.1 Princip keratometrie 16
2.3.2 Druhy keratometrů 18
2.3.3 Využití keratometrů 23
2.4 Rohovková topografie 24
2.4.1 Princip topografie 25
2.4.2 Projekční systém 25
2.4.3 Získávání a analýza obrazu 26
2.4.4 Výšková mapa povrchu 27
2.4.5 Mapa zakřivení 27
2.4.6 Power Mapa 28
2.4.7 Přesnost a rozsah měření 29
2.4.8 Využití topografie 29
2.4.9 Oculus Keratograf 5M (Obr. 18) 30
2.5 Pentacam® 33
2.5.1 Princip Scheimpflugovy kamery 34
2.5.2 Princip Pentacamu 35
2.5.3 Funkce a využití 35
2.6 Studie přesnosti měření 36
3 Použité metody 39
3.1 Porovnání měření parametrů rohovky pomocí čtyř přístrojů 39

3.2 Popis souboru 39
3.3 Metodika měření 40
4 Výsledky 46
4.1 Statistické zpracování 46
4.2 Porovnávání hodnot u jednotlivých přístrojů 48
4.2.1 Pentacam® (Pentacam) 48
4.2.2 Oculus Keratograf 5M (Keratograf) 51
4.2.3 ARK TRK-1P(ARK) 54
4.2.4 Javal–Schiötzův keratometr (Javal) 56
4.3 Porovnávání hodnot mezi přístroji 58
5 Diskuze 63
5.1 Přesnost rozdílu mezi 1. a 2. měřením pro dané přístroje 63
5.2 Přesnost rozdílu mezi přístroji pro 1. měření 65
5.3 Porovnání se studiemi 66
6 Závěr 67
Seznam použité literatury 68
Seznam symbolů a zkratek 72
Seznam obrázků 73
Seznam tabulek 75
Seznam příloh 76
Příloha 1 76
Příloha 2 77
Příloha 3 78
Příloha 4 79
Příloha 5 80
Příloha 6 81
Příloha 7 82
Příloha 8 83
Příloha 9 84
Příloha 10 85
Příloha 11 86
Příloha 12 87

1 Úvod

Rohovka je jeden z nejdůležitějších optických prvků lidského oka. Její optická mohutnost závisí na zakřivení přední a zadní plochy rohovky, na indexu lomu a tloušťce rohovky. Ke zjištění rohovkových parametrů lze využít různé metody a přístroje, které jsou popsány včetně jejich principů v teoretické části této bakalářské práce.

Důvodem proč jsem si toto téma zvolil, byl i ten, že jsem chtěl lépe pochopit a zjisti více informací k přístrojům pro měření očí obecně, přičemž nejvíce mě právě zaujali přístroje pro měření parametrů rohovky a speciálně přístroj Pentacam.

Tato práce si myslím může být přínosem proto, aby se zjistilo, jak jsou vlastně přístroje pro měření rohovkových parametrů přesné, a jestli je možnost využívat je opakovaně pro měření a zároveň, zda se mohou mezi sebou navzájem kombinovat, i když fungují některé na odlišném principu.

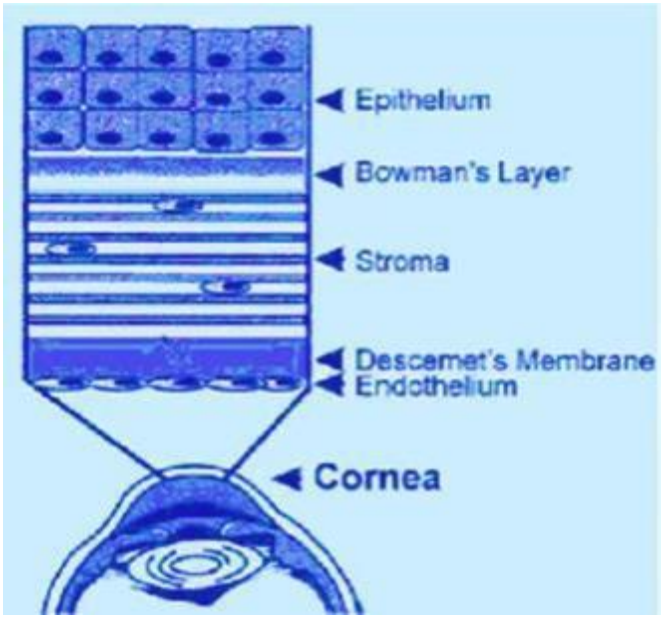
Měření parametrů rohovky jakoukoliv metodou (Scheimpflugova kamera, keratometrie či rohovková topografie) se dnes hojně využívá, hlavně tedy v kontaktologii k výběru vhodného typu designu a tvaru kontaktní čočky. Mezi další využití, hlavně rohovkových topografů, patří určitě diagnostika a sledování progrese různých typů očních patologii, jako je například keratokonus, rohovková dystrofie či pomocí Scheimpflugovy kamery lze sledovat i progres katarakty. Rohovková topografie bývá často spojována též s aberometrií, která nachází uplatnění například v refrakční chirurgii.

V teoretické části této práce je popsána rohovka, její tvar a parametry. Hlavním cílem teoretické části je vysvětlení principů metod měření parametrů rohovky a jejich využití. V praktické části práce je poté provedené srovnání čtyř přístrojů pro měření parametrů rohovky a porovnání hodnot mezi 1. a 2. měřením pro daný konkrétní přístroj. A v druhé části praktického výzkumu je poté provedeno porovnání rozdílu 1. měření mezi přístroji mezi sebou.

2 Rohovka a její měření

2.1 Rohovka a její anatomie

Rohovka (=cornea) je bezbarvou, transparentní, elastickou a avaskulární tkání, tvořící přední část (1/6) tunica fibrosa oculi. Je mechanickou a chemicky neprostupnou bariérou mezi nitrem oka a zevním prostředím. Jedná se o jednu z nejcitlivějších tkání lidského těla. Z optického hlediska se jedná o nejdůležitější refrakční prostředí. Vyvíjí se ve druhém měsíci embryonálního vývoje a sestává se z pěti funkčních vrstev (viz Obr. 1). Zároveň je pokryta slzným filmem o tloušťce 4–7 μm. Rohovkový epitel je 50 μm silná chemická bariéra vnější rohovky, která chrání rohovku oka proti vodě, velkým molekulám a toxickým látkám. Následuje Bowmanova membrána, což je tenká vrstva (8–14 μm) oddělující epitel od stromatu rohovky a podílí se na organizaci bazální vrstvy epitelových buněk. Stroma, o tlouštce 500 μm, se skládá z 300-500 naskládaných kolagenových vrstev nazývaných lamely. Pod stromatem máme Descemetovu membránu (přibližně 10 μm tlustá), která tvoří bazální vrstvu endoteliálních buněk. Nejvnitřnější vrstvou rohovky je 4-6 μm tlustý endotel. Skládá se z šestiúhelníkových buněk uspořádaných do voštinovy mřížky a umožňuje únik živin do horních vrstev rohovky. Zároveň endotel aktivně odčerpává vodu z rohovky, aby se udržela čistá a transparentní. Zdravý endotel má buněčnou hustotu 2600–3000 buněk/mm². V důsledku věku tento počet klesá. [1-12]



Obr. 1: Řez rohovkou (převzato z [13])

2.2 Tvar rohovky

Rohovku lze rozdělit do 4 zón. Toto rozdělení je poněkud variabilní, protože povrch rohovky je hladký, a jedna zóna se mísí s další. Centrální 4 mm rohovky jsou přibližně kulovité, též nazývané jako optická zóna. Profil rohovky podél kteréhokoli meridiánu, lze tedy považovat za součást elipsy. Mnoho autorů se pokusilo popsat složitý asférický asymetrický tvar normální rohovka buď matematicky, nebo graficky. Nicméně žádná metoda není zcela přesná. Následující zóna se nazývá paracentrální, která tvoří prstenec o šíři od 4 do zhruba 7 mm, který má normálně plošší poloměr zakřivení než středová zóna. Následuje periferní zóna, což je oblast maximálního zploštění rohovky a radiální asymetrie. Obvodové zakřivení kontaktní čočky by mělo odpovídat tvaru rohovky v tomto regionu. Poslední zónou je limbální zóna o šířce 0,5–1 mm přiléhající ke bělmě. Bývá krytá spojivkovou cévní arkádou a její přesný rozsah závisí na množství skleral over-ride. V kuželové rovnici představuje hodnota Q asféricitu rohovky. Pro kouli je Q = 0. Pro prolatované povrchy (rovnější na obvodu) Q < 0 a pro zploštělé povrchy Q > 0.[1, 6, 11, 12, 14]

2.2.1 Excentricita rohovky

Bezrozměrná konstanta (ε), díky níž se může určit míra oploštění rohovky směrem do periferie. S tím, že čím více je rohovka na okraji plošší, tím je excentricita větší. Strmost rohovky je nepřímo úměrná excentricitě, tzn. čím je větší excentricita, tím plošší je přední plocha rohovky. Běžné hodnoty excentricity rohovky pohybují v rozmezí 0,35 – 0,55, což odpovídá hodnotě rotačního elipsoidu. [14-17]

Možné tvary řezů v meridiánech jsou charakterizované excentricitou (viz Tabulka 1)

Tabulka 1 - Tvary řezů v meridiánech (převzato z [14-17])

Tvar řezu	Excentricita
Kružnice	ε = 0
Elipsa	0 < ε < 1
Parabola	ε = 1
Hyperbola	ε > 1

Lze ji matematicky definovat jako odlišnost asférické křivky od tvaru kružnice, jejíž periferní oploštění je možné vyjádřit právě pomocí excentricity rohovky. Průměrná excentricita lze vypočítat ze vztahu (viz Obr. 2): [14-17]

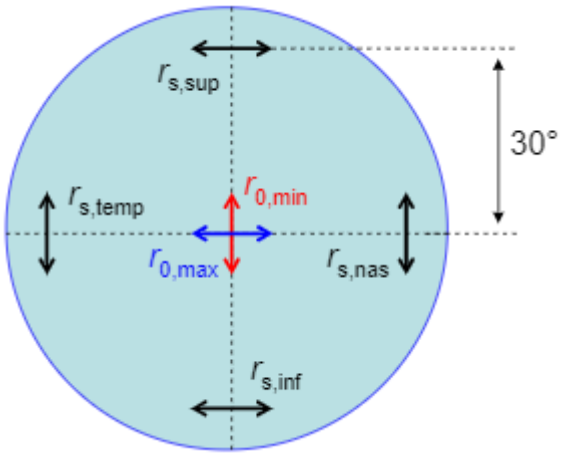
$$\varepsilon = \sqrt{r_s - r_0} \tag{2.1}$$

kde r_s je průměrné sagitální zakřivení rohovky, kde platí: [14-17]

$$r_s = \frac{r_{s,temp} + r_{s,nas} + r_{s,sup} + r_{s,inf}}{4} \tag{2.2}$$

kde r_0 je průměrné centrální zakřivení rohovky, kde platí: [14-17]

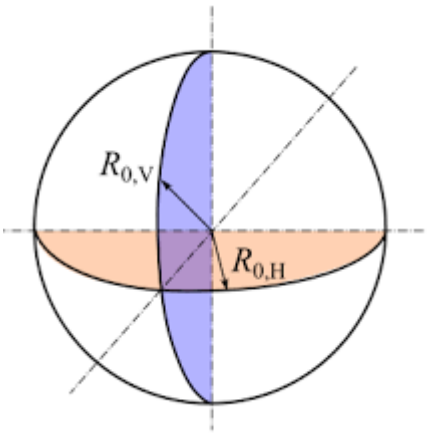
$$r_0 = \frac{r_{0max} + r_{0min}}{2} \tag{2.3}$$



Obr. 2: Obrázek k výpočtu průměrné excentricity (převzato z [18])

2.2.2 Centrální poloměr zakřivení

Centrální poloměr zakřivení R_0 se plynule mění od R_{0max} po R_{0min}. Tyto mezní hodnoty odpovídají dvěma navzájem kolmým řezům (hlavní meridiány), tedy poloměru zakřivení řezu horizontálního R_{0h}a vertikálního R_{0v}, kdy $R_{0h} = R_{0max}$ a $R_{0v} = R_{0min}$, viz Obr. 3. [12]



Obr. 3: Poloměry zakřivení rohovky (převzato z[12])

Hodnoty centrálního zakřivení přední a zadní plochy rohovky jsou uvedeny v tabulce 2. [12]

Tabulka 2 - Průměrné hodnoty centrálního zakřivení (převzato z [12])

Oblast rohovky	Průměrná hodnota	Rozmezí
Přední plocha	7,8 mm	7,0-8,6 mm
Zadní plocha	6,7 mm	6,5-6,9 mm

Necentrální zakřivení r rozděluje na tangenciální a axiální (sagitální). Tangenciální zakřivení popisuje skutečné zakřivení v daném bodě zatím co axiální zakřivení je takové zakřivení, které popisuje zakřivení vztažené k optické ose. [12, 15, 19]

2.2.3 Rohovkový astigmatismus

Modely tvaru rohovky dělíme na rotační plochu nebo obecnou plochu 2. stupně. Rohovku lze z matematického hlediska považovat za rotační plochu neboli plochu druhého stupně. Rotační plocha má osové řezy ve všech meridiánech stejné a má jediné centrální zakřivení r_0. Když budeme rohovku brát jako plochu druhého stupně, tak v tom případě, nabývají křivka a osy rohovky v různých meridiánech odlišných hodnot a jde tedy o astigmatickou rohovku. Takovou to plochu nazýváme jako elipsoid, což je geometrické těleso, které vzniká rotací elipsy kolem své osy. V praxi se ovšem setkáváme s tím, že plocha rohovky se liší od plochy rotační a považuje se za tříosý elipsoid (viz Obr. 4), kdy mají všechny osy jinou délku a protínají se v průsečíku, který se nachází ve středu elipsoidu. Extrémní hodnoty je tedy možné najít ve dvou na sebe kolmých hlavních řezech (r_{0max}, r_{0min}). Jestliže je vrchol křivky meridiánu plochy rohovky položen do počátku, je možné ji následně vyjádřit pomocí matematických vztahů: [14-17]

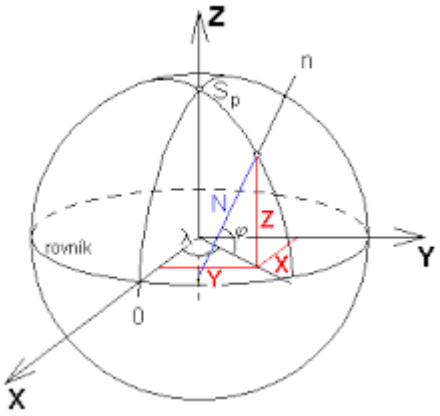
kružnice: $y^2 = 2px - x^2$ (2.4)

parabola: $y^2 = 2px$ (2.5)

elipsa: $y^2 = 2\left(\frac{b^2}{a}\right)x - (\frac{b^2}{a^2})x^2$ (2.6)

hyperbola: $y^2 = 2px + (\frac{b^2}{a^2})x^2$ (2.7)

kde x – souřadnice ve směru osy rotace, y – souřadnice kolmá k ose, $p = r_0$ - poloměr křivosti ve vrcholu, a – délka hlavní poloosy, b – délka vedlejší poloosy. [14-17]



Obr. 4: Elipsoid (převzato z [20])

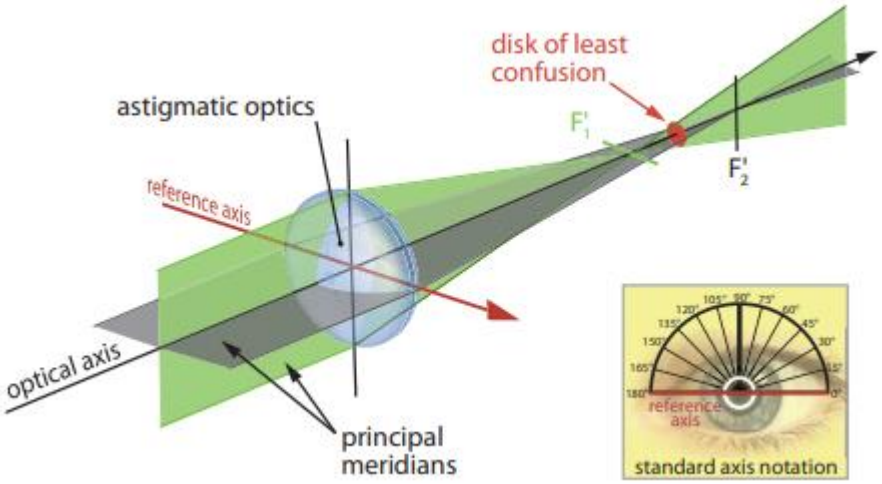
Oko je astigmatické, když refrakční části oka nejsou rotačně symetrické kolem optické osy. Astigmatismus lze definovat jako refrakční vadu, při které není vytvořeno žádné bodové ohnisko kvůli nestejnému lomu světla v různých meridiánech. Může vzniknout od asymetrie nebo decentrace optických povrchů oka nebo nepravidelností v indexu lomu. Patří mezi běžné oční vady a rozlišujeme ho na pravidelný a nepravidelný. Pravidelný astigmatismus lze korigovat standardními torickými brýlemi nebo kontaktními čočkami. U nepravidelného astigmatismu lze za určitých podmínek použít ke korekci kontaktní čočky. [1, 2, 12, 17, 21]

Pravidelný

Dráhu paprsků v astigmatickém oku lze popsat Sturmovým konoidem (viz Obr. 5). Bod vzdáleného objektu, který se nachází v nekonečnu, tvoří dvě ohniskové čáry F'_1 a F'_2 v blízkosti sítnice. Obě ohniskové linie jsou vystředěny na optické ose a jsou kolmo na odpovídající hlavní meridiány. Mezi ohniskovými liniemi, najdeme disk nejmenšího zmatku, který představuje umístění obrázku bodu objektu, se stává rotačně symetrickým, a v němž vypadá rozšířený objekt rozmazaně a zkresleně, ale je velmi podobný originálu. V závislosti na orientaci os hlavních meridiánů (vložený obrázek 3.2), můžeme rozlišit různé typy pravidelného astigmatismu: [1, 2, 5, 12, 21-22]

- Astigmatismus podle pravidla: Meridián s vyšší refrakční silou je vertikální (90° ± 15°). Horizontální ohnisková čára F'_1 tak leží před vertikálním ohniskem řádek F'_2. [1, 2, 5, 12, 21-22]
- Proti pravidlu astigmatismu: Meridián s vyšší refrakční silou je horizontální (0° ± 15° nebo 180° ± 15°). V důsledku toho vertikální ohnisková čára F'_2 leží před vodorovnou ohniskovou čárou F'_1. [1, 2, 5, 12, 21-22]

- Šikmý astigmatismus: Hlavní meridiány astigmatické čočky jsou nakloněny o úhel mezi 15° a 75° (nebo 105° a 165°), ale jsou stále navzájem k sobě kolmé. [1, 2, 5, 12, 21-22]



Obr. 5: Sturmův konoid (převzato z [2])

Nepravidelný

U nepravidelného astigmatismu nejsou na sebe hlavní meridiány kolmé a nelze určit hlavní řezy s minimálním a maximálním optickým účinkem a zakřivení neodpovídá žádnému geometrickému vzoru. Nepravidelný astigmatismus je často způsoben abnormální změnou povrchu rohovky, např tvorba jizev nebo keratokonus. [1, 2, 5, 21-22]

2.2.4 Průměr rohovky

V horizontálním směru je průměr rohovky 12,6 mm, ve vertikálním 11,5 mm. Rohovka v horizontálním směru s průměrem pod 10,0 mm nazýváme jako mikrokornea (malá rohovka) a rohovka s průměrem nad 12,8 mm nazýváme megakornea (velká rohovka). Horizontální průměr měříme pomocí tzv. HVID (horizontal visible iris diameter), kde měříme průměr průhledné části rohovky, bez ohledu na její zakřivení. K měření lze také použít běžné milimetrové měřítko nebo jiná zařízení, která mohou minimalizovat vzdálenosti mezi měřítkem a rohovkou a čímž zpřesňují měření. Dalším způsobem je tzv. W+W (white to white), kdy měříme průměr rohovky od limbu k limbu. Rozdíl mezi HVID a W+W spočívá v tom, že způsob měření HVID měří pouze horizontální průměr rohovky, zatím co W+W lze měřit jakémkoliv směru. [1, 3, 6, 11-12, 19]

2.2.5 Tloušťka rohovky

Centrální (vrcholová) tloušťka rohovky se pohybuje okolo 560 µm. Periferně se tloušťka rohovky ztlušťuje na až 1000 µm a směrem k limbu se zase oplošťuje. Centrální tloušťka rohovky se mění s věkem a zpravidla je větší po probuzení, jak se zjistilo ve studii

Read and Collins (2009), zmíněné v kapitole 2.6. Jedná se o velice důležitý parametr, který je využit hlavně při měření nitroočního tlaku, funkce buněk endotelu rohovky, při přípravě refrakčního zákroku, monitorování rohovkového otoku po chirurgických traumatech či při určování účinnosti oftalmologických léčebných a operačních léčbách jako je transplantace rohovky či perforující keratoplastika. Měření tohoto parametru je nazýváno jako pachymetrie. [1, 5, 12, 14, 19]

2.2.6 Poloměr zakřivení rohovky

Jedná se o jeden z nejdůležitějších parametrů. Uvádí se buď v dioptriích, což je hodnota lámavosti rohovky, anebo jako poloměr zakřivení v mm. První možností je stanovení hodnoty poloměru zakřivení pro jednotlivé body rohovky. Jedná se o tzv. skutečné geometrické zakřivení v každém bodě rohovky. [12, 15, 19]

Tomu to typu poloměru nejlépe odpovídá tvar přimykající kružnice a jedná se o tangenciální (lokální) zakřivení. U druhé možnosti se využívá optické osy a vztažení stanoveného zakřivení k této ose. Příslušný střed křivosti se poté nachází na průsečíku optické osy rohovky a kolmice k tečně rohovky v konkrétním bodě. Poté se jedná o zakřivení sagitální (celkové). [12, 15, 19]

Poloměr zakřivení centrální části přední plochy rohovky r_1 (oblast 3-4 mm v centru) je v průměru 7,5-8,0 mm. Hodnota zadního poloměru zakřivení plochy rohovky r_2 je mírně strmější než přední plocha s hodnotou v průměru 6,5-6,9 mm, protože rohovka je, jak již bylo zmíněno, na periferii tlustší než v centru. Směrem k limbu se rohovka oplošťuje a ve střední optické zóně má zhruba 3 mm. Změna poloměru zakřivení je různá v různých řezech rohovky a má velký vliv na refrakční stav oka. Změna o 1 mm poloměru zakřivení rohovky odpovídá změně optické mohutnosti o 6 D. [12, 15, 19]

2.2.7 Optické mohutnost

Čistá mohutnost čočkové soustavy je součtem mohutnosti jejích součástí. Pro mohutnost rohovky (φ_c, v dioptriích), lze ji přiblížit k součtu mohutností její přední (φ_a) a zadní (φ_p) plochy. Pro libovolný povrch o poloměru křivosti r (v metrech), ohraničený prostředím s lomem indexy n1 a n2 platí: [1, 2, 5, 12, 14, 19]

$$\varphi = \frac{(n_2 - n_1)}{r} \tag{2.8}$$

když: $\varphi_c = \varphi_a + \varphi_p$ pak: [1, 2, 5, 12, 14, 19]

$$\varphi_c = \frac{(n_2 - n_1)}{r_a} + \frac{(n_2 - n_1)}{r_b} \quad (2.9)$$

V každém případě je známý index lomu vzduchu (n_1) 1. Přední zakřivení rohovky (r_a) se měří topografií rohovky. Není však možné změřit zadní zakřivení rohovky (r_b) nebo index lomu rohovky (n_2) nebo vodní (n_3). V klinické praxi jsou tyto tři proměnné nahrazeny standardním keratometrickým indexem (SKI): [1, 2, 5, 12, 14, 19]

$$\varphi = \frac{SKI - 1}{r_a} \quad (2.10)$$

Proto je SKI kombinovaný odhad zadního zakřivení rohovky a zakřivení rohovky indexy lomu rohovky a vodné. V normálním oku má hodnotu 1,3375. [1, 2, 5, 12, 14, 19]

Jednotkou optické mohutnosti je dioptrie D, která je definovaná jako převrácená hodnota ohniskové vzdálenosti a její rozměr je m^{-1}. [1, 2, 5, 12, 14, 19]

Při dosazení za n_2 = 1,3375, n_1 = 1 a r = 7,76 je výsledná hodnota optické mohutnosti sférické rohovky rovna 43,5 D. Optická mohutnost rohovky se ale s věkem nemění. Přehled průměrných hodnot optických mohutností jednotlivých struktur oka a indexů lomu jednotlivých částí rohovky je uveden v tabulce 3 a 4. [1, 5, 12, 14, 19]

Tabulka 3 - Optická mohutnost (převzato z [12])

Struktura předního segmentu	Optická mohutnost
přední plocha rohovky	+49,5 D
zadní plocha rohovky	-6,0 D
celková mohutnost rohovky	+43,5 D
celková mohutnost čočky	+20,0 D
celková optická mohutnost oka	+63,5 D

Tabulka 4 - Index lomu (převzato z [12])

Struktura rohovky	Index lomu
standardní keratometrický index	1,376
epitel rohovky	1,337
přední plocha stromatu	1,401
zadní plocha stromatu	1,380

2.3 Keratometrie

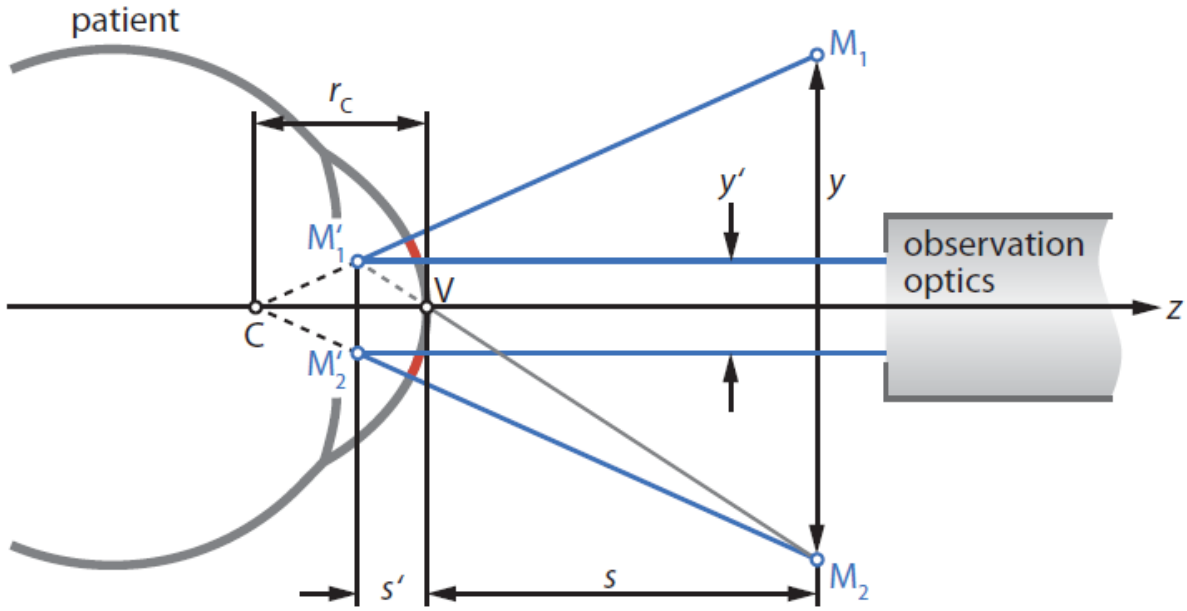
Keratometrie je metoda měření zakřivení rohovky pomocí keratometru, či jiným názvem oftalmometr, což je oftalmologický přístroj, která funguje na principu zaznamenání velikosti obrazu obdrženého od předmětu, u něhož známe velikost. Díky tomu, že známe velikost předmětu a vzdálenost od obrazu k objektu, lze tak vypočítat poloměr zakřivení rohovky. Keratometr, měří poloměr zakřivení r_c v centrální části přední plochy rohovky a to bezkontaktně. [1, 2, 5, 23-24]

Obr. 6: Auto-Kerato-Refracto-Tonometer Topcon TRK-1P [zdroj: autor]

2.3.1 Princip keratometrie

Princip měření všech keratometrů je založen na (minimálně) dvou světelných testovací značkách M_1 a M_2, které se promítají na povrch rohovky. Testovací značky M_1 a M_2 jsou vertikálně odděleny známou vzdáleností y a jsou umístěny v dané vzdálenosti s před vrcholem rohovky V. Úhel, který svírají testovací značky a optická osa přístroje je předdefinován

nastavením a konstrukcí přístroje. Na povrchu rohovky se pomocí projekce vytvoří dva obrazy M_1' a M_2', které jsou odděleny vzdáleností y', kdy platí $y' \neq y$. Vhodným pozorovacím nebo detekčním systémem naměříme y' v pořadí k určení požadovaného poloměru zakřivení, kdy předpokládáme, že povrch rohovky je (alespoň) ve vyšetřovaném meridiánovém řezu sférický, r_c (viz Obr. 7). [1, 2, 5, 23-24]



Obr. 7: Princip keratometru (převzato z [2])

Rohovka je v reflexní metodě měření chápána jako vypuklé zrcadlo, pro výpočet se vychází z rovnice čočky v paraximální aproximaci: [1, 2, 5, 23-24]

$$\frac{1}{s'} = \frac{1}{s} + \frac{1}{f'} \tag{2.11}$$

odvozené z Gaussovy rovnice a rovnice pro příčné zvětšení: [1, 2, 5, 23-24]

$$\frac{y'}{y} = \frac{s'}{s} \tag{2.12}$$

kde f' je ohnisková vzdálenost přední plochy rohovky, pro kterou platí: [1, 2, 5, 23-24]

$$f' = \frac{r_c}{2} \tag{2.13}$$

a s' je vzdálenost obrazové roviny od vrcholu rohovky. [1, 2, 5, 23-24]

Za předpokladu, že $y \gg y'$ lze vyjádřit vztah pro výpočet poloměru zakřivení přední plochy rohovky: [1, 2, 5, 23-24]

$$r_c = \frac{2sy'}{y} \tag{2.14}$$

V praxi je kritické udržovat během vyšetření pevně stanovenou zkušební vzdálenost s. Při nedodržení této vzdálenosti dochází k chybám měření. Aby se předešlo této chybě, jsou k přístroji přidávány fixační pomůcky pro minimalizaci těchto chyb. Když jsou testové značky umístěny do ohniskové roviny kolimátoru, je vzdálenost s rovna nekonečnu. Keratometry s takovým uspořádáním jsou tedy nezávislé na vzdálenosti s ohledem na zobrazování testovacích značek. V tomto případě můžeme použít zjednodušený vztah: [1, 2, 5, 23-24]

$$r_c = Cy' \tag{2.15}$$

kdy C je přístrojová konstanta. [1, 2, 5, 23-24]

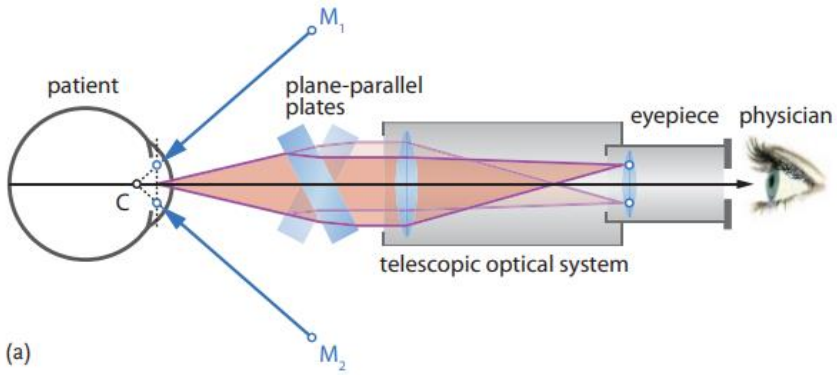
2.3.2 Druhy keratometrů

Dělíme je na mechanické a automatické.

2.3.2.1 Mechanické keratometry

- **Helmholtzův keratometr**

Jedná se historicky první sestrojený keratometr. Optický princip klasického Helmholtze keratometru (viz Obr. 8) je založen na dvou testovacích značek M_1 a M_2, které jsou pevně na místě, obvykle ve vzdálenosti 5 m od oka. Po reflexi na rohovky jsou obrazy značek zdvojeny pomocí planparalelních desek. Je pozorovaná velikost obrazu (dalekohledem), kterou lze vypočítat matematickým součtem obou posunutí a ze vzájemné polohy destiček lze získat hodnotu zakřivení rohovky. [1, 2, 23-24]

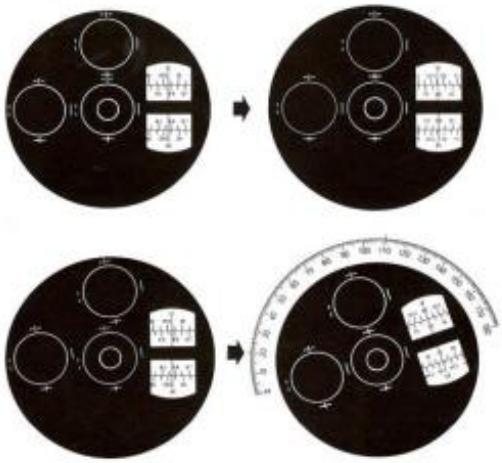


Obr. 8: Helmholtzův keratometr (převzato z [2])

- **Suttclifův keratometr (viz Obr. 9)**

Obsahuje pouze jednu testovou značku tvořenou třemi kružnicemi se znaménky + a – (viz Obr. 10). Odchylky lámavosti rohovky v příslušném směru se určuje pomocí koincidenčního postavení kružnic. Díky citlivosti oka je jakákoliv nepravidelnost kružnice velmi zřetelná. Pracuje na principu ortogonálních rovin, to znamená, že při jednom měření lze ze stupnice odečíst hodnoty obou hlavních řezů. [1, 18, 23-24]

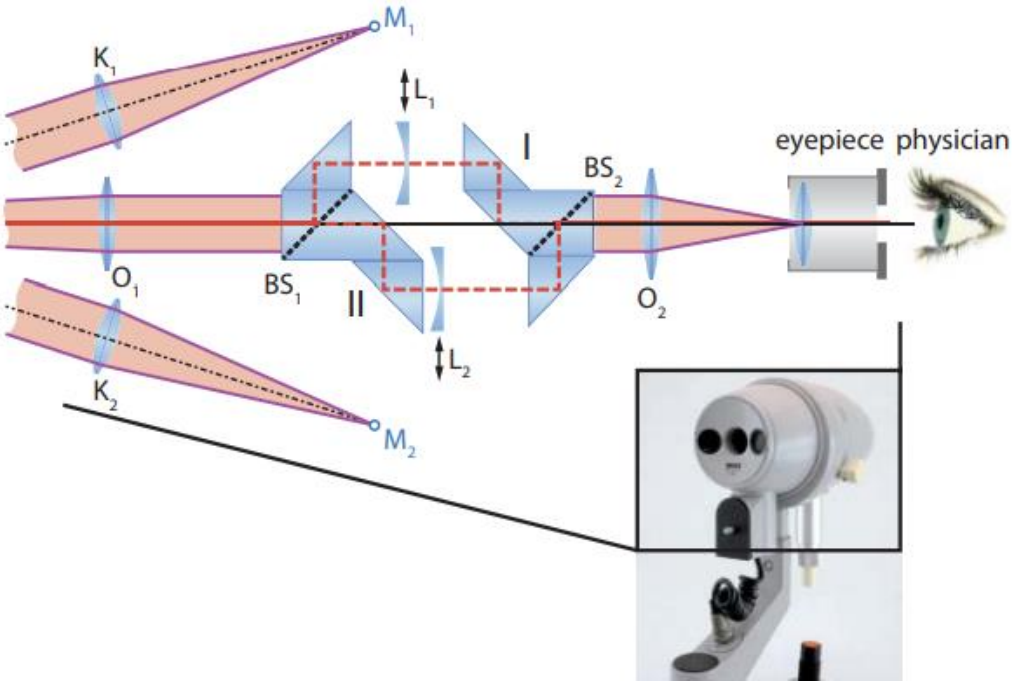
Obr. 9: Sutcliffův keratometr OM-4 (převzato z [17])



Obr. 10: Testové značky Sutcliffeova keratometru (převzato z [17])

- **Littmannův keratometr**

Upravený princip zobrazování na základě Hanse Littmannův designu (viz Obr. 11). Otestuje obrazy M_1 a M_2, které se promítají do oka pacienta tak, že jejich obrazy se zdají být umístěny na optickém místě v nekonečnu. Odražený paprsek prochází skrz čočku objektivu O_1 a je rozdělena děličem paprsku BS_1 (zdvojení obrazu). Částečné nosníky (přerušované červené čáry) pak cestují hranolem ujednání I a II. Po cestě procházejí dílčí paprsky přes pohyblivé čočky L_1 a L_2, které se používají pro koincidenci nastavení. Dělič paprsků BS_2 kombinuje obojí částečné paprsky a čočka O_2 nakonec generuje obraz, který lze pozorovat skrz okuláru. Používá se dodnes a je považován za jeden z nejlepších mechanických keratometrů a to jak z hlediska konstrukce, tak přesnosti měření. Mnohými je považován za „zlatý standard“ v keratometrii. [2, 23]



Obr. 11: Littmannův keratometr (převzato z [2])

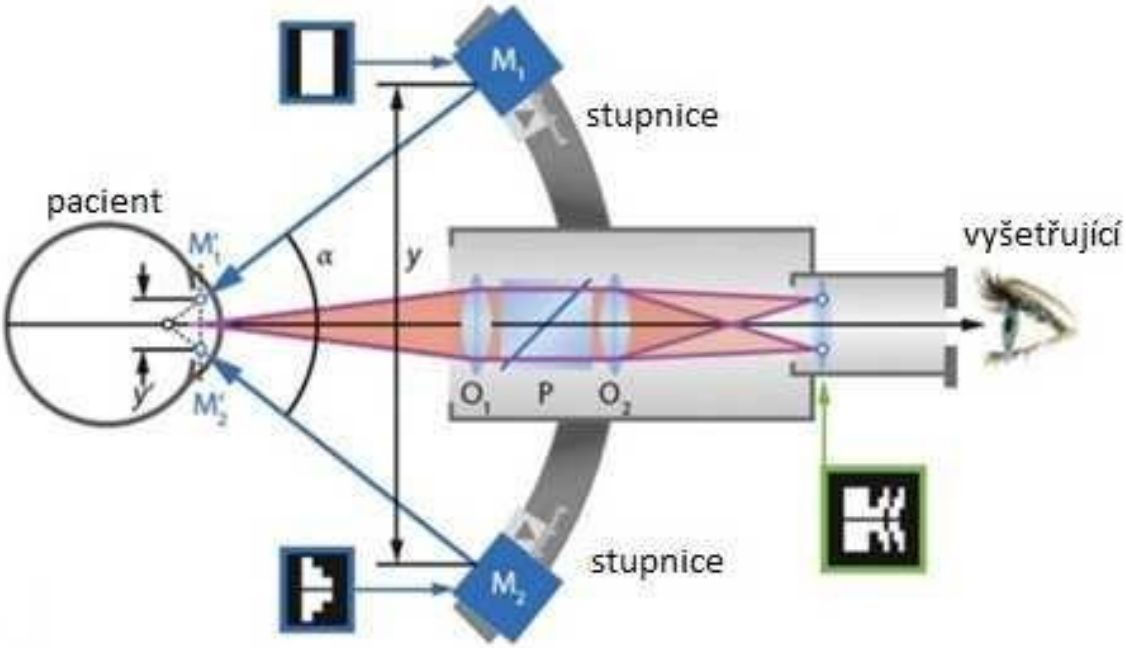
- **Javal–Schiötzův keratometr (viz Obr. 12)**

Obr. 12: Javal–Schiötzův keratometr [zdroj: autor]

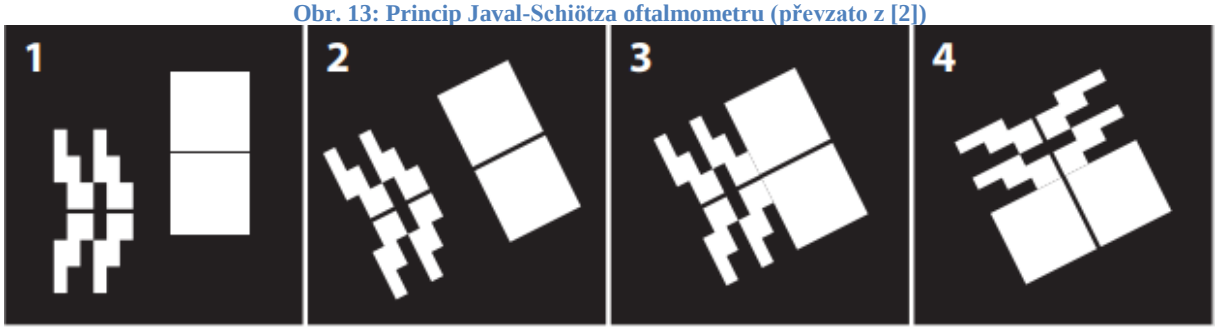
Keratometr byl vynalezen v roce 1881 lékaři L. É. Javalem a H. A. Schiötzem a ještě nyní je řazen mezi nejrozšířenější přístroje k měření poloměrů křivosti rohovky. Využívá dvou tradičních testových značek M_1, M_2 – červeného obdélníku a zelené pyramidy (viz Obr. 14), které jsou umístěné na otáčivém rameni v konvenční vzdálenosti 25 cm před rohovkou. Objektiv tvoří dvě čočky O_1 a O_2. Obrazy testových značek M_1, M_2 odražených na rohovce leží v rovině O_1 (viz Obr. 13). Dvojlomný Wollastonův hranol P, který je umístěn mezi O_1 a O_2, rozděluje dopadající svazek rovnoběžných paprsků na dva dílčí paprsky. Dílčí paprsky jsou polarizovány kolmo k sobě a svírají pevný úhel. Objektiv O_2 tedy zobrazuje posunutý testovací vzor značek na okulár, kterým jsou pozorovány. Úhel vychýlení a průměrná vzdálenost *y* jsou zvoleny tak, aby se oba testovací obrazy značek shodovali v případě normálního zakřivení rohovky. Pokud poloměr zakřivení rohovky je abnormální, musíme změnit obrazovou vzdálenost *y*, dokud se obrázky znovu nepřekrývají. Když jsou značky v koincidenci, je možné na kalibrované stupnici přímo odečíst zakřivení a lomivost rohovky. Keratometry typu Javal jsou jednoduché a velmi robustní přístroje, protože pozorovací systém neobsahuje žádné pohyblivé optické komponenty. Nicméně hlavní nevýhodou tohoto provedení je závislost na vzdálenosti s ohledem na projekci a pozorování značek. Protože se obě chyby sčítají, musí být přístroj nastaven velmi opatrně do definované vzdálenosti od oka pacienta, aby se předešlo

případným chybám měření. Další velkou výhodou je dlouhá životnost přístroje. Největší jeho využití je v kontaktologii při diagnostice keratokonu a při korekci afakických očí.[1, 2, 23-24]

Přístroj bude využit pro praktické měření této bakalářské práce.



Obr. 13: Princip Javal-Schiötza oftalmometru (převzato z [2])



Obr. 14: Testové značky Javal-Schiötzova keratometru (převzato z [2])

2.3.2.2 Automatické keratometry

Jedná se o přístroje, které mohou být samostatně nebo jsou kombinací s dalšími přístroji, např. autorefraktometrem, tonometrem, pachymetrem nebo kombinací několika typů těchto přístrojů (možná i čtyřkombinace). Využívají principu elektrických ovládacích prvků, světelných a detekovacích diod. Též využívá přirozeného odrazu na povrchu rohovky, přičemž osvětlení musí splňovat bezpečnostní limity. K provedení centrace a samotnému měření poloměru křivosti rohovky se využívá počítače. Největší výhodou je přesné zhodnocení maximálního a minimálního řezu v centrální části rohovky, a to v průměru až 7,5 mm. [17]

Funguje v několika krocích. Prvním krokem je promítání testované značky na rohovku, pomocí změny roviny polarizovaného světla (vlnová délka se blíží infračervené laserové diodě o 830 nm). Druhým krokem je porovnání testové značky s odraženým obrazem. Je ale nutné provést eliminaci odrazů od zadní plochy rohovky a čočky, z důvodu odrazu nejen na přední ploše rohovky, ale i zadní. Jako detektor záření se použije CCD kamera, poté dojde k převedení informace do digitální podoby. Počítač následně vyhodnotí odchylky poloměru křivosti vůči referenční rovině. [17]

Koincidenci značek se zvyšuje přesnost a objektivnost měření. Odpadá tudíž nutnost hledání hlavních řezů a urychluje se tím čas vyšetření. [17]

2.3.3 Využití keratometrů

Používají se ke zjištění velikosti a orientaci hlavních řezů rohovkového astigmatismu, který má největší vliv na celkový astigmatismus oka, a tudíž celkový refrakční stav oka. Dnes mají největší využití především v kontaktologii. Podle naměřených parametrů z keratometru vybereme vhodný typ designu a tvaru kontaktní čočky a diagnostikovat případně keratokonus. Dále se využívají pro předoperačních a pooperačních vyšetřeních (hlavně katarakty). Při předoperační diagnóze katarakty je centrální poloměr rohovky nejkritičtějším parametrem pro výpočet refrakční síly implantovaného nitrooční čočka (IOL). [1, 5, 7, 8, 23]

Auto Kerato-Refracto-Tonometer TRK-1P (viz Obr. 6)

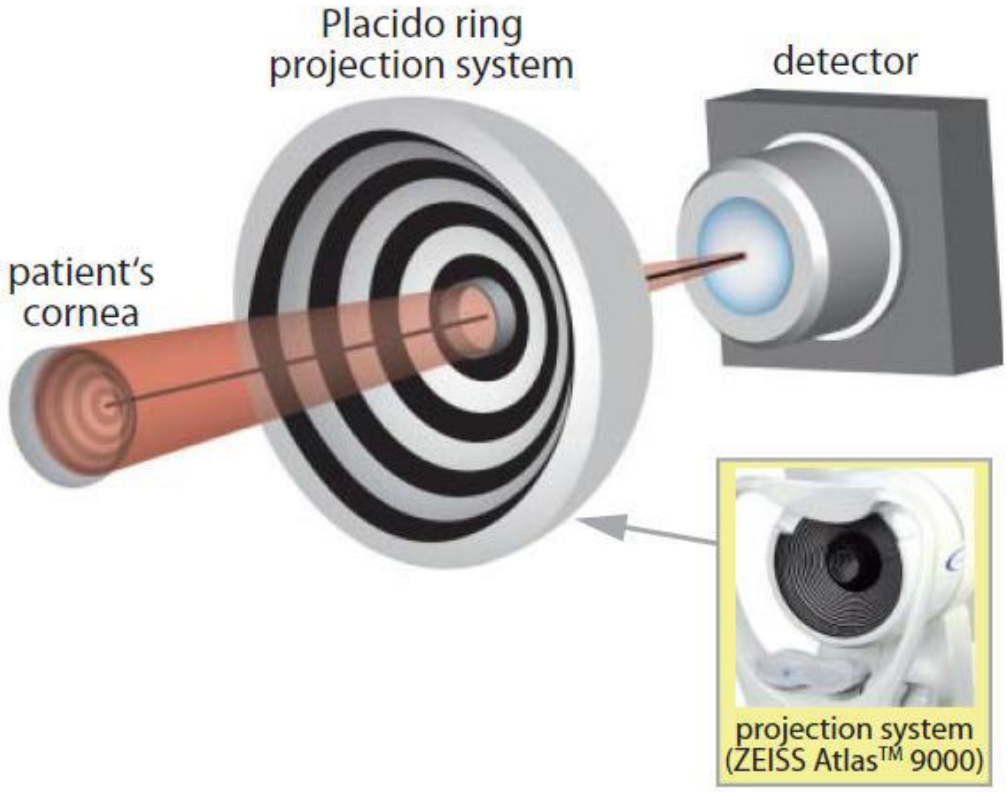
Dále jen ARK. Tento typ přístroje bude využit pro měření praktické části.

Tento přístroj je kombinací refraktometru, keratometru a tonometru, jak z názvu vyplívá. Měřící rozsah refraktometru je od -25 do +22 D se zobrazovacím krokem 0,25 D (lze nastavit na 0,12 D). Měřící rozsah keratometru je u poloměru zakřivení od 5 do 10 mm, u refrakční síly rohovky od 33,75 do 67,50 D a pro astigmatickou sílu rohovky od -10 do +10 D. Měřící rozsah tonometru je od 0 až do 60 mmHg. [25]

Pomocí ARK lze, jak vypovídá z názvu zjistit keratometrie (poloměr zakřivení přední plochy rohovky), refrakce a tonometrie (měření očního tlaku). [25]

2.4 Rohovková topografie

Keratometry jsou schopny charakterizovat pouze centrální část přední rohovky. Pokud mají být vyšetřeny i periferní oblasti rohovky, jsou vyžadovány topografy rohovky. Zadní plochu rohovky lze odvodit z mapy zakřivení přední plochy rohovky a změření tloušťky rohovky (pomocí pachymetrie) v každém jejím bodě. Jedná se o bezkontaktní metodu. Většina z nich používá soustředné prstence jako testovací vzor obrazu. Dnes nabízí více než tucet společností a široká řada prstencových topografů rohovky Placido vybavených různými funkce. Současná zařízení se používají pro mnoho aplikací, například v refrakční chirurgie rohovky pro předoperační a pooperační diagnostika, operace rohovky pro diagnostiku a následnou terapii, nasazení a měření kontaktních čoček, ortokeratologie pro pre- a postprocedurální diagnostiku a screeningu keratokonu. Kromě toho lze systémy použít k analýze kvality slzného filmu (měření doby rozpadu slz (TBUT)) a pro operaci šedého zákalu (měření refrakční výkon rohovky pro stanovení požadované lomivosti IOL). [1, 2, 5, 6, 11, 23-24, 26]



Obr. 15: Promítání Placido disků (převzato z [2])

2.4.1 Princip topografie

Rohovkový topograf je založen na projekčním systému, který sestává z prstencového vzoru uspořádaného v kuželovitém krytu. Řadí se mezi reflexní metody, které jsou založeny na zobrazení testové značky rohovkou, od které se odráží světlo jako od konvexního zrcadla. Pro měření se prstencový vzor promítne na rohovku pacienta. Virtuální obraz za vrcholem rohovky je následně zaznamenáván pomocí CCD kamery. Během následného zpracování jsou obrazová data digitalizována a vyhodnoceny vhodnými počítačovými algoritmy. [1, 2, 16, 23-24, 26]

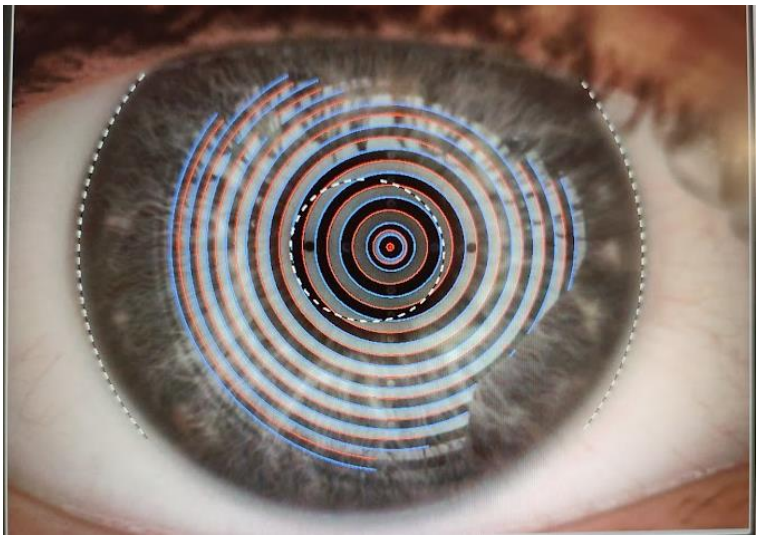
2.4.2 Projekční systém

Většina topografů rohovky používá vzory, které se skládají z asi 20–30 podsvícených soustředných prstenců. Obvykle se střídají prstence černé a bílé, ale některá zařízení používají i barevné kroužky. Pro pacienty s vysoce nepravidelnou rohovkou povrchy mohou barevné kroužky zjednodušit identifikaci překrývajících se kroužků. Běžné se používá pro podsvícení zdroj viditelného (bílého) světla, zatímco některé zařízení používají infračervené LED diody. Na rozdíl od klasického Placidova disku, prstence rohovkového topografu nejsou uspořádány v rovině. Jsou spíše uvnitř kulovitého nebo rotačně symetricky asférického povrchu. Při takovém uspořádání lze zachytit i periferní oblasti rohovky. Za tímto účelem musí být prstencové značky promítnuty na rohovku v co nejširším úhlu. Neplanární uspořádání navíc umožňuje zachytit zcela ostré snímky na CCD čip, pokud jsou rohovkové odrazy všech prstenců zobrazeny do stejné roviny. Vytoužené zploštění celého obrazového pole je dosaženo vhodným tvarem interiéru povrchu projekčního systému. Přiměřený tvar povrchu zabraňuje rozmazání prstencových obrazů na rohovce, což by zajistilo větší obtížnost detekce hran. Široký projekční úhel lze vytvořit buď se silně zakřiveným projekční plocha, která má krátkou pracovní vzdálenost nebo s méně zakřivenou projekční plochou, která má delší pracovní vzdálenost. Pro přesná a reprodukovatelná měření musí být projekční systém orientován co nejpřesněji v laterálních směrech vzhledem k vrcholu rohovky. L_{wd} (pracovní vzdálenost) je navíc nutné nastavit přesně zaostřením. Pro tento účel má většina topografů rohovky automatické zaostřování a nastavovací nástroje pro jemné nastavení po hrubém ručním nastavení. Jako prsten jsou značky promítány na rohovku z konečné vzdálenosti, jejich velikost obrazu závisí na pracovní vzdálenosti (v souladu s podmíněnou rovnicí (11)). Chyba měření zase závisí na relativní změně vzdálenosti tak, že chyba nastavení v pracovní vzdálenosti ΔL_{wd} vede k větší měřící chybě, když je pracovní vzdálenost menší. V důsledku toho vznesené požadavky na přesnost nastavení a ostření jsou větší u malých

cílových zařízení než pro velká cílová zařízení. Kromě toho je úhlová chyba, která vzniká nesprávným bočním nastavením, nepřímo úměrná pracovní vzdálenosti. Nicméně, malocílové keratoskopy jsou schopny pokrýt velkou plochu povrchu rohovky s malé stopy po přístroji. V těchto zařízení je riziko stínícího efektu pomocí očních víček, obočí a nosu sníženo. V ideálu měření je téměř celý povrch rohovky (maximální průměr 12 mm) zjištěn. [1, 2, 7, 8, 12, 14, 23-24, 26]

2.4.3 Získávání a analýza obrazu

Odrazový obraz prstencového vzoru je pořízen skrz CCD kameru centrálním otvorem v projekčním systému. Digitální data jsou pak uložena jako rám obrazu. Obvykle se zaznamená několik snímků a ten nejvhodnější se vybere na základě konkrétních kritérií výběru, jako je stav úpravy. Přidělit nezpracovaná data do systému polárních souřadnic, musí být v obrazové rovině definován centrální referenční bod. Buď střed nejvnitřnějšího (nejmenšího) prstencového obrazu nebo alternativně se k tomuto účelu používá rohovkový reflex fixačního světla. Ve druhém inicializačním kroku je přesná poloha Placidových prstenců identifikována v digitálním obrazu pomocí algoritmů detekce hran. Potom datové body (surová data) se získávají podél definovaných semimeridiánů rohovky začínajících od středu. Umístění datových bodů je určeno průsečíky zkoumaný semimeridiánu s Placido prstenci. Pokud například předpokládáme 360 semi-meridiány rotované v krocích po 1° a 30 Placido prstenců, lze získat 10 800 datových bodů. Při skutečných vyšetřeních však dochází ke ztrátě některých dat v důsledku stínových efektů nebo oblastí prstenců, které nelze z různých důvodů vyhodnotit. V takových případech jsou chybějící datové body automaticky doplněny interpolací a ovlivněné oblasti jsou zvýrazněny (viz. Obr. 16). [1, 2, 7, 8, 12, 14, 23-24, 26]



Obr. 16: Projekce Placido disků na oku [zdroj: autor]

2.4.4 Výšková mapa povrchu

Rekonstruovaná topografie rohovky může být reprezentována výškovým profilem vzhledem k referenčnímu povrchu. Ukazuje globální tvar rohovky vzhledem k rovnému referenčnímu povrchu je pro uživatele zcela ilustrativní. Nicméně v tomto v případě se detaily povrchu ztratí. Pokud jsou malé odchylky místního tvaru, musí být vizualizovány také aplikovány sférické, asférické nebo toroidní referenční povrchy „nejlépe padnoucí“. V závislosti na příslušné aplikaci mohou být jiné typy referenčních ploch také používané. Vhodnou referencí je například zadní plocha kontaktní čočky pro nasazení kontaktních čoček nebo předoperační povrch rohovky je užitečný k vizualizaci výsledku léčby refrakční rohovkové chirurgie. [1, 2, 7, 8, 12, 14, 23-24, 26]

2.4.5 Mapa zakřivení

Zakřivení povrchu rohovky v bodě P_j (body odrazu) určitého semimeridiánu může být popsáno pomocí axiálního poloměru zakřivení r_a nebo poloměru zakřivení r_m. Chcete-li popsat tvar rohovky, často se používají inverzní poloměry, které se označují jako axiální zakřivení $K_a = 1/r_a$ a nebo zakřivení $K_m = 1/r_m$. Hodnoty zakřivení se obvykle neuvádějí v inverzních milimetrech (1/mm), ale násobí se keratometrickou index $n^* = 337{,}5$ v keratometrických dioptriích. [1, 2, 7, 8, 12, 14, 23-24, 26]

Axiální poloměr (axiální zakřivení) je dáno: [1, 2]

$$r_{a,j} = \frac{y_{P,j}}{\sin \propto_j} \tag{2.16}$$

a odpovídající axiální zakřivení: [1, 2]

$$K_{a,j} = \frac{\sin \propto_j}{y_{P,j}} \tag{2.17}$$

Osový poloměr křivosti $r_{a,j}$ v bodě P_j je vzdálenost od povrchu kolmo k optické ose (zelená šipka na Obr. 17). Na rozdíl od poledníku poloměry, osové poloměry vždy vycházejí z osy symetrie uvažovaného povrchu. Přesně řečeno, axiální poloměry tak mohou být definovány pouze pro povrchy, které mají určité znaky symetrie, například kulové nebo toroidní povrchy. Tedy s axiálním poloměru může být popsána dostatečně pouze střední část rohovky, která je přibližně kulovitá. [1, 2, 7, 8, 12, 14, 23-24, 26]

Poledníkový poloměr (poledníkové zakřivení) jsou vhodnější pro charakterizaci periferní oblasti rohovky. V nejjednodušším případě poledník poloměr křivosti $r_{m,j}$ v bodě P_j semimeridiánu je určen průměrem hodnot poloměrů křivosti dvou sousedních oblouků,

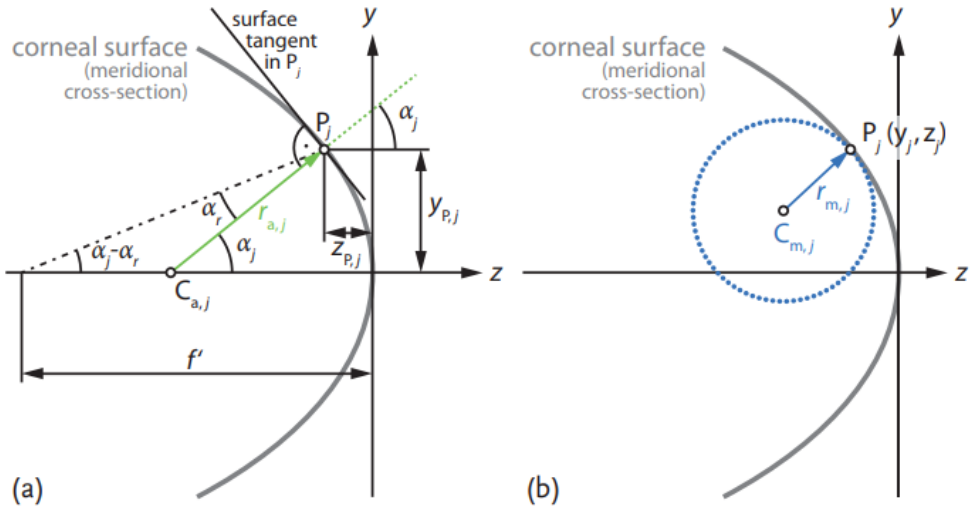
které procházejí P_j. Nicméně, tvar rohovky se obvykle přibližuje v semi-meridiánu pomocí polynomiální funkce *y (z)*. Poledníkový poloměr je tedy dán: [1, 2]

$$r_{m,j} = \frac{\left(\sqrt{1 + \left(dy_j/dz_j\right)^2}\right)^3}{dy_j^2/dz_j^2} \tag{2.18}$$

($[r_{m,j}]$ = mm) a odpovídající meridionální zakřivení specifikované v keratometrických dioptriích podle: [1, 2]

$$K_{m,j} = \frac{337{,}5}{r_{m,j}} \tag{2.19}$$

Poledníkový poloměr křivosti v bodě P_j je poloměr kružnice, která se hodí křivka nejlépe v P_j (viz tečna/oskulační kružnice v P_j na Obr. 17). [1, 2]



Obr. 17: Zakřivení rohovky (převzato [2])

2.4.6 Power Mapa

Alternativní způsob popisu zakřivení povrchu rohovky v určitém bodě P_j je mapa (refrakční) síly. Pro výpočet odpovídajících dat bychom v zásadě mohli použít paraxiální rovnici pro celkovou lomivost rohovky $D_c^{'}$ nebo pro sílu zadního vrcholu rohovky $D_{cv}^{'}$. Nicméně, u rohovkových topografů, můžeme pouze určit poloměr zakřivení přední plochy rohovky r_C. Poloměr zakřivení zadní povrch rohovky však není znám. Z tohoto důvodu musí být $(n^{'} - n)$ nahrazeno o $(n^* - 1)$, takže získáme obecnou rovnici keratometru [1, 2]

$$D_c^{'} = \frac{n^* - 1}{r_C} \tag{2.20}$$

$$D_{cv}^{'} = \frac{n^* - 1}{r_C} \tag{2.21}$$

n^* opět označuje keratometrický index, který není indexem lomu v běžném smyslu, ale spíše vypočítanou efektivní hodnotou. Podle toho jakou refrakční výkon, který potřebujeme ($D_c^{'}$ nebo $D_{cv}^{'}$), musí být použity různé hodnoty pro n^*. Při hodnotách Gullstrandova oka je poměr poloměrů zakřivení 7,7 mm/6,8 mm = 1,132. V důsledku toho máme n^* = 1,3315 nebo n^* = 1,3377, v závislosti na použité rovnici. Je-li poloměr zakřivení přední plochy rohovky udán v milimetrech, lze rovnice keratometru aproximovat pomocí: [1, 2]

$$D_c^{'} \approx \frac{331,5}{r_C} \tag{2.22}$$

$$D_{cv}^{'} \approx \frac{337,7}{r_C} \tag{2.23}$$

2.4.7 Přesnost a rozsah měření

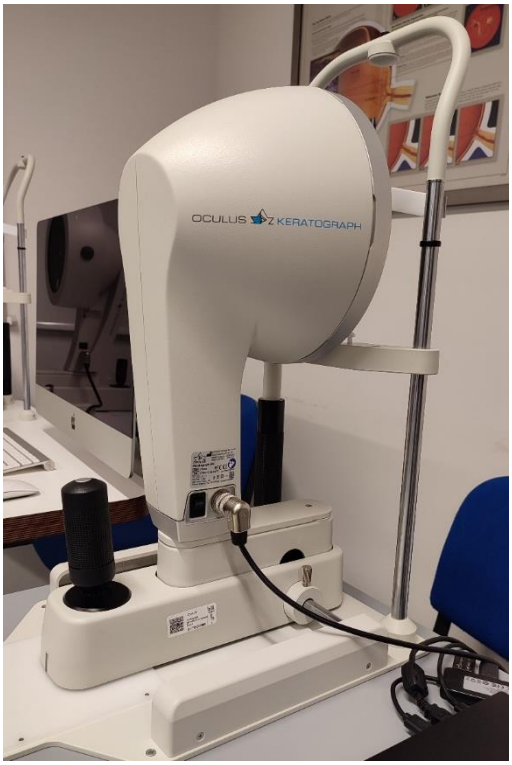
Placido diskové topografy rohovky umožňují velmi přesné stanovení rozložení lomu a poloměry zakřivení pacientovy rohovky. Přesnost a reprodukovatelnost lomu se pohybuje v rozmezí ±0,10 D a odpovídající poloměry zakřivení mají toleranci ±0,02 mm. Takové úzké tolerance nelze dosáhnout žádnou jinou komerčně dostupnou topografickou metodou měření. Jen keratometry jsou ještě přesnější. Nicméně keratometry mohou charakterizovat pouze centrální část rohovky a neposkytují spolehlivé výsledky na periferii. Diskové měřicí systémy Placido jsou tak často integrovány do jiných diagnostických zařízení, která vyžadují přesné údaje o tvar povrchu rohovky. V komerčních systémech, rozsah měření dioptrií se pohybuje mezi 10 a 100 D. Rozsah poloměrů zakřivení se pohybuje mezi 33,75 a 3,375 mm. [1, 2, 16, 21-22, 24]

2.4.8 Využití topografie

Softwarové moduly byly vyvinuty jako nástroje pro pomoc screeningu při refrakční chirurgii a pomoc identifikovat abnormální stavy rohovky, například keratokonus. Fluoresceinové zobrazení rohovky pro nasazení kontaktní čočky může být simulované tak, že není potřeba žádné barvivo fluorescein. Další aplikační balíčky umožňují stanovení kvality slzného filmu měřením doby rozpadu slz (TBUT). Během tohoto postupu se kvalita obrazu prstencových zákalů slouží jako měřítko, takže není potřeba žádné fluoresceinové barvivo. Existují softwarové moduly, které charakterizují tvar povrchu rohovky pomocí Fourierovy

analýzy nebo Zernikeovy analýzy. Z rohovkové mapy lze kromě poloměru křivosti získat a vyčíst i polohu a dioptrickou hodnotu jakéhokoliv bodu rohovky. Slouží k monitorování změn zakřivení rohovky, k přesnému určení pravidelného i nepravidelného. Používá se i k diagnostice a sledování různých očních onemocnění. [1, 2, 5, 18, 20]

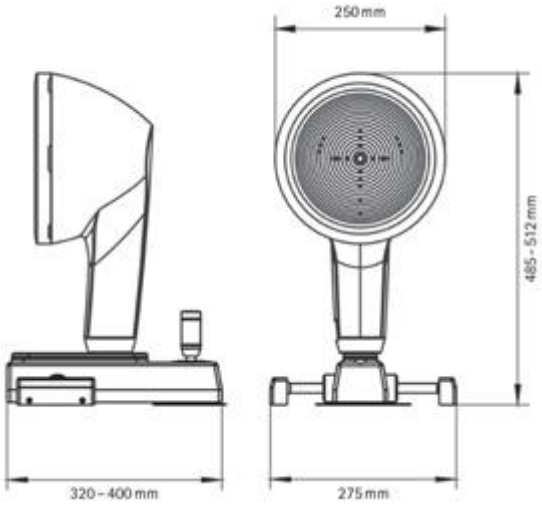
2.4.9 **Oculus Keratograf 5M (Obr. 18)**



Obr. 18: Oculus Keratograf 5M [zdroj: autor]

Dále jen Keratograf. Tento přístroj bude využit pro měření praktické části.

Jeho měřící rozsah je od 9-99 D s přesností ± 0,1 D. Pracuje s 22 Placido kruhy, které dokáží z analyzovat 22 000 datových bodů. [25]



Obr. 19: Technický výkres Oculus Keratograf 5M (převzato z [27])

Funkce

Přístroj se používá pro měření topografie rohovky a je navrhnut za účelem aplikace kontaktních čoček. Může se též vyžít pro podrobné vyšetření „suchého“ oka.

Přístroj má tyto funkce: [27]

- Měření s Placido kruhovým osvětlením

  Pomocí bílého kruhového osvětlení dochází k zachycení měřících bodů, které zachytí celou plochu rohovky. Pro analýzu slzného filmu je dodatečně zakomponováno infračervené kruhové osvětlení, aby se zabránilo reflexní sekreci v důsledku oslnění.

- Měření se světelnými diodami

  bílé diody pro dynamiku slzného filmu, modré diody pro fluo-obrazy, infračervené diody pro meibografii.

- Analýza tarzální žlázy

  Pomocí meibografie lze zviditelnit tarzální žlázy a jejich morfologii. Meibo-skenování umožňuje toto vyšetření na horním a dolním víčku. Pro lepší posouzení umí software vypočítat znázornění slzného filmu v 3D.

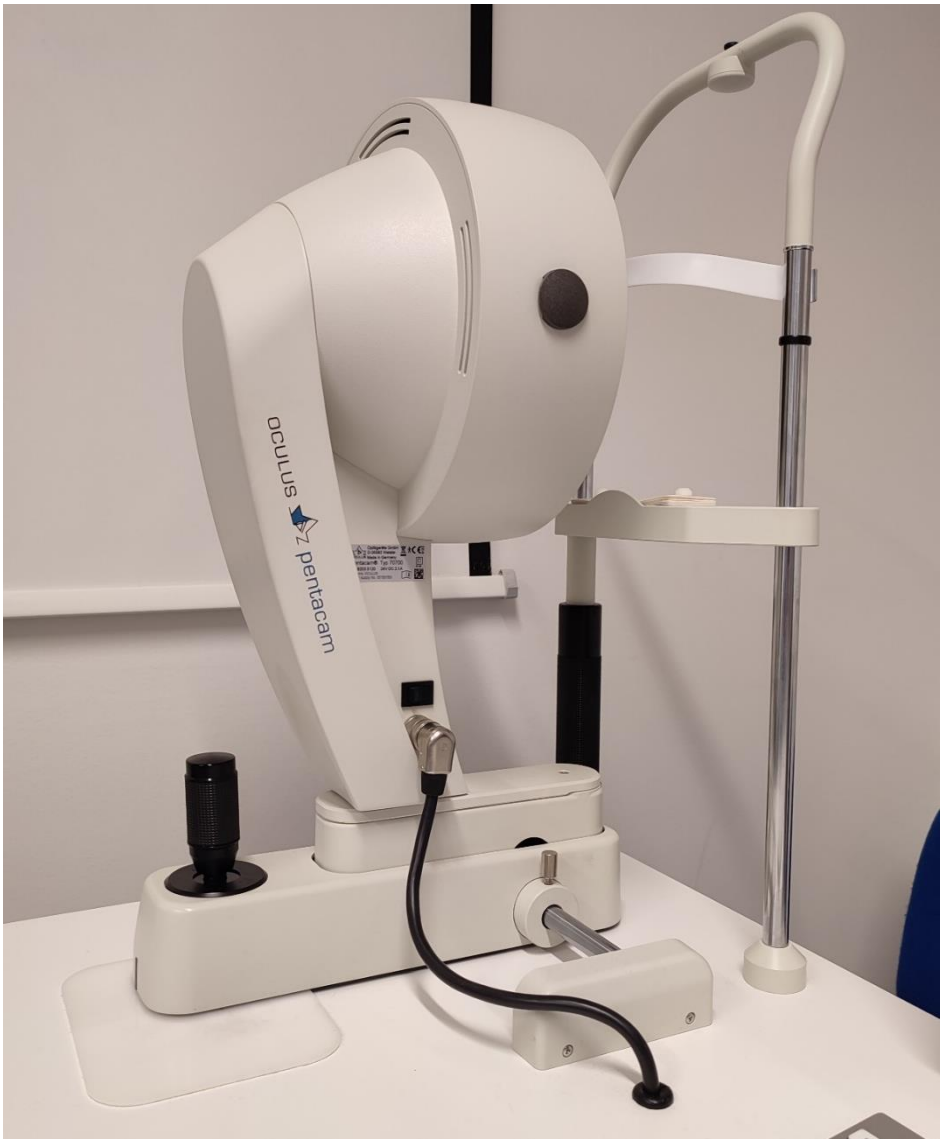
- Skenování slzného filmu

  Slzný film se posuzuje za použití bílého nebo infračerveného osvětlení. Nová barevná kamera s vysokým rozlišením zviditelní nejjemnější struktury a umožní kromě NIKBUT (Non-Invasive Keratograph Break-Up Time - neinvazivní keratografická doba rozrušení) a měření slzného menisku i posouzení lipidové vrstvy a dynamiky slzného filmu. Veškerá

analýza slzného filmu se provádí neinvazivně a bez dodatečných pomůcek. Včetně posouzení doby rozrušení slzného filmu, posouzení množství slzného filmu (včetně výšky slzného filmu), posouzení projevu interference, posouzení chování částeček při tečení (dynamika slzného filmu při tečení), meibografie horního a dolního víčka.

2.5 Pentacam®

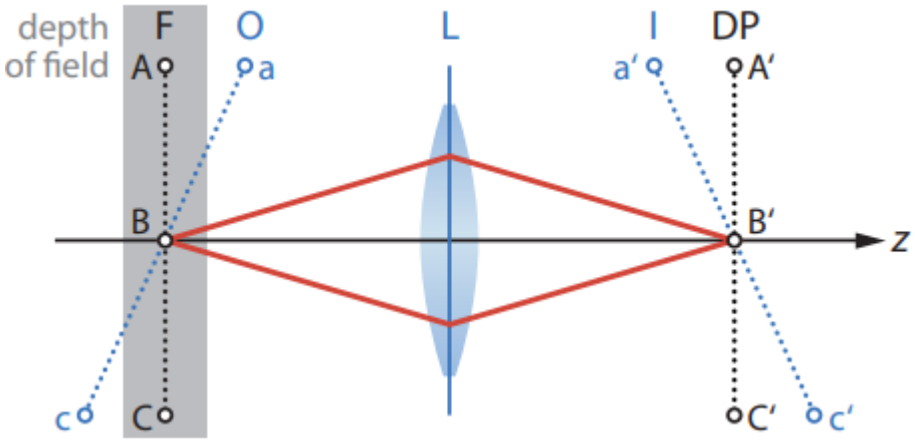
Přístroj, který pracuje na principu projekční metody a používá se k zobrazení předního segmentu oka. Skládá se z osvětlovacího systému a Scheimpflugovy kamery, která rotuje kolem optické osy oka. Představen byl poprvé v roce 1999 a na trhu se objevuje od roku 2003. Během snímání kamera vytváří radiálně orientované snímky rohovky. Tímto způsobem je možné zobrazit jednotlivé vrstvy rohovky, přední komoru oka a oční čočku. Jednotlivé snímky vytváří geometrické trojrozměrné obrázky s kvalitními detaily. Vyšetření je bezkontaktní a rychlé a provádí se v zatemněné místnosti. Dnes je možné zakoupit dvě verze: Pentacam® (Obr. 20), novější verzi Pentacam HR a nejnovější Pentacam AXL, který umí změřit i délku oka. Dále uváděn jako Pentacam. [2, 10, 17, 26]



Obr. 20: Pentacam® [zdroj: autor]

2.5.1 Princip Scheimpflugovy kamery

U běžných fotoaparátů je rovina objektivu L, obraz (detektor) rovina I a ohnisková rovina F jsou vzájemně rovnoběžné a kolmé k optické ose (černé tečkované čáry na Obr. 21). Objekty umístěné v hloubce rozsahu pole ohniskové roviny kamery (šedá oblast na Obr. 21) odhalit přijatelnou ostrost v rovině obrazu. Pokud tedy rovinný objekt O je nakloněný vzhledem k ohniskové rovině fotoaparátu, pouze úzká oblast uvnitř hloubky ostrosti je ostře zobrazena. [2, 17, 23]



Obr. 21: Scheimpflugovo zobrazování rotačních štěrbinových projekcí [2]

Obr. 22 ukazuje schematický na typické Scheimpflugovo nastavení, při kterém rovina objektu *O* se protíná s rovinou čočky *L* a rovinou obrazu *I* v Scheimpflugově přímce *SL*. Protože stačí uvažovat 2D průřez uspořádáním, odvodíme, že *O* a *L* protínají *I* v bodě (x, y, z) = (0, $-y_{SL}$, 0). *O* můžeme popsat lineární funkcí [2]

$$y_O = -az_O - y_{SL} \tag{2.24}$$

kde *a* představuje sklon. Podle zobrazovací rovnice tenké čočky rovnice, z toho vyplývá [2]

$$\frac{1}{z'_I} - \frac{1}{z_O} = \frac{1}{f} \tag{2.25}$$

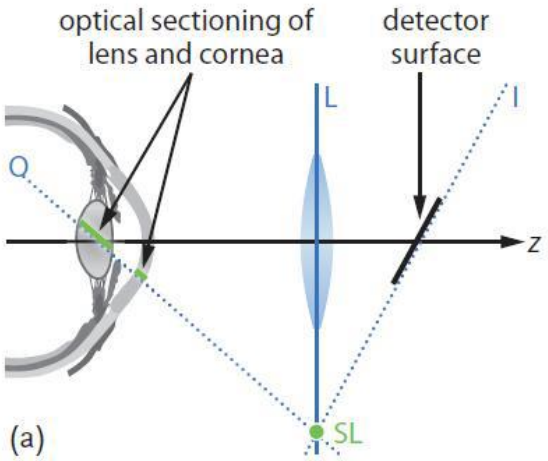
S faktorem zvětšení [2]

$$\frac{y'_I}{y_O} = \frac{z'_I}{z_O} \tag{2.26}$$

tak získáme lineární funkci pro obrazovou rovinu *I*, která čte [2]

$$y'_I = -\left(a - \frac{y_{SL}}{f}\right) z'_I - y_{SL} \tag{2.27}$$

Když porovnáme (2.26) s (2.27), je zřejmé, že obrazová rovina I se protíná s rovinou čočky L ve společném bodě $(0, -y_{SL}, 0)$. Tímto způsobem je vytvořena Scheimpflug linie SL. [2, 17, 23]



Obr. 22: Scheimpflugův princip (převzato z [2])

2.5.2 Princip Pentacamu

Pentacam funguje právě na principu Scheimpflugovy kamery, která zobrazené plochy, které svírají s osou objektivu a s rovinou fotografického filmu ostrý úhel (přesněji 45 °), zobrazí zcela ostře (princip protnutí 3 rovin v jediné ose). Přední segment je osvětlen LED štěrbinou o vlnové délce 475 nm a CCD kamerou, která rotuje, zachycuje vzniklý řez. Scheimpflugova kamera se nachází na okraji přístroje a při měření provádí rotaci o 360°. Měření se provádí ve 25 000 bodech za zhruba 2 sekundy. Kamera CCD zaznamená až 50 (či 12 nebo 25) snímků ve stejnoměrných odstupech v 180° (např. když se jedná o 25 snímků, je odstup mezi jednotlivými snímky 7,7 ° a vyšetření trvá 1 sekundu) a se pak vytvoří 3D obraz. Druhá kamera snímá oční pohyby a provádí odpovídající úpravy. Měření probíhá v oblasti předního segmentu oka, přičemž poskytuje topografická data a složením obrazů jednotlivých řezů lze prostřednictvím softwaru získat tomografii předního segmentu neboli jeho 3D model. [2, 17, 23]

2.5.3 Funkce a využití

Obecný přehled poskytuje důležité informace o keratometrii a pachymetrii rohovky ve stručné číselné podobě. Scheimpflugův snímek poskytuje oftalmologům a jejich pacientům intuitivní znázornění zákalu rohovky nebo čočky (katarakta) nebo polohy existujících IOL. Přední komora je popsána z hlediska hloubky, objemu a úhlu přední komory. V kombinaci s hodnotami IOP tonometrie korigovanými na tloušťku rohovky umožňuje obecný přehled

posouzení rizika glaukomu. Umožňuje také zobrazení všech barevných map. Zpráva o rychlém screeningu poskytuje rychlý a jednoduchý přehled, který umožňuje detekci nepravidelností v předním segmentu oka. Parametry jsou zobrazeny proti jejich normální distribuci ve zdravé (zelené) i postižené (červené) populaci. Rotační princip měření zaručuje výstup s vysokým rozlišením pro centrální rohovku. Topografická analýza předního a zadního povrchu rohovky je založena na naměřených údajích o změně výšky. Stanovení skutečné síly rohovky s ohledem také na zadní povrch rohovky. A zobrazení sagitálního a tangenciálního zakřivení poloměru a lomu. Další funkcí je možnost zobrazení progrese keratokonu před, během a po léčbě, kdy lze sledovat přední poloměr zakřivení, zadní poloměr zakřivení, tloušťka rohovky v nejtenčím bodě a zraková ostrost korigovaná na dálku. Změny, které se stanou viditelné na Scheimpflugově obrázku, jsou poté přehledně znázorněny ve 3D modelu. Scheimpflugův přehled obrázků zobrazuje snímky pod různým úhlem vyfocených v průběhu měření. [2, 17, 27-29]

2.6 Studie přesnosti měření

- Účelem studie Kumara et all (2017) [30] bylo posoudit opakovatelnost a shodu pěti zobrazovacích zařízení, jmenovitě Pentacam (Oculus), Sirius (CSO), Orbscan IIz (Bausch a Lomb), Corvis (Oculus) a ultrazvuková pachymetrie (UP, Tomey) při měření strmé keratometrie (sKm), ploché keratometrie (fKm), centrální tloušťka rohovky (CCT), nejtenčí tloušťka rohovky (TCT) a hloubka přední komory (ACD) u zdravých jedinců. Čtyřicet šest očí 46 zdravých účastníků (22 účastnic a 24 účastníků ve věku 15-37 let) podstoupilo tři po sobě jdoucí skenování na každém zařízení jedním zkoušejícím. Směrodatná odchylka v rámci subjektu, test–opakovaný test opakovatelnost (TRT) a variační koeficient (COV) pro posouzení opakovatelnosti a Bland -Altmanových grafů byla analyzována shoda mezi průměrnými měřeními každého stroje. Statistická analýza probíhala pomocí Kolmogorov–Smirnova testu a grafických metod. Bland-Altmanůvv graf zobrazoval posouzení limitu shody mezi měřením se dvěma zařízeními vynesená proti jejich průměr. Z výsledků studie vypovídá, že odhady opakovatelnosti měření sKm, fKm, TCT, ACD a CCT pomocí Pentacam, Orbscan, Sirius, Corvis a UP v indických očích byli dobré. Nicméně rozdíly v měření mezi zařízeními byly statisticky významné a tudíž je nelze zaměnitelně použít pro přední segmentová měření. [30]

- Účelem studie Sel et all (2017) [31] bylo vyhodnotit opakovatelnost a srovnatelnost biometrických parametrů mezi Scheimpflug topografií s měřením osové délky (Pentacam AXL, Oculus, Wetzlar, Německo) a optickou biometrií s rozmítaným zdrojem (IOLMaster 700, Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Německo). Přesněji hloubky přední komory a axiální hodnoty délky, které byly získány oběma zařízeními. Byla vypočtena střední keratometrie (Kmean) a rohovkový sférocylindr byl převeden na silové vektory (J0, J45). Opakovatelnost byla hodnocena na základě vnitro třídního korelačního koeficient (ICC). Shoda byla hodnocena lineární regresní analýzou a Bland–Altmanova analýza výpočtem středního rozdílu a 95% mezí shody (LoA). Celkem 50 očí od 50 dospělých subjektů (ve věku 18-64 let, z toho 39 žen) mělo biometrické měření v jednom sezení třikrát pomocí Pentacam AXL a IOLMaster 700, přičemž oko subjektu bylo zvoleno náhodně. Podmínkou bylo, aby člověk měl zdravé oči, čili bez operace a nějaké oční patologie. Probíhala vždy 3 měření za sebou a to za standartních podmínek. Měření probíhalo vždy mezi 10 až 14 hodinou a to zhruba 10 minut. Statistická analýza hodnot byla provedena SPSS Statistic, kdy se potvrdila či vyvrátila normalita Kolmogorov-Smirnovým testem. Následně byly hodnoty rozdílu hodnot 1. a 2. měření zaznamenány pomocí Bland-Altmanových grafů a to na intervalu spolehlivosti α = 95 %. Hodnocení intraoperátorské opakovatelnosti pomocí vnitro třídního korelačního koeficientu ICC ukázalo vynikající reprodukovatelnost měření pro obě zařízení a všechny zkoumané parametry v rozmezí od 0,994 do 1,0. IOLMaster 700 vykazoval významně vyšší hodnoty Kmean (průměrná keratometrie) ($p < 0,001$) a AL (axiální délky) ($p < 0,001$) než Pentacam AXL. Pentacam AXL vykazoval významně vyšší hodnoty ACD (hloubka přední komory) ($p < 0,001$) než IOLMaster 700. Nebyl statisticky významný rozdíl hodnot J0 ($p = 0,115$) a J45 ($p = 0,255$) mezi Pentacamem AXL a IOLMaster 700. [31]

- Účelem studie Scott A. Read and Michael J. Collins (2009) [10] bylo zkoumat souvislosti mezi denními variacemi v řadě parametrů rohovky, včetně přední a zadní topografie rohovky a regionální tloušťky rohovky. Patnácti subjektům (20-27 let, z toho 8 mužů) byla změřena rohovka pomocí rotující Scheimpflugovy kamery (Pentacam) každé 3 až 7 hodin po dobu 24 hodin. Bylo analyzováno axiální zakřivení přední a zadní rohovky, pachymetrie a hloubka přední komory. Při každém měření byla také provedena měření nitroočního tlaku a axiální délky zasedání. Parametry rohovky byly měřeny

pomocí systému Pentacam HR (Oculus, Wetzlar, Německo), přičemž bylo provedeno vždy 5 skenů rohovky. Axiální délka byla měřena pomocí IOLMaster (Zeiss Meditec,Jena, Německo), přičemž bylo provedeno opět 5 skenů rohovky. Všechna měření IOP byla provedena pomocí Pascal Dynamic obrysový tonometr (DCT) (Ziemer Ophthalmic Systems, Port, Švýcarsko). Bylo zjištěno, že významné denní variace se vyskytují jak v předním, tak v zadním zakřivení rohovky a v regionální tloušťce rohovky. Při časném ranním měření bylo pozorováno zploštění koule přední rohovky po probuzení. Zadní rohovka také prošla výrazným zostřením a změnou astigmatismus 90/180° v této době. Po probuzení byl také patrný výrazný otok rohovky. Vysoce byly nalezeny významné souvislosti mezi denními změnami tloušťky rohovky a změnami rohovky zakřivení. Malé, ale významné denní odchylky se vyskytují v regionální tloušťce a tvaru přední a zadní části rohovky. Největší změny na rohovce jsou typicky patrné po probuzení. Regionální otok rohovky pozorovaný v této době nebyl jednotný, byl mírně větší v periferních oblastech rohovky. Vzor otoku rohovky evidentní při probuzení mělo za následek zostření zadní části a zploštění předního povrchu rohovky. [10]

3 Použité metody

V experimentální části bakalářské práce se zabýváme srovnáním přístrojů pro měření paramerů rohovky. V první části je uvedena analýza porovnání měření parametrů rohovky pomocí Javal-Schiotzova keratometru, Pentacamu®, AutoKeratoRefractoTonometeru TRK-1P a Oculus Keratografu 5M. Rozdíly mezi 1. a 2. měřením pro jednotlivé přístroje budou zaneseny do grafů a tabulek.

V druhé polovině experimentální části bakalářské práce bude uveden rozdíl mezi dvěma přístroji u prvního měření. Budou porovnány všechny přístroje mezi sebou. Hodnoty budou následně zaneseny do grafů a tabulek.

3.1 Porovnání měření parametrů rohovky pomocí čtyř přístrojů

V první polovině této experimentální části porovnáváme rozdíly mezi 1. a 2. měřením na výše uvedených přístrojích pro parametry, které je možné z výše uvedených přístrojů získat. Zároveň budou uvedené. Hodnoty budou porovnány na základě párového t-testu, který nám ukáže, zda rozdíl mezi 1. a 2. měřením je signifikantní, tedy se shodují hodnoty měření 1. a měření 2. a pomocí korelačního koeficientu, který ukazuje, jak je silná závislost mezi měřeními. Čím blíže se tato hodnota blíží k 1, tím je silnější. Tato hodnota bude hodnocena na základě studie, kdy 0,7 je akceptovatelná hodnota, 0,8 je dobrá hodnota a 0,9 je skvělá hodnota [31].

V druhé polovině následně dojde k porovnání přístrojů mezi sebou. Hodnoty budou poté zaneseny do grafů a tabulek. Výsledky by se neměly lišit, jestliže byly přístroje správně nakalibrovány. Hodnoty budou porovnány na základě párového t-testu, který nám ukáže, zda rozdíl mezi přístroji pro 1. měření je signifikantní, tedy se shodují hodnoty mezi a pomocí korelačního koeficientu, který ukazuje, jak je silná závislost mezi měřeními. Čím blíže se tato hodnota blíží k 1, tím je silnější. Tato hodnota bude následně hodnocena na základě studie, kdy 0,7 je akceptovatelná hodnota, 0,8 je dobrá hodnota a 0,9 je skvělá hodnota [31].

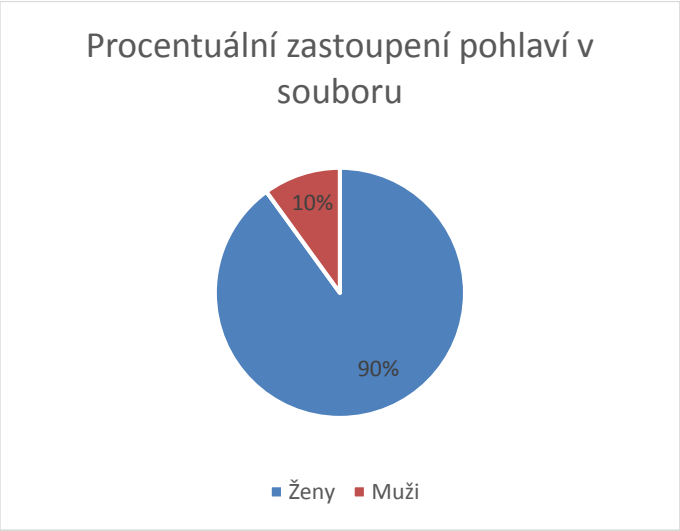
Hodnoty budou zaznamenány v kapitole 7.

3.2 Popis souboru

Veškeré měření proběhlo v Kladně v místnostech B-233 a B-234 Fakulty biomedicínského inženýrství Českého vysokého učení technického v Praze. Výzkum byl proveden na souboru 30 probandů (27 žen a 3 muži) ve věku 19-26 let s průměrným věkem

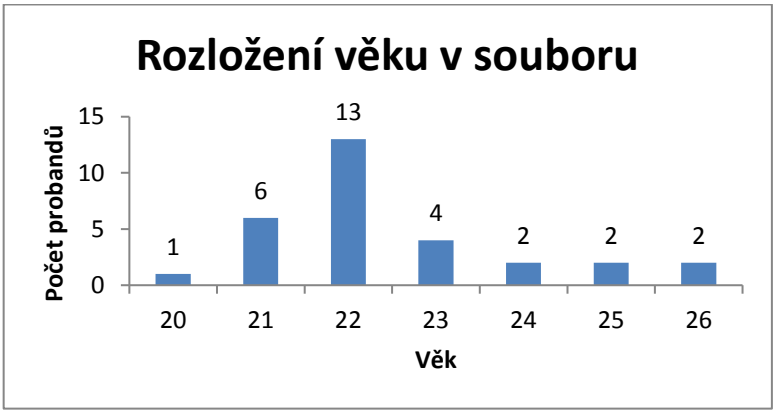
22 let (13 probandů). Bylo změřeno 15 levých a 15 pravých očí, přičemž u každého jedince bylo vždy změřeno pouze jedno oko a to bylo náhodně zvoleno. Podmínkami pro provedení vyšetření bylo: nemít na sobě alespoň 8 hodin kontaktní čočky a nemít po chirurgickém či refrakčním zákroku.

Procentuální znázornění týkající se rozložení pohlaví v získaném souboru, je zobrazeno na Obr. 13.



Obr. 23: Graf s procentuálním rozložením pohlaví

Následující Obr. 14 vykresluje graf popisující počet probandů nacházející se v určitém věku. Do grafu je zanesen celkový počet probandů, od kterých byla data získána. Celkový počet probandů je 30.



Obr. 24: Graf rozložení věku v souboru

3.3 Metodika měření

Rohovka byla měřena na Pentacamu a Keratografu 5M (Oculus Optikgeräte GmbH, Německo), Auto Kerato-Refracto-Tonometer TRK-1P

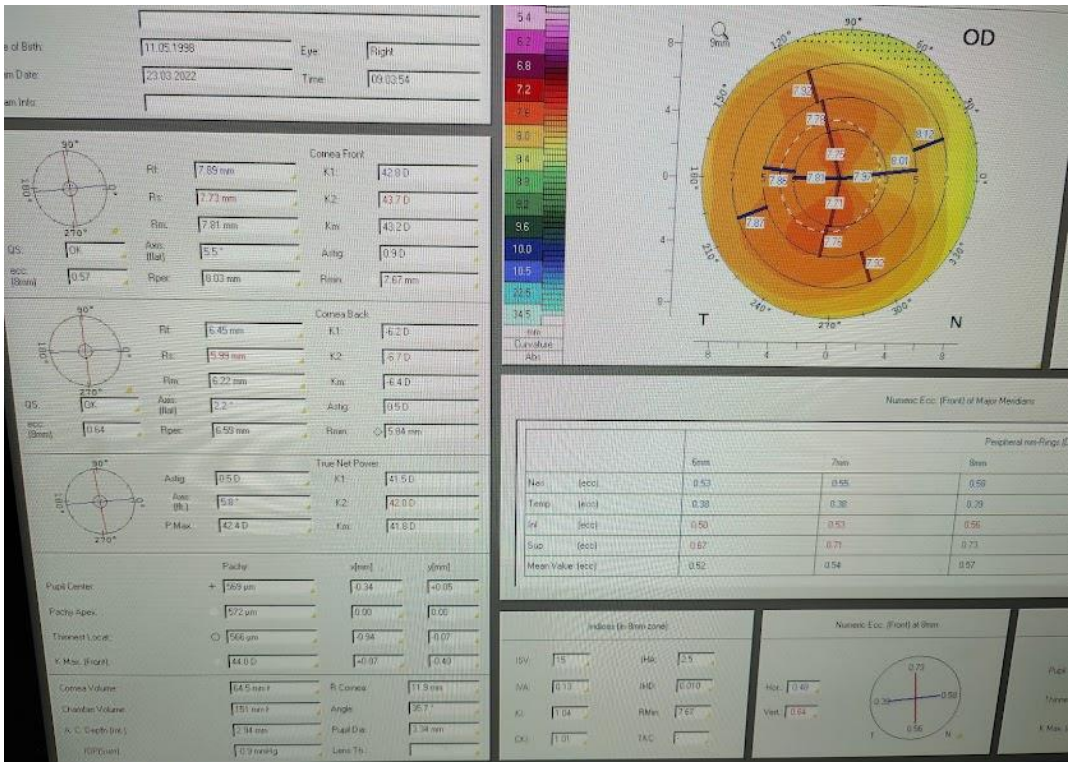
(Topcon, Japonsko) a Javal-Schiotz Keratometru (Rodenstock,GmbH, Německo) a to na každém přístroji 3x a to s rozptylem 1 minuty mezi měřeními.

V první polovině této experimentální části porovnáváme rozdíly mezi 1. a 2. měřením na výše uvedených přístrojích pro parametry, které je možné z výše uvedených přístrojů získat. Zároveň budou uvedené. Pro Pentacam se jedná o R1, R2, Rm, Ecc(průměrná excentricita rohovky při 30°) a Astig(astigmatismus rohovky), u Keratografu o R1, R2, Rm, Ecc a Astig, tedy stejně jako u Pentacamu, u Javal se jedná o R1 = r (plošší), R2 = r (strmější) a Rm = r (průměrný poloměr zakřivení v centrální zóně rohovky) a u ARK TRK-1P o R1, R2 a Rm.

V druhé polovině následně dojde k porovnání přístrojů mezi sebou. Hodnoty budou poté zaneseny do grafů a tabulek, viz Kapitola 4.

Postup měření na Pentacam®:

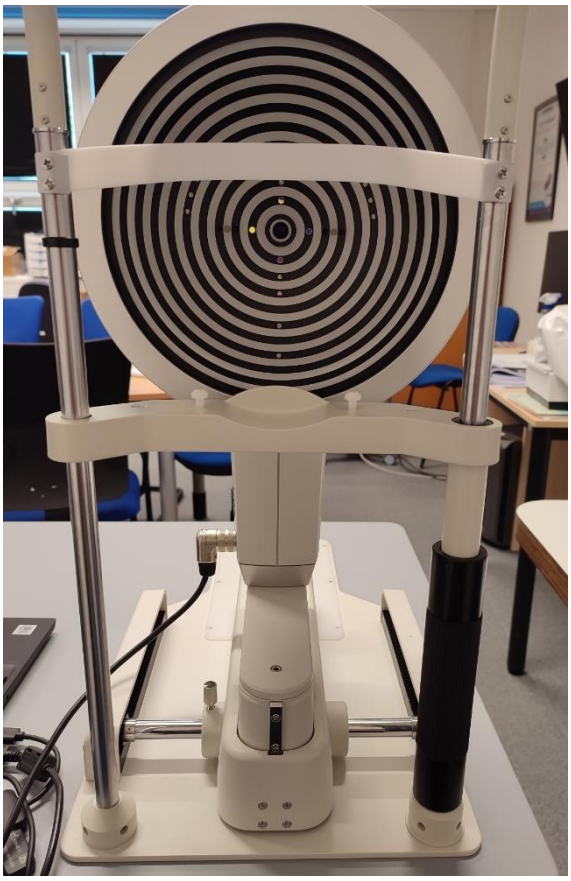
Nejdříve se zadal do databáze přístroje nový pacient „New Pacient“ (jméno, příjmení a datum narození). Před vyšetřením jsme pacienta usadili, upravili pro jeho pohodlí výškové nastavení stolu a vydezinfikovali opěrku brady a čela. Pacient si poté opřel bradu a čelo o opěrku, kterou jsme podle potřeby upravili, a poté zkontrolovali pacientovu fixaci. Pacient byl před začátkem měření instruován, aby fixoval svůj pohled doprostřed hlavice. Poté se spustil „Scan“. V menu „Scanu“ se nastavila v možnosti „3D Scan“ možnost snímání 50 snímků s délkou trvání měření 2 sekundy. Přístroj automaticky, podle své polohy, rozpoznal, které oko bude měřeno. Poté se přístroj uvedl do takové polohy, aby byla vidět pacientova zornice. Následně pomocí joystiku vyšetřující naváděl pohyb podle směrovacích šípek, kterým směrem je třeba se posunout, aby se spustilo automatické měření. Těsně před přechodem do této pozice, byl pacient poučen, aby si zamrkal a poté se snažil podobu průběhu měření nemrkat. Poté se přístroj vycentroval do správné polohy a spustilo se automatické měření. Měření se provádělo vždy pouze pro jedno oko. [32]



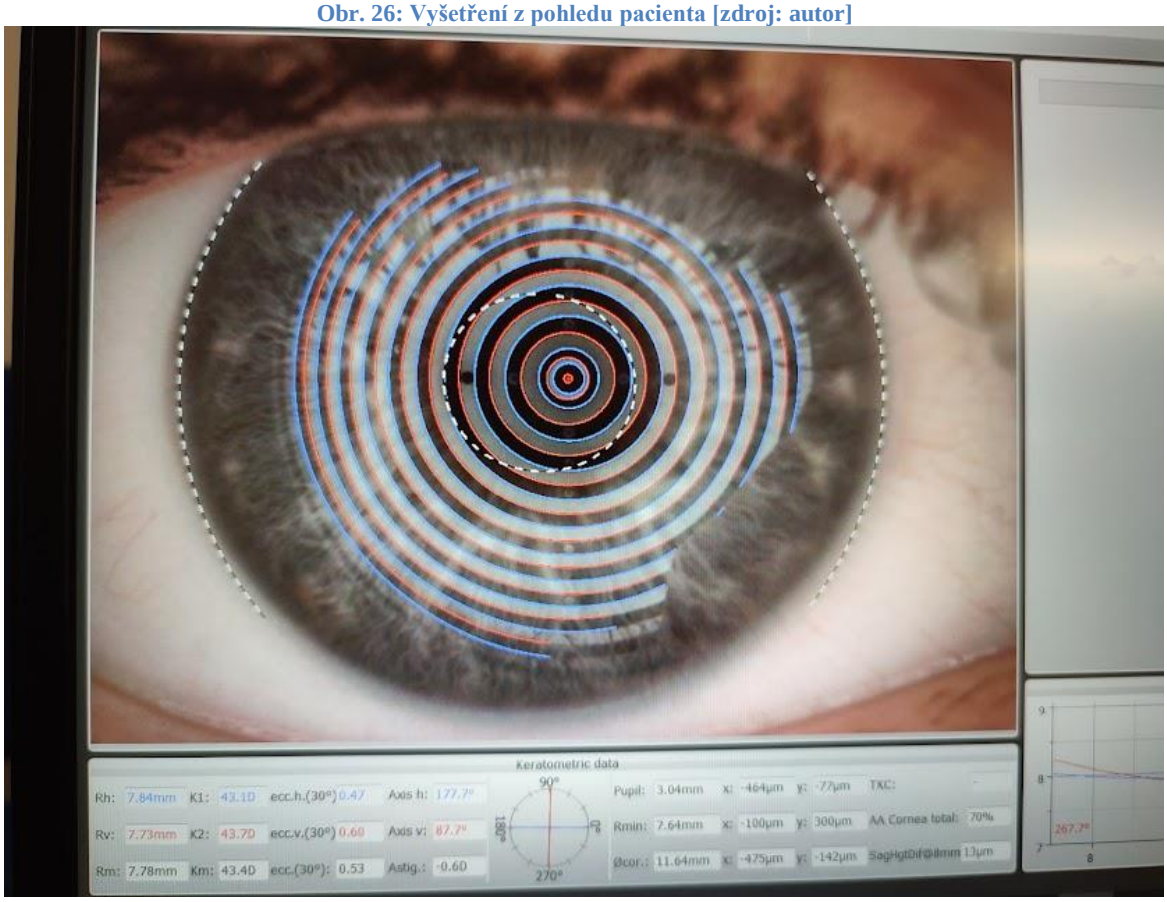
Obr. 25: Příklad zobrazení výsledku hodnot [zdroj: autor]

Postup měření na Oculus Keratograf 5M:

Nejdříve se zadal do databáze přístroje nový pacient „New Pacient“ (jméno, příjmení a datum narození). Před vyšetřením jsme pacienta usadili, upravili pro jeho pohodlí výškové nastavení stolu a vydezinfikovali opěrku brady a čela. Pacient si poté opřel bradu a čelo o opěrku, kterou jsme podle potřeby upravili, a poté zkontrolujeme pacientovu fixaci. Pacient byl před začátkem měření instruován, aby fixoval svůj pohled doprostřed hlavice. Poté se v menu „Examination“ „New“ zvolil v kolonce „Topography“ „New Measurement“ a spustil se proces měření. Přístroj automaticky, podle své polohy, rozpoznal, které oko bude měřeno. Poté se přístroj uvedl do takové polohy, aby byly oči pacienta v přibližné výšce na úrovni černého kroužku na opěrkách pro bradu a čelo. Následně pomocí joystiku vyšetřující naváděl pohyb podle směrovacích šípek, kterým směrem je třeba se posunout, aby se spustilo automatické měření. Těsně před přechodem do této pozice, byl pacient poučen, aby si zamrkal a poté se snažil podobu průběhu měření nemrkat. Poté se přístroj vycentroval do správné polohy a spustilo se automatické měření. Měření se provádělo vždy pouze pro jedno oko. [27]



Obr. 26: Vyšetření z pohledu pacienta [zdroj: autor]



Obr. 27: Příklad zobrazení výsledku hodnot [zdroj: autor]

Postup měření na Auto Kerato-Refracto-Tonometeru TRK-1P:

Před vyšetřením jsme pacienta usadili, upravili pro jeho pohodlí výškové nastavení stolu a vydezinfikovali opěrku brady a čela. Pacient si poté opřel bradu a čelo o opěrku, kterou jsme upravili tak, aby bylo oko ve výšce rysky umístěné po stranách opěrky. Následně byl zvolen režim R/K a bylo zvoleno měření pro jedno oko (P/L). Jedná se o režim, při kterém se měří refrakce a zároveň poloměr zakřivení přední plochy rohovky. Těsně před spuštěním vyšetření, byl pacient poučen, aby se promrkal a poté se snažil podobu průběhu měření nemrkat a přirozeně se dívat na obrázek a neostřit na něj, když se bude rozmazávat. Poté se přístroj vycentroval do středu obrazovky monitoru, pomocí joysticku, spustilo se automatické měření a následně vytisknuli hodnoty. [25]

Postup měření na Javal Keratometr:

Před příchodem každého pacienta proběhla kalibrace pomocí kalibrační čočky (viz Obr. 28). Před vyšetřením jsme pacienta usadili, upravili pro jeho pohodlí výškové nastavení židle a vydezinfikovali opěrku brady a čela. Pacient si poté opřel bradu a čelo o opěrku. Následně byl poučen, aby se díval do středu zařízení. Pacient by měl následně být schopen vidět obraz značek v očích. Poté proběhlo pomocí joysticku měření a byli zapsané hodnoty ze stupnice přístroje. [33]

Obr. 28: Kalibrační čočka [zdroj: autor]

Obr. 29: Vyšetření z pohledu pacienta [zdroj: autor]

V této části statistické analýzy byly porovnávány výsledky rozdílu mezi přístroji pro 1. měření. Porovnávání proběhlo pro hodnoty R1, R2 a Rm u všech přístrojů a následně jejich rozdílu. Hodnota Ecc a Astig jsem porovnával pouze u rozdílu mezi přístroji Pentacam a Oculus Keratograf. Rozdíly mezi jednotlivými přístroji jsou zapsány v tabulkách 9, které čerpají z tabulek uvedených v příloze. Z těchto hodnot jsem následně vytvořil Boxplot grafy viz Obr. 46-50.

4 Výsledky

V této kapitole budou popsány výsledky a potvrzení případně vyvrácení hypotéz nejprve pro jednotlivé přístroje a poté porovnání přístrojů mezi sebou.

4.1 Statistické zpracování

Naměřené výsledky byly analyzovány v programu Excel a Excel Online. Zpracování bylo rozděleno na dvě části, porovnání výsledků mezi 1. a 2. měřením na daném přístroji a porovnání přístrojů mezi sebou.

Pro první měření a rozdíl mezi 1. a 2. měřením na každém přístroji byl stanoven průměr, směrodatná odchylka (SD), minimum a maximum. Dále byl rozdíl znázorněn graficky pomocí programu Excel. Hodnoty byli porovnány na základě párového t-testu, který ukazuje, zda rozdíl mezi 1. a 2. měřením je signifikantní, tedy se shodují hodnoty měření 1. a měření 2. a pomocí korelačního koeficientu (hodnota alfy byla 5 %), který ukazuje, jak je silná závislost mezi měřeními. Čím více se tato hodnota blíží k 1, tím je silnější. Pro hodnocení byla použita metodologie dle Sel et al [31]., kdy 0,7 je akceptovatelná hodnota, 0,8 je dobrá hodnota a 0,9 je skvělá hodnota.

Pro druhou část, rozdíl mezi přístroji u 1. měření, byl také stanoven průměr, směrodatná odchylka (SD), minimum a maximum. Dále byl rozdíl znázorněn graficky pomocí programu Excel Online. Hodnoty byli porovnány na základě párového t-testu, který ukazuje, zda rozdíl mezi 1. měřením mezi přístroji je signifikantní, tedy se shodují hodnoty měření 1. přístroje s měřením 2. přístroje a pomocí korelačního koeficientu (hodnota alfy byla 5 %), který ukazuje, jak je silná závislost mezi měřeními. Čím více se tato hodnota blíží k 1, tím je silnější. Pro hodnocení byla použita též metodologie dle Sel et al [31]., kdy 0,7 je akceptovatelná hodnota, 0,8 je dobrá hodnota a 0,9 je skvělá hodnota.

Pro induktivní statistiku byla použita následující nulová a alternativní hypotéza:

Hypotéza 1

$H_{0,1}$→ Hodnota 1. a 2. měření daného parametru je stejná.

- u Pentacamu. ($R1_{\text{1. měření}} = R1_{\text{2. měření}}$; $R2_{\text{1. měření}} = R2_{\text{2. měření}}$; $Rm_{\text{1. měření}} = Rm_{\text{2. měření}}$; $Ecc_{\text{1. měření}} = Ecc_{\text{2. měření}}$; $Ast_{\text{1. měření}} = Ast_{\text{2. měření}}$)
- u Keratografu. ($R1_{\text{1. měření}} = R1_{\text{2. měření}}$; $R2_{\text{1. měření}} = R2_{\text{2. měření}}$; $Rm_{\text{1. měření}} = Rm_{\text{2. měření}}$; $Ecc_{\text{1. měření}} = Ecc_{\text{2. měření}}$; $Ast_{\text{1. měření}} = Ast_{\text{2. měření}}$)
- u ARK.
- u Javal.

$H_{1,1}$→ Hodnota 1. a 2. daného parametru je odlišná.

- u Pentacamu. ($R1_{\text{1. měření}} = R1_{\text{2. měření}}$; $R2_{\text{1. měření}} = R2_{\text{2. měření}}$; $Rm_{\text{1. měření}} = Rm_{\text{2. měření}}$; $Ecc_{\text{1. měření}} = Ecc_{\text{2. měření}}$; $Ast_{\text{1. měření}} = Ast_{\text{2. měření}}$)
- u Keratografu. ($R1_{\text{1. měření}} = R1_{\text{2. měření}}$; $R2_{\text{1. měření}} = R2_{\text{2. měření}}$; $Rm_{\text{1. měření}} = Rm_{\text{2. měření}}$; $Ecc_{\text{1. měření}} = Ecc_{\text{2. měření}}$; $Ast_{\text{1. měření}} = Ast_{\text{2. měření}}$)
- u ARK.
- u Javal.

Hypotéza 2

Stanovení druhé hypotézy $H_{0,2}$, se zabývá zda rozdíl mezi přístroji u 1. měření je nulový a proti ní alternativní hypotéza $H_{1,2}$ vyvracející tento předpoklad.

$H_{0,2}$→ Rozdíl mezi přístroji u 1. měření je nulový

- u Pentacam-Keratograf ($R1_{\text{1. měření}} = R1_{\text{1. měření}}$; $R2_{\text{1. měření}} = R2_{\text{1. měření}}$; $Rm_{\text{1. měření}} = Rm_{\text{1. měření}}$)
- u Pentacam-ARK ($R1_{\text{1. měření}} = R1_{\text{1. měření}}$; $R2_{\text{1. měření}} = R2_{\text{1. měření}}$; $Rm_{\text{1. měření}} = Rm_{\text{1. měření}}$)
- u Pentacam-Javal ($R1_{\text{1. měření}} = R1_{\text{1. měření}}$; $R2_{\text{1. měření}} = R2_{\text{1. měření}}$; $Rm_{\text{1. měření}} = Rm_{\text{1. měření}}$)
- u Keratograf-ARK ($R1_{\text{1. měření}} = R1_{\text{1. měření}}$; $R2_{\text{1. měření}} = R2_{\text{1. měření}}$; $Rm_{\text{1. měření}} = Rm_{\text{1. měření}}$)

- u Keratograf-Javal ($R1_{1.\ měření} = R1_{1.\ měření}$; $R2_{1.\ měření} = R2_{1.\ měření}$; $Rm_{1.\ měření} = Rm_{1.\ měření}$)
- u ARK-Javal. ($R1_{1.\ měření} = R1_{1.\ měření}$; $R2_{1.\ měření} = R2_{1.\ měření}$; $Rm_{1.\ měření} = Rm_{1.\ měření}$)

$H_{1,2}$ → Rozdíl mezi přístroji u 1. měření je odlišný.

- u Pentacam-Keratograf ($R1_{1.\ měření} = R1_{1.\ měření}$; $R2_{1.\ měření} = R2_{1.\ měření}$; $Rm_{1.\ měření} = Rm_{1.\ měření}$)
- u Pentacam-ARK ($R1_{1.\ měření} = R1_{1.\ měření}$; $R2_{1.\ měření} = R2_{1.\ měření}$; $Rm_{1.\ měření} = Rm_{1.\ měření}$)
- u Pentacam-Javal ($R1_{1.\ měření} = R1_{1.\ měření}$; $R2_{1.\ měření} = R2_{1.\ měření}$; $Rm_{1.\ měření} = Rm_{1.\ měření}$)
- u Keratograf-ARK ($R1_{1.\ měření} = R1_{1.\ měření}$; $R2_{1.\ měření} = R2_{1.\ měření}$; $Rm_{1.\ měření} = Rm_{1.\ měření}$)
- u Keratograf-Javal ($R1_{1.\ měření} = R1_{1.\ měření}$; $R2_{1.\ měření} = R2_{1.\ měření}$; $Rm_{1.\ měření} = Rm_{1.\ měření}$)
- u ARK-Javal. ($R1_{1.\ měření} = R1_{1.\ měření}$; $R2_{1.\ měření} = R2_{1.\ měření}$; $Rm_{1.\ měření} = Rm_{1.\ měření}$)

4.2 Porovnávání hodnot u jednotlivých přístrojů

Výsledky měření jsou rozděleny na 4 podkapitoly, pro každý přístroj jedna.

4.2.1 Pentacam® (Pentacam)

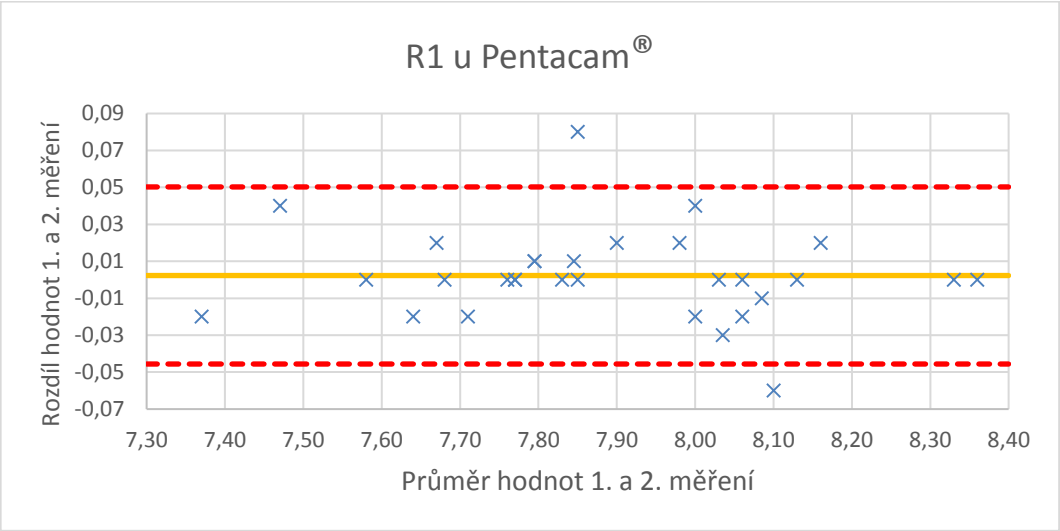
Přístrojem Pentacam byla změřena průměrná hodnota zakřivení rohovky v plošším meridiánu R1 = 7,89 mm a strmějším meridiánu R2 = 7,71 mm. Průměrné centrální zakřivení rohovky bylo 7,80, excentricita 0,53 a rohovkový astigmatismus 1,0. Hypotézu H_{01} lze uplatnit pro všechny parametry kromě R2, pro které p = 0,01, a tudíž potvrzujeme alternativní hypotézu, rozdíl mezi 1. a 2. měřením signifikantní. Korelační koeficient měřených parametrů se pohybuje v rozsahu od 0,939 do 0,997, tedy dle Sel et al. [31] hodnocen jako „skvělá hodnota“. Nejvyšší hodnotu korelačního koeficientu má měřená hodnota R2 a Rm (0,997). Přesné hodnoty jsou uvedené v tabulce 11.

Tabulka 5- Tabulka hodnot pro přístroj Pencam®

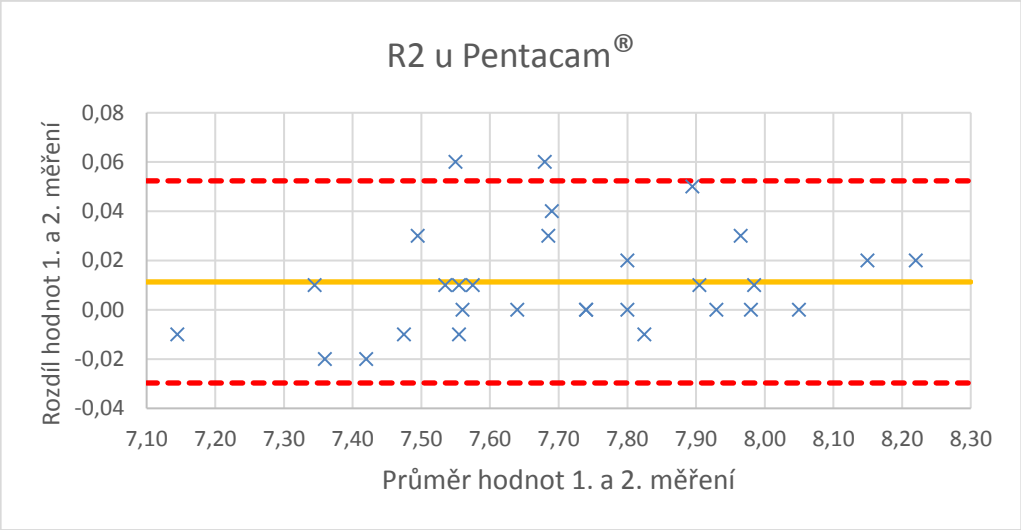
výsledky měření	1. měření	1.-2. měření		
	průměr ± SD (min; max)	průměr ± SD (min; max)	p-hodnota (t-test)	korelační koeficient
R1 [mm]	7,89 ± 0,23 (7,36; 8,36)	0,002 ± 0,024 (-0,06; 0,08)	0,61	0,994
R2 [mm]	7,71 ± 0,25 (7,14;8,23)	0,011 ± 0,021 (-0,02;0,06)	**0,01***	0,997
Rm [mm]	7,80 ± 0,24 (7,25;8,29)	0,006 ± 0,019 (-0,03;0,07)	0,10	0,997
Ecc	0,53 ± 0,09 (0,31;0,71)	-0,007 ± 0,032 (-0,08;0,07)	0,27	0,939
Astig [D]	1,0 ± 0,4 (0,3;2,1)	-0,007 ± 0,148 (-0,4;0,3)	0,81	0,950

** Signifikantní rozdíl*

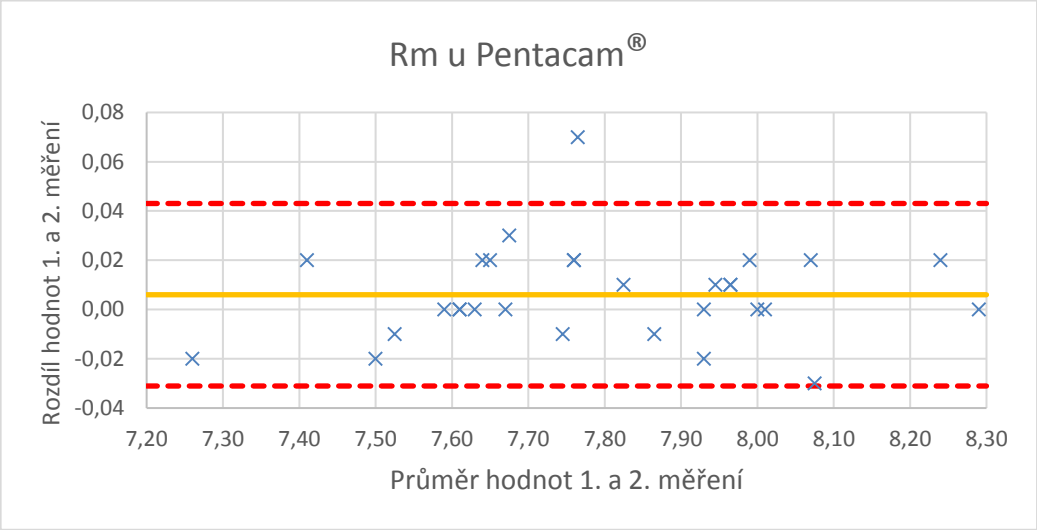
Z hodnot byly dále vytvořeny Bland-Altmanovy grafy (Obr. 30-34) zobrazující na ose x průměr dvou hodnot a na ose y je rozdíl mezi 1. a 2. měřením na Pentacamu. Žlutá statisticky významná plná čára značí střední rozdíl, vrchní a spodní červená přerušovaná čára značí spodní a horní mez v intervalu spolehlivosti 95 %, kde by se měli hodnoty z hlediska statistiky vyskytovat. Grafy ukazují, že ani pro jeden parametr není rozdíl více ke kladné nebo záporné hodnotě, ale výsledky jsou relativně symetrické kolem nuly, pouze pro parametr R2 je rozdíl střední hodnoty i konfidenční interval více do plusu (od -0,02 do 0,06). Grafy také ukazují, že pro vyšší naměřené hodnoty by byla přesnost nižší nebo vyšší.



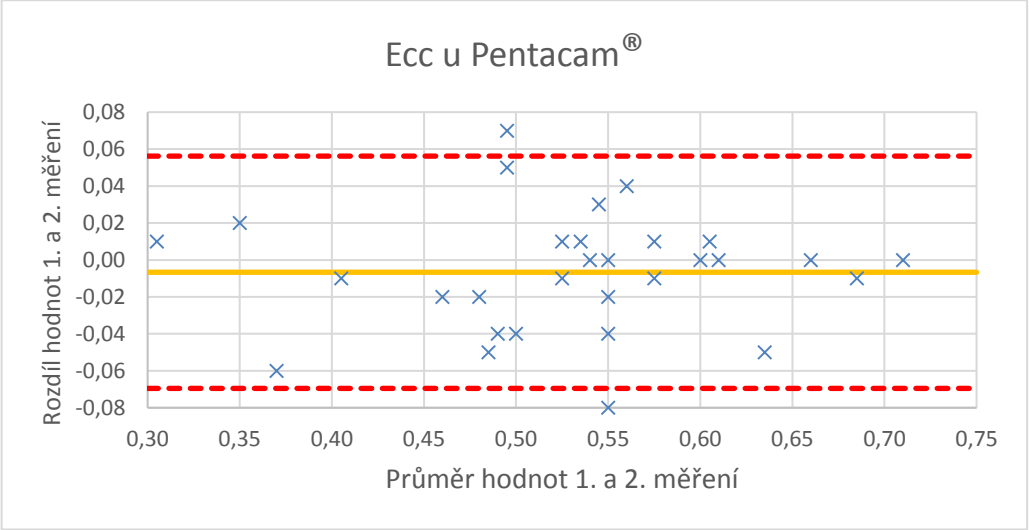
Obr. 30: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením R1 u Pentacam®



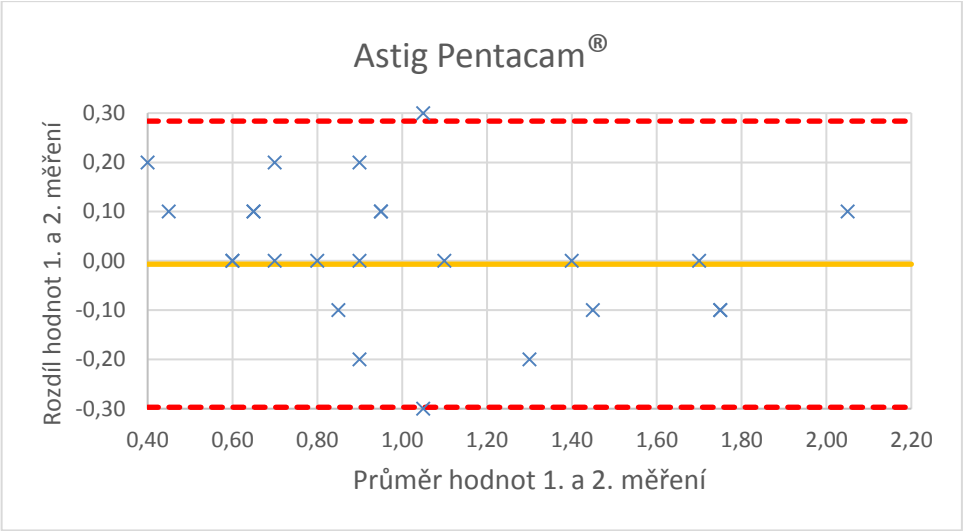
Obr. 31: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením R2 u Pentacam®



Obr. 32: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením Rm u Pentacam®



Obr. 33: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením Ecc u Pentacam®



Obr. 34: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením Astig u Pentacam®

4.2.2 Oculus Keratograf 5M (Keratograf)

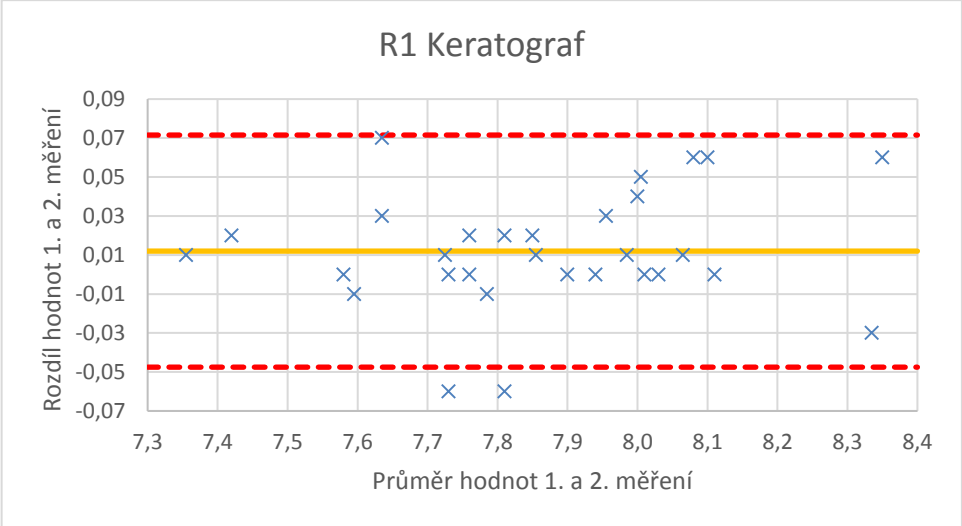
Přístrojem Keratograf byla změřena průměrná hodnota zakřivení rohovky v plošším meridiánu R1 = 7,87 mm a strmějším meridiánu R2 = 7,67 mm. Průměrné centrální zakřivení rohovky bylo 7,77 mm, excentricita 0,52 a rohovkový astigmatismus 1,1. Hypotézu H_{01} lze uplatnit pro všechny parametry kromě R1, pro které p = 0,01, a tudíž potvrzujeme alternativní hypotézu, rozdíl mezi 1. a 2. měřením signifikantní. Korelační koeficient měřených parametrů se pohybuje v rozsahu od 0,772 do 0,992, tedy dle Sel et al. [31] hodnocen jako „skvělá hodnota“, tedy kromě hodnoty Ecc, která je hodnocena jako „akceptovatelná hodnota“. Nejvyšší hodnotu korelačního koeficientu má paradoxně měřená hodnota R1 (0,992). Přesné hodnoty jsou uvedené v tabulce 6.

Tabulka 6 – Tabulka hodnot pro přístroj Oculus Keratograf 5M

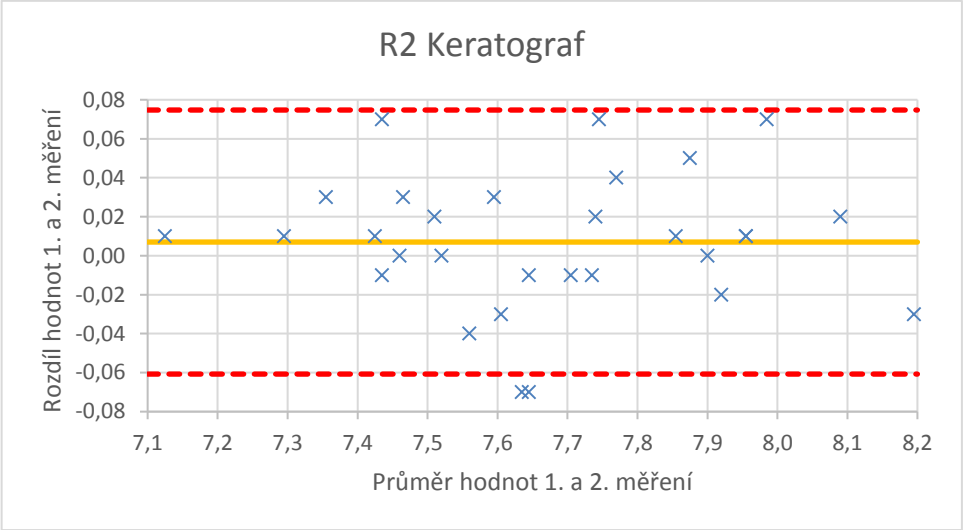
výsledky měření	1. měření	1.-2. měření		
	průměr ± SD (min; max)	průměr ± SD (min; max)	p-hodnota (t-test)	korelační koeficient
R1 [mm]	7,87 ± 0,23 (7,36;8,38)	0,012 ± 0,03 (-0,06;0,07)	**0,04***	0,992
R2 [mm]	7,67 ± 0,25 (7,13;8,18)	0,007 ± 0,035 (-0,07;0,07)	0,28	0,990
Rm [mm]	7,77 ± 0,24 (7,24;8,25)	0,007 ± 0,031 (-0,07;0,07)	0,24	0,991
Ecc	0,52 ± 0,01 (0,32;0,76)	0 ± 0,077 (-0,08;0,37	0,98	0,772
AST [D]	1,1 ± 0,46 (0,2;2)	0,027 ± 0,129 (-0,1;0,5)	0,27	0,962

** Signifikantní rozdíl*

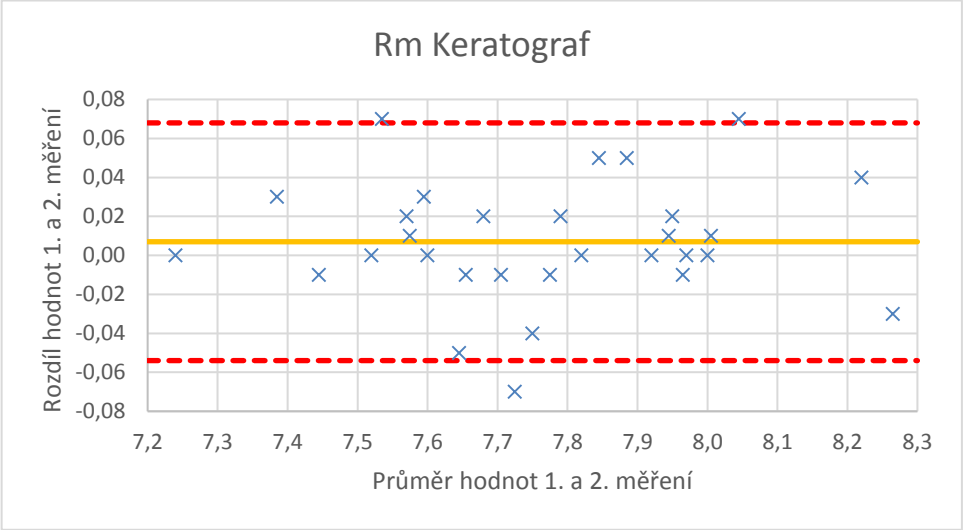
Z hodnot byly dále vytvořeny Bland-Altmanovy grafy (Obr. 35-39) zobrazující na ose x průměr dvou hodnot a na ose y je rozdíl mezi 1. a 2. měřením na Pentacamu. Žlutá statisticky významná plná čára značí střední rozdíl, vrchní a spodní červená přerušovaná čára značí spodní a horní mez v intervalu spolehlivosti 95 %, kde by se měli hodnoty z hlediska statistiky vyskytovat. Grafy ukazují, že ani pro jeden parametr není rozdíl více ke kladné nebo záporné hodnotě, ale výsledky jsou relativně symetrické kolem nuly, pouze pro parametr R1 je rozdíl střední hodnoty i konfidenční interval více do plusu (od -0,06 do 0,07). Grafy také ukazují, že pro vyšší naměřené hodnoty by byla přesnost nižší nebo vyšší.



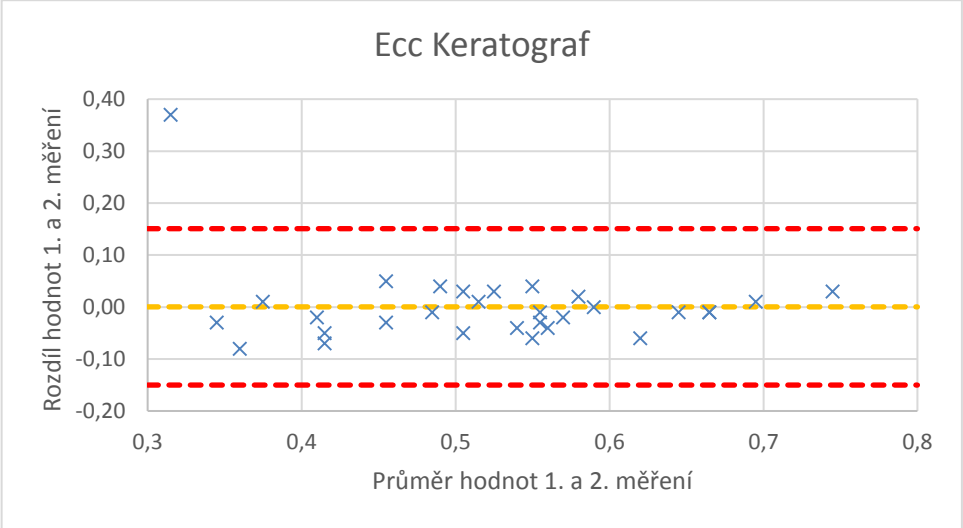
Obr. 35: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením R1 u Oculus Keratograf 5M



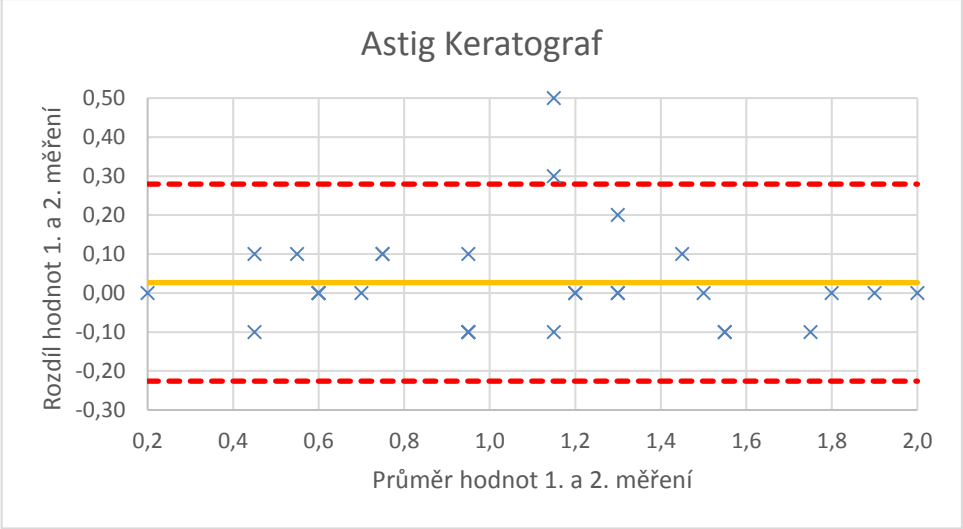
Obr. 36: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením R2 u Oculus Keratograf 5M



Obr. 37: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením Rm u Oculus Keratograf 5M



Obr. 38: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením Ecc u Oculus Keratograf 5M



Obr. 39: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením Astig u Oculus Keratograf 5M

4.2.3 ARK TRK-1P(ARK)

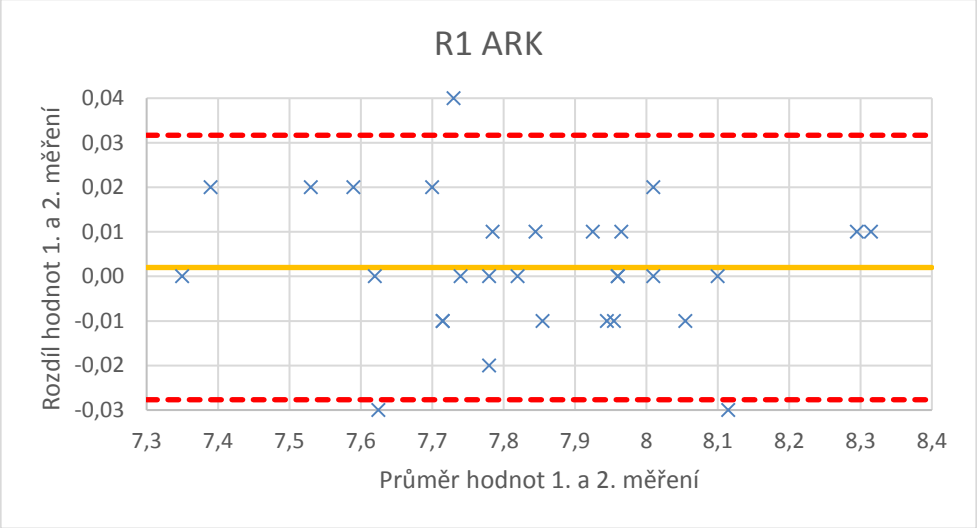
Přístrojem ARK byla změřena průměrná hodnota zakřivení rohovky v plošším meridiánu R1 = 7,84 mm a strmějším meridiánu R2 = 7,67 mm a průměrné centrální zakřivení rohovky bylo 7,75 mm. Hypotézu H_{01} lze uplatnit pro všechny parametry, pro které p = 0,01 a rozdíl mezi 1. a 2. měřením signifikantní. Korelační koeficient měřených parametrů se pohybuje v rozsahu od 0,997 do 0,998, tedy dle Sel et al. [31] hodnocen jako „skvělá hodnota“. Nejvyšší hodnotu korelačního koeficientu má měřená hodnota R1 a Rm (0,998). Přesné hodnoty jsou uvedené v tabulce 7.

Tabulka 7 - Tabulka hodnot pro přístroj ARK TRK-1P

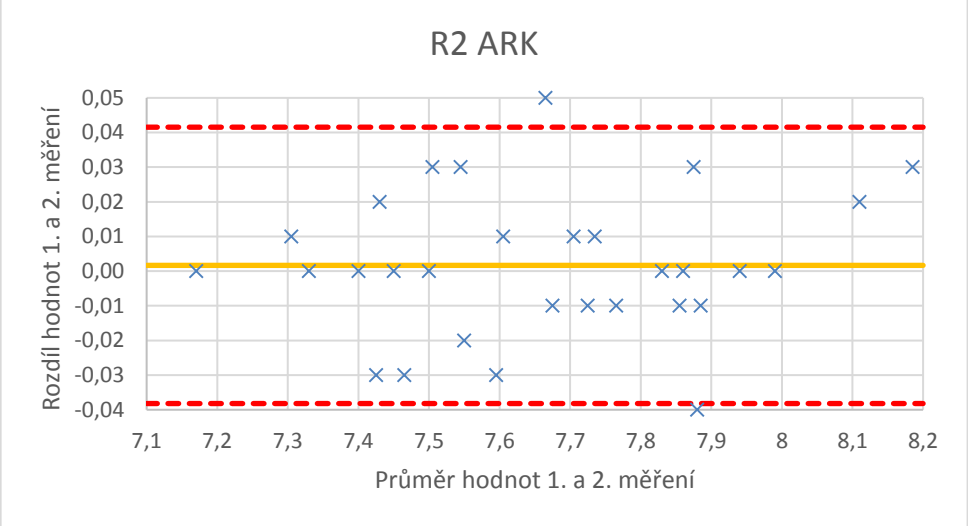
výsledky měření	1. měření	1.-2. měření		
	průměr ± SD (min; max)	průměr ± SD (min; max)	p-hodnota (t-test)	korelační koeficient
R1 [mm]	7,84 ± 0,23 (7,35;8,32)	0,002 ± 0,015 (-0,03;0,04)	0,48	0,998
R2 [mm]	7,67 ± 0,24 (7,17;8,2)	0,002 ± 0,02 (-0,04;0,05)	0,66	0,997
Rm [mm]	7,75 ± 0,23 (7,26;8,26)	0,003 ± 0,013 (-0,03;0,03)	0,27	0,998

Z hodnot byly dále vytvořeny Bland-Altmanovy grafy (Obr. 40-42) zobrazující na ose x průměr dvou hodnot a na ose y je rozdíl mezi 1. a 2. měřením na Pentacamu. Žlutá statisticky významná plná čára značí střední rozdíl, vrchní a spodní červená přerušovaná čára značí spodní a horní mez v intervalu spolehlivosti 95 %, kde by se měli hodnoty z hlediska statistiky vyskytovat. Grafy ukazují, že ani pro jeden parametr není rozdíl více ke kladné nebo

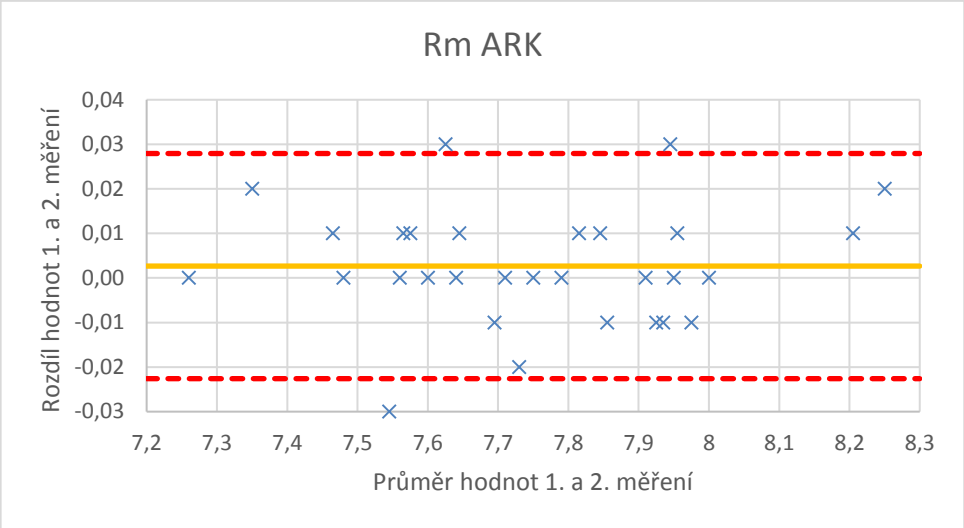
záporné hodnotě, ale výsledky jsou relativně symetrické kolem nuly. Grafy také ukazují, že pro vyšší naměřené hodnoty by byla přesnost nižší nebo vyšší.



Obr. 40: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením R1 u ARK TRK- 1P



Obr. 41: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením R2 u ARK TRK- 1P



Obr. 42: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením Rm u ARK TRK- 1P

4.2.4 Javal–Schiötzův keratometr (Javal)

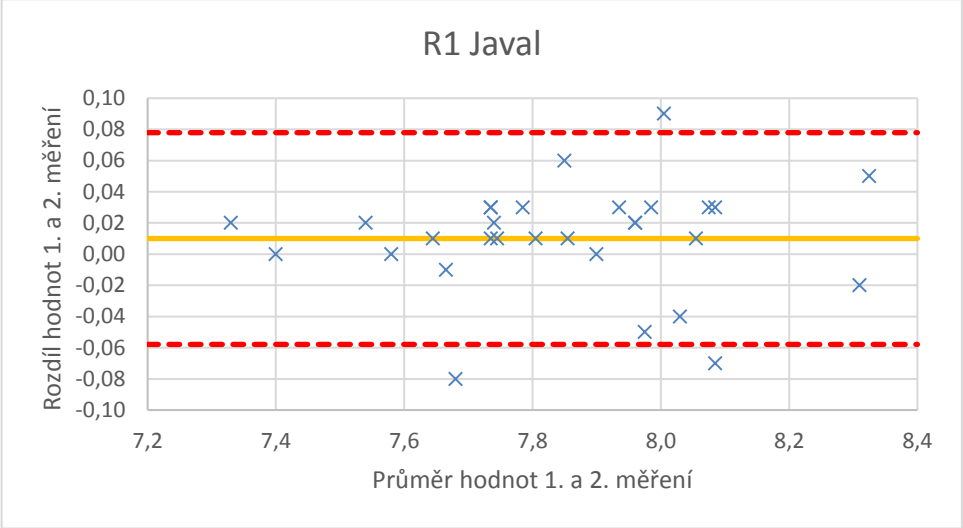
Přístrojem Javal byla změřena průměrná hodnota zakřivení rohovky v plošším meridiánu R1 = 7,86 mm a strmějším meridiánu R2 = 7,68 mm a průměrné centrální zakřivení rohovky bylo 7,77 mm. Hypotézu H_{01} lze uplatnit pro všechny parametry, pro které p = 0,01 a rozdíl mezi 1. a 2. měřením signifikantní. Korelační koeficient měřených parametrů se pohybuje v rozsahu od 0,989 do 0,994, tedy dle Sel et al. [31] hodnocen jako „skvělá hodnota“. Nejvyšší hodnotu korelačního koeficientu má měřená hodnota R2 (0,994). Přesné hodnoty jsou uvedené v tabulce 8.

Tabulka 8 - Tabulka hodnot pro přístroj Javal keratometr

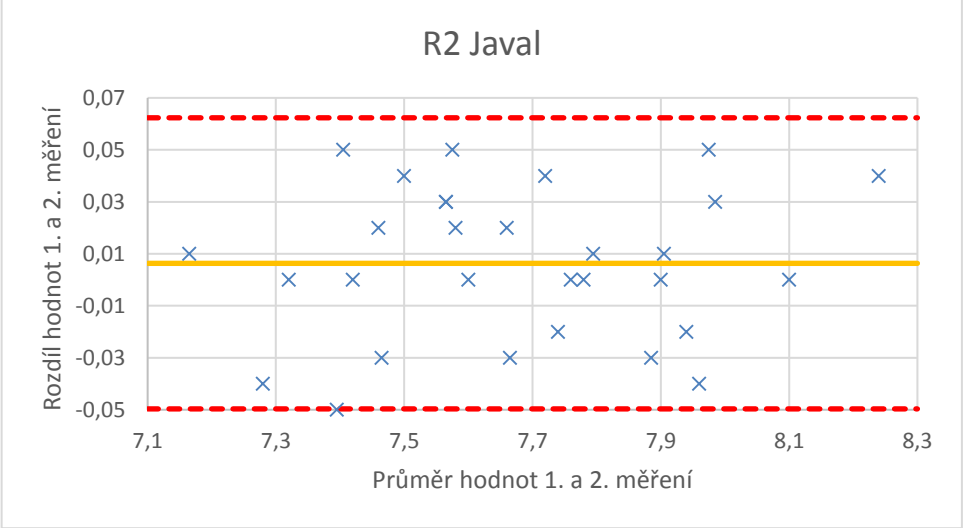
výsledky měření	**1.měření**	**1.-2. měření**		
	průměr ± SD (min; max)	průměr ± SD (min; max)	p-hodnota (t-test)	korelační koeficient
R1	7,86 ± 0,23 (7,34;8,35)	0,01 ± 0,035 (-0,08;0,09)	0,13	0,989
R2	7,68 ± 0,26 (7,17;8,26)	0,006 ± 0,029 (-0,05;0,05)	0,24	0,994
Rm	7,77 ± 0,24 (7,26;8,31)	0,008 ± 0,028 (-0,04;0,07)	0,12	0,993

Z hodnot byly dále vytvořeny Bland-Altmanovy grafy (Obr. 43-45) zobrazující na ose x průměr dvou hodnot a na ose y je rozdíl mezi 1. a 2. měřením na Pentacamu. Žlutá statisticky významná plná čára značí střední rozdíl, vrchní a spodní červená přerušovaná čára značí spodní a horní mez v intervalu spolehlivosti 95 %, kde by se měli hodnoty z hlediska statistiky vyskytovat. Grafy ukazují, že pro všechny parametry (hlavně u R1 je to nejvíce vidět)

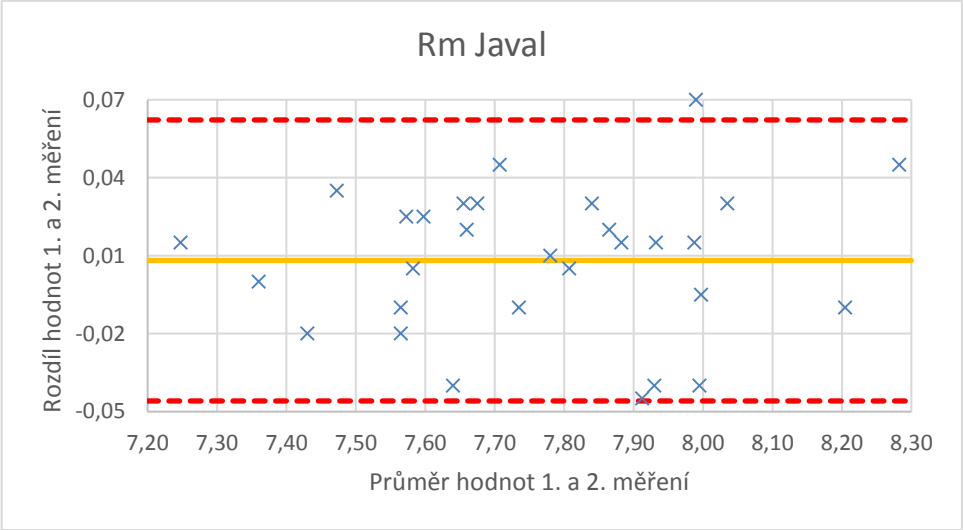
více ke kladné hodnotě. Grafy také ukazují, že pro vyšší naměřené hodnoty by byla přesnost nižší nebo vyšší.



Obr. 43: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením R1 u Javal



Obr. 44: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením R2 u Javal



Obr. 45: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením Rm u Javal

4.3 Porovnávání hodnot mezi přístroji

Pro parametr R1 byl naměřen nejvyšší průměrný rozdíl mezi přístroji Pentacam vs. ARK, nejnižší a tedy dle průměru nejlepší shoda mezi ARK vs. Javal. Signifikantní rozdíl byl pro porovnání přístrojů pro skoro všechna porovnání kromě porovnání mezi Keratograf vs. Javal. Nejnižší korelační koeficient měl Pentacam vs. Javal, nejvyšší korelační koeficient měl Keratograf vs. ARK.

Pro parametr R2 byl naměřen nejvyšší průměrný rozdíl mezi přístroji Pentacam vs. ARK, nejnižší a tedy dle průměru nejlepší shoda mezi ARK vs. Javal. Signifikantní rozdíl byl pro porovnání přístrojů pro skoro všechna porovnání kromě porovnání mezi Keratograf vs. ARK Keratograf vs. Javal a ARK vs. Javal. Nejnižší korelační koeficient měl Pentacam vs. Keratograf, Pentacam vs. Javal a Keratograf vs. ARK a nejvyšší korelační koeficient měl Keratograf vs. Javal.

Pro parametr Rm byl naměřen nejvyšší průměrný rozdíl mezi přístroji Pentacam vs. ARK, nejnižší a tedy dle průměru nejlepší shoda mezi ARK vs. Javal. Signifikantní rozdíl byl pro porovnání přístrojů pro skoro všechna porovnání kromě porovnání mezi Keratograf vs. Javal. Nejnižší korelační koeficient měl Pentacam vs. Javal, nejvyšší korelační koeficient Keratograf vs. ARK.

Veškeré hodnoty jsou zaznamenány v tabulce 9.

Tabulka 9: Tabulka rozdílu mezi přístroji pro 1. měření

	Pentacam vs. Keratograf	Pentacam vs. ARK	Pentacam vs. Javal	Keratograf vs ARK	Keratograf vs Javal	ARK vs Javal
R1: průměr ± SD [mm] (min; max) p- hodnota korelační koeficient	0,019 ± 0,042 (-0,06;0,14) **0,021*** 0,984	0,052 ± 0,037 (-0,01;0,16) **$2{,}705*10^{-8}$*** 0,987	0,033 ± 0,051 (-0,05;0,19) **0,0015*** 0,976	0,033 ± 0,033 (-0,02;0,14) **$1{,}19*10^{-5}$*** 0,990	0,014 ± 0,04 (-0,06;0,13) 0,071 0,985	-0,019 ± 0,047 (-0,11;0,15) **0,043*** 0,979
R2: průměr ± SD [mm] (min; max) p- hodnota korelační koeficient	0,039 ± 0,045 (-0,04;0,13) **0,0001*** 0,984	0,044 ± 0,043 (-0,05;0,14) **$3{,}389*10^{-46}$*** 0,985	0,034 ± 0,046 (-0,03;0,14) **0,0005*** 0,984	0,005 ± 0,045 (-0,1;0,07) 0,551 0,984	-0,005 ± 0,042 (-0,1;0,06) 0,496 0,987	-0,01 ± 0,052 (-0,09;0,1) 0,297 0,979
Rm: průměr ± SD [mm] (min; max) p- hodnota korelační koeficient	0,029 ± 0,037 (-0,03;0,13) **0,0002*** 0,988	0,047 ± 0,034 (-0,01;0,15) **$2{,}43*10^{-6}$*** 0,99	0,032 ± 0,041 (-0,045;0,15) **0,0002*** 0,985	0,018 ± 0,03 (-0,05;0,08) **0,003*** 0,992	0,003 ± 0,032 (-0,055;0,07) 0,585 0,991	-0,015 ± 0,037 (-0,075;0,09) **0,043*** 0,988
Ecc: průměr ± SD [-] (min; max) p- hodnota korelační koeficient	0,005 ± 0,072 (-0,21;0,25) 0,693 0,736					
Astig: průměr ± SD [D] (min; max) p- hodnota korelační koeficient	0,019 ± 0,042 (-0,06;0,14) 0,051 0,869					

** Signifikantní rozdíl*

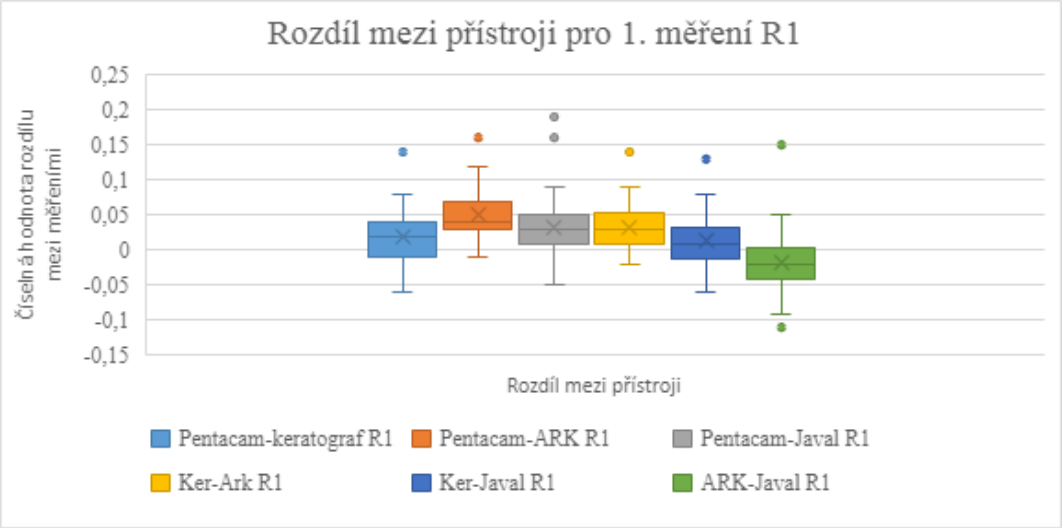
Z hodnot byly dále vytvořeny BoxPlot grafy (Obr. 46-50). Žlutá statisticky významná plná čára značí střední rozdíl, vrchní a spodní červená přerušovaná čára značí spodní a horní mez v intervalu spolehlivosti 95 %, kde by se měli hodnoty z hlediska statistiky vyskytovat. Grafy ukazují, že pro parametr R1 jsou hodnoty rozdílu mezi přístroji více ke kladné hodnotě, kromě rozdílu mezi ARK-Javal, kdy se hodnoty blíží spíše k záporné hodnotě.

U parametru R2 jsou hodnoty pro rozdíl mezi Pentacam-Keratograf, Pentacam-ARK, Pentacam-Javal spíše více ke kladné hodnotě. U Keratograf-ARK, Keratograf-Javal se hodnoty pohybují okolo nuly, zatímco pro ARK-Javal blíže spíše k záporným hodnotám.

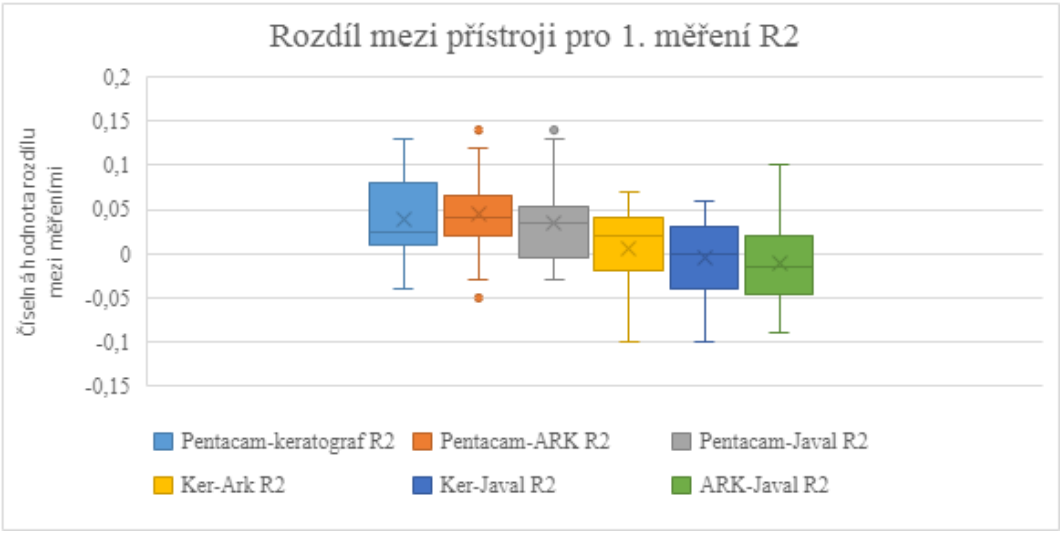
U parametru Rm jsou hodnoty pro rozdíl mezi Pentacam-Keratograf, Pentacam-ARK, Pentacam-Javal a Keratograf-ARK spíše více ke kladné hodnotě. U Keratograf-Javal se hodnoty pohybují okolo nuly a pro ARK-Javal se blíží spíše k záporným hodnotám.

U parametru Ecc se hodnoty rozdílu drží relativně kolem nuly, ale větší část hodnot se blíží ke kladné hodnotě. Pro parametr Astig se hodnotu rozdílu se hodnoty také relativně drží kolem nuly, ale větší část hodnot u tohoto parametru jde spíše k záporné hodnotě

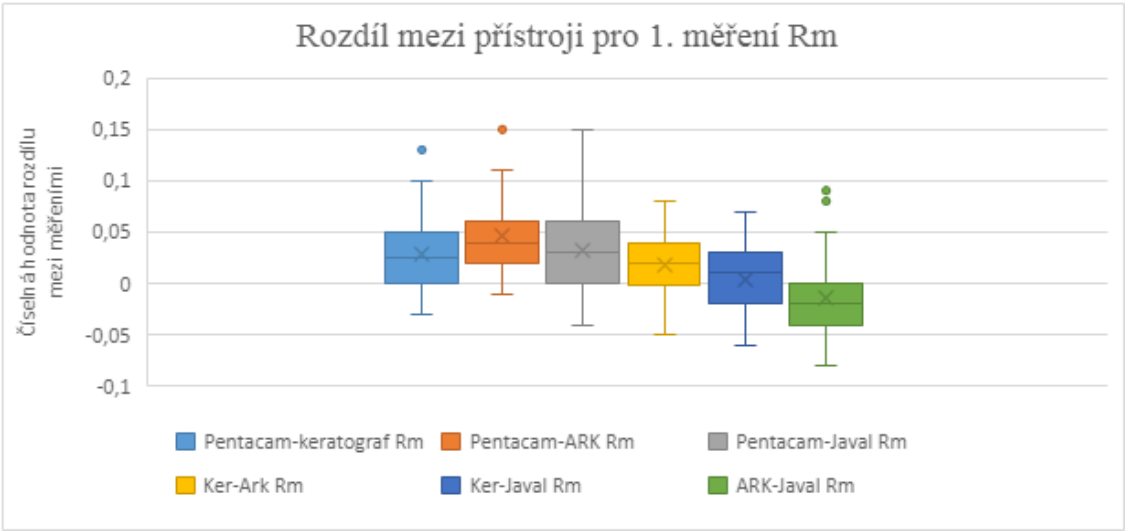
Grafy také ukazují, že pro vyšší naměřené hodnoty by byla přesnost nižší nebo vyšší.



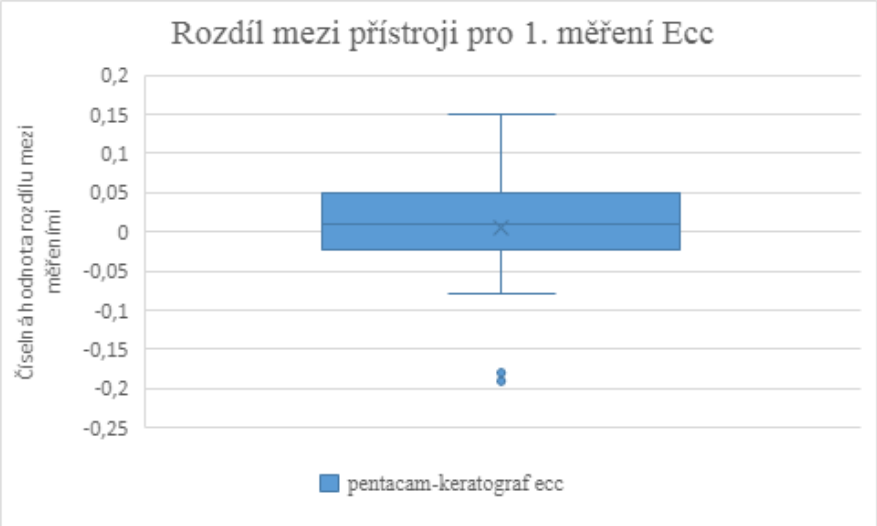
Obr. 46: Rozdíl mezi přístroji pro 1. měření R1



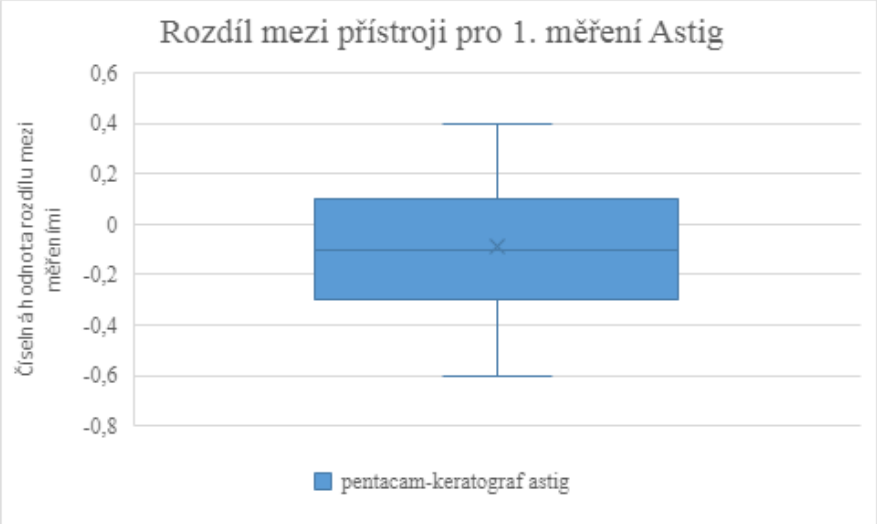
Obr. 47: Rozdíl mezi přístroji pro 1. měření R2



Obr. 48: Rozdíl mezi přístroji pro 1. měření Rm



Obr. 49: Rozdíl mezi přístroji Pentacam a Oculus Keratograf pro 1. měření Ecc



Obr. 50: Rozdíl mezi přístroji Pentacam a Oculus Keratograf pro 1. měření Astig

5 Diskuze

Získání dat proběhlo na fakultě ČVUT FBMI a proběhlo relativně snadno.

Stanovením cílů pro mou bakalářskou práci jsem došel k závěrům, které budou shrnuty v této kapitole. Jedním z těchto cílů byla myšlenka zabývající se porovnáním rozdílu mezi 1. a 2. měřením jednotlivých přístrojů a druhým z těchto cílů byla myšlenka zabývající rozdílem mezi přístroji mezi sebou pro 1. měření. Z toho také vznikl název pro mou bakalářskou práci.

Pro práci byly stanoveny 2 hypotézy, u kterých došlo ke statistické analýze a díky těmto výsledkům jsem se dobral k přijmutí či zamítnutí nulových hypotéz pro dané hodnoty.

5.1 Přesnost rozdílu mezi 1. a 2. měřením pro dané přístroje

Stanovení první nulové hypotézy zkoumající vztah rozdílu mezi 1. a 2. měřením pro dané přístroje a dané hodnoty. Z analýzy dat pro první hypotézu lze udělat závěr takový, že hodnota rozdílu mezi 1. a 2. měřením pro přístroj Pentacam je potvrzena pro všechny hodnoty kromě hodnoty R2. Pro podložení tohoto tvrzení, bylo vytvořené grafické znázornění, které můžeme najít pod Obr. 30-34. Z těchto grafů vyplývá, že nejpřesnější korelační koeficient, a tudíž největší přesnost pro danou skupinu probandů, je pro hodnoty R1, R2 a Rm. Hodnoty těchto korelačních koeficientů jsou mezi hodnotami od 0,994 do 0,997. Nejmenší korelační koeficient vyšel pro hodnotu Ecc a to v hodnotě 0,939.

Z těchto výše uvedených výsledků vyplývá, že u toho přístroje není statisticky významný rozdíl mezi 1. a 2. měřením. Z čehož plyne, že přístroj je velice přesný a tudíž lze přístroj aplikovat pro měření na více měření a následně udělat jejich porovnávání pro určitý soubor probandů, tak i pro celou populaci.

Z analýzy dat pro první hypotézu lze udělat závěr takový, že hodnota rozdílu mezi 1. a 2. měřením pro přístroj Oculus Keratograf je potvrzena pro všechny hodnoty kromě R1. Pro podložení tohoto tvrzení, bylo vytvořené grafické znázornění, které můžeme najít pod Obr. 35-39. Z těchto grafů vyplývá, že nejpřesnější korelační koeficient, a tudíž největší přesnost pro danou skupinu probandů, je pro hodnoty R1, R2 a Rm. Hodnoty těchto korelačních koeficientů jsou mezi hodnotami od 0,990 do 0,992. Nejmenší korelační koeficient vyšel pro hodnotu Ecc a to v hodnotě 0,772, což je ještě akceptovatelná hodnota měření.

Z těchto výše uvedených výsledků vyplývá, že u toho přístroje není statisticky významný rozdíl mezi 1. a 2. měřením. Z čehož plyne, že přístroj je velice přesný a tudíž lze přístroj

aplikovat pro měření na více měření a následně udělat jejich porovnávání i pro celou populaci. Jedinou výjimkou je Ecc, kdy sice potvrzujeme nulovou hypotézu, ale korelační koeficient nám vyšel na hraně akceptovatelné hodnoty, jak vyplývá ze studie [29]. Pro tuto hodnotu by tedy bylo potřeba zkusit naměřit více měření nebo porovnávat pro více probandů.

Z analýzy dat pro první hypotézu lze udělat závěr takový, že hodnota rozdílu mezi 1. a 2. měřením pro přístroj ARK je potvrzena pro všechny hodnoty. Pro podložení tohoto tvrzení, bylo vytvořené grafické znázornění, které můžeme najít pod Obr. 40-42. Z těchto grafů vyplývá, že nejpřesnější korelační koeficient, a tudíž největší přesnost pro danou skupinu probandů, je pro hodnoty R1 a Rm. Hodnoty těchto korelačních koeficientů jsou 0,998. Zbylý korelační koeficient pro hodnotu R2 vyšel v hodnotě 0,997.

Z těchto výše uvedených výsledků vyplývá, že u toho přístroje není statisticky významný rozdíl mezi 1. a 2. měřením. Z čehož plyne, že přístroj je velice přesný a tudíž lze přístroj aplikovat pro měření na více měření a následně udělat jejich porovnávání pro celou populaci. Zároveň se jednalo o nejpřesnější přístroj použitý na měření parametrů rohovky, co se týče parametrů R1, R2 a Rm. Tento přístroj má totiž hodnoty korelačních koeficientů blížící se velmi k 1, neboli 100 %.

Z analýzy dat pro první hypotézu lze udělat závěr takový, že hodnota rozdílu mezi 1. a 2. měřením pro přístroj Javal je potvrzena pro všechny hodnoty. Pro podložení tohoto tvrzení, bylo vytvořené grafické znázornění, které můžeme najít pod Obr. 43-45. Z těchto grafů vyplývá, že nejpřesnější korelační koeficient, a tudíž největší přesnost pro danou skupinu probandů, je pro hodnoty R2. Hodnota tohoto korelačního koeficientu je 0,994. Nejmenší korelační koeficient vyšel pro hodnotu R1, a to v hodnotě 0,989.

Z těchto uvedených výsledků vyplývá, že tento přístroj, ačkoli se nejedná o automatický přístroj, ale mechanický, lze tvrdit, že je poměrně velice přesný. Řekl bych, že u tohoto přístroje tomu tak je z důvodů kalibrace před každým začátkem měření pacienta, a tudíž jsme eliminovali na co nejmenší hodnotu chybovost přístroje.

Z hodnot korelačního koeficientu pro hodnoty R1, R2 a Rm vyplývá, že nejpřesnější přístroj je ARK s průměrnou hodnotou v 0,998. Nejméně přesný byl naopak Oculus Keratograf, kdy ho překonal i Javal keratometr s hodnotou 0,992, s průměrnou hodnotou 0,991.

Z hodnoty korelačního koeficientu pro hodnoty Ecc a Astig vyplývá, že přesnější přístroj pro měření Ecc je Pentacam s hodnotou 0,939 oproti Oculus Keratografu,

kdy je hodnota 0,772. Naopak pro Astig je přesnější přístroj Oculus Keratograf s hodnotou 0,962, oproti hodnotě 0,950, která vyšla pro Pentacam.

Jak již bylo zmíněno v kapitole 6.1, tak ze studie vyplývá, že pro všechny přístroje a hodnoty je hladina závislosti mezi měřeními na hodnotě „skvělá“, pouze pro hodnotu Ecc u přístroje Oculus Keratograf je hodnota na hladině závistlosti pouze „akceptovatelná“.

5.2 Přesnost rozdílu mezi přístroji pro 1. měření

V případě stanovení hypotézy $H_{0,2}$ byly vytvořeny tabulky 9, ve které jsou zaneseny hodnoty rozdílu mezi přístroji pro 1. měření. Z analýzy těchto dat vyplývá, že pro hodnotu R1 splňuje hypotézu $H_{0,2}$ pouze rozdíl mezi přístroji Keratograf-Javal, a tudíž potvrzujeme $H_{0,2}$ a u zbylých potvrzujeme alternativní možnost $H_{1,2}$. Pro hodnotu R2 potvrzujeme hypotézu H_{02} na hladině významnosti α = 0,05 pro rozdíly mezi přístroji Keratograf-ARK, Keratograf-Javal a ARK-Javal. U zbylých přístrojů hypotézu H_{02} zamítáme a potvrzujeme alternativní variantu $H_{1,2}$. Pro hodnotu Rm potvrzujeme hypotézu H_{02} na hladině významnosti α = 0,05 pro rozdíly mezi přístroji Keratograf-Javal. U zbylých přístrojů hypotézu H_{02} zamítáme a potvrzujeme alternativní variantu $H_{1,2}$. U hodnoty Ecc potvrzujeme H_{02} na hladině významnosti α = 0,05 a vyvracíme alternativní variantu $H_{1,2}$ pro rozdíl mezi Pentacam-Oculus Keratograf. A pro hodnotu Astig též potvrzujeme hypotézu H_{02} na hladině významnosti α = 0,05 pro daný rozdíl mezi Pentacam-Oculus Keratograf.

Z výše uvedených dat vyplývá, že pro většinu rozdílu mezi přístroji pro 1. měření je statisticky významný rozdíl mezi měřením na jednotlivých přístrojích, které jinak samostatně nemají statisticky významný rozdíl mezi měřeními.

Jak mezi sebou hodnoty rozdílu mezi přístroji korelují je popsáno pomocí korelačního koeficientu, též v tabulce 9. Nejvyšší hodnota korelačního koeficientu u hodnoty R1 je u rozdílu mezi Keratograf-ARK v hodnotě 0,99 a nejnižší hodnotou korelačního koeficientu u hodnoty R1 je rozdíl mezi Pentacam-Javal v hodnotě 0,976. Nejvyšší hodnota korelačního koeficientu u hodnoty R2 je u rozdílu mezi Keratograf-Javal v hodnotě 0,987 a nejnižší hodnotu korelačního koeficientu u hodnoty R2 má rozdíl mezi ARK-Javal v hodnotě 0,979. Nejvyšší hodnota korelačního koeficientu u hodnoty Rm je u rozdílu mezi Keratograf-ARK v hodnotě 0,992. Nejnižší hodnota korelačního koeficientu u hodnoty Rm je u rozdílu mezi Pentacam-Javal v hodnotě 0,985.

U hodnoty korelačního koeficientu u hodnoty Ecc je u rozdílu mezi Pentacamem a Keratografem hodnota 0,736. U hodnoty korelačního koeficientu u hodnoty Astig je u rozdílu mezi Pentacamem a Keratografem hodnota 0,869.

Z hodnot korelačního koeficientu vyplývá, že nejpřesnější rozdíl mezi přístroji pro hodnoty R1, R2 a Rm má Keratograf-ARK s průměrnou hodnotou korelačního koeficientu 0,989. Naopak nejméně přesný rozdíl mezi přístroji má Pentacam-Javal s průměrnou hodnotou korelačního koeficientu 0,981.

Po zhodnocení mých stanovených hypotéz mohu říci, že stanové nulové hypotézy nebyly přijaty pro téměř všechny hodnoty. Ovšem z hodnot korelačního koeficientu vyplývá, že pro hodnoty R1, R2 a Rm na hladině závislosti rozdílu mezi přístroji pro 1. měření jsou hodnoty, podle studie zmíněné v kapitole 6.1, na hladině skvělé. Pouze u hodnot rozdílu mezi Pentacam- Keratograf je pro Ecc hladina dobrá a pro Astig pouze akceptovatelná.

5.3 Porovnání se studiemi

Z mých výsledků vyplývá, že s porovnáním se studiemi mi vychází, že jednotlivé přístroje jsou samostatně relativně přesné a není mezi hodnotami rozdílu mezi 1. a 2. měřením statisticky významný rozdíl, stejně jako tomu bylo třeba ve studii Sel et all (2017) [31], kdy též vycházelo, že jednotlivé přístroje jsou velice přesné a lze s nimi tudíž měřit opakovaně rohovkové parametry. Též mi vychází, jako ve studiích, že jakmile se má zjistit možnost opakovatelnosti pro přístroje mezi sebou, tak je rozdíl hodnot mezi 1. měřením pro přístroje mezi sebou statistický významně rozdílný a tudíž není vhodné nahradit hodnoty jednoho přístroje druhým.

6 Závěr

V teoretické části bakalářské práce je popsána rohovka, její tvar a její parametry. Hlavním cílem teoretické části bakalářské práce bylo vysvětlení principů metod měření parametrů rohovky a jejich využití. Důraz byl kladen na keratometrii, rohovkovou topografii a Scheimpflugovo zobrazování rohovky. Přístroje využívajících těchto metod byly následně používány v praktické části bakalářské práce. Dále byly popsány studie z minulosti týkající se měření rohovkových parametrů.

Součástí praktické části bakalářské práce byla experimentální měření a jejich statistické zpracování a vyhodnocení. Byla popsána metodika měření, postupy měření na jednotlivých přístrojích a zpracované statistické metody použité pro vyhodnocení měření.

Cílem první části praktického měření bylo porovnání čtyř přístrojů využívajících metod zmíněných v teoretické části a to pomocí zjištění rozdílu mezi 1. a 2. měřením pro určité hodnoty k danému přístroji. Ze statistické analýzy nevyplývá statisticky významný rozdíl mezi 1. a 2. měřením na všech přístrojích, které navíc korelují spolu na 77 – 99,8 %. Nejlepší korelace dosahovaly průměrné hodnoty na přístroji ARK 99,7 – 99,8 %. Naopak nejhorší korelace dosahovaly hodnoty na přístroji Oculus Keratograf 5M 99 - 99,2 %.

V druhé části praktického měření bylo porovnávání rozdílu mezi přístroji pro 1. měření. Ze statistické analýzy vyplývá statisticky významný rozdíl mezi přístroji pro všechny rozdíly mezi přístroji, které ale spolu korelují na 73,6 – 99,2 %. Nejlepší korelace dosahovaly průměrné hodnoty na rozdílu mezi Oculus Keratograf-ARK v hodnotě 98,4 – 99,2 %. Nejhorší korelace dosahovaly hodnoty na rozdílu mezi Pentacam-Javal v hodnotě 97,6 – 98,5 %.

Seznam použité literatury

[1] BENJAMIN, William J. a Irvin M. BORISH. *Borish's clinical refraction*. 2nd ed. St. Louis Mo.: Butterworth Heinemann/Elsevier, c2006. ISBN: 9780750675246.

[2] KASCHKE, Michael, Karl-Heinz DONNERHACKE a Michael Stefan RILL. *Optical devices in ophthalmology and optometry: technology, design principles, and clinical applications*. Weinheim: Wiley-VCH, c2014. ISBN 978-3-527-41068-2.

[3] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3. Svazek I, Nauka o cévách*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-5636-3.

[4] KOLÍN, J.. *Oftalmologie praktického lékaře.* Praha, Univerzita Karlova, 1994. ISBN: 80-7066-861-X.

[5] RABBETTS, Ronald B. *Bennett & Rabbetts' clinical visual optics*. 4th ed. New York: Elsevier/Butterworth Heinemann, 2007. ISBN 978-0-7506-8874-1.

[6] KUCHYNKA, P. a kol. *Oční lékařství.* Praha, Grada, 2007. ISBN: 978-80-247-1163-8.

[7] KRACHMER, J., MANNIS, M., HOLLAND, E. *Cornea 1, Fundamentals of cornea and external disease.* First edition. St. Louis : Mosby-Year Book, Inc., 1997. ISBN 0 8151 5249 3.

[8] KRACHMER, Jay H., Mark J. MANNIS a Edward J. HOLLAND, ed. *Cornea*. 2nd ed. Philadelphia, Pa.: Elsevier Mosby, 2005. ISBN 0-323-02315-0.

[9] HOBBS, H.E. *Principles of Ophthalmology*. Elsevier Science, Oct 22, 2013. ISBN 9781483281339.

[10] READ S.A., COLLINS M.J., Diurnal variation of corneal shape and thickness, Optom Vis Sci, ročník 86, číslo 3, 2009, Březen, pp. 170-180 s.

[11] KUCHYNKA, Pavel. *Oční lékařství*. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 9788024750798

[12] CORBETT, M., ROSEN, E., O´BRART, D. *Corneal Topography: Principles and applications.* London: BMJ Publishing Group, 1999. ISBN 0-7279-1068-X

[13] ROZSÍVAL, Pavel. *Oční lékařství*. Praha: Galén, c2006. ISBN 80-7262-404-0.

[14] GEORGE SMITH; DAVID ATCHISON. *Optics of the human eye*. Oxford [u.a.]: Butterworth-Heinemann, 2000. ISBN 9780750637756.

[15] PETROVÁ, S., MAŠKOVÁ, Z., JUREČKA, T. *Základy aplikace kontaktních čoček.* Brno, NCO NZO, 2008. ISBN: 978-80-7013-470-2

[16] MÜLLER-TREIBER, A. *Kontaktlinsen Know-how.* Heildeberg: DOZ-Verlag, 2009. IBSN 978-3-922269-92-2

[17] BENEŠ, Pavel. *Keratometrie - princip, měření, rozvržení a excentricita keratometrických hodnot v populaci*. Brno, 2012. Disertační práce. Masarykova univerzita v Brně. Vedoucí práce Doc. MUDr. Svatopluk Synek, CSc.

[18] Měření a analýza parametrů rohovky - PDF Free Download. *Představujeme Vám pohodlné a bezplatné nástroje pro publikování a sdílení informací.* [online]. Copyright © DocPlayer.cz [cit. 11.08.2022]. Dostupné z: https://docplayer.cz/110792406-Mereni-a-analyza-parametru-rohovky.html

[19] KVAPILÍKOVÁ, K.: Anatomie a embryologie oka, 1. vydání, Brno, Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2000, 206 s., ISBN 80-7013-313-9.

[20] http://old.gis.zcu.cz/studium/mk2/multimedialni_texty/index_soubory/hlavni_soubory/zaklady.html

[21] 3 druhy astigmatismu a jejich korekce | CooperVision Czech Republic. *Kontaktní Čočky | Oční Čočky* | CooperVision [online]. Copyright © 2022 [cit. 02.05.2022]. Dostupné z: https:\\coopervision.cz\blog\tri-druhy-astigmatismu

[22] DOSTÁLOVÁ, Lenka. *Topografie rohovky*. Olomouc, 2009. Bakalářská práce. Univerzita Palackého v Olomouci. Vedoucí práce Mgr.František Pluháček Ph.D.

[23] BENEŠ, Pavel. *Přístroje pro optometrii a oftalmologii*. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2015. ISBN 978-80-7013-577-8.

[24] RUTRLE, Miloš. *Přístrojová optika: učební texty pro oční optiky a oční techniky, optometristy a oftalmology*. Vyd. 1. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2000. ISBN 8070133015

[25] TOPCON TRK-1P INSTRUCTION MANUAL Pdf Download | ManualsLib. *ManualsLib – Makes it easy to find manuals online!* [online]. Dostupné z: https://www.manualslib.com/manual/1431707/Topcon-Trk-1p.html#manual

[26] VESELÝ, Petr a Pavel BENEŠ. *Vyšetřovací metody v optometrii: a interpretace jejich výsledků v praxi*. Praha: Grada Publishing, 2019. ISBN 978-80-271-2071-0.

[27] OCULUS Keratograph 5M – Topografie – Oculus Keratograph 5M – OCULUS Optokgeräte GmbH. OCULUS – OCULUS Optikgeräte GmbH [online]. Copyright © 2022 OCULUS [cit. 07. 05. 2022]. Dostupné z: https://www.oculus.de/cz/produkty/topografie/keratograph-5m/oculus-keratograph-5m/

[28] Optician/optometrist with Pentacam®. 301 *Moved Permanently* [online]. Copyright © 2022 OCULUS [cit. 07.05.2022]. Dostupné z: https://www.pentacam.com/int/opticianoptometrist-with-pentacamr.html

[29] ROZSÍVAL, P.: *Trendy soudobé oftalmologie*, svazek 4, 1. vydání, Praha, Galén, 2007, 325 s., ISBN 978-80-7262-470-6

[30] Kumar, Mukesh; Shetty, Rohit; Jayadev, Chaitra; Rao, Harsha L; Dutta, Debarun[1]. Repeatability and agreement of five imaging systems for measuring anterior segment parameters in healthy eyes. Indian Journal of Ophthalmology: April 2017 - Volume 65 - Issue 4 - p 288-294 doi: 10.4103/ijo.IJO_729_16

[31] SEL, Saadettin, et al. Repeatability and agreement of Scheimpflug-based and swept-source optical biometry measurements. *Contact Lens and Anterior Eye*, 2017, 40.5: 318-322.

[32] OCULUS PENTACAM INSTRUCTION MANUAL Pdf Download | ManualsLib. *ManualsLib – Makes it easy to find manuals online!* [online]. Dostupné z: https://www.manualslib.com/manual/1897844/Oculus-Pentacam.html#manual

[33] What is a Keratometer? | 2 types | Important Steps to Use. Home – Lambda Geeks [online]. Copyright © 2022, LambdaGeeks.com [cit. 07.05.2022]. Dostupné z: https://lambdageeks.com/keratometer-2-important-types-steps-to-use/

Seznam symbolů a zkratek

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
Astig	Astigmatismus
CCD	Zařízení s vázanými náboji
ε, Ecc	Excentricita rohovky
D	Dioptrie
HVID	Horizontální viditelný průměr duhovky
Q	Asféricita rohovky
r	Necentrální zakřivení
r_1	Poloměr zakřivení centrální části přední plochy rohovky
r_2	Poloměr zakřivení centrální části zadní plochy rohovky
R_0	Centrální poloměr zakřivení
R1	Poloměr zakřivení plošší
R2	Poloměr zakřivení strmější
Rm	Průměrný poloměr zakřivení v centrální zóně rohovky
R_{0h}	Poloměr zakřivení řezu horizontálního
R_{0v}	Poloměru zakřivení řezu vertikálního
μm	mikrometr
W+W	White to White průměr rohovky

Seznam obrázků

Obr. 1: Řez rohovkou (převzato z [13]) 8
Obr. 2: Obrázek k výpočtu průměrné excentricity (převzato z [18]) 10
Obr. 3: Poloměry zakřivení rohovky (převzato z[12]) 10
Obr. 4: Elipsoid (převzato z [20]) 12
Obr. 5: Sturmův konoid (převzato z [2]) 13
Obr. 6: Auto-Kerato-Refracto-Tonometer Topcon TRK-1P [zdroj: autor] 16
Obr. 7: Princip keratometru (převzato z [2]) 17
Obr. 8: Helmholtzův keratometr (převzato z [2]) 18
Obr. 9: Sutcliffův keratometr OM-4 (převzato z [17]) 19
Obr. 10: Testové značky Sutcliffeova keratometru (převzato z [17]) 19
Obr. 11: Littmannův keratometr (převzato z [2]) 20
Obr. 12: Javal–Schiötzův keratometr [zdroj: autor] 21
Obr. 13: Princip Javal-Schiötza oftalmometru (převzato z [2]) 22
Obr. 14: Testové značky Javal-Schiötzova keratometru (převzato z [2]) 22
Obr. 15: Promítání Placido disků (převzato z [2]) 24
Obr. 16: Projekce Placido disků na oku [zdroj: autor] 26
Obr. 17: Zakřivení rohovky (převzato [2]) 28
Obr. 18: Oculus Keratograf 5M [zdroj: autor] 30
Obr. 19: Technický výkres Oculus Keratograf 5M (převzato z [27]) 31
Obr. 20: Pentacam® [zdroj: autor] 33
Obr. 21: Scheimpflugovo zobrazování rotačních štěrbinových projekcí [2] 34
Obr. 22: Scheimpflugův princip (převzato z [2]) 35
Obr. 23: Graf s procentuálním rozložením pohlaví 40
Obr. 24: Graf rozložení věku v souboru 40
Obr. 25: Příklad zobrazení výsledku hodnot [zdroj: autor] 42
Obr. 26: Vyšetření z pohledu pacienta [zdroj: autor] 43
Obr. 27: Příklad zobrazení výsledku hodnot [zdroj: autor] 43
Obr. 28: Kalibrační čočka [zdroj: autor] 44
Obr. 29: Vyšetření z pohledu pacienta [zdroj: autor] 45
Obr. 30: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením R1 u Pentacam® 49
Obr. 31: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením R2 u Pentacam® 50
Obr. 32: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením Rm u Pentacam® 50
Obr. 33: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením Ecc u Pentacam® 50
Obr. 34: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením Astig u Pentacam® 51
Obr. 35: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením R1 u Oculus Keratograf 5M 52
Obr. 36: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením R2 u Oculus Keratograf 5M 53
Obr. 37: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením Rm u Oculus Keratograf 5M 53
Obr. 38: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením Ecc u Oculus Keratograf 5M 53
Obr. 39: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením Astig u Oculus Keratograf 5M 54
Obr. 40: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením R1 u ARK TRK- 1P 55
Obr. 41: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením R2 u ARK TRK- 1P 55

Obr. 42: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením Rm u ARK TRK- 1P.....56
Obr. 43: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením R1 u Javal.....57
Obr. 44: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením R2 u Javal.....57
Obr. 45: Bland-Altmanův graf rozdílu mezi 1. a 2. měřením Rm u Javal 58
Obr. 46: Rozdíl mezi přístroji pro 1. měření R1.....61
Obr. 47: Rozdíl mezi přístroji pro 1. měření R2.....61
Obr. 48: Rozdíl mezi přístroji pro 1. měření Rm.....61
Obr. 49: Rozdíl mezi přístroji Pentacam a Oculus Keratograf pro 1. měření Ecc 62
Obr. 50: Rozdíl mezi přístroji Pentacam a Oculus Keratograf pro 1. měření Astig.....62

Seznam tabulek

Tabulka 1 - Tvary řezů v meridiánech (převzato z [14-17]) 9
Tabulka 2 - Průměrné hodnoty centrálního zakřivení (převzato z [12]) 11
Tabulka 3 - Optická mohutnost (převzato z [12]) 15
Tabulka 4 - Index lomu (převzato z [12]) 15
Tabulka 5- Tabulka hodnot pro přístroj Pencam® 49
Tabulka 6 – Tabulka hodnot pro přístroj Oculus Keratograf 5M 52
Tabulka 7 - Tabulka hodnot pro přístroj ARK TRK-1P 54
Tabulka 8 - Tabulka hodnot pro přístroj Javal keratometr 56
Tabulka 9: Tabulka rozdílu mezi přístroji pro 1. měření 59

Seznam příloh

Příloha 1

respondent	1. měření				
	R1	R2	Rm	ecc	astig
1	8,36	8,23	8,29	0,68	0,7
2	7,85	7,7	7,77	0,57	0,8
3	7,77	7,56	7,66	0,58	1,2
4	7,91	7,74	7,83	0,47	1
5	7,68	7,54	7,61	0,4	0,8
6	7,89	7,71	7,8	0,51	1
7	8,33	8,16	8,25	0,66	0,9
8	7,49	7,35	7,42	0,47	0,6
9	8,17	7,99	8,08	0,48	1
10	7,77	7,58	7,67	0,58	1,1
11	7,76	7,41	7,59	0,55	2,1
12	7,99	7,91	7,95	0,54	0,5
13	8,05	7,98	8,01	0,6	0,6
14	8,02	7,93	7,97	0,61	0,5
15	7,68	7,55	7,61	0,45	0,8
16	7,58	7,47	7,52	0,53	0,7
17	7,8	7,51	7,65	0,54	1,7
18	7,63	7,35	7,49	0,53	1,7
19	8,08	7,92	8	0,71	0,9
20	8,06	7,8	7,93	0,31	1,4
21	8,13	7,81	7,97	0,52	1,7
22	7,83	7,71	7,77	0,46	0,7
23	7,7	7,56	7,63	0,53	0,8
24	7,85	7,64	7,74	0,54	1,2
25	7,36	7,14	7,25	0,52	1,4
26	7,8	7,58	7,69	0,61	1,2
27	8,02	7,82	7,92	0,34	1,1
28	7,99	7,74	7,86	0,56	1,4
29	8,03	7,98	8	0,61	0,3
30	8,07	8,05	8,06	0,36	0,7

Příloha 2

respondent	2. měření				
	R1	R2	Rm	ecc	astig
1	8,36	8,21	8,29	0,69	0,7
2	7,84	7,67	7,75	0,58	0,9
3	7,77	7,56	7,64	0,54	0,9
4	7,89	7,74	7,82	0,51	0,8
5	7,68	7,53	7,61	0,41	0,8
6	7,81	7,65	7,73	0,59	0,9
7	8,33	8,14	8,23	0,66	0,9
8	7,45	7,34	7,4	0,49	0,6
9	8,15	7,98	8,06	0,52	0,9
10	7,77	7,57	7,67	0,57	1,1
11	7,76	7,43	7,59	0,55	2
12	7,97	7,9	7,94	0,53	0,4
13	8,07	7,95	8,01	0,6	0,6
14	7,98	7,93	7,96	0,61	0,3
15	7,66	7,56	7,61	0,47	0,6
16	7,58	7,48	7,53	0,46	0,6
17	7,79	7,48	7,63	0,56	1,8
18	7,65	7,37	7,51	0,57	1,7
19	8,09	7,87	7,98	0,71	1,2
20	8,06	7,8	7,93	0,3	1,4
21	8,13	7,79	7,96	0,53	1,8
22	7,83	7,67	7,75	0,51	0,6
23	7,72	7,55	7,63	0,52	1
24	7,85	7,64	7,75	0,54	1,4
25	7,38	7,15	7,27	0,47	1,5
26	7,79	7,52	7,66	0,66	1,6
27	8,05	7,83	7,94	0,4	1,2
28	8,01	7,74	7,87	0,53	1,5
29	8,03	7,98	8	0,6	0,3
30	8,13	8,05	8,09	0,34	0,7

Příloha 3

respondent	3. měření				
	R1	R2	Rm	ecc	astig
1	8,36	8,22	8,29	0,69	0,7
2	7,85	7,69	7,77	0,57	0,9
3	7,77	7,56	7,66	0,56	1,1
4	7,89	7,73	7,81	0,54	0,9
5	7,66	7,51	7,58	0,43	0,9
6	7,82	7,66	7,74	0,57	0,9
7	8,33	8,13	8,23	0,66	1
8	7,45	7,36	7,4	0,51	0,5
9	8,17	7,98	8,08	0,5	1
10	7,77	7,59	7,68	0,59	1,1
11	7,77	7,43	7,59	0,54	2
12	7,99	7,9	7,94	0,52	0,5
13	8,03	7,94	7,99	0,64	0,6
14	8,07	7,95	8,01	0,49	0,6
15	7,68	7,57	7,62	0,43	0,6
16	7,56	7,47	7,52	0,49	0,6
17	7,8	7,47	7,63	0,58	1,9
18	7,65	7,35	7,5	0,56	1,8
19	8,16	7,91	8,03	0,69	1,3
20	8,07	7,85	7,96	0,23	1,4
21	8,13	7,81	7,97	0,52	1,8
22	7,81	7,7	7,75	0,55	0,9
23	7,71	7,58	7,65	0,52	0,7
24	7,88	7,64	7,76	0,54	1,3
25	7,37	7,14	7,26	0,51	1,4
26	7,81	7,52	7,66	0,68	1,7
27	8,07	7,81	7,94	0,39	1,4
28	8	7,75	7,87	0,55	1,4
29	8,01	7,97	7,99	0,61	0,3
30	8,08	8,02	8,05	0,35	0,7

Příloha 4

respondent	1. měření				
	R1	R2	Rm	ecc	astig
1	8,32	8,18	8,25	0,760	0,7
2	7,86	7,61	7,73	0,520	1,4
3	7,73	7,48	7,61	0,590	1,5
4	7,86	7,75	7,8	0,480	0,6
5	7,67	7,47	7,57	0,320	1,2
6	7,82	7,59	7,7	0,510	1,3
7	8,38	8,1	8,24	0,640	1,4
8	7,43	7,37	7,4	0,390	0,4
9	8,03	7,86	7,95	0,520	0,9
10	7,78	7,6	7,69	0,560	1,0
11	7,73	7,43	7,58	0,540	1,8
12	8,02	7,9	7,96	0,440	0,6
13	8,07	7,96	8,01	0,590	0,6
14	8,01	7,91	7,96	0,660	0,5
15	7,65	7,52	7,58	0,380	0,8
16	7,58	7,46	7,52	0,380	0,8
17	7,76	7,43	7,6	0,520	1,9
18	7,59	7,3	7,44	0,550	1,7
19	8,11	7,9	8	0,700	1,1
20	8,03	7,79	7,91	0,500	1,3
21	8,11	7,73	7,92	0,540	2,0
22	7,77	7,61	7,69	0,480	0,9
23	7,7	7,54	7,62	0,480	0,9
24	7,9	7,64	7,77	0,570	1,5
25	7,36	7,13	7,24	0,400	1,5
26	7,78	7,52	7,65	0,660	1,5
27	7,94	7,7	7,82	0,520	1,3
28	7,97	7,78	7,87	0,540	1,2
29	7,99	7,96	7,97	0,590	0,2
30	8,13	8,02	8,08	0,330	0,6

Příloha 5

respondent	2.měření				
	R1	R2	Rm	ecc	astig
1	8,35	8,21	8,28	0,730	0,7
2	7,85	7,68	7,77	0,580	0,9
3	7,72	7,45	7,58	0,650	1,6
4	7,84	7,73	7,78	0,530	0,6
5	7,6	7,4	7,5	0,400	1,2
6	7,8	7,62	7,71	0,470	1
7	8,32	8,08	8,2	0,650	1,2
8	7,41	7,34	7,37	0,440	0,5
9	8,03	7,85	7,94	0,560	1
10	7,84	7,67	7,76	0,580	0,9
11	7,73	7,42	7,57	0,570	1,8
12	7,98	7,9	7,94	0,470	0,5
13	8,06	7,95	8	0,570	0,6
14	8,01	7,93	7,97	0,670	0,4
15	7,62	7,5	7,56	0,370	0,7
16	7,58	7,46	7,52	0,450	0,7
17	7,76	7,44	7,6	0,510	1,9
18	7,6	7,29	7,45	0,560	1,8
19	8,05	7,85	8	0,690	1,2
20	7,98	7,75	7,86	0,130	1,3
21	8,11	7,74	7,92	0,510	2
22	7,75	7,58	7,67	0,430	1
23	7,76	7,58	7,67	0,490	1
24	7,9	7,65	7,78	0,530	1,4
25	7,35	7,12	7,24	0,420	1,5
26	7,79	7,52	7,66	0,670	1,6
27	7,94	7,71	7,82	0,490	1,3
28	7,94	7,71	7,82	0,580	1,2
29	7,98	7,95	7,97	0,590	0,2
30	8,07	7,95	8,01	0,360	0,6

Příloha 6

respondent	3.měření				
	R1	R2	Rm	ecc	astig
1	8,45	8,3	8,371	0,750	0,7
2	7,84	7,66	7,75	0,600	1
3	7,75	7,42	7,59	0,640	1,5
4	7,82	7,68	7,75	0,530	0,8
5	7,67	7,47	7,57	0,350	1,2
6	7,85	7,66	7,75	0,510	1,1
7	8,36	8,11	8,24	0,610	1,2
8	7,43	7,32	7,34	0,420	0,7
9	8,06	7,87	7,97	0,560	1
10	7,77	7,56	7,66	0,580	1,2
11	7,74	7,44	7,59	0,550	1,8
12	7,98	7,88	7,93	0,450	0,6
13	8,02	7,9	7,96	0,570	0,6
14	8	7,93	7,96	0,670	0,4
15	7,65	7,53	7,59	0,400	0,7
16	7,58	7,47	7,52	0,360	0,7
17	7,76	7,45	7,61	0,510	1,8
18	7,6	7,28	7,44	0,530	1,8
19	8,02	7,83	7,98	0,680	1
20	7,94	7,73	7,83	0,320	1,2
21	8,1	7,77	7,94	0,510	1,8
22	7,75	7,59	7,67	0,460	0,9
23	7,7	7,54	7,62	0,500	0,9
24	7,9	7,64	7,77	0,560	1,4
25	7,31	7,06	7,19	0,430	1,6
26	7,78	7,52	7,65	0,680	1,5
27	7,93	7,7	7,82	0,540	1,3
28	8	7,75	7,88	0,570	1,4
29	8,01	7,97	7,99	0,600	0,2
30	8,11	7,99	8,05	0,340	0,7

Příloha 7

respondent	1.měření		
	R1	R2	Rm
1	8,32	8,2	8,26
2	7,82	7,67	7,75
3	7,71	7,44	7,58
4	7,85	7,72	7,79
5	7,61	7,45	7,53
6	7,77	7,61	7,69
7	8,3	8,12	8,21
8	7,4	7,31	7,36
9	8,01	7,85	7,93
10	7,75	7,54	7,65
11	7,71	7,4	7,56
12	7,96	7,86	7,91
13	8,02	7,89	7,96
14	7,95	7,88	7,92
15	7,62	7,52	7,57
16	7,54	7,41	7,48
17	7,74	7,45	7,6
18	7,6	7,33	7,47
19	8,05	7,86	7,96
20	7,94	7,76	7,85
21	8,1	7,83	7,97
22	7,79	7,69	7,71
23	7,71	7,56	7,64
24	7,85	7,58	7,72
25	7,35	7,17	7,26
26	7,78	7,5	7,64
27	7,93	7,71	7,82
28	7,97	7,74	7,85
29	7,96	7,94	7,95
30	8,1	7,99	8

Příloha 8

respondent	2.měření		
	R1	R2	Rm
1	8,31	8,17	8,24
2	7,82	7,68	7,75
3	7,72	7,42	7,57
4	7,84	7,73	7,79
5	7,64	7,48	7,56
6	7,79	7,6	7,7
7	8,29	8,1	8,2
8	7,38	7,3	7,34
9	8,01	7,86	7,94
10	7,71	7,56	7,64
11	7,72	7,4	7,56
12	7,96	7,86	7,91
13	8	7,86	7,93
14	7,96	7,89	7,93
15	7,62	7,49	7,56
16	7,52	7,44	7,48
17	7,74	7,45	7,6
18	7,58	7,33	7,46
19	8,06	7,9	7,95
20	7,95	7,77	7,86
21	8,13	7,83	7,98
22	7,78	7,64	7,71
23	7,69	7,53	7,61
24	7,86	7,61	7,74
25	7,35	7,17	7,26
26	7,78	7,5	7,64
27	7,92	7,7	7,81
28	7,96	7,73	7,84
29	7,96	7,94	7,95
30	8,1	7,99	8

Příloha 9

respondent	3.měření		
	R1	R2	Rm
1	8,32	8,19	8,25
2	7,83	7,69	7,76
3	7,7	7,4	7,56
4	7,85	7,72	7,79
5	7,63	7,47	7,55
6	7,79	7,61	7,7
7	8,29	8,09	8,19
8	7,38	7,29	7,34
9	8,01	7,87	7,94
10	7,74	7,55	7,64
11	7,71	7,39	7,55
12	7,95	7,87	7,91
13	8,01	7,9	7,96
14	7,96	7,89	7,93
15	7,62	7,5	7,56
16	7,54	7,41	7,48
17	7,74	7,45	7,6
18	7,57	7,3	7,44
19	8,12	7,85	7,96
20	8,03	7,81	7,92
21	8,11	7,8	7,96
22	7,77	7,64	7,71
23	7,7	7,54	7,62
24	7,87	7,61	7,74
25	7,34	7,16	7,25
26	7,78	7,5	7,64
27	7,93	7,71	7,82
28	7,97	7,74	7,85
29	7,96	7,94	7,95
30	8,1	7,99	8

Příloha 10

respondent	1.měření		
	R1	R2	Rm
1	8,35	8,26	8,31
2	7,81	7,65	7,73
3	7,75	7,42	7,59
4	7,86	7,76	7,81
5	7,66	7,45	7,56
6	7,88	7,58	7,73
7	8,3	8,1	8,20
8	7,4	7,32	7,36
9	8,01	7,94	7,98
10	7,74	7,6	7,67
11	7,75	7,37	7,56
12	7,95	7,87	7,91
13	8,06	7,93	8,00
14	7,97	7,91	7,94
15	7,65	7,52	7,59
16	7,55	7,43	7,49
17	7,75	7,47	7,61
18	7,58	7,26	7,42
19	8,09	7,9	8,00
20	8	7,78	7,89
21	8,05	7,73	7,89
22	7,64	7,6	7,62
23	7,75	7,59	7,67
24	7,9	7,67	7,79
25	7,34	7,17	7,26
26	7,8	7,58	7,69
27	7,95	7,8	7,88
28	7,97	7,74	7,86
29	8,05	8	8,03
30	8,1	8	8,05

Příloha 11

respondent	2.měření		
	R1	R2	Rm
1	8,3	8,22	8,26
2	7,8	7,68	7,74
3	7,74	7,42	7,58
4	7,85	7,76	7,81
5	7,67	7,48	7,58
6	7,82	7,55	7,69
7	8,32	8,1	8,21
8	7,4	7,32	7,36
9	8,05	7,98	8,02
10	7,73	7,55	7,64
11	7,72	7,42	7,57
12	8	7,9	7,95
13	8,05	7,95	8,00
14	7,95	7,9	7,93
15	7,64	7,48	7,56
16	7,53	7,38	7,46
17	7,72	7,45	7,59
18	7,58	7,3	7,44
19	8,06	7,9	7,98
20	7,97	7,78	7,88
21	8,12	7,75	7,94
22	7,72	7,6	7,66
23	7,73	7,57	7,65
24	7,9	7,65	7,78
25	7,32	7,16	7,24
26	7,77	7,55	7,66
27	7,92	7,79	7,86
28	7,95	7,7	7,83
29	7,96	7,95	7,96
30	8,07	7,97	8,02

Příloha 12

respondent	3.měření		
	R1	R2	Rm
1	8,3	8,2	8,25
2	7,79	7,66	7,73
3	7,7	7,4	7,55
4	7,83	7,78	7,81
5	7,67	7,46	7,57
6	7,8	7,52	7,66
7	8,32	8,15	8,24
8	7,4	7,25	7,33
9	8,07	7,91	7,99
10	7,71	7,5	7,61
11	7,75	7,41	7,58
12	7,9	7,85	7,88
13	8	7,95	7,98
14	7,96	7,9	7,93
15	7,62	7,52	7,57
16	7,55	7,42	7,49
17	7,78	7,43	7,61
18	7,6	7,32	7,46
19	8,08	7,91	8,00
20	8,02	7,75	7,89
21	8,12	7,78	7,95
22	7,75	7,67	7,71
23	7,75	7,54	7,65
24	7,92	7,65	7,79
25	7,3	7,16	7,23
26	7,75	7,5	7,63
27	7,97	7,75	7,86
28	7,94	7,7	7,82
29	7,97	7,97	7,97
30	8,07	7,93	8,00