

**ČESKÉ VYSOKÉ
UČENÍ TECHNICKÉ
V PRAZE**

**FAKULTA
BIOMEDICÍNSKÉHO
INŽENÝRSTVÍ**



**BAKALÁŘSKÁ
PRÁCE**

2020

**MICHAELA
KRÁLÍČKOVÁ**



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

**Fakulta biomedicínského inženýrství
Katedra přírodovědných oborů**

Změny polohy nitrooční čočky indukované Nd:YAG kapsulotomií

Changes of Intraocular Lens Position induced by Nd:YAG Capsulotomy

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Optika a optometrie

Autor bakalářské práce: Michaela Králíčková

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Martin Fůs

Konzultant bakalářské práce: doc. MUDr. Šárka Pitrová, CSc., FEBO

Kladno 2020



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Králíčková** Jméno: **Michaela** Osobní číslo: **474320**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra přírodovědných oborů**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Optika a optometrie**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Změny polohy nitrooční čočky indukované Nd:YAG kapsulotomií

Název bakalářské práce anglicky:

Changes of Intraocular Lens Position induced by Nd:YAG Capsulotomy

Pokyny pro vypracování:

Přibližně u 30 % pacientů operovaných pro kataraktu diagnostikujeme opacifikaci zadního pouzdra čočky (tzv. sekundární kataraktu), která snižuje zrakovou ostrost. Student vypracuje teoretický podklad problematiky sekundární katarakty, popíše její typy, biochemii a diagnostiku. Zaměří se také na metodiku, principy i rizikové faktory Nd:YAG kapsulotomie. Předmětem praktické části bude vyhodnocení změn polohy čočky v kapsulárním vaku, které mohou být tímto zákrokem indukovány a stanovení korelace těchto změn s biometrickými parametry oka.

Seznam doporučené literatury:

- [1] HEISSIGEROVÁ, J., Oftalmologie: pro pregraduální i postgraduální přípravu, ed. 1, Praha: Maxdorf, 2018, Jessenius, ISBN 978-80-7345-580-4
- [2] JELINKOVÁ, H., Lasers for medical applications: diagnostics, therapy, and surgery, ed. 1st, Philadelphia: WP/Woodhead Publishing, 2013, ISBN 978-0857092373
- [3] KASCHKE, M., DONNERHACKE, K.-H., RILL, M. S., Optical Devices in Ophthalmology and Optometry: Technology, Design Principles and Clinical Applications, ed. 1, Weinheim: Wiley-VCH Verlag GmbH, 2014, 638 s., ISBN 978-3-527-41068-2
- [4] KUCHYNKA, P., Oční lékařství, ed. 2., Praha: Grada Publishing, 2016, ISBN 978-80-247-5079-8

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Martin Fůs

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

doc. MUDr. Šárka Pitrová, CSc.

Datum zadání bakalářské práce: **10.02.2020**

Platnost zadání bakalářské práce: **19.09.2021**


doc. Ing. Lenka Lhotská, CSc.
podpis vedoucí(ho) katedry


prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.
podpis děkana(ky)

Název bakalářské práce: Změny polohy nitrooční čočky indukované Nd:YAG kapsulotomií

Abstrakt:

Tato práce se věnuje změnám polohy nitrooční čočky po zadní kapsulotomii, která je prováděna pomocí Nd:YAG laseru. Teoretická část práce je rozčleněna na kapitoly, ve kterých je podrobně popsána čočka a katarakta, biochemie sekundární katarakty, princip Nd:YAG laseru a jeho využití pro zadní kapsulotomii, důsledky i komplikace zadní kapsulotomie a principy přístrojové diagnostiky využívané v praktické části.

Praktická část práce je zaměřena na změny polohy nitrooční čočky, jako jsou náklon, axiální posun a centrace, které jsou důsledkem změn tenze kapsulárního vaku při zadní laserové kapsulotomii. Pro analýzu změn daných parametrů provedeme optickou biometrii a předněkomorový OCT sken před i po zákroku a vyhodnotíme vliv jednotlivých parametrů na potenciální nežádoucí refrakci.

V praktické části byla potvrzena hypotéza „Vlivem Nd:YAG kapsulotomie dochází ke změně kapsulárního vaku, a tudíž k indukci změn polohy nitrooční čočky“. Tyto změny nebyly shledány jako statisticky významné. Nebyla nalezena žádná podstatná korelace mezi změnami nitrooční čočky s biometrickými parametry oka.

Klíčová slova:

Nitrooční čočka, opacifikace zadního pouzdra, zadní kapsulotomie, Nd:YAG laser

**Bachelor's Thesis title: Changes of Intraocular Lens Position induced by
Nd:YAG Capsulotomy**

Abstract:

This thesis deals with changes in the position of the intraocular lens after the posterior capsulotomy, which is performed using the Nd:YAG laser. The theoretical part of work is divided into chapters in a detailed description of the lens and cataract, the biochemistry of the secondary cataract, the principle of Nd:YAG laser and its use for posterior capsulotomy, consequences and potential complications of the posterior capsulotomy and principles of device diagnostics used in the practical part are described.

The practical part of the work is concentrated on changes in the position of the intraocular lens, such as tilt, axial shift, and centration, which are the result of changes in the tense of the capsule during the posterior laser capsulotomy. To analyze changes in given parameters, we perform optical biometry and anterior chamber OCT scan before and after the procedure and evaluate the influence of individual parameters on undesirable refraction.

In the practical part, the hypothesis was confirmed "Under the influence of Nd:YAG capsulotomy there is a change in the capsule and thus an induction of changes in the position of the intraocular lens". These changes were not found to be statistically significant. Correlation wasn't found between intraocular lens changes with biometric parameters of the eye.

Key words:

Intraocular lens, posterior capsular opacification, posterior capsulotomy, Nd:YAG laser

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucímu mé práce Ing. Martinu Fůsovi, který mi byl nápomocen při výběru tématu. Se vší ochotou mi vždy poskytl potřebné rady a nápady na zlepšení.

Dále bych ráda poděkovala Oční klinice JL Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze, která mi poskytla data k praktické části mé práce.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „*Změny polohy nitrooční čočky indukované Nd:YAG kapsulotomií*“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

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

V Kladně dne

.....

podpis

Obsah

| | | |
|-------|--|----|
| 1 | Úvod | 1 |
| 2 | Teoretická část | 2 |
| 2.1 | Čočka | 2 |
| 2.1.1 | Umělá nitrooční čočka | 2 |
| 2.1.2 | Katarakta | 4 |
| 2.2 | Sekundární katarakta | 5 |
| 2.2.1 | Biochemie a typy sekundární katarakty | 6 |
| 2.2.2 | Objektivní a subjektivní diagnostika | 7 |
| 2.2.3 | Rizikové faktory PCO a jejich eliminace při operaci primární katarakty | 8 |
| 2.3 | Nd:YAG laser | 9 |
| 2.3.1 | Princip laseru | 10 |
| 2.3.2 | Interakce s tkáněmi | 12 |
| 2.3.3 | Techniky zadní kapsulotomie | 12 |
| 2.3.4 | Důsledky a komplikace zadní kapsulotomie | 14 |
| 2.4 | Zobrazovací metody pro analýzu polohy IOL | 15 |
| 2.4.1 | Fotografie předního segmentu oka | 15 |
| 2.4.2 | Topografie rohovky | 16 |
| 2.4.3 | Optická biometrie | 17 |
| 2.4.4 | Optická koherenční tomografie | 17 |
| 3 | Praktická část | 20 |
| 3.1 | Metodologie výzkumu | 20 |
| 3.1.1 | Postup zadní kapsulotomie | 20 |
| 3.1.2 | Program pro hodnocení změn polohy IOL | 21 |
| 3.2 | Výsledky měření | 25 |
| 4 | Diskuze | 32 |
| 5 | Závěr | 34 |
| | Seznam použité literatury | 35 |
| | Seznam symbolů a zkratk | 39 |
| | Seznam obrázků | 40 |
| | Seznam tabulek | 41 |
| | Příloha: Tabulka naměřených hodnot celého vzorku pacientů | 42 |

1 Úvod

Ve své práci se budu věnovat změnám polohy nitrooční čočky po Nd:YAG laserové zadní kapsulotomii. Vše se odvíjí od vzniku primární a dále i sekundární katarakty neboli opacifikace zadního pouzdra. Sekundární katarakta je druhotné zkalení zadního pouzdra čočky, které je ponecháno v oku při operaci katarakty. K jejímu vzniku dochází přibližně u 1/3 pacientů. Vzhledem k poměrně velkému výskytu je tato problematika důležitá, protože pacientům se výrazně snižuje zraková ostrost.

Odstranění opacifikace zadního pouzdra je nejčastěji prováděno za pomoci Nd:YAG laseru, který pracuje na principu fotodisrupce. Základem zákroku je vytvoření otvoru v zadním pouzdře, které vede ke zlepšení vidění.

Při zadní laserové kapsulotomii dochází ke změně tenze kapsulárního vaku, čímž se může změnit poloha nitrooční čočky. Důležitý pro diagnostiku je zejména náklon, axiální posun a decentrace. Tyto změny mají negativní vliv na zrakovou ostrost. Pomocí biometrických přístrojů budu srovnávat biometrické parametry oka před a po operaci.

Cílem této práce je analyzovat změny polohy nitrooční čočky po Nd:YAG kapsulotomii a nalézt případné korelace těchto změn s parametry oka.

2 Teoretická část

V teoretické části je zmíněna a popsána zásadní problematika, která je podkladem pro praktickou část mé práce.

2.1 Čočka

Čočka je bikonvexní, avaskulární a transparentní orgán, který má za funkci akomodaci, refrakci a udržení transparentnosti. Čočka se nachází mezi zadní plochou duhovky a přední sklivcovou membránou a je uchycena k ciliárnímu tělesu závěsným aparátem. Čočka je složena ze tří základních částí: pouzdra, jádra a kortexu. Čočka má optickou mohutnost mezi 15-20D a je jednou ze složek optického systému oka. [1, 2]

2.1.1 Umělá nitrooční čočka

Nitrooční čočka (intraocular lens - IOL) je stálá plastická čočka, která se chirurgicky implantuje do oka tak, aby nahradila vlastní čočku člověka, tzv. artefakická IOL. V současné době se implantace IOL nejčastěji indikuje v rámci chirurgické operace katarakty. [1, 3]

Nitrooční čočka se skládá ze dvou částí. Optická část zastupuje optickou funkci a část haptická slouží ke stabilnímu uložení čočky. Obě části mohou být zhotoveny ze stejného materiálu tzv. jednodusová čočka (one piece lens) nebo z několika různých materiálů tzv. vícekusové čočky, nejčastěji tříkusové (three piece lens). Okraj nitroočních čoček, vyrobených z měkkého hydrofilního nebo hydrofobního akrylátu či z tvrdého polymethylmetakrylátu, může být ostrý nebo oblý. Podle místa implantace můžeme IOL rozdělit na předněkomorové a zadněkomorové. [1, 4]

Materiály nitroočních čoček

Podle materiálu rozdělujeme IOL na tzv. měkké a tvrdé čočky. Měkké i tvrdé akrylátové čočky jsou biokompatibilní, neantigenní, nekancerogenní, trvanlivé, obsahují UV filtr a mají vysoký refrakční index, aby byly více odlehčené a odolné proti účinku Nd:YAG laseru. Většina IOL absorbuje UVC a UVB záření. IOL, do kterých je navíc přidán žlutý filtr, filtrují i UVA záření a také krátkovlnnou část viditelného spektra. [1, 5]

Tvrdé IOL jsou vyráběny z polymethylmetakrylátu (PMMA) a při operaci jsou implantovány stejně velkým řezem jako je průměr optické části IOL. Polymethylmetakrylát (PMMA) má velmi dobré optické vlastnosti, ale není elastický. Jelikož je nutné čočky z

PMMA implantovat větším řezem, nastává vyšší riziko endoftalmitidy, pooperačního astigmatismu a ztráty endotelových buněk, proto v dnešní době jsou více implantované měkké IOL. [1, 5]

Měkké IOL jsou z akrylátu nebo silikonu a jejich velkou výhodou oproti tvrdým IOL je implantace pouze malým řezem. Měkké akrylátové čočky jsou dvojího typu: hydrofilní a hydrofobní. Hydrofobní akrylátové čočky se vyrábí z materiálu podobného jako tvrdé akrylátové čočky se změnou polymerového řetězce, na kterém jsou navázány postranní skupiny. Mají velmi nízký obsah vody, který je menší než 1 % a přechodová teplota je menší než 22 °C. Hydrofilní akrylátové čočky se nejprve vyráběly z poly-HEMA, stejně jako první kontaktní čočky. V současné době je nejvíce používán 2-hydroxyethylmethakrylát (2-HEMA) s dalším akrylátem (hydrofobním methakrylátem), což přispělo k největší možné elasticitě a tenčí optické části. Díky své flexibilitě se může použít jako akomodační IOL. Mají obsah vody větší než 20 % a přechodová teplota je 25 °C. [1, 5]

Pro výrobu silikonových čoček se používají zejména metylsiloxan, metyldifenylsiloxan a biosil. Už od počátků jejich výroby dosahují skvělých výsledků, jelikož mají vysoce biokompatibilní a elastické vlastnosti. Nejsou adhezivní k okolním tkáním, ale mají prokazatelně zvýšenou adhezi k silikonovému oleji využívaného při sítnicových operacích. [1]

Speciální nitrooční čočky

V současné době existuje několik typů IOL (viz obrázek 2.1), ale obecně je můžeme rozdělit na tzv. standartní a prémiové IOL, které jsou založeny na vyspělejších principech. [6]

Asférické IOL omezují určité světelné jevy, zvyšují kontrast a zlepšují kvalitu vidění. Sférická čočka má kulovou plochu a stejné zakřivení ve všech směrech. Oproti tomu vlastní nitrooční čočka je na předním povrchu mírně asférická. Paprsky jsou tak na sítnici zaostřeny přesně v jednom ohnisku. Proto asférická IOL poskytuje podobné vidění jako čočka vlastní. Asférická IOL umožňuje korekci sférických aberací. Sférická aberace vzniká, pokud paprsky vstupující do oka nejsou na sítnici zaostřeny do jednoho ohniska. To způsobuje rozmazané vidění a snížení kontrastu. [6]

Torické IOL korigují astigmatismus, který způsobuje zkreslený nebo pokřivený obraz. Astigmatismus je způsoben nepravidelným tvarem rohovky a světlo tak není na sítnici správně zaostřeno. Torická IOL je na rozdíl od ostatních IOL odlišně tvarována a má dvě různá zakřivení. Toto zakřivení pomáhá dopadající světlo zaostřit na sítnici. [6]

Monofokální IOL jsou nejčastěji využívané po operaci katarakty. Světlo přicházející do oka se na sítnici láme do jednoho ohniska. Jedno ohnisko zajišťuje ostré vidění pouze na jednu vzdálenost: dálka nebo blízko. Většina pacientů preferuje ostré vidění a dálku. Poté ale budou potřebovat brýle na blízko a střední vzdálenost. [6]

Multifokální IOL mají dvě nebo tři ohniska a zlepšují vidění na více než jednu vzdálenost, snižují proto pacientovu závislost na brýlích. Podle počtu ohnisek dělíme multifokální IOL na bifokální a trifokální, přičemž trifokální IOL představují nejvyspělejší technologii. Bifokální IOL umožňují ostré vidění na dálku a blízko, proto pacient bude nejspíše potřebovat brýle na střední vzdálenost, jako je například práce s počítačem. Oproti tomu trifokální IOL umožňují ostré vidění na všechny tři vzdálenosti bez použití brýlí. Nevýhodou multifokálních čoček jsou některé vizuální poruchy a dysfotopsie, které jsou způsobeny světlem zaostřovaným z různých vzdáleností. Pacient nejčastěji vnímá různé odlesky nebo halo při sníženém osvětlení. Další nevýhodou je snížená citlivost na kontrast a méně ostrý obraz, jenž vzniká kvůli rozptylu světla. [6]



Obr. 2.1: Typy IOL [7]

2.1.2 Katarakta

Katarakta (šedý zákal) je zákal oční čočky, který způsobuje zhoršení její průhlednosti a rozptyl procházejících paprsků světla. V současné době se katarakta považuje za hlavní příčinu slepoty ve vyspělých zemích. Je odstranitelná operací, která patří k nejčastějším chirurgickým výkonům. Hlavní roli pro vznik katarakty hraje věk, přičemž ve věku nad 65 let

je určité zakalení oční čočky v 50 % a ve věku nad 75 let má šedý zákal až 70 % populace. Avšak počínající zkalení a zbarvení čočky do žluta můžeme pozorovat i u mladších pacientů. Ještě doposud nebyly objeveny žádné účinné metody, jak zamezit vzniku a dalšímu vzestupu šedého zákalu. [1, 2, 5]

Operace katarakty

Operace katarakty je v současné době jednou z nejčastěji vykonávaných chirurgických operací. Jedná se o velice bezpečný výkon, který podstatně zlepšuje kvalitu vidění. Ve většině případů je operace prováděna v lokální anestezii v ambulantním režimu. Cílem operace je rozdrcení a odstranění zkalené oční čočky. [1, 8]

Operaci můžeme rozdělit na dvě základní techniky: intrakapsulární a extrakapsulární. Principem intrakapsulární techniky je odstranění celé čočky i s jejím pouzdem, při extrakapsulární technice je odstraněna pouze čočka a pouzdro se ponechává. U extrakapsulární techniky se nejprve vytvoří rohovkové řezy a poté probíhá otevření předního čočkového pouzdra (kapsulotomie). Následuje hydrodisekce čočky, kdy je pod přední pouzdro vstříknuta tekutina. Poté se nukleus a kortex rozdělí na menší části pomocí fakoemulzifikační kanyly. Dále jsou rozdrcené části jádra ultrazvukovou sondou emulzifikovány a odsáty. Nakonec je pacientovi implantována umělá nitrooční čočka ve složeném stavu a následuje její rozvinutí. [1, 2, 8]

Vidění pacienta se po operaci velmi rychle zlepšuje. Několik týdnů po operaci pacient musí používat kapky s antibiotikem a steroidem, které se aplikují do spojivkového vaku. [8]

2.2 Sekundární katarakta

Opacifikace zadního pouzdra (posterior capsular opacification - PCO) neboli sekundární katarakta je jednou z nejčastějších pooperačních komplikací katarakty. Při sekundární kataraktě dochází ke zkalení zadního pouzdra čočky, protože mezi zadní pouzdro a nitrooční čočku se ukládají proteinové částice. PCO způsobuje snížení jeho transparence. PCO je zánětlivá reakce způsobena implantací IOL, na kterou organismus reaguje jako na cizí těleso. Výskyt PCO může také záviset na typu vybrané nitrooční čočky a zda se na pouzdru nenacházejí zbytky odoperované čočky. [1, 2, 5, 8, 9]

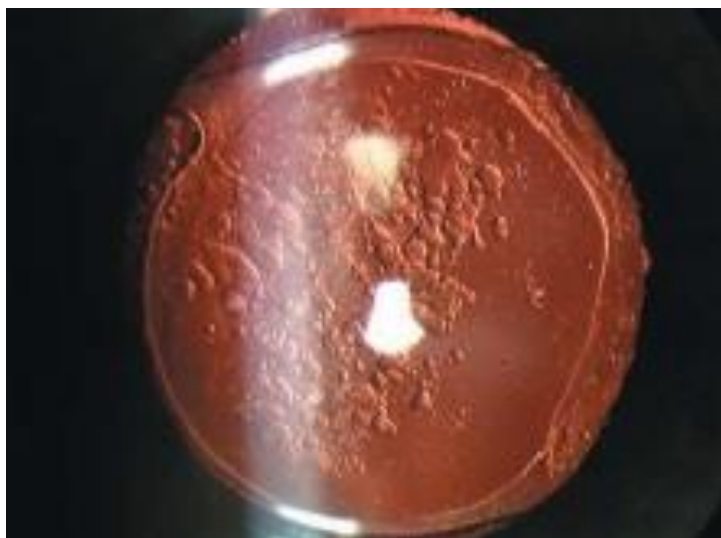
2.2.1 Biochemie a typy sekundární katarakty

PCO je zapříčiněna migrací, proliferací a transdiferencí epiteliálních buněk čočky (lens epithelial cells - LEC). Z jakého důvodu k proliferaci dochází, ještě není zcela známo, ale příčinou by mohly být růstové faktory nebo přeměna extracelulárních matrix (ECM). Na PCO se může podílet epiteliální mezenchymální transformace (epithelial mesenchymal transformation EMT), což je transdiferenciace epitelových buněk do mezenchymálních buněk a při prevenci PCO je důležitá zejména její blokáce. Při přeměně LEC na myofibroblasty se povrch pouzdra může zvrásnit. Pokud se zvrásnění nachází ve vizuální ose, zapříčiní problémy s viděním. K PCO mohou významně přispět růstové faktory. Nejdůležitější je růstový faktor TGF- β , jelikož způsobuje transdiferenciaci LEC a fibrózu čočkového pouzdra. TGF- β může indukovat proteiny ECM v pouzdře čočky. TGF- β se aktivuje úrazem nebo operací. TGF- β má velký vliv na LEC, proto by mohl být v budoucnu velice důležitý z hlediska prevence PCO. [9, 10]

Podle zkalení zadního pouzdra rozeznáváme dva typy PCO: proliferální a fibrózní. [1]

Proliferační typ je zapříčiněn proliferací a migrací buněk z čočkového epitelu na zadní pouzdro, to vede ke snížení zrakové ostroty. Při proliferaci se vytváří „polštářkovitě nafouklé“ buňky tzv. Wedelovy buňky, v horším případě až tzv. Soemmeringův prstenec. V pokročilém stádiu se buňky podobající se perlám, tzv. Elschnigovy perly (viz obrázek 2.2), nahromadí mezi zadním pouzdrem a nitrooční čočkou. Cílem léčby je odstranění novotvořených buněk. [1, 2, 11]

Fibrózní typ je způsoben vznikem epitelových buněk, které mají sklony k přeměně na fibrózní tkáň (viz obrázek 2.3). Léčba je prováděna Nd:YAG kapsulotomií nebo chirurgickou discizí zadního pouzdra. [1, 2]



Obr. 2.2: Opacifikace zadního pouzdra (PCO) - proliferáční forma [1]



Obr. 2.3: Opacifikace zadního pouzdra (PCO) - fibrózní forma [1]

2.2.2 Objektivní a subjektivní diagnostika

Při menší míře PCO se zpravidla žádné symptomy neobjevují. U pokročilejších PCO se nejčastěji objevuje snížení zrakové ostrosti, snížení kontrastní citlivosti, oslnění nebo odlesky od světla a monokulární diplopie. Vyšetření PCO se provádí na šterbinové lampě, při čemž můžeme zaznamenat bělavé zamlžení nebo zvrásnění zadního pouzdra, které je nejlépe viditelné při mydriáze. Při hodnocení PCO je důležité vědět, kdy byla prováděna operace primární katarakty. Pacient musí podstoupit kompletní oční vyšetření, při kterém se zjišťuje

zraková ostrost do dálky i blízka a provádí se pin-hole test. Poté je také důležité zkontrolovat velikost, hustotu a místo, kde se nachází opacity. [12]

Snížení zrakové ostrosti je jedním z hlavních příznaků PCO. Důležitým faktorem je velikost zornice, intenzita světla a stupeň myopie. Závisí také na subjektivním dojmu pacienta, do jaké míry snížení ostrosti vnímá a zda usoudí, že jej snížení zrakové ostrosti omezuje. [1]

Snížení kontrastní citlivosti nám poskytuje údaje o rozlišovací schopnosti oka, při rozdílných úrovních osvětlení. Při počínající PCO může být vyšetření kontrastní citlivosti důležitým ukazatelem, protože zraková ostrost se nemusela změnit. Pelliovy-Robsonovy tabule jsou nejvíce využívány při testování kontrastní citlivosti [1]

Oslnění způsobuje rozptyl světla uvnitř optické soustavy oka a to má za následek zhoršené vidění. Na sítnici dopadá rozptýlené světlo a tím se snižuje ostrost pozorovaného předmětu. Oslnění můžeme manifestovat při velmi silném osvětlení, nebo při intenzivním zdroji světla, jež způsobuje špatnou viditelnost předmětu. Oslnění je častým a ve většině případů prvním příznakem katarakty, které vzniká na opacitech IOL. Zrakovou ostrost při oslnění můžeme zjistit pomocí glaremetru [1]

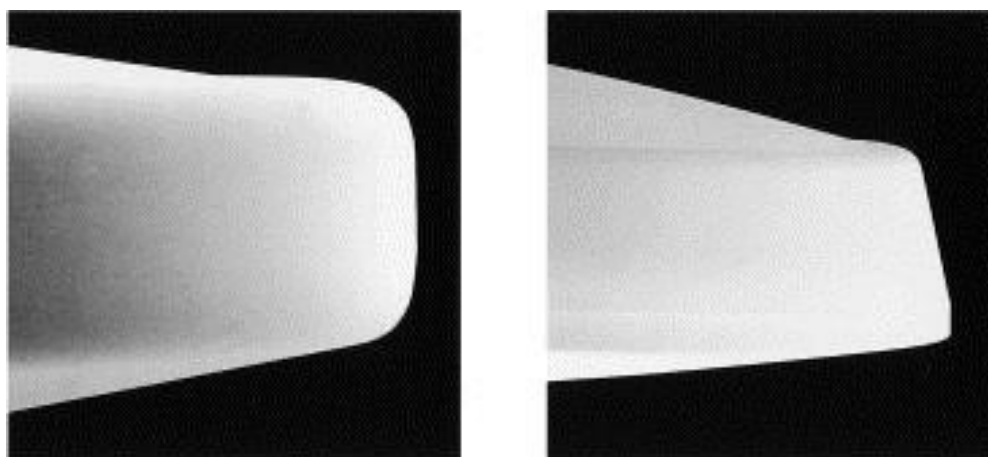
2.2.3 Rizikové faktory PCO a jejich eliminace při operaci primární katarakty

Výskyt PCO je podmíněn několika faktory, z nichž některé jsou ovlivnitelné a jiné naopak ne. Mezi faktory, které nemůžeme ovlivnit patří: věk, rasa, typ primární katarakty a další oční onemocnění pacienta. Mezi ovlivnitelné faktory můžeme zařadit: techniku operace, umístění a vlastnosti IOL (velikost, tvar a okraj optické části, tvar haptické části a především materiál, ze kterého je IOL zhotovena). Výzkumy ukazují, že nestačí eliminovat jen jeden určitý rizikový faktor, ale vždy důležité snažit se eliminovat co nejvíce rizikových faktorů najednou. [3, 9, 13]

Za rizikový faktor PCO můžeme považovat také některá oční onemocnění jako je: syndrom suchého oka, glaukom, věkem podmíněná makulární degenerace (VPM), hyperlipidémie a onemocnění peptidickým vředem. Tyto rizikové faktory pravděpodobně korelují s výskytem PCO, který se objeví do 1 roku po operaci katarakty. Bylo prokázáno, že zánětlivé onemocnění a migrace LEC během syndromu suchého oka nebo VMPD vede k vývoji PCO. [15]

Další příčinou může být poškození povrchu IOL před implantací, uvolnění UV absorberu v IOL, větší zánětlivá reakce po operaci, vysoká myopie a u některých typů IOL nevhodné balení. [1]

Riziko PCO můžeme snížit vývojem nových materiálů IOL, výběrem bikonvexní čočky, která má užitečné optické vlastnosti a její zadní plocha dobře přilne k zadnímu pouzdru. Další možností snížení rizika PCO je výběr ostrého okraje optické části, který mechanicky potlačí migraci epiteliálních buněk. Nevýhodou však je, že ostrý okraj optické části způsobuje větší počet pooperačních dysfotopsií. To vedlo k návrhu nového designu optické části tzv. OptiEdge (viz obrázek 2.4). OptiEdge má tři části: oblou část, šikmý a ostrý okraj, který je zásadní v prevenci PCO. [3, 9]



Obr. 2.4: Snímek elektronového mikroskopu na hranovém profilu IOL PhacoFlex (vlevo) a ClariFlex s OptiEdge (vpravo) [14]

Důležitou roli v prevenci PCO mohou hrát nanomateriály. V jedné ze studií se ukázalo, že oxid zinečnatý ve spojení s UVB zářením utlumují šíření LEC. Dalším využitím nanomateriálů je systém dodání léčiv. Uvolněním látky z povrchu IOL se snižuje proliferace buněk. Podle posledních studií by tedy mohlo mít dodání léčiv pomocí nanomateriálů velký potenciál. Je tedy zřejmé, že spojením znalostí farmakologických a biologických procesů s nanotechnologií může vést k velkým pokrokům a tím i k prevenci PCO. [9]

2.3 Nd:YAG laser

Nd:YAG (neodymem dopovaný yttrio-aluminiový granát) laser měl v minulém století využití ve velkém počtu očních operací. Později se začal využívat zejména při vytvoření PCO

k zákroku zadní kapsulotomie, dále také při operaci některých glaukomů a iridotomii. Pozitivní vlastností Nd:YAG laser je efektivita, neinvazivnost a eliminace komplikací chirurgické operace. [1, 16, 17]

Vlastnosti Nd:YAG laseru

Nd:YAG laser má extrémně vysoký výkon a doba trvání je krátká. Okamžité odpařování je umožněno rychlým ohřátím materiálu a je ochlazeno ihned po zásahu laseru. Laserový paprsek je vypnutý ještě před zahřátím okolních tkání, proto také nenastává zkapalnění tkáně, ale rovnou odpaření. Nd:YAG je chlazen vodou při vyšších výkonech, nebo může být použito vzduchové chlazení u menších výkonů. [18]

2.3.1 Princip laseru

Laser zesiluje světlo za pomoci stimulované emise záření. Principem je převod elektrické energie na světlo. Účinnost přeměny energie je relativně nízká, ale vyprodukované světlo se podstatně liší od ostatních zdrojů světla. Laser má všechny vlny ve stejné fázi, tudíž nedochází ke ztrátě energie. Rozsah vlnových délek laseru je velice malý a paprsek dané vlnové délky se přizpůsobí absorpčním vlastnostem tkáně. Laserový paprsek je produkován stimulovanou emisí. Při tomto procesu jsou atomy excitovány do vyššího energetického stavu. Excitované atomy emitující fotony se vracejí do základního stavu a odráží se od zrcadla v dutině laseru přes laserové médium. Při střetu fotonu s excitovaným atomem je emitován další foton neboli jeden atom vstoupí a dva vystoupí [19]

Diodově buzený pevnolátkový laser (diode pump solid state - DPSS) je opticky poháněný laser s diodou nebo výbojkou, která se v dnešní době příliš nepoužívá. Nd:YAG je dopovaný neodymovými ionty (Nd_3^+) a využívá izotropního krystalu Yttrium Aluminium Granátu ($\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$). Yttrio-hlinitý granát je bezbarvý a izotropní kubický krystal. Nejčastěji využívaná vlnová délka Nd:YAG laseru je 1064,1 nm, ale může pracovat i s vlnovými délkami 940, 1120, 1320 a 1440 nm. [18]

Buzení a čerpání

Energie se z krystalu získává kryptonovou výbojkou nebo novější polovodičovou diodou a buzení se provádí z boku krystalu nebo zezadu krystalu. I přes vysokou rozbíhavost paprsků mají budící diody velký výkon. Laserový paprsek z budící diody se přeměňuje na vlákno, které je orientováno na zadní část krystalu. Odlišné druhy buzení nabývají různých vlastností pevnolátkových laserů. [18]

Vybavení laseru

Nd:YAG laser je vybaven Q-switch, který slouží jako světelný zdroj. Pro vedení paprsku ke tkáni se využívá šterbinové lampy. Za pomoci šterbinové lampy je paprsek promítnut do pozorovacího paprsku a zaostřen na cílovou tkáň. Při použití expandéru můžeme zvětšit průměr paprsku, abychom zmenšili průměr zaostření a clonu využijeme jako objektiv. Ke zmenšení průměru paprsku je navíc aplikována speciální kontaktní čočka. [20]

Q-switch je přepínač, který je součástí rezonančního obvodu a za jeho pomoci měníme kontinuální mód na pulzní s vysokým množstvím energie. Q-switch také zlepšuje kvalitu paprsku. Při použití Q-switch systému se zvýší výkon pulzu laseru nad hodnotu, kterou určena exitačním výkonem. Q-switch vytváří velmi vysoké pulzy, které se pohybují až kolem stovek kW v řádu nanosekund nebo v případě časové délky v řádech pikosekund dosahuje výkon několika GW. Frekvence, ve kterých systém spíná jsou stovky kHz. Rozeznáváme dva druhy Q-switch: aktivní a pasivní. Vlastnosti pasivního Q-switch ovládá pouze změnou výkonu laseru, naopak aktivní Q-switch můžeme řídit elektricky. Rezonanční obvod není přizpůsoben a z emitovaných elektronů vznikne laserový paprsek, jestliže není zapnut aktivní Q-switch. Při zapnutí je narušen rezonanční obvod přerušením průchodu fotonů. Po aktivaci velkého množství elektronů je vyšší šance na vyzáření většího množství fotonů, a tedy i většího množství energie. Rezonanční obvod je otevřen a Q-switch je vypnut, avšak mnoho elektronů je excitovaných a je vyzářeno více fotonů. Laserová energie je tedy zintenzivněna a rozčleněna v pulzy, jako velké množství energie. [18]

Zaměřovací terapeutický paprsek emituje neviditelné světlo, kolem kterého se nachází čtyři zaměřovací paprsky vyzařující viditelné červené světlo. Tyto zaměřovací paprsky jsou důležité pro ověření přesného zaostření terapeutického paprsku na cílovou tkáň. Ke sjednocení zaměřovacích paprsků do jednoho bodu je zásadní, aby cílová tkáň byla umístěna v ohnisku. Při takovém nastavení je možné opravit některé příčné chyby v zarovnání. [20]

Posun zaostření je proměnlivý a osově posunutí zaostření laseru má přesně určenou polohu. Konvergence nebo divergence laserového paprsku může být pozměněna optikou zaostřovací jednotky, při změně polohy ohniska vzhledem k pevně zaostřenému ohnisku. Různý posun zaostření je důležitý, aby nebyly poškozeny struktury mimo ohnisko, protože rozsah ovlivnění tkání kolem ohniska je při nanosekundové fotodisrupci vysoký. Při operaci zadní kapsulotomie se ohnisková rovina terapeutického laseru nachází za rovinou zaměřovacích laserů. Posun zaostření je upraven tak, aby nebyl poškozen zadní povrch IOL, ale byla možná perforace zadního pouzdra. Naopak při iridotomii není nutný žádný posun

zaostření, protože v blízkosti zaostření se nenachází žádné struktury, které by mohly být poškodit. [20]

2.3.2 Interakce s tkáněmi

Nd:YAG laser je založen na principu fotodisrupce s nanosekundovými pulzy. Tato fotodisrupce má největší využití při zadní laserové kapsulotomii, laserové periferní iridotomii a laserové membranektomii. Laserová periferní iridotomie má využití u glaukomu s uzavřeným úhlem, při čemž je perforována duhovka. Laserová membranektomie vyžaduje odstranění rušivých membrán. Fotodisrupce je přesný a neinvazivní mikrochirurgický výkon, který je po fotokoagulaci jedním z nejdůležitějších oftalmologických zákroků. [20]

Funkční princip

Fotodisrupce s nanosekundovými pulzy má v oftalmologii využití při řezání, perforaci transparentní nebo netransparentní oční tkáně. Laser funguje na fragmentaci tkáně v ohnisku, což má za důsledek opticky indukovaný rozpad. K rozrušení membrány se používají perforační body, podél kterých je tkáň rozrušena. Energie laserového paprsku je přetransformována na malé ohnisko, aby se dosáhlo vysoké energetické hodnoty s velkým ničivým účinkem. V ohnisku vzniká mikroexpanze a dochází k narušení elektronových drah. Elektrická plazma absorbuje energii, která prochází okem ve stejném ohnisku. Před poškozením laserem jsou tkáně chráněny plazmou, díky vedení destruktivního účinku mimo ohnisko. Teplota plazmy je přibližně 15 000 °C s vysokým tlakem, proto plazma expanduje v pravidelných vlnách. Vzduchové bubliny jsou na biomikroskopu viditelné už po 150 ns a jsou známkou vyrovnání a kolapsu tlaku uvnitř vlny. [20, 21]

Průměrný stupeň fotodisruptivního Nd:YAG laserového zásahu je přibližně 0,5 – 2,5 mJ, ale většinou se využívá 1 mJ. Bylo prokázáno, že vysoká laserová energie souvisí se zvýšením nitroočního tlaku (intraocular pressure – IOP), zejména pokud je energie pulzu větší než 2,5 mJ. [16, 22, 23]

2.3.3 Techniky zadní kapsulotomie

Před vynalezením Nd:YAG laseru se zadní kapsulotomie prováděla za pomoci chirurgického výkonu. Principem chirurgické operace bylo vytvoření otvoru v zadním pouzdře. Chirurgický výkon měl obvykle tyto komplikace: odchlípení sítnice, ztráta sklivce, dislokace IOL, endoftalmitida a ztráta endoteliálních buněk rohovky. V dnešní době se chirurgická zadní kapsulotomie provádí pouze při závažné PCO a u dětí. [17, 24]

Při Nd:YAG kapsulotomii je vytvořen otvor v zadním pouzdru ve vizuální ose (viz obrázek 2.5) a tím se zlepší zraková ostrost. Nd:YAG laser ionizuje plazmu a pomocí disrupce vytvoří otvor v zadním pouzdře. Zadní laserová kapsulotomie se provádí u pacientů několik měsíců nebo let po operaci primární katarakty. Výskyt sekundární katarakty se udává přibližně 10-30 %. [17, 20]



Obr. 2.5: Zadní laserová kapsulotomie [20]

Postup operace

Nd:YAG kapsulotomie se provádí při rozšířené pupile za pomoci mydriatik. Při prvním výboji se obvykle používá nízký stupeň energie, který je orientován mimo optickou osu oka. energii může být zvýšena již po prvním pulzu, jestliže se podaří porušit zadní pouzdro. Zadní pouzdro je zničeno křížovou metodou nebo použijeme kruhovou metodu, při které se vytvoří kulaté víčko, přehne dolů a tím necloní v optické ose. Pokud je víčko odříznuté zcela, tak nastává problém s pohybem víčka ve sklivci. Nevýhodou křížové je možné poškození IOL, které ale nemá vliv na zrakovou ostrost. Ke zdařilému zákroku je běžně potřeba 30 až 50 pulzů. [16]

Kontaktní čočka

Speciální kontaktní čočka se aplikuje pro lepší stabilizaci oka a snižuje také odraz světla v oku. Kontaktní čočka má v sobě navíc zabudovanou zaostřovací optiku. S použitím čočky se

zvětší úhel kužele světelné energie a vytvoří se menší ohnisko. S větším úhlem kužele se zmenší zóna optického rozkladu. [20, 24]

Směr laseru

Základem je zaměření laserového paprsku dozadu nebo okolo centrální vizuální osy, tím snížíme riziko poškození IOL. Studie prokázaly, že tvrdé akrylové IOL byly odolnější než silikonové. I přes poškození IOL laserem nebyly zaznamenány žádné výrazné ztráty vizuální funkce. Při směřování laserového paprsku dozadu se může stát, že se energie projeví v jiné oblasti a je podnětem k cystoidnímu makulárnímu edému (CME) nebo odchlípení sítnice. Proto je snaha o nasměrování laserového paprsku nepatrně dopředu. [24]

Laserové techniky

Existuje několik technik, které jsou při zadní kapsulotomii používány. Jednou z nejpoužívanějších je obrazec kříže ve středu vizuální osy. Při křížové metodě se postupuje po osách od středu k periferiím, aby se předešlo poškození IOL. Kruhová metoda není zcela vhodná, protože v důsledku toho vznikají kapsulární chlopně, které se špatně odstraňují a způsobují zhoršení vizuální funkcí. Poslední metodou je použití otočeného písmene U, kde chlopně tvaru U se postupně dostává dolů a vzniká čirá vizuální osa. [24]

Velikost otvoru při zadní kapsulotomii

Od velikosti otvoru v pouzdře se odvíjí závažné komplikace jako je odchlípení sítnice, CME nebo vyšší nitrooční tlak. Při použití techniky menšího otvoru působí i nižší energie a snižuje se riziko těchto komplikací. Se vznikem Nd:YAG kapsulotomie byl průměr velikosti řezu 2,4 mm, který je uznáván dodnes. U řezu do průměru 1,4 mm se světlo neohýbá a není tak omezena zraková ostrost. Menší otvor může působit problémy s oslněním nebo sníženou ostrost pozorovaného předmětu. [24]

2.3.4 Důsledky a komplikace zadní kapsulotomie

Pokud je operace prováděna špatně, mohou se dostavit komplikace jako je subluxace, decentrace nebo narušení čočky. U vysoce myopických pseudoafakických pacientů je riziko odloučení sítnice. Další komplikací může být CME, zvýšený IOP, makulární krvácení a narušení sklivcového povrchu. [17, 24]

Další komplikace mohou být závislé na množství použité energie. Je známo, že s použitím většího množství energie se riziko komplikací zvyšuje a naopak, to může způsobit stav

ohrožující vidění. I přes tato rizika a komplikace je prozatím Nd:YAG kapsulotomie nejlepším řešením při sekundární kataraktě. [17]

Decentrace a náklon IOL

Při změně tenze může docházet ke změně polohy IOL, tedy posunu všemi směry a náklonu. Decentrací nebo náklonem IOL může být indukován astigmatismus, aberace vyšších řádů, nebo zhoršování zrakové ostrosti. Decentrace IOL zvyšuje vizuální diskomfort pacienta, například při řízení automobilu v noci, protože je snížena zraková ostrost. K vizuálnímu diskomfortu dochází vzhledem k difrakci světla na okraji optické části IOL. Účinek dislokace na zrakovou ostrost se velmi obtížně určuje, protože po zadní kapsulotomii dochází k výraznému zlepšení zrakové ostrosti. Pokud dojde k významné decentraci nebo dislokaci IOL, měla by být tato IOL z oka vyjmuta. Centrace IOL je zásadní zejména při použití některých bifokálních IOL. I přes výběr nejlepší IOL je důležitá přesná poloha implantace IOL. S vyspělejšími technikami chirurgického výkonu se zlepšuje stabilita IOL. K měření polohy IOL je možné použít optickou nebo ultrazvukovou biometrii, Scheimpflugovu kameru, fotografickou dokumentaci a optickou koherenční tomografii OCT pro přední segment oka. [21, 25, 26]

2.4 Zobrazovací metody pro analýzu polohy IOL

Některé zobrazovací metody jako jsou: fundus kamera, rohovková topografie, optická koherenční tomografie umožňují zkoumání změn polohy IOL.

2.4.1 Fotografie předního segmentu oka

Fotografie předního segmentu je používána pro pozorování možných změn pigmentace nebo jiných patologií na spojivce, limbu, duhovce, rohovce nebo čočce. Kvalitní fotografie umožňuje včasný záchyt některých chorob [1]

Fundus kamera Visucam

Fundus kamera se používá k pořízení snímku očního pozadí nebo předního segmentu oka. Snímky jsou významné při porovnávání v čase, dokumentaci a diagnostiku některých onemocnění. Kvalitu snímku může ovlivnit šířka zornice, průhlednost tkání oka, fixace a spolupráce pacienta a čistota přístroje. [27]

Kamera může pracovat na základě běžného optického systému neboli přímé oftalmoskopie či na principu laserové skenovací oftalmoskopie. Pro většinu fundus kamer je zásadní, aby

vyšetření bylo provedeno v mydriáze a snímek byl dostatečně kvalitní. V současné době už ale existují i kamery, u kterých mydriáza není vyžadována. Úhly snímání jsou obvykle 50, 30 a 20. Některé kamery je možné použít i ke kvalitnímu zobrazení sítnice. Fundus kamera zpravidla využívá intenzivní světlo nebo silný záblesk, proto je podstatné zkontrolovat velikost šíře zornice. [27]

Fundus kamera Visucam od společnosti Zeiss se může pyšnit snímačem se 24 megapixely, který tvoří velmi kvalitní a detailní snímky a účinně pomáhá při diagnostice očních onemocnění jako je glaukom, diabetická retinopatie a věkem podmíněná makulární degenerace. Výhodou je, že není nutná mydriáza. Kamera pracuje s vysokým rozlišením a plně vybaveným fotoaparátům s velkým spektrem zobrazovacích režimů. Součástí kamery je autofluorescence fundu, která poskytuje neinvazivní diagnostiku a monitorování věkem podmíněné makulární degenerace [28]

2.4.2 Topografie rohovky

Můžeme využívat klasické keratometrie, která určuje pouze lomivé vlastnosti rohovky na principu daného zobecnění (hodnoty nejvíce a nejméně strmého meridiánu). Nebo existují topografické metody poskytující popis tvaru, tloušťky a především lomivé vlastnosti po celé ploše rohovky. Rohovkové topografy jsou založeny na několika odlišných principech. Některé technologie jsou založené na deformaci odrazu Placidova kruhu a umožňují získat data pouze o přední ploše rohovky. Další technologie udávají informace o přední i zadní ploše rohovky zvláště za pomoci analýzy Scheimpflugových obrazů. Existují i přístroje kombinující několik funkcí dohromady, např. analyzátor iTrace, který kombinuje funkce topografu, aberometru, refraktometru i keratometru. [27]

Pentacam je neinvazivní a nebolestivá vyšetřovací metoda, která je používání k analýze předního segmentu oka od přední plochy rohovky až po zadní plochu čočky. Funguje na principu rotující Scheimpflugovy kamery, jenž snímá obrazy přední komory. Pentacam umožňuje udělat 25 nebo 50 snímků předního segmentu oka v rozmezí 360°, které software zpracuje a vyhodnotí. Řezy rohovkou a přední plochou čočky lze zobrazit v podobě topografických map dle požadavků oftalmologa. Pentacam dále umí vytvářet topografii přední i zadní plochy rohovky, rohovkovou pachymetrii a rohovkové aberace. [27]

2.4.3 Optická biometrie

Biometrie oka se využívá primárně ke změření základních parametrů oka pro zjištění optické mohutnosti při implantaci vhodné IOL. Za pomoci biometrie můžeme změřit axiální délku oka, hloubku přední komory, zakřivení a šířku rohovky. Dalšími měřitelnými parametry jsou: tloušťka rohovky a sítnice, průměr rohovky a šířka zornice. Biometrie oka se může provádět dvěma metodami, z nichž jedna je za pomoci ultrazvuku a další je tzv. optická biometrie. [29]

Optická biometrie měří parametry oka bezkontaktně, tedy přístroj není v přímém kontaktu s okem a zároveň není potřeba znečistlivění a desinfekce, tím je pacientovi poskytnuto největší možné pohodlí. Optická biometrie pracuje na principu parciální interferometrie, která využívá infračervené světlo. Oproti ultrazvukové biometrii je výhodnější, protože měření se provádí podél zrakové osy oka. [29]

Optická biometrie se obvykle provádí u pacientů před výměnou IOL. Přístroj má v sobě zabudované speciální výpočetní algoritmy, které slouží k určení správné optické mohutnosti pro implantovanou IOL. Využití ultrazvukovou biometrii je nutné u pacientů s indikací pokročilé katarakty, protože infračervené světlo nemůže projít skrz oční optická média. [29]

Lenstar LS900

Lenstar je optický biometr, který udává velmi přesná měření jednotlivých struktur oka, od rohovky až po sítnici. Novinkou je, že může měřit tloušťku krystalické čočky. Integrovaná zařízení umožňují nejlepší výběr správné IOL pro každého pacienta. Měření je prováděno optickou refraktometrií s nízkou koherencí a již při jednom měření dokáže zachytit rozměry všech optických struktur lidského oka. Lenstar je opatřen dvouzónovou keratometrií a speciálním topografem pro přesné změření os astigmatismu. Integrovaný kalkulátor počítá i se zadní plochou rohovky pro nejlepší refrakční výsledek. [30]

2.4.4 Optická koherenční tomografie

Optická koherenční tomografie (OCT) je bezkontaktní neinvazivní metoda, která podle vlnové délky poskytuje zobrazení řezů tkáněmi předního i zadního segmentu oka. OCT tedy můžeme rozdělit na tzv. předněsegmentové a zadněsegmentové. Předněsegmentové OCT s vysokým rozlišením zobrazují rohovku, čočku, přední komoru a komorový úhel. Zadněkomorové OCT má využití zejména při zobrazení sítnice, makuly a zrakového nervu.

Existují také OCT, které jsou kombinací obojího a zobrazují přední i zadní segment s určitými kompromisy. [27, 29]

OCT používá reflexi světelných paprsků o vlnové délce 820 nm. Pokud je použita menší vlnová délka, znamená to lepší rozlišovací schopnosti. Princip závisí na rozdílu reflektivity snímané tkáně. Přístroj má v sobě umístěn interferometr, jenž měří fázový posun odražených světelných vln, které jsou znázorněny v různých barvách podle reflexivity tkáně. Tkáně s největší odrazivostí mívají jasné barvy jako je bílá a červená, naopak modrou a černou barvou disponují tkáně s nejmenší odrazivostí. [31]

Na trhu existuje mnoho typů OCT, od levnějších variant až po cenově více náročné a profesionální (OCT Spectralis). Stále více jsou vyžadovány automatizované a minimálně náročné přístroje na obsluhu (Topcon Maestro OCT). Většina přístrojů už je dnes individuálně přizpůsobena podle potřeb daného pracoviště. Kromě základních funkcí mohou být OCT vybaveny i dalšími funkcemi zobrazovacích parametrů (manuální nastavení velikosti, hustoty, polohy a úhlu řezu) a některými možnostmi zobrazení (modul pro zobrazení předního segmentu) nebo mohou poskytovat analýzu glaukomu a neurologickou diagnostiku. Nejlepší OCT mají i možnost fotodokumentace sítnice (SLO), digitální angiografie, širokoúhlé zobrazení a další. [27]

Mezi nejmodernější multimodální systémy jsou řazeny OCT Spectralis (Heidelberg Engineering), OCT Cirrus (Zeiss), RTVue (Optovue) nebo předněsegmentový systém SS-1000 Casia (Tomey). Nejznámější automatizované OCT jsou Topcon Maestro 3D nebo iSCAN (Optovue). [27]

Avanti RTVue XR je založeno na principu komplexní širokoúhlé OCT s funkcí angiografie AngioVue. Umožňuje detailní analýzu předního segmentu a sítnice, kde dokáže rozpoznat periferní patologie ve vrstvách sítnice a cévnatky, dále je také významný při včasném záchytu a rozpoznání glaukomu. AngioVue poskytuje neinvazivní znázornění vaskularizace sítnice a choroidei. [32]

OCT Spectralis využívá zobrazovací metody, která kombinuje OCT s vysokým rozlišením se skenovacím laserovým zobrazením fundu. Poskytuje kompletní analýzu optického nervu, nervových vláken sítnice a gangliových buněk, přesným přizpůsobením skenovacích vzorů jemným anatomickým strukturám pro záchyt glaukomu. OCT zachycuje fundus s vysokými detaily a jasností, které běžné OCT neposkytuje. Pomocí laseru je poskytnuta topografie sítnice, která může pomoci odhalit například VPMD. S vysokým rozlišením je dále zobrazena

rohovka, skléra a přední komorový úhel. OCT má rychlost skenování přibližně 85 000 Hz, tedy až dvojnásobně větší než normální OCT. Poskytuje také neinvazivní trojrozměrné zobrazení sítnicových cév. Je zde možnosti kombinování OCTA se strukturálním OCT, konfokálním skenováním laserovým zobrazováním a angiografií na bázi barviva, což usnadňuje komplexní klinické hodnocení a efektivní péči o pacienta. [33]

3 Praktická část

Praktická část je věnována změnám polohy nitrooční čočky po zadní kapsulotomii. Zákrok se provádí, pokud se po operaci primární katarakty objeví PCO, které významně snižují zrakovou ostrost nebo jsou přítomny jiné komplikace. Při zadní kapsulotomii je použit Nd:YAG laser, který vytvoří otvor v zadním pouzdře, což může vést ke změně tenze kapsulárního vaku a následně i ke změně polohy nitrooční čočky. V důsledku změn nitrooční čočky je možné navození astigmatismu, aberací vyšších řádů nebo zhoršení zrakové ostrosti. Mezi závažnější komplikace, které se mohou objevovat u pacientů po zákroku patří: pohyblivé stíny vznikající z rozrušeného pouzdra, zvýšený nitrooční tlak a v malé míře je zastoupeno i riziko odchlípení sítnice.

Cílem této práce je zhodnocení změn polohy nitrooční čočky v kapsulárním vaku, které mohou být indukovány zadní laserovou kapsulotomií provedenou za pomoci Nd:YAG laseru. Vyhodnocením změn polohy nitrooční čočky bude ověřena následující hypotéza: „Vlivem Nd:YAG laseru dochází ke změně kapsulárního vaku, a tudíž k indukci změn polohy nitrooční čočky“. Práce se zaměřuje zejména na změnu náklonu, centrace a axiálního posunu. V závěru své práce bych chtěla zjistit, zda tyto změny mají souvislost s biometrickými parametry oka.

3.1 Metodologie výzkumu

Data používaná v této práci jsou převzata z programu vytvořeného Ing. Martin Fůsem a jsou poskytnuta pracovištěm Oční kliniky JL Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze. Data o pacientech jsou nasbírána v období od prosince 2019 do března 2020 a tvoří je celkem 35 očí od 28 pacientů. Vzorek pacientů obsahuje 15 levých očí a 20 pravých očí. Zahrnuti jsou pouze zdravé oči bez dalších patologií (glaukom a sítnicové změny) nebo jiných operací. Všichni pacienti mají v oku implantovanou hydrofobní akrylátovou nitrooční čočku. U pacientů se vyskytovaly tyto modely nitroočních čoček: MA50BM (nejvíce zastoupena), SN60WF, MI60, SA60AT, SN6ATx, AcriTec, enVista, Aspira a u třech pacientů nebylo možné IOL identifikovat.

3.1.1 Postup zadní kapsulotomie

Po přijetí pacienta na kliniku je nejprve zaznamenána podrobná oční anamnéza zaměřená na další oči onemocnění a také celková anamnéza pacienta. Dále je zjišťována zraková ostrost

a refrakce. Pacient podepisuje informovaný souhlas, ve kterém je seznámen se zákrokem i s jeho komplikacemi. Od prvního dne po zákroku je nutné kapat do oka Indocollyre 0,1%, což je nesteroidní antiflogistikum působící proti zánětu a snižuje vnímání bolesti po zákroku

K rozšíření zornice je použit homatropin nebo neosynephrin, doporučená mydriáza je alespoň 6 mm. Ještě před laserovým zákrokem je provedeno biometrické vyšetření přístrojem Lenstar LS900, který změří parametry rohovky a za využití pseudofakického módu pro zohlednění šíření infračerveného záření akrylátovou nitrooční čočkou všechny axiální parametry oka. Ze získaných parametrů je pro studii využita axiální délka oka (AL), hloubka přední komory identifikující axiální polohu přední plochy čočky (ACD), optická mohutnost rohovky (K) a průměr velikosti limbu (WTW). Dále je použit Verion, virtuální systém, původně využívaný k výpočtu optimální korekce a navigace lékaře při zákroku, v našem případě byl použit pro získání snímků polohy čočky. Posledním použitým přístrojem před zákrokem je OCT Avanti, prostřednictvím předněsegmentového modulu získáme horizontální a vertikální průřez IOL pro určení jejího náklonu.

Po všech vyšetřeních je provedena Nd:YAG kapsulotomie. Jde o ambulantní laserový zákrok bez lokálního znecitlivění. K zákroku je použit Nd:YAG laser typu Ultra Q Reflex™ - Ellex. Laserovým paprskem je vytvořen otvor v pouzdru čočky, aby se vidění projasnilo. Zadní kapsulotomii provádí jeden lékař konstantní technologií a postupem.

Po zákroku si pacient odpočine a přibližně po jedné hodině od zákroku znovu realizujeme identický cyklus vyšetření jako před zákrokem (optický biometr Lenstar LS900, Verion a OCT Avanti). Opět získáme náklon, axiální posun a centraci IOL. Parametry, které nám přístroje poskytnuly, dále využijeme v programu pro hodnocení změn polohy IOL.

3.1.2 Program pro hodnocení změn polohy IOL

Neexistence předepsané metodiky nebo nástroj pro vyhodnocování změn polohy IOL vyústila v návrh programu. Záměrem bylo vytvoření uživatelsky přívětivého softwaru, který je optimalizován pro výstupy zobrazovací techniky dostupné na pracovišti. Pro vytvoření programu bylo využito programovacího prostředí MS Visual Studio.

Nejprve je třeba spustit program a přihlásit se přihlašovacími údaji (viz obrázek 3.1). Poté se zobrazí základní vstupní okno (viz obrázek 3.2), kde je potřeba vyplnit ID pacienta, model a dioptrickou hodnotu IOL. Datum narození a věk pacienta se vyplní automaticky dle vlastního standardizovaného formátu ID.

Changes of Intraocular Lens Position
Induced by Nd:YAG Capsulotomy

#MF

ENTER PASSWORD: xxxxxxxxxxxx

EXIT LOGIN

Obr. 3.1: Přihlášení do programu

Changes of Intraocular Lens Position Induced by
Nd:YAG Capsulotomy

06.05.2020

Intraocular lens

Patient ID m510909

Year of birth 1951 Age: 69

IOL: MA50BM (Ø 6,5 mm) pwr: 20 D

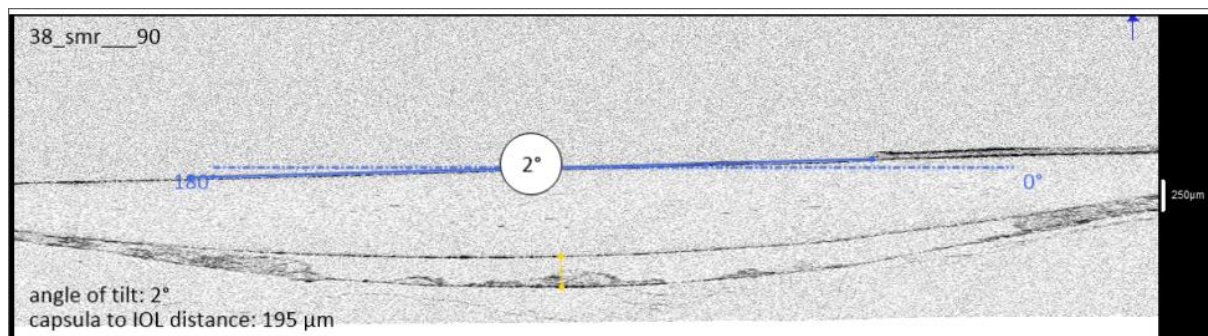
IOL TILT MEASUREMENT

IOL CENTRATION CHANGE

SAVE REPORT HELP RESTART / NEW PATIENT EXIT

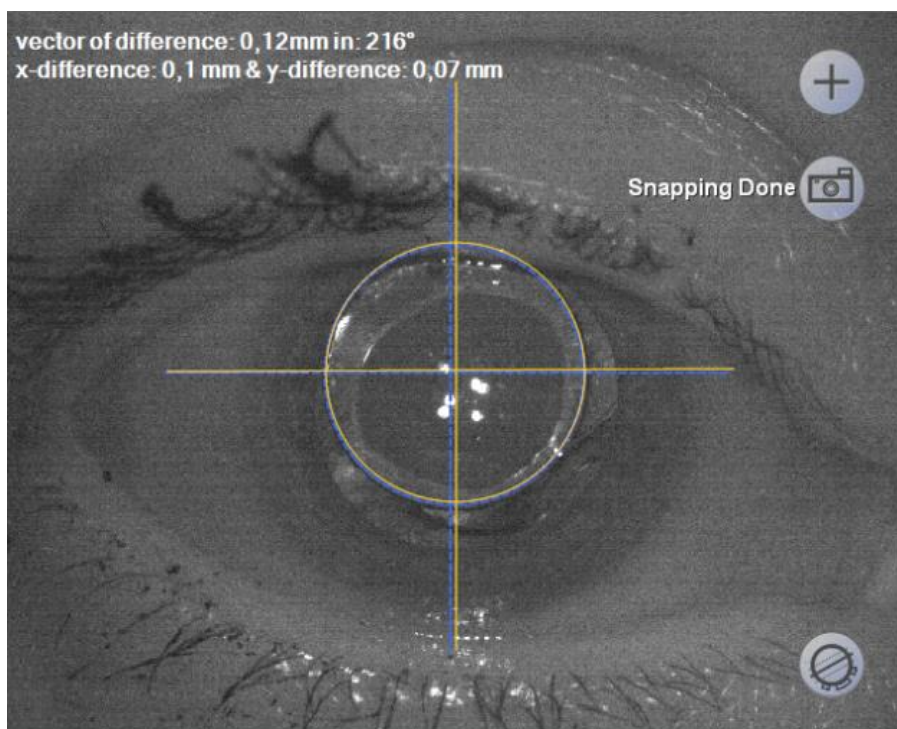
Obr. 3.2: Úvodní formulář pro vyplnění ID a informací o pacientovi

Poté klikneme na tlačítko Měření náklonu IOL (IOL TILT MEASUREMENT). Nahrajeme snímek z OCT v horizontále před zákrokem, označíme úhel náklonu za pomoci dvou bodů přední plochy IOL a poté označíme vzdálenost kapsuly od zadní plochy čočky. Znovu nahrajme nový snímek, ale tentokrát po zákroku a postupujeme stejně jako při předchozím označování snímku. Totožně postupujeme i u snímků ve vertikální rovině. Program nám poskytne informace o náklonu v horizontální i vertikální rovině (viz obrázek 3.3), o vzdálenosti zadní plochy čočky od kapsuly a změnu náklonu před a po zákroku.



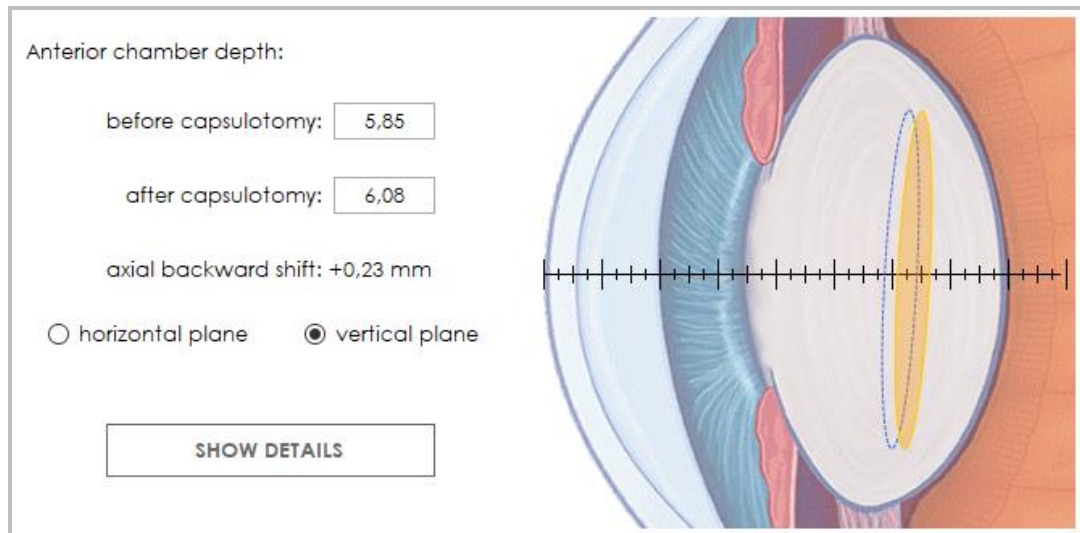
Obr. 3.3: Ukázka stanovení náklonu ve vertikále

V dalším kroku klikneme na tlačítko Změna centrace IOL (IOL CENTRATION CHANGE). Nahrajeme nový snímek z Verionu před zákrokem. Třemi body označíme okraj IOL. Dalšími třemi body označíme reflex diod, který představuje apex rohovky (1. Purkyňův obrázek) a zároveň je vztažným bodem decentrace. Stejně postupujeme i u snímku po zákroku. Program následně vykompenzuje zvětšení, odečte změny a vykreslí je do jednoho obrázku. Dále vyhodnotí změny a přenesse je do jednoho obrázku, kde barva modrá představuje hodnoty před zákrokem a barva žlutá hodnoty po zákroku. Na obrázku 3.4 lze pozorovat minimální změnu polohy v obou osách.



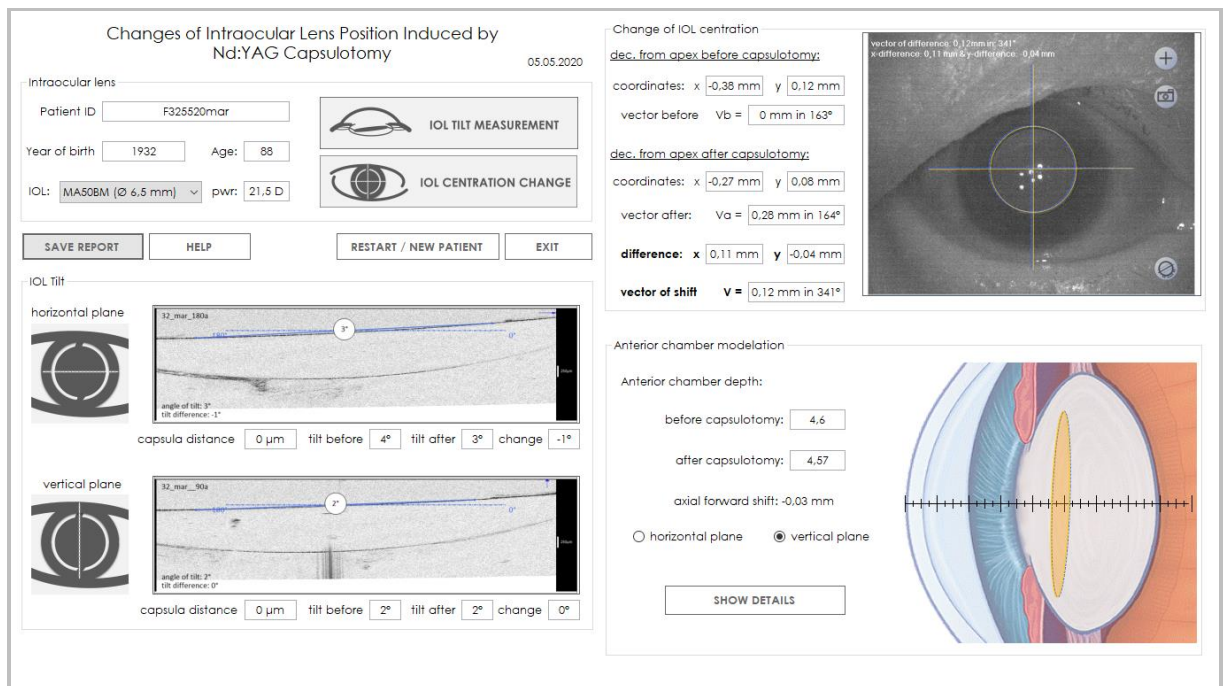
Obr. 3.4: Ukázka změny centrace IOL před a po zákroku

V programu můžeme zadat i hloubku přední komory před a po zákroku a program následně vykreslí obrázek se změnami centrace IOL před a po zákroku (viz obrázek 3.5)



Obr. 3.5: Ukázka změny axiální polohy čočky (hloubky přední komory)

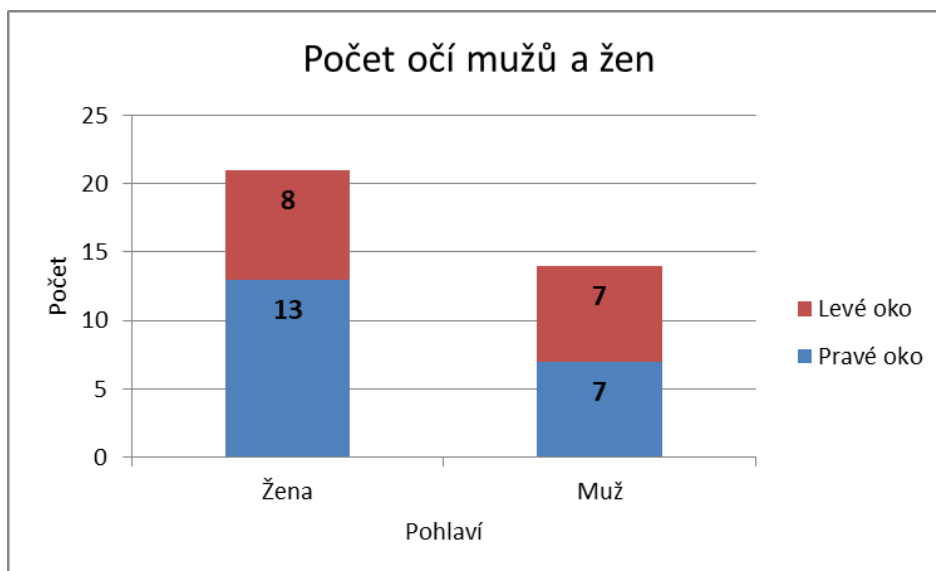
Závěrem se zobrazí finální formulář (viz obrázek 3.6), ve kterém jsou přehledně všechny údaje, jež budou využity pro hodnocení a ověření hypotézy.



Obr. 3.6: Ukázka finálního vyhodnocení změn programem.

3.2 Výsledky měření

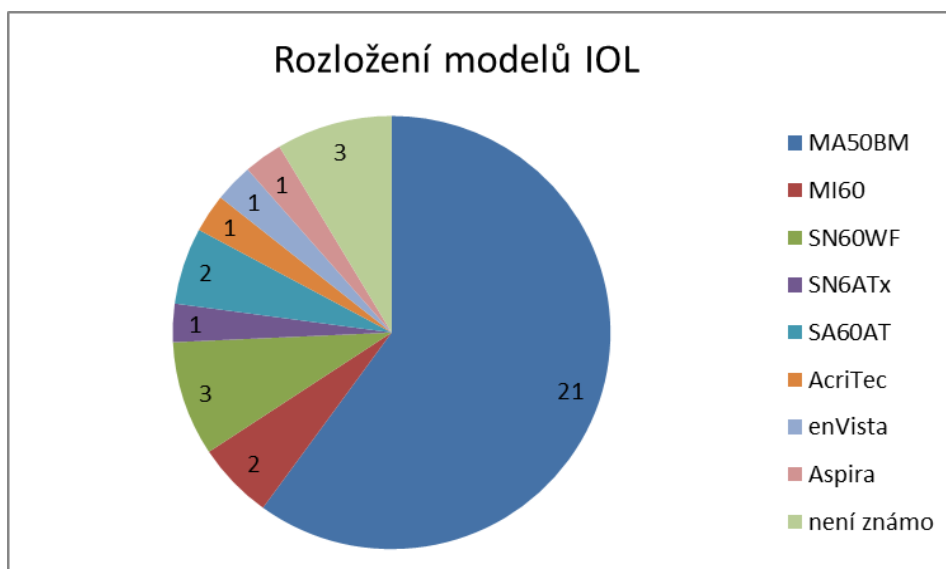
V grafu (viz obr. 3.7) jsou zaznamenány základní statistické údaje o pacientech. Z grafu lze vyčíst kolik levých a pravých očí bylo ve vzorku pacientů u mužů a žen.



Obr. 3.7: Graf znázorňující zastoupení pravých a levých očí u mužů a žen

V grafu je vidět, že zákrok byl častěji prováděn u žen na pravém oku. U mužů je zastoupení pravých a levých očí stejné.

Pacienti měli v očích implantovány různé modely nitroočních čoček, které jsou zaznamenány v grafu (viz obrázek 3.8)



Obr. 3.8: Graf rozložení jednotlivých modelů IOL

Z grafu vyplývá, že nejvíce zastoupena je IOL MA50BM, další modely mají menší zastoupení.

Při své práci jsem se nejprve zaměřila na průměrné hodnoty biometrických údajů, zahrnující optickou mohutnost rohovky (K) a průměr rohovky (WTW). Dále jsou zde uvedeny i statistické údaje, které obsahují počet měsíců od operace katarakty a věk pacienta (viz tabulka 3.1).

Tabulka 3.1: Biometrické a statistické hodnoty celé skupiny pacientů

| | Průměrná hodnota ± Směrodatná odchylka |
|--------------------------------------|---|
| K (D) | 43,53±1,9 |
| WTW (mm) | 12,09±0,42 |
| Věk | 71,63±9,27 |
| Počet měsíců od operace katarakty | 59,09±44,67 |

Zde je vidět největší směrodatná odchylka u počtu měsíců od operace katarakty 59,09±44,67 a nejmenší odchylka 12,09±0,42 u WTW.

Další tabulka 3.2 porovnává axiální délku AL a hloubku přední komory ACD před a po zákroku. Dále jsou zde uvedeny průměrné vzdálenosti zadní plochy IOL od zadní kapsuly v horizontální a vertikální rovině.

Tabulka 3.2: Biometrické hodnoty celé skupiny pacientů před a po zákroku

| | Průměrná hodnota ± Směrodatná odchylka |
|--|---|
| AL (mm) – před zákrokem | 24,28±1,8 |
| AL (mm) – po zákroku | 24,25±1,78 |
| ACD (mm) – před zákrokem | 4,78±0,44 |
| ACD (mm) – po zákroku | 4,80±0,50 |
| Vzd. zadní plochy IOL od zadní kapsuly v horizontále (µm) | 95,14±146,81 |
| Vzd. zadní plochy IOL od zadní kapsuly ve vertikále (µm) | 79,46±135,9 |

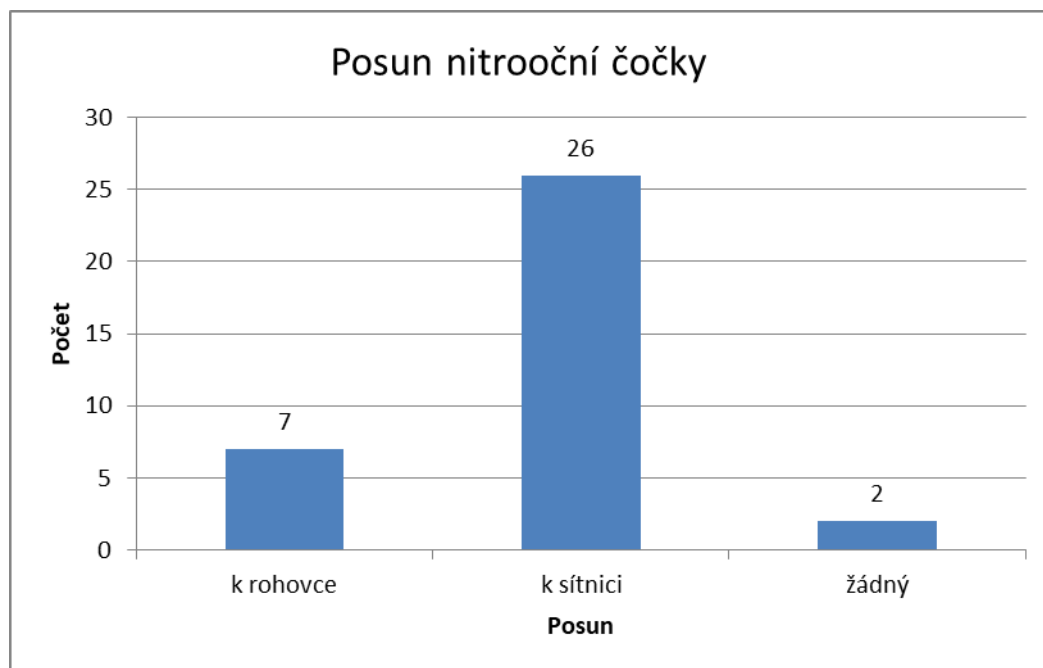
Z tabulky vyplývá, že změny před a po zákroku jsou velice nízké. Naopak směrodatné odchylky pro vzdálenosti zadní plochy IOL od zadní kapsuly jsou vysoké, protože některé IOL se přímo dotýkaly zadní kapsuly a jiné mohly být vzdáleny až 789 μm .

Průměrné změny před a po zákroku jsou uvedeny v tabulce 3.3. Zahrnují změnu axiální délky oka AL, hloubky přední komory ACD, centrace v ose X a Y a náklon v horizontální a vertikální rovině.

Tabulka 3.3: Průměrné změny hodnot před a po zákroku

| | Průměrné hodnoty | Průměr v abs. hodnotě |
|---------------------------|------------------|-----------------------|
| ΔAL | 0,03 | 0,01 |
| ΔACD | -0,016 | 0,111 |
| Δ centrace v ose X | 0,002 | 0,065 |
| Δ centrace v ose Y | -0,027 | 0,048 |
| Δ Náklon 180° | 0,114 | 0,515 |
| Δ Náklon 90° | -0,143 | 0,257 |

Hodnoty jednotlivých změn jsou velice nízké. Nejnížší hodnoty vycházejí u změn centrace a ACD, změna AL byla hodnocena pouze jako kontrola správnosti přepočtu dle indexu lomu IOL. O trochu vyšší jsou hodnoty náklonu. Podle změny ACD se zjistilo, jestli se nitrooční čočka posunula spíše směrem k rohovce nebo k sítnici (viz obrázek 3.9).



Obr. 3.9: Graf znázornění posunu IOL

Z grafu vyplývá, že nejčastěji se v axiálním směru čočka posunula k sítnici v 74 %, ve 20 % se čočka posunula k rohovce a u 6 % nebyl posun žádný. Změny jsou uvedeny též v absolutní hodnotě (viz opět tabulka 3.3), aby se mohla zaznamenat i samotná závislost na změně parametru nezávisle na kladné nebo záporné hodnotě. Zde je možné sledovat, že se změny liší od předchozí tabulky a nejmenší změna se vyskytuje u AL a největší změna u náklonu v horizontální rovině.

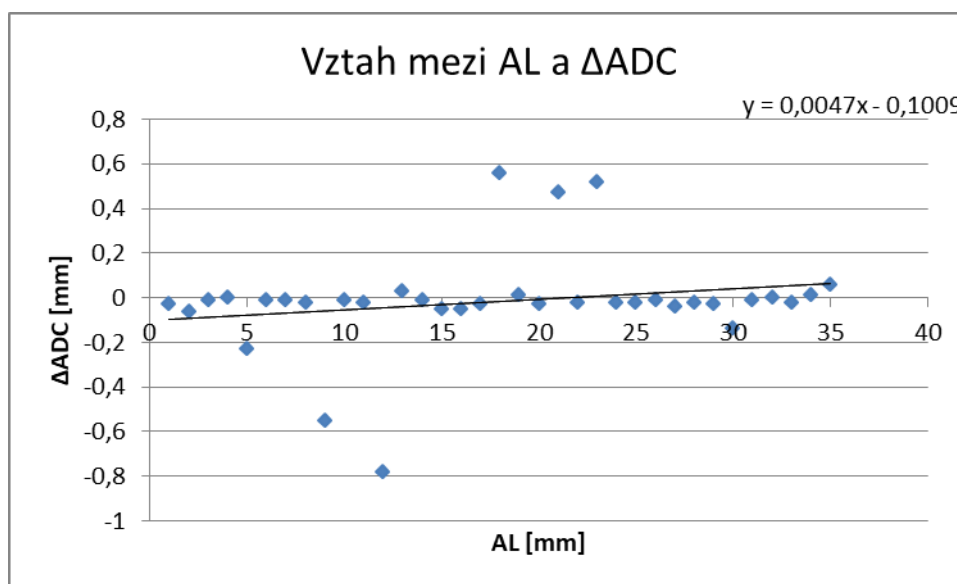
Tabulka 3.4 vyjadřuje závislost mezi jednotlivými hodnotami před a po zákroku. Pomocí t-testu bude ověřeno, zda jsou hodnoty signifikantní.

Tabulka 3.4: Závislost hodnot před a po zákroku

| | p-hodnoty |
|------------------|-----------|
| ACD | 0,442 |
| AL | 0,469 |
| Centrace v ose X | 0,487 |
| Centrace v ose Y | 0,246 |
| Náklon 180° | 0,402 |
| Náklon 90° | 0,494 |

V tabulce se vyskytují podobné hodnoty v rozmezí od 0,402 pro náklon v horizontální rovině do 0,494 pro náklon ve vertikální rovině. Od těchto hodnot se liší jen hodnota 0,246 pro centraci v ose Y.

V následujícím grafu (viz obrázek 3.10) je znázorněn vztah mezi axiální délkou a změnou hloubky přední komory.



Obr. 3.10: Vztah mezi AL a ΔADC

Z grafu (viz obrázek 3.10) je zřejmé, že je vztah mezi AL a ΔADC . Jen některé hodnoty se od obvyklých odchyľují.

Pro zjištění vztahu mezi změnami nitrooční čočky a biometrickými a statistickými údaji jsem použila korelační koeficient, abych stanovila případnou lineární závislost mezi hodnotami. Jednotlivé změny jsou porovnávány s AL, WTW, K, tloušťkou rohovky CCT, optická mohutnost IOL PWR a počtem měsíců od operace katarakty. Údaje jsou uvedeny v tabulce 3.5.

Tabulka 3.5: Lineární závislost změn IOL na biometrických a statistických údajích

| | AL | WTW | K | CCT | PWR | Počet měsíců od operace katarakty |
|---------------------------|---------------|---------------|--------|--------|--------------|-----------------------------------|
| Δ ACD | -0,251 | 0,082 | 0,067 | -0,060 | 0,269 | -0,033 |
| Δ centrace v ose X | -0,055 | -0,280 | -0,076 | -0,029 | -0,017 | -0,320 |
| Δ centrace v ose Y | -0,311 | 0,008 | 0,172 | -0,155 | 0,022 | -0,318 |
| Δ Náklon 180° | -0,207 | 0,349 | -0,289 | -0,036 | 0,299 | 0,151 |
| Δ Náklon 90° | 0,033 | 0,014 | -0,020 | -0,060 | 0,233 | 0,287 |

V tabulce jsou obsaženy kladné i záporné korelace. Významnější slabé hodnoty korelace jsou pro Δ ACD a AL (-0,251) a Δ ACD a PWR (0,269). Pro změny centrace v ose X jsou nalezeny slabé korelace s WTW -0,280 a počtem měsíců od operace katarakty -0,320. U změny centrace v ose Y se slabé korelace nacházely ve vztahu s AL (-0,311) a také počtem měsíců od operace katarakty -0,318. Slabé korelace se vyskytovaly pro změnu náklonu v horizontální rovině s AL (0,207), WTW (0,349) a PWR (0,299). Slabá korelace byla indikována také pro náklon ve vertikální rovině s počtem měsíců od operace katarakty 0,287. Nejvýznamnější korelace se tedy vyskytovaly pro změny s AL a počtem měsíců od operace, dále také WTW a PWR. Ostatní korelace zaznamenané v tabulce jsou velmi slabé až nevýznamné.

Tabulka 3.6: Lineární závislost změn IOL na biometrických a statistických údajích v absolutní hodnotě

| | AL | WTW | K | CCT | PWR | Počet měsíců od operace katarakty |
|---------------------------|---------------|-------------|--------------|--------------|--------------|-----------------------------------|
| Δ ACD | 0,093 | 0,30 | 0,067 | 0,151 | -0,024 | 0,115 |
| Δ centrace v ose X | -0,146 | -0,051 | -0,040 | 0,134 | 0,175 | 0,012 |
| Δ centrace v ose Y | 0,303 | 0,070 | -0,137 | 0,222 | -0,025 | 0,375 |
| Δ Náklon 180° | -0,267 | 0,013 | 0,453 | 0,211 | 0,220 | -0,113 |
| Δ Náklon 90° | -0,065 | 0,091 | 0,010 | 0,147 | 0,165 | 0,217 |

Tyto hodnoty jsou opět uvedeny v absolutní hodnotě (viz tabulka 3.6), z důvodu zaznamenání i samotné závislosti na změně parametru nezávisle na kladné nebo záporné hodnotě. Proto se hodnoty budou lišit od hodnot v předchozí tabulce. Zde je slabá korelace pro změnu Δ ACD s WTW (0,30). U změny centrace v ose Y jsou slabé korelace s AL (0,303), s CCT (0,222) a počtem měsíců od operace katarakty 0,375. Pro změnu náklonu v horizontální rovině jsou slabé korelace u AL (-0,267), CCT (0,211), PWR (0,220) a středně silná korelace pro K (0,453). Slabá je korelace u změny náklonu ve vertikální rovině s počtem měsíců od operace katarakty 0,217.

4 Diskuze

Nejdříve byla věnována pozornost průměrným biometrickým a statistickým hodnotám celého vzorku pacientů. U biometrických hodnot byly směrodatné odchylky nízké, pro optickou mohutnost rohovky $43,53 \pm 1,9$ a pro průměr rohovky $12,09 \pm 0,42$. V případě věku a počtu měsíců od operace katarakty byly směrodatné odchylky vyšší, zejména u počtu měsíců od operace katarakty, kde byla směrodatná odchylka $59,09 \pm 44,67$ a u věku $71,63 \pm 9,27$. Vyšší odchylky byly způsobeny větší variabilitou věku mezi pacienty, protože u každého z nich se sekundární katarakta vyvinula v jiném věku a po úplně odlišné době od operace katarakty.

Změny hloubky přední komory a centrace po zákroku byly velmi nízké. Ze změny hloubky přední komory se může odvodit, že se čočka posouvala spíše směrem k sítnici a to v 74 %, i když tato změna byla jen malá. Průměrné změny hodnot náklonu byly trochu vyšší než předchozí, u náklonu v horizontální rovině byla změna 0,114 a u náklonu ve vertikální rovině byla změna -0,143 (změny hloubky přední komory, centrace a náklonu jsou uvedeny i pro absolutní hodnoty). Při porovnání signifikantností hodnot AL, ACD, centrace a náklonu před a po zákroku, bylo zjištěno, že p-hodnoty byly výrazně vyšší než hladina statistické významnosti ($p > 0,05$), tudíž byla potvrzena hypotéza o shodnosti hodnot, mezi kterými není statisticky významný rozdíl.

Nejdůležitější v mé práci byla závislost změn nitrooční čočky na biometrických a statistických údajích. Přesto se ukázalo, že závislost je jen slabá nebo dokonce nevýznamná. Nejvýznamnější korelace se vyskytuje u WTW (0,349) porovnávaného se změnou náklonu v horizontální rovině, je to tedy slabě závislá korelace. Naopak nejnižší korelace je taktéž u WTW (0,014), ale porovnávaného s náklonem ve vertikální rovině a je velmi slabou korelací. I v tomto případě jsou také uvedeny změny v průměrných absolutních hodnotách. Zde je nejvyšší hodnota 0,453 pro závislost K na náklonu v horizontální rovině. Tato hodnota je středně silná. Nejnižší hodnota závislosti je také pro K (0,010), ale u náklonu ve vertikální rovině, což neznáčí žádnou závislost.

Studie „*Surgical approach affects intraocular lens*“ (Vliv chirurgické metody na nitrooční čočku), která byla provedena v roce 2016 v Taiwanu zahrnovala 268 očí 253 pacientů. 139 očí bylo pravých a 129 levých. Bylo zjištěno, že po chirurgické operaci je více než 50 % IOL nakloněno směrem nahoru a přibližně 90 % nazálně směrem nahoru. Decentrace IOL byla 150 μm vzhůru a 150 μm nazálně. Horizontální decentrace se vyskytovala na obou očích a podstatná spojitost s vertikální decentrací se projevovala pouze na pravém oku po prvním

týdnu. Decentrace nebo náklon IOL neudal žádnou spojitost s axiální délkou oka nebo věkem. [25]

Ve studii „*Surgical approach affects intraocular lens*“, na rozdíl od mé práce, byla PCO odstraněna chirurgickou metodou a zahrnovala větší vzorek pacientů. Výsledkem této práce nebyla žádná spojitost se změnami nitrooční čočky s axiální délkou nebo věkem, což neudala ani má práce.

Studie „*Decentration and Tilt Intraocular Lens after Posterior Capsulotomy*“ (*Decentrace a náklon nitrooční čočky po zákroku zadní kapsulotomie*) byla provedena v roce 2018 v Turecku. Studie zahrnovala 64 očí od 64 pacientů. Scheimpflugovou kamerou byl měřen náklon a decentrace jeden měsíc před zákrokem a jeden měsíc po zákroku zadní kapsulotomie provedenou Nd:YAG laserem. Ze studie bylo zjištěno, že PCO souvisí s axiálním posunem, náklonem i decentrací. Po Nd:YAG kapsulotomii se snížil náklon, ale decentrace zůstala stejná. [34]

Studie „*Decentration and Tilt Intraocular Lens after Posterior Capsulotomy*“ udává snížení náklonu po zákroku zadní kapsulotomie. V mé práci se náklon v horizontální rovině zvýšil, ale ve vertikální rovině snížil a decentrace se naopak zvýšila. Tyto hodnoty byly však velice nízké.

5 Závěr

Teoretická část shrnuje základní problematiku, která je potřebná k lepšímu pochopení výzkumu praktické části. Teoretická část popisuje čočku, s ní spojenou kataraktu a následně i sekundární kataraktu, dále je zde popsán Nd:YAG laser, jeho princip, postup při zákroku zadní kapsulotomie a možné komplikace. Nakonec jsou zmíněny některé zobrazovací metody pro analýzu nitrooční čočky.

V praktické části byly vyhodnoceny změny polohy nitrooční čočky. K dispozici jsem měla vzorek 35 očí a případná korelace mezi změnami nitrooční čočky s biometrickými parametry nebyla shledána. Korelace tohoto vzorku byly velmi slabé nebo nevýznamné. Změny po zákroku Nd:YAG laserem nastaly, ale byly malé. Oprávněně byla tedy potvrzena hypotéza, že vlivem Nd:YAG kapsulotomie dochází ke změně kapsulárního vaku, a tudíž k indukci změn polohy nitrooční čočky, ačkoli tyto změny nejsou statisticky významné.

Seznam použité literatury

- [1] KUCHYNKA, Pavel. *Oční lékařství. 2.*, přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-5079-8.
- [2] ROZSÍVAL, Pavel. *Oční lékařství*. Praha: Galén, c2006. ISBN 80-726-2404-0.
- [3] ROZSÍVAL, Pavel. *Trendy soudobé oftalmologie. 7.* Praha: Galén, 2000. ISBN 978-80-7262-691-5.
- [4] VLKOVÁ, Eva, Šárka PITROVÁ a František VLK. *Lexikon očního lékařství: výkladový ilustrovaný slovník*. Brno: František Vlk, 2008. ISBN 978-802-3989-069.
- [5] HEISSIGEROVÁ, Jarmila. *Oftalmologie: pro pregraduální i postgraduální přípravu*. Praha: Maxdorf, [2018]. Jessenius. ISBN 978-80-7345-580-4.
- [6] Choosing a Cataract Lens. *ZEISS* [online]. [cit. 2019-12-15]. Dostupné z: <https://www.zeiss.com/vision-care/int/better-vision/health-prevention/choosing-a-cataract-lens.html>
- [7] Types of Intraocular Lenses. In: *Shroff Eye Centre* [online]. [cit. 2019-12-15]. Dostupné z: <https://www.shroffeyecentre.com/services/faq-what-are-the-various-types-of-intraocular-lenses-iols-which-can-be-implanted-in-the-eye/>
- [8] ČELEDOVÁ, Libuše a Rostislav ČEVELA. *Člověk ve zdraví i v nemoci: podpora zdraví a prevence nemocí ve stáří*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2017. ISBN 978-80-246-3828-7.
- [9] NIBOURG, Lisanne M., Edith GELENS, Roel KUIJER, Johanna M.M. HOOYMANS, Theo G. VAN KOOTEN a Steven A. KOOPMANS. Prevention of posterior capsular opacification. *Experimental Eye Research*. 2015, **136**, 100-115. DOI: 10.1016/j.exer.2015.03.011. ISSN 00144835. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0014483515000937>
- [10] JOSEPH, Roy, Katie BALES, Kiran SRIVASTAVA a Om SRIVASTAVA. Lens epithelial cells-induced pluripotent stem cells as a model to study epithelial-mesenchymal transition during posterior capsular opacification. *Biochemistry and Biophysics Reports*. 2019, **20**. DOI: 10.1016/j.bbrep.2019.100696. ISSN 24055808. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2405580819300184>

- [11] MYRON, Yanoff a Duker JAY S. *Ophthalmology*. 3rd ed. St Louis, United States: Elsevier - Health Sciences Division, 2009. ISBN 978-0-323-04332-8.
- [12] FRIEDMAN, Neil J. a Peter K. KAISER. *Essentials of ophthalmology*. Philadelphia: Saunders Elsevier, 2007. ISBN 978-1416029076.
- [13] POZLEROVÁ, Jana, Jana NEKOLOVÁ, Nad'a JIRÁSKOVÁ a Pavel ROZSÍVAL. Hodnocení opacit zadního pouzdra u různých typů umělých nitroočních čoček. *Česká a slovenská oftalmologie* [online]. 2009, **65**(1) [cit. 2019-12-14]. ISSN 1805-4447. Dostupné z: <http://www.prolekare.cz/ceska-slovenska-oftalmologie-clanek?id=2326>
- [14] Snímky elektronového mikroskopu na hranolovém profilu IOL PhacoFlex SI-40 (vlevo) a ClariFlex OptiEdge IOL (vpravo). In: BUEHL, Wolf, Rupert MENAPACE, Stefan SACU, Katharina KRIECHBAUM, Christina KOEPPL, Matthias WIRTITSCH, Michael GEORGOPOULOS a Oliver FINDL. *Effect of a silicone intraocular lens with a sharp posterior optic edge on posterior capsule opacification*. 2004, **30**(8), 1661-1667. DOI: 10.1016/j.jcrs.2004.02.051. ISSN 08863350. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0886335004002354>
- [15] CHEN, Hung-Chi, Chia-Yi LEE, Chi-Chin SUN, Jing-Yang HUANG, Hung-Yu LIN a Shun-Fa YANG. Risk factors for the occurrence of visual-threatening posterior capsule opacification. *Journal of Translational Medicine*. 2019, **17**(1). DOI: 10.1186/s12967-019-1956-6. ISSN 1479-5876. Dostupné také z: <https://translational-medicine.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12967-019-1956-6>
- [16] JELÍNKOVÁ, Helena. *Lasers for medical applications: diagnostics, therapy, and surgery*. Philadelphia: WP/Woodhead Publishing, 2013. ISBN 978-085-7092-373.
- [17] ALAM, Mohammad. ND: YAG LASER. *The Professional Medical Journal*. 2018, **25**(12), 1848-1851. DOI: 10.29309/TPMJ/18.4743. ISSN 2071-7733. Dostupné také z: <http://www.theprofesional.com/index.php/tpmj/article/view/2205>
- [18] Princip pevnolátkových Nd:YAG laserů - 1064 nm Infra red. *Leonardo technology* [online]. [cit. 2019-12-14]. Dostupné z: <http://www.lt.cz/e-learning/laser/princip-pevnolatkovych-nd-yag-laseru-1064-nm-infra-red>
- [19] *Tango, Ultra Q and Solo Service Manual: Ophthalmic Nd:YAG Lasers*. Issue 2.0.

- [20] KASCHKE, Michael, Karl-Heinz DONNERHACKE a Michael Stefan RILL. *Optical devices in ophthalmology and optometry: technology, design principles, and clinical applications*. Weinheim: Wiley-VCH, c2014. ISBN 978-352-7410-682.
- [21] ALIMANOVIĆ HALILOVIĆ, Emina. Clinical Application of Photodisruptors in Ophthalmology. *Ocular Diseases*. 2012. DOI: 10.5772/48625.
- [22] SAIKA, Shizuya, Liliana WERNER a Frank J. LOVICU. *Lens epithelium and posterior capsular opacification*. New York: Springer, [2014]. ISBN 44-315-4299-X.
- [23] ROY, F. Hampton, Frederick W. FRAUNFELDER a Frederick T. FRAUNFELDER. *Roy and Fraunfelder's Current Ocular Therapy* [online]. 6th Revised edition. London, United Kingdom: Elsevier Health Sciences, 2008 [cit. 2019-12-21]. ISBN 9781416024477. Dostupné z: <https://www.eu.elsevierhealth.com/roy-and-fraunfelders-current-ocular-therapy-9781416024477.html?dmnum=12449>
- [24] ASLAM, Tariq M, Hilary DEVLIN a Baljean DHILLON. Use of Nd: YAG laser capsulotomy. *Survey of Ophthalmology*. 2003, **48**(6), 594-612. DOI: 10.1016/j.survophthal.2003.08.002. ISSN 00396257. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0039625703001127>
- [25] CHANG, Pei-Yao, Chi-Yang LIAN, Jia-Kang WANG, Pei-Yuan SU, Jiun-Yi WANG a Shu-Wen CHANG. Surgical approach affects intraocular lens decentration. *Journal of the Formosan Medical Association*. 2017, **116**(3), 177-184. DOI: 10.1016/j.jfma.2016.04.003. ISSN 09296646. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S092966461630078X>
- [26] CABALLERO, Antonio, Mari Carmen LÓPEZ, Manuel LOSADA, Domingo Pérez FLORES a Magdalena SALINAS. *Long-term decentration of intraocular lenses implanted with envelope capsulotomy and continuous curvilinear capsulotomy: A comparative study*. 1995, **21**(3), 287-292. DOI: 10.1016/S0886-3350(13)80134-4. ISSN 08863350. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0886335013801344>
- [27] KOLARČÍK, Lukáš, Václav DEDEK a Michal PTÁČEK. *Příručka pro sestry v oftalmologii*. Praha: Grada Publishing, 2016. Sestra (Grada). ISBN 978-80-247-5458-1.

- [28] ZEISS VISUCAM fundus cameras. *ZEISS* [online]. [cit. 2019-12-14]. Dostupné z: <https://www.zeiss.com/meditec/int/product-portfolio/retinal-cameras/visucam-fundus-imaging.html>
- [29] VESELÝ, Petr a Pavel BENEŠ. *Vyšetřovací metody v optometrii: a interpretace jejich výsledků v praxi*. Praha: Grada Publishing, 2019. ISBN 978-80-271-2071-0.
- [30] LENSTAR LS 900. *HAAG-STREIT* [online]. [cit. 2019-12-14]. Dostupné z: <https://www.haag-streit.com/haag-streit-usa/products/haag-streit-diagnostics/lenstar-biometry/lenstar-ls-900/>
- [31] ŘEHÁK, Jiří a Matuš REHÁK. *Venózní okluze sítnice*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3480-4.
- [32] Optovue AngioVue / Avanti. *CMI* [online]. [cit. 2019-12-14]. Dostupné z: <https://www.cmi.sk/cs/optovue-angiovue-avanti>
- [33] Spectralis. *Heidelberg Engineering* [online]. [cit. 2019-12-21]. Dostupné z: <https://business-lounge.heidelbergengineering.com/cz/en/products/spectralis/>
- [34] UZEL, Mehmet Murat, Serdar OZATES, Mustafa KOC, Ayse Guzin TASLIPINAR UZEL a Pelin YILMAZBAŞ. Decentration and Tilt of Intraocular Lens after Posterior Capsulotomy. *Seminars in Ophthalmology*. 2017, **33**(6), 766-771. DOI: 10.1080/08820538.2018.1443146. ISSN 0882-0538. Dostupné také z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/08820538.2018.1443146>

Seznam symbolů a zkratek

Seznam zkratek

| Zkratka | Význam |
|---------|---|
| IOL | Nitrooční čočka (<i>Intraocular Lens</i>) |
| PMMA | Polymethylmethakrylát |
| PCO | Opacifikace zadního pouzdra (<i>Posterior Capsular Opacification</i>) |
| LEC | Epiteliální buňky čočky (<i>Lens Epithelial Cells</i>) |
| EMT | Epiteliální mezenchiální transformace (<i>Epithelial Mezenchial Transformation</i>) |
| ECM | Extracelulární matrice |
| VMPD | Věkem podmíněná okulární degenerace |
| Nd:YAG | Neodymem dopovaný yttrio-aluminiový granát |
| DPSS | Diodově buzený pevnolátkový laser (<i>Diode Pump Solid State</i>) |
| CME | Cystoidní makulární edém |
| IOP | Nitrooční tlak (<i>Intraocular pressure</i>) |
| OCT | Optická koherenční tomografie |
| K | Optická mohutnost rohovky |
| WTW | Průměr rohovky |
| AL | Axiální délka (<i>Axial Length</i>) |
| ACD | Hloubka přední komory (<i>Anterior Chamber Depth</i>) |
| CCT | Centrální tloušťka rohovky (<i>Central Corneal Thickness</i>) |
| PWR | Optická mohutnost nitrooční čočky (<i>Power</i>) |

Seznam obrázků

| | |
|---|----|
| Obr. 2.1: Typy IOL [7] | 4 |
| Obr. 2.2: Opacifikace zadního pouzdra (PCO) - proliferáční forma [1]..... | 7 |
| Obr. 2.3: Opacifikace zadního pouzdra (PCO) - fibrózní forma [1]..... | 7 |
| Obr. 2.4: Snímek elektronového mikroskopu na hranovém profilu IOL PhacoFlex (vlevo) a ClariFlex s OptiEdge (vpravo) [14]..... | 9 |
| Obr. 2.5: Zadní laserová kapsulotomie [20] | 13 |
| Obr. 3.1: Přihlášení do programu..... | 22 |
| Obr. 3.2: Úvodní formulář pro vyplnění ID a informací o pacientovi..... | 22 |
| Obr. 3.3: Ukázka stanovení náklonu ve vertikále | 23 |
| Obr. 3.4: Ukázka změny centrace IOL před a po zákroku | 23 |
| Obr. 3.5: Ukázka změny axiální polohy čočky (hloubky přední komory) | 24 |
| Obr. 3.6: Ukázka finálního vyhodnocení změn programem..... | 24 |
| Obr. 3.7: Graf znázorňující zastoupení pravých a levých očí u mužů a žen | 25 |
| Obr. 3.8: Graf rozložení jednotlivých modelů IOL | 25 |
| Obr. 3.9: Graf znázornění posunu IOL | 28 |
| Obr. 3.10: Vztah mezi AL a Δ ACD..... | 29 |

Seznam tabulek

| | |
|---|----|
| Tabulka 3.1: Biometrické a statistické hodnoty celé skupiny pacientů | 26 |
| Tabulka 3.2: Biometrické hodnoty celé skupiny pacientů před a po zákroku | 26 |
| Tabulka 3.3: Průměrné změny hodnot před a po zákroku | 27 |
| Tabulka 3.4: Závislost hodnot před a po zákroku | 28 |
| Tabulka 3.5: Lineární závislost změn IOL na biometrických a statistických údajích | 30 |
| Tabulka 3.6: Lineární závislost změn IOL na biometrických a statistických údajích v absolutní hodnotě | 31 |

Příloha: Tabulka naměřených hodnot celého vzorku pacientů

| počet: 35 | IOL | | | | | | BIOMETRY - before | | | | | | | | | | BIOMETRY after | | | | | |
|-----------|----------|-----|-------|--------|-------|------------------------|-------------------|-------|-------|-------|-----|------|-------|-------|-------|-------|----------------|-------|-------|-------|-------|-------|
| | eye | CAT | YAG | měsíců | model | PWR \varnothing [mm] | AL | sd | CCT | sd | ACD | sd | WtW | K1 | a1 | K2 | AL | sd | ACD | sd | | |
| 1 | F555327 | OP | 19/03 | 20/03 | 12 | MA50BM | 23,0 | 6,5 | 23,06 | 0,017 | 533 | 1,1 | 4,66 | 0,014 | 12,37 | 42,96 | 175 | 44,43 | 23,09 | 0,017 | 4,69 | 0,014 |
| 2 | F445721 | OP | 15/02 | 19/12 | 58 | MA50BM | 24,0 | 6,5 | 21,93 | 0,004 | 478 | 22 | 4,37 | 0 | 12,2 | 45,48 | 102 | 45,99 | 21,94 | 0,029 | 4,43 | 0,009 |
| 3 | M611101 | OL | 16/02 | 20/01 | 47 | MA50BM | 15,0 | 6,5 | 25,6 | 0,008 | 518 | 2,2 | 4,66 | 0,008 | 11,9 | 43,54 | 103 | 44,06 | 25,59 | 0,26 | 4,67 | 0,005 |
| 4 | F495604 | OP | 17/07 | 20/01 | 30 | MI60 | 22,0 | 6,0 | 22,73 | 0,007 | 553 | 1,1 | 5,89 | 0,005 | 12,21 | 44,96 | 25 | 45,99 | 22,72 | 0,003 | 5,89 | 0 |
| 5 | F495604 | OL | 17/07 | 20/01 | 30 | MI60 | 22,0 | 6,0 | 22,7 | 0,005 | 552 | 0,5 | 5,85 | 0,005 | 12,33 | 45 | 140 | 46,03 | 22,69 | 0,003 | 6,08 | 0 |
| 6 | F386017 | OP | 15/06 | 20/01 | 55 | SN60WF | 20,5 | 6,0 | 23,34 | 0,016 | 585 | 0,6 | 4,63 | 0 | 11,73 | 45,01 | 44 | 45,28 | 23,3 | 0,012 | 4,64 | 0 |
| 7 | F386017 | OL | 15/06 | 20/01 | 55 | SN60WF | 20,5 | 6,0 | 23,33 | 0,03 | 576 | 1,8 | 4,82 | 0,009 | 12,12 | 44,59 | 80 | 45,8 | 23,34 | 0,011 | 4,83 | 0,015 |
| 8 | M570501 | OP | 16/06 | 20/01 | 43 | MA50BM | 20,5 | 6,5 | 25,42 | 0,02 | 547 | 2,8 | 4,89 | 0,022 | 12,76 | 39,56 | 136 | 40,31 | 25,41 | 0,05 | 4,91 | 0,005 |
| 9 | M570501 | OL | 16/06 | 20/01 | 43 | MA50BM | 18,5 | 6,5 | 25,76 | 0,039 | 550 | 8,8 | 4,45 | 0,008 | 12,71 | 39,39 | 75 | 41,21 | 25,72 | 0,014 | 5 | 0,004 |
| 10 | F525420 | OL | 16/07 | 20/01 | 42 | SN6ATx | 22,5 | 6,0 | 22,98 | 0,011 | 563 | 0,7 | 4,37 | 0,002 | 11,06 | 43,31 | 37 | 44,5 | 22,94 | 0,004 | 4,38 | 0,01 |
| 11 | M330202 | OL | 14/02 | 20/01 | 71 | SA60AT | 22,0 | 6,0 | 23,32 | 0 | 505 | 0,1 | 4,77 | 0 | 12,45 | 43,01 | 93 | 44,59 | 23,3 | 0,003 | 4,79 | 0,005 |
| 12 | M460621 | OP | 13/03 | 20/02 | 83 | MA50BM | 16,0 | 6,5 | 26,36 | 0,006 | 596 | 0 | 4,78 | 0,006 | 11,94 | 43,02 | 97 | 44,87 | 26,33 | 0,006 | 5,56 | 0 |
| 13 | F325520 | OP | 08/03 | 20/02 | 143 | MA50BM | 21,5 | 6,5 | 23,59 | 0,013 | 514 | 0,06 | 4,6 | 0 | 12,16 | 43,48 | 33 | 43,8 | 23,6 | 0,006 | 4,57 | 0 |
| 14 | F325520 | OL | 08/03 | 20/02 | 143 | MA50BM | 22,0 | 6,5 | 23,62 | 0,02 | 511 | 2,4 | 4,58 | 0 | 12,29 | 42,4 | 139 | 44,3 | 23,59 | 0,006 | 4,59 | 0 |
| 15 | M441127 | op | 15/05 | 20/02 | 57 | SA60AT | 31,0 | 6,0 | 20,36 | 0,006 | 563 | 0,7 | 4,3 | 0 | 12,11 | 43,32 | 0 | 43,32 | 20,35 | 0,011 | 4,35 | 0 |
| 16 | M401129 | OP | 15/05 | 20/02 | 57 | MA50BM | 18,5 | 6,5 | 25,23 | 0,026 | 547 | 2,8 | 4,77 | 0,006 | 11,93 | 43,75 | 79 | 43,94 | 25,21 | 0,001 | 4,82 | 0 |
| 17 | M401129 | OL | 16/06 | 20/02 | 44 | MA50BM | 19,5 | 6,5 | 24,74 | 0,004 | 547 | 1,1 | 4,64 | 0 | 11,78 | 43,43 | 86 | 44,56 | 24,71 | 0,018 | 4,67 | 0,005 |
| 18 | F525724 | OP | 17/01 | 20/02 | 37 | nevime | 6,0 | 23,4 | 0,002 | 530 | 1,1 | 5,57 | 0 | 12,63 | 43,32 | 6 | 44,24 | 23,38 | 0,007 | 5,01 | 0 | |
| 19 | F555602 | OP | 17/09 | 20/02 | 29 | enVista | 24,5 | 6,0 | 22,74 | 0,028 | 592 | 0,7 | 4,3 | 0 | 11,54 | 43,12 | 169 | 44,41 | 22,72 | 0,048 | 4,29 | 0 |
| 20 | M540712] | OL | 18/11 | 20/02 | 15 | MA50BM | 20,5 | 6,5 | 25,28 | 0,017 | 578 | 4,6 | 5,07 | 0,007 | 11,35 | 47,09 | 101 | 49 | 25,29 | 0,001 | 5,1 | 0,005 |
| 21 | F495529 | OL | 09/03 | 20/02 | 131 | AcnTec | 30,0 | 6,0 | 19,96 | 0,011 | 522 | 0,2 | 3,76 | 0,006 | 11,85 | 46,12 | 0 | 46,99 | 19,95 | 0,008 | 3,29 | 0,002 |
| 22 | M480204 | OP | 15/04 | 20/02 | 58 | MA50BM | 21,5 | 6,5 | 25,14 | 0,006 | 604 | 6,9 | 4,71 | 0 | 12,38 | 41,63 | 123 | 42,54 | 25,2 | 0,051 | 4,73 | 0 |
| 23 | F695604 | OP | 16/12 | 20/02 | 38 | MA50BM | 18,5 | 6,5 | 26,48 | 0,004 | 567 | 3 | 5,14 | 0 | 12,77 | 40,82 | 127 | 41,89 | 26,45 | 0,019 | 4,62 | 0 |
| 24 | F585608 | OP | 18/07 | 20/02 | 19 | MA50BM | 12,5 | 6,5 | 25,64 | 0,011 | 558 | 4,4 | 4,84 | 0,001 | 11,72 | 44,1 | 121 | 47,44 | 25,62 | 0,01 | 4,86 | 0 |
| 25 | F585608 | OL | 18/07 | 20/02 | 19 | MA50BM | 15,0 | 6,5 | 25,34 | 0,015 | 571 | 0,6 | 4,75 | 0,011 | 11,91 | 43,33 | 54 | 45,32 | 25,34 | 0,012 | 4,77 | 0,006 |
| 26 | M540606 | OL | 14/01 | 20/02 | 73 | nevime | 6,0 | 24,33 | 0,037 | 584 | 0,3 | 4,74 | 0,023 | 11,63 | 43,78 | 136 | 44,84 | 24,33 | 0,018 | 4,75 | 0,009 | |
| 27 | F515520 | OP | 17/01 | 20/02 | 37 | MA50BM | 20,5 | 6,5 | 23,53 | 0 | 535 | 0 | 4,76 | 0,01 | 11,74 | 41,34 | 50 | 44,23 | 23,54 | 0 | 4,8 | 0,004 |
| 28 | F305806 | OL | 14/02 | 20/02 | 72 | MA50BM | 19,5 | 6,5 | 24,41 | 0 | 539 | 4,7 | 4,65 | 0 | 12,44 | 42,93 | 158 | 43,44 | 24,41 | 0,003 | 4,67 | 0 |
| 29 | F405509 | OP | 15/07 | 20/03 | 56 | MA50BM | 19,0 | 6,5 | 24,39 | 0,14 | 512 | 0,2 | 4,92 | 0,002 | 12,47 | 41,75 | 85 | 43,21 | 24,38 | 0,015 | 4,95 | 0,003 |
| 30 | F455614 | OP | 00/01 | 20/03 | 242 | nevime | 6,0 | 27,83 | 0,016 | 552 | 3,9 | 5,57 | 0 | 12,41 | 42,52 | 17 | 44,59 | 27,83 | 0,012 | 5,71 | 0 | |
| 31 | M540607 | OP | 16/01 | 20/03 | 50 | SN60WF | 15,5 | 6,0 | 26,24 | 0,003 | 0 | 0 | 4,79 | 0 | 12,03 | 40,99 | 126 | 41,92 | 25,36 | 0,007 | 4,8 | 0,001 |
| 32 | F625913 | OL | 17/12 | 20/03 | 27 | ASPIRA | 24,0 | 6,0 | 22,52 | 0,01 | 0 | 0 | 4,12 | 0 | 11,4 | 43,13 | 74 | 44,24 | 22,51 | 0,008 | 4,12 | 0,006 |
| 33 | F516206 | OP | 15/04 | 20/03 | 59 | MA50BM | 20,0 | 6,5 | 25,11 | 0,01 | 554 | 4,5 | 4,48 | 0 | 11,87 | 42,13 | 95 | 42,53 | 25,11 | 0,006 | 4,5 | 0,003 |
| 34 | M480621 | OP | 16/05 | 20/03 | 46 | MA50BM | 18,5 | 6,5 | 25,66 | 0,007 | 537 | 1,6 | 5,02 | 0,008 | 12,56 | 38,39 | 63 | 40,04 | 25,66 | 0,009 | 5,01 | 0,002 |
| 35 | M480621 | OL | 16/04 | 20/03 | 47 | MA50BM | 15,5 | 6,5 | 27,82 | 0,019 | 538 | 6 | 5,09 | 0,004 | 12,45 | 39,54 | 78 | 40,71 | 27,81 | 0,008 | 5,03 | 0,001 |

| počet: 35 | | eye | B2IOL | | TILT before | | TILT after | | vector of centration before | | vector of centration after | |
|-----------|------------|-----|-------|-----|-------------|-----|------------|-----|-----------------------------|-------|----------------------------|-------|
| | | | H | V | H | V | H | V | x | y | x | y |
| 1 | F555327chl | OP | 47 | 8 | 4 | 180 | 4 | 180 | -0,43 | 0,18 | -0,64 | 0,14 |
| 2 | F445721kos | OP | 789 | 727 | 4 | 2 | 3 | 2 | -0,07 | 0,18 | 0 | 0,11 |
| 3 | M611101dav | OL | 94 | 109 | 178 | 1 | 178 | 1 | 0,14 | -0,25 | 0,14 | -0,28 |
| 4 | F495604ste | OP | 125 | 14 | 6 | 3 | 5 | 3 | -0,38 | 0,35 | -0,31 | 0,31 |
| 5 | F495604ste | OL | 78 | 13 | 177 | 3 | 178 | 3 | 0,14 | 0,03 | 0,2 | 0,07 |
| 6 | F386017smr | OP | 195 | 188 | 4 | 1 | 4 | 2 | -0,21 | 0,17 | -0,14 | 0,28 |
| 7 | F386017smr | OL | 0 | 0 | 176 | 1 | 178 | 2 | 0,17 | 0 | 0,21 | 0,03 |
| 8 | M570501ros | OP | 133 | 14 | 4 | 0 | 4 | 0 | -0,11 | 0,14 | -0,11 | 0,18 |
| 9 | M570501ros | OL | 0 | 86 | 177 | 0 | 177 | 0 | -0,04 | 0,21 | 0 | 0,18 |
| 10 | F525420chm | OL | 26 | 273 | 176 | 1 | 176 | 2 | 0,17 | 0,1 | 0 | 0,21 |
| 11 | M330202ziz | OL | 33 | 32 | 2 | 0 | 2 | 1 | -0,55 | -0,1 | -0,35 | -0,03 |
| 12 | M460621vec | OP | 47 | 0 | 2 | 1 | 2 | 1 | 0,26 | 0,22 | 0,21 | 0,21 |
| 13 | F325520mar | OP | 0 | 0 | 4 | 2 | 3 | 2 | -0,38 | 0,12 | -0,27 | 0,08 |
| 14 | F325520mar | OL | 70 | 133 | 176 | 2 | 176 | 2 | 0,04 | 0,11 | 0,08 | 0,15 |
| 15 | M441127sch | op | 328 | 203 | 7 | 1 | 6 | 0 | | | | |
| 16 | M401129bre | OP | 26 | 20 | 0 | 1 | 0 | 1 | 0,59 | 0,07 | 0,66 | 0 |
| 17 | M401129bre | OL | 7 | 8 | 1 | 1 | 1 | 1 | -0,39 | 0,07 | -0,52 | 0,24 |
| 18 | F525724hej | OP | 102 | 125 | 5 | 3 | 4 | 4 | -0,04 | 0,11 | -0,11 | 0,11 |
| 19 | F555602van | OP | 109 | 102 | 4 | 1 | 3 | 1 | -0,58 | 0,11 | -0,48 | 0,17 |
| 20 | M540712jel | OL | 0 | 0 | 2 | 2 | 4 | 2 | | | | |
| 21 | F495529kre | OL | 0 | 0 | 176 | 180 | 175 | 180 | | | | |
| 22 | M480204der | OP | 109 | 16 | 2 | 1 | 2 | 1 | -0,18 | 0 | -0,25 | 0,04 |
| 23 | F695604mat | OP | 7 | 117 | 1 | 2 | 179 | 2 | -0,39 | 0,57 | -0,32 | 0,71 |
| 24 | F585608spa | OP | 117 | 78 | 0 | 0 | 1 | 0 | | | | |
| 25 | F585608spa | OL | 0 | 0 | 178 | 0 | 178 | 0 | | | | |
| 26 | M540606ant | OL | 273 | 250 | 175 | 2 | 176 | 2 | | | | |
| 27 | F515520sov | OP | 94 | 3 | 2 | 1 | 2 | 1 | -0,1 | 0,27 | -0,32 | 0,25 |
| 28 | F305806erh | OL | 0 | 0 | 178 | 0 | 177 | 1 | | | | |
| 29 | F405509bar | OP | 5 | 5 | 2 | 1 | 1 | 1 | -0,49 | 0,25 | -0,58 | 0,22 |
| 30 | F455614pic | OP | 133 | 133 | 4 | 1 | 4 | 0 | -0,13 | -0,19 | -0,03 | 0,03 |
| 31 | M540607kot | OP | 9 | 7 | 3 | 2 | 3 | 2 | | | | |
| 32 | F625913pro | OL | 117 | 14 | 175 | 1 | 175 | 1 | -0,38 | 0,31 | -0,42 | 0,31 |
| 33 | F516206kov | OP | 8 | 39 | 2 | 1 | 2 | 1 | -0,52 | 0,41 | -0,65 | 0,54 |
| 34 | M480621kra | OP | 242 | 25 | 3 | 2 | 3 | 2 | -0,18 | 0,18 | -0,14 | 0,22 |
| 35 | M480621kra | OL | 7 | 39 | 178 | 0 | 178 | 1 | -0,21 | -0,14 | -0,18 | -0,07 |