

PŘÍRODOVĚDECKÁ FAKULTA UNIVERZITY PALACKÉHO V OLOMOUCI
KATEDRA OPTIKY

Biometrie se zaměřením na měření axiální délky oka

Bakalářská práce

VYPRACOVAL:

Štěpán Zouhar

obor B5345 R100623 OPTOMETRIE

studijní rok 2012/2013

VEDOUCÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE:

RNDr. František Pluháček, Ph.D.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem svou bakalářskou práci na téma Biometrie se zaměřením na měření axiální délky oka pod vedením RNDr. Františka Pluháčka, Ph.D. vypracoval samostatně a za použití literatury, jež je uvedena v závěru práce.

V Olomouci dne 17.2.2013

podpis

Štěpán Zouhar

Poděkování:

Tímto prostřednictvím bych rád poděkoval svému konzultantovi panu prim.MUDr.Jánu Čúvalovi, Ph.D. a svému garantovi panu RNDr. Františku Pluháčkovi, Ph.D. za čas, trpělivost, rady a připomínky potřebné ke zkompletování této bakalářské práce.

Obsah

Úvod.....	5
1. Rozměry oka dle standardních modelů.....	5
1.1. Gullstrandovo schématické oko	5
1.2. Emsleyova-Graffova modifikace zjednodušeného Gullstrandova.....	8
schématického oka	8
1.3. Standardní redukované oko.....	9
1.4. Standardizovaný model pseudofakického oka	10
2. Délkové poměry v oku.....	11
2.1. Axiální délka oka	11
2.2. Rohovka	12
2.3. Čočka.....	14
3. Katarakta a její typy	16
3.1. Senilní katarakta.....	17
3.1.1. Nukleární katarakta	17
3.1.2. Kortikální katarakta	17
3.1.3. Zadní subkapsulární katarakta	18
3.1.4. Přední subkapsulární katarakta.....	18
3.2. Léková katarakta	18
3.3. Traumatická katarakta.....	19
3.5. Metabolická katarakta	20
3.6. Předoperační vyšetření katarakty	21
4. Biometrie	21
4.1. Ultrazvuková biometrie.....	22
4.1.1 A-scan (Amplitude modulated)	26
4.1.2 B-scan (Brightness modulated)	26
4.1.3. Kontaktní technika.....	27
4.1.4. Imerzní technika	29
4.2. Optická biometrie.....	31
5. Srovnání ultrazvukové a optické biometrie	34
6. Závěr	36
Seznam použité literatury a zdrojů	37

Úvod

Práce je zaměřena na stanovení délkových poměrů v lidském oku, na rozměry lidského oka dle standardních modelů, které jsou obohaceny modelem pseudofakického oka. Tento stav oka bez čočky je ve velké většině případů způsoben šedým zákal, kdy je vyjmuta nitrooční čočka pacienta a je nahrazena čočkou umělou. V souvislosti s operací šedého zákalu, kterému je v této práci také věnována pozornost, a potřebnému výpočtu optické mohutnosti umělé nitrooční čočky, se práce zabývá biometrií. Biometrie jako taková je vyšetřovací technika, pomocí které měříme axiální délku oka a optickou mohutnost rohovky. Jejím nejčastějším cílem je za pomoci ultrazvuku nebo koherentního světla zjistit údaje potřebné k vypočítání optické mohutnosti umělé nitrooční čočky, která pak bude sloužit pacientovi místo jeho čočky původní. Biometrie též umožňuje vytvořit dvojrozměrný obraz měřené oblasti, který je potřebný pro zobrazení léze, např. tumoru v oku. Bez této metody vyšetření by se dnes diagnostika v oftalmologii neobešla.

Stěžejní část této práce je zaměřená na principy, metody, typy biometrie a závěr je shrnutím současných výsledků z výzkumů, které porovnávají optickou a ultrazvukovou biometrii. Tato práce však není zaměřena na výpočty nitrooční čočky, ale na biometrii jako takovou. Díky faktu, že ultrazvuková biometrie je více rozšířená, je v práci věnován větší prostor právě této metodě, využívající ultrazvukových vln oproti relativně nové metodě optické biometrie.

1. Rozměry oka dle standardních modelů

Pro představu o chodu světelných paprsků okem je třeba znát základní optické parametry, které jsou vyjádřeny číselnými údaji. Tyto údaje jednoznačně popisují systém lidského oka jako optickou centrovanou soustavu. Protože každý člověk je svým způsobem unikátní a lidské oči se svými vlastnostmi vzájemně liší, nelze požadované parametry absolutně přesně vyjádřit. Je třeba se spokojit s modelem oka, který s větší či menší přesností reprezentuje průměrný stav.

Používá se několika modelů, které jsou různě modifikované, a jejich hodnoty se tak od sebe mohou lišit.

1.1. Gullstrandovo schematické oko

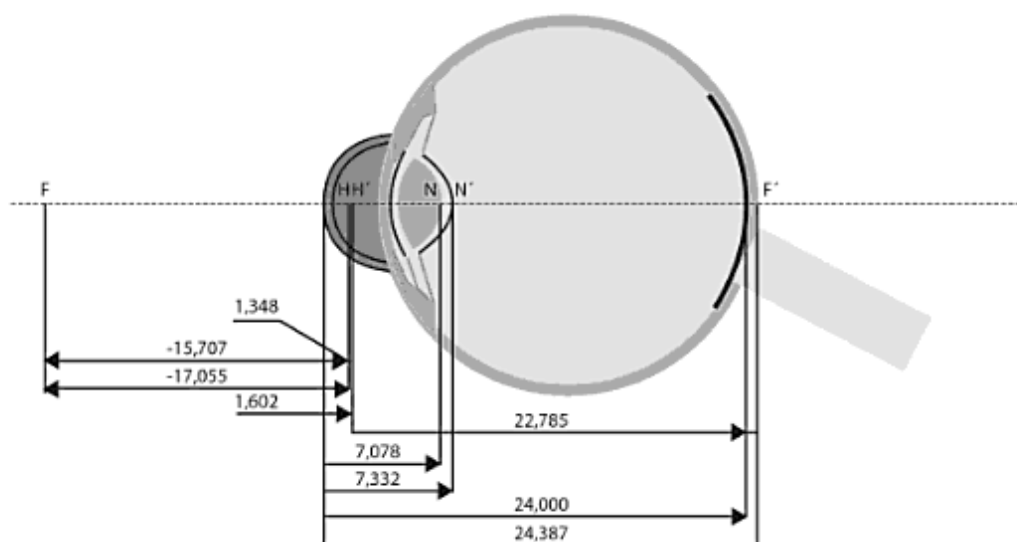
Díky švédskému profesorovi oftalmologie A.Gullstrandovi vznikl první schematický model oka, tzv. Gullstrandovo schematické oko. Jedná se o dosud

používaný, nejpodrobnější model oka. Tento model se skládá z šesti optických ploch, kde předmětové prostředí je tvořeno vzduchem o indexu lomu 1.

První plocha je tvořena přední lomivou plochou rohovky o poloměru zakřivení + 7,7 mm. Druhou plochou je zadní lomivá plocha rohovky o poloměru zakřivení + 6,8 mm. Zbývající čtyři lomivé plochy představují přední plochu obalu čočky (kortex) o poloměru zakřivení + 10,00 mm, přední plochu jádra čočky o poloměru zakřivení + 7,911 mm, zadní plochu jádra čočky o poloměru zakřivení - 5,760 mm a zadní plochu obalu čočky (kortex) o poloměru zakřivení - 6,00 mm. Komorová voda, která vyplňuje prostor mezi zadní plochou rohovky a přední plochou obalu čočky, má stejný index lomu jako sklivec, který se nachází mezi zadní plochou obalu čočky a sítnicí. Tento model taktéž obsahuje veškeré důležité optické parametry, jako indexy lomu všech jednotlivých prostředí, vzdálenosti ohnisek F , F' , dále pak polohy předmětového a obrazového hlavního bodu H , H' , předmětového a obrazového uzlového bodu N , N' a polohu sítnice, které jsou potřebné k výpočtům. (viz tab. 1) Celková optická mohutnost tohoto modelu oka v neakomodovaném stavu je + 58,64 D a ve stavu maximální akomodace + 70,57 D. Předmětová a obrazová ohnisková vzdálenost v neakomodovaném stavu činí - 17,055 mm a + 22,785 mm, zatímco při maximální akomodaci předmětová a obrazová ohnisková vzdálenost činí - 14,169 mm a + 18,030 mm. I při těchto hodnotách vzniká jemná neostrost obrazu, způsobená mírnou odlišností polohy obrazového ohniska a sítnice (za předpokladu předmětu v nekonečnu). [1]

	Vzdálenost od vrcholu rohovky (mm)	Poloměr zakřivení (mm)	Index lomu
Přední plocha rohovky	0,000	+7,700	-
Rohovka	-	-	1,376
Zadní plocha rohovky	+0,500	+6,800	-
Komorová voda	-	-	1,336
Přední plocha čočky	+3,6 (3,2)	+1,00 (5,33)	-
Periferie čočky	-	-	1,386
Přední plocha jádra čočky	+4,146 (3,8725)	+7,911 (2,655)	-
Jádro čočky	-	-	1,406
Zadní plocha jádra čočky	+6,665 (6,5275)	-5,760 (-2,655)	-
Zadní plocha čočky	+7,200	-6,000 (-5,33)	-
Sklivec	-	-	1,336
Předmětové ohnisko	-15,707 (-2,397)	-	-
Obrazové ohnisko	+24,387 (21,016)	-	-
Předmětový hlavní bod	+1,348 (1,722)	-	-
Obrazový hlavní bod	+1,602 (2,086)	-	-
Předmětový uzlový bod	+7,078 (5,633)	-	-
Obrazový uzlový bod	+7,332 (5,997)	-	-
Poloha sítnice	+24,000	-	-

Tab.č.1 Parametry Gullstrandova schematického oka. Hodnoty v závorkách odpovídají hodnotám při zapojení maximální akomodace. Ostatní hodnoty odpovídají neakomodovanému oku. [1]



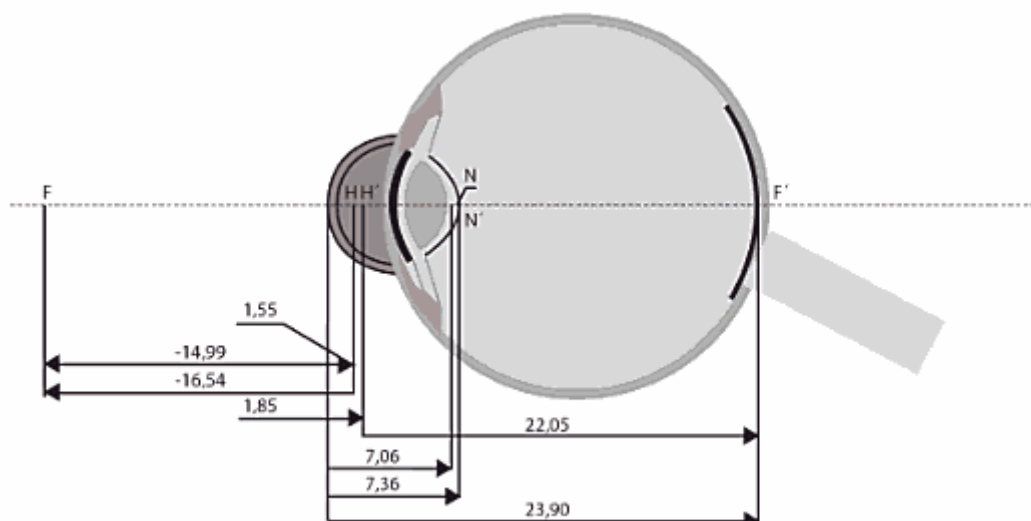
Obr.č.1 Gullstrandův model oka [1]

1.2. Emsleyova-Graffova modifikace zjednodušeného Gullstrandova schematického oka

Pro usnadnění teoretických výpočtů byl Gullstrandem navržen zjednodušený model o třech lomivých plochách, kde rohovku představuje pouze jedna lomivá plocha o poloměru zakřivení + 7,8 mm a čočku dvě lomivé plochy o poloměru zakřivení + 10 mm a - 6 mm. Toto zjednodušené Gullstrandovo schematické oko bylo upraveno podle nových měření Emsleyem a Graffem a je pouze modelem neakomodovaného optického aparátu oka. Celková optická mohutnost tohoto modelu činí + 60,48 D. I tento model obsahuje všechny důležité optické parametry (viz tab.2), jako indexy lomu všech prostředí, vzdálenosti ohnisek F , F' , dále pak polohy předmětového a obrazového hlavního bodu H , H' , předmětového a obrazového uzlového bodu N , N' a polohu sítnice, korespondující s obrazovým ohniskem F' , které je ve vzdálenosti + 23,90 mm. Předmětová ohnisková vzdálenost se pak nachází ve vzdálenosti - 14,99 mm. [1]

	Vzdálenost od vrcholu rohovky (mm)	Poloměr zakřivení (mm)	Index lomu
Rohovka	0,00	+7,80	-
Komorová voda	-	-	4/3
Přední plocha čočky	+3,60	+10,00	-
Čočka	-	-	1,416
Zadní plocha čočky	+7,20	-6,00	-
Sklivec	-	-	4/3
Předmětové ohnisko	-14,99	-	-
Obrazové ohnisko	+23,90	-	-
Předmětový hlavní bod	+1,55	-	-
Obrazový hlavní bod	+1,85	-	-
Předmětový uzlový bod	+7,06	-	-
Obrazový uzlový bod	+7,36	-	-
Poloha sítnice	+23,90	-	-

Tab.č.2 Parametry Emsleyovy-Graffovy modifikace zjednodušeného Gullstrandova schematického oka při uvolněné akomodaci [1]



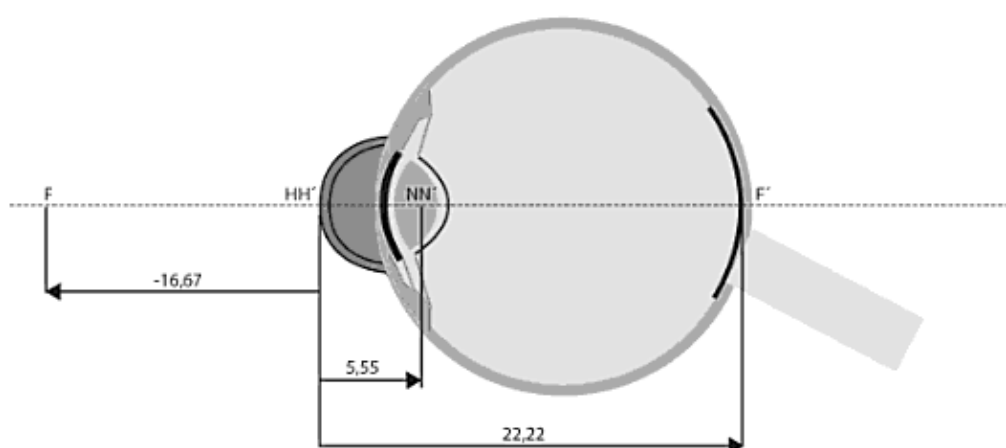
Obr.č.2 Emsleyova-Graffova modifikace Gullstrandova modelu oka [1]

1.3. Standardní redukované oko

Model standardního redukovaného oka vznikl pro orientační a ilustrační výpočty a geometrické konstrukce paprskového zobrazení v oku. Tento model oka je opět redukován na pouze jedinou ekvivalentní lámavou plochu o poloměru křivosti + 5,55 mm indexe lomu 4/3 a axiální délce + 22,22 mm. U tohoto modelu se předmětový i obrazový bod H, H' nacházejí na optické ploše ve vrcholu lámavé plochy, kde spolu splývají. Taktéž uzlové body N, N' splývají a nacházejí se ve středu křivosti této plochy. Předmětová a obrazová ohnisková vzdálenost zde činí - 16,67 mm a + 22,22 mm, což je dáno polohou obrazového hlavního bodu ve vrcholu lomivé plochy a polohou obrazového ohniska ve foveole sítnice. Celková optická mohutnost tohoto modelu je $\varphi = (1-n)/r \approx + 60 \text{ D}$. Standardní redukované oko je emetropické, ale je možné modelové hodnoty poupravit tak, aby lépe odpovídaly námi dané situaci. Poté hovoříme o nestandardním redukovaném oku. [1]

	Vzdálenost od vrcholu rohovky (mm)	Poloměr zakřivení (mm)	Index lomu
Přední plocha modelu	0,00	+5,55	-
Vnitřní prostředí modelu	-	-	4/3
Předmětové ohnisko	-16,67	-	-
Obrazové ohnisko	+22,22	-	-
Hlavní bod	0,00	-	-
Uzlový bod	+5,55	-	-
Poloha sítnice	+22,22	-	-

Tab.č.3 Parametry standardního redukovaného oka [1]

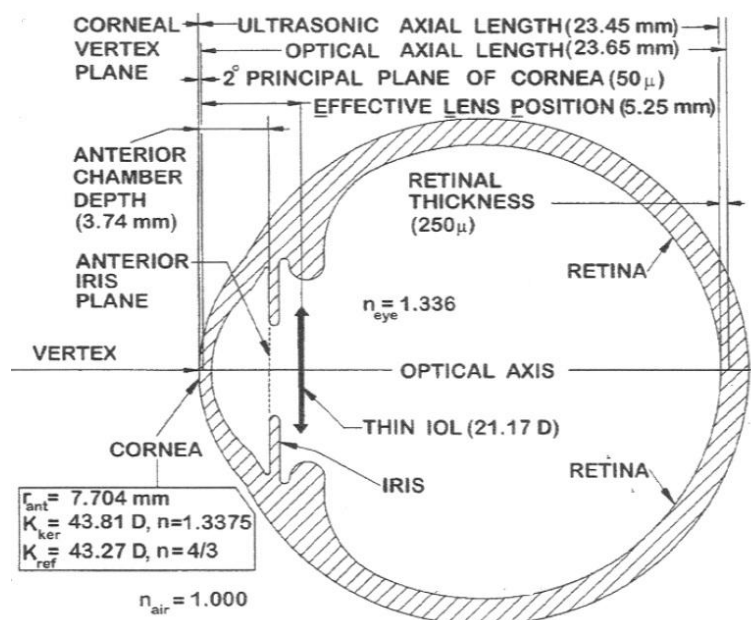


Obr.č.3 Model neakomodujícího oka představující standardní regulované oko s jednou lámavou optickou plochou [1]

1.4. Standardizovaný model pseudofakického oka

Pseudofakické oko je oko s umělou nitrooční čočkou. Axiální délka takového oka je 23,65 mm. Při ultrazvukové biometrii (viz kapitola 4) je v tomto případě axiální délka 23,45 mm. Model pseudofakického oka je tvořen stejně jako Gullstrandův přední plochou rohovky o poloměru zakřivení +7,704 mm a zadní plochou rohovky o poloměru + 6,8 mm. Index lomu rohovky je 1,3375 a její optická mohutnost pak činí dle manuální keratometrie 43,81D. Komorová voda, která vyplňuje prostor mezi zadní plochou rohovky a umělou nitrooční čočkou (IOL), má stejný index lomu (1,336) jako sklivec. Přední komora je hluboká 3,74 mm. Za ní se nachází IOL, která se umísťuje do efektivní pozice 5,25 mm od přední plochy rohovky a dle modelu s ideální optickou mohutností 21,19D. Její účinek však může být ovlivněn postoperačním ustálením, kdy například při posunu o 0,5 mm dojde ke změně celkové refrakce oka o jednu

dioptrií. V praxi je však velikost optické mohutnosti IOL každému pacientovi individuálně vypočítávána pomocí výsledků biometrie za užití vzorců, které jsou uvedeny od strany 396 publikace [2,3].



Obr. č.4 Model standardizovaného pseudofakického oka (u 72letého pacienta) [3].

2. Délkové poměry v oku

V předešlé kapitole byly popsány standardní modely oka, které nám pomáhají k různým teoretickým výpočtům. Pokud se chceme zaměřit například na vývoj oka od dětství do dospělosti nebo na chirurgické zákroky, je potřeba znát aktuální délkové poměry daného oka. Tato kapitola tedy bude věnována délkovým poměrům v oku z anatomického hlediska.

Od narození se lidský organismus vyvíjí a do určitého věku lidské tělo roste. Je tomu tak i u očí. Zrakové funkce se vyvíjejí do šestého roku života. Oči rostou do čtrnáctého roku, ovšem definitivní růst oka je v některých případech ukončen až v pětadvaceti letech. [5]

2.1. Axiální délka oka

Délka oka je určena celkovou axiální (předozadní) délkou bulbu, která nám určuje, jestli se jedná o oko průměrné (emetropické), kratší (hypermetropické), nebo delší (myopické). Bulbus má přibližnou podobu koule, na niž rozeznáváme přední a zadní pól. Stejně tak můžeme ekvátorem bulbus rozpůlit na přední a zadní polovinu.

Tyto myšlené linie vedené přes oba póly nazýváme meridiány. Bulbus má průměrnou vzdálenost mezi předním a zadním pólem dlouhou 24,30 mm, vzdálenost od ekvátoru k ekvátoru, tj. transversálně 23,70 mm a vertikálně 23,60 mm.

Nově narozený jedinec má průměrnou axiální délku oka asi 17-18 mm. Díky těmto rozměrům se jedná o oko hypermetropické a u donošeného novorozence je hodnota průměrné hypermetropie + 3 D. Oko rychle dorůstá a již ve třech letech je délka oka 23 mm. Od třetího do čtrnáctého roku je růst oka pomalejší. Při zdravém vývoji oko ročně povyroste přibližně o 0,1 mm, až nabude hodnoty přibližně 24 mm. Kompenzace narůstání předozadní délky oka spočívá v oplošťování rohovky a čočky, kdy změna předozadní délky oka o 1 mm způsobí změnu refrakce o 3 D a zvětšení poloměru křivosti rohovky o 1 mm zapříčiní zvýšení hypermetropie o 6 mm. [1,6,15]

Věk	Axiální délka oka (v mm)
Novorozenec	17,02
10-45 dnů	17,22
46-75 dnů	18,77
76-120 dnů	19,43
5-9 měsíců	20,09
10-18 měsíců	20,14
19-36 měsíců	22,01
4-5 let	22,78
6-7 let	22,56
8-10 let	23,12

Tab.č.4 Axiální délka oka zjištěná pomocí biometrie lidského oka od narození do desátého roku života [10]

2.2. Rohovka

Rohovka (cornea) je transparentní optická tkáň. Tvoří společně s bělímou (sclerou) zevní vazivový obal bulbu (tunica externa fibrosa) a zaujímá zhruba 20 % povrchu oční koule. Rohovka je mechanickou a chemicky nepropustnou bariérou (spolu se spojivkou, sklérou a slzným filmem) mezi nitrem oka a vnějším prostředím.

Rohovka má tvar horizontálně uložené elipsy, jejíž průměr je 11,5 mm vertikálně a 12,6 mm horizontálně. To je způsobeno tím, že sklerální vlákna dole a nahoře zasahují hlouběji do rohovky. Optická mohutnost rohovky je 43 dioptrií, což jsou 2/3 celkové refrakce oka, kdy poloměr křivosti rohovky je pro přední plochu 7,7 mm a pro zadní plochu 6,6 mm. Se směrem k limbu se oplošťuje. U rohovky

rozlišujeme vertikální a horizontální meridián, přičemž vertikální meridián je více zakřiven. Tento rozdíl v zakřivení odpovídá + 0,5 D, což je považováno za fyziologický rohovkový astigmatismus, který způsobuje tlak víček na bulbus. Tloušťka centrální rohovky je přibližně 560-600 μm a periferní rohovky 650-1000 μm .

Rohovka se skládá z pěti vrstev. Na povrchu se nachází epitel a jeho bazální membrány, dále pak Bowmanova membrána, jež odděluje epitel od vlastní tkáně rohovky, kterým je stroma. Další vrstvu tvoří Descemetova membrána, oddělující nejvnitřnější vrstvu rohovky - endotel.

Epitel rohovky (epithelium antierius) je pokračováním epitelu spojivky. Je uspořádaný do přibližně 5 vrstev buněk, které se obměňují přibližně v šestidenním až sedmidenním cyklu a za normálních okolností nekeratinizují díky limbálním buňkám. Bazální vrstva se skládá z kubických, až nízce cylinrických buněk, dvou vrstev polyedrických buněk uprostřed s křídlovitými výběžky a dvou až tří vrstev plochých buněk na povrchu s četnými mikrovýběžky a záhyby a je kryta 7 – 10 μm tlustým filmem, skládajícím se z lipidů a glykoproteinů. Jde o tzv. prekerneální slzný film, jehož hlavní funkcí je bránit vysychání rohovky. Neporušený povrch epitelu zabraňuje vniknutí infekce do rohovky a má dobrou a rychlou regenerační schopnost.

Bowmanova membrána (lamina limitans anterior) je homogenní vrstva, na kterou nasedají bazální buňky skvamózního epitelu rohovky. Je tenká 8-12 μm , při poranění nemá schopnost regenerace a na poraněném místě vznikají rohovkové jizvy. Skládá se z tenkých a náhodně se křížících kolagenních fibril (kolagen typu I) a kondenzované interfibrilární hmoty. Je ostře ohraničená a na vnitřní ploše splývá s rohovkovým stromatem.

Rohovkové stroma (substantia propria) představuje asi 90 % tloušťky celé rohovky. Je tvořeno kolagenními fibrilami (kolagen I, III, V, VI), jež jsou pravidelně uspořádány dle různých publikací do 200-500 rovnoběžných lamel. Naprosto pravidelné uspořádání lamel je nezbytné pro průhlednost rohovky. Více pravidelně uspořádáno je zadní stroma, kde kolagenní vlákna jsou obklopena extracelulárním matrixem, který je produkován stromálními buňkami – fibroblasty.

Descemetova membrána (lamina limitans posterior) je tvořena mřížkou kolagenních fibril. Je tenčí, avšak pružnější než Bowmanova membrána. Je velmi odolná při infekcích a poraněních. Má schopnost regenerace pomocí funkčních endotelových buněk. Postupem věku se ztlušťuje.

Endotel rohovky (endothelium camerae anterioris) je složen z jedné vrstvy hexagonálních buněk, kterých obsahuje asi 400 000 o tloušťce 4-6 μm . Tvoří bariéru, jež řídí tok komorové vody do stromatu a současně řídí i její odčerpávání. Díky endotelu si rohovka udržuje stálý obsah vody ve stromatu (okolo 78 %). Rohovkový endotel neregeneruje, a pokud jeho buňky z jakéhokoliv důvodu zanikají, jsou nahrazovány zvětšením buněk okolních. S postupem věku se počet buněk snižuje, avšak jejich funkční kapacita postačuje.

Za výše uvedenými vrstvami se nachází přední oční komora (camera oculi anterior). Ta je ohraničena již zmiňovanou zadní plochou rohovky, tkáněmi duhovko-rohovkového úhlu, přední plochou duhovky a v oblasti zornice přední plochou čočky. Za duhovkou se pak nachází zadní oční komora (camera oculi posterior), která je ohraničena zadní plochou duhovky, přední vnitřní plochou řasnatého tělíska, závěsným aparátem a ekvátorovou oblastí čočky. Přední komora na rozdíl od komory zadní je větší. U emetropického oka je hloubka přední komory mezi 3 až 3,7 mm, kdežto zadní komora zaujímá pouze úzkou štěrbinu o největší hloubce 0,5 mm. V těchto komorách se nachází komorová voda (humor aquaeus), která se podílí na výživě rohovky a je nejdůležitější složkou výživy nitrooční čočky. [1,4,5,7]

2.3. Čočka

Oční čočka (lens) je transparentní a avaskulární tkáň bikonvexního tvaru. Nachází se za duhovkou v prohloubenině sklivce (fossa patellaris). Čočka se skládá z pouzdra, epitelu, kortexu a jádra. Přední a zadní plocha čočky se setkává v tzv. ekvátoru. Mezi ním a řasnatým tělískem se rozpínají tenká vlákna, která v souhrnu tvoří závěsný aparát čočky (apparatus suspensorius lentis). Čočka je vyživována osmózou z komorové vody.

Tvar čočky se mění tahem vláček závěsného aparátu. Kontrakce ciliárního svalu způsobuje uvolnění vláček závěsného aparátu, čímž se čočka vlastní elasticitou vyklene a tím se přizpůsobí vidění do blízka. Změna tvaru čočky je odvislá od různého stupně akomodace oka a je závislá také na stáří. Optická osa čočky probíhá sagitálně od předního pólu méně zakřivené přední plochy k zadnímu pólu silněji zakřivené zadní plochy. Optická mohutnost čočky je asi 15 až 20 D, což odpovídá zhruba 1/3 celkové optické mohutnosti oka.

Čočkové pouzdro se skládá z předního pouzdra tvořícího transparentní, pružnou a neobvykle silnou bazální membránu čočkového epitelu a zadního pouzdra

skládajícího se z bazální membrány, které vzniká přeměnou buněk v ekvatoriální oblasti. Samotné pouzdro čočky je tvořeno z bílkovin (glykoproteinů, jež představuje kolagen typu IV) a ze sulfátových glykozaminoglykanů. Neobsahuje žádnou elastickou tkáň a je velmi homogenní struktury. V ekvatoriální oblasti se upínají jemná vlákna závěsného aparátu k řasnatému tělísku. Tato vlákna fixují čočku a jsou známa jako zonula Zinii neboli zonulární vlákna (fibrae zonulares). Tloušťka čočkového pouzdra závisí na věku a místě, kde jej měříme. Nejtenčí je v oblasti zadního pólu, kde měří asi 3 μm . Na předním pólu pak 14 μm . Nejsilnější je po stranách v okolí předního pólu, kde je jeho tloušťka 21 μm (viz obr.5). V průběhu života se tloušťka předního pouzdra zvětšuje, kdežto tloušťka zadního pouzdra se s věkem zmenšuje.

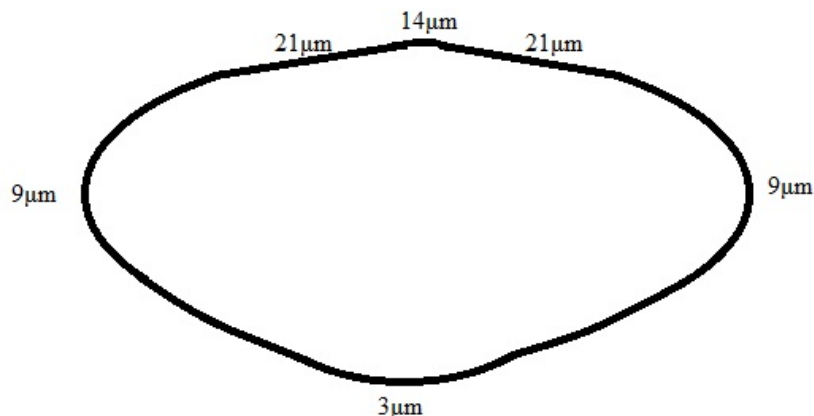
Čočkový epitel je složen z buněk různého tvaru, které tvoří jednu vrstvu pod předním čočkovým pouzdrem a dosahují pouze do oblasti ekvátoru. V oblasti zadního čočkového pouzdra epitelové buňky nejsou. Epitel je vždy jednořadý, výška jednotlivých buněk směrem k ekvátoru narůstá. Buňky epitelu jsou šestiboké a mají jedno až dvě jádra. Čočkový epitel se dělí na čtyři zóny:

- Centrální zóna - 80 % epitelu, buňky této oblasti jsou schopny reagovat na různé mitotické stimuly včetně poranění
- Pregerminativní zóna - 5 % epitelu, buňky se přidávají k buňkám centrální zóny tím, jak se čočka stárnutím zvětšuje
- Germinativní zóna - 10 % epitelu, mitózy jsou zde velmi časté, buňky jsou zde menší s nejvyšší hustotou
- Tranzitorní zóna - 5 % epitelu, probíhá zde nejdůležitější změna buněk epitelu - elongace (prodloužení) a přeměna v sekundární čočková vlákna

Jádro a kortex jsou téměř histologicky nerozlišitelné. Jádro čočky u šedesátiletého člověka tvoří asi 84 % hmoty čočky, kortex zbylých 16 %. Jádro lze rozdělit na embryonální, fetální, infantilní a dospělé.

- Embryonální jádro tvoří pouze primární čočková jádra.
- Fetální jádro je tvořeno ze sekundárních vláken vzniklých před narozením.
- Infantilní jádro tvoří sekundární vlákna vzniklá po narození do čtyř let věku.
- Dospělé jádro tvoří sekundární vlákna vzniklá do konce dospívání.

Kortex je umístěn periferně a je složen ze všech sekundárních vláken, která vznikla až v dospělosti. Kortex můžeme rozdělit na hluboký, střední a povrchový.



Obr.č.5 Tloušťka čočkového pouzdra u dospělého

Čočka v průběhu života roste, mění tvar a mění se její optické vlastnosti. Tím, že se zvětšuje, přibývá její hmotnost. Ta je při narození asi 90 mg, kdy její největší průměr je asi 3,5 mm a ekvatoriálně měří asi 6,4 mm. V dospělosti pak čočka váží asi 255 mg, přičemž její předozadní průměr je přibližně 4 až 5 mm a ekvatoriálně měří přibližně 9 mm. Zároveň se více zaobljuje v důsledku zvětšující se vrstvy kortexu. Současně se mění i index lomu, který je 1,4. Díky přítomnosti většího množství nerozpustných bílkovin tento refrakční index lomu čočky roste. Stárnoucí čočka se tak může stát více hypermetrická či myopická v závislosti na stavu jejího metabolismu. Jelikož čočka nemá cévní zásobení, všechny vzniklé buňky v ní zůstávají od embryogeneze až do smrti. Ve všech ostatních tkáních se proteiny obměňují a tím je zajišťována jejich správná stavba a funkce. Bílkoviny čočky jsou tak snadno zranitelné například oxidoredukčními buněčnými změnami, vzestupem některých metabolitů a různými fyzikálními zásahy, jako je například UV. Tyto vlivy negativně působí na nitrooční čočku a některé z nich mohou vést k nejrozšířenějšímu poškození čočky - kataraktě. [1,7]

3. Katarakta a její typy

Katarakta neboli šedý zákal je charakterizována jakýmkoliv zkalením v čočce, které způsobuje poruchy průhlednosti a má za následek rozptylování procházejících paprsků. Projevuje se ve většině případů u starších osob. Ve věku nad 65 let je určitý stupeň katarakty prokazatelný skoro u 50 % populace. Mezi 75-85 lety věku je pak šedý zákal prokazatelný, ať už v jakémkoliv pokročilém stavu, u 91 % populace. Uvádí se, že katarakta je stále nejčastější příčinou slepoty ve světě. Avšak operace katarakty,

kdy se implantuje umělá nitrooční čočka, je nejefektivnější chirurgická metoda v celém lékařství.

Dodnes nebylo zjištěno jak zabránit vzniku a progresi katarakty a jak ji léčit, aniž by se muselo operativně zasahovat do oka. Ovšem díky intenzivnímu výzkumu v oblasti fyziologie a biochemie nitrooční čočky se alespoň podařilo objevit některé rizikové faktory, které mohou vést k tvorbě šedého zákalu, jako jsou například UV záření, kouření a jiné. Ovšem jak předcházet vzniku šedého zákalu, stále není známo. [1,7]

3.1. Senilní katarakta

V průběhu stárnutí se nitrooční čočka zvětšuje a nabývá tak na hmotnosti a ztrácí elasticitu. V čočce dochází k chemické přeměně čočkových proteinů na vysokomolekulární protein, což má za následek změnu indexu lomu, snížení propustnosti pro světlo, změny v optické aberaci a neustále se zvětšující pigmentaci jádra. Dále zde dochází k poruše aktivního transportu látek, proto dochází ke zvýšené koncentraci vápníku a sodíku a ke snižování antioxidačních enzymů.

Senilní katarakta se dělí na čtyři typy - nukleární, kortikální, zadní subkapsulární a přední subkapsulární kataraktu a jejich vzájemné kombinace. [1,7]

3.1.1. Nukleární katarakta

Nukleární katarakta se vyvíjí pomalu, bývá obvykle oboustranná a nemusí být symetricky pokročilá. Vyvíjí se u každého člověka nad šedesát let a projevuje se fyziologickým nažloutnutím jádra čočky. Nejčastěji způsobuje obtíže při pohledu do dálky. Biochemické změny způsobené sklerózou (tvrdnutím) jádra zvyšují index lomu a vedou k myopizaci oka. Dochází k poruchám barevného vidění. Při velmi pokročilém stavu nukleární katarakty se jádro stává více zabarvené v odstínu hnědé. Tomuto stavu se říká brunescentní katarakta a je způsoben postupnou homogenní sklerotizací jádra čočky. [1,7]

3.1.2. Kortikální katarakta

Kortikální katarakta je zapříčiněna poruchou iontové rovnováhy, která vede k hydrataci čočkových vláken. Bývá obvykle oboustranná, ale v mnoha případech je na obou stranách různě pokročilá. Progrese kortikální katarakty je v různých případech rozdílná. Někdy je velmi rychlá (během pár měsíců) a někdy se vyvíjí pomalu jako

nukleární katarakta. Nejčastěji způsobuje pocit rozostřeného oslňujícího obrazu při pohledu na intenzivní světelné zdroje (například světla automobilu v noci) s přechodem až k monokulární diplopii (výjimečně). Pro biomikroskopický nález je typický výskyt vakuol a klínových zkalení v předním i zadním kortexu s bází v periférii čočky.

V čočce dále může docházet k hromadění vody, kdy čočka bobtná a stává se intumescentní. Zde se vytvoří obraz perleťově lesklého bělavého zákalu. Pokud dojde k tuhé sklerotizaci všech čočkových vláken a čočka dostává charakteristický bílý, matně lesklý vzhled, stává se katarakta maturní neboli zralá. Pokud tento stav setrvává příliš dlouho, dochází k vstřebání biochemicky změněného kortikálního materiálu. To má za následek, že se pouzdro čočky postupně zmenšuje, až se zřasí. Toto stádium nazýváme hypermaturní katarakta. [1,7]

3.1.3. Zadní subkapsulární katarakta

Zadní subkapsulární katarakta vzniká v zadní části kortexu, nejčastěji v místech, kudy nitrooční čočkou prochází optická osa. Tento typ katarakty není spojen pouze se senilními změnami, tudíž se může vyskytovat i u mladších lidí. Může být způsobena traumaty, intraokulárními záněty a například užíváním kortikosteroidů. Pacienti si stěžují na horší zrakovou ostrost (hlavně na blízko) a mohou vnímat třpyt kolem vnímaných obrazů. Pro biomikroskopický nález je typický jemný duhový rozptyl v zadní kortikální vrstvě, která se progresí mění v granulární neprůhlednou, avšak průsvitnou plochu. [1,7]

3.1.4. Přední subkapsulární katarakta

Přední subkapsulární katarakta se nachází těsně pod předním pouzdem nitrooční čočky a bývá spojena s fibrózní (tkáňovou) metaplazií (přeměnou) buněk čočkového epitelu. Tento typ senilní katarakty je hodně vzácný. [1,7]

3.2. Léková katarakta

Léková katarakta bývá způsobena dlouhodobým nebo nadměrným užíváním léků. Jedná se v první řadě o kortikosteroidy, které způsobují zadní subkapsulární kataraktu. Dále jsou to fenotiaziny, jež mohou způsobit pigmentová depozita v oblasti přední části čočky a oblasti zornice. Jsou obvykle hvězdčovitého tvaru. Další příčinou jsou miotika, která mohou způsobit tvorbu vakuol v přední a zadní subkapsulární vrstvě

a epitelu čočky. Poslední v literatuře uváděnou příčinou lékové katarakty je amiodaron, který může způsobit hvězdicově uspořádaná depozita pigmentu v epitelu čočky. [1,7]

3.3. Traumatická katarakta

Traumatická katarakta je ve velké většině případů způsobena mechanickým poškozením tupým úderem nebo nárazem. Dále do této kategorie spadají katarakty způsobené chemickými látkami, elektrickým proudem a zářením.

Typy poranění:

- Tupé neperforující poranění - může být příčinou výsevu pigmentu z okraje zornice na přední pouzdro čočky. Při pozorování je viditelný tzv. Vossiusův prstenec. Pigment se vstřebává do čočky, aniž by ovlivňoval zrakovou ostrost. Může způsobit i trvalé zkalení čočky.
- Subluxace a dislokace čočky - při tupém poranění oka je způsobena patologická změna polohy čočky v závislosti na poškození ekvatoriálního závěsného aparátu. Čočka se tím uvolní (subluxace v jakémkoliv směru) nebo dojde k dislokaci do přední komory či sklivce.
- Perforující poranění čočky - při poranění kortexu vede k zakalení daného místa. Je zde možnost zahojení, kdy vzniká neprogredující fokální kortikální katarakta. Záleží však na velikosti poranění. Pokud ovšem jakákoliv malá částice, například železa či mědi, zůstane uvnitř čočky, dochází k uvolňování depozit kovu. V případě železa to vyprovokuje siderózu oka (dochází k ukládání depozit v trabekulární trávčíně, epitelu čočky, duhovce a sítnici), kdy vzniká kortikální katarakta. V případě mědi se jedná o chalkózu oka (dochází k tvorbě depozit na endotelu rohovky, přední kapsli čočky a v dalších bazálních membránách), která vede k slunečnicové kataraktě. Částičky mědi pak mohou dále způsobovat závažná zánětlivá onemocnění.
- Chemické poranění - způsobuje zkalení po působení zásad nebo kyselin. Tvorba katarakty je častější u působení zásad, jelikož jejich penetrace do oka je rychlejší než u kyselin. Způsobují vyšší pH a pokles hladiny glukózy v komorové vodě. S jistou prodlevou nebo i okamžitě může vzniknout kortikální katarakta.

- Úraz elektrickým proudem - vznikají při něm drobné vakuoly až opacity v předním subkapsulárním kortexu. Nález může regredovat, zůstat stacionární nebo pokračovat vývojem celkového zakalení čočky.
- Poškození zářením - je způsobeno elektromagnetickým zářením o různé vlnové délce. Nejvýraznější vliv má záření ionizující a rentgenové záření. Charakteristické jsou tečkovité opacity v zadním pouzdru a peříčkovité opacity v přední subkapsulární vrstvě. Dalšími typy jsou ultrafialové záření, které v oblasti 290-320 nm vlnové délky po dlouhodobějším působení může vyvolat kortikální a zadní subkapsulární kataraktu, nebo záření infračervené, jež spolu s dlouhodobějším působením žáru může vyvolat odlupování přední kapsulky. Ta se pak následně stáčí do vřetenovitého tvaru. Poté se zde postupně vyvíjí kortikální katarakta. Tento typ katarakty lze označovat pojmem „žárová katarakta“. Posledním známým typem je mikrovlnné záření, které způsobuje opacity v předním a zadním kortexu. Ovšem vznik katarakty způsobený tímto zářením nebyl prokázán, jelikož v dávkách potřebných ke vzniku zákalu by záření způsobilo hypertermické poškození celého organismu. [1,7]

3.5. Metabolická katarakta

Metabolická katarakta je způsobena poruchami metabolismu nebo systémovým onemocněním organismu. Nejčastěji vyskytovanou metabolickou kataraktou je katarakta způsobená diabetes mellitus, kdy v těle stoupá hladina cukru v krvi a tím se zvětšuje hladina glukózy v komorové vodě. Odtud vstupuje pomocí difúze do čočky a je v ní přeměňována na sorbitol. Ten podmiňuje difúzi vody a zvyšuje tak hydrataci čočky. Tím pádem dochází k osmotické nerovnováze. Charakteristickými příznaky jsou nejen vznik katarakty, ale i změny v refrakci a potíže s akomodací. U diabetiků se katarakta vyvíjí dříve a rychleji než u ostatní populace, což je ovlivněno změnou hladiny glykémie. Jsou popsány dva typy průběhu katarakty u diabetiků. Prvním je tzv. pravá diabetická katarakta, která je charakteristická oboustrannými subkapsulárními vločkovitými bělošedavými zákaly. Objevují se vakuoly v čočkovém pouzdru, po nichž brzy může následovat stadium intumescenční až maturní katarakty. Druhým typem je častá senilní katarakta, jež vzniká častěji v mladším věku než u nediabetika.

Dalšími poruchami mohou například být galaktozémie, což je vrozená autozomálně recesivní porucha, v jejímž důsledku není přítomna schopnost přeměňovat

galaktózu v glukózu, hypokalcémie, což je snížení vápníku v krvi, jež vede ke vzniku tečkovitých lokálních zákalů v předním i zadním kortexu, nebo hepatolentikulární degenerace (Wilsonova choroba), což je autozomálně recesivně dědičná porucha metabolismu mědi projevující se Kaysero-Fleischerovým prstencem zlatohnědé descemetové membrány v periferii rohovky. Může při ní docházet k ukládání hvězdovitých depozit pod přední kapsulou a předním kortexem čočky. A v poslední řadě se jedná o poruchy výživy, kdy vysoké hladiny riboflavinu, vitamínu C, E a karotenu mohou souviset s častým výskytem nukleární a kortikální katarakty. Naopak doporučené dávky vitaminů (A, C, E, niacin, tiamin, riboflavin) mají ochranné účinky a pomáhají tím zabránit vzniku katarakty. [1,7]

3.6. Předoperační vyšetření katarakty

Dříve se s operací katarakty čekalo do doby, než její stav bude vhodný k operaci. V dnešní době, jelikož se operace katarakty stala ambulantní záležitostí, se oftalmolog k operaci katarakty přiklání, pokud začne docházet k subjektivnímu zhoršení vidění pacienta a tím i zhoršení vízu. Je potřeba též zvážit, zdali se operací skutečně dosáhne funkčního zlepšení, zdali je pacient dostatečně zdravý a schopen spolupracovat, aby operaci mohl podstoupit.

Před operací musí být provedeno měření nitroočního tlaku, kontrola vízu do dálky i blízka, důkladná kontrola na šterbinové lampě a biometrie, která bude popsána v následující kapitole. Dále musí být pacientovi vysvětlen princip operace, její rizika, předpokládaný pooperační průběh a rehabilitace. Též musí být zajištěno interní předoperační vyšetření, které obsahuje krevní obraz, EKG a celkové zhodnocení internistou před lokální anestezií a v případě komplikací před celkovou anestezií. [1,7]

4. Biometrie

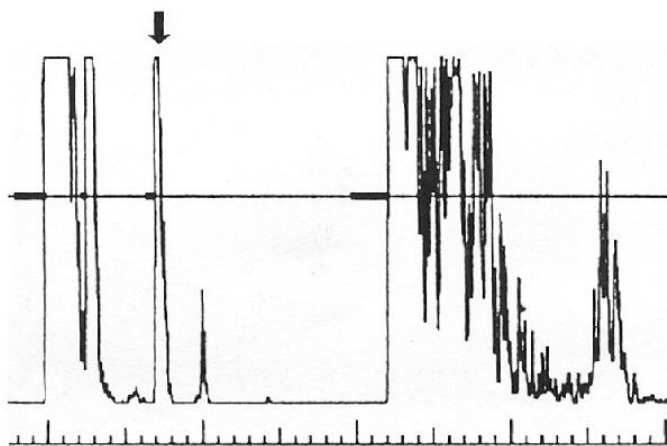
Jde o vyšetřovací techniku, pomocí níž se měří axiální délka oka a optická mohutnost rohovky. Je to nejběžnější ultrazvuková procedura používaná v oftalmologii a je primární složkou pro výpočty optické mohutnosti intraokulární čočky. V praxi se využívají dvě metody pro měření axiální délky oka. Jedná se o ultrazvukovou biometrii a optickou biometrii. Tyto metody se vzájemně doplňují. [12]

4.1. Ultrazvuková biometrie

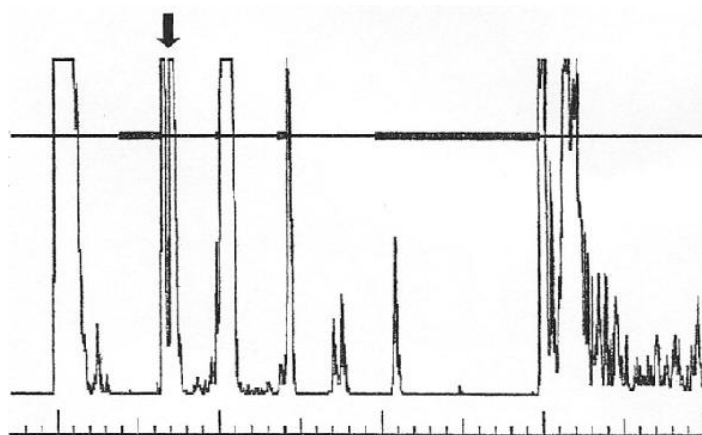
Před vysvětlením principů a typů ultrazvukové biometrie je zapotřebí vědět, co je ultrazvuk, jak vzniká a jak se šíří. Zvuk jako takový je akustické vlnění v látkovém prostředí, které dokáže vyvolat sluchový vjem. Frekvence tohoto, pro člověka slyšitelného vjemu, je v rozmezí 16 Hz až přibližně 20 kHz. Ultrazvukové vlny jsou tedy vyšší než 20 kHz a tím pádem jsou pro lidské ucho neslyšitelné. Ultrazvukové kmity se pružným prostředím šíří formou vlnění. V lidském těle, které obsahu tekutiny a měkké tkáně, se šíří formou podélného vlnění. Zdrojem ultrazvukových kmitů pro diagnostické účely (nejen v oftalmologii) jsou převážně elektricky buzené piezoelektrické měniče. Piezoelektrický měnič je elektronická součástka, která přeměňuje mechanické kmity na elektrické a naopak. Každé prostředí díky tomu, ať živé nebo neživé, je z akustického hlediska charakterizováno několika parametry. Jedná se o rychlost šíření ultrazvukových vln v daném prostředí (tzv. fázová rychlost), akustické impedance (je určena poměrem mezi efektivním akustickým tlakem a efektivní akustickou rychlostí) a útlumem (absorpce, odraz, lom a rozptyl vlnění). Diagnostické zobrazení je pak získáno ze zachycení, zpracování a zobrazení jednotlivých ultrazvukových signálů, odražených od tkáňových rozhraní. [9,14]

Ultrazvuková biometrie využívá odrazu ultrazvukových signálů od echogenního rozhraní, což je schopnost tkání v přiměřené, zvýšené či snížené míře odrážet ultrazvukové vlny. Vlastní zařízení funguje na principu použití pulsního systému. Pulsní proud je veden do sondy, kde dochází k vibračním krystalovým struktur a emisi zvukového svazku na danou frekvenci. Potom se objeví pauza několika mikrosekund, během níž může být sondou přijat vracející se signál, který je konvertován v křivku zobrazenou na displeji měřicího přístroje. Získané napětí biometru je měřeno v decibelech (Db) a ovlivňuje amplitudu a výsledek křivky na obrazovce. Pokud je zesílení na maximum, jsou výška hrotů a citlivost monitoru maximalizované. To sice umožňuje zobrazení i slabších signálů, ale celkové rozlišení je nepříznivé. Pokud intenzitu zeslabíme, tak výška hrotů a citlivost displeje poklesne. To má za následek eliminaci slabších signálů, ale zlepšení rozlišení. Pokud je zesílení příliš velké, tak například retina a skléra se zobrazí na echogramu jako jeden tlustý hřeben se širokým rovným vrcholem. Dalším příkladem je nerozeznání epitelu a endotelu rohovky, který se zobrazí taktéž jako jeden hřeben na echogramu. (viz obr. 6) Proto je potřebné intenzitu přizpůsobit tak, aby byla zobrazena dvě rozhraní ležící v těsné blízkosti, jedno těsně za druhým, jako samostatné signály nebo hroty. Například hustota

katarakty podmiňuje potřebu měnit zesílení nastavení v závislosti na absorpci zvuku. Naopak afakičtí pacienti potřebují signál zeslabit, aby se retinální a sklerální hroty nespojily. Proto se nastavení může lišit nejenom pacient od pacienta, ale i oko od oka.



Obr.č.6 Imerzní technika scanu afakického oka. Na obrázku lze pozorovat pouze jeden hřeben rohovky (viz šipka). Intenzita musí být snížena natolik, aby šly rozlišit dva vrcholy. [16]



Obr.č.7 Imerzní technika scanu fakického oka. Na obrázku lze pozorovat dva hřebeny (viz šipka), kdy první zastupuje epitel rohovky a druhý endotel rohovky. [16]

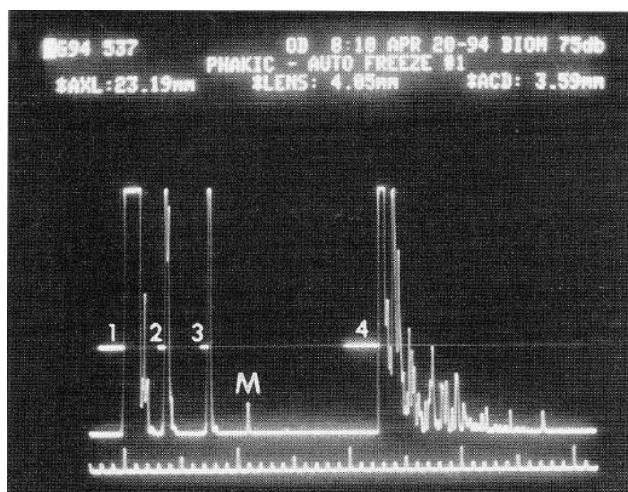
Dále je potřeba si ujasnit, co jsou to vertikální měřicí kolmice (gates), které na echogramu vznikají. Vertikální gates jsou měřidla na displeji, **jež** měří vzdálenosti mezi dvěma body (rozhraními). Gates by měly být čitelně viditelné, kvůli správnému zhodnocení scanů, protože leží-li některý z nich u nesprávného vrcholu, celé měření délky oka bude nesprávné. Biometr automaticky umisťuje měřicí kolmice na to, o čem si myslí, že je korneální vrchol, jako například vrchol rohovky, vrchol přední strany čočky, vrchol zadní strany čočky a retinální vrchol. Přístroj je programován na měření vzdálenosti vždy mezi každými dvěma měřicími kolmicemi při dané rychlosti.

Je potřeba si uvědomit, že rychlost zvuku je závislá zcela na hustotě média, přes které prochází. Zvuk cestuje rychleji přes pevné než kapalně prostředí, což je velice důležité, protože oko se skládá z obou prostředí. Například u vyšetření biometrií A-scanem zvuk cestuje přes pevnou rohovku, komorovou vodu, pevnou čočku, kapalně sklivec, pevnou sítnici, cévnatku, skléru a pak orbitální tkání. Proto se neustále mění rychlost.

Prostředí	Rychlost (m/s)
Rohovka	1620
Komorová voda	1532
Čočka	1641
Zakalená čočka	1610
Sklivec	1532
Pevné tkáně	1550
Fakický bulbus	1550
Afakický bulbus	1532

Tab.č.5 Přehled průměrných rychlostí v očních tkáních [10]

Ultrazvukové vyšetření funguje na principu měření jednotky času, za kterou se zvuk dostane z jednoho místa na druhé, při dané rychlosti za užití vzorce: vzdálenost = rychlost x čas. Ten se poté dělí dvěma. To je způsobeno tím, že se vyslaný signál vrací zpět do sondy. Tento princip je v biometrických zařízeních naprogramován tak, aby se vypočítala vzdálenost mezi dvěma měřicími kolmicemi. Výběrem typu oka v měřicím módu přístroje (fakické, afakické nebo pseudofakické) si zařízení nastaví použití vhodného vzorce s vhodnou rychlostí mezi každou dvojicí měřicích kolmic.



Obr.č.8 Gates jsou elektronická měřidla na displeji, kdy mezi každým párem provádí měření. V tomto 4-gate systému (na obrázku označeno jako 1,2,3,4) je každá ze tří částí oka jednotlivě změřena s danou rychlostí, která se následně složí dohromady v konečnou délku oka. [10]

Například v režimu fakického oka byl přístroj naprogramován pro měření mezi vzdáleností prvního páru měřících kolmic pomocí rychlosti přes přední komoru 1532m/s. Rychlostí 1641m/s je měřena vzdálenost mezi druhou a třetí měřící kolmicí, jelikož se jedná o rychlost v nitrooční čočce. Rychlost 1532m/s je opět použita ve vzorci mezi třetí a čtvrtou měřící kolmicí, jelikož se zde jedná o rychlost ve sklivci. Nejpreciznější stroje měří každé z těchto tří prostředí oka individuálně s užitím správných rychlostí zvuku a poté je sečte dohromady pro přesné určení celkové délky oka. Pokud by byla některá z měřících kolmic nesprávně umístěna, přístroj použije mezi dvěma body nesprávný vzorec, který bude mít za následek chybu měření.

Správně umístěná měřící kolmice leží na vzestupné hraně každého příslušného vrcholu. Pokud je měřící kolmice nesprávně umístěna, je potřeba ji posunout k vhodné hraně předtím, než je uložena a použita ve výpočtu. Přístroje se ovšem liší v možnostech posunu a viditelnosti měřících kolmic. Pokud není tedy možné s nimi hýbat, je potřeba scany opakovat, dokud se automaticky samy neseřadí správně.

U režimu afakického oka jsou přítomny 2 měřící kolmice, kde se měří oko pouze na jednu průměrnou rychlost ultrazvuku 1550m/s. Tato rychlost je správná pouze pro průměrnou délku oka. U očí kratších nebo delších tato metoda ukazuje přirozenou chybu. Gates by se měly automaticky seřadit podél povrchu rohovky a povrchu sítnice. Podobné to je i u režimu afakického oka, kdy se nacházejí měřící kolmice u příslušných korneálních a retinálních hrotů. Pokud ovšem měříme v módu pseudofakického oka, záleží na přístroji, zda je vybaven pseudofakickými možnostmi korekčních faktorů,

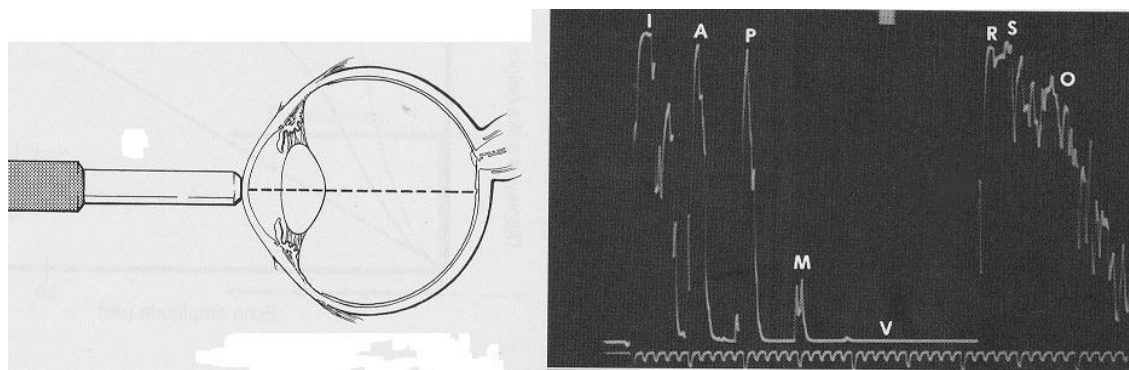
kteřé určují, jak rychle se šíří signál ultrazvuku v materiálech, z nichž je vyrobena umělá nitrooční čočka. [10,16]

Složení implantátu	Rychlost zvuku
PMMA	2720
Silikon	980-1090
Akryl	1900-2120

Tab.č.6 Přehled rychlosti zvuku v materiálech užívaných k výrobě umělých nitroočních čoček[8]

4.1.1 A-scan (Amplitude modulated)

Ultrazvukové vlny vytvářejí obraz lineární vzdálenosti vyšetřovaných očních a orbitálních tkání na základě amplitud odražených vln. Funguje na principu vyslání tenkého paprsku, který prochází tkání. Jakmile paprsek narazí na tkáňové rozhraní o různé impedanci, část energie se odrazí a část projde do dalšího prostředí. Čím více jsou prostředí rozdílná, tím je odražená ozvěna větší. U A-scanu není možná topografická a tvarová orientace. Jeho hlavním účelem je měření axiální délky oka, bez níž by nebylo možné vypočítat sílu nitrooční čočky pro operace šedého zákalu. Též se využívá k diagnostickému určení konzistence hmot uvnitř bulbu nebo orbity. Některé přístroje umožňují měřit tloušťku rohovky (pachymetrie).



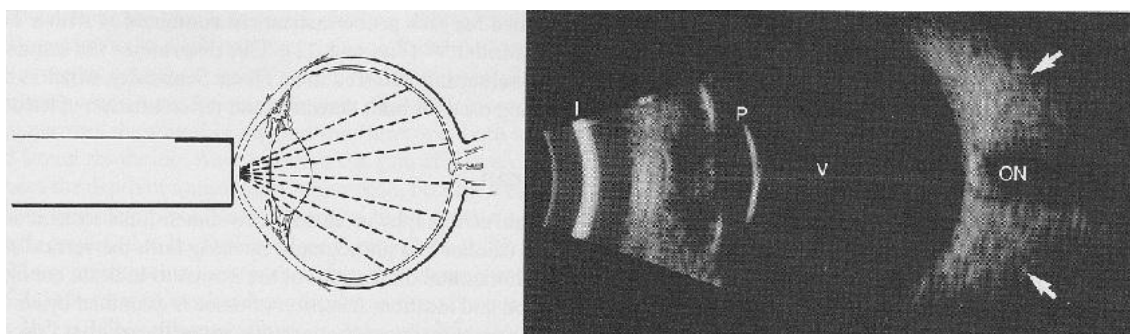
Obr.č.9 Echogram standardizovaného A-scanu. I, počáteční vrchol představující špičku sondy; A, anterior lens capsule (přední plocha čočky); P, posterior lens capsule (zadní plocha čočky); M, multiple signal (vícenásobný signál); V, vitreous cavity (sklivec); R, retina (sítnice); S, sclera (skléra); O, orbital soft tissue (měkké tkáně orbity). [10]

4.1.2 B-scan (Brightness modulated)

Vytváří v reálném čase dvojrozměrný obraz (příčný průřez) vyšetřované oblasti. Jeho hlavním účelem je podat informace o poloze, tvaru a velikosti léze. Lze použít

kontaktní metody přiložením sondy na rohovku nebo sondu lze přikládat na zavřené víčko po aplikaci viskózní látky. Tento typ scanu využívá širokou stupnici šedi (128 - 256 stupňů šedi). B-scan se rozděluje na statický a dynamický.

- Statický scan B - je zobrazeným řezem oblasti v rovině umístěné osy sondy, ve které se šíří ultrazvukový svazek
- Dynamický scan B - umožňuje na základě postupného záznamu jednotlivých obrazů na stínítku obrazovky plynule sledovat dynamiku vyšetřovaných struktur. Obrazová frekvence se pohybuje v oblasti od 10-60 snímků za sekundu. [1,8]



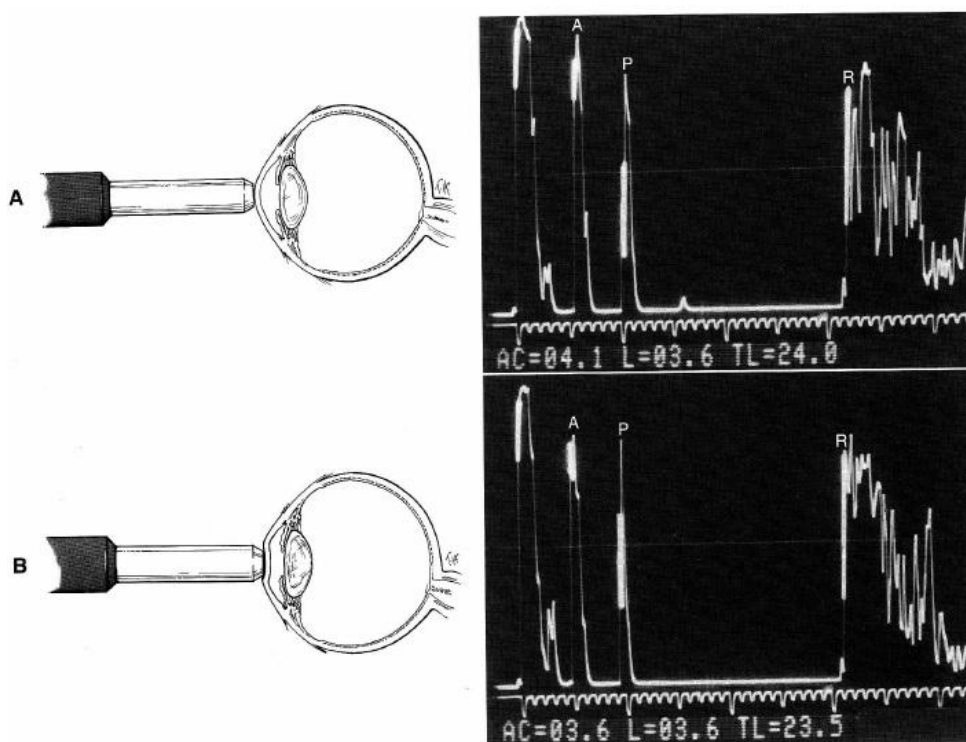
Obr.č.10 Oscilační měřič v rámci B-scanové sondy vytvoří dvojrozměrný obraz vyšetřované části oka. I, počáteční linie; P, zadní plocha čočky; V, sklivce; ON, zrakový nerv; šipky, orbitální měkké tkáně [10]

4.1.3. Kontaktní technika

Axiální délka oka se měří pomocí sondy, která je jemně umístěná na střed rohovky. Ta musí náležet k rohovce tak, aby ultrazvukový proud směřoval k makule. Tato technika se může provádět buď sondou umístěnou na konstrukci bradové opěrky, což je aplanační metoda (viz níže), nebo sondou, kterou vyšetřující drží v ruce. Ovšem zde existuje vyšší riziko, že dojde k příliš velkému stlačení rohovky, což by mělo za následek chybu v měření. Mělo by se vždy postupovat tak, aby ke stlačení rohovky nebo jejímu poškození nedošlo. Toho můžeme dosáhnout tím, že provedeme měření co nejrychleji poté, co se sonda dotkla centra rohovky. Sonda je pak odstraněna z oka a pacient je vyzván k mrknutí, aby zůstala rohovka vlhká. Toto oddálení a zpětné přiložení sondy (on-off technika) je zopakováno ještě několikrát, dokud nezískáme nejméně tři měření vysoké kvality. Během každého měření by se měla zhodnotit hloubka přední komory vzhledem k jejímu možnému změlčení při kontaktu sondy s rohovkou. Toto střídavé přikládání sondy také snižuje možnost poškození rohovky. Poničení rohovkového epitelu může být způsobeno přílišným tlakem vyvíjeným na rohovku nebo manipulací sondy po rohovkovém povrchu. Důležité je se před každým

měřením ujistit, že na rohovce není žádná přebytečná tekutina (anestetické kapky, slzy) nebo mast, a to kvůli tomu, že i malé množství tekutiny na rohovce může vést k chybným měřením.

K aplanační metodě se užívá sondy umístěné na konstrukci bradové opěrky, jak již bylo zmíněno. Na této opěrce je pro sondu umístěn držák nebo objímka. Pokud je to možné, použije se tlak-senzitivní držák na sondu, abychom předešli rohovkové kompresi. Pacient je posazen vzpřímeně s bradou umístěnou v bradové opěrce a čelem přitlačeným k opěrce čela. Je vyzván, aby fixoval oči v primárním postavení, na fixační světlo umístěné uprostřed sondy. Nejprve se sonda odtáhne co nejdále od oka, poté se sonda pomalu přibližuje směrem k oku, dokud se jemně nedotkne centra rohovky. [10,16]



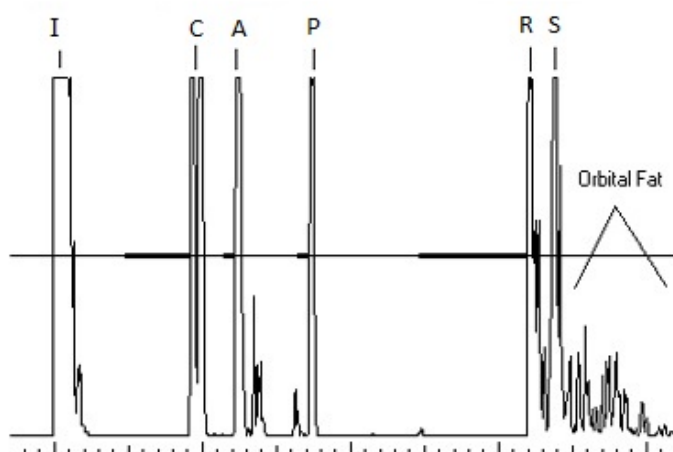
Obr.č.11 Správné a nesprávné umístění sondy na rohovku. Schematický výkres a echogram na obrázku A ukazují správné měření, kdy se sonda pouze dotkne a rohovka není příliš aplánována. Přední komora má hloubku 4,1 mm a axiální délka oka je 24,0 mm. U obrázku B můžeme pozorovat chybu vzniklou nesprávným měřením, kvůli níž je přední komora a axiální délka kratší o 0,5 mm. A, přední pouzdro čočky; P, zadní pouzdro čočky; R, retina. [10]

4.1.4. Imerzní technika

Imerzní technika biometrie zahrnuje použití sklerální komůrky, která se umisťuje mezi pacientova víčka za použití vodního sloupce (fyziologický roztok nebo gel methylcelulózy) a sonda se umístí do této tekutiny tak, aby nedošlo ke kontaktu s rohovkou. Oči měřené imerzní metodou jsou v průměru o 0.1 – 0.3 mm delší, než když se měří kontaktní metodou. Navíc zobrazení rohovkového vrcholu na křivce samostatně umožňuje zaměřit sondu podél osy vidění (tato vlastnost chybí u kontaktní metody).

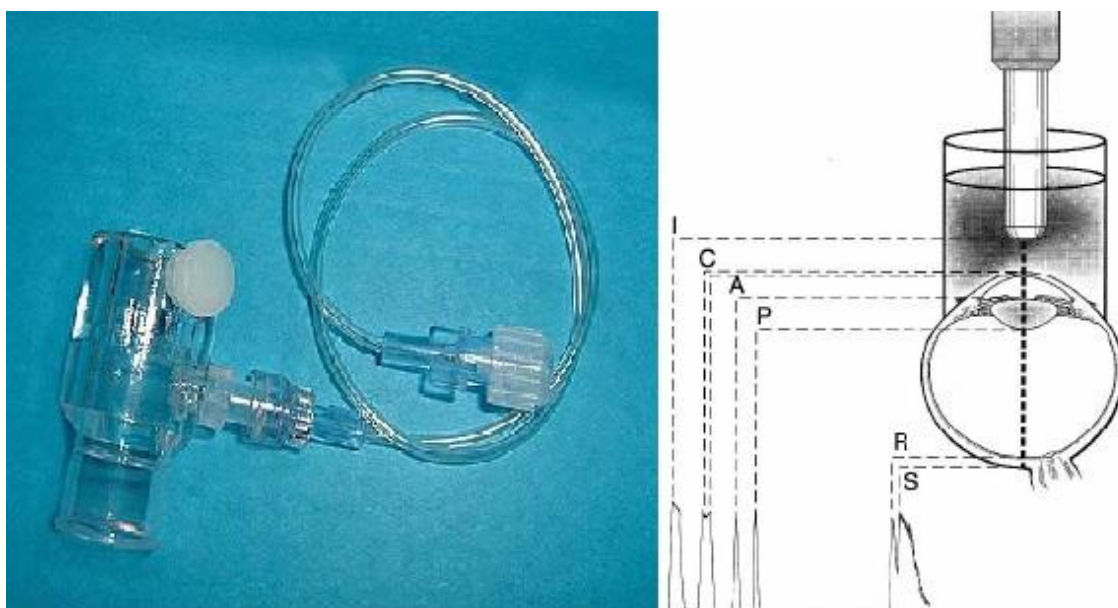
Vyšetření pomocí této techniky je obvykle prováděno na pacientovi, který je vleže a po aplikaci anestetických kapek (např. 0,4% oxybuprocain), kdy je po lokální anestezii vložena mezi víčka malá plastová komora, jež se vyplní roztokem. Vyšetřující ponoří sondu do tekutiny, dokud se mu nezobrazí echogram. Ten se mu zobrazí za předpokladu, že pacient správně fixuje světelnou značku umístěnou ve středu sondy. Zvukový proud je nasměrován přesně do centra rohovky a podél optické osy. Výsledkem zobrazení je dvojitý rohovkový vrchol, jednoduchý vrchol od přední plochy čočky, zadní plochy čočky, sítnice a skléry. Provádí se opět několik měření s nejlepším zobrazením. Vyšetřující musí dbát zvýšené pozornosti, aby v tekutině mezi sondou a rohovkou nebyly žádné vzduchové bublinky a zda má správně nastavený přístroj, aby tím předešel chybám v měření.

Pokud srovnáme nejlepší echogramy a numerická data, jejich hodnoty by se neměly lišit více jak o 0,2 mm. Pokud jsou hodnoty více rozdílné, tak je vyšetření nutno opakovat. Po tomto vyšetření je potřebné oko očistit, ale je důležité dbát opatrnosti z důvodu necitlivosti pacientova oka.



Obr.č.12 Echogram imerzní techniky. I, počáteční vrchol představující špičku sondy v tekutině; C, dvojitý rohovkový vrchol; A, přední plocha čočky; P, zadní plocha čočky; R, sítnice; S, skléra; Orbital Fat, tloušťka orbity. [17]

Existuje i varianta spojené sondy s válcem s imersní tekutinou tvořící společně jednu jednotku, která se nazývá Prager shell. (viz obr. 13) Například u přístroje OcuScan RxP od firmy Alcon lze sondu použít kontaktní metodou nebo po sundání z pružinové objímky a nasazení do Prager shellovy objímky lze použít metodu imerzní. Princip vyšetření pomocí této sondy je stejný. [10,16]

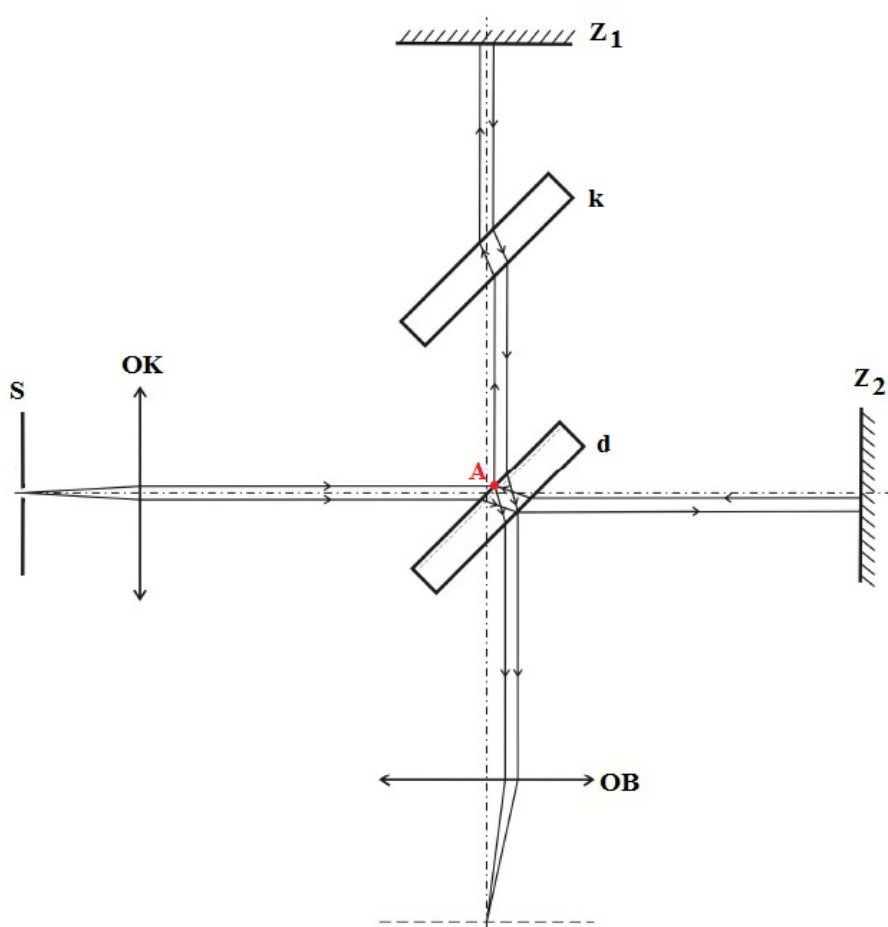


Obr.č.13 Vlevo Prager shellova objímka. [18] Vpravo schéma imerzní techniky. I, počáteční vrchol představující špičku sondy v tekutině; C, rohovka; A, přední plocha čočky; P, zadní plocha čočky; R, sítnice; S, skléra. [10]

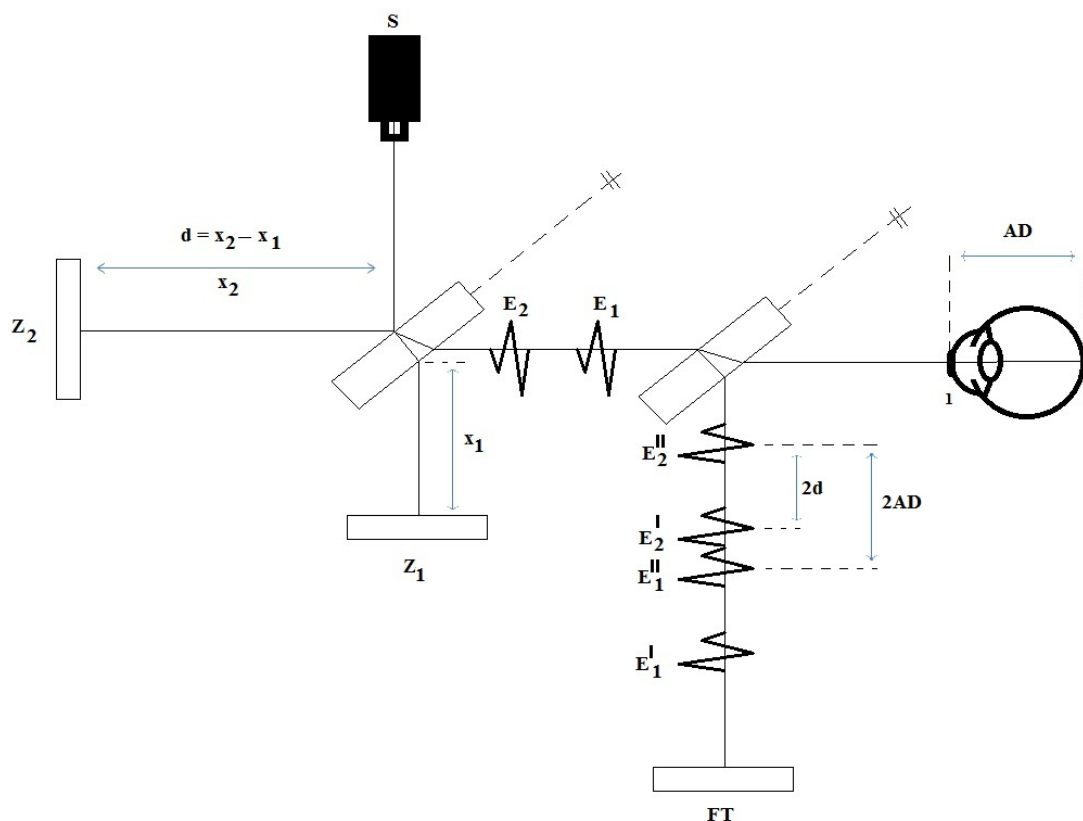
4.2. Optická biometrie

Optická biometrie je poměrně mladou diagnostickou metodou, jak bezkontaktně (tzn. bez lokální anestezie) zjistit axiální délku oka podél osy vidění. Technika měření je založená na principu parciální koherentní interferometrie. Přitom termín koherence vyjadřuje fyzikální vlastnost dvou vlnoploch, které mají dočasně konstantní nebo pravidelně se měnící fázový posun, a to v každém bodě prostoru. Tato technika, využívající laserovou diodu, která je součástí Michelsonova interferometru detailněji popsaného níže, generovala infračervené světlo vlnové délky 780 nm s krátkou koherentní délkou (asi 130-160 μm). Toto světlo je rozděleno na dva dílčí paprsky, jež jsou rozdílné délkami optické dráhy. Oba tyto paprsky se odrážejí od rohovky i od sítnice (viz obr. 15). Jestliže rozdíl délky obou optických drah mezi oběma paprsky je menší než koherentní délka, dochází k vzájemné interferenci z důvodů měření axiální délky oka jako délky optické dráhy mezi předním povrchem rohovky a pigmentovým epitelem sítnice. K tomu je použit průměrný refrakční index rohovky, komorové vody, čočky a sklivce k přeměně optické axiální délky do geometrické délky. [1]

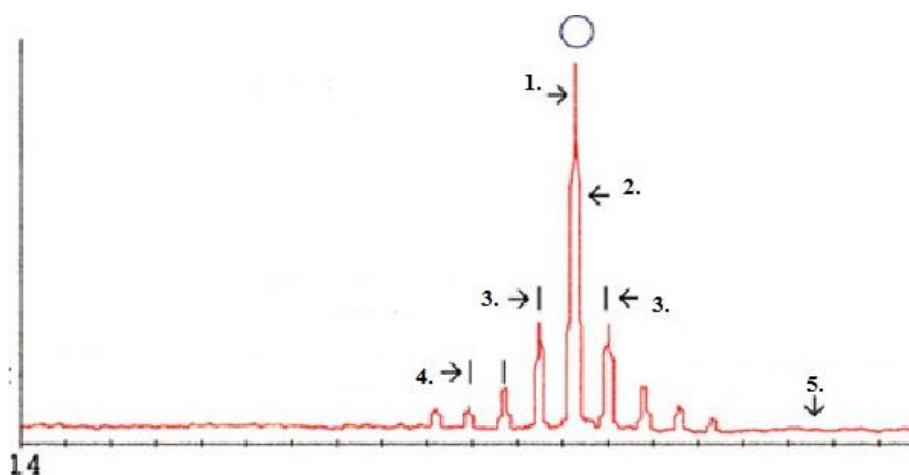
Michelsonův interferometr (obr. 14), který je součástí přístroje, funguje na principu skládání (interference) světelných vln. Využívá metody dělení amplitudy, což je získávání dvou nebo více optických svazků z jednoho primárního svazku, založené na využití polopropustných optických prvků, kdy je interferometr osvětlován rovinnou nebo téměř rovinnou světelnou vlnou. Světelný zdroj S má umístění v ohnisku nebo v těsné blízkosti ohniska kolimátoru OK . Rovnoběžný svazek paprsků vytvořený okulárem dopadá pod úhlem 45° na planparalelní skleněnou destičku d , kde se odráží i láme. V bodě A se paprsek dělí na dva svazky. Odražené paprsky dopadají kolmo na zrcadlo Z_1 , které je vrací zpět do bodu A , zde se lámou a prochází do objektivu OB . Lomené paprsky dopadají kolmo na zrcadlo Z_2 , které je také vrací do bodu A , kde se odráží a pokračují rovněž do objektivu. Do cesty odraženému paprsku se vkládá kompenzační destička k , aby se zaručila stejná dráha obou (odraženého i lomeného) paprsku. Interferenční obrazec se pak vytváří v obrazové rovině objektivu pozorovacího dalekohledu. Dráhy obou paprsků jsou stejné, je-li zachována stejná vzdálenost zrcadel Z_1 a Z_2 od bodu A . Bude-li posunuto zrcadlo Z_2 , vznikne dráhový rozdíl paprsků. V závislosti na jeho velikosti pak vznikají interferenční maxima a minima. [11]



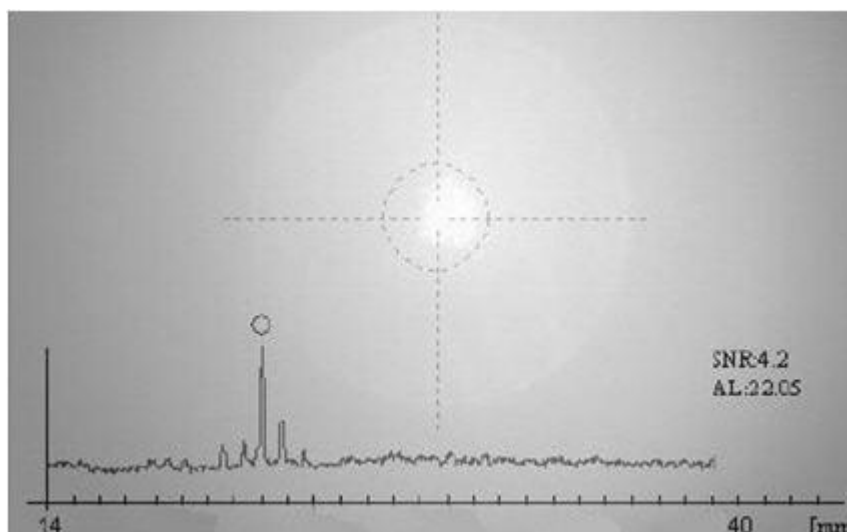
Obr.č.14 Schéma Michalsonova interferometru. S , světelný zdroj (v dnešních zařízeních laser); OK , okulár dalekohledu; OB , objektiv dalekohledu; Z_1 , Z_2 , zrcadla; A , bod kde se lámou a odráží paprsky, které následně spolu interferují; d , polopropustná skleněná destička; k , kompenzační destička [11]



Obr.č. 15 Schéma optické biometrie a jejího principu. S , světelný zdroj s krátkou koherentní délkou; Z_1 , Z_2 , interferometrická zrcadla; FT , fotodetektor; E_1 , E_2 , dva dílčí paprsky s rozdílnými délkami optické dráhy; AD , axiální délka oka; x_1 , x_2 , vzdálenosti jednotlivých zrcadel; d , zpoždění optické dráhy



Obr.č.16 Příklad echogramu optické biometrie. 1, primární maximum představující pigmentový epitel sítnice (jeví se jako úzký a dobře definovaný vrchol, který je zaměřen kruhem nad ním); 2, šířka primárního maxima; 3, sekundární maxima (které jsou uvedeny jako oddělené nižší vrcholy, někdy mizí do základní linie; 4, terciární a kvartérní maxima; 5, základní linie [19]



Obr.č.17 Echogram optické biometrie na přístroji IOL Master (Carl Zeiss). Kdy SNR je míra přesnosti měření a AL axiální délka oka. Měření AL by mělo mít $SNR > 2$. Pokud je $SNR < 1,6$ tak je toto měření nepoužitelné. [20]

5. Srovnání ultrazvukové a optické biometrie

Měření axiální délky oka před operací šedého zákalu je, kromě chirurgické techniky a nízkého procenta pooperačních komplikací, jedním z kritických faktorů v dosažení očekávaného pooperačního refrakčního výsledku. Ultrazvuková biometrie je prozatím nejrozšířenějším standardem pro nezbytné měření axiální délky oka nutné pro výpočet optické mohutnosti nitrooční čočky. Díky pokrokovějším technologiím řada studií prokázala zlepšení přesnosti měření axiální délky oka ultrazvukovou metodou. Přesto je stále tato metoda zatížena určitou chybou měření, která může nepříznivě ovlivnit refrakční stav oka po operaci šedého zákalu a tak i zklamat očekávání pacientů. Parciální koherentní interferometrie neboli optická biometrie představuje nový doplněk biometrických technik. Tato stále více rozšířená metoda měření axiální délky má své důvody. Jedním z nich je fakt, že se jedná o nekontaktní vyšetřovací metodu, čímž je zaručen větší komfort pro pacienta. Je podstatně sníženo riziko zanesení infekcí do oka v porovnání s ultrazvukovou metodou. Kromě toho je tato metoda snadno použitelná, lehce naučitelná a měření může provádět i nelékař. Doba měření je podstatně kratší než u ultrazvuku a vyžaduje pouze krátkodobou fixaci (0,3-0,4 sekundy u přístroje IOL Master). Proto se více hodí i pro vyšetřování malých dětí a hůře spolupracujících pacientů. Tím se předchází celkové anestezii. Mezi přední výhody využití optické biometrie ovšem patří měření očí se silikonovou výplní po vitreoretinálních operacích

a měření myopických očí se zadním stafylomem, kdy se optická osa podstatně liší od osy vidění z důvodu vyboulení uvey do skléry (kvůli příliš velké axiální délce, která je větší než 33,5 mm). U ultrazvukové metody docházelo k neshodě bodu naměřeného a bodu fixačního, který se nachází ve fovea centralis. Nespornou výhodou je taktéž to, že při jednom provedeném biometrickém vyšetření lze získat parametry keratometrie, pachymetrie, změření šířky rohovky, pupilometrie a změření tloušťky sítnice. Nicméně nevýhodou optické biometrie je neschopnost dosáhnout kvalitního měření v případech neprůchodných médií, jako například při velmi pokročilém (hustém) šedém zákalu, krvácení do sklivce, retinální ztlustění makuly nebo při zkalení či jizvy na rohovce. V těchto případech je potřebné spoléhat na ultrazvukovou biometrii. [1,13]

Byla provedena spousta prospektivních studií, jež shromažďují data u průběžně sledovaných osob, které mají v tomto případě před operací katarakty a je jim prováděna optická biometrie. V případě studie [13] se jedná o přístroj IOL Master od firmy Carl Zeiss. Výsledky jsou zaznamenány a následuje zjištění hodnot pomocí standardní kontaktní ultrazvukové biometrie v této studii za pomoci přístroje Autoscan DB 3000 od firmy Ocuserv Instruments. Tyto výsledky jsou pak statisticky zhodnoceny.

Práce čerpá z prospektivní studie [13], ve které se vyšetřovalo 56 pacientů, z nichž 67 očí mělo kataraktu. Byla porovnávána axiální délka s ohledem na výslednou pooperační refrakci operovaných očí. Dioptrická hodnota nitrooční čočky (IOL) pro předpovídanou pooperační refrakci byla vypočítána podle vzorce SRK II. Rozdíl mezi předpokládanou a aktuální pooperační refrakci v dioptriích byl hodnocen až 3 měsíce po chirurgickém zákroku.

Výsledkem uvedeného výzkumu bylo zjištění, že průměrná axiální délka očí měřená pomocí optické biometrie byla 28,84 mm z celkového změřeného rozsahu 20,04 – 27,77 mm, kdežto průměrná axiální délka změřená ultrazvukovou biometrií byla 23,74 mm z celkového změřeného rozsahu 20,01 – 28,7 mm. Průměrný rozdíl v axiální délce měřené optickou a ultrazvukovou biometrií činil 100 μ m. Tento rozdíl má za následek, že průměrná dioptrická hodnota IOL vypočítaná podle hodnot axiální délky oka optickou biometrií byla 19,62 D, zatímco hodnota IOL vypočítaná podle délky změřené ultrazvukem byla 20,02 D. Dále bylo zjištěno, že rozdíl mezi očekávanou a skutečnou pooperační refrakcí, který se stanovoval 3 měsíce po operaci katarakty, byl průměrně 0,59 D. Celkové vyhodnocení studie ukazuje, že nalezený rozdíl v axiální délce měřených očí byl statisticky významný a vzájemný vztah obou měřících technik byl vysoký. Axiální délka měřená optickou biometrií byla v této studii

významně delší než axiální délka měřená pomocí ultrazvuku, což potvrzují i jiné výzkumy [21, 22]. Ve výzkumu [21] bylo u 100 pacientů měřeno 100 očí, kdy axiální délky získané pomocí kontaktní ultrazvukové biometrie přístrojem Alcon Ocuscan™, Hemel Hempstead (průměr axiální délky očí byl 23,35 mm) byly konzistentně nižší než axiální délky získané bezkontaktní optickou biometrií přístrojem IOLMaster™ V1.1, Carl Zeiss (naměřený průměr byl 23,55 mm). Ve výzkumu [22] měření probíhalo na 100 očích s kataraktou a bylo zjištěno, že optická biometrie při získávání axiální délky přístrojem IOLMaster byla výrazně delší (23,36 mm), než je axiální délka změřená pomocí aplanačního ultrazvuku (22,89 mm). Rozdíl v těchto typech měření je dán různými místy odrazu na sítnici. Ultrazvuk měří axiální délku k membráně limitans interna, zatímco při optické biometrii je maximum interference ze sítnice detekováno při rozhraní s pigmentovým epitelem sítnice. [13]

6. Závěr

V práci byly splněny všechny vytyčené cíle seznámit se s metodami měření axiální délky oka pomocí biometrie. Jak bylo popsáno, měření axiální délky oka je nedílnou součástí vyměření správné nitrooční čočky tak, aby byla její optická mohutnost co nejvíce přesná a tím pacientovi poskytovala co možná nejlepší komfort ve vidění. Biometrie se provádí především u pacientů před operací šedého zákalu, který i přes své nenáročné odstranění stále patří mezi nejčastější příčiny slepoty ve světě. Proto byla v této práci věnována pozornost i šedému zákalu a jeho typům. Byly shrnuty informace o ultrazvukové a optické biometrii a jejich principech. Dále bylo v práci popsáno, jaké existují metody měření, jejich typy a současné výhody a nevýhody. Závěr práce byl zaměřen na shromáždění výsledků z výzkumů, které porovnávají přesnost optické a ultrazvukové biometrie s ohledem na pooperační refrakci. Tyto výzkumy ukázaly, že díky novým technologiím je optická biometrie jako mladší metoda na měření axiální délky oka přesnější než ultrazvuková biometrie. Přesto ultrazvuková biometrie zůstává zažitým standardem v určování axiální délky oka a v diagnostice.

Seznam použité literatury a zdrojů

- [1] KUCHYŇKA, Pavel a kol.: *Oční lékařství*. 1 vydání. Praha: Grada Publishing, 2007. 812s. ISBN 978-80-247-1163-8
- [2] HOLLADAY J.T.: *Intraocular Lens Power Calculations for the Refractive Surgeons. Operative Techniques in Cataract and Refractive Surgery*, Vol. 1, 1998. No.3, p.105-117.
- [3] HOLLADAY J.T.: *IOL power calculations for multifocal lenses. Cataract & Refractive Surgery Today*, Vol. 7, 2007. p. 71-73.
- [4] KRAUS, Hanuš a kol.: *Kompendium očního lékařství*. 1.vyd. Praha: Grada Publishing, 1997. 341 s. ISBN 80-7169-079-1.
- [5] KVAPILÍKOVÁ, Květa.: *Anatomie a embryologie oka*. 1.vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2000. 206 s. ISBN 80-7013-313-9
- [6] ČIHÁK, Radomír.: *Anatomie 3*. 2 vyd. Grada. 2004. 692 s. ISBN 978-80-247-1132-4
- [7] KOLÍN, Jan a kol.: *Oftalmologie praktického lékaře*. Praha: Karolinum, 1994. 276 s. ISBN 80-7066-861-X
- [8] DOUGLES, J. Rhee a kol.: *The Wills Eye Manual*. 3.vyd. USA: Lippincott Williams & Wilkins, 1999. 563 p. ISBN 978-0781716024
- [9] SVOBODA, Emanuel a kol.: *Přehled středoškolské fyziky*. 4.vyd. Praha: Prometheus, 2012. 531s. ISBN 978-80-7196-307-3
- [10] BYRNE S.F., GREEN R.L.: *Ultrasound of the Eye and Orbit*. 2.vyd. St Louis: Mosby, 2002. 505 p. ISBN 0-323-01207-8
- [11] VYŠÍN, Ivo a ŘÍHA, Jan.: *Paprsková a vlnová optika*. 1.vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2012. 124 s. ISBN 978-80-244-3334-9
- [12] VESELÝ P., HŘEBCOVÁ J., MTĚJKOVÁ R.: *Biometrie v klinické praxi & Česká oční optika*. Vol. 51, No. 2, duben 2010. ISSN 1211-233X
- [13] SKORKOVSKÁ Š., MICHÁLEK J., RUBEROVÁ M., SYNEK S.: *Srovnání ultrazvukové a optické biometrie s ohledem na refrakci očí po operaci katarakty & Česká a Slovenská Oftalmologie*. Leden 2004. 24-29 s. ISSN 1211-9059
- [14] <http://cs.wikipedia.org/wiki/Zvuk>
- [15] <http://www.eophtha.com/eophtha/pdf%20files/Wall%20Hanger.pdf>
- [16] <http://emedicine.medscape.com/article/1228447-overview>
- [17] <http://www.opththalmologymanagement.com/articleviewer.aspx?articleid=85931>

- [18] <http://www.eyesurgin.com/images/lgKitandShell.jpg>
- [19] http://www.doctor-hill.com/iol-master/iolmaster_com.html
- [20] <http://www.opththalmologyweb.com/Tech-Spotlights/26492-Instrument-Basics-Part-I-Biometry/>
- [21] GOYAL R., NORTH R.V., MORGAN J.E.: *Comparison of laser interferometry and ultrasound A-scan in the measurement of axial length & Acta Ophthalmologica Scandinavica*. August 2003. Vol. **81**, No. 4, p. 331–335.
- [22] ELEFTHERIADIS H.: *IOLMaster biometry: refractive results of 100 consecutive cases & British Journal of Ophthalmology*. Vol. **87**, No. 8, p. 960-963.