České vysoké učení technické v Praze Fakulta biomedicínského inženýrství

# Disertační práce

listopad 2023

Ing. Eliška Palkovičová

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

## VÝVOJ METODY PRO MĚŘENÍ POLOHY NITROOČNÍ ČOČKY

Disertační práce

## Ing. Eliška Palkovičová

Kladno, listopad 2023

Doktorský studijní program: Biomedicínská a klinická technika Studijní obor: Biomedicínská a klinická technika

> Školitel: MUDr. Jiří Cendelín, CSc. Školitel specialista: prof. Ing. Jiří Novák, Ph.D.

## Abstrakt

#### Vývoj metody pro měření polohy nitrooční čočky

**Úvod**: Správná poloha nitrooční čočky (IOL) a její stabilita v čočkovém pouzdře je klíčová pro kvalitu sítnicového obrazu po operaci katarakty. Ačkoli určité sklopení a decentrace nitrooční čočky je běžné, vyšší míra sklopení a decentrace IOL způsobuje optické aberace, které mají negativní dopad na pacientův vizuální komfort. Cílem této práce bylo vyvinout a ověřit metodu měření polohy nitrooční čočky založenou na analýze Purkyňových obrázků, která by měla širší využití než stávající statické Purkyně-metry.

**Metodika**: Byl sestaven dynamický Purkyně-metr. Pomocí něho byl zobrazován vzor tvořený infračervenými LED, který vyvolával Purkyňovy obrázky. Poloha reflexů byla zaznamenána při pohledu pacienta rovně před sebe a následně při sledování nastavitelného fixačního podnětu v okamžiku superpozice 3. a 4. Purkyňova obrázku. Z polohy fixačního podnětu a vzájemné polohy Purkyňových obrázků bylo podle vzorce vypočteno sklopení IOL a pomocí programu pro prokládání kružnic přes ilustrace byla určena decentrace IOL. Metoda byla ověřena studií, do níž bylo zařazeno 65 očí 43 pacientů s implantovanou monofokální sférickou nebo torickou IOL. Hodnoty naměřené na navrženém dynamickém Purkyně-metru byly následně porovnány s hodnotami získanými pomocí komerčně dostupného předněsegmentového optického koherenčního tomografu (OCT) CASIA2 (Tomey Corp., Nagoya, Japonsko). Poloha nitrooční čočky byla u obou metod určena vzhledem ke zrakové ose.

**Výsledky**: Byla vypracována metodika dynamické Purkyně-metrie. Pomocí dynamického Purkyně-metru byly oproti hodnotám naměřeným pomocí CASIA2 zjištěny následující absolutní hodnoty rozdílů: 0,6° ± 0,4° pro velikost sklopení IOL, 9° ± 14° pro směr sklopení IOL, 0,15 mm ± 0,09 mm pro velikost decentrace IOL a 16° ± 12° pro směr decentrace IOL. U směru sklopení a směru decentrace IOL nebyly rozdíly statisticky významné. Hodnoty směru vykazovaly především u sklopení tzv. zrcadlovou symetrii mezi pravým a levým okem. Rozdíly byly statisticky signifikantní v případě velikosti sklopení a velikosti decentrace IOL, přičemž u velikosti decentrace Výrazněji. U pacientů s dostatečně velkou mydriázou se ukázalo, že výsledkům decentrace IOL, určené dle reálné polohy středu IOL, lépe odpovídají výsledky dle Purkyně-metru (rozdíl nebyl statisticky signifikantní, p = 0,184) než výsledky z CASIA2 (rozdíl byl statisticky signifikantní,  $p = 8,2 \times 10^{-6}$ ).

**Závěr**: Podařilo se vyvinout metodu měření polohy nitrooční čočky pomocí dynamického Purkyně-metru, navrhnout metodiku měření a zpracování dat. Metoda byla ověřena na souboru pseudofakických očí; naměřené hodnoty decentrace a sklopení IOL na dynamickém Purkyně-metru jsou srovnatelné s hodnotami naměřenými pomocí komerčně dostupného předněsegmentového OCT CASIA2.

*Klíčová slova*: nitrooční čočka (IOL), poloha IOL, decentrace IOL, sklopení IOL, Purkyňovy obrázky, Purkyně-metr, předněsegmentová optická koherenční tomografie (AS OCT), CASIA2

## Abstract

#### Development of the method for the measurement of intraocular lens position

**Introduction**: The correct position of the intraocular lens (IOL) and its stability in the capsular bag is crucial for the quality of the retinal image after cataract surgery. Although some IOL tilt and decentration are common, higher extent of IOL tilt and decentration cause optical aberrations which have a negative impact on patients' visual comfort. The aim of the thesis was to develop and to verify a method of the IOL position measuring based on the analysis of Purkinje image, which would have a wider use than the existing static Purkinje-meters.

**Methods**: A dynamic Purkinje-meter was assembled. Using the Purkinje-meter, a pattern formed by infrared LEDs was projected onto the eye, which evoked Purkinje images. The position of the reflexes was recorded when the patient looked straight ahead and subsequently when fixing the adjustable target at the moment of superposition of the 3rd and 4th Purkinje images. Based on the position of the fixation target and the relative position of the Purkinje images, the IOL tilt was calculated using a formula and the IOL decentration was determined in a program for interlacing circles through illustrations. The method was verified by a study, in which 65 eyes of 43 patients with an implanted monofocal spherical or toric IOL were included. Values measured using a commercially available anterior segment optical coherence tomography (OCT) CASIA2 (Tomey Corp., Nagoya, Japan). The IOL position was determined relative to the visual axis.

**Results**: A methodology of the dynamic Purkinje-metry was created. Following absolute differences between data from CASIA2 and data from dynamic Purkinje-meter were found:  $0.6^{\circ} \pm 0.4^{\circ}$  for the IOL tilt magnitude,  $9^{\circ} \pm 14^{\circ}$  for the IOL tilt direction,  $0.15 \text{ mm} \pm 0.09 \text{ mm}$  for the IOL decentration magnitude and  $16^{\circ} \pm 12^{\circ}$  for the IOL decentration direction. There were no statistically significant differences in the IOL tilt direction and IOL decentration direction, especially in case of IOL tilt. The differences were statistically significant in the case of the IOL tilt magnitude. In patients with sufficiently large mydriasis, it was shown that the results of the IOL decentration, determined according to the real position of the IOL centre, correspond better to the results from Purkinje-meter (statistically insignificant difference, p = 0.184) than the results from CASIA2 (statistically significant difference, p =  $8.2 \times 10^{-6}$ ).

**Conclusion**: The method for IOL position measuring using a dynamic Purkinje-meter was developed and the methodology for measurement and data processing was proposed. The method was verified on a group of pseudophakic eyes; the values of IOL decentration and tilt measured on the dynamic Purkinje-meter are comparable to those from commercially available anterior segment OCT CASIA2.

*Keywords*: intraocular lens (IOL), IOL position, IOL decentration, IOL tilt, Purkinje images, Purkinje-meter, anterior segment optical coherence tomography (AS OCT), CASIA2

## Poděkování

Ráda bych velmi poděkovala svému školiteli MUDr. Jiřímu Cendelínovi, CSc., za odborné vedení práce, podporu a vstřícnost po celou dobu mého doktorského studia. Dále děkuji prof. Jiřímu Novákovi, Ph.D., za cenné rady v oblasti optiky. Moc děkuji také celému personálu Centra mikrochirurgie oka Ofta v Plzni za velkou pomoc při vyšetření a měření pacientů zařazených do této studie. Děkuji Ondřejovi Hátlemu, který vytvořil program nezbytný pro vyhodnocení polohy nitrooční čočky v oku, a Ing. Václavovi Petrákovi, PhD., za pomoc se statistickou analýzou dat. A moc děkuji své rodině, hlavně rodičům a manželovi Robertovi, za obrovskou podporu a trpělivost po celé ty roky.

Tato práce byla podpořena grantem Studentské grantové soutěže ČVUT v Praze: č. SGS18/096/OHK4/1T/17.

## Prohlášení

Prohlašuji, že jsem disertační práci s názvem *Vývoj metody pro měření polohy nitrooční čočky* vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k této 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 20. 11. 2023

Ing. Eliška Palkovičová

## Obsah

1	Úν	od		8		
2	Ро	Poloha nitrooční čočky				
	2.1	Ref	erenční osy a úhly optické soustavy oka	9		
	2.1	l.1	Referenční osy optické soustavy oka	9		
	2.1	1.2	Úhly optické soustavy oka	11		
	2.2	Zm	ěny polohy nitrooční čočky	11		
3	Pu	rkyňo	ovy obrázky	13		
	3.1	Prir	ncipy vzniku Purkyňových obrázků	13		
	3.2	Pur	kyňovy obrázky v oku s přirozenou čočkou	14		
	3.3	Pur	kyňovy obrázky v oku s umělou nitrooční čočkou	15		
	3.4	Klin	ické využití Purkyňových obrázků	17		
	3.4	4.1	Oftalmometrie, keratometrie, fakometrie	17		
	3.4	1.2	Studium akomodace pomocí Purkyňových obrázků	17		
	3.4	1.3	Určení polohy čočky podle umístění Purkyňových obrázků	17		
	3.4.4		Eye-tracking	19		
	3.4.5		Diagnostika strabismu – Hirschbergův a Krimského test	19		
	3.4	1.6	Určení úhlu kappa pomocí prvního Purkyňova obrázku	20		
4	Součası		ný stav problematiky – měření polohy IOL	22		
	4.1	23				
	4.1	1.1	Axiální posun IOL	23		
	4.1.2		Decentrace a sklopení IOL	23		
	4.1.3		Rotace torické IOL	25		
	4.2 Metody měření polohy nitrooční čočky v oku			25		
	4.2.1		Štěrbinová lampa	25		
	4.2.2		Ultrazvuková biomikroskopie (UBM)	26		
	4.2	2.3	Předněsegmentová optická koherenční tomografie (AS OCT)	26		
	4.2	2.4	Optická biometrie	28		
	4.2.5		Scheimpflugovo zobrazení	28		
	4.2.6		Určení pozice IOL podle optické osy IOL			
	4.2	2.7	Systémy založené na analýze Purkyňových obrázků			
5	Cíl	e prá	ce			

6	6 Metodika práce			36		
	6.1 Měření polohy nitrooční čočky na Purkyně-metru			ření polohy nitrooční čočky na Purkyně-metru	36	
6.1.1			1	Popis Purkyně-metru	36	
	6	6.1.	2	Postup měření na Purkyně-metru	40	
	6	6.1.	3	Výpočet sklopení na Purkyně-metru	42	
	6	6.1.	4	Výpočet decentrace na Purkyně-metru	42	
	6.2	-	Sou	bor pacientů	46	
	6.3	•	Měì	ření polohy nitrooční čočky na předněsegmentovém OCT CASIA2	47	
	6.4	ļ	Stat	tistické zpracování výsledků	50	
7	١	Výsl	ledk	у	51	
	7.1		Met	todika vyšetření na dynamickém Purkyně-metru	51	
	7.2		Met	todika zpracování výsledků	52	
	7	7.2.	1	Stanovení sklopení IOL	52	
	7	7.2.	2	Stanovení decentrace IOL	52	
	7.3	•	Výs	ledky studie	53	
	7	7.3.	1	Velikost sklopení IOL	54	
	7	7.3.	2	Směr sklopení IOL	56	
	7	7.3.	3	Velikost decentrace IOL	60	
	7	7.3.	4	Směr decentrace IOL	64	
8	[	Disk	kuze		68	
9	Z	Závo	ěr		76	
Li	Literatura77					
Se	Seznam prací disertanta vztahujících se k disertaci85					
Se	Seznam zkratek					
Pì	ŕíloh	na A	: Pře	ehled naměřených a vypočtených hodnot	87	
Pì	ŕíloh	Příloha B: Informovaný souhlas s účastí ve studii92				

## 1 Úvod

Katarakta neboli šedý zákal je jakékoli zkalení oční čočky [1]. Ve většině případů se jedná o věkem podmíněné, fyziologické stárnutí čočky způsobující progresivní zhoršování zrakové ostrosti, které může vést až k úplné ztrátě zraku. Prevalence katarakty u osob starších 70 let je 60-70 %, ale ke zkalení čočky může dojít i mnohem dříve [1, 2]. V současné době neexistuje účinná metoda prevence nebo farmakologické léčby katarakty – jediným efektivním řešením katarakty je operace [3]. Jedná se o nejčastěji prováděný chirurgický výkon vůbec, každoročně je na světě provedeno přes 26 milionů operací katarakty [3]. Cílem zákroku je odstranit zkalenou čočku a nahradit ji umělou nitrooční čočkou (IOL), která se implantuje do zachovalé části čočkového pouzdra.

V dnešní době však není operace katarakty již pouhým procesem odstranění zkalené čočky, ale stává se nedílnou součástí refrakční chirurgie. Kromě toho, že implantací přesně vypočítané nitrooční čočky lze korigovat refrakční vadu, je dnes možné přizpůsobit výběr designu čočky tak, aby byly co nejlépe korigovány i vybrané aberace vyšších řádů [4]. Některé pooperační komplikace spojené s operační technikou a designem umělých čoček však přetrvávají.

Aby se na sítnici vytvořil ostrý obraz, je potřeba, aby byla implantovaná čočka v čočkovém pouzdře umístěna správně (tzn. tak jak bylo zamýšleno při jejím výpočtu) a aby její poloha byla stabilní. Pokud je čočka vůči optické ose oka posunuta, dochází k degradaci kvality sítnicového obrazu, což negativně ovlivňuje výsledný zrakový vjem. Míra vlivu reálné pozice implantované nitrooční čočky na kvalitu vidění závisí na odchylkách od plánované pozice čočky a také na typu použité čočky [5].

V posledních letech dochází k velkému vývoji přístrojů pro měření polohy nitrooční čočky [6]. Metody mohou být založené na ultrazvukové biomikroskopii (UBM), na optické koherenční tomografii (OCT), na Scheimpflugově principu a na analýze polohy Purkyňových obrázků (tzv. Purkyně-metry). S výjimkou Purkyně-metrů jsou tyto metody spojeny s nákladným přístrojovým vybavením a většinou i složitým zpracováním výsledků. Několik let je na trhu nově komerčně dostupné předněsegmentové OCT CASIA2 (Tomey Corp., Nagoya, Japonsko), které na rozdíl od ostatních metod provádí kalkulaci polohy IOL automaticky. V literatuře uváděné Purkyně-metry mají statické uspořádání s pevně danou polohou fixačního podnětu, což omezuje měření polohy u nitroočních čoček s větší mírou decentrace či sklopení.

Cílem této práce bylo vyvinout metodu měření polohy nitrooční čočky založenou na analýze Purkyňových obrázků, která by umožnila hodnotit větší rozsah decentrace a sklopení čočky, než Ize pomocí statického Purkyně-metru, bez drahého softwarového vybavení. Dalším cílem bylo ověřit metodu na souboru pseudofakických pacientů a porovnat výsledky sklopení a decentrace IOL naměřené na dynamickém Purkyně-metru s hodnotami získanými pomocí komerčně dostupného předněsegmentového optického koherenčního tomografu CASIA2.

## 2 Poloha nitrooční čočky

V posledních letech neustále roste zájem o měření polohy nitrooční čočky (IOL) implantované během operace katarakty nebo během refrakční operace. Primární motivací tohoto rostoucího zájmu jsou stále nové a složitější designy nitroočních čoček, a to čoček korigujících sférickou aberaci rohovky (asférické designy) a čoček poskytujících větší hloubku ostrosti (EDOF a multifokální čočky). [4]

Poloha IOL nás zajímá z několika důvodů:

- vysvětlení refrakční odchylky
- zvážení způsobu řešení refrakční odchylky
- zpřesnění výpočtu IOL před operací druhého oka
- studium nových designů IOL
- optimalizace operačních postupů (provedení kapsulorhexe, umístění haptiků IOL).

#### 2.1 Referenční osy a úhly optické soustavy oka

Většina člověkem sestrojených optických systémů je rotačně symetrická podle jedné linie – optické osy. Lidské oko však není rotačně symetrická optická soustava, proto se k jeho popisu používá os hned několik. Tyto osy spolu svírají určité úhly. Terminologie referenčních os a úhlů je do značné míry nejednotná a matoucí, proto je potřeba si je na úvod definovat – v této práci budou použity definice podle Atchisona [7].

#### 2.1.1 Referenční osy optické soustavy oka

V optickém systému oka rozlišujeme následující osy: optická osa, pupilární osa, osa vidění, zraková osa, osa fixace (obrázek č. 1) a keratometrická osa (obrázek č. 2) [7].



Obrázek č. 1: Referenční osy oka (upraveno podle [5])

Definice optické a pupilární osy jsou založeny na strukturách předního segmentu oka, kdežto osa vidění, zraková osa a osa fixace jsou definovány ve vztahu k fixačnímu podnětu [8].

**Optická osa** (*optical axis*) prochází středy křivosti všech odrazných a lomivých ploch a protíná sítnici mezi slepou a žlutou skvrnou, v bodě zvaném zadní pól oka. U centrované soustavy leží středy zakřivení optických ploch na jedné linii. Střed křivosti přední plochy rohovky však neleží na ose oční čočky (je temporálně posunutý asi o 0,1 mm), proto lze oko považovat za pouze přibližně centrovanou optickou soustavu [7]. Optická osa není sama o sobě zvlášť důležitá, slouží zejména jako referenční osa pro definování dalších os.

**Pupilární osa** (*pupillary axis*) prochází středem pupily a je kolmá k přední ploše rohovky. Pokud by optická soustava oka byla centrovaná, pupilární osa by teoreticky měla splývat s optickou osou. Pupilární osa se používá pro objektivní posouzení excentrické fixace (tj. fixace mimofoveolárním retinálním bodem).

**Osa vidění** (*line of sight*) spojuje fixační bod se středem vstupní pupily. Z hlediska zrakových funkcí je tato osa nejdůležitější, jelikož definuje hlavní paprsek vstupující do oka. Vzhledem ke změnám pozice středu zornice (v návaznosti na změnu její velikosti) však osa není fixní. Osa vidění je centrálním paprskem svazku z fixačního bodu a protíná rohovku v místě zvaném zrakové centrum rohovky.

**Zraková osa** (*visual axis*) je přímka, která spojuje fixační bod s foveou a prochází uzlovým bodem oka. Zraková osa (na rozdíl od osy vidění) nezávisí na velikosti pupily, a proto je vhodnou referenční osou pro zrakové funkce. Pokud není fixační podnět příliš blízko před okem, osa vidění a zraková osa splývají.

**Osa fixace** nebo též **fixační osa** (*fixation axis*) prochází fixačním bodem a dále protíná střed rotace oka. Používá se jako reference při měření očních pohybů. V kontextu polohy nitrooční čočky však není významná.

**Keratometrická osa** (*keratometric axis* nebo také *topographic axis*) je osa keratometru nebo videokeratografického přístroje a prochází středem křivosti rohovky. Tato osa je používána jako reference při měření rohovkové topografie. Při standardním provozu rohovkového topografu protíná keratometrická osa oka osu vidění v bodě fixace (na obrázku č. 2 označen jako *T*). Průsečík keratometrické osy s rohovkou se nazývá vertex rohovky, od čehož je odvozeno i další označení keratometrické osy: *vertex normal of cornea* (český ekvivalent "vrcholová normála rohovky" se prakticky nepoužívá).





Pupilární osa a osa vidění jsou definovány anatomicky, zatímco optická a zraková osa jsou definovány teoreticky. Optická osa je těžko definovatelná, pokud je čočka v oku špatně uložená nebo chybí. Definice zrakové osy je založena na umístění uzlového bodu oka, což je teoretický konstrukt v modelech oka s perfektní radiální symetrií. Pro hodnocení centrace IOL je proto vhodné použít jako referenční osu pupilární osu nebo osu vidění. [5]

Ačkoli pupilární osa a osa vidění jsou definovány anatomicky, všechny referenční osy oka jsou v podstatě teoretické konstrukty, které slouží k lepšímu definování určitých vztahů v oku. Definice těchto os pozbývají smyslu, pokud bychom je chtěli aplikovat na oči, které se výrazně liší od předpokladů vycházejících z teoretického modelu oka. V případě ektatického onemocnění rohovky, abnormalit ve tvaru duhovky, sklopení čočky nebo afakie nejsou tyto osy definovatelné. [5]

#### 2.1.2 Úhly optické soustavy oka

Některé osy spolu svírají určitý úhel (Tabulka č. 1). Zraková osa se protíná s optickou osou v uzlovém bodě a svírají navzájem úhel **alfa** ( $\alpha$ ). Osa fixace a optická osa se protínají v centru rotace a svírají spolu úhel **gamma** ( $\gamma$ ). Osa vidění se s pupilární osou protíná v rovině zornice a úhel mezi nimi se nazývá **lambda** ( $\lambda$ ). Zraková a pupilární osa spolu svírají úhel **kappa** ( $\kappa$ ), který je téměř shodný s úhlem lambda, proto se v klinické praxi tyto úhly nerozlišují.

Tabulka č. 1: Úhly,	které navzájem	svírají některé	referenční osy oka [7]
,,	,	,	,

	zraková osa	osa vidění	osa fixace
optická osa	α	-	Y
pupilární osa	К	λ	-

## 2.2 Změny polohy nitrooční čočky

U implantované nitrooční čočky může dojít k následujícím změnám polohy (obrázek č. 3):

- A. axiální posun (předozadní posun)
- B. stranový posun (posun ve frontální rovině) neboli decentrace
- C. sklopení
- D. rotace čočky kolem její optické osy



Obrázek č. 3: Změny polohy nitrooční čočky – pohled zboku A+C / zpředu B+D (vlastní ilustrace)

Z uvedených typů změny polohy IOL se na pooperační refrakci nejvýrazněji podílí axiální posun čočky (nebo také hloubka přední komory). Decentrace a sklopení IOL se prakticky nevyskytují samostatně, u čočky bývá zpravidla naměřena současně decentrace i sklopení. Změny polohy nitrooční čočky a jejich vliv na refrakci jsou podrobně popsány v kapitole 4 – Současný stav problematiky (podkapitola 4.1).

Na obrázku č. 4 je schematicky znázorněna znaménková konvence v kontextu změny polohy nitrooční čočky. Pozitivní sklopení IOL podle osy *x* znamená, že horní okraj IOL je naklopen dopředu (a u negativního sklopení dozadu). Pozitivní sklopení IOL na pravém oku podle osy *y* označuje nazální sklopení, což znamená, že nazální okraj IOL na pravém oku je naklopen dozadu (a u negativního sklopení naopak); pozitivní sklopení IOL na levém oku označuje temporální sklopení IOL, tj. nazální okraj IOL na levém oku je naklopen dopředu. V případě pozitivní horizontální decentrace se jedná o nazální decentraci na pravém oku a o temporální decentraci na levém oku. Pozitivní vertikální decentrace znamená, že je IOL posunuta nahoru a u negativní dolů. [4]



Obrázek č. 4: Schematický diagram znaménkové konvence v kontextu změny polohy IOL (převzato z [4])

## 3 Purkyňovy obrázky

Purkyňovy obrázky nesou jméno po svém objeviteli Janu Evangelistovi Purkyněm, který je popsal v roce 1823 ve své habilitační disertaci *Rozprava o fyziologickém výzkumu smyslu zrakového a soustavy kožní*. J. E. Purkyně (1787-1869) byl český lékař, biolog a filozof, je autorem mnoha významných objevů. Položil základy buněčné teorie, zabýval se funkční morfologií, embryologií, oběhovým systémem, farmakologií. Zkoumal také smyslové vnímání a popsal mnoho jevů souvisejících se zrakem, například [9, 10]:

- Purkyňovy obrázky (zdrojem světla byla svíčka) již tehdy je Purkyně využil pro měření keratometrie a studium akomodace (obrázek č. 5)
- Purkyňův jev (posun) změna spektrální citlivosti oka vlivem mezopického vidění
- Purkyňova cévní kresba schopnost vidět vlastní cévní kresbu (za specifických podmínek)
- optokinetický nystagmus



Obrázek č. 5: Purkyňovy obrázky vyvolané světlem ze svíčky (převzato z [11])

#### 3.1 Principy vzniku Purkyňových obrázků

Na každém optickém rozhraní v oku dochází k odrazu určité části světla. Vzhledem k tomu, že jsou povrchy rozhraní hladké, fungují jako zrcadlo a odražené světlo tvoří obraz. Podíly odraženého a propuštěného světla závisí na indexech lomu obou prostředí obklopujících optické rozhraní – tyto podíly jsou dány Fresnelovými vzorci [7] pro rozhraní dvou dielektrických prostředí. Pokud je *n* index lomu prostředí před rozhraním a *n*' prostředí za rozhraním, potom lze z Fresnelových vztahů určit pro kolmý dopad světla jeho odrazivost *R* a propustnost *T* (tj. podíl odraženého, respektive propuštěného světla):

$$R = \left(\frac{n'-n}{n'+n}\right)^2 \tag{1}$$

$$T = \frac{4nn'}{(n'+n)^2} \tag{2}$$

$$R+T=1.$$
 (3)

Z poslední rovnice je zřejmé, že součet podílu odrazivosti a propustnosti je roven jedné, a tedy na rozhraní nedochází k absorpci světla – část světla se odráží a zbytek prochází dál. Jedná se však o ideální stav, který v biologických systémech neexistuje.

V lidském oku jsou čtyři lámavé optické plochy. Paprskový svazek vycházející z bodového předmětu tudíž vytváří na základě odrazu světla na jednotlivých optických rozhraních v oku čtyři obrazy, čtyři tzv. Purkyňovy obrázky (někdy též Purkyně-Sansonovy): první obrázek (P1) vzniká zobrazením odrazem od přední plochy rohovky, druhý (P2) od zadní plochy rohovky, třetí (P3) od přední plochy čočky a čtvrtý (P4) od zadní plochy čočky. Klinicky však rozlišujeme pouze tři Purkyňovy obrázky: P1, P3 a P4 (znázorněno na obrázku č. 5) – obraz P1 totiž prakticky překrývá P2 (vzhledem k malé tloušťce rohovky a dále kvůli malému rozdílu mezi indexem lomu rohovky a komorové vody) a tyto dva obrazy jsou od sebe nerozeznatelné. [12, 13] Světlo odražené od přední plochy rohovky je pouhým rohovkovým reflexem, avšak na ostatních optických plochách dochází k odrazu i lomu světla [14].

#### 3.2 Purkyňovy obrázky v oku s přirozenou čočkou

Poloha, velikost a jas Purkyňových obrázků závisí na poloze světelného zdroje a optické struktuře oka. Tyto údaje jsou uvedeny v tabulce č. 2 pro Gullstrandovo schematické oko v relaxovaném stavu a pro vzdálený světelný zdroj ležící na ose. [7]

stavu pri pohledu do dalky – vypocty na zaklade Gulistrandova schematickeho oka (upraveno podle [7])					
	P1	P2	P3	P4	
zdroj odrazu	přední plocha rohovky	zadní plocha rohovky	přední plocha čočky	zadní plocha čočky	
relativní jas	1	0,00826	0,0128	0,0128	
umístění	poblíž roviny zornice	poblíž roviny zornice	přední část sklivce	přední část čočky	
vzdálenost od apexu rohovky	3,850 mm	3,765 mm	10,620 mm	3,979 mm	
orientační velikost	nejmenší	(překrytý P1)	největší	střední	
relativní velikost	1	0,882	1,967	-0,760	
orientace	přímý	přímý	přímý	převrácený	

Tabulka č. 2: Základní charakteristiky Purkyňových obrázků v oku s přirozenou čočkou v neakomodovaném	
stavu při pohledu do dálky – výpočty na základě Gullstrandova schematického oka (upraveno podle [7])	

Jas každého Purkyňova obrázku je primárně určen rozdílem mezi indexy lomu těch prostředí, která obklopují dané optické rozhraní. Rozdíl mezi indexy lomu prostředí kolem přední plochy rohovky (tj. vzduch a komorová voda) je v porovnání s rozdíly kolem ostatních třech lomivých ploch obrovský – proto je první Purkyňův obrázek přibližně stokrát jasnější než ostatní tři obrázky [14]. P1 je nejen nejjasnější z obrázků, ale také nejmenší. Naopak P3 je nejméně jasný a největší, a navíc mění své vlastnosti při akomodaci (stává se jasnějším a zmenšuje se). P4 je jako jediný z obrázků skutečný a převrácený (ostatní obrazy jsou přímé a zdánlivé). Purkyňovy obrázky vzniklé odrazem od čočky se vzhledem k jejímu drsnějšímu povrchu jeví jako více difusní než ty, které vznikly odrazem od hladkého povrchu rohovky; někdy dokonce nemusí být vidět vůbec. P1 je proto v klinické praxi používán nejčastěji. [14]

Obrázky P1 a P4 vznikají poblíž roviny zornice, zatímco P3 až za čočkou ve sklivcovém prostoru (obrázek č. 6).



Obrázek č. 6: Umístění Purkyňových obrázků v oku (převzato z [15])

#### 3.3 Purkyňovy obrázky v oku s umělou nitrooční čočkou

Relativní velikost a jas Purkyňových obrazů závisí na optických vlastnostech nitrooční čočky, a může se proto výrazně lišit.

Většina nitroočních čoček je bikonvexní, ale mnoho studií je založena na plankonvexních nebo meniskových čočkách. U bikonvexní nitrooční čočky (podobně jako u přirozené čočky) vznikají obrazy P1 a P4 v rovině poblíž roviny zornice, kdežto obraz P3 se nachází za čočkou ve sklivci. Vzhledem k tomu, že první Purkyňův obrázek vzniká odrazem světla od přední plochy rohovky, a tedy mění svůj tvar v závislosti na zakřivení rohovky, má v souvislosti s nitroočními čočkami spíše orientační funkci. Tvarem a umístěním jsou na vlastnostech nitrooční čočky závislé Purkyňovy obrázky, které vznikají odrazem světla na přední a zadní ploše čočky (P3 a P4) – na základě jejich vzhledu (orientace, velikost, intenzita, tvar) lze určit vlastnosti čočky (polohu, typ, optickou mohutnost čočky). [16]

**Optická mohutnost IOL** (bikonvexní) je dána zakřivením přední a zadní plochy optické části IOL. Vzhled Purkyňových obrázků vyvolaných nitroočními čočkami o různé optické mohutnosti je u IOL od různých výrobců principiálně podobný (obrázek č. 7a), nicméně obrázky se exaktně neshodují a vše se odvíjí od designu konkrétní čočky. Čím je plocha IOL strmější, tím menší Purkyňův obrázek vyvolá, a naopak čím je plošší, tím je vyvolaný obrázek větší. Jak konvexita klesá, u určité hodnoty dochází k otočení orientace P3 (průměrná IOL má lámavost kolem +20 D, k otočení P3 dochází u hodnot kolem +10 až 15 D [17], ale opět záleží na výrobci). V případě minusové IOL bývá zpravidla zachován konvexní tvar přední plochy a zadní plocha je konkávní, P3 potom u takové čočky vypadá obdobně jako slabé plusové, kdežto P4 je přímý (nikoli převrácený).

**Toricita IOL** je určena změnou zakřivení podél daného meridiánu většinou na zadní ploše čočky (na rozdíl od optické mohutnosti, která je primárně dána zakřivením celé přední plochy čočky). U torických čoček s torickou zadní plochou je patrné protažení P4 ve směru strmější osy astigmatismu, přičemž protažení je tím výraznější, čím je dioptrická hodnota cylindrické složky větší. Pokud je toricita určena přední plochou čočky, lze pozorovat protažení P3 – na obrázku č. 7b vidíme protažení P3, které při vzájemné centraci P3 a P4 kopíruje umístění torických značek na čočce (v tomto případě odpovídá umístění číslic 5 a 11 na ciferníku, viz šipky). V případě torické přední i zadní plochy čočky jsou protaženy oba obrázky – P3 i P4.

**Difrakční multifokální IOL** mají na přední nebo zadní ploše charakteristické koncentrické kruhy. Tyto kruhy mají na svědomí pásový vzor Purkyňových obrázků (obrázek č. 7c). Vzor je vytvořen na P3 nebo P4 podle toho, jestli se difrakční kružnice nacházejí na přední nebo zadní ploše IOL.



(a) (b) (c) Obrázek č. 7: Purkyňovy obrázky vyvolané (a) sférickou, (b) torickou a (c) multifokální IOL (fotografie z měření na Purkyně-metru)

**Index lomu IOL** je dalším faktorem, který ovlivňuje vzhled P3 a P4. Jas je dán rozdílem mezi indexy lomu prostředí, která obklopují dané optické rozhraní. Čočky s vysokým indexem lomu jsou méně konvexní, aby zajistily požadovanou optickou mohutnost IOL. Takové čočky vytvářejí ostřejší odraz, a tedy vyvolávají sytější Purkyňovy obrázky. V oku s implantovanou umělou čočkou jsou P3 a P4 přibližně 15krát jasnější něž u fakického oka, což je dáno relativně velkým rozdílem mezi indexem lomu komorové vody a materiálu IOL. Ačkoli jsou P3 a P4 v pseudofakickém oku mnohem jasnější než v oku s přirozenou čočkou, a dalo by se tedy předpokládat, že rozdíl v jasu P3 a P4 oproti P1 bude v pseudofakickém oku mnohem menší, tak i přesto zůstává P1 jasně identifikovatelný i v oku s IOL, neboť P1 je v pseudofakickém oku přibližně osmkrát jasnější než P3 a P4. [14]

## 3.4 Klinické využití Purkyňových obrázků

Purkyně využíval charakteristické katoptrické obrazy pro měření keratometrie a studium akomodace (zdrojem světla byla svíčka). I nadále je klinické využití Purkyňových obrázků v oftalmologii a souvisejících oborech široké: určení polohy (nitrooční) čočky v oku, sledování očních pohybů (eye-tracking), diagnostika strabismu, určení úhlu kappa.

#### 3.4.1 Oftalmometrie, keratometrie, fakometrie

Oftalmometrie je metoda měření zakřivení rohovky a čočky na základě měření velikosti Purkyňových obrázků. Keratometrií lze určit zakřivení rohovky, fakometrií zakřivení čočky. První oftalmometr sestrojil Hermann von Helmholtz (1856), který se inspiroval Purkyněho použitím reflexních obrázků k měření zakřivení čočky při akomodaci. [10]

#### 3.4.2 Studium akomodace pomocí Purkyňových obrázků

Studiu akomodace se věnoval už Thomas Young (1773-1829), který zjistil, že akomodace se u afakického oka nevyskytuje. Současně si všiml, že aby bylo dosaženo amplitudy akomodace 10 D, muselo by se zmenšit zakřivení rohovky o 19 %. Při pozorování odrazu světla od rohovky (prvního Purkyňova obrázku) si všiml, že tento odraz se s akomodací nemění. Došel tedy k závěru, že akomodace nemá vliv na tvar ani zakřivení rohovky a že akomodaci způsobuje změna polohy nebo tvar čočky. [18]

Později se akomodaci věnoval Helmholtz, který představil svou teorii akomodace založenou na změně velikosti třetího Purkyňova obrázku (tj. odraz světla od přední plochy čočky), aby podpořil ideu, že akomodaci způsobuje čočka – při akomodaci se P3 stává menším a jasnějším (obrázek č. 8). [18]



Obrázek č. 8: Vzhled Purkyňových obrázků v relaxovaném (A) a akomodovaném (B) stavu (převzato z [11])

#### 3.4.3 Určení polohy čočky podle umístění Purkyňových obrázků

Poloha Purkyňových obrázků závisí na rotaci očního bulbu a na poloze čočky. Rotací bulbu je myšleno uchýlení oka, které můžeme zaznamenat jako decentraci P1 vůči středu pupily. Pouze sklopení, decentrace čočky a rotace bulbu mají signifikantní vliv na polohu Purkyňových obrázků. Relativně malý axiální posun čočky pozici obrazů neovlivňuje. Mezi posunem Purkyňových obrázků a rotací bulbu kolem centra rotace oka existuje lineární závislost. [19]

Na obrázku č. 9 je ilustrována poloha Purkyňových obrázků v závislosti na poloze čočky (centrovaná čočka, decentrovaná a sklopená). Sklopení čočky způsobuje posunutí 3. a 4. Purkyňova obrázku od optické osy – P4 se pohybuje tím směrem, který očekáváme pro odraz světla od sklopené roviny, a P3 se pohybuje směrem opačným. Míra posunutí Purkyňových obrázků závisí na velikosti sklopení čočky. Podobně tak stranové posunutí čočky způsobí vychýlení P3 a P4 od optické osy, přičemž oba Purkyňovy obrázky jsou vychýleny ve stejném směru, jako je čočka decentrovaná. [20]



Obrázek č. 9: Poloha Purkyňových obrázků v závislosti na poloze čočky (vlastní ilustrace)

V průběhu operace mohou Purkyňovy obrázky chirurgovi sloužit jako "real-time markery" polohy implantátu – poskytují mu informaci o decentraci nebo sklopení implantované čočky (obrázek č. 10). Nedostatkem však zůstává obtížně definovatelný střed u dilatované zornice. Pokud čočka není nijak posunutá ani naklopená, Purkyňovy obrázky jsou koncentrické a kolineární s optickou osou. [17]



Obrázek č. 10: Purkyňovy obrázky vyvolané operačním mikroskopem po implantaci IOL (fotografie z operace)

Umístění (tedy horizontální a vertikální souřadnice) Purkyňových obrázků závisí na vzájemné poloze světelného zdroje a pozorovatele vůči oku. S pohybem oka (a nitrooční čočky) se pohybují také Purkyňovy obrázky. Aby mohly sloužit jako značky při centrování čočky, je potřeba, aby byly obrázky pozorovány (před a po operaci) reprodukovatelným způsobem, čehož lze dosáhnout tím, že bude světelný zdroj koaxiální s vyšetřujícím. [16]

#### 3.4.4 Eye-tracking

Moderní aplikací Purkyňových obrázků je sledování očních pohybů, tzv. eye-tracking. Lidské oko nezkoumá prostor plynule – mezi jednotlivými fixacemi se pohybuje sakadickými pohyby, tzv. sakádami. Při sledování očních pohybů a následné analýze dat jsou právě fixace a sakády klíčové. Existuje více způsobů eye-trackingu, ale současně asi nejpřesnější metoda je založená na sledování Purkyňových obrázků. Výhodou metody je, že lze snímat směr pohybu očí bez ohledu na pohyb hlavy. Eye-tracker používá infračervené záření, které se od jednotlivých rozhraní v oku odráží, a kontinuálně lokalizuje P1 a P4. Oba Purkyňovy obrázky se pohybují stejně rychle a stejným směrem jako bulbus. Polohu úhlu rotace bulbu lze získat z relativních poloh P1 a P4. Eye-tracking se využívá zejména ve výzkumu a v internetovém marketingu. [21]

#### 3.4.5 Diagnostika strabismu – Hirschbergův a Krimského test

Na poloze Purkyňových obrázků jsou založeny také dva klasické klinické testy používané pro měření úchylky při strabismu [22]. Pomocí silného bodového zdroje světla (např. oftalmoskop) je vyvolán rohovkový reflex (tj. P1) na obou očích současně.

Při Hirschbergově metodě je úkolem vyšetřujícího porovnat polohu rohovkových reflexů na pravém a levém oku – pokud je reflex posunutý temporálně (vzhledem k poloze reflexu na fyziologicky fixujícím oku), jedná se o esotropii, a pokud nazálně, jde o exotropii. [23]

Modifikací Hirschbergova testu je Krimského test, který umožňuje přesnější měření velikosti úchylky. Vyšetřující drží před fixujícím okem prizmatickou lištu bází proti úchylce. Předkládáním prizmatických dioptrií je vyvolán fixační pohyb dominantního oka, které přechází do úchylky, a tím se původně nefixující oko postupně vyrovnává – vyšetřující pokračuje, dokud se rohovkový reflex nedostane do centra rohovky šilhajícího oka (obrázek č. 11). Hodnota předloženého prizmatu odpovídá velikosti objektivní úchylky. [23]



Obrázek č. 11: Hirschbergův (A) a Krimského (ABC) test (převzato z [24])

#### 3.4.6 Určení úhlu kappa pomocí prvního Purkyňova obrázku

Úhel kappa (mezi zrakovou a pupilární osou) označujeme jako pozitivní, pokud zraková osa prochází nazálně od pupilární osy, a jako negativní, prochází-li temporálně (obrázek č. 12).



Obrázek č. 12: Schematické znázornění pozitivního a negativního úhlu kappa (upraveno podle [25])

Vzhledem k tomu, že fovea leží lehce temporálně vůči průsečíku pupilární osy se zadním pólem oka, u většiny pacientů najdeme fyziologický pozitivní úhel kappa o velikosti +4° až +5°, tzn. rohovkový reflex není centrován přesně na střed rohovky, ale je decentrován nazálně [25]

V praxi lze úhel kappa celkem snadno určit pomocí P1 (znázornění situace na obrázku č. 13). Pacient sleduje vhodný fixační podnět (T) a vyšetřující pozoruje reflex malého zdroje světla od rohovky (P1). Světelný zdroj (S) je umístěn poblíž oka vyšetřujícího – tato vzájemná poloha musí být zachována po celou dobu vyšetření. Vyšetřující pohybuje se zdrojem až do momentu, kdy je reflex (P1, resp. S´) viděn ve středu zornice (E). Osa pozorování se nyní shoduje s pupilární osou. Úhel mezi osou vidění a pupilární osou je úhel lambda. Vzhledem k tomu, že fixační bod není přímo před okem pacienta, osa vidění splývá se zrakovou osou, a tudíž hledaný úhel kappa (mezi zrakovou a pupilární osou) je shodný s určeným úhlem lambda. [7]



Obrázek č. 13: Určení úhlu kappa  $\kappa$  (resp. lambda  $\lambda$ ) pomocí prvního Purkyňova obrázku (převzato z [7])

Význam úhlu kappa je znám ve strabologii: vysoký úhel kappa je jednou z možných příčin pseudostrabismu. Dále je úhel kappa klinicky významný v oblasti laserové refrakční chirurgie při centraci ablační zóny – decentrace zóny by mohla způsobit podkorigování a nepravidelný astigmatismus. Významnou roli hraje také při implantaci nitroočních čoček, zejména multifokálních (MIOL). Decentrace nitrooční čočky může způsobit fotické (světelné) fenomény nebo snížit efektivitu čočky [26]. Fotické fenomény bývají po implantaci multifokální nitrooční čočky asociovány právě s velikostí úhlu kappa – v případě vyššího úhlu kappa neprochází paprsek směřující do fovey přímo středem optické zóny čočky, ale prochází oblastí blíže ke hraně prvního soustředného prstence (obrázek č. 14) [25]. Karhanová s kolegy [25] zjistili, že největším rizikem při implantaci MIOL je jejich temporální decentrace a že toto riziko stoupá s vysokým úhlem kappa; tito pacienti vnímali fotické fenomény výrazněji.



Obrázek č. 14: Průchod paprsku směřujícího do fovey: (a) při malém úhlu kappa přes centrální část čočky a (b) při velkém úhlu kappa přes oblast blíže hraně soustředného prstence MIOL (převzato z [25])

## 4 Současný stav problematiky – měření polohy IOL

Z literatury je zřejmé, že metody pro měření polohy nitrooční čočky zaznamenaly za poslední roky až desetiletí obrovský vývoj. S tím souvisí i množství publikovaných studií, v nichž byly používány při měření různé metody. Srovnatelnost těchto studií je však sporná, neboť napříč studiemi neexistuje pro určení sklopení a decentrace IOL univerzální referenční bod nebo osa.

Častou referencí je ve studiích střed pupily, resp. pupilární osa, která středem zornice prochází. V novějších studiích je jako referenční osa brána spíše zraková osa, nebo tzv. vrcholová normála rohovky (*corneal vertex normal*) čili keratometrická osa oka.

Obecně mezi studiemi, které se zabývají sklopením a decentrací IOL, chybí velké, randomizované, kontrolované studie s objemným souborem vyšetřovaných subjektů. Většina studií je prováděna na relativně malém vzorku očí.

Podle několika studií [27–29] existuje silná korelace mezi sklopením přirozené čočky a sklopením umělé nitrooční čočky – týká se to velikosti i směru sklopení. Hirnschall a kol. [28] naměřili předoperační a pooperační sklopení IOL v průměru o 5° směrem ven (tzn. nazální část čočky je naklopena směrem dopředu), což potvrzuje relativní sklopení pupilární nebo optické osy vůči zrakové ose, a tedy umístění fovey temporálně. Znalost předoperačního sklopení tedy může pomoci předpovědět pooperační sklopení.

Sklopení přirozené čočky je tedy samo o sobě příčinou sklopení nitrooční čočky. Další příčinou sklopení nebo decentrace IOL může být asymetrická fixace IOL (částečně v pouzdře a částečně v sulku) a trhlina kapsuly během kapsulorhexe [30]. Se sklopením IOL se dále může pojit PPV (pars plana vitrektomie) v anamnéze pacienta a malá axiální délka oka. Naopak velká axiální délka oka, silnější čočka nebo příliš velká kapsulorhexe mohou negativně ovlivnit decentraci IOL [6]. Na sklopení a decentraci IOL může mít vliv také laserové ošetření zadního pouzdra kvůli fibróze čočkového pouzdra [31].

V několika studiích byla zaznamenána zrcadlová symetrie polohy IOL mezi pravým a levým okem [4, 27–29, 32, 33].

Některé studie jsou prováděny na pacientech *in vivo* a jiné na optických modelech očí – je otázka, zda jsou takové výsledky vzájemně srovnatelné.

Průběžné výsledky naší práce byly publikovány formou článků a přednášek, viz "Seznam prací disertanta vztahujících se k disertaci" uvedený na konci práce.

#### 4.1 Změny polohy IOL a jejich vliv na aberace optické soustavy oka

Vliv změny polohy nitrooční čočky na aberace optického systému oka bude v této kapitole popsán pro všechny typy změny polohy IOL, ale vzhledem k zaměření práce bude opět kladen důraz na sklopení a decentraci.

Efekt změny polohy IOL je znatelnější u čoček, které korigují aberace (oproti sférickým a standardním asférickým IOL), a také u multifokálních čoček (oproti monofokálním) [34].

#### 4.1.1 Axiální posun IOL

Axiální posun IOL (nebo také hloubka přední komory) má výrazný vliv na pooperační refrakci (z možných typů změny polohy IOL je refrakční chyba na axiální posun IOL nejcitlivější). Při předozadním posunu IOL o 1 mm směrem k rohovce dochází ke změně v refrakci o -1,29 D, tj. celková lámavost optické soustavy oka se zvyšuje a oko myopizuje. Posun IOL o 1 mm směrem k sítnici způsobuje změnu v refrakci o +1,26, tj. celková lomivost soustavy se snižuje a oko hypermetropizuje. Uvedené hodnoty platí pro oko s axiální délkou 23,593 mm, s optickou mohutností rohovky +43 D a s IOL o optické mohutnosti +19 D při nulovém sklopení IOL. [35, 36]

Vliv axiálního posunu IOL na refrakci závisí na optické mohutnosti IOL (resp. na axiální délce oka). Čím je optická mohutnost implantované IOL vyšší (resp. čím je axiální délka oka menší), tím větší vliv má předozadní posun IOL na pooperační refrakci [35]. Výsledky této závislosti pro axiální posun o 1 mm směrem k sítnici jsou uvedeny v tabulce č. 3.

Tabulka č. 3: Sférická refrakční chyba (*hodnota korekčního skla) vyvolaná axiálním posunutím IOL o 1 mm						
směrem k sítnici pro různé velikosti optické mohutnosti IOL (výsledky převzaty ze studie [35])						
optická mohutnost IOL [D]	15	17	19	21		
indukovaná refrakční chyba* [D]	0,96	1,11	1,26	1,42		

Pro oko s implantovanou IOL +20 D, které má zakřivení rohovky +43 D, axiální délku 23 mm a hloubku přední komory 3,7 mm, platí, že posun IOL o 0,1 mm způsobuje změnu brýlové korekce asi o 0,16 D, tedy v případě posunu o 0,5 mm je změna v brýlové korekci o 0,8 D. [36]

#### 4.1.2 Decentrace a sklopení IOL

Přestože sklopení až 2-3° a decentrace 0,2-0,3 mm jsou běžné a klinicky nevýznamné pro jakýkoli design IOL [30], větší míra sklopení a decentrace má negativní dopad na funkci zrakového systému a následně i na spokojenost pacientů. Tento negativní dopad však neovlivňuje různé typy IOL stejně.

Decentrace a sklopení IOL zvyšují myopii a astigmatismus. Uvádí se [36, 37], že samotná decentrace IOL o 0,5 mm (tedy bez sklopení) vede k pooperační brýlové korekci -0,034 sph D a +0,004 cyl D, decentrace o 1,5 mm ke korekci -0,40 sph D a +0,04 cyl D a decentrace o 3,0 mm ke korekci -2,16 sph D a +0,96 cyl D. Myopizace je dána přítomností sférické aberace IOL, astigmatismus je způsoben šikmým dopadem paprsků na čočku. Při velkých decentracích, kdy se okraj čočky dostává do oblasti zornice, vnímají pacienti nepříjemné fotické fenomény indukované neadekvátním lomem paprsků mimo centrum IOL (např. halo,

glare, monokulární diplopie); u zvlášť velkých decentrací, kdy je v oblasti zornice pouze část optiky IOL, bývá podstatně snížena také kontrastní citlivost. Decentrace může mít vliv také na kvalitu binokulárního vidění kvůli decentrací indukovanému prismatickému ohybu paprsků. Sklopení navíc indukuje aberace vyšších řádů, především komu, která se projevuje více s širší zornicí. Nebyla zaznamenána významná korelace mezi sférickou aberací a sklopením a decentrací IOL [38].

Pooperační refrakční chyba způsobená decentrací a sklopením IOL je kombinací sférické a cylindrické složky. Decentrace IOL bez sklopení má na pooperační refrakci větší vliv než sklopení IOL bez decentrace. K výraznému zhoršení kvality vidění dochází při decentraci IOL o 0,4-1,0 mm a při sklopení IOL o více než 5-10°, přičemž zhoršená kvalita obrazu se projeví výrazněji u nitroočních čoček s asférickým či multifokálním designem [14, 30, 36, 39–41].

Asférické IOL postrádají své výhody, pokud je decentrace větší než 0,5 mm. U asférických nitroočních čoček, které jsou primárně navrženy tak, aby kompenzovaly pozitivní sférickou aberaci rohovky, dochází při jejich sklopení či decentraci k větší degradaci optické kvality než u sférických IOL [42]. U multifokálních IOL může decentrace vést k odlišné distribuci světla mezi ohniskem na dálku a ohniskem na blízko [43].

Vliv nesprávného umístění IOL v oku na kvalitu sítnicového obrazu může být ilustrován numerickou simulací. Jóźwik a kol. [44] použili optický software Zemax pro simulaci kvality sítnicového obrazu v oku s různě decentrovanou čočkou. Simulace byla provedena na písmenu "F", které svou velikostí odpovídá zrakové ostrosti 20/20 na Snellenově optotypu. Byl použit Atchisonův numerický model oka, s čočkou o lámavosti +22 D. Signifikantní změny v kvalitě retinálního obrazu byly pozorovány už pro decentraci 0,5 mm (obrázek č. 15) a sklopení 5°.





U torických čoček způsobuje sklopení IOL nepředvídatelnost výsledků zrakových funkcí. Weikert s kolegy [45] dělali studii na ray-tracingovém modelu oka a dokázali, že astigmatismus indukovaný sklopením torické IOL závisí na velikosti optické mohutnosti IOL a na ose korekčního cylindru IOL:

- větší sklopení IOL indukuje vyšší astigmatismus, trend má exponenciální charakter a pro IOL s vyšší optickou mohutností je trend exponenciály strmější
- při korekci rohovkového astigmatismu podle pravidla, kdy je korekční cylindr IOL v ose 90° (tzn. optická mohutnost IOL je vyšší podél horizontálního meridiánu), – horizontální sklopení torické IOL zvyšuje velikost indukovaného astigmatismu proti pravidlu a dochází k cylindrické překorekci
- při korekci rohovkového astigmatismu proti pravidlu, kdy je korekční cylindr IOL v ose 180° (tzn. optická mohutnost IOL je vyšší podél vertikálního meridiánu), horizontální sklopení IOL snižuje velikost indukovaného astigmatismu podle pravidla a dochází k cylindrické podkorekci.

#### 4.1.3 Rotace torické IOL

Torické IOL jsou však citlivější na vlastní rotaci více než na sklopení IOL [45]. Rotace torické IOL snižuje její cylindrický efekt – s každým stupněm rotace dochází k redukci cylindrické korekce o 3,3 % [46]. Rotace do 10° indukuje změnu refrakce do 0,5 D. Rotace o 20° způsobuje významné snížení efektu cylindrické korekce a indukuje aberace vyšších řádů. Při rotaci o 30° dochází k vyrušení torického účinku IOL.

#### 4.2 Metody měření polohy nitrooční čočky v oku

V klinické praxi se pro měření polohy nitrooční čočky používají především metody založené na ultrazvukové biomikroskopii, na optické koherenční tomografii, na Scheimpflugově principu a na analýze polohy Purkyňových obrázků (tzv. Purkyně-metry) [6]. Porovnání výsledků studií, které se zabývají metodami pro měření polohy čočky, bývá obtížné, protože málokteré dvě studie používají stejnou referenční osu pro hodnocení polohy čočky. S výjimkou Purkyně-metrů jsou tyto metody spojeny s nákladným přístrojovým vybavením a většinou i složitým zpracováním výsledků. Několik let je na trhu nově komerčně dostupné předněsegmentové OCT CASIA2 (Tomey Corp., Nagoya, Japonsko) [47], které na rozdíl od ostatních metod provádí kalkulaci polohy IOL automaticky.

#### 4.2.1 Štěrbinová lampa

Subjektivní hodnocení polohy nitrooční čočky pomocí štěrbinové lampy není spolehlivou metodou, zejména kvůli odlišné interpretaci nálezu napříč vyšetřujícími. Metoda je spíše kvalitativního než kvantitativního rázu, mikroskop neumožňuje jemné rozlišení decentrace ani sklopení čočky. Součástí metody navíc není standardizovaný fixační terč, který by pacient během vyšetření sledoval, což dále snižuje spolehlivost a opakovatelnost metody [48]. Na štěrbinové lampě však lze spolehlivě zkontrolovat pooperační osu torické nitrooční čočky naklopením světelné štěrbiny tak, aby překrývala orientační značky osy astigmatismu na čočce (obrázek č. 16).



Obrázek č. 16: Kontrola pooperační osy torické IOL na štěrbinové lampě (fotografie z vyšetření na štěrbinové lampě)

#### 4.2.2 Ultrazvuková biomikroskopie (UBM)

Ultrazvuková biomikroskopie je metoda pro vizualizaci předního segmentu oka pomocí vysokofrekvenčního ultrazvuku. Generované ultrazvukové vlny, které se v daném prostředí šíří konečnou fázovou rychlostí, se při dopadu na rozhraní částečně odráží. Hloubka tkáňových struktur je detekována přímým měřením časového zpoždění odraženého ultrazvukového signálu. Běžné diagnostické ultrazvuky pracují s frekvencemi do 10 MHz, v oftalmologii se používají sondy o frekvencích 10-20 MHz pro zobrazení zadního segmentu a 50 MHz pro zobrazení předního segmentu (tzv. vysokofrekvenční sondy) [49]. S rostoucí frekvencí se však zvyšuje nejen rozlišení, ale i absorpce signálu, a snižuje se proto hloubka zobrazení.

Hlavním nedostatkem UBM je tedy omezená hloubka průniku – nelze zobrazit struktury hlubší než 4 mm od povrchu oka. Sice je možné určit, zda je nitrooční čočka v čočkovém pouzdře decentrovaná či sklopená, avšak bez možnosti přesného měření změny polohy čočky. UBM umožňuje (na rozdíl od ostatních metod) zobrazení tkání i přes opakní média, je tedy možná vizualizace haptiků, i když čočku jako celek lze zobrazit obtížně. Jedná se o kontaktní metodu (ultrazvuková sonda je v kontaktu s povrchem oka přes gel), což vylučuje možnost jejího použití u traumatizovaných rohovek a v pooperačním období. Navíc tlak sondy na oko způsobuje deformaci očního bulbu při vyšetření a ovlivňuje tak výsledky. V klinické praxi se proto k hodnocení polohy nitrooční čočky používá ojediněle. [44, 50, 51]

#### 4.2.3 Předněsegmentová optická koherenční tomografie (AS OCT)

Optická koherenční tomografie je nekontaktní metoda poskytující snímky příčných řezů tkání s vysokým rozlišením. Je založená na principu nízkokoherenční interferometrie: obdobně jako u ultrazvukového zobrazení nebo u radaru dochází ke zpoždění odražené vlny, které se používá k hloubkovému zkoumání tkáně. Finální obraz je výsledkem laterálního skenování

vlny a kombinace série A-skenů (axiálních skenů). OCT však místo ultrazvukové nebo radiové vlny používá infračervené záření, jehož zdrojem je často nízkokoherenční superluminiscenční dioda. [52, 53]

Zadněsegmentové OCT a předněsegmentové OCT se od sebe liší především použitou vlnovou délkou záření: 830 nm pro zadní segment a 1310 nm pro přední segment. Vlnová délka 1310 nm je silně absorbována vodou v očních prostředích, proto se takového záření po dopadu na rohovku dostane na sítnici méně než 7 %, kdežto záření o vlnové délce 830 nm projde na sítnici až 93 % (obrázek č. 17). Dle současných standardů Amerického laserového institutu a Amerického národního standardizačního institutu je expoziční limit pro oko při 1310 nm 15 mW, zatímco při 830 nm 0,7 mW, to znamená, že při vlnové délce 1310 nm může být bezpečně použit 20krát vyšší výkon, a tedy předněsegmentové OCT může skenovat tkáň bez omezení úrovně signálu až 20krát rychleji. [53, 54]



Obrázek č. 17: Schéma znázorňující transmisi světla očním prostředím v závislosti na vlnové délce světla (převzato z [53])

Předněsegmentové OCT je dobrým pomocníkem v diagnostice glaukomu, tumorů předního segmentu nebo v problematice kataraktové a refrakční chirurgie [55, 56]. Hloubka zobrazení přední komory byla však dosud nedostačující pro hodnocení polohy čočky, vzhledem k tomu, že OCT dokázalo zobrazit pouze přední část čočky. V roce 2018 byla publikována přehledová studie [57] o předněsegmentové optické koherenční tomografii, v níž jsou shrnuty technické parametry komerčně dostupných předněsegmentových OCT systémů, a hloubka zobrazení se pohybovala v rozmezí 2-7 mm.

Novou možností pro zobrazení předního segmentu je přístroj CASIA2 (Tomey Corp., Nagoya, Japonsko) [47], který dokáže zobrazit tkáň do hloubky 13 mm, a tedy vizualizovat čočku v celé její tloušťce včetně zadní plochy, a díky tomu je měření polohy čočky přesnější. Sklopení i decentrace čočky jsou udány (dle vyjádření výrobce) vůči keratometrické ose (neboli *corneal vertex normal*). Výhodou přístroje je kromě hloubky zobrazení také rychlost měření a schopnost detekovat hranice nitrooční čočky automaticky s následným vyhodnocením polohy čočky.

Dle nedávné studie [27] není měření na CASIA2 závislé na průměru ani tvaru zornice. Kimura a kol. prokázali silnou korelaci mezi průměrnými hodnotami sklopení a decentrace přirozené a umělé nitrooční čočky za použití mydriatických kapek a bez nich. Průměrné sklopení čočky bylo naměřeno v mydriáze 4,65° (IOL) a 5,25° (naturální) a bez mydriázy 4,31° (IOL) a 5,15° (naturální). Průměrná decentrace čočky byla naměřena v mydriáze 0,08 mm (IOL i naturální) a bez mydriázy 0,05 mm (IOL) a 0,11 mm (naturální). Měření vykazovalo vysokou opakovatelnost u očí s dilatovanou i úzkou zornicí. Byla popsána i významná korelace mezi předoperační a pooperační polohou IOL. Klinicky významným závěrem této studie je možnost zhodnotit sklopení a decentraci přirozené nebo umělé nitrooční čočky pomocí AS-OCT druhé generace i v případech špatné mydriázy, neboť měření na AS-OCT druhé generace nezi na jejím tvaru.

#### 4.2.4 Optická biometrie

IOLMaster 700 (od firmy Zeiss) [28] je nekontaktní optický biometr sloužící pro vizualizaci a měření struktur oka pro kalkulaci optické mohutnosti nitrooční čočky. Axiální měření (centrální tloušťka rohovky, hloubka přední komory, tloušťka přirozené čočky, axiální délka bulbu) jsou založena na swept-source OCT, což umožňuje hloubku měření až 44 mm, a jsou měřena vždy v 6 meridiánech. [28]

Na B-scanu předního segmentu lze axiálně zobrazit přirozenou nebo nitrooční čočku v plné tloušťce. Laterálně je čočka zachycena pouze v oblasti odpovídající šířce zornice, což je dáno absorpcí světla duhovkou. Abychom získali o čočce maximální laterální informaci, je potřeba před vyšetřením na IOLMasteru 700 použít mydriatické kapky pro rozšíření zornice. [28]

Přístroj nezpracovává informace o poloze IOL přímo, hranice IOL je nutné detekovat a údaje zpracovat samostatně. Překrytím předoperačních a pooperačních snímků můžeme posoudit vzájemnou polohu přirozené a nitrooční čočky a posoudit i sklopení čočky oproti ose vidění, jako to dělali ve svých studiích Hirnschall a kol. [28] nebo Wang a kol. [29].

#### 4.2.5 Scheimpflugovo zobrazení

Scheimpflugův princip známe ze světa fotografie: rovina filmu, rovina objektivu a rovina předmětu nejsou rovnoběžné (jak je tomu u normálního zobrazení) a všechny tyto tři roviny se protínají v jedné přímce, v tzv. Scheimpflugově linii (obrázek č. 18). V tomto uspořádání mohou být různě nakloněné rovinné předměty zobrazeny zcela ostře. [58, 59]



Jorazek C. 18: Scheimpfluguv princip – rovina predmetu *O,* rovina objektivu L a rovina obrazu Scheimpflugova linie *SL*: (a) statické uspořádání, (b) uspořádání s laterálně rotující Scheimpflugovou kamerou a centrálním štěrbinovým osvětlením (převzato z [58])

Scheimpflugova uspořádání využívá například rohovkový tomograf Pentacam (od firmy Oculus), jehož základem je Scheimpflugova kamera, která rotuje v rozsahu 360° kolem optické osy oka a zachycuje sled snímků předního segmentu oka. Spolu s kamerou rotuje tenký pás modrého monochromatického světla (475 nm) a osa kamery je na rovinu tohoto světla kolmá. Drobné pohyby očí jsou v průběhu snímání zachycovány druhou kamerou, která je fokusována na rovinu zornice, a systém je automaticky koriguje [60]. Během dvou vteřin přístroj pořídí přes 50 snímků sestávajících (každý) z 500 elevačních bodů, které jsou zpracovány do trojrozměrného matematického modelu předního segmentu. [54, 59, 60]

Hlavní výhodou Scheimpflugova zobrazení je veliká hloubka ostrosti, díky níž lze získat optické řezy celého předního segmentu od přední plochy rohovky až po zadní plochu čočky. Pro zobrazení čočky nejen v jejím centru je nezbytná dilatovaná zornice – průměr větší než 6 mm. To může způsobit, že anatomické struktury, které slouží jako referenční body, jsou obtížně identifikovatelné a měření je nepřesné [48] (např. odchylka v detekci středu zornice v důsledku její dilatace [50]). Pentacam nezpracovává informace o poloze čočky přímo, hranice čočky je nutné detekovat manuálně a údaje zpracovat samostatně (např. v Matlabu).

Scheimpflugovo uspořádání sice umožňuje zobrazení předního segmentu s velikou hloubkou ostrosti, ale způsobuje geometrické a optické zkreslení. Geometrické zkreslení je dáno tím, že zvětšení není konstantní napříč obrazem. Optické zkreslení je způsobeno lomem světla na různých optických rozhraních, přičemž každé rozhraní je kamerou viděno skrz předchozí rozhraní (např. přední plocha čočky je viděna skrz přední a zadní plochu rohovky). Abychom ze snímků získali spolehlivé informace, je potřeba tato zkreslení korigovat, avšak korekční algoritmy, které byly implementovány pro některé typy Scheimpflugových systémů, již nejsou komerčně dostupné. [4]

De Castro a kol. [32] hodnotili sklopení a decentraci IOL u modelových očí i reálných pseudofakických pacientů pomocí Scheimpflugova systému a Purkyně-metru. Zpracování obrazů proběhlo pomocí naprogramovaných algoritmů. Decentraci udávali vůči středu pupily a sklopení vůči pupilární ose.

#### 4.2.6 Určení pozice IOL podle optické osy IOL

Guyton s kolegy [14] popsal v roce 1990 rychlou metodu pro zjištění decentrace a sklopení nitrooční čočky bez nutnosti rozšíření zornice. Metoda je založena na určení optické osy implantované čočky. Pohybem světelného zdroje před okem pacienta vyvolává vyšetřující Purkyňovy obrázky a snaží se dosáhnout superpozice obrázků vzniklých odrazem světla od přední a zadní plochy čočky (tj. P3 a P4). Sklopení čočky (na obrázku č. 19 označeno jako  $\theta'$ ) odpovídá úhlovému rozdílu mezi svazkem paprsků zdroje a osou vidění v okamžiku superpozice; decentraci (na obrázku č. 19 označenou jako  $\Delta$ ) lze určit jako vzdálenost mezi optickou osou čočky a středem pupily. Tuto metodu lze použít pro hodnocení zadněkomorové IOL, u přirozené (nedilatované) zornice, avšak je spíše orientačního rázu.



Obrázek č. 19: Určení pozice IOL podle optické osy IOL (převzato z [14])

#### 4.2.7 Systémy založené na analýze Purkyňových obrázků

Koncept analýzy Purkyňových reflexů pochází z 19. století, kdy si J. E. Purkyně všiml, že pokud vyšetřující posvítí do oka pacientovi například svíčkou, uvidí reflexní obrázky, které vznikají odrazem od jednotlivých optických rozhraní v oku (přední a zadní plocha rohovky a čočky). Od té doby, kdy v roce 1832 Purkyně tyto reflexy popsal, se Purkyňovy obrázky používaly pro studium vlastností rohovky a čočky, např. pro zjištění optické mohutnosti čočky nebo změny poloměrů přirozené čočky s akomodací.

V roce 1955 popsal Wulfeck [61] novou techniku fotografování třetího Purkyňova obrazu pomocí infračerveného a dle Wulfeckových slov "extra-viditelného" osvětlení, čímž dal základ současným systémům založeným na analýze Purkyňových obrázků.

V roce 1988 Van Veen a Goss [62] představili jednoduchý systém fotografování Purkyňových obrázků. Jako základ použili klasickou štěrbinovou lampu, přičemž mikroskop vyměnili za kameru, objektiv a osvětlovací jednotku. Osvětlovací jednotka sestávala ze dvou externích blesků, které byly z velké části zakryty – odkryté zůstaly pouze centrální oblasti o průměru 6 mm, které od sebe byly vzdálené 60 mm. Na pořízených fotografiích oka tak byly vidět bleskem vyvolané Purkyňovy reflexy ve tvaru dvou malých, nad sebou umístěných kruhových odlesků v oblasti dilatované zornice.

Na základě analýzy Purkyňových obrázků lze určit polohu nitrooční čočky v oku pomocí tzv. Purkyně-metru. Jedná se o bezkontaktní metodu, systém je nekomerční a zatím využívaný jen experimentálně.

Nejstarší publikace, na niž se odkazuje většina studií zabývajících se měřením sklopení a decentrace IOL, vyšla v roce 1988 – Phillips a kol. [20] měřili sklopení a decentraci nitrooční čočky u 14 pseudofakických pacientů. Pacient soustředil svůj pohled na objekt koaxiální s osou kamery nebo umístěný v předem definovaném úhlu vůči ose kamery. Phillips a kol. ukázali, že posunutí P3 a P4 je závislé na fixačním úhlu, na sklopení IOL a na decentraci IOL, a že posunutí P1 je funkcí pouze fixačního úhlu. Na základě znalosti těchto vztahů vyvinuli počítačový program, který díky aplikaci vergenční teorie a dosazení hloubky komory a zakřivení rohovky dokázal určit polohu Purkyňových obrázků a následně vypočítat sklopení a decentraci IOL. Průměrné naměřené hodnoty byly 7,8° ± 3° pro sklopení a 0,7 mm ± 0,3 mm pro decentraci IOL.

**Tabernero** s kolegy [13, 63] vyvinuli zařízení (obrázek č. 20) založené na snímání Purkyňových obrázků v devíti různých směrech fixace (devět červených LED symetricky umístěných v centru zorného pole). Výhodou "španělského" Purkyně-metru je relativně nenáročné vybavení: několik infračervených LED uspořádaných do půlkruhu promítaných na oko pacienta, zobrazovací telecentrický objektiv a CCD kamera jako detektor Purkyňových reflexů vyvolaných světelným zdrojem. Půlkruhový tvar světelného zdroje má jisté výhody oproti bodovému zdroji: 1) nesymetrická geometrie zdroje světla usnadňuje identifikovat jednotlivé Purkyňovy obrázky (P4 je převrácený), 2) díky šířce zdroje je možné lokalizovat i reflexy částečně zakryté duhovkou. Pro každý z devíti fixačních směrů je pořízen jeden snímek oka. Podle souřadnic Purkyňových obrázků vztažených ke středu pupily je pomocí softwaru Zemax vyhodnocena poloha IOL vztažena k pupilární ose.



Obrázek č. 20: Španělský Purkyně-metr – setup a detail měření (převzato z [64])

Nishi a kol. [48] prováděli měření sklopení a decentrace IOL na uvedeném "španělském" Purkyně-metru, který popsali Tabernero a kol [13, 63]. Před měřením byla pacientům dilatovaná zornice, jejíž střed byl použit jako referenční bod pro výpočet polohy IOL. Dobrá dilatace zornice zde byla předpokladem pro zachycení kvalitních snímků se třemi jasnými Purkyňovými obrázky. Autoři zaznamenali vysokou reprodukovatelnost měření jak mezi více vyšetřujícími, tak u jednoho vyšetřujícího ("intra-examiner and inter-examiner"). Průměrné naměřené hodnoty byly pro decentraci IOL 0,30 mm ± 0,26 mm a pro sklopení 4,5° ± 5,60°.

Crnej a kol. [65] hodnotili vliv designu a směru umístění haptiků IOL na decentraci sklopení IOL. Měření bylo prováděno opět na "španělském" Purkyně-metru [13, 63]. První skupině pacientů implantovali do obou očí jednokusovou IOL, přičemž haptiky byly v jednom oku umístěny vertikálně a ve druhém horizontálně. U druhé skupiny pacientů implantovali do jednoho oka jednokusovou IOL a do druhého tříkusovou IOL. U první sledované skupiny vyšla průměrná decentrace IOL stejně v případě horizontálního i vertikálního umístění haptiků: 0,4 mm ± 0,2 mm; sklopení IOL vyšlo u horizontálního umístění 2,9° ± 0,9° a u vertikálního 1,5° + 1,1°. U druhé skupiny vyšla průměrná decentrace IOL stejně v případě loL a průměrné sklopení IOL 2,2° ± 7,2° u jednokusové IOL a 0,6 mm ± 0,8 mm u tříkusové IOL a průměrné sklopení IOL 2,2° ± 7,2° u jednokusové IOL a 5,3° ± 2,4° u tříkusové IOL. Zdá se tedy, že směr umístění haptiků IOL nemá na polohu IOL vliv.

**Schaeffel** [33] vyvinul zařízení (obrázek č. 21) podobné "španělskému" Purkyně-metru. "Německý" Purkyně-metr je navíc přenosný a obsahuje aplikaci pro sledování pohybu očí. Pacient fixuje zelený LED podnět a Purkyňovy reflexy vyvolané IR LED bodovým zdrojem jsou zachyceny analogovou CCD kamerou (testované digitální kamery nezobrazovaly P3 s dostatečným kontrastem kvůli nízké citlivosti kamery na IR světlo). Vyšetřující manuálně označí okraj zornice a středy Purkyňových obrázků. Jsou pořízeny tři snímky (tři různé fixační směry) a následně program provede regresní analýzu vzdálenosti mezi P3 a P4 vůči směru fixační osy. Regresní čáry jsou automaticky zobrazeny a v případě, že je regrese nedostatečně signifikantní, zobrazí se chybové hlášení a měření je potřeba zopakovat. Decentrace IOL je udána vůči středu zornice, sklopení vůči fixační osy.



Obrázek č. 21: Německý Purkyně-metr – setup a detail měření (převzato z [33])

Janunts a kol. [66] hodnotili spolehlivost a reprodukovatelnost měření sklopení a decentrace IOL na "německém" Purkyně-metru u pseudofakických pacientů. Všechna měření byla provedena jedním vyšetřujícím za mezopických podmínek bez dilatace zornice, s pupilární osou jako referencí. Autoři uváděli vysokou reprodukovatelnost měření a spolehlivost výsledků a pro další zlepšení spolehlivosti doporučili pořídit 6 snímků Purkyňových obrázků místo tří.

V nedávné studii [64] byly uvedené dva statické Purkyně-metry ("španělský" a "německý") porovnány. Studie se skládala ze dvou částí – v první části prováděl měření nezkušený (rychle zaškolený) vyšetřující a ve druhé části dělal měření zkušený vyšetřující pod dohledem vynálezců zařízení. V rámci studie bylo měřeno 53 pacientů na obou systémech, přičemž na "španělském" Purkyně-metru byla úspěšnost měření 100 %, kdežto na "německém" pouze 66 %. "Španělský" systém má fixní opěrku brady a fixační podnět, což zaručuje dobrou opakovatelnost měření. "Německý" systém nemá fixní nastavení, díky čemuž je přenosný, ale jeho správné sestavení je relativně náročné; opakovatelnost měření je i přesto dobrá. Další komplikací "německého" systému je bodový tvar světelného zdroje: odhadnout optimální zaostření bodových reflexů je složitější než u půlkruhových reflexů, které vyvolává "španělský" systém; navíc vzhledem k tomu, že bodové reflexy jsou malé a symetrické, je mnohdy prakticky nemožné identifikovat jednotlivé Purkyňovy obrázky (P1, P3, P4), zejména pokud se vzájemně překrývají. O náročnosti měření na německém přístroji vypovídá i fakt, že jedna třetina měření nemohla být použita, přestože měření prováděl sám vynálezce "německého" Purkyně-metru.

Omezením statických Purkyně-metrů je fakt, že přesnou vzájemnou polohu jednotlivých Purkyňových obrázků lze získat pouze za předpokladu, že design IOL umožňuje zobrazení všech (tj. všech třech viditelných) Purkyňových obrázků v oblasti dilatované zornice. Při pohledu pacienta před sebe je u nitroočních čoček s velkým zakřivením přední (resp. zadní) plochy třetí (resp. čtvrtý) Purkyňův obrázek příliš velký a při vyšetření je ho vidět jen část (obrázek č. 22 vlevo), nebo není vidět vůbec (obrázek č. 22 vpravo).



Obrázek č. 22: Lokalizace Purkyňových obrázků v situaci s příliš velkým P3 – vlevo je vidět pouze okraj P3 a vpravo není vidět P3 vůbec (fotografie z měření)

**Cendelín s Koryntou a Bokem** [36, 67] navrhli v 90. letech dynamický Purkyně-metr, který měl dvě složky: mechanické zařízení pro odečet polohy Purkyňových obrázků a počítačový program pro výpočet polohy čočky. Mechanické zařízení bylo tvořeno nástavcem na štěrbinovou lampu a polohu čočky zpracovával ray-tracingový program.

## 5 Cíle práce

Cílem disertační práce bylo vyvinout metodu měření polohy nitrooční čočky založenou na analýze Purkyňových obrázků, která umožní měření polohy čočky u pacientů i bez rozšíření zornice a bez použití drahého softwarového vybavení. Důraz byl kladen na dynamické uspořádání zařízení, tj. aby disponovalo pohyblivým fixačním podnětem, díky čemuž by bylo možné hodnotit i natolik decentrované či sklopené čočky, jejichž polohu by pomocí statického Purkyně-metru (s pevně daným fixačním podnětem) nebylo možné stanovit.

Dílčí cíle práce jsou:

- 1. Vylepšit systém dynamického Purkyně-metru z 90. let.
- 2. Navrhnout metodiku vyšetření na dynamickém Purkyně-metru.
- 3. Navrhnout metodiku následného zpracování naměřených dat.
- 4. Ověřit metodu na souboru pseudofakických očí.
- 5. U souboru pseudofakických očí porovnat hodnoty sklopení a decentrace IOL naměřené pomocí dynamického Purkyně-metru s hodnotami získanými pomocí komerčně dostupného předněsegmentového optického koherenčního tomografu CASIA2 (Tomey Corp., Nagoya, Japonsko).
# 6 Metodika práce

## 6.1 Měření polohy nitrooční čočky na Purkyně-metru

### 6.1.1 Popis Purkyně-metru

Na pracovišti Ofta v Plzni byl postaven funkční vzorek dynamického Purkyně-metru (obrázek č. 23), jehož původní koncepci navrhli Korynta s Bokem a Cendelínem v 90. letech [67]. Při vývoji zařízení vycházeli z práce Phillipse a kol. *Measurement of intraocular lens decentration and tilt in vivo* (1988) [20].



Obrázek č. 23: Dynamický Purkyně-metr

Pomocí Purkyně-metru jsou v oku vyvolány Purkyňovy obrázky, jejichž vzájemná poloha je změřena a následně počítačově zpracována nebo přepočtena na údaje o poloze nitrooční čočky. Mechanické zařízení na měření polohy Purkyňových obrázků je konstruováno jako nástavec štěrbinové lampy [36, 67]. Tělo Purkyně-metru je předozadně i laterálně pohyblivé (jako běžná štěrbinová lampa), aby bylo možné přesně zaostřit pozorovaný obraz – ovládá se pomocí joysticku. Dominantou Purkyně-metru je kotouč, na němž se nacházejí ovládací a osvětlovací prvky, které jsou popsány dále. Purkyňovy obrázky jsou vyvolány pomocí do kruhu uspořádaných infračervených LED diod umístěných v centrální části kotouče kolem průzoru pro kameru. Kotouč je otočný, s výjimkou centrální části s infračervenými LED diodami – ta má fixní polohu, aby vyvolané Purkyňovy obrázky byly stabilní. Reflexy jsou snímány na kameru, která je připojena k pohyblivému tělu Purkyně-metru v místě, kde je u běžné štěrbinové lampy umístěn mikroskop. Jedná se o kameru ZWO ASI224MC Color Camera 1,2M s vysokou citlivostí v near-IR oblasti a telecentrický objektiv Computar 55mm

TEC-55. Obraz z kamery sleduje vyšetřující na monitoru počítače. Aby byl zajištěn minimální pohyb hlavy pacienta, součástí zařízení jsou jako u většiny oftalmologických přístrojů hlavové opěrky pro bradu a čelo, k nimž je přimontována okluze pro nevyšetřované oko.

Ze strany pacienta jsou na kotouči vidět následující prvky (obrázek č. 24):

- červený světelný fixační podnět (A), kterým vyšetřující pohybuje a který má pacient za úkol po celou dobu vyšetření sledovat (pohyb fixačního podnětu se provádí laterálně pomocí "pacičky" připojené k pravítku a současně se rukou otáčí celým kotoučem),
- při vnějším obvodu kotouče 12 do kruhu uspořádaných bílých LED diod (B) pro lepší osvětlení měřeného pole (primárně byly určeny pro centraci podle zornice, ale tento způsob hodnocení nakonec nebyl v této práci aplikován),
- kolem středového průzoru 12 do kruhu uspořádaných infračervených LED diod (C), které vyvolávají Purkyňovy obrázky a mají fixní polohu (tzn. vnitřní disk s IR LED se spolu s kotoučem neotáčí),
  - <image>
- ve středovém průzoru kotouče objektiv kamery (D).



Obrázek č. 24: Dynamický Purkyně-metr – pohled ze strany pacienta (fotografie a schéma)

Součástí Purkyně-metru je ovládací panel se čtyřmi páčkovými spínači (na obrázku č. 26 označen jako G), který umožňuje nastavení režimu bílých a infračervených LED diod (pro každý typ diod dvě páčky). Bílé LED diody mohou být v režimu "vypnuto" nebo "zapnuto s nižší intenzitou osvětlení" nebo "zapnuto s vyšší intenzitou osvětlení" – nastavuje se podle potřeby při konkrétním vyšetření tak, aby v oku vyvolané Purkyňovy obrázky měly na videozáznamu co nejvyšší kvalitu. Infračervené LED diody, které vyvolávají Purkyňovy obrázky, lze spustit v módu celých kruhů pro přesnější centraci Purkyňových obrázků nebo v módu půlkruhů pro snadnější identifikaci Purkyňových obrázků – u infračervených LED diod jsou k dispozici režimy "vypnuto" nebo "celé kruhy" nebo "půlkruhy" nebo "inverzní půlkruhy" (obrázek č. 25).



Obrázek č. 25: Purkyňovy obrázky vyvolané dynamickým Purkyně-metrem – módy: celé kruhy a půlkruhy

Ze strany vyšetřujícího jsou na kotouči vidět tyto prvky (obrázek č. 26):

- úhloměr (E) o rozsahu 360°, který ukazuje míru pootočení kotoučem,
- lišta s pravítkem (F) se stupnicí -22 až +22 cm; lišta je posuvná a v jejím počátku (tj. 0 cm) se z druhé strany kotouče nachází fixační podnět,
- ovládací panel s páčkovými spínači (G) pro nastavení osvětlovacích prvků, viz výše.





Obrázek č. 26: Dynamický Purkyně-metr – pohled ze strany vyšetřujícího (fotografie a schéma)

### 6.1.2 Postup měření na Purkyně-metru

Pacient má bradu a čelo opřené o opěrky, nevyšetřované oko má zakryté klapkou. Hodnoty na kotouči (na liště s pravítkem i na úhloměru) jsou na začátku každého měření nastaveny na nulu. Pacient je před začátkem měření instruován o jeho průběhu – vyšetření je bezkontaktní, nebolí, pacient může libovolně mrkat a jeho úkolem je po celou dobu měření sledovat červený fixační podnět a zůstat opřený o hlavové opěrky.

Po celou dobu měření je natáčen videozáznam vyšetřovaného oka s vyvolanými Purkyňovými obrázky. Na začátku vyšetření se dívá pacient přímo před sebe (tzn. fixační podnět je nastaven na nulu). Poté začne vyšetřující pohybovat fixačním světýlkem (tzn. posouvá lištou a otáčí kotoučem) tak, aby dosáhnul centrace Purkyňových obrázků, které sleduje na monitoru počítače. V momentě dosažení superpozice P3+P4 si vyšetřující zaznamená hodnoty z posuvné lišty a úhloměru – laterální (cm) a úhlový (°) posun fixačního podnětu. Pro tuto studii byla důležitá centrace 3. a 4. Purkyňova obrázku (obrázek č. 27), tedy obrázků vyvolaných odrazem světla od přední a zadní plochy čočky, a poloha Purkyňových obrázků při přímém pohledu. Délka videozáznamu má kolem 1-1,5 minuty.



Obrázek č. 27: Snímky z videozáznamu na dynamickém Purkyně-metru – v levém sloupci rozložení Purkyňových obrázků při přímém pohledu a v pravém superpozice P3+P4; v horní řadě sférická IOL a v dolní torická IOL

### 6.1.3 Výpočet sklopení na Purkyně-metru

Sklopení čočky je charakterizováno dvěma hodnotami: velikost sklopení (°) a směr sklopení (°). Směr sklopení odpovídá úhlu naměřenému úhloměrem na Purkyně-metru v okamžiku, kdy je dosaženo superpozice P3 a P4. Velikost sklopení ( $\alpha$ ) lze vypočítat pomocí funkce tangens na základě znalosti vyšetřovací vzdálenosti (konstantně 40 cm) a polohy fixačního podnětu v momentě centrace P3 a P4 (hodnota byla odečtena ze stupnice na liště v průběhu měření) – situace je znázorněna na schématu níže (obrázek č. 28):



Obrázek č. 28: Schéma pro výpočet velikosti sklopení čočky naměřeného na dynamickém Purkyně-metru

### 6.1.4 Výpočet decentrace na Purkyně-metru

Výpočet decentrace čočky byl náročnější. Podobně jako v případě sklopení, i decentrace je charakterizována dvěma hodnotami: velikost decentrace (mm) a směr decentrace (°).

Decentrace čočky byla určována vzhledem ke zrakové ose (tj. vůči poloze 1. Purkyňova obrázku při pohledu pacienta rovně před sebe, tedy v okamžiku nulové rotace bulbu). Zvolení této referenční osy má své opodstatnění – jak již bylo zmíněno v kapitole 6.2, přístroj CASIA2, s nímž je Purkyně-metr porovnáván, používá jako referenční osu *corneal vertex normal*. Vertex rohovky nelze při vyšetření na Purkyně-metru určit, proto byla jako referenční osa (pro účely porovnání výsledků měření s hodnotami z CASIA2) stanovena zraková osa, jejíž průsečík s rohovkou je dle literatury [68–70] nejbližším místem vertexu. Z literatury také víme, že rohovkový reflex (tj. první Purkyňův obrázek) je nejblíže zrakové ose, a proto je pro hodnocení polohy IOL brán jako reference právě 1. Purkyňův obrázek.

Ke zhodnocení decentrace nitrooční čočky byl použit program, který jsme již v minulosti využili pro hodnocení centrace provedené kapsulorhexe (tj. kruhový otvor vytvořený chirurgem v předním pouzdře čočky před odsátím čočkových hmot a následnou implantací IOL). Program byl vytvořen v aplikaci založené na technologiích JavaScript (ECMAScript 2022), HTML 5 a PHP 8.1. Program je nástroj pro prokládání a měření fotografií. Umožňuje

uživatelům jednoduše označovat body, vytvářet přímky, kružnice a další prvky přímo na fotografiích. Díky tomu je ideální pro výpočet vzájemné polohy a centrace libovolně proložených kružnic a elips přes vložené ilustrace či fotografie. Program poskytuje možnost měřit v metrických jednotkách různé vzdálenosti a úhly mezi stanovenými strukturami s přesností, díky stanoveným referenčním velikostem. V programu se pracuje ve vrstvách, jejichž pořadí lze měnit. Vrstvu je možné zvětšit či rotovat, zneviditelnit či upravit její transparenci, aby se dala přesněji nastavit vzájemná poloha objektů či vložených souborů ve dvou vrstvách.

Pracovní postup v programu (obrázek č. 29):

- 1. Vložení referenční kružnice, jejíž průměr odpovídá průměru limbu rohovky (tj. rozměr white-to-white, v našem případě brán z optického biometru IOLMaster 700).
- 2. Vložení snímku oka s polohou Purkyňových obrázků zachycených při pohledu pacienta rovně před sebe; přizpůsobení velikosti snímku tak, aby referenční kružnice lemovala limbus rohovky.
- 3. Vložení snímku oka s polohou Purkyňových obrázků zachycených v okamžiku superpozice P3 a P4; přizpůsobení velikosti snímku tak, aby referenční kružnice lemovala limbus rohovky.
- Korekce velikosti a umístění dvou vložených snímků oka tak, aby se co nejpřesněji překrývaly (možnost využít nastavení transparence jednotlivých vrstev).
- 5. Proložení 1. Purkyňova obrázku ze snímku při pohledu rovně (zelenou) kružnicí získáváme střed P1 (obrázek č. 30a).
- 6. Proložení centrovaných Purkyňových obrázků P3 a P4 (červenou) kružnicí získáváme střed superpozice P3 a P4 (obrázek č. 30b).
- 7. Odečtení polohy středu superpozice P3 a P4 vzhledem k poloze středu P1 získáváme finální hodnotu velikosti i směru decentrace IOL (obrázek č. 29 a 30c).

— Přímka O Kruh • Bod / Kreslení Gen. bod střed O Gen kruž. 12mm středu i Nápověda



53

Obrázek č. 29: Prostředí programu; zpracování snímků oka (z videozáznamu měření na Purkyně-metru) v programu – překrytí snímků oka při pohledu pacienta rovně před sebe a v okamžiku superpozice P3+P4





Obrázek č. 30: Zpracování snímků oka (z videozáznamu měření na Purkyně-metru) v programu – (a) střed P1 při pohledu pacienta rovně před sebe, (b) střed P3+P4 při jejich vzájemné superpozici, (c) relativní poloha středu P1 a středu superpozice P3+P4

U všech očí s dostatečně velkou mydriázou (a tedy viditelným okrajem IOL) bylo doplněno měření decentrace reálného středu IOL vůči P1 při přímém pohledu pacienta. Pracovní postup navazoval na výše popsaný – u snímku oka s polohou Purkyňových obrázků zachycených při pohledu pacienta rovně před sebe byl proložen okraj IOL kružnicí. Poloha středu této kružnice byla následně porovnána s polohou středu P1 ze stejného snímku (obrázek č. 31), a tím byla získána reálná hodnota velikosti decentrace IOL.



Obrázek č. 31: Stanovení decentrace IOL porovnáním reálného středu IOL vůči 1. Purkyňovu obrázku při fixaci pohledu pacienta rovně před sebe – nahoře snímek oka s dilatovanou zornicí a dobře viditelnou čočkou s vyznačeným okrajem IOL (tyrkysově) a P1 (žlutě), dole pouze proložené kružnice bez fotografie oka.

### 6.2 Soubor pacientů

Metoda dynamické Purkyně-metrie byla ověřena na souboru 43 pacientů (65 očí), kteří podstoupili operaci katarakty na jednom nebo obou očích a kteří neměli žádné další významné oftalmologické komorbidity. Do studie nebyli zařazeni pacienti, kteří měli zakalenou rohovku a dále ti, kteří nedokázali zaměřit fixační podnět během měření (to mohlo být dáno např. špatnou zrakovou ostrostí na blízko, nystagmem, nervozitou).

Veškerá měření probíhala v Centru mikrochirurgie oka Ofta v Plzni [71], kde byli pacienti rovněž operováni. Všichni pacienti byli poučeni o charakteru studie a podepsali informovaný souhlas se zařazením do studie.

Pacienti byli rozděleni do dvou skupin podle toho, zda jim byla do oka implantována sférická nebo torická (tzn. astigmatismus korigující) umělá nitrooční čočka. Všechny implantované čočky byly monofokální, jednokusové, přičemž sférické IOL byly buď značky Sensar [72] nebo Acrysof [73] a torické buď enVista toric [74] nebo T-flex [75] (další charakteristika čoček viz tabulka č. 4). Všechny pacienty operoval stejný chirurg, stejnou operační technikou.

l'abulka c. 4: Charakteristika implantovanych IOL					
typ IOL	značka IOL	firma	materiál	průměr IOL* (mm)	
cfórickó	Sensar	Johnson & Johnson	hydrofobní akrylát	6 / 13	
stericka	AcrySof	Alcon	hydrofobní akrylát	6 / 13	
torialió	enVista toric	Bausch+Lomb	hydrofobní akrylát	6 / 12,5	
топска	T-flex	Rayner	hydrofilní akrylát	5,75 / 12 nebo 6,25 / 12,5	

Tabulka č. 4: Charakteristika implantovaných IOL

\* průměr optické části IOL / celkový průměr IOL včetně haptiků

Měření polohy nitrooční čočky se uskutečnilo s odstupem pěti dní až třech let od operace katarakty. Vzhledem k tomu, že cílem práce nebylo studovat změnu polohy čočky v závislosti na časovém odstupu od operace, ale porovnání výsledků měření pomocí dvou metod provedených během jedné pooperační kontroly, nebyl ani dlouhý časový odstup od operace kritériem pro vyloučení pacienta ze studie.

Všichni pacienti podstoupili během pooperační kontroly komplexní oftalmologické vyšetření, které zahrnovalo následující měření:

- objektivní refrakce pomocí autokeratorefraktometru
- nitrooční tlak pomocí bezkontaktního tonometru
- subjektivní zraková ostrost do dálky
- rohovková topografie pomocí Pentacamu
- optická biometrie pomocí IOLMasteru 700
- předněsegmentová optická koherenční tomografie pomocí CASIA2
- aberometrie pomocí iTrace
- měření polohy čočky na dynamickém Purkyně-metru
- vyšetření na štěrbinové lampě oftalmologem

Před měřením polohy čočky byla pacientům pro lepší přehlednost měření farmakologicky částečně rozšířena zornice (Unitropic 1%, gtt).

## 6.3 Měření polohy nitrooční čočky na předněsegmentovém OCT CASIA2

Poloha IOL byla u uvedeného souboru pacientů hodnocena také pomocí přístroje CASIA2 [47], což je předněsegmentové OCT, které na rozdíl od jiných komerčně dostupných systémů používaných pro měření polohy čočky dokáže automaticky detekovat hranice čočky bez nutnosti dalšího zpracování. V případě, že přístroj hranice čočky nerozpozná, je možné obrys čočky dokreslit manuálně. Následně přístroj sám vypočítá sklopení a decentraci čočky na základě naměřených dat v šestnácti různých řezech (obrázek č. 32).



Obrázek č. 32: CASIA2 – přední segment oka v 16 řezech s automaticky detekovanými hranicemi IOL

Automatická detekce hranic IOL byla vždy zkontrolována u všech 16 řezů a dle potřeby byly obrysy nitrooční čočky upraveny manuálně (obrázek č. 33).



Obrázek č. 33: CASIA2 – manuálně dokreslené hranice IOL (fialově)

Po kontrole a případném dokreslení hranic nitrooční čočky byly zaznamenány hodnoty decentrace a sklopení naměřené přístrojem. Tyto hodnoty lze nalézt v protokolu "Post-op Cataract" (obrázek č. 34). V horní části protokolu se nachází tabulka naměřených hodnot a pod ní je znázorněna simulace polohy čočky překrývající fotografii oka. Směr sklopení je naznačen žlutou tečkovanou čárou. Decentrace je viditelná v oblasti zornice – žlutý křížek označuje střed IOL a červený křížek apex rohovky (tj. bod maximálního zakřivení přední plochy rohovky).



Obrázek č. 34: CASIA2 – výsledné hodnoty decentrace a sklopení zobrazené v protokolu "Post-op Cataract"

Ještě je potřeba si upřesnit, jakým způsobem určuje přístroj CASIA2 decentraci a sklopení. Poloha IOL je měřena vzhledem k ose, která se v zahraniční literatuře označuje jako *corneal vertex normal* (nebo také *topographic axis, keratometric axis*), což je osa kolmá k rovině snímacího přístroje a protíná se s přední plochou rohovky v místě zvaném vertex [76]. Vertex rohovky je definován [70] jako průsečík rohovky s linií spojující fixační bod a 1. Purkyňův obrázek; bylo dokázáno [68–70], že vertex je místo na rohovce, které je nejblíže průsečíku ideální zrakové osy s rohovkou. Na obrázku č. 35 je v levé části snímek předního segmentu oka s implantovanou čočkou (z protokolu "Lens Analysis"). Pravou část obrázku tvoří výřez (snímku vlevo) s detailním popisem [77]:

- zelené trasovací čáry (k nimž směřují zelené šipky) = přední a zadní plocha IOL
- oranžová čára (oranžové šipky) = optická osa IOL, která je definovaná jako linie kolmá na střed rovníkové kružnice IOL
- modrá čára (modré šipky) = corneal vertex normal
- krátká žlutá čára = decentrace IOL, tj. vzdálenost mezi středem rovníkové kružnice IOL a corneal vertex normal
- červeně vybarvená oblast = sklopení IOL, tj. úhel mezi optickou osou IOL a *corneal vertex normal*.



Obrázek č. 35: CASIA2 – Vlevo snímek předního segmentu oka s implantovanou IOL (protokol "Lens Analysis"); vpravo detailní popis výřezu ze snímku vlevo (převzato z [77])

### 6.4 Statistické zpracování výsledků

Porovnání hodnot sklopení a decentrace IOL (velikost a směr) naměřených na CASIA2 a na dynamickém Purkyně-metru bylo provedeno na základě statistických testů [78]. Nejprve byly stanoveny průměry a směrodatné odchylky naměřených hodnot. Dále byla zpracována data se základním dělením dle metody (CASIA2 vs. Purkyně-metr), dle typu implantované čočky (sférická vs. torická) nebo dle vyšetřovaného oka (pravé vs. levé). K testování normality byl použit histogram, který při normálním rozdělení dat připomíná Gaussovu křivku, a dále bylo normální rozdělení dat ověřeno výpočtem pomocí Shapiro-Wilkova testu normality. Korelace dat byla hodnocena na základě korelačního diagramu a Pearsonova korelačního koeficientu – vyšší korelační koeficient znamená lepší korelaci dat. Párové hodnoty parametrů naměřených pomocí dvou metod byly v případě normální distribuce dat testovány párovým t-testem, nebo neparametrickým Wilcoxonovým párovým testem, pokud sledovaná veličina neodpovídala normálnímu rozdělení. Byla stanovena nulová hypotéza, že rozdíl středních hodnot je nulový, která byla potvrzena pro p > 0,05 (tj. rozdíl není považován za statisticky signifikantní) a zamítnuta pro p < 0,05. K vizualizaci rozdílu mezi hodnotami naměřenými pomocí dvou srovnávaných metod byl použit Bland-Altmanův graf [79].

# 7 Výsledky

Pro účely studie byl sestaven dynamický Purkyně-metr a byla vypracována metodika vyšetření a zpracování výsledků.

# 7.1 Metodika vyšetření na dynamickém Purkyně-metru

Byla vypracována metodika vyšetření na dynamickém Purkyně-metru:

- 1) Vyšetření se provádí v zatemněné místnosti.
- Vyšetřující instruuje pacienta o průběhu vyšetření pacient má po celou dobu vyšetření otevřené obě oči (z nichž jedno je zakryté), může mrkat dle potřeby a sleduje červený světelný fixační podnět, jímž vyšetřující během měření pohybuje.
- 3) Pacient se usadí na židli k Purkyně-metru, bradu a čelo opře o hlavové opěrky.
- 4) Vyšetřující nastaví výšku stolu a bradové opěrky tak, aby značka na hlavové opěrce byla v úrovni vnějšího koutku oka pacienta, a zakryje pacientovi nevyšetřované oko klapkou.
- 5) Vyšetřující zkontroluje na liště s pravítkem a na úhloměru nastavení fixačního podnětu do polohy "0" a páčkovým spínačem u fixačního podnětu zapne červené světlo fixačního podnětu.
- 6) Pomocí ovládacího panelu s páčkovými spínači vyšetřující zapne IR LED diody v módu celých kružnic.
- 7) Vyšetřující spustí v počítači program pro živé snímání očí. Po celou dobu vyšetření sleduje vyvolané Purkyňovy obrázky na monitoru počítače.
- 8) Pokud je obraz snímaného oka na monitoru příliš temný, lze přisvětlit vyšetřované pole zapnutím bílých LED diod po obvodu kotouče pomocí ovládacího panelu s páčkovými spínači.
- 9) Pacient je instruován, aby se díval rovně před sebe na fixační podnět v nulové poloze, a vyšetřující nahrává videozáznam Purkyňových obrázků v módu celých kruhů.
- 10) Vyšetřující přepne IR LED diody do módu půlkruhů V módu půlkruhu identifikuje Purkyňovy obrázky, které bude vzápětí centrovat – 3. je větší z horních půlkruhů a 4. je převrácený, tj. dolní půlkruh.
- 11) Poté je pacient vyzván, aby pozoroval fixační podnět, s nímž vyšetřující pohybuje, dokud nedosáhne vzájemné centrace 3. a 4. Purkyňova obrázku. Pohyb fixačního podnětu vyšetřující provádí kombinací posuvného pohybu fixačním podnětem po liště s pravítkem a otáčením celého kotouče.
- 12) Pro přesné doladění centrace 3. a 4. Purkyňova obrázku vyšetřující přepne mód opět na celé kruhy.
- 13) V okamžiku superpozice 3. a 4. Purkyňova obrázku vyšetřující vypíná program pro živé snímání očí a ukládá videozáznam do paměti počítače pod anonymizovaným identifikačním číslem pacienta, s označením pravé/levé oko.
- 14) Vyšetřující si zaznamená naměřené hodnoty: z lišty s pravítkem hodnotu laterálního posunu (cm) a na úhloměru hodnotu úhlového posunu fixačního podnětu (°).
- 15) Vyšetřující vypne světlo fixačního podnětu a IR LED diody pomocí páčkových spínačů na fixačním podnětu a na ovládacím panelu.

### 7.2 Metodika zpracování výsledků

Byla vypracována metodika zpracování dat naměřených pomocí dynamického Purkyněmetru:

### 7.2.1 Stanovení sklopení IOL

1) Vyšetřující určí velikost sklopení IOL ( $\alpha$ ) výpočtem dle vzorce:

$$tg \alpha = \frac{rP}{40}$$

(4)

Do vzorce dosadí za *FP* hodnotu laterálního posunu fixačního podnětu v centimetrech. Výslednou hodnotu velikosti sklopení α je potřeba převést z radiánů na stupně.

2) Vyšetřující určí směr sklopení IOL (*b*) výpočtem dle vzorce:

$$\beta = FP_{\rm U} + 180$$

(5)

Do vzorce dosadí za FPú hodnotu úhlového posunu fixačního podnětu ve stupních.

### 7.2.2 Stanovení decentrace IOL

- Vyšetřující pořídí z videozáznamu vyšetření na Purkyně-metru screenshot úvodního rozložení Purkyňových obrázků (tj. ze záznamu při nulové fixační poloze); screenshot označí např. *foto1*.
- 2) Dále pořídí screenshot v okamžiku vzájemné centrace 3. a 4. Purkyňova obrázku; screenshot označí např. *foto34*.
- 3) Vyšetřující upraví pořízené screenshoty v editoru fotografií tak, aby získal na snímku co nejlepší kontrast očních struktur.
- 4) Další úkony pokračují v prostředí programu na webové stránce https://eye.hatle.eu/
- 5) Tlačítkem "Gen.Kruž.12mm" vloží referenční kružnici, jejíž průměr upraví dle hodnoty *white-to-white* z IOLMasteru 700.
- 6) Tlačítkem "Vybrat soubor" vloží *foto1* a stiskne "Nahrát obrázek". Velikost fotografie upraví tak, aby referenční kružnice co nejlépe lemovala limbus rohovky.
- 7) Totéž zopakuje pro foto34.
- 8) Prostřednictvím posuvné ovládací lišty "Alfa" upraví transparenci fotografie v horní vrstvě a případně i velikost fotografie tak, aby mohl co nejpřesněji překrýt korespondující struktury z foto1 a foto34. Jako pomocné struktury lze použít např. limbus rohovky, spojivkové cévy, okraj IOL či astigmatické značky na torické IOL.
- 9) Vrstvu s *foto34* skryje zaškrtnutím příslušné ikony "oka". Do *foto1* vloží tlačítkem "Kruh" kružnici, jejíž průměr a souřadnice středu upraví tak, aby kružnice lemovala
  1. Purkyňův obrázek (tj. nejmenší, nejjasnější).
- 10) Vrstvu s *foto1* skryje zaškrtnutím příslušné ikony "oka". Vrstvu *foto34* zobrazí opětovným zaškrtnutím příslušné ikony "oka". Do *foto34* vloží tlačítkem "Kruh" kružnici, jejíž průměr a souřadnice středu upraví tak, aby kružnice lemovala 3. a 4. Purkyňův obrázek, které jsou v superpozici.
- 11) Vyšetřující aktivuje vrstvu s *foto1* a zaznamená hodnoty "Vzdálenost" a "Úhel" z vrstvy *foto34*, což jsou finální hodnoty velikosti a směru decentrace IOL vůči zrakové ose.

# 7.3 Výsledky studie

Celkem bylo do studie zařazeno 65 očí 43 pacientů, kteří byli rozděleni do dvou skupin podle typu implantované čočky (tabulka č. 5).

První skupina zahrnuje pacienty s implantovanou sférickou nitrooční čočkou. Celkem čítá 30 očí 19 pacientů (9 mužů a 10 žen) ve věku 43-86 let (průměrně 74 ± 9 let). Měření polohy čočky bylo provedeno 5 dní až 30 měsíců dní po operaci katarakty.

Druhá skupina zahrnuje pacienty s implantovanou torickou nitrooční čočkou. Celkem čítá 35 očí 24 pacientů (9 mužů a 15 žen) ve věku 47-88 let (průměrně 67 ± 11 let). Měření polohy čočky bylo provedeno 5 dní až 15 měsíců po operaci katarakty.

Tabulka č. 5: Charakteristika souboru pacientů			
	sférické IOL	torické IOL	
počet pacientů (muži/ženy)	9/10	9/15	
počet očí (pravé/levé)	18/12	16/19	
věk (roky, průměr ± SD)	74 ± 9	67 ± 11	
počet dnů od operace (průměr ± SD)	140 ± 213	92 ± 113	
optická mohutnost IOL (dioptrie, průměr ± SD)	21,7 ± 2,1	19,4 ± 5,3	
optická mohutnost IOL (cyl. dioptrie, průměr ± SD)		2,8 ± 0,9	
průměr rohovky (milimetry, průměr ± SD)	12,0 ± 0,4	11,8 ± 0,6	

Přehled všech naměřených a vypočtených hodnot je uveden v příloze A (tabulky A1 a A2). Tabulky obsahují pro každé sledované oko následující údaje:

- číslo pacienta (S pro sférické a T pro torické IOL)
- oko (OP pravé, OL levé)
- značka implantované IOL
- optická mohutnost nitrooční čočky (D), u torických IOL také hodnota cylindru
- white-to-white, tj. průměr rohovky (mm)
- laterální (cm) a úhlový (°) posun fixačního podnětu v okamžiku centrace P3+P4 na Purkyně-metru
- velikost (°) a směr (°) sklopení, velikost (mm) a směr (°) decentrace
  - hodnoty naměřené na AS OCT CASIA2
  - hodnoty naměřené na Purkyně-metru
  - absolutní hodnoty rozdílů mezi hodnotami naměřenými na CASIA2 vs. Purkyně-metru
  - u velikosti decentrace navíc hodnota určená dle reálného středu IOL.

V následujících podkapitolách jsou uvedeny výsledky vypočtených nebo naměřených hodnot velikosti a směru sklopení a decentrace IOL, zvlášť pro soubory pacientů s implantovanou sférickou a torickou IOL, i pro celý soubor. Jedná se o vyhodnocení dat získaných měřením na Purkyně-metru, na CASIA2 a také absolutní hodnoty diskrepance mezi daty z těchto dvou metod. V každé podkapitole jsou shrnuty rovněž výsledky dalších statistických testů pro danou měřenou veličinu.

#### 7.3.1 Velikost sklopení IOL

V tabulce č. 6 vidíme, že absolutní hodnota rozdílu ve velikosti sklopení IOL mezi hodnotami naměřenými na Purkyně-metru a na CASIA2 je 0,6° ± 0,4° pro celý soubor, a stejné hodnoty vyšly i pro skupiny pacientů se sférickou, případně torickou IOL.

Tabulka č. 6: Průměrná velikost sklopení IOL podle Purkyně-metru, podle CASIA2 a rozdíl mezi nimi

VELIKOST SKLOPENÍ IOL (průměr ± SD)	sférické IOL	torické IOL	všechny IOL
velikost sklopení Purkyně-metr (°)	5,7 ± 1,5	6,1 ± 1,5	6,0 ± 1,5
velikost sklopení CASIA2 (°)	5,6 ± 1,4	5,8 ± 1,4	5,7 ± 1,4
absolutní hodnota rozdílu* velikosti sklopení (°)	0,6 ± 0,4	0,6 ± 0,4	0,6 ± 0,4

\* rozdíl mezi hodnotami naměřenými na Purkyně-metru a na CASIA2

Na histogramu (graf č. 1) je u obou metod vidět, že data mají normální rozdělení. Normalita byla ověřena i Shapiro-Wilkovým testem: pro CASIA2 (p = 0,662 pro celý soubor, p = 0,814 pro sférické IOL a p = 0,923 pro torické IOL) a pro Purkyně-metr (p = 0,455 pro celý soubor, p = 0,256 pro sférické IOL a p = 0,961 pro torické IOL).



Graf č. 1: Četnost velikosti sklopení IOL dle CASIA2 a dle Purkyně-metru

Data jsou korelovaná, korelační koeficient pro vztah mezi hodnotami z CASIA2 a z Purkyněmetru vyšel 0,89 pro celý soubor, pro skupinu pacientů se sférickou IOL 0,87 a pro skupinu pacientů s torickou IOL 0,90. Korelační diagram byl sestrojen pro celý soubor (graf č. 2).



Graf č. 2: Korelace velikosti sklopení IOL naměřené na přístroji CASIA2 a na Purkyně-metru

Rozdíl mezi hodnotami velikosti sklopení IOL z CASIA2 a z Purkyně-metru je dle párového t-testu pro celý soubor statisticky signifikantní (p = 0,006), avšak při rozdělení testování dle typu implantované IOL je statisticky signifikantní pouze pro skupinu pacientů s torickou IOL (p = 0,003), kdežto pro skupinu pacientů se sférickou IOL nikoli (p = 0,386).

Na Bland-Altmanově grafu pro velikost sklopení IOL se v 95% intervalu spolehlivosti nachází 95 % měření (graf č. 3).



Graf č. 3: Bland-Altmanův graf pro velikost sklopení IOL

### 7.3.2 Směr sklopení IOL

V tabulce č. 7 vidíme, že absolutní hodnota rozdílu ve směru sklopení IOL mezi hodnotami naměřenými na Purkyně-metru a na CASIA2 je 9°  $\pm$  14° pro celý soubor, 10°  $\pm$  17° pro skupinu pacientů se sférickou IOL a 9°  $\pm$  9° s torickou IOL.

Tabulka č. 7: Průměrný směr sklopení IOL podle Purkyně-metru, podle CASIA2 a rozdíl mezi nimi

, , , , , , , , , , , , , , , , , , , ,	/ //		
SMĚR SKLOPENÍ IOL (průměr ± SD)	sférické IOL	torické IOL	všechny IOL
směr sklopení Purkyně-metr (°)	265 ± 70	276 ± 69	271 ± 70
směr sklopení CASIA2 (°)	265 ± 70	246 ± 100	255 ± 88
absolutní hodnota rozdílu* směru sklopení (°)	10 ± 17	9 ± 9	9 ± 14

\* rozdíl mezi hodnotami naměřenými na Purkyně-metru a na CASIA2

Některé hodnoty směru sklopení kolem 0° (respektive 360°) byly změněny o 360°, aby nedošlo k falešnému závěru, že spolu data nekorelují. Pokud se údaj z jedné metody pohyboval v rozmezí 0-29° a údaj z druhé metody nabýval hodnoty menší než 360°, k údaji z první metody bylo přičteno 360°. Úhly 1° a 361° jsou tedy ekvivalentní údaje. Například hodnoty 1° a 359°, které si zdánlivě neodpovídají, spolu ve skutečnosti dobře korelují, což lze dokázat díky přepočtu první hodnoty na 361°, která se od druhé hodnoty (359°) liší reálně o 2°.

Na histogramu (graf č. 4) je u obou metod vidět, že data mají bimodální rozdělení. Jeden vrchol histogramu odpovídá hodnotám směru sklopení IOL na pravém oku a jeden vrchol hodnotám na levém oku, což lze ověřit dále, na grafu č. 6. Shapiro-Wilkův test potvrzuje, že data nemají normální rozdělení (u obou metod vyšlo p < 0,05 pro celý soubor i pro sférické a torické IOL zvlášť).



Graf č. 4: Četnost směru sklopení IOL dle CASIA2 a dle Purkyně-metru

Data jsou korelovaná, korelační koeficient pro vztah mezi hodnotami z CASIA2 a z Purkyněmetru je pro celý soubor 0,97, pro skupinu pacientů se sférickou IOL 0,96 a pro skupinu pacientů s torickou IOL 0,98. Korelační diagram byl sestrojen pro celý soubor (graf č. 5) a dále s ohledem na měřené oko (graf č. 6) – zde je vidět vliv laterality oka na směr sklopení IOL: u OP vycházejí hodnoty průměrně 208°, kdežto u OL průměrně 340°.



Graf č. 5: Korelace směru sklopení IOL naměřeného na přístroji CASIA2 a na Purkyně-metru



Graf č. 6: Korelace směru sklopení IOL naměřeného na přístroji CASIA2 a na Purkyně-metru, dle měřeného oka

Rozdíl mezi hodnotami směru sklopení IOL z CASIA2 a z Purkyně-metru vyšel dle párového Wilcoxonova testu jako statisticky nesignifikantní (p = 0,825 pro celý soubor, p = 0,223 pro sférické IOL a p = 0,452 pro torické IOL).

Na Bland-Altmanově grafu pro směr sklopení IOL se v 95% intervalu spolehlivosti nachází 94 % měření (graf č. 7).



Graf č. 7: Bland-Altmanův graf pro směr sklopení IOL

Pro názornost výsledků sklopení IOL byl sestrojen polární graf (graf č. 8) zohledňující velikost i směr sklopení IOL. Vzdálenost mezi jednotlivými kružnicemi reprezentuje velikost sklopení 2,5°. Je zřejmá osová symetrie nálezu mezi pravým a levým okem.



Graf č. 8: Polární graf pro velikost a směr sklopení IOL podle použité metody, s ohledem na měřené oko

#### 7.3.3 Velikost decentrace IOL

V tabulce č. 8 vidíme, že absolutní hodnota rozdílu ve velikosti decentrace IOL mezi hodnotami naměřenými na Purkyně-metru a na CASIA2 je 0,15 mm ± 0,09 mm pro celý soubor, 0,20 mm ± 0,09 mm pro skupinu pacientů se sférickou IOL a 0,11 mm ± 0,08 mm s torickou IOL.

Tabulka č. 8: Průměrná velikost decentrace IOL podle Purkyně-metru, podle CASIA2 a rozdíl mezi nimi

VELIKOST DECENTRACE IOL (průměr ± SD)	sférické IOL	torické IOL	všechny IOL
velikost decentrace (mm) Purkyně-metr	0,43 ± 0,20	0,32 ± 0,20	0,37 ± 0,20
velikost decentrace CASIA2 (mm)	0,24 ± 0,14	0,24 ± 0,15	0,24 ± 0,15
absolutní hodnota rozdílu* velikosti dec. (mm)	0,20 ± 0,09	0,11 ± 0,08	0,15 ± 0,09

\* rozdíl mezi hodnotami naměřenými na Purkyně-metru a na CASIA2

Dle histogramu (graf č. 9) se zdá, že jsou data z Purkyně-metru normálně rozdělená, zatímco data z CASIA2 nikoli. Normalita byla ověřena i Shapiro-Wilkovým testem, který potvrzuje závěry z grafických testů jak pro Purkyně-metr (p = 0,081 pro celý soubor, p = 0,053 pro sférické IOL a p = 0,177 pro torické IOL), tak pro CASIA2 (p < 0,05 pro celý soubor i pro sférické a torické IOL zvlášť).



Graf č. 9: Četnost velikosti decentrace IOL dle CASIA2 a dle Purkyně-metru

Data jsou korelovaná, korelační koeficient pro vztah mezi hodnotami z CASIA2 a z Purkyněmetru vyšel 0,83 pro celý soubor, pro skupinu pacientů se sférickou IOL 0,88 a pro skupinu pacientů s torickou IOL 0,85. Korelační diagram byl sestrojen pro celý soubor (graf č. 10).



Graf č. 10: Korelace velikosti decentrace IOL naměřené na přístroji CASIA2 a na Purkyně-metru

Rozdíl mezi hodnotami velikosti decentrace IOL z CASIA2 a z Purkyně-metru vyšel dle párového Wilcoxonova testu statisticky signifikantní jak pro celý soubor ( $p = 2,0 \times 10^{-13}$ ), tak zvlášť pouze pro sférické IOL ( $p = 5,6 \times 10^{-9}$ ) i pouze pro torické IOL ( $p = 4,8 \times 10^{-5}$ ).

Na Bland-Altmanově grafu pro velikost decentrace IOL se v 95% intervalu spolehlivosti nachází 95 % měření (graf č. 11).



Graf č. 11: Bland-Altmanův graf pro velikost decentrace IOL

Dostatečnou mydriázu pro viditelnost okraje IOL měly 4 ze 30 očí se sférickou IOL a 34 z 35 očí s torickou IOL. Pro upřesnění výsledků velikosti decentrace bylo u všech těchto očí s viditelným okrajem IOL doplněno měření decentrace středu IOL (identifikovaného podle okraje IOL) vůči středu P1 při přímém pohledu. Při porovnání výsledků takto naměřené velikosti decentrace s výsledky decentrace z Purkyně-metru (dle superpozice P3+P4) byl korelační koeficient 0,95 a při porovnání s výsledky z CASIA2 vyšel 0,90. Dle výsledků Wilcoxonova párového testu však rozdíl při porovnání s Purkyně-metrem není signifikantní (p = 0,184), zatímco při porovnání s CASIA2 rozdíl statisticky signifikantní je ( $p = 8,2 \times 10^{-6}$ ). Tabulka č. 9 shrnuje rozdíly ve výsledcích velikosti decentrace IOL podle jednotlivých metod: CASIA2, Purkyně-metr a podle reálného středu IOL. Uvedené výsledky jsou založeny pouze na skupině pacientů, kteří měli dostatečně velkou mydriázu pro viditelnost okraje IOL. Porovnání výsledků uvedených tří metod je znázorněno v grafech č. 12 a 13.

Tabulka č. 9: Porovnání rozdílů ve výsledo	ch velikosti decentrace IOL podle třech různých metod
--	---

	průměrný rozdíl	korelační	Wilcoxonův	statisticky
	a SD (mm)	koeficient	test	významný rozdíl ?
CASIA2 vs. Purkyně-metr	0,13 ± 0,09	0,87	<i>p</i> = 3,0 x 10 <sup>-5</sup>	ano
CASIA2 vs. reálný střed IOL	0,09 ± 0,07	0,90	<i>p</i> = 8,2 x 10 <sup>-6</sup>	ano
Purkyně-metr vs. reálný střed IOL	0,06 ± 0,05	0,95	<i>p</i> = 0,184	ne



Graf č. 12: Porovnání velikosti decentrace IOL naměřené na přístroji CASIA2, na Purkyně-metru a dle reálného středu IOL





#### 7.3.4 Směr decentrace IOL

V tabulce č. 10 vidíme, že absolutní hodnota rozdílu ve směru decentrace IOL mezi hodnotami naměřenými na Purkyně-metru a na CASIA2 je  $16^{\circ} \pm 12^{\circ}$  pro celý soubor,  $17^{\circ} \pm 12^{\circ}$  pro skupinu pacientů se sférickou IOL a  $15^{\circ} \pm 12^{\circ}$  s torickou IOL.

Tabulka c. 10: Prumerny smer decentrace IOL podle Purkyne-metru, podle CASIA2 a rozdil mezi nimi			
SMĚR DECENTRACE IOL (průměr ± SD)	sférické IOL	torické IOL	všechny IOL
směr decentrace (°) Purkyně-metr	206 ± 106	162 ± 96	182 ± 103
směr decentrace CASIA2 (°)	169 ± 113	172 ± 99	171 ± 106
absolutní hodnota rozdílu* směru decentrace (°)	17 ± 12	15 ± 12	16 ± 12

\* rozdíl mezi hodnotami naměřenými na Purkyně-metru a na CASIA2

U hodnot decentrace IOL kolem 0° (respektive 360°) byl proveden přepočet o 360°, stejně jako v případě směru sklopení IOL (viz vysvětlení v části 7.2). Úhly 1° a 361° jsou tedy ekvivalentní údaje.

Na histogramu (graf č. 14) je vidět, že data mají u obou metod tendenci k bimodálnímu rozdělení, ačkoli ne tak zřejmě jako u směru sklopení IOL. Shapiro-Wilkův test potvrzuje, že data nemají normální rozdělení (u obou metod vyšlo p < 0,05 pro celý soubor i pro sférické a torické IOL zvlášť).



Graf č. 14: Četnost směru decentrace IOL dle CASIA2 a dle Purkyně-metru

Data jsou korelovaná, korelační koeficient pro vztah mezi hodnotami z CASIA2 a z Purkyněmetru je pro celý soubor 0,98 a pro skupinu pacientů se sférickou IOL i s torickou IOL vychází rovněž 0,98. Korelační diagram byl sestrojen pro celý soubor (graf č. 15) a dále s ohledem na měřené oko (graf č. 16).



Graf č. 15: Korelace směru decentrace IOL naměřeného na přístroji CASIA2 a na Purkyně-metru



Graf č. 16: Korelace směru decentrace IOL naměřeného na přístroji CASIA2 a na Purkyně-metru, podle měřeného oka

Rozdíl mezi hodnotami směru decentrace IOL z CASIA2 a z Purkyně-metru vyšel dle párového Wilcoxonova testu statisticky nesignifikantní (p = 0,270 pro celý soubor, p = 0,052 pro sférické IOL a p = 0,341 pro torické IOL).

Na Bland-Altmanově grafu pro směr decentrace IOL se v 95% intervalu spolehlivosti nachází 99 % měření (graf č. 17).



Graf č. 17: Bland-Altmanův graf pro směr decentrace IOL

Pro názornost výsledků decentrace IOL byl sestrojen polární graf (graf č. 18) zohledňující velikost i směr decentrace IOL. Vzdálenost mezi jednotlivými kružnicemi reprezentuje velikost decentrace 0,2 mm. Je zřejmá určitá symetrie nálezu mezi pravým a levým okem.



Graf č. 18: Polární graf pro velikost a směr decentrace IOL podle použité metody, s ohledem na měřené oko

V následujících tabulkách (č. 11-13) jsou uvedeny výsledky vypočtených nebo naměřených hodnot.

Tabulka č. 11: Absolutní hodnoty rozdílů mezi hodnotami naměřenými na Purkyně-metru a na CASIA2					
absolutní hodnota rozdílu* (průměr ± SD)	sférické IOL	torické IOL	všechny IOL		
velikost sklopení IOL (°)	0,6 ± 0,4	0,6 ± 0,4	0,6 ± 0,4		
směr sklopení IOL (°)	$10 \pm 17$	9 ± 9	9 ± 14		
velikost decentrace IOL (mm)	0,20 ± 0,09	0,11 ± 0,08	0,15 ± 0,09		
směr decentrace IOL (°)	17 ± 12	15 ± 12	16 ± 12		

\* rozdíl mezi hodnotami naměřenými na Purkyně-metru a na CASIA2

Tabulka č. 12: Pearsonovy korelační koeficienty pro	vztah mezi hodnotami z CASIA2 a z Purkyně-metru
---	---

korelační koeficient	sférické IOL	torické IOL	všechny IOL
velikost sklopení IOL	0,87	0,90	0,89
směr sklopení IOL	0,96	0,98	0,97
velikost decentrace IOL	0,88	0,85	0,83
směr decentrace IOL	0,98	0,98	0,98

Tabulka č. 13: Statistická významnost rozdílu mezi hodnotami naměřenými na Purkyně-metru a na CASIA2 – párový t-test (t-t) nebo Wilcoxonův test (W-t) statisticky signifikantní ano/ne

a na CASIAZ – parovy t-test (t-t) nebo Wilcoxonuv test (w-t) statisticky signifikantní ano/ne						
párový test signifikantní	sférické IOL	torické IOL	všechny IOL			
velikost sklopení IOL (t-t)	ne ( <i>p</i> = 0,386)	ano ( <i>p</i> = 0,003)	ano ( <i>p</i> = 0,006)			
směr sklopení IOL (W-t)	ne ( <i>p</i> = 0,223)	ne ( <i>p</i> = 0,452)	ne ( <i>p</i> = 0,825)			
velikost decentrace IOL (W-t)	ano ( <i>p</i> = 5,6 x 10 <sup>-9</sup> )	ano (p = 4,8 x 10 <sup>-5</sup> )	ano (p = 2,0 x 10 <sup>-13</sup> )			
směr decentrace IOL(W-t)	ne ( <i>p</i> = 0,052)	ne ( <i>p</i> = 0,341)	ne ( <i>p</i> = 0,270)			

# 8 Diskuze

Na základě návrhu zařízení z 90. let byla vyvinuta metoda dynamické Purkyně-metrie – systém pro měření polohy nitrooční čočky založený na analýze Purkyňových obrázků. Hlavním přínosem nového zařízení je možnost změřit větší rozsah decentrace a sklopení IOL ve srovnání se statickými Purkyně-metry, což je dáno dynamickým uspořádáním systému. Byla navržena metodika vyšetření na dynamickém Purkyně-metru a metodika následného zpracování naměřených dat.

Podařilo se ověřit metodu na souboru 65 pseudofakických očí: z polohy nastavitelného fixačního podnětu a vzájemné polohy vyvolaných reflexů bylo podle vzorce vypočteno sklopení IOL a dále pomocí programu pro prokládání kružnic přes snímky z měření byla určena decentrace implantované nitrooční čočky. Hodnoty naměřené na navrženém dynamickém Purkyně-metru jsou srovnatelné s hodnotami získanými pomocí komerčně dostupného předněsegmentového optického koherenčního tomografu CASIA2.

Na základě výsledků shrnutých v tabulce č. 13 lze usoudit, že diskrepance mezi hodnotami naměřenými na Purkyně-metru a CASIA2 byla vyšší u decentrace IOL oproti sklopení. U velikosti decentrace vyšel rozdíl dle párového testu statisticky signifikantní jak pro celý soubor, tak zvlášť pro skupiny pacientů se sférickou i s torickou IOL. Oproti tomu u velikosti sklopení vyšel rozdíl dle párového testu pro celý soubor a zvlášť pro torické čočky sice statisticky signifikantní, ale výsledné *p*-hodnoty byly o několik řádů nižší než u decentrace; u sférických IOL nebyl rozdíl statisticky významný. V případě směru sklopení a decentrace IOL nebyly rozdíly statisticky signifikantní, přesto však *p*-hodnoty vyšly příznivěji (tj. vyšší) pro sklopení IOL. Tyto výsledky lze zdůvodnit tím, že v případě metody dynamické Purkyněmetrie bylo sklopení IOL stanoveno výpočtem a nebylo zatíženo chybami vzniklými při zpracování obrazu, jak tomu bylo při určování decentrace IOL.

V tabulce č. 13 je vidět, že diskrepance mezi hodnotami naměřenými uvedenými dvěma metodami byla vyšší u skupiny pacientů s implantovanou sférickou IOL. U všech sledovaných veličin kromě velikosti sklopení IOL byla zaznamenána vyšší *p*-hodnota u očí s torickou IOL, z čehož lze usoudit, že právě u torických IOL byla lepší shoda v datech naměřených pomocí Purkyně-metru a CASIA2. Diskrepanci lze vysvětlit přítomností astigmatických značek u torických IOL, které napomohly přesnějšímu překryvu dvou fotografií. S tím souvisí také velikost mydriázy, která byla dostatečně velká pro viditelnost okraje IOL, a tedy také pro přesnější překryv snímků, pouze u 4 ze 30 očí se sférickou IOL, a naopak téměř u všech (u 34 z 35) očí s torickou IOL.

Na grafu č. 8 je vidět vliv laterality oka na směr sklopení IOL – u OP je to průměrně 208°, kdežto u OL průměrně 340°. U obou očí mají tedy nitrooční čočky tendenci ke sklopení inferotemporálním směrem a lze tedy tvrdit, že mezi sklopením IOL na pravém a levém oku existuje osová symetrie podle vertikální osy (tedy zrcadlová symetrie). Také u směru decentrace IOL (graf č. 18) lze pozorovat určitou míru osové symetrie, avšak tendence není tak jednoznačná jako u směru sklopení. K podobným výsledkům došli i autoři studie [77], která byla provedena rovněž na přístroji CASIA2 – zde vyšlo průměrné sklopení IOL 205° pro

pravé oko a 291° pro levé oko a současně nevyšel jasný trend směru decentrace. Zrcadlovou symetrii u změny polohy IOL zaznamenali i v několika dalších studiích [4, 27, 28, 32, 33], často však není uveden konkrétní číselný údaj o směru sklopení, ale pouze tvrzení typu "sklopení inferotemporálním směrem".

Celkově data z Purkyně-metru dobře korelovala s daty z CASIA2 – hodnota Pearsonova korelačního koeficientu byla 0,83 pro velikost decentrace IOL a pro ostatní sledované veličiny vyšla vyšší. Rovněž dle Bland-Altmanových grafů lze soudit dobrou shodu dat naměřených uvedenými dvěma metodami – v 95% intervalu spolehlivosti se vyskytovalo 94 % měření v případě směru sklopení IOL, pro ostatní sledované veličiny byla procentuální hodnota výskytu v daném intervalu vyšší.

Veličina, u níž byly zaznamenány největší diskrepance mezi výsledky naměřenými na Purkyně-metru a na CASIA2, je velikost decentrace. Z toho důvodu bylo u všech očí s mydriázou dostatečně velkou pro viditelnost okraje IOL upřesněno měření decentrace podle reálného středu IOL. V počítačovém programu byl střed kružnice kopírující okraj IOL vztažen vůči středu P1 při pohledu pacienta rovně před sebe. Jak lze vidět na grafech č. 12 a 13, hodnoty decentrace získané tímto způsobem lépe odpovídaly výsledkům z Purkyněmetru, kdy byla hodnocena poloha centrovaných P3+P4 vůči P1. Porovnáme-li hodnoty decentrace IOL naměřené dle reálného středu IOL s hodnotami dle Purkyně-metru, není zde dle párového Wilcoxonova testu statisticky signifikantní rozdíl (p = 0,184), zatímco v porovnání s hodnotami z CASIA2 zde rozdíl statisticky signifikantní je ( $p = 8,2 \times 10^{-6}$ ). Z těchto výsledků lze vyvodit, že velikost decentrace naměřená na Purkyně-metru odpovídá více skutečnosti než hodnoty z CASIA2. Pro názornost jsou v grafu č. 19 znázorněny a v tabulce č. 14 uvedeny hodnoty decentrace pro oči, kde byla absolutní odchylka mezi hodnotami z Purkyně-metru dle superpozice P3+P4 a z CASIA2 v rámci vyšetřovaného souboru extrémní (větší než 0,20 mm) – je vidět, že u většiny extrémních případů odpovídají data určená dle reálného středu IOL datům určeným na Purkyně-metru dle superpozice P3+P4.

velikost	CASIA2	Purkyně-metr	rozdíl	dle reálného
decentrace (mm)	(C)	(P)	(P-C)	středu IOL
S10	0,66	1,10	0,44	0,94
S16	0,04	0,28	0,24	0,23
S18	0,29	0,54	0,25	0,37
T01	0,29	0,56	0,27	0,56
T20	0,32	0,66	0,34	0,39
Т32	0,52	0,77	0,25	0,68
Т33	0,34	0,54	0,20	0,53

Tabulka č. 14: Hodnoty velikosti decentrace (mm) pro oči, kde byl rozdíl ve výsledcích dle CASIA2 a dle Purkyně-metru (P-C) v rámci souhoru extrémní ti více než 0.20 mm



Graf č. 19: Velikost decentrace (mm) dle různých metod pro oči, kde byl rozdíl ve výsledcích dle CASIA2 a dle Purkyně-metru (P-C) v rámci souboru extrémní, tj. více než 0,20 mm

U extrémních případů, kde ani měření velikosti decentrace dle reálného středu IOL nevysvětlilo diskrepanci v naměřených hodnotách pomocí porovnávaných metod, lze na základě shlédnutí videodokumentace z měření na Purkyně-metru konstatovat, že u těchto pacientů byla horší spolupráce při vyšetření nebo horší kvalita videozáznamu. Pokud si prohlédneme zpracování snímků v programu, vidíme, že u těchto subjektů se vyskytuje buď relativně úzká oční štěrbina nebo horší kontrast fotografie (a tedy plynulejší rozhraní mezi očními strukturami). V důsledku těchto faktorů je pak v programu složitější snímky z měření přesně překrýt, snímky tedy mohou být vzájemně jemně posunuté, a i tento drobný nedostatek může způsobit relativně velkou chybu měření.

Dále byly prozkoumány i subjekty (S7, S16, T17), u nichž byla v rámci vyšetřovaného souboru shledána extrémní diskrepance ve velikosti sklopení mezi hodnotami naměřenými na CASIA2 a na Purkyně-metru (více než 1,5°). U těchto pacientů se v průběhu měření častěji objevovalo mrkání, uhýbání pohledem od fixačního podnětu nebo drobné horizontální pohyby očí (avšak s menší frekvencí, než bývá u nystagmu) – všechny tyto faktory způsobovaly "rozhození" centrace Purkyňových obrázků, což komplikovalo hladký průběh vyšetření a mohlo mít vliv na přesnost výsledků. Naopak zpracování (konkrétně překrývání) snímků v programu bylo díky dostatečné mydriáze a viditelnosti astigmatických značek na IOL bezproblémové.

Zmíněné problémy se spoluprací pacienta v průběhu vyšetření a jejich dopad na přesnost naměřených dat se nevztahují pouze k měření na dynamickém Purkyně-metru, ale k oběma srovnávaným metodám – pokud je pacient neklidný, příliš svírá oči či často mrká, nebo uhýbá pohledem od fixačního podnětu, pravděpodobně tím bude ovlivněno měření u obou metod. Při žádné z metod nedochází k oslnění pacienta a pacient smí mrkat normálně, vyšetření je bezkontaktní a není nepříjemné. Vyšetření na Purkyně-metru trvá trochu déle (do půl minuty) než na CASIA2 (v řádu jednotek vteřin), nicméně mnohá oftalmologická vyšetření jsou časově i na spolupráci pacienta náročnější. Při měření na CASIA2 vyšetřující nemůže zhodnotit správnost fixace, neboť nedokáže lokalizovat referenční osu. Při vyšetření na Purkyně-metru lze v průběhu měření kontrolovat fixaci pacienta na monitoru počítače díky Purkyňovým obrázkům, a vyšetřující tak může směr pacientova pohledu korigovat, což je výhodou. Správnost provedeného měření lze navíc u decentrace, která je dle výsledků na chyby náchylnější, ověřit uvedenou metodou dle reálného středu IOL.

Obecně je porovnání metod používaných pro měření polohy IOL v oku obtížné. V dostupných studiích, v nichž jsou analyzovány a porovnávány výsledky měření na různých přístrojích, totiž neexistuje jednotný referenční bod nebo osa oka, vůči níž je poloha, konkrétně sklopení a decentrace čočky udávána, a proto je srovnatelnost výsledků napříč studiemi sporná.

V publikacích se nejčastěji objevuje několik metod používaných pro měření polohy IOL: optický biometr IOLMaster 700, rohovkový topograf se Scheimpflugovou kamerou Pentacam, předněsegmentové OCT CASIA2 a tzv. Purkyně-metry, které jsou založené na analýze Purkyňových obrázků. Tyto systémy a některé jejich charakteristiky jsou uvedeny v tabulce č. 15 – pro každou metodu je zmíněna referenční osa (tzn. jak ji uvádí výrobce nebo autoři studie) a dále zda je při použití dané metody pro správné určení polohy IOL nutná mydriáza a zda metoda vyžaduje následné počítačové zpracování obrazu.

Tabuika c. 15: charakteristika systemu pouzivanych pro mereni skiopeni a decentrace iOL				
	referenční osa	mydriáza	počítačové	
		nutna	zpracovani obrazu	
IOLMaster 700 (Zeiss)	zraková	ano	ano	
Pentacam (Oculus)	keratometrická, pupilární	ano	ano	
CASIA2 (Tomey)	keratometrická	ne	ne	
Purkyně-metry	pupilární, zraková, keratometrická	ano i ne	ano	

Tabulka č. 15: Charakteristika systémů používaných pro měření sklopení a decentrace IOL

V mnoha studiích (například [13, 14, 19, 33, 48, 65, 80], tj. včetně těch, které hodnotí Purkyně-metry) je poloha IOL určována vůči pupilární ose, resp. vůči středu pupily, která dle definice [7] prochází středem pupily. Výběrem vhodné referenční osy se zabývá řada studií (například [68, 69, 81–83]) ve spojitosti s optimální centrací laserového zařízení při rohovkových refrakčních výkonech, kde je přesnost centrace zásadní pro výsledek zákroku. Často je zmiňována "nestabilita" pupilární osy vzhledem k tomu, že lokalizace středu pupily se mění s velikostí pupily v závislosti na světelných podmínkách. U většiny metod pro měření polohy IOL je pro kvalitní výsledky nutná arteficiální mydriáza – je tedy otázkou, zda je na místě jako referenci používat pupilární osu.
V naší studii byla za referenční osu považována zraková osa, a to jak u Purkyně-metru, tak u předněsegmentového OCT CASIA2, a proto mohly být tyto dvě metody porovnány.

- U Purkyně-metru pacient sledoval fixační podnět, který dle definice [7] leží spolu s foveou na zrakové ose. Poloha fixačního podnětu vůči ose Purkyně-metru byla zásadní pro výpočet sklopení IOL. Pro stanovení decentrace bylo potřeba znát polohu 1. Purkyňova obrázku (tzv. koaxiálně viděného reflexu [81]), který prakticky leží na zrakové ose Cui a Lakshminarayanan [81] uvádějí, že "vzdálenost mezi teoretickou zrakovou osou a koaxiálně viděným rohovkovým reflexem v rovině zornice je kolem 0,06 mm a může být brána jako nesignifikantní".
- CASIA2 určuje decentraci a sklopení (stejně jako keratometry nebo topografy) vůči keratometrické ose, v zahraniční literatuře označované jako corneal vertex normal český ekvivalent "vrcholová normála rohovky" se prakticky nepoužívá. Průsečík keratometrické osy s rohovkou se nazývá vertex rohovky a bylo dokázáno [68–70], že vertex je místo na rohovce, které je nejblíže průsečíku ideální zrakové osy s rohovkou. I v případě CASIA2 je tedy na místě hodnotit polohu IOL vůči zrakové ose.

V současné sobě se v klinické praxi pro měření polohy nitrooční čočky používají především metody založené na optické koherenční tomografii (např. CASIA2 nebo IOLMaster 700), na Scheimpflugově principu (např. Pentacam), na analýze polohy Purkyňových obrázků (Purkyně-metry) a výjimečně ultrazvuková biomikroskopie.

Právě UBM se klinicky využívá asi nejméně, neboť její jedinou výhodou oproti ostatním metodám je schopnost zobrazit tkáně i přes opakní média, jinak má v této problematice spíš orientační charakter. Pomocí UBM nelze zobrazit struktury hlubší než 4 mm od povrchu oka, metodu nelze použít v pooperačním období kvůli kontaktu ultrazvukové sondy s povrchem oka, a navíc zde není žádný pevný fixační podnět, a metoda tedy neumožňuje změřit konkrétní hodnoty polohy IOL.

Ostatní metody mají hloubku ostrosti větší – IOL Master 700, Pentacam i CASIA2 dokážou zobrazit přední segment v plné tloušťce, CASIA2 až do hloubky 13 mm. U Purkyně-metrů se snižuje jas Purkyňových obrázků v závislosti na hloubce struktury, od níž se světlo tvořící Purkyňův obrázek odráží – P1 (odraz od rohovky) bývá nejjasnější, P4 (odraz od zadní plochy čočky) bývá nejméně jasný, u přirozené čočky dokonce P3 a P4 nemusí být vidět vůbec.

Laterální rozsah zobrazení čočky zpravidla odpovídá šířce zornice při měření, což je dáno absorpcí světla duhovkou, a pro vyšetření polohy IOL je tedy potřeba zornici farmakologicky rozšířit. Dilatace zornice je nezbytná u měření na IOLMasteru 700, na Pentacamu a na statických Purkyně-metrech. U statických Purkyně-metrů nemusí být u oka bez mydriázy vlivem decentrace nebo sklopení čočky vidět 3. a 4. Purkyňův obrázek, přičemž znalost polohy P3 a P4 je klíčová pro určení polohy čočky, neboť se jedná o odrazy od přední a zadní plochy čočky. V případě CASIA2 není dle nedávné studie [27] měření decentrace a sklopení IOL závislé ani na průměru, ani na tvaru zornice. U dynamického Purkyně-metru lze zpravidla všechny tři klinicky rozpoznatelné Purkyňovy obrázky (P1, P3, P4) identifikovat

i u nedilatované zornice, nicméně nemusí být vidět v plném rozsahu, což zhoršuje přesnost centrace jednotlivých reflexů, a tím i přesnost měření.

Výhodou komerčně dostupných metod je bezesporu přívětivost uživatelského rozhraní – komerčně dostupné přístroje bývají z velké části automatizované a měření bývá rychlé. U Purkyně-metrů nebývá obsluha zařízení tak intuitivní a vyžaduje určitou zkušenost vyšetřujícího, navíc bývá vyšetření časově náročnější než na komerčních zařízeních. Například na našem Purkyně-metru trvalo vyšetření jednoho oka v průměru jednu minutu, nicméně bylo měřeno více parametrů, než kolik bylo nakonec reálně potřeba; po redukci měření na pouze nezbytné úkony se pohybovala délka vyšetření jednoho oka kolem půl minuty. Výhody komerčně dostupných zařízení jdou však na úkor nákladnosti přístrojového vybavení.

Co se týče následného zpracování obrazu, tak CASIA2 je jediný přístroj, který dokáže polohu IOL detekovat a vyhodnotit automaticky, nicméně vždy je potřeba hranici IOL detekovanou přístrojem zkontrolovat ve všech 16 řezech předního segmentu a případně ji manuálně upravit, což v našem případě bylo nutné u většiny řezů. U ostatních metod je potřeba výsledná data o poloze IOL dopočítat ručně nebo pomocí přídavného softwaru.

V tabulce č. 16 jsou shrnuty hlavní charakteristiky námi vyvinutého dynamického Purkyněmetru a statických Purkyně-metrů, které navrhli a pro měření polohy IOL použili Tabernero a kol. [13] a Schaeffel [33].

		ka experimentamient arky	Te mea a				
Purkyně-metr	v této práci používaný	" <b>španělský"</b> [13]	<b>"německý"</b> [33]				
uspořádání	dynamické	statické	statické				
fixaça	1 červená LED,	9 červených LED	1 zelená LED,				
lixace	s nastavitelnou polohou	v 9 daných směrech	s pevně danou polohou				
zdroj	12 IB I ED uspožádapých do	několik IR LED					
Purkyňových	12 IK LED usporauanych uo	uspořádaných do	1 IR LED				
obrázků	(pu)krunu	půlkruhu					
detektor	CMOS kamera	CCD kamera	analogová CCD kamera				
roforonční			střed zornice				
struktura	zraková osa	pupilární osa	(decentrace) a fixační osa				
Struktura			(sklopení)				
	manuální výpočet		coftwara wytwołany wa				
vyhodnocení	(sklopení), program	Zemax software					
	(decentrace)		visual C++				
nutná dilatace	ne	ano	dle autorů studie ne				
zornice	-						

Tabulka č. 16: Charakteristika experimentálních Purkyně-metrů

U Purkyně-metrů se statickým uspořádáním je nevýhodou omezená možnost zjišťování polohy nitrooční čočky, především nemožnost měření většího sklopení, a potřeba arteficiální mydriázy při větších decentracích. U statických Purkyně-metrů lze přesnou vzájemnou polohu jednotlivých Purkyňových obrázků získat pouze za předpokladu, že design IOL umožňuje zobrazení všech klinicky rozlišitelných Purkyňových obrázků v oblasti dilatované zornice. Při pohledu pacienta před sebe nebo při uchýlení pohledu směrem na definovaný fixační podnět je u nitroočních čoček s velkým zakřivením přední (resp. zadní) plochy třetí

(resp. čtvrtý) Purkyňův obrázek natolik velký, že je z velké části nebo úplně skrytý za duhovkou.

Tuto situaci lze ilustrovat na příkladu dříve zmiňované publikace Phillipse a kol. [20] – z celkově 14 vyšetřených pacientů bylo pouze u třech možné zachytit všechny tři Purkyňovy obrázky při pohledu přímo (*"on-axis fixation"*), u 10 bylo možné všechny tři zachytit při fixaci mimo osu kamery (*"off-axis fixation"*) a u jednoho pacienta nebylo možné vizualizovat všechny tři Purkyňovy obrázky ani v jednom z případů, a měření proto nebylo provedeno.

Z našich zkušeností je obtížné i získání spolehlivého statického snímku, především u hůře spolupracujících pacientů. Náš dynamický Purkyně-metr kombinuje konstrukci statických Purkyně-metrů s dynamickým vyšetřením polohy nitrooční čočky podle optické osy IOL dle vzoru Guytona [10], jak bylo popsáno dříve (4.2.6). Výhodou dynamického uspořádání je především možnost definované změny polohy fixačního bodu spojené s dynamickým hodnocením vzájemné polohy Purkyňových obrázků. Metoda tak umožňuje vyloučit nedostatky "náhodného" statického snímku a měřit i při relativně užší zornici velký rozsah změn poloh nitrooční čočky.

Všechny tři uvedené Purkyně-metry používají jako zdroj záření pro vyvolání Purkyňových obrázků v oku infračervené LED diody, liší se však jejich počtem a uspořádáním. "Německý" Purkyně-metr se odlišuje nejvíc, neboť světelný zdroj má bodový tvar (tj. je tvořen pouze jedinou LED), což přináší jisté nevýhody: jak je uvedeno ve studii srovnávající "španělský" a "německý" Purkyně-metr [64], u bodového zdroje je složitější odhadnout optimální zaostření bodových reflexů, které jsou navíc malé a symetrické, což zejména při jejich vzájemném překrytí mnohdy způsobuje, že není možné od sebe rozlišit jednotlivé Purkyňovy obrázky (P1, P3, P4). Identifikace Purkyňových obrázků je jednodušší u zdroje s půlkruhovým tvarem díky jeho nesymetrické geometrii – především pro určení P4, který je převrácený. Navíc Ize díky šířce zdroje lokalizovat i Purkyňovy obrázky, které jsou částečně zakryté duhovkou. U dynamického Purkyně-metru je navíc potřeba i kruhový tvar zdroje kvůli nezbytné co nejpřesnější superpozici P3+P4.

Design zdroje Purkyňových obrázků a uspořádání zařízení určuje, zda je dilatace zornice pro měření polohy IOL nutná. U bodového zdroje stačí dle Schaeffela [33] pro validní výsledky úzká zornice – Schaeffel uvádí [33], že i u zornice o průměru pouze 2,5 mm byla poloha IOL jejich systémem změřena bez problémů. Toto tvrzení je sporné tím spíš, že jde o kombinaci bodového zdroje a úzké zornice – i u relativně malé míry decentrace či sklopení IOL může být posunutí P3 a P4 vůči P1 (při pohledu pacienta rovně před sebe) výrazné a reflexy vyvolané bodovým zdrojem světla se snáze skryjí za duhovkou. Při stejné míře decentrace či sklopení IOL a u stejně úzké zornice by kruhový či půlkruhový zdroj světla vyvolal větší Purkyňovy obrázky, které by byly sice také částečně schované za zornicí, nicméně díky jejich tvaru by v mnoha případech bylo možné si chybějící část reflexu domyslet a odhadnout tak polohu reflexů, což u "německého" prototypu nelze.

Naopak u Tabernerova systému byla dle Nishiho a kol. [48] dobrá dilatace zornice (minimálně 6 mm) předpokladem pro zachycení kvalitních snímků se třemi jasnými Purkyňovými obrázky. U dynamického Purkyně-metru jsme měření u očí s úzkou zornicí neprováděli, nicméně u skupiny pacientů s implantovanou sférickou čočkou byla zornice dilatována pouze částečně, a i tak měření proběhlo úspěšně. Následné počítačové zpracování obrazu se však zdá být přesnější u očí s dilatovanou zornicí díky viditelnosti okraje IOL či astigmatických značek u torických IOL.

"Formát" výsledků měření provedených na uvedených Purkyně-metrech je různý a jejich porovnání je proto obtížné; navíc se liší i referenční osou. Zápis typu "sklopení o velikosti 5° v ose 10°" nebo "decentrace o velikosti 0,5 mm ve směru 120°" se vyskytuje pouze u komerčně dostupného předněsegmentového OCT CASIA2 a u našeho dynamického Purkyně-metru. U statických Purkyně-metrů nebývá určen přesný směr sklopení či decentrace – často se udává pouze přibližný směr, případně jsou dány souřadnice polohy IOL vůči středu pupily, z nichž se dá teoreticky přesná hodnota úhlu vypočítat.

Schaeffel [33] shrnul celkové výsledky takto: "Čočky byly výrazně nakloněny "nahoru" vůči fixační ose (tj. horní část čočky byla nakloněna více dozadu a spodní část více dopředu). Ještě nápadněji byly všechny čočky naklopeny temporálně vzhledem k fixační ose, v průměru přibližně o 4,6°. (...) Čočky byly posunuty vůči středu zornice temporálně přibližně o 0,1 mm a směrem dolů o více než 0,3 mm."

Tabernero [63] shrnul výsledky tímto způsobem: "Průměrné sklopení IOL vyšlo 2,2° temporálně (SD 1,1°) v horizontálním směru a 2,2° směrem nahoru (SD 2,6°) ve vertikálním směru. (…) Rozsah decentrace temporálně se pohyboval od 0,06 do 0,2 mm. Co se týče vertikálního směru, u jednoho subjektu byla naměřena značná decentrace směrem dolů (0,65 mm), zatímco u zbylých subjektů se pohybovala decentrace v rozmezí 0,07 mm dolů až 0,17 mm nahoru."

## 9 Závěr

Pro účely studie byl sestaven dynamický Purkyně-metr a byla vypracována metodika vyšetření a zpracování výsledků. Hlavním přínosem nového zařízení je jeho dynamické uspořádání – dynamický Purkyně-metr kombinuje konstrukci statických Purkyně-metrů s dynamickým vyšetřením polohy nitrooční čočky podle optické osy IOL. Purkyně-metr disponuje pohyblivým fixačním podnětem, díky čemuž je možné hodnotit i natolik decentrované či sklopené čočky, jejichž polohu by pomocí statického Purkyně-metru (s pevně daným fixačním podnětem) nebylo možné stanovit. Metoda umožňuje měřit i při relativně užší zornici velký rozsah změn poloh nitrooční čočky.

Byla vytvořena metodika vyšetření a následného zpracování naměřených dat pomocí dynamického Purkyně-metru. Metoda byla ověřena na souboru 65 pseudofakických očí. Pomocí dynamického Purkyně-metru byla změřena poloha Purkyňových obrázků v oku. Následně bylo z polohy nastavitelného fixačního podnětu a vzájemné polohy vyvolaných reflexů vypočteno podle vzorce sklopení IOL a dále pomocí programu pro prokládání kružnic přes snímky z měření byla určena decentrace implantované nitrooční čočky.

Hodnoty stanovené pomocí dynamického Purkyně-metru dobře korelovaly s hodnotami získanými pomocí komerčně dostupného přístroje CASIA2. Rozdíly mezi naměřenými daty z dynamického Purkyně-metru a z CASIA2 byly statisticky signifikantní u velikosti sklopení a velikosti decentrace IOL, přičemž u velikosti decentrace výrazněji. Výsledky decentrace byly následně podrobně analyzovány a u očí s dostatečnou arteficiální mydriázou byly ověřeny na základě polohy středu IOL vůči zrakové ose – bylo dokázáno, že výsledky decentrace z Purkyně-metru odpovídají skutečnosti lépe než hodnoty z CASIA2. U směru sklopení a směru decentrace nebyly rozdíly statisticky významné. Vyšší diskrepance byly zjištěny u decentrace IOL oproti sklopení a dále u očí s implantovanou sférickou IOL oproti těm s torickou. Hodnoty směru vykazovaly především u sklopení tzv. zrcadlovou symetrii mezi pravým a levým okem. Výsledky bylo možné spolehlivě porovnat díky jednotné referenční ose i jednotnému formátu výstupních hodnot, což je v odborné literatuře zabývající se touto problematikou vzácné.

Navrhnutý dynamický Purkyně-metr přináší ekonomicky přijatelnou možnost měření polohy IOL. Jedná se o systém určený především pro výzkumné účely umožňující vysvětlení refrakčních odchylek, zpřesnění výpočtu IOL před operací druhého oka a studium optimalizace operačních postupů, jako je centrace kapsulorhexe nebo umístění haptiků IOL.

Vzhledem k rostoucím nárokům dnešní společnosti na vizuální kvalitu a komfort pacienta a s ohledem na rostoucí zájem o implantaci nových a složitějších designů nitroočních čoček, které jsou oproti klasickým alternativám citlivější na nepřesnosti v centraci IOL, zastává dynamický Purkyně-metr v současné oftalmologické praxi důležitou pozici.

## Literatura

- [1] HEISSIGEROVÁ J. A KOL. Nemoci čočky. In: *Oftalmologie*. 1. vydání. B.m.: Maxdorf, 2018, s. 149–158. ISBN 978-80-7345-580-4.
- [2] KUCHYNKA P., MAZAL Z., STUDENÝ P. a HAMOUZ J. Standard pro diagnostiku a léčbu: Katarakta dospělých [online]. B.m.: ČOS ČLK JEP. 2016 [vid. 2023-11-14]. Dostupné z: https://oftalmologie.com/cs/doporucene-postupy/standard-pro-diagnostiku-alecbu-katarakta-dospelych.html
- [3] CHEN, Xinyi, Jingjie XU, Xiangjun CHEN a Ke YAO. Cataract: Advances in surgery and whether surgery remains the only treatment in future. *Advances in Ophthalmology Practice and Research* [online]. 2021, 1(1), 100008. ISSN 26673762. Dostupné z: doi:10.1016/j.aopr.2021.100008
- [4] ROSALES, P., A. DE CASTRO, I. JIMÉNEZ-ALFARO a S. MARCOS. Intraocular lens alignment from Purkinje and Scheimpflug imaging. *Clinical and Experimental Optometry* [online]. 2010, 93(6), 400–408. ISSN 08164622. Dostupné z: doi:10.1111/j.1444-0938.2010.00514.x
- [5] CHANG, D. H. Determining Ocular Fixation for Centering IOLs With Purkinje Images. *Cataract & Refractive Surgery Today*. 2011, (7), 32–34.
- [6] ASHENA, Zahra, Sundas MAQSOOD, Syed Naqib AHMED a Mayank A. NANAVATY. Effect of intraocular lens tilt and decentration on visual acuity, dysphotopsia and wavefront aberrations [online]. B.m.: MDPI AG. 1. září 2020. ISSN 24115150. Dostupné z: doi:10.3390/VISION4030041
- [7] ATCHISON, D., SMITH, G. *Optics of the human eye*. 1st ed. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2000. ISBN 978-075-0637-756.
- [8] KUCHYNKA, P. Oční lékařství. 2. vydání. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-5079-8.
- [9] WADE, Nicholas J., Josef BROŽEK a Jiří HOSKOVEC. Purkinje's Vision: The Dawning of Neuroscience [online]. B.m.: Psychology Press, 2001 [vid. 2019-04-24]. ISBN ISBN 1-4106-0097-1. Dostupné z: https://monoskop.org/images/6/6f/Wade\_Nicholas\_J\_Brozek\_Josef\_Purkinjes\_Visi on\_The\_Dawning\_of\_Neuroscience.pdf
- [10] KURIC, J. Přínos J. Ev. Purkyně pro rozvoj československé psychologie. *Sborník prací Filosifické fakulty Brněnské univerzity*. 1987, 23(1).
- [11] MARMOR, M. F. a D. M. ALBERT. Jan Evangelista Purkinje: Visual Physiologist.
  In: Foundations of Ophthalmology: Great Insights that Established the Discipline. B.m.: Springer, 2017, s. 64–76. ISBN 978-3319596419.
- [12] HEDBÁVNÁ, E., J. CENDELÍN a J. NOVÁK. Měření polohy nitrooční čočky a její vliv na aberace optického systému oka. *Jemná mechanika a optika*. 2016, 61(2), 52–57.

- [13] TABERNERO, J., A. BENITO, V. NOURRIT a P. ARTAL. Instrument for measuring the misalignments of ocular surfaces. *Optics express* [online]. 2006, 14(22), 10945–10956.
   ISSN 1094-4087. Dostupné z: doi:10.1364/OE.14.010945
- [14] GUYTON, D. L., H. UOZATO a J. WISNICKI. Rapid Determination of Intraocular Lens Tilt and Decentration Through the Undilated Pupil. *Ophthalmology*. 1990, 97(10), 1259– 1264.
- [15] GATINEL, D. Purkinje images and reflections [online]. [vid. 2019-04-13]. Dostupné z: https://www.gatinel.com/en/recherche-formation/axes-et-angles-remarquablesde-loeil/reflets-images-purkinje/
- [16] CHANG, D. H. Centering IOLs Using Purkinje Images. *Cataract & Refractive Surgery Today*. 2011, (6), 35–38.
- [17] CHANG, Daniel H. Characterizing IOLs With Purkinje Images. *Cataract & Refractive Surgery Today*. 2011, (10), 31–35.
- [18] OVENSERI-OGBOMO, G. O. a O. A. ODUNTAN. Mechanism of accommodation: A review of theoretical propositions. *African Vision and Eye Health* [online]. 2015, 74(1). ISSN 2410-1516. Dostupné z: doi:10.4102/aveh.v74i1.28
- [19] JÓŹWIK, A., D. SIEDLECKI a M. ZAJĄC. Evaluation of intraocular lens implant location in the eyeball basing on the Purkinje images. Proceedings Volume 8697, 18th Czech-Polish-Slovak Optical Conference on Wave and Quantum Aspects of Contemporary Optics [online]. 2012. Dostupné z: doi:10.1117/12.2009985
- [20] PHILLIPS, P., H. D. ROSSKOTHEN, J. PÉREZ-EMMANUELLI a C. J. KOESTER.
  Measurement of intraocular lens decentration and tilt in vivo. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 1988, 14(2), 129–135. ISSN 08863350. Dostupné
  z: doi:10.1016/S0886-3350(88)80086-5
- [21] HOLMQVIST, K., M. NYSTROM, R. ANDERSSON, R. DEWHURST, H. JARODZKA a J. VAN DE WEIJER. Eye Tracking: A Comprehensive Guide to Methods and Measures. Oxford: Oxford University Press, 2011.
- [22] BARRY, Jean Cyriaque, Mark DUNNE a Thomas KIRSCHKAMP. Phakometric measurement of ocular surface radius of curvature and alignment: Evaluation of method with physical model eyes. *Ophthalmic and Physiological Optics* [online]. 2001, 21(6), 450–460. ISSN 02755408. Dostupné z: doi:10.1016/S0275-5408(01)00017-5
- [23] PATOČKOVÁ, L. *Vyšetření postavení očí princip, metody, vyhodnocení*. Brno, 2017. Bakalářská práce. Lékařská fakulta, Masarykova univerzita.
- [24] KOGACHI, K. Ocular Motility: Assessing the Eyes' Drivers [online]. [vid. 2023-10-07]. Dostupné z: https://www.oregoneyephysicians.org/wpcontent/uploads/2021/04/2\_Ocular-Motility\_Kogachi-handouts.pdf

- [25] KARHANOVÁ, M., K. MAREŠOVÁ, F. PLUHÁČEK, O. VLÁČIL a M. ŠÍN. Význam úhlu kappa pro centraci multifokálních nitroočních čoček. Česká a slovenská oftalmologie. 2013, 69(2), 64–68.
- [26] MOSHIRFAR, M., R. N. HOGGAN a V. MUTHAPPAN. Angle Kappa and its importance in refractive surgery. *Oman journal of ophthalmology* [online]. 2013, 6(3), 151–8
   [vid. 2018-06-13]. ISSN 0974-620X. Dostupné z: doi:10.4103/0974-620X.122268
- [27] KIMURA, S., Y. MORIZANE, Y. SHIODE, M. HIRANO, S. DOI, S. TOSHIMA, A. FUJIWARA a F. SHIRAGA. Assessment of tilt and decentration of crystalline lens and intraocular lens relative to the corneal topographic axis using anterior segment optical coherence tomography. *PLoS ONE* [online]. 2017, 12(9), 1–12. ISSN 19326203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0184066
- [28] HIRNSCHALL, N., T. BUEHREN, F. BAJRAMOVIC, M. TROST, T. TEUBER a O. FINDL.
  Prediction of postoperative intraocular lens tilt using swept-source optical coherence tomography. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2017, 43(6), 732–736. ISSN 18734502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2017.01.026
- [29] WANG, L., R. G. DE SOUZA, M. P. WEIKERT a D. D. KOCH. Evaluation of crystalline lens and intraocular lens tilt using a swept-source optical coherence tomography biometer. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2019, 45(1), 35–40. ISSN 0886-3350. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2018.08.025
- [30] ALE, J B. Intraocular lens tilt and decentration: A concern for contemporary IOL designs. *Nepalese journal of ophthalmology* [online]. 2011, 3, 68–77. ISSN 2072-6805. Dostupné z: doi:10.3126/nepjoph.v3i1.4281
- [31] UZEL, M. M., S. OZATES, M. KOC, A.G. TASLIPINAR UZEL a P. YILMAZBAŞ. Decentration and Tilt of Intraocular Lens after Posterior Capsulotomy. *Seminars in Ophthalmology* [online]. 2018, 33(6), 766–771. ISSN 0882-0538. Dostupné z: doi:10.1080/08820538.2018.1443146
- [32] DE CASTRO, Alberto, Patricia ROSALES a Susana MARCOS. Tilt and decentration of intraocular lenses in vivo from Purkinje and Scheimpflug imaging - Validation study. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2007, 33(3), 418–429. ISSN 08863350. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2006.10.054
- [33] SCHAEFFEL, Frank. Binocular lens tilt and decentration measurements in healthy subjects with phakic eyes. *Investigative Ophthalmology and Visual Science* [online]. 2008, 49(5), 2216–2222. ISSN 01460404. Dostupné z: doi:10.1167/iovs.07-1022
- [34] MADRID-COSTA, D., C. PÉREZ-VIVES, J. RUIZ-ALCOCER, C. ALBARRÁN-DIEGO a R. MONTÉS-MICÓ. Visual simulation through different intraocular lenses in patients with previous myopic corneal ablation using adaptive optics: Effect of tilt and decentration. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2012, 38(5), 774–786. ISSN 0886-3350. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2011.11.036

- [35] ERICKSON, P. Effects of intraocular lens position errors on postoperative refractive error. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 1990, 16(3), 305–311.
  ISSN 08863350. Dostupné z: doi:10.1016/S0886-3350(13)80699-2
- [36] KORYNTA, J. *Stabilita nitrooční čočky v oku*. B.m., 1996. Habilitační práce. 2. LF UK v Praze.
- [37] KORYNTA, J, J BOK a J CENDELIN. Changes in refraction induced by change in intraocular lens position. *Journal of refractive and corneal surgery*. 1994, 10(5), 556– 564. ISSN 1081-0803.
- [38] FUJIKADO, T. a M. SAIKA. Evaluation of actual retinal images produced by misaligned aspheric intraocular lenses in a model eye. *Clinical Ophthalmology* [online]. 2014, 2415. ISSN 1177-5483. Dostupné z: doi:10.2147/OPTH.S72053
- [39] ALTMANN, G. E., L. D. NICHAMIN, S. S. LANE a J. S. PEPOSE. Optical performance of 3 intraocular lens designs in the presence of decentration. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2005, 31(3), 574–585. ISSN 08863350. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2004.09.024
- [40] HOLLADAY, J.T., P. A. PIERS, G. KORANYI, M. VAN DER MOOREN a N. E. S. NORRBY. A New Intraocular Lens Design to Reduce Spherical Aberration in Pseudophakic Eyes. *Journal of Refractive Surgery*. 2002, 18(6), 683–692.
- [41] HAYASHI, K., H. HAYASHI, F. NAKAO a F. HAYASHI. Intraocular lens tilt and decentration after implantation in eyes with glaucoma. *Journal of Refractive Surgery*. 1999, 25(11), 1515–1520.
- [42] LAWU, T., K. MUKAI, H. MATSUSHIMA a T. SENOO. Effects of decentration and tilt on the optical performance of 6 aspheric intraocular lens designs in a model eye. *Journal* of Cataract and Refractive Surgery [online]. 2019, 45(5), 662–668. ISSN 0886-3350. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2018.10.049
- [43] SODA, Mitsutaka a Shigeo YAGUCHI. Effect of decentration on the optical performance in multifocal intraocular lenses. *Ophthalmologica* [online]. 2012, 227(4), 197–204. ISSN 00303755. Dostupné z: doi:10.1159/000333820
- [44] JÓŹWIK, A., D. SIEDLECKI a M. ZAJĄC. Analysis of Purkinje images as an effective method for estimation of intraocular lens implant location in the eyeball. *Optik* [online]. 2014, 125(20), 6021–6025. ISSN 00304026. Dostupné z: doi:10.1016/j.ijleo.2014.06.130
- [45] WEIKERT, Mitchell P., Abhinav GOLLA a Li WANG. Astigmatism induced by intraocular lens tilt evaluated via ray tracing. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online].
   2018, 44(6), 745–749. ISSN 18734502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2018.04.035

- [46] GILLS, J.P., J.G. MARTIN a D.R. SANDERS. Sutureless Cataract Surgery: An Evolution Toward Minimally Invasive Technique. Thorofare, NJ: Slack, 1992. ISBN 978-155642198.
- [47] *CASIA2, Cornea/Anterior Segment OCT* [online]. [vid. 2018-08-22]. Dostupné z: https://pro.tomey.com/product-member/ct\_casia2.html
- [48] NISHI, Y., N. HIRNSCHALL, A. CRNEJ, V. GANGWANI, J. TABERNERO, P. ARTAL a O.
  FINDL. Reproducibility of intraocular lens decentration and tilt measurement using a clinical Purkinje meter. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2010, 36(9), 1529–1535. ISSN 08863350. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2010.03.043
- [49] Imaging the Anterior Segment: Ultrasound Biomicroscopy [online]. [vid. 2019-02-04].
  Dostupné z: https://www.aao.org/focalpointssnippetdetail.aspx?id=a1aede84-f4bc-4713-af4c-0cf49afddced
- [50] LI, L., K. WANG, Y. YAN, X. SONG a Z. LIU. Research on calculation of the IOL Tilt and decentration based on surface fitting. *Computational and Mathematical Methods in Medicine* [online]. 2013. ISSN 1748670X. Dostupné z: doi:10.1155/2013/572530
- [51] JÓŹWIK, Agnieszka, Damian SIEDLECKI a Marek ZAJĄC. Verification of numerical algorithm for crystalline lens location in the eyeball basing on Purkinje images. *Optik* [online]. 2013, 124(13), 1581–1584. ISSN 00304026. Dostupné z: doi:10.1016/j.ijleo.2012.04.029
- [52] SHARMA, R. Application of anterior segment optical coherence tomography in glaucoma. *Survey of ophthalmology*. 2014, (59), 311–327.
- [53] STEINERT, R. F. a D. HUANG. *Anterior segment optical coherence tomography*. 2008. ISBN 978-1-55642- 808-1.
- [54] HEDBÁVNÁ, E. Analýza morfologie řezu při operaci katarakty a jejího vlivu na parametry rohovky. Kladno, 2015. FBMI ČVUT.
- [55] WANG, Xiaogang, Jing DONG, Xiaoliang WANG a Qiang WU. IOL Tilt and Decentration Estimation from 3 Dimensional Reconstruction of OCT Image. *PLoS ONE* [online].
   2013, 8(3), 1–10. ISSN 19326203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0059109
- [56] KUMAR, D. A., A. AGARWAL, G. PRAKASH, S. JACOB, Y. SARAVANAN a A. AGARWAL.
  Evaluation of intraocular lens tilt with anterior segment optical coherence tomography. *American Journal of Ophthalmology* [online]. 2011, 151(3), 406–412.
   ISSN 00029394. Dostupné z: doi:10.1016/j.ajo.2010.09.013
- [57] ANG, Marcus, Mani BASKARAN, René M WERKMEISTER, Jacqueline CHUA, Doreen SCHMIDL, Valentin ARANHA, Gerhard GARHÖFER, Jodhbir S MEHTA a Leopold SCHMETTERER. Progress in Retinal and Eye Research Anterior segment optical coherence tomography. *Progress in Retinal and Eye Research* [online]. 2018, (April), 0–1. ISSN 1350-9462. Dostupné z: doi:10.1016/j.preteyeres.2018.04.002

- [58] KASCHKE, M., K. H. DONNERHACKE a M. S. RILL. *Optical Devices in Ophthalmology and Optometry*. Weinheim: Wiley-VCH, 2014. ISBN 978-3-527-41068-2.
- [59] NEMA, H. V. a N. NEMA. *Diagnostic procedures in ophtalmology*. 3rd ed. New Delhi: Jaypee Brothers Medical, 2014. ISBN 978-9350908525.
- [60] BRIGHTBILL, F. S., P.J. MCDONNELL, C.N.J. MCGHEE, A.A. FARJO a O. SERDAREVIC. Corneal surgery: theory, technique and tissue. 4th ed. St. Louis, Mo.: Mosby, 2009. ISBN 978-0323048354.
- [61] WULFECK, J. W. Infrared Photography of the So-Called Third Purkinje Image. *Journal of the Optical Society of America*. 1955, 45(11), 928–930.
- [62] VAN VEEN, Hank G. a David A. GOSS. Simplified System of Purkinje Image Photography for Phakometry. *American Journal of Optometry and Physiological Optics*. 1988, 65(11), 905–908.
- [63] TABERNERO, Juan, Patricia PIERS, Antonio BENITO, Manuel REDONDO a Pablo ARTAL. Predicting the optical performance of eyes implanted with IOLs to correct spherical aberration. *Investigative Ophthalmology and Visual Science* [online]. 2006, 47(10), 4651–4658. ISSN 01460404. Dostupné z: doi:10.1167/iovs.06-0444
- [64] MAEDEL, S., N. HIRNSCHALL, N. BAYER, S. MARKOVIC, J. TABERNERO, P. ARTAL, F. SCHAEFFEL a O. FINDL. Comparison of intraocular lens decentration and tilt measurements using 2 Purkinje meter systems. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2017, 43(5), 648–655. ISSN 18734502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2017.01.022
- [65] CRNEJ, Alja, Nino HIRNSCHALL, Yutaro NISHI, Vinod GANGWANI, Juan TABERNERO, Pablo ARTAL a Oliver FINDL. Impact of intraocular lens haptic design and orientation on decentration and tilt. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2011, 37(10), 1768–1774. ISSN 08863350. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2011.04.028
- [66] JANUNTS, E., E. CHASHCHINA, B. SEITZ, F. SCHAEFFEL a A. LANGENBUCHER. Reliability of a Single Light Source Purkinjemeter in Pseudophakic Eyes. Optometry and Vision Science [online]. 2015, 92(8), 884–891. ISSN 1040-5488. Dostupné z: doi:10.1097/OPX.00000000000644
- [67] CENDELIN, J., J. KORYNTA a J. BOK. Neue Methode für die IOL-Positionsbestimmung im Auge. In: 6. Kongreß der Deutschsprachigen Gesellschaft für Intraokularlinsen Implantation [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 1993, s. 460– 463. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-642-50268-2\_68
- [68] LIU, Manli, Yuan SUN, Danyang WANG, Ting ZHANG, Yugui ZHOU, Hua ZHENG a Quan LIU. Decentration of optical zone center and its impact on visual outcomes following SMILE. *Cornea* [online]. 2015, 34(4), 392–397. ISSN 15364798. Dostupné z: doi:10.1097/ICO.00000000000383

- [69] LIU, Quan, Xiaonan YANG, Limian LIN, Manli LIU, Haiqin LIN, Fang LIU, Yi XIE a Dennis S.C. LAM. *Review on centration, astigmatic axis alignment, pupil size and optical zone in SMILE* [online]. B.m.: Asia-Pacific Academy of Ophthalmology. 2019. ISSN 21620989. Dostupné z: doi:10.1097/01.APO.0000580144.22353.46
- [70] LIANG, Chen a Hong YAN. Methods of Corneal Vertex Centration and Evaluation of Effective Optical Zone in Small Incision Lenticule Extraction. *Ophthalmic Research* [online]. 2023, 710–719. ISSN 0030-3747. Dostupné z: doi:10.1159/000529922
- [71] *OFTA oční laserové centrum a centrum mikrochirurgie oka* [online]. [vid. 2023-11-13]. Dostupné z: https://www.ofta.cz/
- [72] *SENSAR Monofocal 1-Piece IOL* [online]. [vid. 2023-11-17]. Dostupné z: https://jnjvisionpro.eu/products/sensar-monofocal-1-piece-iol
- [73] AcrySof<sup>®</sup> IQ Monofocal and AcrySof<sup>®</sup> IQ Toric IOLs [online]. [vid. 2023-11-17]. Dostupné z: https://www.myalcon.com/uk/professional/cataractsurgery/iols/acrysof-iq-monofocal/
- [74] ENVISTA® TORIC [online]. [vid. 2023-11-17]. Dostupné z: https://www.bauschsurgical.eu/products/cataract/premium-intraocularlenses/envistar-toric/
- [75] *T-flex Aspheric Toric* [online]. [vid. 2023-11-17]. Dostupné z: https://rayner.com/en/iol/toric/t-flex-aspheric-toric/
- [76] SINJAB, M. M. Chapter 1: Corneal Optics And Geometry. In: Corneal Tomography in Clinical Practice (Pentacam System): Basics & Clinical Interpretation 3rd Edition. 3rd edition. B.m.: Jaypee Brothers Medical Publishers Pvt. Ltd., 2018. ISBN 978-9386261106.
- [77] XIAO, Zixuan, Geng WANG, Miaoru ZHEN a Zifeng ZHAO. Stability of Intraocular Lens With Different Haptic Design: A Swept-Source Optical Coherence Tomography Study. *Frontiers in Medicine* [online]. 2021, 8. ISSN 2296858X. Dostupné z: doi:10.3389/fmed.2021.705873
- [78] CARSTENSEN, Bendix. *Comparing clinical measurement methods : a practical guide*. B.m.: John Wiley & Sons, 2010. ISBN 9780470694237.
- BLAND, J Martin a Douglas G ALTMAN. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet* [online]. 1986, 327(8476), 307–310. Dostupné z: doi:10.1016/S0140-6736(86)90837-8
- [80] ROSALES, Patricia a Susana MARCOS. Phakometry and lens tilt and decentration using a custom-developed Purkinje imaging apparatus: validation and measurements. *Journal of the Optical Society of America* [online]. 2006, 23(3), 509–520. ISSN 1084-7529. Dostupné z: doi:10.1364/JOSAA.23.000509

- [81] CUI, C. a V. LAKSHMINARAYANAN. The reference axis in corneal refractive surgeries:
  Visual axis or the line of sight? *Journal of Modern Optics* [online]. 2003, 50(11), 1743–
  1749. ISSN 13623044. Dostupné z: doi:10.1080/09500340308235519
- [82] MOSQUERA, Samuel Arba, Shwetabh VERMA a Colm MCALINDEN. *Centration axis in refractive surgery* [online]. B.m.: BioMed Central Ltd. 1. prosinec 2015.
  ISSN 23260254. Dostupné z: doi:10.1186/s40662-015-0014-6
- [83] APPLEGATE, Raymond A., Larry N. THIBOS, Michael D. TWA a Edwin J. SARVER. Importance of fixation, pupil center, and reference axis in ocular wavefront sensing, videokeratography, and retinal image quality. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2009, 35(1), 139–152. ISSN 08863350. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2008.09.014

## Seznam prací disertanta vztahujících se k disertaci

\* E. Palkovičová, rozená Hedbávná

### PUBLIKACE:

Hedbávná\*, E., Cendelín, J., Novák, J. *Měření polohy nitrooční čočky a její vliv na aberace optického systému oka*. Jemná mechanika a optika. 2016, roč. 61(2), s. 52-57.

Palkovičová E., Cendelín J., Novák, J. *Comparison of toric intraocular lens tilt and decentration measurement using dynamic Purkinje-meter and anterior segment optical coherence tomography* – odeslání do Clinical Ophthalmology (IF 2,2 / Q2) v listopadu 2023

### KONFERENČNÍ PŘÍSPĚVKY:

Cendelín J., Hátle O., Palkovičová E. *Kapsulorhexe podle navigačního systému Verion*. XV. Mezinárodní kongres České společnosti refrakční a kataraktové chirurgie, Ostrava, květen 2017.

Cendelín J., Hátle O., Palkovičová E. *Jak nejlépe centrovat kapsulorhexi při operaci katarakty?* XXV. Výroční sjezd České oftalmologické společnosti, Brno, září 2017.

Palkovičová E. *Use of Purkinje images in clinical practice – focused on IOL position*. Mezinárodní studentská konference Optics and Optometry Forum 2018, ČVUT, Praha, 2018. (přednáška + článek ve sborníku, s. 29-30, ISBN 978-80-01-06392-7)

Palkovičová E., Cendelín J., Hátle O. *Optimalizace centrace kapsulorhexe podle navigačního systému*. XVI. Mezinárodní kongres České společnosti refrakční a kataraktové chirurgie, Zlín, květen 2018.

Palkovičová E., Cendelín J. *Porovnání metod měření polohy nitrooční čočky v oku*. XXVI. Výroční sjezd České oftalmologické společnosti, Praha, září 2018.

Cendelín J., Palkovičová E., Hátle O. *Proč mám pocit, že kapsulorhexi centruji lépe bez peroperačního navigačního systému?* XXVI. Výroční sjezd České oftalmologické společnosti, Praha, září 2018.

Palkovičová E., Cendelín J., Hátle O. *Which capsulorhexis pattern offered by the navigation system provides the best concentricity with the intraocular lens*? 36<sup>th</sup> Annual Congress of European Society of Cataract & Refractive Surgeons, Vídeň, září 2018. (elektronický poster)

Palkovičová E., Cendelín J. *Porovnání metod měření polohy nitrooční čočky v oku*. XVII. Mezinárodní kongres České společnosti refrakční a kataraktové chirurgie, Hradec Králové, květen 2019.

Palkovičová E., Cendelín J., Krejbichová J. *Vliv polohy WIOL-CF na zrakovou ostrost*. XVII. Mezinárodní kongres České společnosti refrakční a kataraktové chirurgie, Hradec Králové, květen 2019.

# Seznam zkratek

AS OCT	předněsegmentová optická koherenční tomografie (anterior segment OCT)
CCD kamera	kamera s čipem CCD (charge-coupled device = zařízení s vázanými náboji)
CMOS kamera	kamera s čipem CMOS (complementary metal oxide semiconductor)
D, sph D, cyl D	dioptrie, sférická dioptrie, cylindrická dioptrie
EDOF	nitrooční čočky s prodloužených ohniskem (extended depth of focus)
gtt	kapky (guttae)
IOL	nitrooční čočka (intraocular lens)
IR	infračervené (infrared) záření
LED	elektroluminiscenční dioda (light emitting diode)
MIOL	multifokální nitrooční čočka (multifocal intraocular lens)
OCT	optická koherenční tomografie (optical coherence tomography)
OL	oko levé
OP	oko pravé
OPL	oko pravé i levé
P1	1. Purkyňův obrázek
P2	2. Purkyňův obrázek
Р3	3. Purkyňův obrázek
P4	4. Purkyňův obrázek
PPV	pars plana vitrektomie
SD	směrodatná odchylka (standard deviation)
UBM	ultrazvuková biomikroskopie (ultrasound biomicroscopy)

# Příloha A: Přehled naměřených a vypočtených hodnot

Všechny naměřené a vypočtené hodnoty jsou uvedeny v následujících dvou tabulkách – data v tabulce A1 se týkají skupiny pacientů se sférickou čočkou a v tabulce A2 skupiny pacientů s torickou čočkou. Tabulky obsahují pro každé sledované oko následující údaje:

- číslo pacienta (S pro sférické a T pro torické IOL)
- oko (OP pravé, OL levé)
- značka implantované IOL
- optická mohutnost nitrooční čočky (D), u torických IOL také hodnota cylindru
- white-to-white, tj. průměr rohovky (mm)
- laterální (cm) a úhlový (°) posun fixačního podnětu v okamžiku centrace P3+P4 na Purkyně-metru
- velikost (°) a směr (°) sklopení, velikost (mm) a směr (°) decentrace
  - hodnoty naměřené na AS OCT CASIA2
  - hodnoty naměřené na Purkyně-metru
  - absolutní hodnoty rozdílů mezi hodnotami naměřenými na CASIA2 vs.
    Purkyně-metru
  - u velikosti decentrace navíc hodnota určená dle reálného středu IOL.

							v	elikos	t		směr	(0)		veli	kost			směr				
		Ы	_				skl	openi	(°)	sk	lopeni	(°)	(	decentra	ace (mm	)	dece	entrace	(°)			
pacient	oko	značka implantované l	opt. mohutnost IOL (D)	průměr rohovky (mm)	laterální posun FP (cm)	úhlový posun FP (°)	CASIA2	Purkyně-metr	abs. hodnota rozdílu	CASIA2	Purkyně-metr	abs. hodnota rozdílu	CASIA2	Purkyně-metr	abs. hodnota rozdílu	Purkyně-metr dle reálného středu IOL	CASIA2	Purkyně-metr	abs. hodnota rozdílu			
S01	OP	Sensar	23,0	11,1	3,5	163	5,1	5,0	0,1	345	343	2	0,13	0,35	0,22	x	358	353	5			
S02	OP	Sensar	24,5	12,4	6,4	14	8,9	9,1	0,2	189	194	5	0,39	0,60	0,21	x	181	182	1			
S03	OP	Sensar	17,0	11,8	3,1	24	4,2	4,4	0,2	198	204	6	0,18	0,36	0,18	x	101	139	38			
<b>S04</b>	OL	Sensar	17,0	11,8	4,0	168	7,0	5,7	1,3	342	348	6	0,26	0,71	0,45	x	8	332	36			
S05	OP	Sensar	23,0	11,6	4,3	42	4,9	6,1	1,2	213	222	9	0,23	0,33	0,10	x	101	120	19			
<b>S0</b> 6	OL	Sensar	22,5	11,6	2,6	182	4,6	3,7	0,9	355	362	7	0,25	0,52	0,27	x	9	28	19			
S07	OP	Sensar	22,0	12,2	3,5	10	3,5	5,0	1,5	204	190	14	0,09	0,19	0,10	x	311	293	19			
S08	OP	AcrySof	19,0	12,1	4,4	25	5,6	6,3	0,7	208	205	3	0,08	0,26	0,18	x	225	209	16			
<b>S09</b>	OL	AcrySof	19,0	11,8	3,2	153	4,8	4,6	0,2	330	333	3	0,25	0,40	0,15	x	283	309	26			
S10	OP	Sensar	21,0	12,1	4,0	60	5,7	5,7	0,0	239	240	1	0,66	1,10	0,44	0,94	314	304	10			
S11	OP	AcrySof	21,0	11,4	5,4	18	6,4	7,7	1,3	205	198	7	0,07	0,02	0,05	x	45	63	18			
S12	OL	AcrySof	21,5	11,5	4,3	158	6,6	6,1	0,5	340	338	2	0,34	0,49	0,15	x	13	12	1			
S13	OP	Sensar	20,5	12,3	3,1	5	3,4	4,4	1,0	278	185	93	0,21	0,32	0,11	x	127	156	29			
S14	OP	Sensar	25,0	12,3	4,2	13	5,7	6,0	0,3	194	193	1	0,28	0,47	0,19	х	202	212	10			
S15	OL	Sensar	26,5	12,4	4,4	161	6,5	6,3	0,2	340	341	1	0,43	0,70	0,27	х	344	306	38			
<b>S16</b>	OP	Sensar	22,5	12,0	4,4	24	7,9	6,3	1,6	182	204	22	0,04	0,28	0,24	0,23	179	167	12			
S17	OL	Sensar	22,0	12,5	4,7	166	7,0	6,7	0,3	347	346	1	0,07	0,26	0,19	0,19	302	346	44			

Tabulka A1: Přehled naměřených a vypočtených hodnot pro skupinu pacientů s implantovanou sférickou IOL

							Ň	velikos	t		směr	(0)		veli	kost			směr			
		Ч					sk	opení	(°)	sk	lopení	(°)	(	decentra	ace (mm	)	decentrace (*)				
pacient	oko	značka implantované IC	opt. mohutnost IOL (D)	průměr rohovky (mm)	laterální posun FP (cm)	úhlový posun FP (°)	CASIA2	Purkyně-metr	abs. hodnota rozdílu	CASIA2	Purkyně-metr	abs. hodnota rozdílu	CASIA2	Purkyně-metr	abs. hodnota rozdílu	Purkyně-metr dle reálného středu IOL	<b>CASIA2</b>	Purkyně-metr	abs. hodnota rozdílu		
S18	OP	Sensar	21,0	12,3	4,1	4	5,7	5,9	0,2	176	184	8	0,29	0,54	0,25	0,37	154	167	13		
S19	OP	Sensar	22,5	12,5	0,8	139	1,7	1,1	0,6	280	319	39	0,28	0,32	0,04	х	236	225	11		
S20	OL	Sensar	21,5	12,5	5,7	169	7,3	8,1	0,8	353	349	4	0,16	0,46	0,30	х	6	339	27		
S21	OP	Sensar	23,0	12,0	3,7	28	5,1	5,3	0,2	202	208	6	0,24	0,39	0,15	х	174	177	3		
S22	OL	Sensar	22,5	12,2	4,1	151	5,5	5,9	0,4	334	331	3	0,23	0,41	0,18	х	11	345	26		
S23	OP	Sensar	21,5	11,6	4,6	16	6,0	6,6	0,6	190	196	6	0,20	0,40	0,20	х	152	174	22		
S24	OL	Sensar	21,5	11,7	4,7	159	5,8	6,7	0,9	337	339	2	0,06	0,21	0,15	х	79	53	26		
S25	OP	AcrySof	21,0	12,3	2,9	12	5,1	4,1	1,0	175	192	17	0,46	0,57	0,11	х	132	134	2		
S26	OL	AcrySof	21,0	12,4	4,2	143	6,0	6,0	0,0	323	323	0	0,27	0,51	0,24	х	310	317	7		
S27	OL	Sensar	21,0	12,0	2,7	148	4,5	3,9	0,6	336	328	8	0,53	0,67	0,14	х	27	21	6		
S28	OP	Sensar	19,5	11,9	3,9	11	5,3	5,6	0,3	179	191	12	0,15	0,28	0,13	х	144	167	23		
S29	OP	Sensar	24,5	11,6	4,7	19	6,1	6,7	0,6	203	199	4	0,12	0,39	0,27	х	197	196	2		
<b>S30</b>	OL	Sensar	24,0	11,5	5,2	160	6,8	7,4	0,6	340	340	0	0,17	0,41	0,24	х	344	345	1		

								۰	veliko	st		směr			Ve	elikost	směr					
		or	_					sk	lopen	í (°)	sk	lopení	(°)		decent	trace (r	nm)	de	decentrace (°)			
pacient	oko	značka implantované l(	opt. mohutnost IOL (D)	opt. mohutnost IOL (cy	průměr rohovky (mm)	laterální posun FP (cm)	úhlový posun FP (°)	CASIA2	Purkyně-metr	abs. hodnota rozdílu	CASIA2	Purkyně-metr	abs. hodnota rozdílu	CASIA2	Purkyně-metr	abs. hodnota rozdílu	Purkyně-metr dle reálného středu IOL	<b>CASIA2</b>	Purkyně-metr	abs. hodnota rozdílu		
T01	OP	T-flex	22,50	1,50	11,0	5,0	36	7,2	7,1	0,1	212	216	4	0,29	0,56	0,27	0,56	201	202	1		
T02	OL	enVista	21,00	2,75	12,2	3,6	158	5,2	5,1	0,1	359	338	21	0,18	0,09	0,09	0,19	47	27	20		
Т03	OP	enVista	30,00	2,75	12,3	3,9	31	4,7	5,6	0,9	212	211	1	0,10	0,26	0,16	0,25	158	162	4		
т04	OL	enVista	30,00	2,00	12,3	4,1	156	6,2	5,9	0,3	331	336	5	0,11	0,02	0,09	0,13	293	270	23		
T05	OP	T-flex=	17,00	2,50	11,7	4,2	24	4,8	6,0	1,2	206	204	2	0,15	0,25	0,10	0,24	164	175	11		
т06	OL	T-flex	17,00	2,00	11,6	4,5	166	6,0	6,4	0,4	348	346	2	0,21	0,32	0,11	0,40	19	23	4		
Т07	OL	T-flex	17,50	3,00	11,7	3,9	162	5,1	5,6	0,5	351	342	9	0,15	0,05	0,10	0,10	121	153	32		
Т08	OP	T-flex	10,00	4,00	11,9	2,2	22	3,1	3,1	0,0	186	202	16	0,16	0,29	0,13	0,17	150	172	22		
т09	OL	T-flex	13,00	2,50	9,8	4,5	122	5,5	6,4	0,9	308	302	6	0,02	0,12	0,10	0,10	168	135	33		
T10	OL	T-flex	19,00	4,00	11,0	1,7	148	2,5	2,4	0,1	338	328	10	0,11	0,04	0,07	0,03	123	90	33		
T11	OP	T-flex	19,50	2,50	12,2	3,5	12	4,7	5,0	0,3	183	192	9	0,31	0,30	0,01	0,37	156	168	12		
T12	OP	T-flex	21,50	2,50	11,4	5,1	4	6,4	7,3	0,9	180	184	4	0,09	0,24	0,15	0,33	203	211	8		
T13	OL	T-flex	22,00	2,00	11,5	3,9	180	6,2	5,6	0,6	360	360	0	0,39	0,49	0,10	0,43	357	346	11		
T14	OL	enVista	22,00	2,75	12,2	3,9	156	6,6	5,6	1,0	340	336	4	0,36	0,46	0,10	0,41	26	18	8		
T15	OL	T-flex	15,50	3,50	12,6	4,8	180	6,2	6,8	0,6	13	360	13	0,17	0,24	0,07	0,28	98	75	23		
T16	OP	T-flex	21,50	1,50	11,4	3,5	10	5,0	5,0	0,0	231	190	41	0,16	0,15	0,01	0,17	104	135	31		
T17	OL	T-flex	22,50	3,50	11,4	2,8	180	5,8	4,0	1,8	322	360	38	0,05	0,17	0,12	0,13	173	210	37		

Tabulka A2: Přehled naměřených a vypočtených hodnot pro skupinu pacientů s implantovanou torickou IOL

								, '	veliko	st		směr		velikost				směr				
		OL						sk	lopen	í (°)	sk	lopení	(°)		decent	trace (r	nm)	de	decentrace (°)			
pacient	oko	značka implantované l	opt. mohutnost IOL (D)	opt. mohutnost IOL (cy	průměr rohovky (mm)	laterální posun FP (cm)	úhlový posun FP (°)	CASIA2	Purkyně-metr	abs. hodnota rozdílu	CASIA2	Purkyně-metr	abs. hodnota rozdílu	CASIA2	Purkyně-metr	abs. hodnota rozdílu	Purkyně-metr dle reálného středu IOL	CASIA2	Purkyně-metr	abs. hodnota rozdílu		
T18	OP	T-flex	19,50	2,50	12,0	5,7	22	7,1	8,1	1,0	219	202	17	0,28	0,44	0,16	0,43	182	175	7		
T19	OL	T-flex	18,00	3,00	11,8	4,3	170	6,4	6,1	0,3	1	350	11	0,57	0,52	0,05	0,54	21	23	2		
T20	OP	T-flex	20,00	2,50	12,1	4,4	26	5,3	6,3	1,0	203	206	3	0,32	0,66	0,34	0,39	178	184	6		
T21	OL	T-flex	19,00	2,50	12,2	4,3	144	5,7	6,1	0,4	338	324	14	0,21	0,25	0,04	0,24	357	5	8		
T22	OP	T-flex	9,50	4,50	11,2	5,5	24	6,6	7,1	0,5	203	204	1	0,41	0,51	0,10	0,54	171	166	5		
T23	OL	T-flex	10,00	4,00	11,2	4,7	156	6,9	6,7	0,2	338	336	2	0,67	0,70	0,03	0,69	350	341	9		
T24	OL	T-flex	20,00	2,50	12,6	5,5	158	7,5	7,8	0,3	350	338	12	0,44	0,58	0,14	0,52	342	344	2		
T25	OL	T-flex	17,50	4,00	12,3	4,5	136	5,8	6,4	0,6	322	316	6	0,12	0,11	0,01	0,17	40	22	18		
T26	OP	T-flex	14,00	2,50	13,0	3,3	2	3,6	4,7	1,1	179	182	3	0,17	0,24	0,07	0,29	189	218	29		
T27	OP	T-flex	19,50	2,50	11,7	5,2	40	6,3	7,4	1,1	200	220	20	0,14	0,40	0,26	х	216	186	30		
T28	OP	T-flex	27,50	3,00	11,7	5,8	34	7,2	8,3	1,1	209	214	5	0,27	0,40	0,13	0,37	173	171	2		
T29	OL	T-flex	27,00	3,00	11,7	5,0	148	6,7	7,1	0,4	331	328	3	0,18	0,34	0,16	0,27	358	327	31		
Т30	OP	T-flex	21,00	2,00	11,9	4,8	36	5,9	6,8	0,9	220	216	4	0,15	0,22	0,07	0,23	259	253	6		
T31	OL	T-flex	20,00	2,00	12,0	3,7	144	4,5	5,3	0,8	319	324	5	0,16	0,15	0,01	0,11	197	225	28		
T32	OP	enVista	26,00	4,25	11,7	5,8	12	8,1	8,3	0,2	187	192	5	0,52	0,77	0,25	0,68	172	178	6		
Т33	OL	enVista	26,00	5,75	11,8	7,0	162	9,3	9,9	0,6	344	342	2	0,34	0,54	0,20	0,53	2	23	21		
Т34	OP	T-flex	12,00	1,50	12,3	3,5	10	4,4	5,0	0,6	174	190	16	0,26	0,37	0,11	0,31	90	87	3		
Т35	OL	T-flex	12,00	2,00	12,5	2,8	180	3,5	4,0	0,5	2	360	2	0,12	0,09	0,03	0,07	158	159	1		

## Příloha B: Informovaný souhlas s účastí ve studii

Oční klinika dětí a dospělých 2.LF UK a FN Motol, Centrum mikrochirurgie Ofta

#### INFORMOVANÝ SOUHLAS S ÚČASTÍ VE STUDII PŘESNÉHO MĚŘENÍ POLOHY NITROOČNÍ ČOČKY

Vážená paní, vážený pane,

podstoupil/a jste operaci šedého zákalu s implantací umělé nitrooční čočky. Byli bychom rádi, pokud byste nám pomohl/a při našem výzkumu toho, jak se nitrooční čočka po operaci v oku usazuje. V této studii se věnujeme porovnání měření polohy nitrooční čočky pomocí různých přístrojů.

Naší snahou je, aby Vás účast ve studii co nejméně časově zatížila. Ze studie můžete navíc kdykoli odstoupit.

Budou Vám provedena běžná vyšetření, z nichž některá již znáte z předoperačního průběhu. Uvedená vyšetření se používají po operaci k hodnocení výsledku a k návrhu případných zlepšení i u běžných pacientů. Jedná se o mapování rohovky a měření parametrů oka optickou biometrií. Dalším vyšetřením je tzv. aberometrie, která hodnotí i nepatrné odchylky optického systému. Ve studii se věnujeme porovnání výsledků měření polohy umělé čočky pomocí tzv. Purkyně-metru, který zjišťuje polohu nitrooční čočky na základě snímání odrazů světelných zdrojů na jejích plochách. Dalším přístrojem, který měří polohu čočky, je předněsegmentové OCT Casia 2, a používáme jej k výpočtům a hodnocení výsledků operace u všech pacientů. Při žádné z uvedených metod se nedotýkáme oka, proto ani nemusí být znecitlivováno. Vyšetření provádí lékaři, zdravotní sestry nebo optometristky.

Pro část vyšetření je potřeba "rozkapat" zornici (provést její rozšíření), podobně, jako jsme to prováděli před operací. Po rozšíření zornice nemůžete do jejího zúžení řídit auto ani vykonávat činnosti, při kterých je nutná přesná koordinace pohybů. Rozkapání zornice se provádí po operaci šedého zákalu normálně z různých diagnostických důvodů i u běžných pacientů.

Výhodou účasti v této studii může být to, že Vám budou provedena nadstandardní vyšetření Vašeho zraku a že budete po operaci sledováni našimi odborníky.

Hlavní zásady účasti v této studii:

- při operaci jsou používány standardní (běžné) postupy, nejsou zaváděny žádné nové a neověřené metody
- do oka je Vám implantován typ nitrooční čočky, na kterém jste se dohodl/a s očním lékařem při vstupním vyšetření; ve studii nejsou zkoumány žádné nové nebo neověřené nitrooční čočky, ale pouze špičkové čočky od předních výrobců, které normálně používáme
- v rámci studie nejsou prováděny žádné invazivní zákroky neprovádí se vyšetření, při kterých bychom se dotýkali oka nebo na něj nějakým způsobem nepříznivě působili
- studie neovlivňuje průběh běžné léčby po operaci šedého zákalu
- ze studie můžete kdykoli odstoupit bez udání důvodu.

#### Prohlášení

Seznámil/a jsem se s postupem studie a s eventuálními omezeními, která přináší. Prohlašuji, že jsem mohl/a klást doplňující otázky, na které mi bylo řádně odpovězeno, a že jsem informacím a poučení plně porozuměl/a. Souhlasím s navrhovaným postupem. Souhlasím s mou účastí ve studii. Souhlasím s anonymním zpracováním mých výsledků pro potřeby studie a jejího publikování.

Jméno a příjmení, rodné číslo a podpis pacienta:
Jméno, příjmení a podpis odborníka provádějícího edukaci:
V hodin