

PŘÍRODOVĚDECKÁ FAKULTA UNIVERZITY PALACKÉHO V OLOMOUCI  
KATEDRA OPTIKY



**REFRAKČNÍ OPERACE PROVÁDĚNÉ  
FEMTOSEKUNDOVÝM LASEREM**

Diplomová práce

Vypracovala:

Bc. Tereza Medková

N 5345 Specializace ve zdravotnictví

OPTOMETRIE

studijní rok 2012/2013

Vedoucí diplomové práce:

RNDr. Mgr. František Pluháček, Ph.D

### **Čestné prohlášení**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod vedením RNDr. Mgr. Františka Pluháčka, Ph.D., za použití literatury uvedené v závěru práce.

V Olomouci dne: 26. 5. 2013

.....

Bc. Tereza Medková

**Poděkování:**

Děkuji vedoucímu práce RNDr. Mgr. Františkovi Pluháčkovi, PhD. za konzultace a cenné rady při zpracování diplomové práce. Dále MUDr. Uranie Tavandzi a Mgr. Petře Drtilové z Evropské oční kliniky LEXUM v Ostravě za vstřícnost a poskytnutí anonymních údajů o klientech pro zpracování praktické části.

Diplomová práce byla podpořena z projektu PřF UP č. PrF\_2012\_014.

## Obsah diplomové práce

<b>ÚVOD</b> .....	6
<b>1 Anatomie rohovky</b> .....	8
1. 2 Fyziologie rohovky .....	9
<b>2 Možnosti refrakční chirurgie</b> .....	10
2. 1 Nelaserové refrakční zákroky .....	11
2. 1. 1 Incizní refrakční zákroky .....	11
2. 1. 2 Neincizní refrakční zákroky.....	11
2. 2 Laserové refrakční zákroky na rohovce.....	13
2. 2. 1 Laserové zákroky pod epitelem .....	12
2. 2. 2 Laserové zákroky ve stromatu .....	15
<b>3 Indikace, kontraindikace a komplikace</b> .....	16
3. 1 Indikace.....	16
3. 1. 1 Vstupní vyšetření .....	16
3. 2 Kontraindikace.....	18
3. 3 Komplikace .....	18
3. 3. 1 Komplikace související s tvorbou flapu.....	20
<b>4 Historie rohovkové refrakční chirurgie</b> .....	24
<b>5 Využití femtosekundového laseru v refrakční chirurgii</b> .....	22
5. 1 Princip femtosekundového laseru .....	22
5. 2 Refrakční chirurgie femtoLASIK a „All in one“.....	23
5. 2. 1 Techniky FLEx a SMILE .....	24
5. 3. 1 Průběh refrakčních zákroku metody „all in one“ a femtoLASIK .....	27
5. 4 Komerčně dostupné femtosekundové lasery .....	29
<b>6 Vliv refrakčních zákroků na aberace oka</b> .....	32
6. 1 Vliv aberací vyšších řádů na vidění .....	37
<b>7 Praktická část</b> .....	38
7. 1 Charakteristika souboru a metodika .....	38
7. 2 Výsledky .....	40
7. 3 Diskuze k výsledkům praktické části.....	45
<b>Závěr</b> .....	46
<b>Seznam obrázků a tabulek</b> .....	48

<b>Použitá literatura .....</b>	<b>50</b>
---------------------------------	-----------

# ÚVOD

Refrakční chirurgie se stala samostatným oborem očního lékařství, které za pomoci mikrochirurgického zákroku na rohovce nebo na oční čočce eliminuje refrakční vady oka. U refrakční chirurgie prováděné na rohovce se nejedná o léčbu určité refrakční vady oka, ale pouze o plastiku neboli remodelaci rohovkové tkáně, která takovým zásahem bývá dosti stresována. Pokud bychom neznali její anatomické vlastnosti a fyziologické potřeby, mohl by ji refrakční zákrok ohrozit natolik, že by mohlo dojít až ke ztrátě zraku.

Jako každý obor medicíny, tak i refrakční chirurgie prošla vývojem. Za poslední desítku let byl velmi úspěšný a díky tomu se začaly používat nové laserové techniky. Tyto techniky jsou čím dál více šetrnější a komfortnější. U nejmodernějších laserových zákroků se nevytváří rohovková lamela ostrou žiletkou, ale pomocí velmi přesného femtosekundového laseru, který ve spojení s moderními technikami refrakčních zákroků redukuje vznik možných komplikací.

Avšak zde nejde jen o samostatný laserový výkon na rohovce. Refrakční chirurgie se neobejde bez celé řady speciálních předoperačních vyšetření, které nám potvrzují indikaci k samotnému zákroku nebo naopak, odhalují problematiku, která nedovolí zákrok podstoupit. V posledních letech se spekuluje o tom, jestli díky detailnímu předoperačnímu screeningu před laserovým zákrokem bylo zachyceno větší počet rohovek s keratokonem nebo zdali se tato degenerace rohovky populačně zvyšuje. Tato degenerace rohovky nedovoluje podstoupení refrakčního výkonu. Nesmíme opomenout význam předoperační anamnézy a důležitost stanovení precizní korekce optometristou. Předoperační vyšetření se vztahuje i na měření aberací vyšších řádů, bez kterého se současná moderní laserová chirurgie neobejde.

Snad i díky laserovým refrakčním operacím prováděným na rohovce se zařadila mezi tři klasické ametropie jedna další a to pod názvem aberopie. Jde o moderní přístup k analýze a korekci vad oka. Aberopie popisuje a mapuje nejen tzv. nízké vady oka, jako je sférická a astigmatická vada, ale i jejich vyšší úrovně tzv. aberace vyšších řádů. Aberace vyšších řádů mohou ovlivnit zrakovou pooperační kvalitu laserových zákroků, zejména u těch zákroků, při kterých vzniká rohovková lamela.

Cílem diplomové práce je v teoretické části popsat moderní rohovkovou refrakční chirurgii se zaměřením na zákroky prováděné femtosekundovým laserem. Praktická část diplomové práce analyzuje vliv tloušťky rohovkové lamely separované pomocí femtosekundového laseru na aberace vyšších řádů po provedeném refrakčním zákroku.

# 1 Anatomie rohovky

Nezbytnou součástí refrakční chirurgie je znalost anatomie a fyziologie rohovky. Tato kapitola Vás stručně seznámí s jejími vlastnostmi, anatomii a fyziologií.

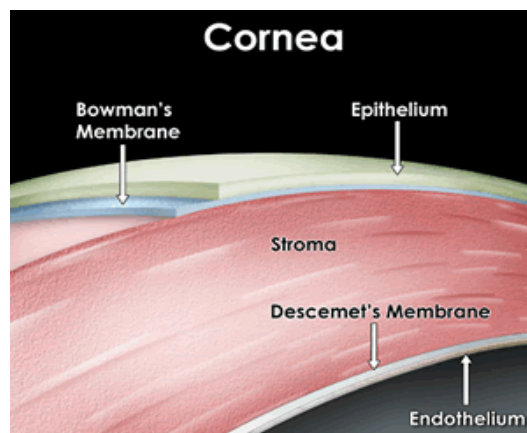
Rohovka patří do předního segmentu oka, kde svojí plochou zabírá asi 7 %. Spolu se slzným filmem tvoří první prostředí oka, na kterém se lámou paprsky. Díky rozdílným indexům lomu vzduchu  $n = 1$  a rohovky  $n = 1,336$ , průhlednosti a zakřivení je její lomivost asi 43 D. Optické vlastnosti rohovky jsou podporovány slzným filmem, který vyrovnává mikroskopické nerovnosti na povrchu a tím zajišťuje její hladkost. [1,2]

Plochu rohovky lze prezentovat čtyřmi zónami. Centrální oblast o průměru 4 mm vykazuje sférickou plochu, která zajišťuje hladký průchod paprsků. V další paracentrální části se její zakřivení začíná změnšovat. Periferní část je asférická nejvíce. Do čtvrté zóny řadíme limbus, ve kterém periferní okraj přechází ve spojivkovou tkáň. [1,3]

Rohovka je označována jako nejcitlivější část lidského těla. Tato bezcévná tkáň obsahuje nemyelizovaná nervová vlákna, která způsobují její velkou citlivost. Nervová vlákna zasahují až do epitelu. Epitel představuje první vrstvu o velikosti 50 – 60  $\mu\text{m}$ , jeho důležitou vlastností je schopnost obnovy. Na epitel naléhá 50 – 100  $\mu\text{m}$  silná vrstva tzv. Bowmanova membrána, která dělí epitel od nejtlustější vrstvy rohovky – stromatu. To tvoří asi 90% rohovkové tkáně. Descementova membrána o síle 10 – 12  $\mu\text{m}$  dělí stroma od poslední vrstvy endotelu. Endotel tvoří jedna vrstva hexagonálních buněk. Nemá schopnost regenerace. Zajišťuje transparentnost rohovky. Počet buněk v endotelu je pro její funkčnost velmi důležitý. Kolem 300 000 buněk bychom měli nalézt u zdravého člověka ve věku kolem 20 – 30 let. Důležité je zjistit stav endotelu před rohovkovým refrakčním zákrokem, který způsobuje stres pro endotelové buňky a mohl by tak ovlivnit celkovou funkci rohovky. Chybný stav endotelu se může projevit nesprávným tvarem hexagonálních buněk (pleomorphismus) nebo nesprávnou velikostí (polymegatimus). Všechny vrstvy rohovky jsou znázorněny na obr. č. 1. [1,2]



Refrakční chirurgie se neobejde bez znalosti tloušťky rohovky. Díky svému zakřivení nemá ve všech místech stejnou tloušťku. Tloušťka centrální zóny odpovídá asi 0,55 mm. Periferie je asférická s okrajovou tloušťkou kolem 0,67 – 1 mm. Centrální tloušťka by se s věkem měnit neměla. Po probuzení je její tloušťka mírně silnější, udává se asi o 2 – 7%. Zvýšená tloušťka rohovky může ukazovat na otok stromatu, např. po nošení kontaktních čoček. Změna její tloušťky je sledována také u přítomnosti tzv. suchých očí, kde s porovnáním normálního stavu oka dochází k 6% změně snížení její tloušťky. [4]



Obr. č. 1 – Vrstvy rohovky

## 1. 2 Fyziologie rohovky

Výživné metabolity jako jsou aminokyseliny a glukóza, získává rohovka třemi cestami. Z limbálních kapilár, z komorové vody a difúzí skrz slzný film. Tato výživa je potřebná pro udržení vnitřní buněčné homeostázy. Glukóza je využívána hlavně aerobní cestou až ze 70 %, výslednými produkty jsou voda a oxid uhličitý. Zbytek tvoří kyselina mléčná. Při sníženém přísunu kyslíku – hypoxii dochází ke snížení glukózy v buňkách rohovky. Tím vzniká buněčný stres. Jedním z příznaků hypoxie je edém epitelu a stromatu. Buněčná smrt nastává při dlouhodobé hypoxii. [5]

## 2 Možnosti refrakční chirurgie

Refrakční vady oka tzv. ametropie, jako jsou myopie, hypermetropie a astigmatismus se mohou korigovat brýlovým sklem, kontaktní čočkou nebo pomocí refrakční chirurgie. Pod pojmem refrakční chirurgie si můžeme představit vnější mikrochirurgický zásah do oka v oblasti rohovky nebo oční čočky s úmyslem eliminovat ametropii. Kapitola se dále podrobněji zabývá rohovkovou refrakční chirurgií. Zákroky na rohovce se provádí pomocí nelaserové a laserové refrakční chirurgie.

### 2.1 Nelaserové refrakční zákroky na rohovce

#### 2.1.1 Incizní refrakční zákroky

Incizní keratotomie patří mezi nelaserové refrakční zákroky. Pomocí povrchových nářezů (incizí) se mění původní zakřivení rohovky. Vzniklé povrchové rány (nářezy) na rohovce se přirozeně hojí a díky tomu dochází ke stabilizaci rohovkového zakřivení. Hojení vzniklých nářezů se pohybuje okolo 3 – 6 měsíců.

Incizní keratotomie se dělí podle nářezů na rohovce na radiální, hexagonální a astigmatické. Radiální incize by se dala považovat za zlom v moderní refrakční chirurgii. Byla aplikována při vyšších stupních myopie. Dnes už se prakticky nevyužívá. Hexagonální keratotomie vznikla jako alternativa ke korekci hypermetropie. Tato metoda se v praxi neosvědčila. Jediná keratotomie, která se v současnosti uplatňuje je poslední ze tří uvedených možností – astigmatická. Je využívána v kombinaci s jinými operačními zásahy například při kataraktě. Konečný výsledek je ovlivněn těmito faktory: věk, hloubka incizí, šíře optické zóny a počet nářezů. Záleží však také na samotném profilu rohovky a na její tloušťce. Roli zde může hrát i nitrooční tlak.

Princip astigmatické keratotomie spočívá v provedení astigmatických nářezů a následném oploštění rohovky, viz obr. č. 2. Řez je veden vždy v jejím nejstrmějším meridiánu. Výsledek záleží na šíři optické zóny a věku pacienta. Nejčastěji se využívá

optická zóna o 6 mm, pokud se zmenší, hrozí nežádoucí difrakční efekty. Při větší optické zóně by docházelo k poklesu efektivity astigmatické keratotomie.



*Obr. č. 2 – Astigmatická keratotomie*

Při posunutí optické zóny k chirurgickému limbu rohovky jde již o tzv. limbální relaxační incizi (LRI), při které je optická zóna dostačující a optické fenomény se tím eliminují na minimum. Korekční efekt při této refrakční chirurgii jsou pouze tři dioptrie.

Věk pacienta má význam v elasticitě rohovky. U mladého člověka, je její elasticita vyšší a tím se zmenšuje výsledný efekt keratotomie. U staršího pacienta je tomu naopak. Čím menší elasticita, tím je výsledný efekt stabilnější. Astigmatickou keratotomií napravujeme pouze rohovkový astigmatismus. Proto jsou důležitá předoperační vyšetření. Mezi základní vyšetření patří keratometrie, základní osy astigmatismu a pachymetrie. Díky výsledkům z autorefraktokeratometru a topografu se určí, zdali se jedná o astigmatismus rohovkový, čočkový nebo jejich kombinaci. Další důležitá předoperační kontrola probíhá na topografickém přístroji. Topograf nám podrobněji vyhodnotí astigmatismus v několika optických zónách a ukáže nám, jestli se jedná o astigmatismus nepravidelný nebo pravidelný. Pro keratotomii je kontraindikací keratokonus, který pomocí topografického vyšetření může být včasné odhalen a následně léčen. [1]

### **2. 1. 2 Neincizní refrakční zákroky**

Další možností korekce vad refrakční chirurgií jsou tzv. intrastromální rohovkové kroužky. Princip těchto implantátů spočívá v oploštění centrální optické zóny rohovky. Touto metodou se koriguje lehká a střední myopie. Kroužky se zavádí v periferii rohovky asi ve 2/3 její tloušťky. Pro tento typ refrakčního zákroku se mohou využít dva typy kroužků. První typ je kroužek, který je kruhovitý. Druhým typem jsou

tzv. segmenty, které nezabírají konfiguraci 360 stupňů jako v prvním případě, ale jsou rozděleny do dvou půlkruhů ve 150 stupních. Nevýhodou zákroku může být navození nepravidelného astigmatismu.

Mezi neincizní zákroky se řadí také lamelární refrakční chirurgie a intrakorneální čočky. V prvním případě se využívá dárcovské nebo syntetické lamely pro korekci refrakční vady. Tato refrakční metoda se spíše využívá při kombinaci refrakční vady nebo jiného onemocnění rohovky např. při keratokonu nebo keratoglobu.

Intrakorneální čočka se původně používala při korekci afakie (stav oka bez oční čočky), následně vznikla myšlenka korekce refrakční vady. V 80 % tloušťce rohovky se vytvoří rohovková kapsa, do které se vloží z umělých materiálů vytvořená čočka. Pro větší množství komplikací se tato metoda dnes nevyužívá. Vzniklé komplikace byly např. opouzdření cizorodého materiálu a následné zakalení rohovky nebo vznik neovaskularizace. V současné době probíhají studie pro zdokonalení této metody. [1, 11]

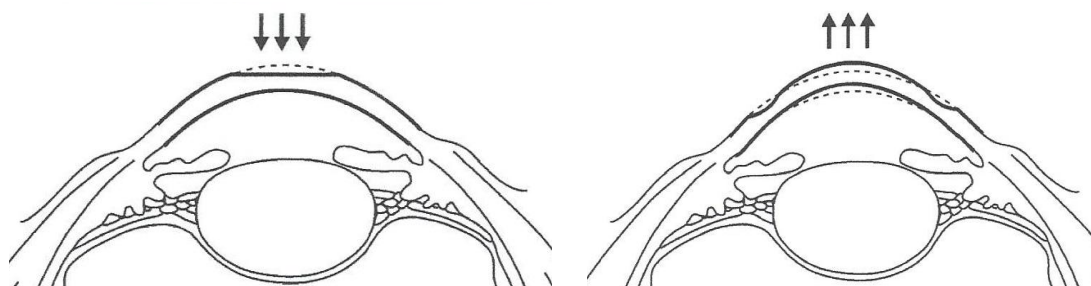
## **2. 2 Laserové refrakční zákroky na rohovce**

Při laserovém refrakčním zákroku na rohovce zastupuje důležitou roli laser, který podle druhu refrakční vady modeluje rohovku, tak aby paprsky dopadaly na sítnici a tím zajistily ostrý obraz pozorovaného předmětu. Podle toho, v jaké rovině tkáň laser působí, můžeme rohovkové zákroky rozdělit na zákroky pod povrchem neboli stromální zákroky a na zákroky na povrchu neboli pod epitelem. V současné době využívá oftalmologie dva druhy laserů. Jaký typ laseru bude zvolen pro korekci refrakční vady, záleží na výběru operační techniky. Jedná se o laser excimerový a laser femtosekundovým. Při refrakčních operacích se využívá jeden typ laseru nebo jejich kombinace. Techniky jsou níže v textu uvedeny a popsány.

### **2. 2. 1 Laserové zákroky pod epitelem**

Pro následující tři techniky se využívá jeden druh laseru. Excimerové lasery patří do třídy speciálních plynových laserů. V refrakční chirurgii je to konkrétně argon-fluoridový laser, který ke svému výkonu potřebuje buzení elektrickým výbojem.

Aktivní člen generující záření je tzv. excimer, tj. molekula v excitovaném neboli ve vybuzeném stavu, a dimer představuje molekulu složenou ze dvou stejných atomů. Tyto molekuly v excitovaném stavu mezi sebou vytváří pevné chemické stavby. Excimerové lasery pracují v ultrafialové oblasti. Argon-fluoridový excimerový laser vykazuje záření o vlnové délce 193 nm a velikost laserového paprsku se pohybuje okolo 0,68 mm. Díky tomuto záření dochází k lineární absorpci energie k tzv. fotoablaci (odstranění určené rohovkové tkáně) bez deformace a poškození okolní tkáně. Tkáň po fotoablaci vykazuje hladký povrch. Síla každého pulsu dokáže odstranit 0,25  $\mu\text{m}$  rohovkové tkáně. Platí zde přímá úměrnost mezi množstvím odstraněné tkáně a velikostí refrakční vady – čím vyšší je dioptrická vada, tím více tkáně se odstraňuje. U myopické vady se oplošťuje centrum rohovky fotoablací, tak aby se změnilo její zakřivení na více ploché. U hypermetropické vady se naopak pracuje s periferií rohovky, tak aby centrální zóna byla lámavější. (více zakřivenější) – obr. č. 3. U astigmatismu se mění zakřivení rohovky v určených osách, tak aby se paprsky lámaly na sítnici. [1,6]



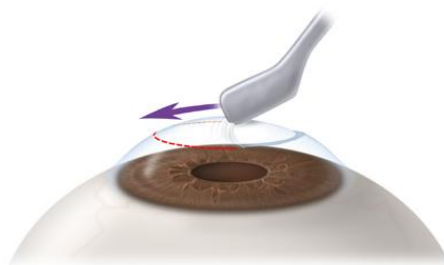
*Obr. č. 3 – Profil myopické (zleva) a hypermetropické rohovky po fotoablaci*

Laserové techniky využívající právě excimerový laser pod epitelem rohovky jsou PRK (Photorefractive Keratectomy), LASEK (Laser-assited Subepithelial Keratectomy) a Epi-LASIK (Ephitelial Laser in Situ Keratomileusis).

Princip metody PRK spočívá v chemickém nebo mechanickém odstranění epiteliální vrstvy rohovky (viz obr. č. 4) s následnou fotoablací rohovkové tkáně excimerovým laserem. Tento laser působí na rohovku od Bowmanovy membrány, která leží pod epitelem. Po ukončení laserového zákroku se na oko nasazuje krycí kontaktní čočka [1,6]

Nejnovější metoda pro odstranění epitelové vrstvy využívá k sejmutí epitelu excimerový laser. Poté následuje opět fotoablace rohovkové tkáně. Jde zcela o neinvazivní zákrok, ke kterému není potřeba žádný nástroj pro zásah do oka. V tomto případě je rychlejší rekonvalescence než u prvních dvou případů. Bolestivost při hojení je výrazně nižší. Pro porovnání u chemické nebo mechanické abraze (odstranění) epitelu je zapotřebí cca 4 dny pro zhojení povrchového epitelu a u tzv. No touch PRK vychází zhojení epitelové vrstvy na cca 1 den. Výhodou metody PRK je její možnost použití u tenkých rohovek, ale ne vysokých refrakčních vad. Výhodou je malé procento vzniku syndromu suchého oka a nejsou zde žádné komplikace s rohovkovou lamelou tzv. flapem, který se může pokrčit, poškodit nebo zde hrozí vrůstání epitelových buněk pod rohovku. Pro úplnost je potřeba zmínit, že metoda PRK lze provést v rozsahu u myopie do sph -7,0 D u hypermetropie do sph +3,0 D a astigmatismus do cyl  $\pm 3,0$  D. [1, 4, 7]

U dalších metod již dochází k vytvoření epitelového laloku tzv. epitelového flapu. U metody LASEK za pomoci kroužku tzv. markeru a 18% alkoholu. Alkohol se aplikuje dovnitř markeru, kde se nechá kolem 30 vteřin působit, poté se odsaje a rohovka osuší. Následuje vytvoření epitelového flapu tupým nástrojem. Epitelový flap drží pevně v oblasti stopky (hinge) se zbytkem rohovky. Po následné fotoablacii excimerovým laserem se flap přiklopí zpět na rohovku a vyhladí se. Epitelový flap je po působení alkoholu o něco menší, uvádí se, že po jeho působení přežívá přibližně 50% epitelových buněk. V případě refrakční operace Epi-LASIK už se flap neodděluje za pomoci alkoholu. Separuje se pomocí tupého břitu. Před odstraněním epitelu je rohovka označena markerem. Rozpětí dioptrií pro tuto operační techniku je stejný jako u PRK. Zhojení epitelu nebývá tak bolestivé jako u PRK. [1]



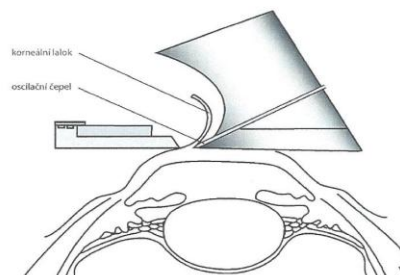
*Obr. č. 4 - Mechanické odstranění epitelu pomocí tupého nástroje*

## 2. 2. 2 Laserové zákroky ve stromatu

Od předchozí skupiny se liší způsobem oddělení rohovkového epitelu – rohovkové lamely (flapu) od zbytku rohovky a místem působení excimerového nebo femtosekundového laseru. Do této skupiny se řadí refrakční operace LASIK (Laser in Situ Keratomileusis), FemtoLASIK a tzv. „All in one“ metoda, která se provádí pouze femtosekundovým laserem. Femtosekundový laser a jím prováděné refrakční zákroky jsou popsány v samostatné kapitole 5.

Operační metoda LASIK využívá k modelaci rohovky také excimerový laser, který působí ve stromální části rohovky ležící pod Bowmanovou membránou. Metoda LASIK se stala velmi oblíbenou laserovou refrakční operací díky rychlé visuální rekonvalescenci a pro bezbolestnost při hojení po zákroku. Rohovkový flap už neobsahuje pouze epitelovou část rohovky, ale je v něm zahrnuta i část stromální jde o tzv. epitelostromální flap o tloušťce cca 130 až 160  $\mu\text{m}$ . K separaci takového flapu se u LASIKU využívá zařízení nazývané mikrokeratom viz obr. č. 5. Jedná se o ostrý nůž (žiletku), který svými rychlými oscilačními pohyby umožní ostré oddělení epistromální části od zbytku rohovky. Flap není od rohovky odříznut úplně, ale drží v místě stopky (hinge) pevně s rohovkou. U mikrokeratomu je možné nastavení tloušťky flapu na 130 až 180  $\mu\text{m}$ . Při hodnotách menších jak 100  $\mu\text{m}$  neobsahuje rohovková lamela téměř žádnou stromální část, a tak se můžeme setkat s označením metody jako SBK - Sub-Bowmans Keratomileusis. [1, 6]

Důležitý je výpočet pro fotoablaci tkáně. Základ nedotčené rohovky tvoří 250  $\mu\text{m}$ . Součtem této hodnoty s hodnotou nastavenou na mikrokeratomu získáme výsledek, který následně odečteme od nejmenší naměřené pachymetrie rohovky. Výsledek vyjadřuje maximální možnou hloubku fotoablace. Pokud je rohovka tenká a výsledná hodnota nedovoluje provést zákrok, musí se vybrat jiný typ refrakčního zákroku (pokud lze) nebo je refrakční zákrok pro tenkou rohovku kontraindikován. [1]



Obr. č. 5 – Princip mikrokeratomu

## **3 Indikace, kontraindikace a komplikace**

### **3. 1 Indikace a vstupní vyšetření**

K indikaci laserového refrakčního zákroku na rohovce je nutné, aby bylo pacientovi více jak 18 let a měl již stabilní refrakční vadu. To znamená, že za posledních dvanáct měsíců nebyla naměřena změna korekce 0,25 – 0,50 D. K doporučení refrakčního zákroku je potřeba, aby pacient prošel podrobným a komplexním vyšetřením. Vyšetření jsou prováděna speciálními diagnostickými přístroji. Na jejich základě je stanoven typ refrakčního laserového zákroku a plán postupu. [1]

#### **3. 1. 1 Vstupní vyšetření**

První a velmi důležité vstupní vyšetření je osobní a rodinná anamnéza pacienta především ta oftalmologická. Informace o hojení ran a alergii jsou další potřebné údaje.

Měření refrakčního stavu oka a stanovení následné korekce spadá do velmi důležitých částí předoperačního vyšetření. Hraje zde i roli porovnání korigovaného a nekorigovaného vizu, aby se vyloučila amblyopie. Měří se jak hodnota manifestní refrakce, tak i refrakce s vyloučením akomodačního úsilí tzv. refrakce v cykloplegii. Vyšetření v cykloplegii se provádí nejen u hypermetropických očí, ale i u myopických. Poté se obě hodnoty porovnají a stanoví se nejlepší možná korekce, aby nedošlo po zákroku k překorigování nebo podkorigování pacienta.

Při vyšetření předního segmentu oka na štěrbinové lampě se pozoruje průhlednost očních médií, stav slzného filmu (míra slzení), očních víček a postavení řas. U rohovky je zaměřena pozornost na vaskularizaci a stavbu jednotlivých vrstev. Pozoruje se vzhled duhovky, reakce a šíře zornice. Měří se hodnota nitroočního tlaku.

Dále vyšetření probíhá pomocí specializovaných přístrojů. Výstup z topografu ukazuje mapu rohovky, která detailně popisuje zakřivení rohovky a osy astigmatismu. Odhaluje degenerativní onemocnění rohovky např. keratokonus. Včetně topografu existují i další moderní přístroje pro její analýzu např. Orbscan nebo Pentacam. Pomocí

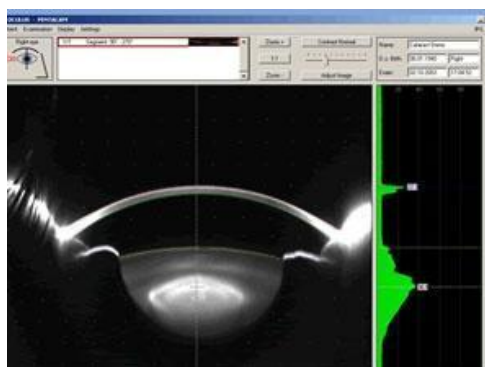


těchto přístrojů se může zjistit bezkontaktně tloušťka rohovky v různém bodě nebo mapa její zadní plochy a hloubka přední komory. Díky tomu jsou lépe diagnostikovaná velmi raná stádia keratokonu. [1]

Dalším vstupním vyšetřením je pachymetrie, neboli měření tloušťky rohovky. Může se provádět kontaktně nebo bezkontaktně. Jeden z prvních bezkontaktních pachymetrů byl součástí šterbinové lampy. V současné době se také využívá. Bezkontaktní vyšetření může být provedeno za pomoci přístroje OCT, který využívá principu optické koherence. Další přístroje pro bezkontaktní změření tloušťky rohovky jsou např. Orbscan, který zjistí tloušťku v celém jejím rozsahu a dokáže označit její nejtenčí místo. Takové vyšetření umožňuje rovněž přístroj Pentacam pracující na principu rotující Scheimpflugovy kamery. Výstup z Pentacamu zobrazuje obr. č. 6. [4]

Ultrazvuková pachymetrie je kontaktní záležitost. Sonda se přikládá k anestetizované rohovce. Jde o rychlé měření, kde se ultrazvukový impuls odráží od zadní a přední plochy rohovky. Nutné je kolmé držení v místě doteku, sondou ultrazvuku lze měřit různá místa rohovky. Tento systém je nejvyužívanější při refrakční chirurgii. [4]

Změření tloušťky rohovky patří mezi nejdůležitější úkoly refrakční chirurgie. Tento parametr rozhoduje, o kolik lze tloušťku rohovky opracovat, tak aby se minimalizovala refrakční vada a zároveň se zachovaly její správné fyziologické funkce. Uvádí se, že minimální tloušťka rohovky, která nesmí být při refrakční chirurgii dotčena laserem nebo být mechanicky poškozena, je 250  $\mu\text{m}$ . [1]



*Obr. č. 6 – Měření tloušťky rohovky bezkontaktní metodou pomocí Pentacamu*

Moderní refrakční laserová chirurgie se neobejde bez vyšetření aberací oka. Pomocí výsledných dat tohoto vyšetření se provádí individualizované laserové zákroky. Aberace oka jsou popsány v samostatné kapitole 6.

U vyšších korekčních vad je dobré znát stav sítnice, jestli nedošlo při progresi vady ke změnám očního pozadí. [1]

### **3. 2 Kontraindikace**

Kontraindikace lze rozdělit do dvou skupin. První skupina jsou oftalmologické relativní kontraindikace. Mezi ně můžeme zařadit nestabilní refrakční vadu, akutní, recidivující nebo chronické oční onemocnění. Poúrazové stavy, které mají za následek nepravidelný astigmatismus.

Do druhé skupiny se řadí kontraindikace absolutní. V oční anamnéze to může být herpes simplex, herpes zoster keratitis, syndrom suchého oka, špatný stav endotelových buněk, keratokonus. Podezření na glaukom.

V celkové anamnéze se jedná o autoimunitní onemocnění např. AIDS, diabetes s ním související špatné hojení ran, těhotné nebo kojící ženy a osoby mladší 18 let. Kontraindikací může být i užívání hormonální antikoncepce a hormonální změny v průběhu těhotenství nebo u kojících žen (období laktace). Při těchto hormonálních změnách se mění hydratace rohovky ovlivňující stabilizaci refrakce. [1]

### **3. 3 Komplikace**

Komplikace se u každé laserové refrakční chirurgie mohou projevit v preoperační fázi, časně pooperační a pozdní fázi po zákroku. U laserových zákroků, při nichž je nutná tvorba lamely, mohou vznikat komplikace již v průběhu samotného zákroku. Preoperační komplikace spojené s tvorbou lamely jsou vypsány v samostatné kapitole 3.3.1 nebo jsou konkrétně uvedeny v popisu průběhu refrakční operace. Komplikace vztahující se pro dobu hned po zákroku tedy časně komplikace jsou následující:

- Epitelopatie
- Epiteliální vrůsty
- Bolest
- Lamelární strie

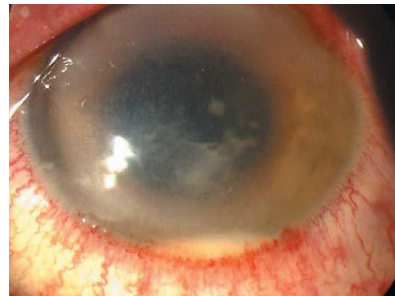
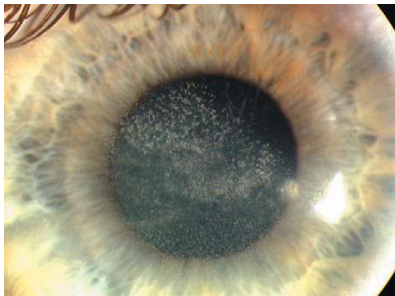
- Difúzní lamelární keratitida – obr. č. 7
- Decentrace lamely (indukovaný astigmatismus)
- Zpomalení hojení epitelu (u PRK)
- Sterilní rohovkové infiltráty
- Infekční keratitida (vzácná)
- Infekce - obr. č. 8
- Cizí tělíska pod lamelou (vinou nedostatečného výplachu)

Nejčastější komplikace po zákroku jsou citlivost na světlo a různé optické fenomény (haló efekty kolem světél, zvýšená kontrastní citlivost při pohledu z okna ven).

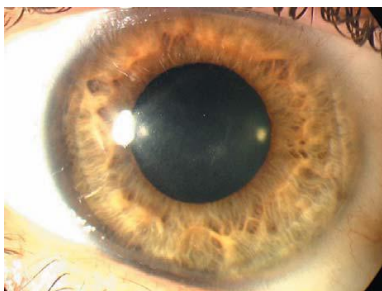
Komplikace pozdní:

- Zjizvení rohovky (haze) – obr. č. 9
- Syndrom recidivující eroze (v periferii)
- Syndrom suchého oka
- Nedostatečný refrakční výsledek (podkorigování, nedokorigování)
- Ektázie (strukturální narušení integrity rohovky vedoucí k myopizaci oka)

[1, 5]



*Obr. č 7 – Difúzní lamelární keratitida    Obr. č. 8 - Infekce pod lamelou*



*Obr. č. 9 – Jizevnaté změny po zánětu*

### **3. 3. 1 Komplikace související s tvorbou rohovkového flapu**

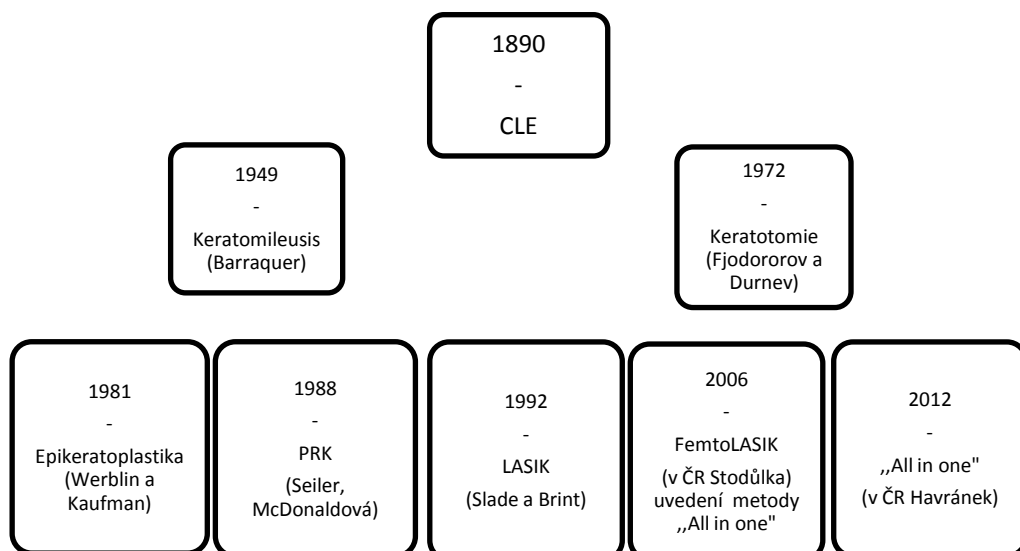
Precizně oddělený flap je základní úkol pro následující úspěšné laserování rohovkové tkáně. Důležitost zaujímá kalkulace tloušťky rohovkového flapu pro fotoablaci rohovkového profilu při určité refrakční vadě. Za poslední roky se výroba mikrokeratomů velmi zdokonalila a jsou s nimi vytvářeny čím dál více dokonalejší rohovkové lamely. Tvorba a separace lamely při resekci mikrokeratomem zůstává nadále největší komplikací, která může nastat v průběhu operace nebo se může projevit jako komplikace po operaci. Je uvedeno [1], že u metody LASIK záleží z 90% zákroku na tvorbě flapu a zbylých 10% je výkon excimerového laseru. [1,8]

Komplikace nastávající v průběhu operace mohou být shrnutí epitelu, vytvoření neúplného, příliš tenkého nebo naopak tlustého flapu, jeho neúplnost nebo dokonce úplné odříznutí rohovkové lamely od zbytku rohovky. Při vytvoření neúplné rohovkové lamely dochází k jejímu nedostatečnému odklopení a tím vzniká malý prostor (malý centrální průměr) pro následnou fotoablaci excimerovým laserem. Tvorba neúplné lamely hrozí při zapadlých očích, kde je špatná manipulace s mikrokeratomem. Metoda LASIK není vhodná u tenkých rohovek a záleží také na keratometrii rohovky. Pokud je rohovka plochá hrozí vytvoření volného flapu a naopak u strmějších rohovek dochází k defektům lamely nebo k její nepravidelné tloušťce. V průběhu zákroku hrozí, že se kroužek fixující mikrokeratom k oku uvolní a ztratí pevnou fixaci v právě probíhajícím řezu. Lamela pak může být následně odříznuta od rohovky úplně. Volný flap je přiložen zpět a pacienti musí počkat až 3 měsíce na opakovaný zákrok. Ke komplikacím, které mohou nastat po operaci LASIK patří dislokace flapu (navození astigmatismu), vrůst epiteliálních buněk pod flap nebo rohovkové strie. Komplikace způsobí prodloužení v zotavení zrakové ostrosti nebo hrozí, že se zraková ostrost nezlepší vůbec, až v nejhorším případě ztrátu vidění. [8]

## 4 Historie rohovkové refrakční chirurgie

Refrakční chirurgie se považuje za relativně mladý obor v odvětví oftalmologie. Od nejstaršího zákroku označovaného jako první refrakční zákrok, uplynulo 123 let. Jednalo se o metodu provedenou vyjmutím čočky z oka tzv. Clear Lens Extraction - CLE. První rohovkový zákrok v refrakční chirurgii byl proveden roku 1949 pomocí techniky keratomileusis. Princip metody spočíval v oddělení centrální rohovkové lamely, která se po zmrazení opracovala na mikrosoustruhu podle typu refrakční vady.

Roku 1983 doktor Munnerly stanovil pro použití excimerového laseru vzorec na změnu refrakčního stavu rohovky. První refrakční zákrok PRK vykonaný excimerovým laserem působící na rohovku, byl proveden na vidoucím oku před 24 lety. Od roku 1990 byla pozornost věnována na rozvoj laserů generujících tak krátké záření, které by mělo zanedbatelný účinek na okolní tkáň. Takováto zařízení se stala známými jako femtosekundové lasery. Poslední nejmodernější možností rohovkové refrakční chirurgie je metoda prováděná pouze femtosekundovým laserem, uváděna pod názvem „All in one“. První metodu „All in one“ představil prof. Walter Sekundo v roce 2006. Roku 2008 byla schválena a představena pod názvem ReLEx (Refractive Lens Extracion). Na obr. č. 10 jsou uvedeny nejdůležitější data refrakční chirurgie. [5,8,9,10]



Obr. č. 10 – Historie refrakční chirurgie v datech

## 5 Využití femtosekundového laseru v refrakční chirurgii

### 5. 1 Princip femtosekundového laseru

Femtosekundový laser se řadí do skupiny laserů s extrémně krátkými pulzy. Doba trvání každého pulsu je  $10^{-15}$  sekund. Jedná se o pevnolátkový laser, který vyzařuje záření v oblasti infračerveného spektra o vlnové délce mezi 1000 – 1600 nm. Pro lidské oko je toto záření neviditelné. Působením laserového paprsku se vytváří zdroj tzv. elektronové plazmy, která způsobuje mikroevaporaci tj. mikrovypařování tkáně v místě působení laserového paprsku. V oftalmologii se femtosekundový laser využívá nejen k refrakčním zákrokům, lze ho uplatnit pro operaci šedého zákalu, při tvorbě rohovkových tunelů a následné aplikaci intrastromálních kroužků (ICRS) nebo při lamelární keratoplastice. [8, 11]

Extrémní krátkost impulsů umožňuje velmi vysokou koncentraci fotonů v každém pulsu. Pokud zasáhne vazbu tkáně takový náraz, dojde k jejímu kaskádovitému odpařování. Odpařovaná tkáň se nazývá mikroplasma a následně po ní vznikají mikrokavitační bubliny. Po jejich kolapsu vzniknou bublinky plynu obsahující vodu a oxid uhličitý a ostatní plyny, které jsou absorbovány v normálním procesu skrz endotelové buňky. [12]

Vyzkoušeny byly také pomalejší lasery, jako jsou např. nanosekundové nebo pikosekundové lasery. Ty vytváří daleko větší kavitační bubliny s většími rázovými vlny způsobující vedlejší negativní účinky na okolní tkáň. Pokud je energie femtosekundového laseru správně nastavena a dodána do rohovky, odpařuje se minimální množství tkáně a vliv na okolí je tak zanedbatelný. [12]

Femtodynamika je optimální systém nastavení femtosekundových laserů spolu s prováděnou operační technikou. Femtosekundové lasery používané v rohovkové chirurgii musí dodávat právě tolik energie do rohovkové tkáně, aby vytvořily adekvátní resekce. Příliš mnoho nebo naopak málo energie může vést k nežádoucím účinkům. Může to být např. vznik neprůhledné vrstvy vytvořené bublinami při mikroevaporaci, obtížné odklopení flapu, difúzní lamelární keratitida nebo přechodná citlivost na světlo. Při resekci rohovkové lamely se musí dbát na její centraci. Decentrací může vzniknout nedostatečné rohovkové lůžko pro následující expozici excimerovým laserem. Pokud

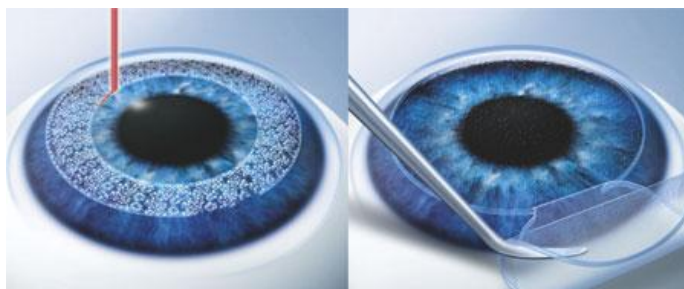
se dbá na správné nastavení laseru, zná se vliv jeho nastavení na rohovkovou tkáň a postupy operačních technik, poskytne femtosekundový laser optimální výsledky bez ohledu na to, že každé oko má své specifické anatomické rysy. [12]

## 5. 2 Refrakční chirurgie femtoLASIK a „All in one“

Poprvé byl femtosekundovým laser použit u metody femtoLasik, kde za pomoci působení jeho velmi krátkých pulsů vzniká rohovková lamela. Takto krátké pulsy mají v určené hloubce rohovky velikost v průměru  $1\mu\text{m}$  a po následné mikrokavitaci se rozšíří do velikosti okolo  $3\mu\text{m}$  a tím způsobují řez tkáně. FemtoLASIK je populární metoda, díky níž se výrazně zpřesnila geometrie rohovkové lamely. FemtoLasik se od klasické metody LASIK liší pouze v separaci rohovkové lamely, která je právě oddělována femtosekundovým laserem. Rohovková lamela je preciznější než lamela, která vznikla pomocí mikrokeratomu.

Všechny metody vytvářející rohovkový flap se potýkají s komplikacemi. Pomocí femtosekundového laseru se komplikace výrazně redukují, jsou vzácné a tvorba flapu je považována za mnohem bezpečnější záležitost. Pokud by hrozilo, že laserový parsek ztratí místo správného zaostření, je okamžitě odkloněn na bezpečné místo. Operatér je poté znovu schopen ho zaměřit a ihned pokračovat bez rizika v zákroku. Po vytvoření flapu pokračuje ve fotoablacii excimerový laser. Průběh operace a předoperační vyšetření také nejsou odlišné. [13]

Tvorba rohovkového flapu femtosekundovým laserem je bezpečnější metoda, která je řízena a kontrolována počítačem. Pacienti se tak mohou vyhnout komplikacím vztahujícím se k tvorbě flapu dělaného pomocí mikrokeratomu viz obr. č. 11.



Obr. č. 11 – Princip oddělení lamely u femtoLASIKU

Metodu femtoLASIK lze ještě rozdělit na dvě podskupiny, femtoLASIK prémium a femtoLASIK optimum. Prémiový zákrok spočívá v jeho individualitě na základě přímého přenosu dat z aberometru do laserového zařízení. Jsou zde spolu s klasickými vadami odstraňovány i aberace vyšších řádů, které mohou negativně ovlivňovat kvalitu vidění (např. zhoršené vidění za tmy, šera nebo haló efekty kolem světelných zdrojů). O nutnosti podstoupení této varianty zákroku rozhoduje výše naměřených aberací vyšších řádu, s kterými pacienty seznámí zkušený oftalmolog.[14]

Femtosekundový zákrok optimum zajišťuje odstranění pouze klasických dioptrických vad bez ohledu na přítomnost aberací vyšších řádů.

Jedením z důvodů výraznější přesnosti femtosekundového laseru je skenování laserového paprsku do tří rozměrného prostoru. V rohovce tím lze vytvořit tři rozměrné narušení tkání. Takto ovládaný laserový paprsek umožňuje vylepšení metody femtoLASIK právě na prémiový zákrok nebo jej lze využít k odstranění refrakční čočky přímo ve stromální části rohovky. Refrakční čočka vytvořená v rohovkovém stromatu femtosekundovým laserem, může být odstraněna buď zvednutím rohovkového flapu podobnému jako u metody LASIK nebo pomocí malého nářezu na rohovce. Tyto techniky extrakce čočky z rohovky jsou známé jako FLEx – Femtosecond Lens Extracion a druhá technika SIMLE – Small Incision Lens Extracion. Obě tyto techniky reprezentují metodu „all in one“ za použití pouze femtosekundového laseru. [13]

### **5. 2. 1 Techniky FLEx a SMILE**

Díky těmto operačním technikám lze provést refrakční zákrok v jednom kroku za pomoci jednoho femtosekundového laseru. Pacientovo lůžko se nemusí přesouvat mezi dvěma typy laserů a díky tomu se doba zákroku zkracuje. Tyto metody mají praktické a ekonomické výhody oproti tradičnímu použití dvou typů laserů. Metody FLEx a SMILE popsané níže vyvinula firma Carl Zeiss s femtosekundovým laserem VisuMax 500. Software laserového zařízení umožňuje výpočet refrakční rohovkové čočky, jejímž následným odstraněním z rohovky dojde ke korekci refrakční vady. Refrakční čočka se vytváří v rohovkovém stromatu stereotaktickou metodou. Odstranění vady probíhá v rohovkovém stromatu, které není tak husté jako Bowmanova membrána. Uvnitř stromatu vytvořená čočka se následně vyjme buďto po odklopení

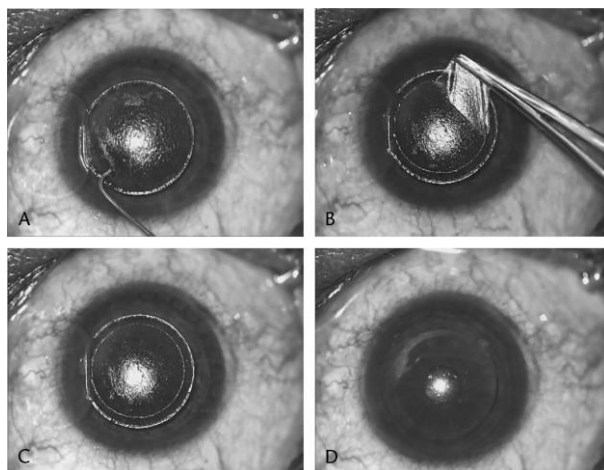


lamely u metody FLEx nebo vytvořeným nářezem u metody SMILE. Lamela i nářez jsou provedeny femtosekundovým laserem. [13]

Obě techniky se provádí pro krátkozrakost od hodnoty -1,5 D do hodnoty -10,0 D sférického ekvivalentu a astigmatismus maximálně do 5,0 D. V současné době existují pouze studie pro zákrok hypermetropických očí. [13]

V obou případech jmenovaných technik jsou vytvořeny čtyři odlišné roviny tkáně pomocí femtosekundového laseru. Do těchto čtyř rovin patří vytvoření zadního povrchu refrakční čočky ve stromatu s předprogramovanými průměry podle vybrané optické zóny. Druhá rovina představuje vertikální okraj refrakční čočky. Třetí rovina tvoří přední plochu refrakční čočky, tato rovina se rozšíří asi o 0,5 mm za požadovanou optickou zónu. Čtvrtá rovina definuje nářez podle operační techniky, u metody FLEx jde o nářez flapu a u metody SMILE o malou asi 4 mm incizi. Celý proces trvá 30 – 35 sekund, záleží však na refrakční vadě, která se koriguje. Přední plocha čočky může být v hloubce okolo 80  $\mu\text{m}$  nebo více, záleží na tloušťce rohovky (stejně jako u LASIKU). Velikost průměru refrakční čočky může být od 5 do 7 mm. Minimální okrajová tloušťka čočky se provádí kolem 10 - 15  $\mu\text{m}$  pro jednodušší manipulaci s čočkovým okrajem.

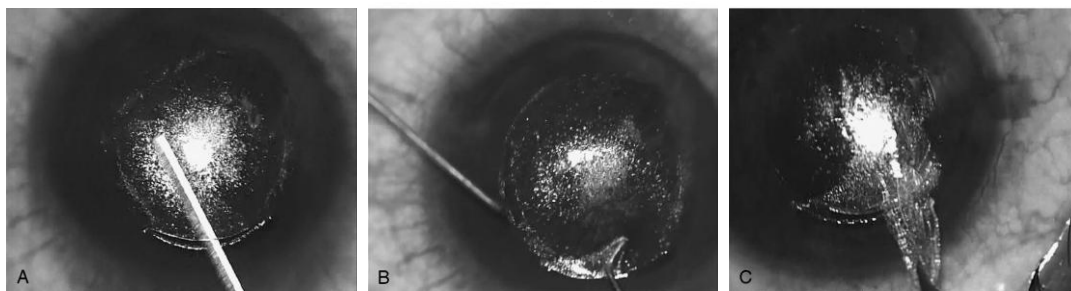
U techniky FLEx se v jednom kroku vytváří rohovkový flap a zároveň stromální refrakční čočka, která se následně odstraní od zbylé stromální části pinzetou. Rohovková lamela je přiložena opět na původní místo. Postup je zobrazen na obr. č. 12. [13]



*Obr. č. 12 – Princip postupu u metody FLEx (A - vytvořený rohovkový flap, B - extrakce refrakční čočky pinzetou, C – zobrazení stromatu po vyjmutí refrakční čočky. D - dokončení techniky po přiložení flapu zpět na místo)*

U techniky SMILE už nedochází k vytvoření rohovkové lamely. Pomocí stereotaktického souřadnicového systému se ve stromatu rohovky za pomoci femtosekundového laseru tvoří refrakční čočka, která je pak následně odstraněna asi 4 mm nářezem nacházejícím se pod horním víčkem. Při vytažení laserem definované refrakční čočky ze stromatu se změní centrální rohovkové zakřivení, a tím dochází ke změně refrakce stejně jako u předchozích laserových operací.

Výhodou SMILE techniky je minimální narušení rohovkových vrstev a přerušení inervace rohovky, z toho vyplývá minimum tvorby komplikací např. suchého oka, světloplachosti, nestabilní refrakce a neporušení povrchových rohovkových vrstev. Operační technika je velmi náročná pro operátora i pro pacienta, který musí maximálně spolupracovat, aby zde byla dokonalá centrace. Nevýhodou může být delší revitalizace zraku po zákroku a to až deset dnů. Na obr. č. 13 je zobrazena metoda SMILE. [10, 13, 15]



*Obr. č. 13 – Princip postupu metody SMILE (A - zobrazení vstupu do vytvořené incize a oddělování předního povrchu refrakční čočky od zbytku rohovky, B - představuje uvolnění zadní části refrakční čočky od stromatu, C - zobrazuje vytažení volné refrakční čočky nářezem v rohovce)*

### 5. 3 Průběh refrakčního zákroku metody „all in one“ a femtoLASIK

Zákrok je prováděn ambulantně v lokální anestezii. Příprava pacienta k operaci spočívá v kontrole jeho vstupního vyšetření. Kontroluje se zde stav subjektivní korekce, topografie rohovky, která se může změnit po vysazení kontaktních čoček před operací. Tvrdé kontaktní čočky by se měly vysadit asi tři týdny před plánovaným zákrokem a měkké kontaktní by se měly vysadit asi týden před zákrokem. U rohovek, které jsou tenčí než 480  $\mu\text{m}$  nebo bude-li jejich tloušťka po zákroku nižší než 400  $\mu\text{m}$ , je zákrok kontraindikován. Hodnota nitroočního tlaku menší jak 7,5 mm Hg nepovoluje rovněž provedení zákroku. Oční víčka se přidržují speciálními držáky, aby nedocházelo k reflexivnímu mrkání. Pokožka očních víček a očního okolí je řádně dezinfikována. Při nachystaném laserovém zařízení včetně pacientových dat, uložených v softwaru laserového zařízení, se upravuje pacientovo lůžko tak, aby se jeho oko dostalo pod kontaktní skleněnou hlavici laserového prostředí při provozu femtosekundového laseru. Celou dobu je zákrok pozorován pod mikroskopem, který umožňuje plnou vizuální kontrolu během celého řízení. Sterilní skleněná laserová hlavice je připojena k laseru a má systém optické clony. Pacient poté sleduje blikající světlo a vzdálenost jeho oka je upravena na rozhraní zakřivené laserové hlavice. Operátor kontroluje vhodnost centrace, při správné centraci je spuštěno sání, které spojí laserovou hlavici s rohovkou. Jakmile je sání v pořádku, spouští se dodání femtosekundových pulsů. U systému VisuMax jsou impulsy dodávány s menší energií než 200 nJ s opakovací pulzní frekvencí 500 kHz. U femtosekundových laserů se také nachází systém eyetrack. Což je zařízení, které sleduje oko a laserový paprsek v průběhu operace. Vyhledává pupilu oka a vypočítává její geometrický střed. Eyetracker navádí laserový paprsek na vypočítaný střed zornice, tím se zabraňuje decentraci laserovaného středu a následným komplikacím. [1, 13]

Každý femtosekundový paprsek vytvoří místo photodisrupce v určeném bodě rohovky. Pokud jsou takto stanoveny všechny impulsy, vytvoří se narušená tkáňová rovina ve stromatu. Jelikož každá bublinka narušuje tkáň rohovky v její příslušné poloze, je možné s VisuMax laserem vytvořit tři dimenzionální řez roviny kdekoliv v rohovce s přesným tvarem. Po působení femtosekundového laseru je tedy vytvořena ve stromatu refrakční čočka, která je následně podle metody FLEEx nebo SMILE odstraněna. U metody FLEEx se na závěr rohovková lamela přiloží zpět,

podle předchozího označení pro správnou orientaci flapu (aby nedošlo k jeho přetočení). [13]

Refrakční čočka musí být odstraněna úplně, nesmí se roztrhnout nebo narušit místo řezu. V tomto bodě je možnost vytvoření nežádoucích komplikací, proto je nutná precizní práce chirurga. U metody FLEx může vzniknout komplikace s oddělováním rohovkové lamely. Může se stát, že při jejím odklopení se s ní zároveň oddělí refrakční stromální čočka, která zůstane na flapu přilepená. Při jejím oddělování z flapu se musí postupovat velmi opatrně, nejlépe se začíná v místě hinge. Pokud u metody SMILE dojde k neúplnému vyndání nebo roztrhnutí refrakční čočky při jejím vytahování, je dobré udělat nový postranní nářez jako u FLExu a dokončit operaci touto metodou. Také může nastat komplikace v oblasti sání hlavice laseru. Tato komplikace vzniká při pohybu pacienta, při náhlém pohybu oka a podobně. Pokud je sání ztraceno dojde k restartaci režimu a celý postup je opakován. Krycí kontaktní čočka se používá jen výjimečně, spíše při řešení preoperační komplikace. [13]

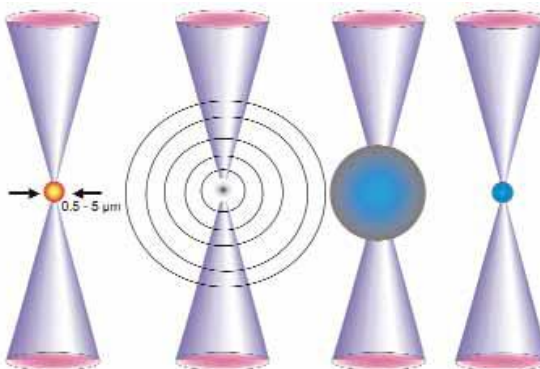
U metody femtoLASIK se provádí zákrok stejně jako u metody FLEx, s tím rozdílem, že femtosekundový laser se využívá pouze k tvorbě rohovkové lamely. Pro odstranění určených dioptrií se následně využívá fotoablace excimerového laseru. Do jeho softwaru se před zákrokem musí zadat vstupní data z vyšetření, podle kterých se excimerový laser řídí. Každý laser se před zákrokem ještě kontroluje pro homogenitu a energii záření. [1, 13]

Pacient po operaci odchází z operační místnosti a následuje kontrola lamely nebo vstupní incize na šterbinové lampě. Jakoukoli nápravu je lepší provést hned po operaci (strie u rohovkové lamely, zjištění cizího tělíska pod lamelou, neúplně odstraněná refrakční čočka ze stromatu). Další kontrola následuje po půl hodině, kontroluje se pozice a stav rohovkové lamely. Následné kontroly jsou domluvené s pacientem den po provedení zákroku, 2 měsíce po zákroku, 6 měsíců po zákroku a po 12 měsících. Kontroluje se stav vízu, stav předního segmentu na šterbinové lampě, topografie rohovky a provádí kontrolní měření na aberometru. [1, 14]

## 5. 4 Komerčně dostupné femtosekundové lasery

S rostoucí popularitou a rozšířenou aplikací femtosekundových laserů v oftalmologii se nabízí otázka, jak se liší dostupně komerční femtosekundové lasery. Srovnání je uvedeno na čtyřech femtosekundových laserech a to IntraLase FS (Advanced Medical Optics, Inc Santa Ana, CA), Femto LDV (Ziemer Optical Systems Group, Port, Švýcarsko), Femtec (20/10 Perfect Vision AG, Heidelberg, Německo), a VisuMax femtosekundový laserový systém (Carl Zeiss Meditec, Inc, Dublin, CA).

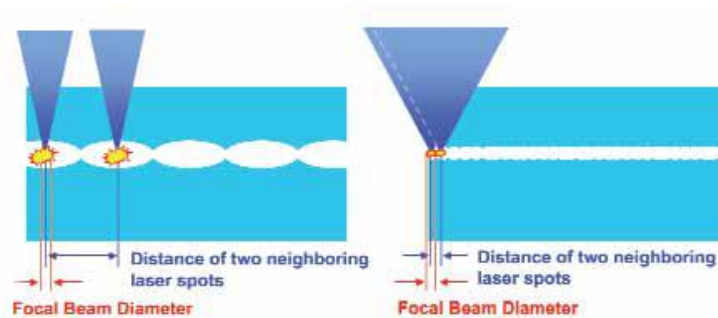
Femtosekundové lasery tvoří tkáňové interakce známé jako photodisrupce. Působení mnoha fotonů laserového záření na stejné místo ve stejný čas vede k nelineární absorpci. Vytváří se elektronová lavina a při překročení prahové hodnoty energie vznikne optické rozdělení (photodisrupce) vytvářené plazmou, viz obr. č. 14. Tím vznikne tvorba akustické vlny, tepelné energie a následně kavitační bubliny, která se rozšiřuje nadzvukovou rychlostí a poté se zpomaluje, až se zhroutí do sebe. Následně se tvoří bublinky plynu, které jsou složeny z oxidu uhličitého, vody, dusíku a jiných plynů. [15]



Obr. č. 14 – Princip photodisrupce femtosekundového laseru. První část ukazuje vyvíjení plazmy v zaměřeném laserovém paprsku. V závislosti na parametru laseru se pohybuje průměr plazmy v rozmezí mezi 0,5  $\mu\text{m}$  do několika málo mikrometrů. Druhá část zobrazuje rozšiřující se plazmu, která žene rázovou vlnu transformující se na přechodnou akustickou vlnu. Třetí úsek obrázku znázorňuje rozšiřující se plazmu tlačící okolí od jejího centra, což má za výsledek vznik kavitační bubliny. Její životnost je jen pár mikrosekund. Po kolapsu kavitační bubliny zůstanou bublinky plynu obsahující oxid uhličitý a další molekuly plynu, to je zobrazeno na posledním úseku obrázku.[15]

Čím je doba pulsů kratší (pulsů menšího průměru, obsahu), tím je potřeba menší energie pro photodisrupci. Objektiv s vyšší číselnou hodnotou clonového čísla vytvoří větší ohniskovou stopu laserového paprsku z hlediska jeho průměru a objemu. To zvyšuje přesnost hloubky a celkovou přesnost lamelárního řezu. Vysokou hodnotu clonového čísla objektivu využívají systémy Ziemer a VisuMax. Nižší energie pulsů přináší obvykle menší počet vedlejších účinků, jako např. neprůhledné vrstvy z bublinek, tepelné poškození, difúzní lamelární keratitidu nebo přechodnou citlivost na světlo. [15]

Existují dva základní vzory pro proces photodisrupce tkáně viz obr. č. 15. Jeden pracuje s vysokou energií (mikroJoule) impulsů a nízkofrekvenčním pulzním motorem v kHz. Druhý využívá nízkou energii (nanoJoule) a vysokofrekvenční MHz impulsy. Femtosekundové zařízení IntraLase a Femtec využívají vyšší spotřebu energie s nižší spotřebou frekvenčních impulsů než zařízení Femto LDV. Systém VisuMax spadá mezi ně. Hlavní technické rozdíly jsou zobrazeny v tabulce 1. Vyšší pulsy energie umožňují větší rozestupy mezi pulzními body, protože rozšiřující se kavitační bubliny plynu pohánějí řezný proces. Příliš široké rozestupy mohou vést k nepřerušným řezům nebo vznikají tzv. tkáňové mosty. Proto musí chirurgové zohledňovat tuto energii a rozestupy při zákroku. Nižší energetické pulsy a menší rozestupy bodů požadují jejich těsnější umístění vedle sebe, protože plazma je hlavní hnací silou tohoto řezného procesu. Pro doručení těchto mnoha energetických pulsů v přiměřeném časovém úseku, je důležitý vysokofrekvenční motor. Tepelný účinek na rohovku je minimální (menší než změna teploty při zavřeném oku), protože je energie rozptýlena v čase a prostoru. Přesné umístění v rovině vylučuje ovlivnění okolní oční tkáně laserovou energií. [15]



Obr. č. 15 – Dva základní procesy photodisrupce tkáně. První polovina obrázku zobrazuje využití vyšších energetických impulsů umožňujících provedení větších rozestupů mezi pulsy. Proto je tento proces řezání řízen především rozšiřující se kavitací a zbytky plynových bublin. Na druhé polovině obrázku je využita nižší energie impulsů s následně menší velikostí rozestupů bodů a jejich menším objemem. To vyžaduje podstatně více doručených bodů (pulsů) s užšími rozestupy a jejich větší překrytí pro následné řezání tkáně. Řezání zde způsobuje především plazma. Takové dodání pulsů vyžaduje vysokofrekvenční motor. [15]

Technické parametry komerčně používaných laserů				
	IntraLase FM	Femtec	VisuMax	Femto LDV
<b>Vlnová délka</b>	1040 nm	1040 nm	1040 nm	1040nm
<b>Šířka pulsu</b>	>500 femtosekund	>500 femtosekund	220 – 580 femtosekund	250 femtosekund
<b>Velikost bodu</b>	>1 $\mu$ m	>1 $\mu$ m	~1 $\mu$ m	<1 $\mu$ m
<b>Opakovací frekvence</b>	60-150 kHz	~10-80 kHz	~200 kHz	~MHz
<b>Energie pulsu</b>	~0,8 – 1 mikroJoule	>1 mikroJoule	<1 mikroJoule	několik málo mikroJoule
<b>Kvalita povrchu</b>	výborná	výborná	výborná	výborná
<b>Geometrie řezu</b>	velmi vysoká	vysoká	velmi vysoká	limitující
<b>Operační rychlost (pro 9,5 mm)</b>	mezi 8 – 30 s	1 min.	mezi 20 – 60 s	< 40 s

Tab. 1 - Technické parametry komerčně dostupných femtosekundových laserů, vytvořeno podle [15]

## 6 Vliv refrakčních zákroků na aberace oka

Aberací se může označit odchylka nebo vada, která vznikla odchýlením světelných paprsků od ideálního směru šíření, tzv. optická vada. Tyto vady se nejméně projevují, pokud paprsky prochází v blízkosti optické osy, v tzv. paraxiálním prostoru. Mimo tento prostor se již začínají aberace výrazněji projevovat. U optického systému oka jsou za dobrých světelných podmínek neparaxiální paprsky dostatečně odstíněny zornicí, která funguje jako clona. Zornice se však s ubývajícím se světlem rozšiřuje, a do oka pak vstupují i neparaxiální paprsky v celém průměru dilatované pupily.

Aberace si můžeme obecně rozdělit na dvě skupiny. Na odchylky chromatické a monochromatické, které nezatěžují pouze optické soustavy, ale jsou právě patrné i u lidského oka, které je zatíženo ještě difrakcí a zkreslením. Monochromatické aberace jsou odchylky, které se projevují i při použití pouze jediné vlnové délky světla, zatím co chromatické aberace se projevují pouze při polychromatickém světle. Mohou být osové i mimosové tzn., že odchylka vzniká při průchodu paprsků v optické ose nebo mimo optickou osu. Vznik chromatických aberací je dán rozdílným indexem lomu pro světlo různých vlnových délek, tzv. disperzí. Světlo o různých vlnových délkách pak vytváří obraz v různých vzdálenostech a o různé velikosti. Tyto aberace mají význam pro optické systémy a mohou se také objevovat u brýlových skel, kde záleží na citlivosti lidského oka pro tuto vadu.

Monochromatické aberace je možné popisovat na základě deformací vlnoplochy po průchodu daným optickým prostředím. Tyto deformace se obvykle popisují pomocí odchylky deformované (aberované) vlnoplochy po průchodu optickým systémem od vhodné referenční (ideální) vlnoplochy. Vlnová aberace  $W(x,y)$  je tedy v bodě  $(x,y)$  definována jako rozdíl mezi skutečnou aberační vlnoplochou a ideální (zamýšlenou) plochou, obvykle udávaná v  $\mu\text{m}$ . [18]

V případě kruhové zornice oka je výhodné popisovat polohu sledovaného bodu vlnoplochy  $(x,y)$  v rovině zornice pomocí polárních souřadnic  $(r, \theta)$ . Parametr  $r$  udává vzdálenost od počátku polární soustavy a parametr  $\theta$  je úhel mezi polohovým vektorem bodu a vztázným směrem,  $0 \leq \theta \leq 2\pi$ . Počátek v optickém systému oka představuje střed zornice a omezuje se na její kruhovou oblast o daném poloměru  $R$ , proto  $0 \leq r \leq R$ . Průběh odchylky  $W(r, \theta)$  ve všech bodech v dané oblasti pupily



následně udává tzv. aberační mapu oka. Celková hodnota odchyšky (aberrace)  $W(r, \theta)$  pro určený počet naměřených bodů  $N$  s průměrnou hodnotou  $\bar{W}$  bývá popisována pomocí směrodatné odchyšky RMS vyjádřené vztahem [18]

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{r,\theta} (W(r, \theta) - \bar{W})^2},$$

kde,

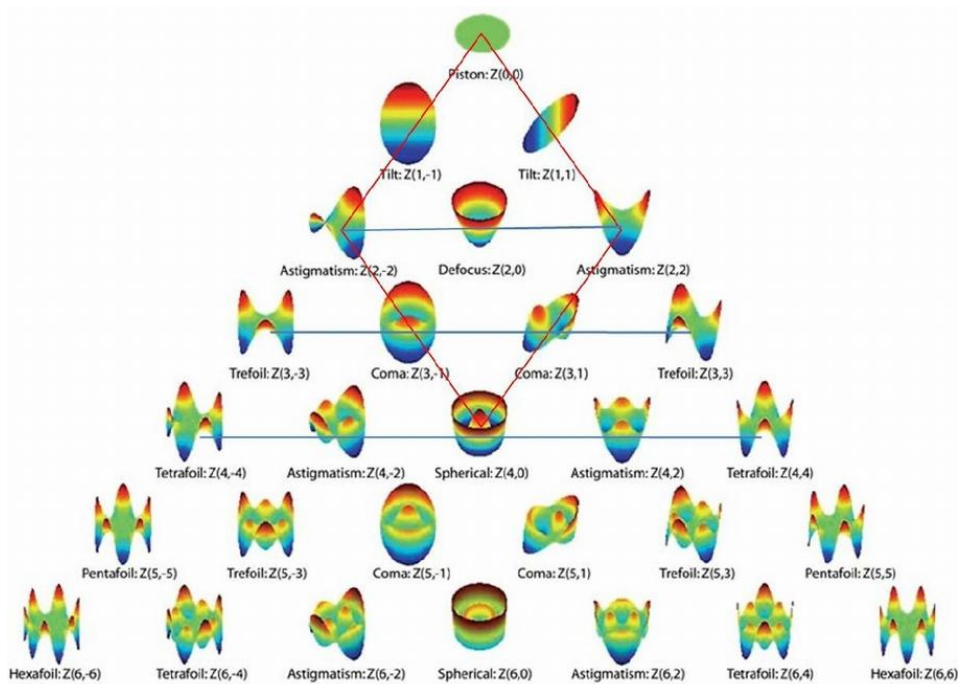
$$\bar{W} = \frac{\sum_{r,\theta} W(r, \theta)}{N}.$$

Na základě matematického popisu aberační mapy lze provést klasifikaci jednotlivých vlnových aberací. Osvědčený je její rozklad pomocí Zernikeho polynomů  $P_n^m(\rho, \theta)$

$$W(r, \theta) = \sum_{n=0}^{\infty} \sum_{m=-n}^n Z_n^m P_n^m(\rho, \theta),$$

kde,  $Z_n^m$  jsou Zernikeho koeficienty uvažovaného rozvoje a proměnná  $\rho = r/R$ ,  $0 \leq \rho \leq 1$ , je normovaný poloměr. Polynomy  $P_n^m$  jsou prezentovány radiálním řádem  $n$  a meridionální frekvencí  $m$ , přitom  $(m-n)$  je sudé číslo. Jednotlivé aberace je pak možné reprezentovat přímo příslušnými koeficienty  $Z_n^m$  daných Zernikeho polynomů.

Existují různé tvary popisů vlnových aberací pomocí Zernikeho polynomů. Standardně se využívají normované tvary polynomů a koeficientů podle zápisu OSA (Optical Society of America), které jsou v praktické části použity, viz tab. 2. Míra aberace je určena Zernikeho koeficientem, který násobí Zernikeho polynom. Zobrazení Zernikeho polynomů, je znázorněno v klasickém Zernikeho trojúhelníku včetně jejich typického značení viz obr. č. 16. [18]



Obr. č. 16 – Zernikeho trojúhelník polynomů s příslušným označením aberací

V každém řádku jsou vyobrazeny osově rozložitelné dvojice map a charakterizují vždy jeden typ aberace. Zernikeho polynomy nám také umožňují jednoduchý výpočet RMS na základě znalosti příslušných koeficientů  $Z_n^m$ ,

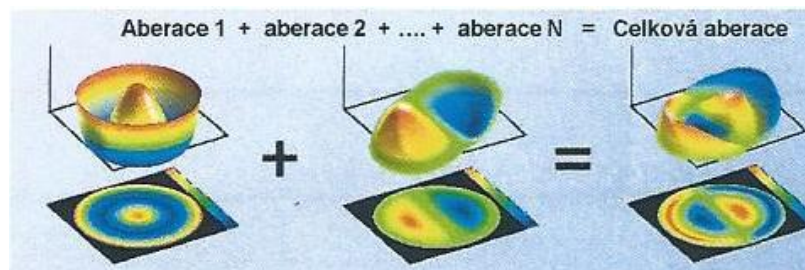
$$RMS = \sqrt{\sum_n \sum_m (Z_n^m)^2} .$$

Zernikeho trojúhelník nám znázorňuje aberace a jejich rozložení do řádů. Do řádu druhého jsou tyto aberace označovány jako aberace nižšího řádu. Od třetího řádu dále jsou označovány jako aberace vyššího řádu – RMS HOA (High Order Aberration). Brýlovou korekcí lze korigovat aberace nižšího řádu. Aberace vyššího řádu (od 3. řádu do 4. řádu) lze korigovat refrakční laserovou chirurgií viz tab. 2. [16,18]

Řád aberace	Zernikeho koeficient	Matematické vyjádření	Název aberace
<b>Aberace nižšího řádu</b>	$Z_1^{-1}$	$2 \rho \sin\theta$	Tilt Y
	$Z_1^1$	$2 \rho \cos\theta$	Tilt X
	$Z_2^{-2}$	$\sqrt{6} \rho^2 \sin(2\theta)$	Astigmatismus Y
	$Z_2^0$	$\sqrt{3} (2 \rho^2 - 1)$	Defokusace
	$Z_2^2$	$\sqrt{6} \rho^2 \cos(2\theta)$	Astigmatismus X
<b>Aberace vyššího řádu</b>	$Z_3^{-1}$	$\sqrt{8} (3 \rho^3 - 2 \rho) \sin\theta$	Koma Y
	$Z_3^1$	$\sqrt{8} (3 \rho^3 - 2 \rho) \cos\theta$	Koma X
	$Z_3^3$	$\sqrt{8} \rho^3 \cos(3\theta)$	Trefoil X
	$Z_4^{-4}$	$\sqrt{10} \rho^4 \sin(4\theta)$	Tetrafoil Y
	$Z_4^{-2}$	$\sqrt{10} (4 \rho^4 - 3 \rho^2) \sin(2\theta)$	Sekundární astigmatismus Y
	$Z_4^0$	$\sqrt{5} (6 \rho^4 - 6 \rho^2 + 1)$	Otvorová vada
	$Z_4^2$	$\sqrt{10} (4 \rho^4 - 3 \rho^2) \cos(2\theta)$	Sekundární astigmatismus X
	$Z_4^4$	$\sqrt{10} \rho^4 \cos(4\theta)$	Tetrafoil X

Tab. 2 – Zernikeho normované polynomy do 4. řádu, převzato z [19]

Zernikeho polynomy lze zobrazit v Zernikeho trojúhelníku nebo je možné každý jednotlivý polynom zobrazit v prostoru (3D zobrazení). Jejich vyobrazení lze získat v grafických výstupech naměřených hodnot na aberometru. Pokud se jednotlivé vlnoplochy aberací spojí, získá se tak celková aberační vlnoplocha, která zobrazí stav celkové aberace u reálného oka, viz obr. č. 17. [16]



Obr. č. 17 – Individuální vlnoplochy jednotlivých aberací tvoří individuální aberační vlnoplochu u každého oka

## 6. 1 Vliv aberací vyšších řádů na vidění

Aberace prvního řádu defokus  $Z_1^{\pm 1}$  mají rotačně symetrický vliv na vidění, tzn. rotačně symetrickou neostrost obrazu. Aberace druhého řádu (astigmatismus) způsobují protažení neostrosti do jednoho směru, v tomto případě už není ostrost osově symetrická jako u sférické vady. Aberace nižších řádů se vyskytují asi v 85 % populaci. Tuto symetrickou vadu lze korigovat běžným brýlovým sklem. V dnešní době existují speciální výrobní brýlové čočky, které zohledňují i aberace vyšších řádů (od firmy Zeiss).

Aberace vyšších řádů mají asi 15 % zastoupení v populaci a jsou příčinou sníženého vizuálního vjemu a zhoršeného vidění za snížených světelných podmínek v důsledku rozšířené pupily. U trefoilu  $Z_3^{\pm 3}$  je vidění rozmazané nesymetricky a způsobuje neostré vidění např. u světelných zdrojů ve více směrech. Přítomnost trefoilu může při korekci nízkých cylindrických hodnot způsobovat nelehké zjištění astigmatické osy při subjektivní korekci. Koma  $Z_3^{\pm 1}$  se vyskytuje v případech, kdy optické centrum korekční pomůcky není umístěno přímo na optické ose oka (středu). Např. při laserových operacích decentrací ablační zóny mimo optickou osu oka. Vidění ovlivňuje neostrým obrazem, který může mít „duchy“. Tetrafoil neboli quadrofoil  $Z_4^{\pm 4}$  také ztěžuje určování cylindrické osy při subjektivní korekci. Vidění je rozmazané ve více směrech a dochází zde také k paprskovitému vnímání světelných zdrojů. U sekundárního astigmatismu  $Z_4^{\pm 2}$  je podobnost s běžným astigmatismem, ale hodnoty hlavních řezů se mění s průměrem rozšiřující se zornice. Může ovlivňovat i hodnotu cylindru v závislosti právě na průměru zornice. Poslední aberací čtvrtého řádu je sférická aberace  $Z_4^0$ . Velikost sférické aberace ovlivňuje velikost rozšiřující se zornice. Při fokusaci paprsků, které vstupují do optického systému dále od optické osy a při fokusaci paprsků procházejících v její těsné blízkosti, dochází k tomu, že se na sítnici nevytváří perfektní ohniskový bod. Sférická aberace je rotačně symetrická ovlivňující hlavně vidění za šera a tmy. Sférická aberace je právě nejčastější příčina tzv. noční myopie, kdy dochází k vjemu neostrého obrazu nebo jsou světelné zdroje např. u aut obklopeny rušivými „halo“ efekty.

Aberace vyšších řádů se tedy budou projevovat v závislosti na zvětšujícím se průměru pupily. Vyšší přítomnost aberací vyšších řádů může mít vliv na kontrastní citlivost, zhoršené vnímání barev a již zmíněné noční vidění.

Moderní laserová technologie potřebuje znát velikost aberací vyšších řádů pro nejlepší vizuální výsledky po zákroku. V refrakční chirurgii lze eliminovat aberace vyšších řádu pomocí tzv. wavefront-guided ablace. Aberace lze korigovat v přesných místech, kde paprsky respektují přirozený tvar rohovky. Aberace se korigují do čtvrtého maximálně až do pátého řádu. Korekce aberací vyšších řádů má největší význam při jejich vyšších hodnotách (o jejich korekci rozhoduje operátor). Pro měření aberací se využívají nejčastěji aberometry s Shack – Hartmanovým senzorem např. Wasca Wavefront Analyzer. Wasca využívá Shack – Hartmanův senzor neboli matici mikročoček s CCD čipem. Rovinná vlnoplocha se stává po průchodu optickým systémem oka reálnou aberační vlnoplochou, která dopadá na tuto matici a je snímána na CCD čipu. Následně lze získat informace o aberacích v číselných hodnotách ( $\mu\text{m}$ ) a v grafické podobě jako u topografie. Prakticky lze aberace vyšších řádů eliminovat u všech laserových refrakčních zákroků na rohovce. Laserové operace s tvorbou rohovkové lamely mohou však nekontrolovatelně vnášet změnu těchto aberací, které mohou ovlivnit finální výsledek zákroku a tím i vizuální vjem.

Důležitá z hlediska aberací je velikost průměru laserované zóny. Odchytky lze měřit v celém rozsahu pupily. Pokud se zornice u měření aberací nerozšíří dostatečně, lze velikost průměru podpořit mydriatiky. Pokud je laserovaná zóna malého průměru hrozí zde následný efekt optických fenoménů při větším průměru zornice.

## 7 Praktická část

Experimentální část analyzuje vliv prémiového laserového zákroku femtoLASIK na aberace oka se zřetelem k tloušťce rohovkové lamely. Aberace byly porovnávány před samostatným refrakčním zákrokem a po něm. Konkrétně šlo o srovnání změn u aberací vyšších řádů a jednotlivých aberací 3. a 4. řádu. Hypotézou bylo, že při tenčím flapu dojde k většímu rozdílu Zernikeho koeficientů po zákroku. Sesbíraná data byla statisticky zpracována a jsou dále prezentována ve formě grafů a tabulek.

### 7.1 Vstupní charakteristika dat a metodika

Data, která byla sesbírána zpětně, poskytla Evropská oční klinika Lexum v Ostravě. Od každého pacienta byly anonymně vypsány informace o ročníku narození, pohlaví, stavu refrakce před zákrokem, tloušťce separovaného flapu a o aberacích oka před refrakčním zákrokem a po 12 měsících, kdy byla léčba považována za ukončenou. Aberace byly měřeny přístrojem WASCA. Operace byla provedena prémiovým zákrokem femtoLASIK. Pracoviště oční kliniky Lexum v Ostravě využívá pro tvorbu rohovkového flapu femtosekundový laser Da Vinci, FEMTO LDV Ziemer Ophthalmic System AG. K fotoablaci rohovkové tkáně excimerovým laserem využívá zařízení MEL 80 Excimer Laser od německé firmy Carl Zeiss. Pro měření tloušťky rohovkové lamely se používá ultrazvukové zařízení Ocusan RXP firmy Alcon. Operace byla zaměřena na korekci aberací do 4. řádu včetně. Zpracováno bylo celkem 36 operovaných očí. Z celkového počtu bylo operováno 21 ženských očí a zbylých 15 očí patřilo mužskému pohlaví. V době plánované refrakční operace se věk pacientů pohyboval od 20 let do 46 let. Hodnota refrakčního stavu ve sférickém ekvivalentu se pohybovala před zákrokem od -0,37 D do -6,13 D a velikost astigmatické vady byla v rozsahu 0 D až 1,5 D. Tloušťka rohovkových lamel se pohybovala v rozmezí 70  $\mu\text{m}$  do 141  $\mu\text{m}$ . Data byla zpracovávána v programu Microsoft Office Excel 2007.

Podmínkou pro zařazení do studie byl tedy prémiový zákrok femtoLASIK a velikost průměru zornice se musela při každém měření aberací (před i po zákroku) pohybovat nad 6 mm. Pokud nedosahovala takového průměru, byla aplikována

mydriatika. Přitom užití mydriatik by v souladu se studií [20] neměla významně ovlivnit měření aberací vyšších řádů pomocí použitého aberometru. U kontroly po 12 měsících již mydriatika aplikována nebyla a pacienti se zornicí pod 6 mm nebyli do studie zahrnuti, protože hodnoty aberací byly následně počítány pro jednotný průměr zornice. Tato metodika respektuje standardní postupu měření na daném pracovišti. Dále byly vybírány pouze oči s myopickou a astigmatickou vadou, kdy byl výsledný sférický ekvivalent záporný.

Studované oči byly rozděleny do tří skupin. Ve skupině první byly řazeny oči, u kterých byla po separaci rohovkové lamely na operačním sále za pomoci ultrazvukové pachymetrie orientačně naměřena tloušťka menší jak 100  $\mu\text{m}$ . Skupina druhá obsahovala tloušťku flapy nad 100  $\mu\text{m}$  do 120  $\mu\text{m}$ . Ve třetí skupině se nachází flapy o tloušťce nad 120  $\mu\text{m}$ . Dále jsou tyto skupiny označovány jako flap 1, flap 2, flap 3. Rozsah sférického ekvivalentu v první, druhé a třetí skupině byl -1,75 D do -5,78 D, -1,13 D do -6,13 D, -0,37 do -5,75 D s průměrnými hodnotami  $-3,47 \text{ D} \pm 1,28 \text{ D}$ ,  $-3,41 \pm 1,88 \text{ D}$ ,  $-2,96 \text{ D} \pm 1,80 \text{ D}$ . Průměrné hodnoty cylindru v první, druhé a třetí skupině byly  $-0,60 \pm 0,41 \text{ D}$ ,  $-0,5 \pm 0,51 \text{ D}$ ,  $-0,75 \pm 0,72 \text{ D}$ . U každého oka byly sledovány pouze aberace 3. a 4. řádu a celková RMS příslušející všem aberacím vyššího řádu (dále značena jako RMS HOA). Aberace byly charakterizovány příslušnými Zernikeho koeficienty. Tyto koeficienty byly přepočteny na normované hodnoty podle standardu OSA (Optical Society of America) na základě tabulky 3 podle publikace [21].

WASCA-Notation	OSA-Notation
$Z_2^{-2}$	$-\sqrt{6} \cdot Z_2^{-2}$
$Z_2^0$	$-\sqrt{3} \cdot Z_2^0$
$Z_2^2$	$\sqrt{6} \cdot Z_2^2$
$Z_3^{-3}$	$\sqrt{8} \cdot Z_3^3$
$Z_3^{-1}$	$-\sqrt{8} \cdot Z_3^1$
$Z_3^1$	$-\sqrt{8} \cdot Z_3^{-1}$
$Z_3^3$	$\sqrt{8} \cdot Z_3^{-3}$
$Z_4^{-4}$	$\sqrt{10} \cdot Z_4^4$
$Z_4^{-2}$	$-\sqrt{10} \cdot Z_4^2$
$Z_4^0$	$-\sqrt{5} \cdot Z_4^0$
$Z_4^2$	$\sqrt{10} \cdot Z_4^{-2}$
$Z_4^4$	$-\sqrt{10} \cdot Z_4^4$

Tab. 3 - Přepočet aberací porízených z přístroje WASCA

Předchozí studie ukazují, že aberační mapy levého a pravého oka téhož subjektu mají tendenci mít zrcadlově obrácené obrazy [22]. Z toho vyplývá, že Zernikeho koeficienty aberací s mapou symetrickou podél vertikální osy mají tendenci mít opačná znaménka [23]. Proto byla provedena konverze těchto Zernikeho koeficientů ( $Z_1^3$ ,  $Z_3^3$ ,

$Z_4^{-2}$  a  $Z_4^{-4}$ ) všech levých očí na oči pravé pomocí změny znaménka. Při dalším zpracování dat jsou již použity takto upravené koeficienty.

Po předchozím zpracování dat byla data dále statisticky zpracována pomocí softwaru Microsoft Excel 2007. Jednotlivé Zernikeho koeficienty jednotlivých aberací a jejich operací navozené změny jsou charakterizovány průměrnými hodnotami a směrodatnými odchylkami. Dále jsou sledovány statisticky významné změny pomocí dvouvýběrového párového t-testu na střední hodnotu s hladinou významnosti  $p = 0,05$ . To znamená, že rozdíl mezi daty je považován za statisticky významný, pokud je pravděpodobnost zamítnutí rovnosti dat v případě, že data se skutečně rovnají, menší než 0,05.

## 7. 2 Výsledky

Tab. 4 představuje průměrné hodnoty Zernikeho koeficientů a RMS HOA s jejich směrodatnými odchylkami vstupních dat před plánovaným zákrokem.

	FLAP 1	FLAP 2	FLAP 3
Sférická aberace $Z_4^0$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,051	0,068	0,095
$\sigma$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,183	0,082	0,089
Vertikální koma $Z_3^{-1}$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,008	0,011	0,016
$\sigma$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,148	0,157	0,131
Horizontální koma $Z_3^1$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,029	0,001	-0,007
$\sigma$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,121	0,113	0,087
Trefoil $Z_3^3$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,007	-0,001	-0,002
$\sigma$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,083	0,073	0,099
Trefoil $Z_3^{-3}$ [ $\mu\text{m}$ ]	-0,054	-0,007	-0,016
$\sigma$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,126	0,083	0,062
Tetrafoil $Z_4^4$ [ $\mu\text{m}$ ]	-0,020	-0,003	-0,003
$\sigma$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,061	0,032	0,058
Tetrafoil $Z_4^{-4}$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,011	0,019	0,005
$\sigma$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,050	0,033	0,034
Sek. astigmatismus $Z_4^2$ [ $\mu\text{m}$ ]	-0,002	-0,008	-0,006
$\sigma$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,058	0,032	0,062
Sek. astigmatismus $Z_4^{-2}$ [ $\mu\text{m}$ ]	-0,004	-0,015	0,012
$\sigma$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,032	0,046	0,028
RMS HOA [ $\mu\text{m}$ ]	0,30	0,24	0,24
$\sigma$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,10	0,06	0,07

Tab. 4 – Průměrné předoperační hodnoty Zernikeho koeficientů a RMS HOA se směrodatnými odchylkami ( $\sigma$ )

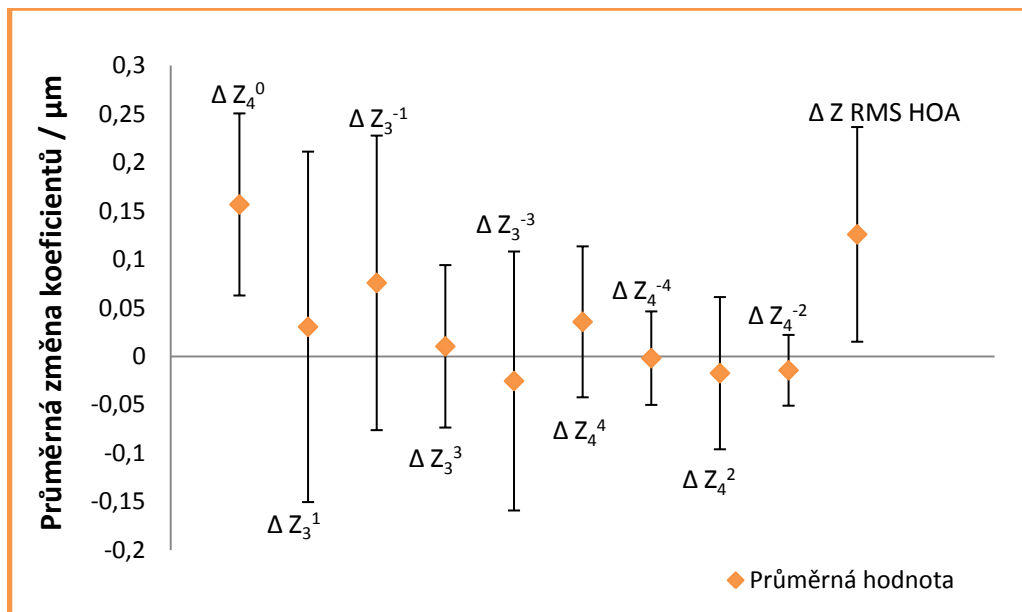


Tab. 5 prezentuje průměrné pooperační Zernikeho koeficienty a RMS HOA s jejich směrodatnými odchylkami.

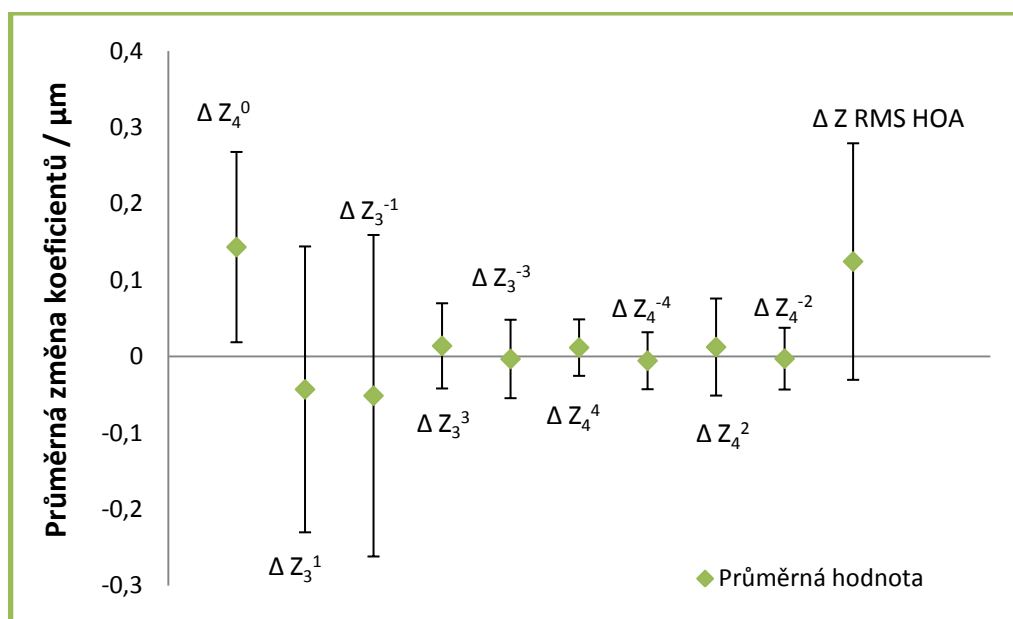
	FLAP 1	FLAP 2	FLAP 3
Sférická aberace $Z_4^0$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,208	0,212	0,204
$\sigma$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,199	0,142	0,135
Vertikální koma $Z_3^{-1}$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,084	-0,063	-0,037
$\sigma$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,226	0,208	0,171
Horizontální koma $Z_3^1$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,060	-0,062	-0,090
$\sigma$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,148	0,145	0,113
Trefoil $Z_3^3$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,017	0,004	0,002
$\sigma$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,074	0,068	0,060
Trefoil $Z_3^{-3}$ [ $\mu\text{m}$ ]	-0,079	-0,011	-0,011
$\sigma$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,089	0,048	0,070
Tetrafoil $Z_4^4$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,015	0,008	0,008
$\sigma$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,043	0,041	0,049
Tetrafoil $Z_4^{-4}$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,009	0,013	0,007
$\sigma$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,052	0,029	0,032
Sek. astigmatismus $Z_4^2$ [ $\mu\text{m}$ ]	-0,020	0,004	0,005
$\sigma$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,066	0,064	0,107
Sek. astigmatismus $Z_4^{-2}$ [ $\mu\text{m}$ ]	-0,019	-0,018	0,001
$\sigma$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,045	0,030	0,042
RMS HOA [ $\mu\text{m}$ ]	0,42	0,37	0,34
$\sigma$ [ $\mu\text{m}$ ]	0,12	0,13	0,12

Tab. 5 – Průměrné pooperační hodnoty Zernikeho koeficientů a RMS HOA se směrodatnými odchylkami ( $\sigma$ )

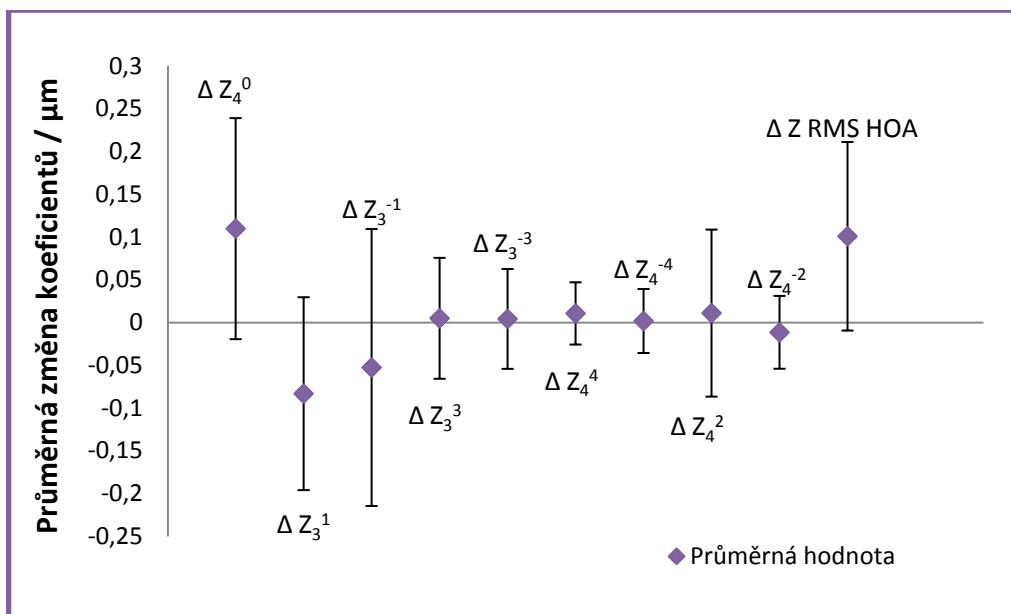
Na grafu č. 1, 2 a 3 jsou znázorněny průměrné změny Zernikeho koeficientů a RMS HOA u skupiny flap 1, 2 a 3. Průměrná změna každého koeficientu je vyznačená v grafu kosočtvercem a zároveň je u každé průměrné změny vynesena příslušná směrodatná odchylka. Bylo zjištěno, že u skupiny flap 1 došlo vždy k navýšení HOA RMS. U skupiny flap 2 a flap 3 došlo k navýšení tohoto parametru u 25 % a 92 % očí, ve zbylých případech nastal mírný pokles.



Graf č. 1 – Průměrné změny koeficientů a RMS HOA s jejich směrodatnými odchylkami u skupiny flap 1

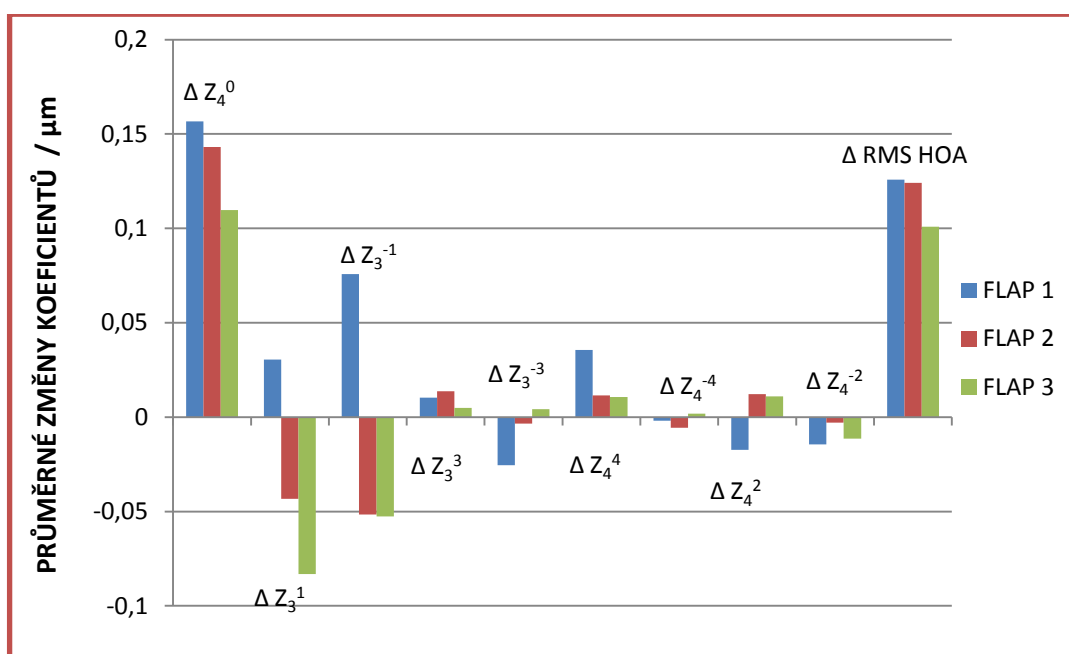


Graf č. 2 – Průměrné změny koeficientů a RMS HOA s jejich směrodatnými odchylkami u skupiny flap 2



Graf č. 3 – Průměrné změny koeficientů a RMS HOA s jejich směrodatnými odchylkami u skupiny flap 3

Graf č. 4 ukazuje porovnání všech průměrných změn Zernikeho koeficientů včetně RMS HOA u skupiny flapu 1, 2 a 3. Největší změna je patrná u skupin flapů Zernikeho koeficientů  $Z_4^0$ ,  $Z_3^1$  a RMS HOA.



Graf č. 4 – Průměrné změny koeficientů a RMS HOA u všech tří skupin flapů

Výsledky z dvouvýběrového párového t-testu na střední hodnotu jsou uvedeny v tabulce 6. V případě, že nebyla prokázána statisticky významná změna po zákroku, je v kolonce u každého koeficientu vypsáno „NE“. Při potvrzení statisticky zjištěné změny je v kolonce uvedené „ANO“. Vždy je též uvedena příslušná mezní hodnoty hladiny významnosti  $p$ , při které by právě došlo k zamítnutí rovnosti dat.

K signifikantní změně hodnot u Zernikeho koeficientů došlo po zákroku u všech tří skupin flapu v případě sférické aberace  $Z_4^0$  a RMS HOA. U horizontální komy  $Z_3^1$  došlo k statisticky významné změně jen u poslední skupiny flapu 3. U ostatních koeficientů v žádné skupině nebyla zaznamenána žádná statisticky významná změna.

	<b>Flap 1</b>	<b>Flap 2</b>	<b>Flap 3</b>
Sférická aberace $Z_4^0$	<b>ANO (p ~ 0,0001)</b>	<b>ANO (p ~ 0,002)</b>	<b>ANO (p ~ 0,01)</b>
Vertikální koma $Z_3^{-1}$	NE (p ~ 0,11)	NE (p ~ 0,25)	NE (p ~ 0,28)
Horizontální koma $Z_3^1$	NE (p ~ 0,57)	NE (p ~ 0,25)	<b>ANO (p ~ 0,03)</b>
Trefoil $Z_3^3$	NE (p ~ 0,68)	NE (p ~ 0,41)	NE (p ~ 0,81)
Trefoil $Z_3^{-3}$	NE (p ~ 0,52)	NE (p ~ 0,82)	NE (p ~ 0,81)
Tetrafoil $Z_4^4$	NE (p ~ 0,14)	NE (p ~ 0,31)	NE (p ~ 0,33)
Tetrafoil $Z_4^{-4}$	NE (p ~ 0,90)	NE (p ~ 0,61)	NE (p ~ 0,87)
Sek. astigmatismus $Z_4^2$	NE (p ~ 0,46)	NE (p ~ 0,52)	NE (p ~ 0,70)
Sek. astigmatismus $Z_4^{-2}$	NE (p ~ 0,20)	NE (p ~ 0,80)	NE (p ~ 0,37)
RMS HOA	<b>ANO (p ~ 0,002)</b>	<b>ANO (p ~ 0,018)</b>	<b>ANO (p ~ 0,009)</b>

Tab. 6 – Výsledky z dvouvýběrového párového t-testu na střední hodnotu. Uvedena je též mezní hladina významnosti  $p$ , při které by právě došlo k zamítnutí hypotézy o rovnosti dat.

### 7. 3 Diskuze k výsledkům praktické části

Z výsledků praktické části, které jsou přehledně shrnuty v tabulce 6, vyplývá, že největší statistická změna nastává u Zernikeho koeficientů  $Z_4^0$ ,  $Z_3^{-1}$  a RMS HOA. U sférické aberace a RMS HOA je tato změna patrná u všech skupin flapů nejvíce však u skupiny flapu 1, tedy u flapů, kterým byla naměřena tloušťka menší jak  $100\ \mu\text{m}$ , což potvrzuje stanovenou hypotézu. Dále se statisticky významně změnila hodnota Zernikeho koeficientu horizontální komy  $Z_3^1$  u skupiny flap 3, kde byly řazeny flapy s tloušťkou nad  $120\ \mu\text{m}$ .

Limitujícím faktorem studie, ale může být přesnost stanovení tloušťky flapu. Měření pomocí ultrazvukové metody je vysoce variabilní a slouží pouze jako doplňkové měření a získané hodnoty jsou brány jen jako orientační. Proto není možné se jednoznačně vyjádřit a odůvodnit průměrné změny u jednotlivých skupin tloušťek flapů příslušných koeficientů. Dále mohla být změna aberací výrazně ovlivněna různou velikostí dioptrické vady v jednotlivých skupinách. Právě u skupiny flap 1 je průměrná dioptrická vada (sférický ekvivalent) nepatrně vyšší než u ostatních skupin, zejména oproti skupině flap 3, což koresponduje s poněkud vyšším nárůstem aberací u flap 1 zejména oproti flap 3, viz graf č. 4. Současně také skupina flap 1 vykazuje vyšší předoperační hodnoty RMS HOA. U skupiny flap 1 také ve studovaném vzorku nikdy nedošlo k poklesu RMS HOA na rozdíl od ostatních skupin, kde byl pokles v několika případech zaznamenán (ve 25 % u skupiny flap 2 a v 8 % u skupiny flap 3). Pokud rozdělení flapů do tří skupin budeme brát tedy pouze orientačně, výsledné změny u všech skupin můžeme shrnout v jeden celek. Průměrný celkový nárůst u aberací RMS HOA všech tří skupin je asi 1,4 krát při průměrném sférickém ekvivalentu  $-3,58\ \text{D}$ . U Zernikeho koeficientu sférické aberace byly také zaznamenány významné změny nárůstu asi o 3,1 krát. Celkový nárůst RMS HOA můžeme srovnat s přihlédnutím k výši dioptrické vady např. se studií [24], kde byl průměrný sférický ekvivalent vyšší a navýšení RMS HOA bylo také výraznější. Studie byla rovněž zaměřena na porovnání individuální korekce aberací vyšších řádů (pomocí wavefront-guided technologie), kde byly srovnávány metody femtoLASIK a ReLEx. Právě u metody femtoLASIK se průměrná hodnota sférického ekvivalentu pohybovala okolo  $-5,42\ \text{D}$  a nárůst RMS HOA byl při těchto hodnotách 1,8 krát (z  $0,175\ \mu\text{m}$  na  $0,320\ \mu\text{m}$ ). U metody ReLEx došlo k nárůstu RMS HOA 1,5 krát (z  $0,15$  na  $0,23\ \mu\text{m}$ ), sférický ekvivalent byl

nepatrně nižší -5,13 D. Uvedené výsledky ve srovnání se studií [24] tedy také mohou poukazovat na známou skutečnost, že pooperační nárůst RMS HOA je úměrný předoperační dioptrické vadě.

## Závěr

Stěžejním cílem mé teoretické části diplomové práce bylo co nejvíce přiblížit moderní laserovou refrakční chirurgii prováděnou na rohovce za pomoci femtosekundového laseru, který svojí přesností redukuje vznik možných komplikací.

V teoretické části je nejdříve popsána anatomie a fyziologie rohovky, možnosti refrakční chirurgie, indikace, kontraindikace a komplikace. Je zde také stručně uvedena historie refrakční chirurgie. Hlavním část teoretického úseku popisuje princip femtosekundových laserů, moderní techniky v refrakční chirurgii prováděné femtosekundovým laserem a jejich operační průběh. Dále jsou zde uvedeny hlavní rozdíly principu komerčních laserů v oftalmologii. V poslední kapitole teoretické části popisují vliv aberací vyšších řádů na vidění.

V praktické části jsem se zaměřila na problematiku vlivu laserového zákroku na aberace vyšších řádů. Konkrétně u prémiového zákroku femtoLASIK. Zkoumala jsem, jak ovlivňuje tloušťka flapu separovaného pomocí femtosekundového laseru výsledné aberace vyšších řádů po zákroku. Aberace vyšších řádů a jednotlivé Zernikeho koeficienty 3. a 4. řádu byly pozorovány u tří skupin flapů s rozdílnou tloušťkou. U každé skupiny flapů byla pozorována průměrná změna Zernikeho koeficientů a aberací vyšších řádů (RMS HOA) s jejich směrodatnými odchylkami.

Nejvíce patrná statistická změna byla pozorována u RMS HOA a u Zernikeho koeficientů  $Z_4^0$ ,  $Z_3^{-1}$ . Ve skupině s nejtenčím flapem byla u RMS HOA a  $Z_4^0$  zaznamenána vyšší změna průměrné hodnoty než u skupiny 3. U RMS HOA byl ve všech skupinách zaznamenán výrazný nárůst průměrných pooperačních hodnot. Avšak měření tloušťky flapů pomocí použité ultrazvukové metody dává pouze orientační hodnoty. Výsledné změny tedy můžeme shrnout pro všechny tloušťky flapů jednotlivých Zernikeho koeficientů a RMS HOA s tím, že nejvyšší nárůst změn byl zaznamenán u  $Z_4^0$  a RMS HOA. Celkový nárůst může být zapříčiněn výší dioptrických hodnot sférického ekvivalentu při porovnání výsledků s již zmíněnou studií.

Technologie v refrakční laserové chirurgii prodělávají v posledních letech dramatický vývoj. Zdokonalení femtosekundových laserů je jedním z faktorů, které posunuly laserovou chirurgii k velmi bezpečným a efektivním zákrokům.

# Seznam obrázků a tabulek

## OBRÁZKY

Obr. č. 1 Vrstvy rohovky [25].....	9
Obr. č. 2 Astigmatická keratotomie [26] .....	11
Obr. č. 3 Profil myopické a hypermetropické rohovky [1].....	13
Obr. č. 4 Mechanické odstranění epitelu pomocí tupého nástroje [26] .....	14
Obr. č. 5 Princip mikrokeratomu [1].....	15
Obr. č. 6 Měření tloušťky rohovky bezkontaktní metodou pomocí Pentacamu [27] .....	17
Obr. č. 7 Difúzní lamelární keratitida [1] .....	19
Obr. č. 8 Infekce pod lamelou [1].....	19
Obr. č. 9 Jizevnaté změny po zánětu [1].....	19
Obr. č. 10 Historie refrakční chirurgie v datech .....	21
Obr. č. 11 Princip femtoLASIKU [28] .....	23
Obr. č. 12 Princip postupu u metody FLEx [13] .....	25
Obr. č. 13 Princip postupu metody SMILE [13].....	26
Obr. č. 14 Princip photodisrupce femtosekundového laaseru [15].....	29
Obr. č. 15 Dva základní procesy photodisrupce tkáně [15].....	31
Obr. č. 16 Zernikeho trojúhelník polynomů s příslušným označením aberací [16] .....	34
Obr. č. 17 Individuální aberační vlnoplocha [16].....	35

## TABULKY

Tab. 1 Technické parametry komerčně dostupných fms. laserů [15].....	31
Tab. 2 Zernikeho polynomy do 4. řádu [19].....	36
Tab. 3 Přepočítání aberací pořízených z přístroje WASCA [21].....	39
Tab. 4 Průměrné předoperační hodnoty Zernikeho koeficientů .....	40
Tab. 5 Průměrné pooperační hodnoty Zernikeho koeficientů .....	41
Tab. 6 Výsledky z dvouvýběrového párového t-testu .....	44



## Použitá literatura

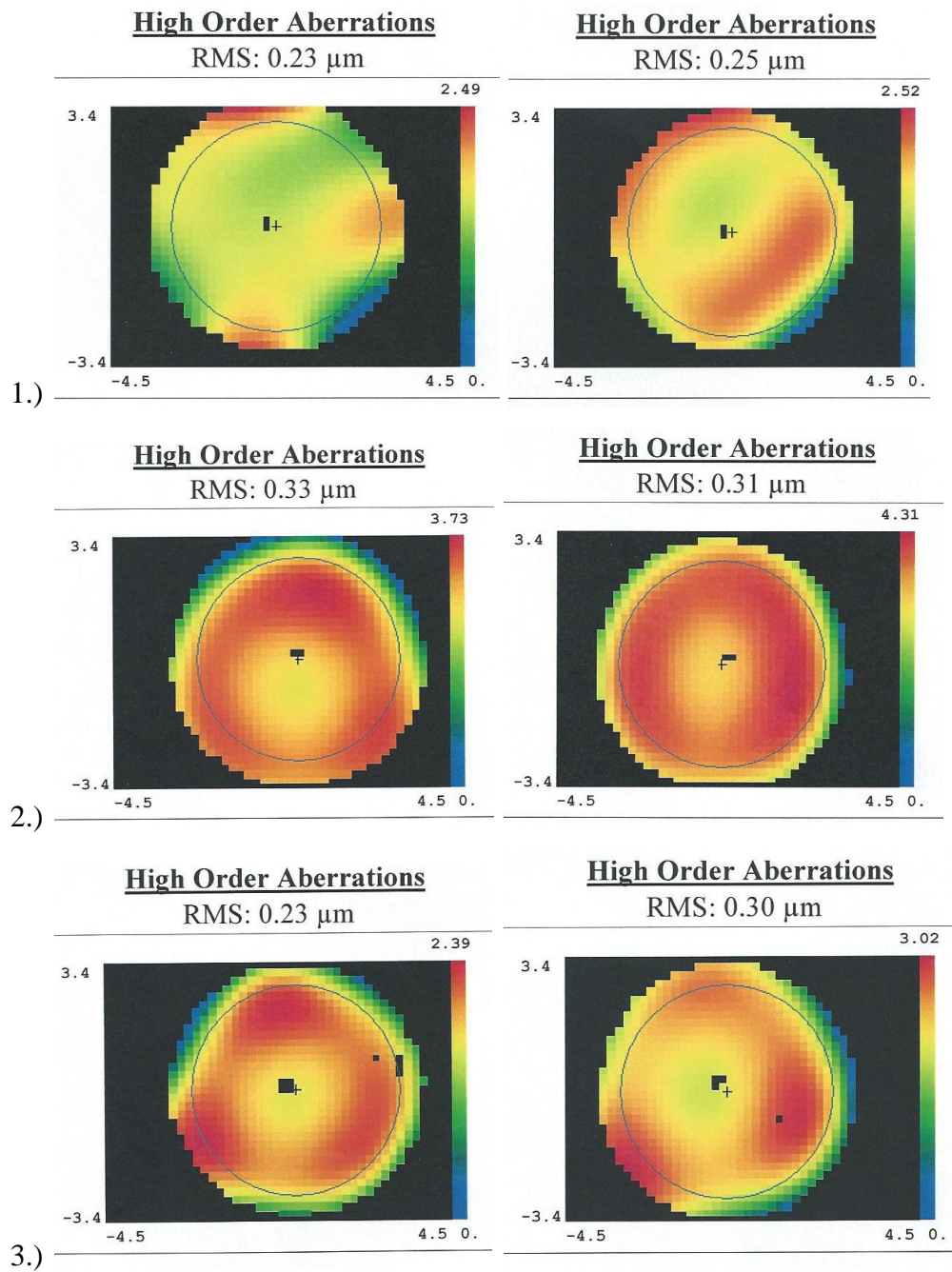
- [1] KUCHYNKA, P. a kolektiv: *Oční lékařství*, 1. vydání, Praha: Grada, 2007. 768 s., ISBN 978-80-247-1163-8.
- [2] AUTRATA, R., VANČUROVÁ, J.: *Nauka o zraku*, 1. Vydání, Institut pro další vzdělání pracovníků ve zdravotnictví, 2002. ISBN 80-7013-362-7
- [3] EFRON, N. *Contact lens practise*. Butterworth Heinemann Elsevier, 2010. ISBN 978-0-7506-8869-7
- [4] BAŠTOVÁ, R. *Možnosti měření tloušťky rohovky před aplikací kontaktních čoček*, 2006. Diplomová práce, Masarykova univerzita
- [5] ROZSÍVAL, P. et al. *Oční lékařství*, 1. vydání, Praha: Galén, 2006, 373 s., ISBN 80-7262-404-0.
- [6] VENTRUBA, J. *Faktory ovlivňující výběr metody laserové refrakční operace*. Česká oční optika, roč. 2008/2, ISSN 1211-233X
- [7] [www.meral.cz](http://www.meral.cz)
- [8] GARG, A. et al.: *Step by step Corneal Surgery (Techniques and Technology)*. 1. Vydání, JPBMP, 2006. ISBN 81-8061-746-7
- [9] [www.wikipedia.cz](http://www.wikipedia.cz)
- [10] [www.zeiss.com](http://www.zeiss.com)
- [11] ANDERLE, R. *Nové femtosekundové lasery v očné chirurgii*. Česká oční optika, roč. 2012/3, ISSN 1211-233X
- [12] FAKTOROVICH, EG. *Femtodynamics: Optimizing Femtosecond Laser Settings and Procedure Techniques to Optimize Outcomes*. Int Ophthalmol Clin, 2008. PMID: 18209556 (PubMed - indexed for MEDLINE)
- [13] SHAH, et al. *Techniques in „All in one“ femtosecond laser in refractive surgery*. Refractive Surgery, 2012. ISSN 1081-597X
- [14] [www.lexum.cz](http://www.lexum.cz)
- [15] PEPOSE, JS. LUBATSCHOWSKI, H. *Comparing femtosecond laser (an analysis of commercially available platforms for refractive surgery)*. Refractive Surgery, 2008. ISSN 1081-597X
- [16] SUDER, M. *Aberace oka v optometrické praxi I, II, III, IV*. Olomouc, Podpůrné materiály k předmětu Aberace oka v optometrické praxi, 2012. Katedra optiky.

- [17] KRUEGER, R., APPLGATE, R., MACRAE, S., *Wavefront customized visual corection the qest for super vision II*. SLACK, 2004. ISBN 9-781556426254
- [18] PLUHÁČEK, F., HLADÍKOVÁ, E., BAJER, J., TAVANDZI, U. *Změny aberací vyšších řádů oka po prémiové fotorefrakční keratektomii*. Přírodovědecká fakulta UP v Olomouci a Evropská oční klinika Lexum Ostrava, 2010.
- [19] <http://is.muni.cz>
- [20] Yang Y., Wu F., *Technical note: comparison of the wavefront aberrations between natural and pharmacological pupil dilations*. *Ophthal Physiol Opt*, 2007., pp. 220-223.
- [21] Thibos L.N., Applegate R.A., Schwiegerling J.T., Webb R., *Standards for Reporting the Optical Aberrations of Eyes*. *J Refractive Surgery*, 2002., pp. S265-660.
- [22] Salmon T.O., van de Pol C., *Normal-eye Zernike Coefficients and root-mean-square wavefront errors*, *J Cataract Refract Surg*. 2006, pp. 2064-6074.
- [23] Liang J., Williams D.R., *Aberrations and retinal image quality of the normal human eye*. *J opt Soc Am A Opt Image Sci*, 1997., pp. 2873-2883
- [24] Gertner J, Solomatin I, Sekundo W., *Refractive lenticule extraction (ReLEx flex) and wavefront-optimized Femto-LASIK: comparison of contrast sensitivity and high-order aberrations at 1 year*. *Clin Exp Ophthalmol*, 2012

Obrázky:

- [25] [www.oftal.it](http://www.oftal.it)
- [26] [www.postonconnorkadmas.com](http://www.postonconnorkadmas.com)
- [27] [www.zdravi.e.15.cz](http://www.zdravi.e.15.cz)
- [28] [www.augeklinik.de](http://www.augeklinik.de)

## PŘÍLOHA



*Ilustrace 1, 2 a 3 – Aberace vyšších řádů naměřené při vstupním vyšetření (zleva) a po jednoroční kontrole (tloušťka flapu 130, 104, 70  $\mu\text{m}$  – ze shora dolů)*