

PŘÍRODOVĚDECKÁ FAKULTA UNIVERZITY PALACKÉHO V OLOMOUCI  
KATEDRA OPTIKY

SROVNÁNÍ VÝSLEDKU MĚŘENÍ NITROOČNÍHO TLAKU TŘEMI PŘÍSTROJI

Diplomová práce

VYPRACOVAL:

Bc. Ivo Dubil

Obor 5345T008 Optometrie

Studijní rok 2020/2021

VEDOUCÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE:

Mgr. Eliška Najmanová, Ph.D.

ODBORNÝ KONZULTANT:

doc. RNDr. Mgr. František Pluháček, Ph.D.

**Čestné prohlášení:**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně pod vedením  
Mgr. Elišky Najmanové, Ph.D. za použití literatury uvedené v závěru práce.

V Olomouci dne 24. 4. 2021

.....

Ivo Dubil

### **Poděkování**

Rád bych touto cestou poděkoval vedoucí své diplomové práce Mgr. Elišce Najmanové, Ph.D. a odbornému konzultantovi doc. RNDr. Mgr. Františku Pluháčkovi, Ph.D., za jejich vstřícný přístup, cenné rady a čas, který mi při psaní mé práce poskytli. Panu docentu Pluháčkovi pak patří zvláštní poděkování za vstřícnost a podporu, kterou nám poskytoval po celou dobu studia.

Tato práce vznikla za podpory projektů IGA PřF UP v Olomouci č. IGA\_PrF\_2020\_008 a IGA\_PrF\_2021\_012.

# Obsah

Úvod.....	6
1 Úvod do problematiky glaukomu .....	7
1.1 Dynamika komorové vody.....	7
1.2 Glaukom a nitrooční tlak .....	9
1.3 Klasifikace glaukomu .....	11
1.3.1 Primární glaukom otevřeného úhlu.....	11
1.3.2 Primární glaukom uzavřeného úhlu.....	13
1.3.3 Sekundární formy glaukomu .....	15
2 Tonometrie.....	18
2.1 Historický vývoj .....	18
2.2 Dělení tonometrie a popis vybraných metod a přístrojů.....	19
2.2.1 Kontaktní tonometrie .....	19
2.2.2 Bezkontaktní tonometrie.....	24
2.2.3 Rebound tonometrie – měření s minimálním kontaktem.....	26
2.4 Faktory ovlivňující přesnost měření – vlastnosti rohovky.....	27
3 Tonometry experimentální části práce.....	32
3.1 Oculus Corvis ST.....	32
3.1.1 Biomechanicky korigovaný nitrooční tlak a biomechanický index.....	33
3.2 Nidek Tonoref III.....	36
3.3 iCare ic200 tonometr .....	38
4 Praktická část .....	41
4.1 Subjekty a metodika měření .....	41
4.1.1 Probandi .....	41
4.1.2 Metodika měření .....	42
4.2 Statistické zpracování dat .....	43

4.3 Výsledky .....	44
4.4 Diskuse.....	49
Závěr .....	52
Seznam použité literatury: .....	53

# Úvod

Zvýšená hodnota nitroočního tlaku je významným rizikovým faktorem vzniku a progresu glaukomového onemocnění. Úspěch léčby, či odhalení samotného onemocnění mimo jiné závisí i na schopnosti změřit hodnoty nitroočního tlaku co nejpřesněji tak, aby se zjištěná hodnota co nevíce blížila hodnotě skutečné. Tonometrů, tedy přístrojů, které mohou stanovit hodnotu nitroočního tlaku je na trhu velké množství, stejně jako technologií, na kterých tyto přístroje fungují. Nabízí se tedy otázka, zda jsou hodnoty získané jednotlivými tonometry v praxi zaměnitelné, a jaký je mezi nimi případný rozdíl.

Práce je rozdělena na čtyři hlavní celky tím, že první tři kapitoly lze označit jako teoretickou část práce, výzkumné (praktické) části práce je věnována čtvrtá kapitola. Těžištěm práce je výzkum, jehož cílem bylo porovnat, nakolik se liší hodnoty nitroočního tlaku, k jehož stanovení byly použity tři různé tonometry – Nidek Tonoref III, Oculus Corvis ST a iCare ic200. Kromě vzájemného porovnání jednotlivých tonometrů bylo také cílem určit opakovatelnost měření každého z nich. Pro tonometr iCare ic200 byla navíc určena průměrná relativní odchylka, jež sloužila pro ověření dat poskytovaných výrobcem.

První kapitola je věnována problematice glaukomového onemocnění. Jsou popsány mechanismy vzniku, jeho souvislost s nitroočním tlakem a také klasifikace této oční nemoci. Je zde také objasněna dynamika komorové vody, jejíž odtok a tvorba předurčuje hodnotu nitroočního tlaku.

Druhá kapitola je věnována oční tonometrii. Na úvod je popsán historický vývoj a shrnutí důležitých objevů v tomto oboru. Dále je uvedena klasifikace oční tonometrie, přičemž u každé metody je popsán její fyzikální princip, včetně popisu vybraných přístrojů. Závěr druhé kapitoly je věnován biomechanickým vlastnostem rohovky, jež mohou ovlivnit hodnotu naměřeného nitroočního tlaku.

Třetí kapitola se zabývá tonometry, které byly použity ve výzkumné části práce. Jsou popsány fyzikální principy měření a použité technologie jednotlivých tonometrů. Kapitola se také věnuje uživatelskému rozhraní a obsluze jednotlivých přístrojů.

Čtvrtá kapitola popisuje provedený výzkum. Je rozdělena na popis metodiky, popis statistické analýzy, interpretaci výsledků a diskusi, ve které jsou výsledky shrnuty.

# 1 Úvod do problematiky glaukomu

Glaukom, v laické veřejnosti spíše známý pod názvem zelený zákal, je progresivní onemocnění nervových vláken sítnice. Pokud není včas odhalen a léčen, může dojít k výraznému omezení zorného pole postiženého oka, nebo dokonce ke ztrátě zraku. Z hlediska prevence tohoto onemocnění je klíčový výskyt primárního glaukomu s otevřeným úhlem (viz kapitola 1.3.1), protože se jedná o nejčastější typ tohoto onemocnění, které se navíc vyznačuje pomalým nástupem bez symptomů, a proto je často diagnostikován pozdě. Globálně je glaukom hned po kataraktě druhým nejčastějším onemocněním způsobující ztrátu zraku. Ve vyspělých zemích světa postihuje 1–2 % populace mezi 40–50 rokem života. Jeho celková prevalence v zemích Evropy se pohybuje mezi 2,5–3 %. U starších 70 let je tímto onemocněním postihnuto přes 4 % obyvatel vyspělých zemí. První historická zmínka o tomto onemocnění pochází již ze starého Řecka, a to z dochovaných spisů lékaře Hippokrata. Označení glaukos pochází z řečtiny a označuje nazelenalou barvu moře, kterou připomínala barva zornice oka jedinců postižených touto nemocí. Zbarvení oka bylo v té době odlišovacím znamením od jiných chorob, a proto je dodnes glaukom označován také jako zelený zákal. [1,2]

Glaukomové onemocnění bývá popisováno jako skupina chorob, které jsou charakterizovány progresivní optickou neuropatií s exkavací terče zrakového nervu a odpovídajícími defekty sítnicové citlivosti. Jednoznačná příčina jeho vzniku neexistuje – na patogenezi se podílí souhra genů a rizikových faktorů, které zvyšují pravděpodobnost vzniku onemocnění. Mezi rizikové faktory patří výše zmíněný věk, zvýšený nitrooční tlak, refrakční vady, rodinná zátěž či rasa. Vzhledem k zaměření této práce bude větší pozornost věnována pouze zvýšenému nitroočnímu tlaku a faktorům k němu přidružených. Podrobný popis všech rizikových faktorů lze dohledat např. v publikaci [1]. [1]

## 1.1 Dynamika komorové vody

Pro pochopení mechanismu glaukomového onemocnění a jeho souvislosti s nitroočním tlakem je důležité rozumět principům produkce a odtoku komorové vody. Dynamika komorové vody navíc přímo souvisí s hodnotou nitroočního tlaku (viz níže). Komorová voda, nebo také nitrooční tekutina je čirá tekutina, která vyplňuje prostory obou komor předního segmentu oka. Její funkcí je výživa transparentních struktur

předního segmentu – čočky a rohovky. Komorová voda vzniká z krevní plazmy v řasnatém tělísku, a to třemi způsoby [1,3]:

### **Ultrafiltrace**

Prvním z nich je ultrafiltrace, která je závislá na tlakovém gradientu. Znamená to, že rozdíl hydrostatického tlaku kapilárního řečiště a nitroočního tlaku vytváří tlakový gradient toku nitrooční tekutiny dovnitř oka.

### **Aktivní sekrece**

Aktivní sekrece, nebo také exsudace ciliárním epitelem není závislá na hodnotě nitroočního tlaku. Dochází při ní k transportu iontů (zejména  $\text{Na}^+$  a  $\text{Cl}^-$ ) proti elektrochemickému gradientu. Přesný vztah mezi ultrafiltrací a aktivní sekrecí zatím nebyl vysvětlen.

### **Difuze**

Difuze je samovolný proces pronikání částic jedné látky do druhé se snahou o jejich rovnoměrné prostoupení do celého objemu. V případě tvorby komorové vody se jedná o pasivní pohyb iontů přes membrány, který je závislý na jejich náboji a koncentraci. Produkce nitrooční tekutiny probíhá v oblasti výběžků řasnatého tělíska, které mají bohaté řečiště kapilární sítě a představují tak rozsáhlou sekreční plochu. Nitrooční tekutina je tvořena v objemu 2,0 - 2,5  $\mu\text{l}/\text{min}$ , přičemž rychlost produkce klesá ve spánku, u starších lidí, při zánětu, po úrazu či vlivem léků, mezi které lze zmínit například betablokátory. [1]

Z místa svého vniku – zadní komory, obtéká nitrooční čočku a zornicí protéká do přední komory, kde omývá a vyživuje zadní povrch rohovky. Odtok komorové vody probíhá rovněž v přední komoře, a to za pomoci drenážních struktur v komorovém úhlu. Trámčina komorového úhlu je vícevrstevná struktura kolagenních a elastoidních vláken s porózním charakterem. Buňky trámčiny (trabekula) mají vysokou schopnost fagocytózy a mohou tak odstraňovat pigment, molekuly proteinů či erytrocyty a udržovat tak průchodnost struktury. Na trámčinu komorového úhlu navazuje Schlemmův kanál, který komorovou vodu odvádí do kolektorů vodních cév a dále do episklerálního venózního řečiště. Výše popsaná forma odtoku je označována jako **trabekulární odtok**, který je závislý na hodnotě nitroočního tlaku a kterým odtéká převážná většina objemu komorové vody. Část komorové vody (5–15 %) odtéká mimo tyto specializované struktury. [1]



**Uveosklerálním odtokem**, který není závislý na hodnotě nitroočního tlaku, se nitrooční tekutina filtruje mezi snopci ciliárního svalu do suprachoroidálního prostoru a dále přes skléru do episklerálního prostoru. Celkový objem odtoku komorové vody je průměrně 0,22-0,30  $\mu\text{l}/\text{min}$ . Rovnováha mezi intenzitou produkce komorové tekutiny a jejím odtokem je pak odpovědná za veličinu nazývanou jako **nitrooční tlak** (IOP, *intra ocular pressure*), pro který platí následující vztah – Goldmannova rovnice: [1,4]

$$P_0 = (F/C) + P_e,$$

kde  $P_0$  je IOP (mmHg),  $F$  je přítok nitrooční tekutiny ( $\mu\text{l}/\text{min}$ ),  $C$  odtok nitrooční tekutiny ( $\mu\text{l}/\text{min}$ ) a  $P_e$  episklerální venózní tlak (mmHg). Rozdíl mezi episklerálním venózním tlakem a IOP určuje odtok komorové vody. Výše episklerálního venózní tlaku je za normálních okolností mezi 8 až 10 mmHg. Při jeho chronickém zvýšení může nastat kolaps Schlemmova kanálu. [1,4]

Za normálních okolností by měl být tlak vyčíslován v odvozených jednotkách SI – tedy  $\text{N}\cdot\text{m}^{-2}$ . Odtud plyne modelový IOP = 1,99 kPa. Takto popsany vztah odpovídá zápisu jednotek standardem SI, avšak historicky je pro hodnoty IOP či arteriálního tlaku využívána výška rtuťového sloupce v milimetrech (mmHg) a tento způsob je používán dodnes. Platí, že 1 mmHg = 133,3 Pa. [1,4,5]

## 1.2 Glaukom a nitrooční tlak

Glaukom byl historicky dlouhou dobu chápán jako důsledek zvýšeného IOP, avšak realita je poněkud komplexnější. Glaukom není pouze jedna choroba, ale je to celá skupina chorobných stavů s odlišnou etiopatogenezí. Jejich společnou vlastností je, že způsobují zvýšení IOP, který pak působí regresivní změny v neuroretině a pro glaukom typickou zvýšenou exkavaci papily optiku. [1,2]

IOP je klíčovým, avšak ne jediným ukazatelem tohoto onemocnění (diagnostice glaukomu je věnována další část textu). Jeho zvýšená hodnota je však stále považována za jeden z hlavních rizikových faktorů tohoto onemocnění, protože až u 50 % pacientů se zvýšeným IOP se glaukom vyvine. Normální hodnota IOP je většinou publikací stanovena v mezích 10–21 mmHg. Průměrný IOP zdravé (glaukomem netrpící) populace je přibližně 15,5 mmHg – tyto hodnoty standardně kolísají až o 2,6 mmHg. Rozložení hodnot IOP v populaci však zcela nekopíruje křivku Gaussova rozložení, ale je posunuto směrem k vyšším hodnotám, především v populaci starší 40 let. Nárůst

hodnot IOP během života jednotlivce je dán degenerativními změnami v odtokových cestách, ale vzhledem ke klesající produkci komorové vody je tento růst většinou mírný. [1,6]

Dalšími faktory hrající významnou roli pro vznik tohoto onemocnění jsou individuálně odlišná zranitelnost struktur neuroretiny a terče zrakového nervu. Otázka samotného IOP však také není úplně jednoduchá. Existují totiž případy tzv. **normotenzního glaukomu** – tedy glaukomu při tabulkově normálním nitroočním tlaku (viz kapitola 1.3.1). Proto je definováno, že IOP je zvýšený při jakékoliv hodnotě, která u daného jedince postačuje k rozvoji výše zmíněných charakteristických změn v zadním segmentu oka, a to bez ohledu na to, že tento tlak může být normální u naprosté většiny populace. Platí, že by se jeho hodnota měla posuzovat individuálně – s přihlédnutím k očnímu nálezu, rodinné anamnéze a celkovému zdravotnímu stavu pacienta. Opačný případ, kdy je hodnota IOP nad výše zmíněnou mezí, ale nejsou pozorovány pro glaukom typické změny, se nazývá **oční hypertenze**. [1,3,6]

Hodnota IOP nicméně není konstantní, ale fluktuuje v závislosti na denní době – podléhá cirkadiálnímu cyklu. Maximálních hodnot IOP dosahuje mezi 8. až 11. hodinou dopoledne, naopak minimum nastává mezi půlnocí a druhou hodinou ranní. Velikost této fluktuace je individuální, avšak u zdravých jedinců by neměla překročit 4 mmHg. U glaukomových pacientů může být rozptyl o velikosti až 10 mmHg. Přesný vliv fluktuace IOP na poškození terče zrakového nervu zatím není znám, stejně jako důvod samotné fluktuace. [1]

### **Diagnostika glaukomu**

Jak vyplývá z předchozího textu, samotná hodnota IOP pro diagnostikování glaukomu nestačí, i když může být určitým vodítkem. Pro potvrzení onemocnění je potřeba danou hodnotu IOP vztáhnout k dalším klinickým nálezům a provést několik klinických testů, z nichž většina patří do díkce oftalmologů. Dle [1,3] přikládám jednu z možností takového postupu.

1. Opakované tonometrické stanovení hodnoty IOP (viz kapitola 2. Tonometrie)
2. Biomikroskopické vyšetření pro posouzení celkového stavu předního segmentu.
3. Vyšetření přední komory a komorového úhlu pomocí gonioskopické čočky.
4. Perimetrické vyšetření zorného pole daného jedince a vyhodnocení jeho poškození.
5. Podrobné vyšetření očního pozadí a terče zrakového nervu za pomoci nepřímé

oftalmoskopie, fundus kamery případně jiných zobrazovacích metod jako je Heidelbergský retinální tomograf či Optická koherentní tomografie.

Důležitou roli v diagnostice hraje také úloha anamnézy. Systémové choroby jako hypertenze, diabetes mellitus či onemocnění štítné žlázy, mohou zhoršovat projevy onemocnění. Stejně tak jako léčba kortikoidy ať už systémová, nebo lokální. [1]

Měření hodnoty IOP patří v oftalmologických ambulancích k nejběžnějším vyšetřením. Úspěch léčby či samotné odhalení glaukomového onemocnění spočívá v kvalitě zjištění hodnoty IOP – předpokládá dobré pochopení fyziologických mechanismů cirkulace nitrooční tekutiny, či biomechanických vlastností rohovky při jeho měření. Je důležité, jak je IOP měřen a zda naměřená hodnota odpovídá skutečnému IOP daného oka. Této problematice se podrobně věnuje druhá kapitola. Výsledky studií potvrzují, že pokles a stabilizace hodnot IOP snižují riziko progresu glaukomové neuropatie. [1,6]

### 1.3 Klasifikace glaukomu

Při poruše výše zmíněné rovnováhy mezi produkcí a odtokem komorové vody, bývá na vině právě odtok – dochází k jeho snížení, na podkladě uzavření komorového úhlu nebo na podkladě snížené drenážní kapacity trabekula v komorovém úhlu. Hromadění komorové vody má za následek zvýšení IOP a možnost vzniku glaukomového onemocnění. Podle mechanismu vzniku a podle biomikroskopického nálezu na předním segmentu oka, v komorovém úhlu, na terči zrakového nervu a podle vyšetření zorného pole se všechny formy glaukomů dělí na glaukom s otevřeným či uzavřeným úhlem. Příčina vzniku je buď primární nebo sekundární. [1,3]

#### 1.3.1 Primární glaukom otevřeného úhlu

O primárním glaukomu otevřeného úhlu (POAG, primary open angle glaucoma) hovoříme v případě, kdy funkční změny komorového úhlu předchází změnám morfologickým. POAG je chronické onemocnění, které začíná bez jakýchkoliv subjektivních potíží. Projevuje se pomalu postupujícími změnami na terči zrakového nervu a ve vrstvě nervových vláken sítnice tzv. glaukomovou neuropatií. [1,3]

Tato forma glaukomu je ze všech jeho typů nejčastější. Epidemiologické průzkumy uvádějí výskyt u 2,1 % obyvatel rozvinutých zemí ve věku nad 40 let, přičemž prevalence onemocnění s věkem stoupá. POAG je obvykle bilaterální onemocnění, ženy

i muži jsou tímto onemocněním zasaženi ve stejné míře. Ohroženou skupinou jsou však myopové a pacienti zatížení rodinou anamnézou s genetickou predispozicí pro glaukom. Pro POAG je typický hluboký a volný komorový úhel, avšak propustnost struktur a ultrastruktur komorové trámčiny je snižena. Tato funkčně méně dokonalá struktura komorového úhlu je vázaná na dnes už konkrétně popisované mutace, které se přenášejí a manifestují jako autozomálně recesivní. Hodnota IOP je obvykle mírně zvýšená – typicky mezi 22–30 mm Hg, její kolísání během dne je však vyšší než u zdravé populace. Vzestup IOP tak nemusí být v rané fázi onemocnění zachycen. Terč zrakového nervu a vrstva nervových vláken sítnice jsou postiženy úměrně ke stádiu onemocnění – stejná úměrnost platí i pro defekty zorného pole, které postižený v raném stádiu nemoci nemusí subjektivně vůbec registrovat. [1,3]

Dalšími formami POAG jsou primární juvenilní glaukom, normotenzní glaukom, suspektní primární glaukom a oční hypertenze – těmto formám budou věnovány další řádky.

### **Primární juvenilní glaukom**

Tento termín je používán v souvislosti s glaukomovým onemocněním manifestujícím v časném dětském věku, nebo u mladších dospělých jedinců ve věku 10–35 let. Současné výzkumy poukazují na kódovanou poruchu chromozomu 1 a možný výskyt glaukomu v rodině. [1,3]

### **Normotenzní glaukom**

Tato forma se vyznačuje přítomností všech specifických, s glaukomem spojených změn – glaukomovou neuropatií, avšak bez zvýšení hodnot IOP, které jsou v normě. Tento typ onemocnění postihuje dvakrát častěji ženy, předpokládá se vliv hladiny hormonů. Další rizikové faktory jsou totožné s POAG – jedná se především o myopii, věk a podprůměrnou hodnotu centrální tloušťky rohovky. [1,3]

### **Suspektní primární glaukom**

Suspektní neboli podezřelý – takto je označována forma glaukomu zahrnující několik klinických nálezů a jejich kombinaci. IOP může být v normě, případně lehce zvýšený, nález na terči zrakového nervu může být normální a suspektní je nález v zorném poli. Situace může být i opačná, nález na terči zrak nervu může být suspektní, IOP vyšší

a výsledky vyšetření zorného pole normální. Tato forma může být časným stádiem POAG. [1,3]

## **Oční hypertenze**

Při oční hypertenzi jsou hodnoty IOP za hranicí 21 mmHg – tedy za normálním rozdělením IOP v populaci, avšak ani přesto se na očním pozadí neobjevuje glaukomová neuropatie či defekty zorného pole. Prevalence oční hypertenze v populaci starší 40 let je asi 7 %. Léčba je zahájena jen v případě rizika přechodu v glaukom a tato rizika jsou posuzována individuálně. Jedná se především o vyšší IOP, vyšší věk či sníženou centrální tloušťku rohovky. [1,3]

### **1.3.2 Primární glaukom uzavřeného úhlu**

Primární glaukom s uzavřeným úhlem (PACG, primary angle closure glaucoma) se nejčastěji vyskytuje v asijské populaci. U této formy onemocnění vzniká mechanická překážka odtoku nitrooční tekutiny v komorovém úhlu přilehlou částí duhovky. Trámčina duhovko-rohovkového úhlu je plně funkční, ale mění se vzájemné postavení trámčiny a duhovky. Tyto změny vznikají změnou polohy nebo velikosti struktur předního segmentu oka a také vlivem tlakových sil zadního segmentu oka. Glaukom uzavřeného úhlu více postihuje hypermetropické oči. Tyto mají celkově kratší axiální délku a jsou charakteristické vyšším poloměrem zakřivení rohovky a mělčí přední komorou, a tím i užším, uzavřenějším komorovým úhlem<sup>1</sup>. [1,3]

Mechanismy vzniku PACG zde budou popsány pouze výčtově s důrazem na princip mechanismu. Bližší informace popisující mechanismus primárního uzavření komorového úhlu lze dohledat například v publikaci [1]. [1,3]

## **Pupilární blok**

Pupilární blok je nejčastějším důvodem uzávěru komorového úhlu. Dochází při něm k zhoršenému průtoku komorové vody v oblasti zornice. Dochází pak k hromadění komorové vody v zadní komoře oka a následkem toho je vytlačována periferní část duhovky směrem k trámčině komorového úhlu – tím dochází k jeho zúžení a následnému uzavření. Pupilární blok může vyvolat souběžná stimulace svěrače a rozvěrače zornice, kdy svaly působí proti sobě za účelem vytvoření střední mydriázy. Okraj zornice tak

---

<sup>1</sup> šíře komorového úhlu je vyjadřována ve stupních – úzký úhel 10-20°; široký úhel 30-40°. Podrobnější popis rozdělení se nachází v publikaci [1]

přilne k přední ploše čočky a znemožní proudění komorové vody do přední komory. Tato situace může nastat fyziologickými podněty – čtení za šera, emoční stres, nebo vlivem léků jako jsou mydriatika. [1]

### **Obstrukce na úrovni duhovky a řasnatého tělesa**

Tato mechanická příčina může být způsobena anatomickými změnami. Anatomie úponu duhovky a řasnatého tělesa je fyziologicky variabilní. Pokud jsou výběžky řasnatého tělesa posunuty dopředu, nebo pokud je duhovka ztlustělá, dochází k velmi těsnému postavení báze duhovky a trámčiny. Při mydriáze tak může snadněji dojít k uzavření úhlu. [1]

### **Obstrukce na úrovni čočky**

Tato obstrukce může být způsobena sklerózou jádra, a tedy ztlustěním čočky, která pak vytlačí duhovku a řasnaté těleso vpřed, čímž zúží komorový úhel. Pokud je čočka posunutá následkem úrazu či operace, jedná se o sekundární formu glaukomu s uzavřeným úhlem (viz kapitola 1.3.3). [1]

### **Změna toku komorové vody**

Dochází při ní k tzv. misdirekci, tedy k proudění nitrooční tekutiny směrem do sklivcového prostoru z důvodu tzv. ciliolentikulárního bloku, což vede k vzestupu objemu sklivce a tím i nárůstu tlaku za čočkou. Čočka s duhovou jsou pak tlačeny do přední komory, což má za následek uzavření úhlu a výrazný nárůst IOP. [1]

Na podkladě těchto mechanismů se PACG dělí na níže zmíněné formy. [1]

### **Akutní primární glaukom**

K uzavěru komorového úhlu dochází většinou nepozorovaně, neprojevuje se žádnými symptomy – podobně jako v případě POAG, výjimkou je akutním záchvatu glaukomu. Akutní primární glaukom, nebo glaukomový záchvat vzniká uzavřením komorového úhlu a prudkým nárůstem tlaku na extrémně vysoké hodnoty. Glaukomový záchvat je doprovázený krutou bolestí oka, hemikranií, či nauzeou – jedná se neodkladný stav a pokud není řešen v řádu hodin, dochází k závažnému poškození vláken zrakového nervu vedoucí až ke ztrátě zraku – extrémně vysoký IOP může způsobit ischemickou neuropatii zrakového nervu s následnou atrofií. [1]

## **Intermitentní primární glaukom**

Intermitentní, nebo také subakutní forma se projevuje mírnější manifestací než forma akutní. Záchvaty jsou mírnější a sami spontánně odeznívají – jsou doprovázeny mírnou bolestí očí a hlavy – vidění je během nich zamlžené. Četnost záchvatů je závislá na funkčním stavu komorového úhlu. Mimo záchvaty je hodnota IOP v mezích normy. Řešením a prevencí intermitentní a akutní formy je kromě farmakoterapie také periferní laserová iridotomie Nd: YAG laserem – vzniklými otvory v duhovce může protékat komorová voda, a tak dojde k vyrovnání rozdílů tlaků mezi přední a zadní komorou. [1]

## **Chronický primární glaukom**

Tato forma primárního glaukomového onemocnění s uzavřeným úhlem vzniká ve většině případů jako následek intermitentního, případně akutního typu glaukomu. Na rozdíl od intermitentní formy se hodnota IOP mezi záchvaty nevrací do normy, a to z důvodu vytvoření periferních předních synechií (srůstů) v komorovém úhlu – fibrotizace trámčiny komorového úhlu, která může vyústit až do anatomické okluze, vzniká právě jako důsledek neustálého kolísání IOP. Chronický primární glaukom vzniká postupně, často bez subjektivních změn a často bývá diagnostikován až v pokročilém stádiu. Pro správnou diagnózu je důležité gonioskopické vyšetření pro odhalení předních synechií, jinak může dojít k záměně za POAG. [1]

### 1.3.3 Sekundární formy glaukomu

Pro sekundární formy glaukomového onemocnění je typický opačný sled událostí – nejprve dochází ke změnám morfologickým, které vedou ke snížení drenáže a které jsou pozorovatelné už v úvodních stádiích. I sekundární glaukom lze rozdělit na glaukom uzavřeného a otevřeného úhlu, avšak obě formy mají velké množství podtypů, a proto zde budou zmíněny pouze přehledově, v obecné rovině. Bližšímu popisu se věnuje např. publikace [1]. Důvodem věnování menší pozornosti sekundární formě glaukomu je i fakt, že jsou často spojeny s jinými oftalmologickými diagnózami, jejichž znalost je důležitá pro pochopení mechanismu vzniku sekundárního onemocnění a tato práce si svým zaměřením neklade za cíl jejich vysvětlení. Glaukomy nazývané jako sekundární jsou často zapříčiněné jiným patologickým stavem, který jim předcházelo – nitrooční zánět, úraz či operace. [1]

**Sekundární glaukom s otevřeným úhlem** je způsoben zanesením – snížením průchodnosti trávčiny komorového úhlu patologickým materiálem, který přirozeně snižuje jeho filtrační kapacitu. Tomuto popisu odpovídá především glaukom na podkladě pseudoexfoliačního syndromu (viz [1]) a pigmentový glaukom, který vzniká uvolněním melaninu ze zadního epitelu duhovky. [1]

Další velkou skupinou jsou sekundární glaukomy způsobené nitroočním krvácením a nitroočními záněty. Krvácení může být spojeno s úrazem, onemocněním sítnice, s poruchami hemokoagulace či s nitrooční chirurgií. Zvýšení IOP, které může přejít v glaukomové onemocnění se může objevit při přítomnosti krve v přední komoře (hyféma) nebo ve sklivci (hemoftalmus). Krev samotná zvětšuje objem komorové vody a více zatěžuje odtokové cesty přítomností červených krvinek či zánětlivých elementů. Glaukom při nitroočních zánětech jako jsou keratitidy, cyklitidy či uveitidy nevznikne okamžitě, nebezpečné jsou však chronické formy těchto onemocnění, při kterých může dojít k edému trávčiny či k předním periferním synechiím. [1]

Významnou příčinou vzniku sekundární formy glaukomu jsou také nitrooční operace. Po jejich provedení často dochází k zvýšení IOP, které může přejít do chronické formy glaukomu. Se sekundárním glaukodem se tak lze setkat u pacientů po prodělané operaci rohovky (LASIK, transplantace rohovky), operaci čočky (operace katarakty), vitreoretinální chirurgii či po aplikaci nitrooční injekce s anti-VEGF preparáty. V přehledu také nesmí chybět tzv. steroidní glaukom – vyšší hodnoty IOP jsou reakcí na podání kortikoidů a tato reakce může vzniknout u jakékoliv věkové skupiny. Glaukom vzniká u geneticky predisponovaných jedinců a při dlouhodobé zátěži kortikoidy. [1]

**Sekundární glaukomy s uzavřeným úhlem** vznikají také na podkladě jiných onemocnění oka – jejich projev je buď akutní, nebo chronický a patofyziologie těchto stavů do určité míry kopíruje mechanismus PACG. Dělí se na glaukom s pupilárním blokem, glaukom bez pupilárního bloku a glaukom v důsledku misdirekce komorové vody – tyto mechanismy jsou popsány v kapitole 1.3.2. Příčinou pupilárního bloku v případě sekundární formy mohou být vrozená či získaná dislokace čočky, intumescentní katarakta, záněty duhovky nebo dislokace zadněkomorové či předněkomorové nitrooční čočky. V případě formy bez pupilárního bloku je komorový úhel uzavřen tahem nebo tlakem duhovky u těchto stavů: neovaskulární glaukom, iridokorneální endotelový syndrom, aniridie, nitrooční nádory, úrazy a zadní polyfonní dystrofie rohovky.



Misdirekce komorové vody u sekundární formy vzniká na podkladě nitroočních operací u očí s úzkým komorovým úhlem. K zvýšení IOP může dojít také při operaci páteře v tzv. Trendelenburgově poloze. V tomto případě je, především u glaukomových pacientů, důležité využít tonometry umožňující měření IOP v průběhu operace u pacienta, který leží právě v takovéto poloze. [1]

## 2 Tonometrie

Slovo tonometrie vyjadřuje měření tlaku. V případě oftalmologie a optometrie je řeč o oční tonometrii, jejímž cílem je stanovení co nejpřesnější hodnoty IOP. Metody a techniky, kterými toho bylo v minulosti dosahováno se s postupem času zdokonalovaly, zpřesňovaly i zrychlovaly. V neposlední řadě se staly i příjemnější pro vyšetřovaného. [1,5,6]

### 2.1 Historický vývoj

Cílem práce jistě není podat podrobný historický přehled v oblasti měření IOP, avšak tonometrie prošla za posledních 150 let moderních dějin značným vývojem, na kterém lze prezentovat odhodlání změřit IOP co nejpřesněji.

Ne vždy byl zvýšený IOP lékaři spojován s glaukomem, potažmo se ztrátou zraku. I přesto, že existovalo pár jedinců, kteří si již v 10. století našeho letopočtu všimli zvýšené tuhosti oka při ztrátě zraku, hodnocení IOP nebylo rutinně zavedeno, a to i proto, že zkrátka neexistovalo přístrojové vybavení pro jeho měření. Toto se pozvolna změnilo až v druhé polovině 19. století, kdy se svým přístrojem pro měření IOP přišel německý lékař Albrecht von Gräfe. S pomocí Franse Cornelise Dondersse vytvořili tonometr, jenž odhadoval tlak v oku z tuhosti skléry. Zásadní moment však nastal v roce 1884 – se vznikem kokainové korneální anestezie mohli být tonometry přikládány přímo na rohovku, a tak se prvním přijatelně přesným přístrojem 19. století stal Maklakoffův aplanační tonometr, jehož popularita a rozšíření v zemích východní Evropy bylo ještě otázkou nedávné minulosti. Na koncept Ruského lékaře navázal Norský fyziolog Hjalmar August Schiøtz, jehož impresní tonometr byl celosvětově rozšířen zejména v prvních dvou třetinách 20. století a byl zlatým standardem této doby – v zemích jako Indie, Čína či Pákistán je vyráběn a používán dodnes. [7,8,9]

V padesátých letech však došlo ke skutečné revoluci v přesnosti měření. Tonometr Švýcarského lékaře Hanse Goldmanna – **Goldmannův aplanační tonometr** je dodnes nejrozšířenějším tonometrem oftalmologických ambulancí a je považován za zlatý standard, se kterým jsou často porovnávány nové typy tonometrů. Pro screeningová vyšetření jsou dnes hojně využívány také bezkontaktní tonometry, jejichž historie sahá do 70. let dvacátého století. O dalších 30 let později, tedy na přelomu tisíciletí, bylo představeno vylepšení této metody – Ocular response analyzer firmy Reichert dokázal

určit viskoelastické vlastnosti rohovky a tím snížit její vliv na stanovení hodnoty IOP. Na počátku tisíciletí byl také představen dynamický konturový tonometr, jehož přesnost by neměla být ovlivněna biomechanickými vlastnostmi rohovky. Spolu s dynamickým konturovým tonometrem patří mezi nejnovější metody posledních let také rebound tonometrie, tedy metoda využívající k určení IOP odraz jemné sondy od rohovky. Její koncept byl poprvé představen v roce 1997 a o 6 let později už vznikl první přístroj – iCare TA01i. [7,9,10]

## 2.2 Dělení tonometrie a popis vybraných metod a přístrojů

Měření IOP lze rozdělit na měření přímé a nepřímé. Přímé, nebo také manometrické měření je metodou invazivní s přímým sledováním IOP přímo v bulbu – jeho realizace není bez invazivního zákroku proveditelná. Nepřímá, nebo též tonometrická metoda měří IOP na korneosklerálním povrchu a lze ji dále rozdělit na měření kontaktní, bezkontaktní a měření s minimálním kontaktem. Přehled zde zmíněných forem měření bude blíže pospán níže v této kapitole. [1,5,6]

### 2.2.1 Kontaktní tonometrie

Kontaktní tonometrií se rozumí měření, při kterém dochází ke kontaktu měřeného oka (rohovky) s částí tonometru. IOP je pak odvozen pomocí tlaku, který je potřeba k deformaci centrální části rohovky. U této kategorie měření je často nutné použití anestezie, případně fluoresceinu při vyšetření. Předností moderního kontaktního měření je přesnost, a proto je vhodné k dlouhodobému sledování vývoje IOP pacientů. Riziko spočívá v přenosu infekce či v možném způsobení eroze rohovky. Tuto metodu také nelze použít u imobilních pacientů, jelikož se většina měření provádí pouze v sedě. Kontaktně lze IOP zjistit metodou palpační, impresní a aplanační. [1,5,6]

#### 2.2.1.1 Palpační měření nitroočního tlaku

Palpační metoda patří mezi kontaktní typy měření IOP. Jedná se o nejstarší, nejjednodušší, avšak pouze orientační metodu, při které záleží na subjektivním hodnocení a zkušenostech vyšetřujícího. Touto metodou nelze zjistit přesnou hodnotu IOP, avšak je možné posoudit, jestli je nižší, vyšší či normální. Měření je rychlé, bez potřeby použití anestezie či fluoresceinu a může být provedeno i v terénu bez přístrojového vybavení. Při vyšetření má vyšetřovaný mírně zvednutou bradu a pohledem směřuje dolů. Vyšetření se

provádí přes zavřené víčko, přes které se dvěma ukazováký zkouší fluktuace bulbu. Vyšetření je možné provést téměř ve všech polohách a téměř u všech věkových skupin pacientů. Často se využívá po transplantaci rohovky, při zánětu či na konci operace. [1,6]

#### 2.1.1.2 Impresní tonometrie

Impresní měření IOP Schiøtzovým tonometrem, který je typickým zástupcem této metody, se v dnešní době a v našich zeměpisných šířkách už téměř nevyužívá. Přístroj pojmenovaný podle svého konstruktéra, norského oftalmologa Hjalmara Schiøtze, byl do klinické praxe zaveden už před 116 lety a jedná se tak o jednu z nejstarších přístrojových metod měření IOP. [5,7,9]

IOP je měřen vždy v leže či v polosedě a měřené oko musí být v lokální anestezii. Na rohovku je přiložena konkávní ploška s centrálním otvorem, ve kterém ústí hloubkoměr přesně stanoveného průměru (3 mm) a hmotnosti. Tento hloubkoměr je přepákováním spojen s rafičkou, která na stupnici ukazuje impresi (promáčknutí) rohovky. Stupnice je rozdělena 20 dílků, které odpovídají jednomu milimetru centrální imprese rohovky, tj jeden dílek stupnice odpovídá hloubce imprese 0,05 mm. Pokud je IOP nízký, výchylnka bude značná, naopak při vyšším IOP bude imprese, a tedy i výchylnka rafičky, malá. V těchto případech se na hloubkoměr přidává normované závaží o hmotnosti 5,5 g; 7,5 g; 10 g a eventuálně i 15 g, které zvýší impresi rohovky. Hodnota výchylnky s daným závažím pak v nomogramu odpovídá výši IOP v milimetrech rtuťového sloupce. Měření Schiøtzovým tonometrem je však pro rohovku oproti jiným metodám zatěžující a vyžaduje značné zkušenosti od osoby, která měření provádí – přídavný tlak přístroje na rohovku může významně zvýšit naměřený IOP. Proto se ve vyspělých zemích světa již delší dobu nevyužívá. [1,5,6]

#### 2.1.1.3 Aplanační tonometrie – Goldmannův aplanační tonometr

Aplanační tonometrie pracuje na principu Fick – Imbertova zákona, který říká, že tlak  $P$  uvnitř ideální koule s tenkými pružnými stěnami je roven síle  $F$ , kterou je nutno použít na oploštění (aplanaci) povrchu této koule plochou  $S$ . Velikost aplanované plochy  $S$  je přitom volena tak, aby bylo vzájemně kompenzováno povrchové napětí slzného filmu s elasticitou rohovky samotné. [5,6] Platí že:

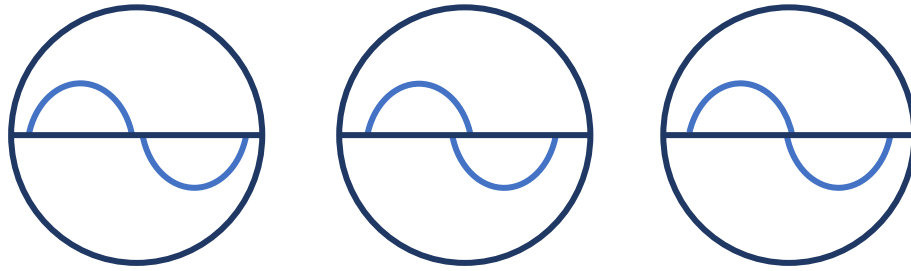
$$P = F/S.$$

Teorie však počítá s ideální koulí s nekonečně tenkou a dokonale pružnou stěnou, na jejímž povrchu se působící síla rozloží zcela rovnoměrně. Oční koule, a především rohovka však teoretické, ideální parametry nesplňují. S nenulovou tloušťkou je spojena i nenulová tuhost, tzv. rigidita – rohovka tak při aplanaci klade vlastní odpor, nezávisle na velikosti IOP. Centrální část rohovky je v případě Goldmannova aplanačního tonometru (viz níže) aplanována speciálním komolým kuželem o průměru 3,06 mm. Obsah aplanované plochy je tedy roven 7,35 mm<sup>2</sup>. Oploštěná část centrální části rohovky o poloměru křivosti r pak představuje objemově kulovou úseč, pro kterou platí [5,6]:

$$V = \frac{1}{6}\pi h (3r^2 + h^2)$$

Pro hodnoty poloměru křivosti přední plochy rohovky 7,7 mm (dle modelu Gullstrandova oka) vychází hloubka této rohovkou tvořené úseče na přibližně 0,15 mm. Objem této průměrné kulové úseče je tedy 0,55 μl – je proto možné rohovkovou rigiditu prakticky zanedbat. Měření je tak zatížené přibližně 3% chybou směrem k vyšším hodnotám – číselně odpovídá 1 mmHg, což je hodnota pro praxi přijatelná. I přesto je vhodné provést měření opakovaně, aby byl odstraněn vliv momentálního kolísání IOP. [5,6]

Klasickým zástupcem této metody je Goldmannův aplanační tonometr (GAT), který je považován za „zlatý standard“ pro měření IOP v diagnostice glaukomu a který je v klinické praxi užíván přibližně od poloviny dvacátého století. Goldmannův aplanační tonometr je standartně připevněn ke štěrbinové lampě a měření je tak možno provádět pouze v sedě a po anestezii rohovky. Slzný film je nutno obarvit 5 % fluorescenčním barvivem, které při pozorování přes modrý kobaltový filtr slouží jako indikátor správného tlaku. S pomocí barviva a dvojitého klínu, který je součástí měřícího kuželu, vidí vyšetřující na rohovce dvě půlkružnice, které jsou při správné aplanaci v koincidenci. V tomto okamžiku je možné na stupnici odečíst naměřený IOP. [1,5,6]



Obr. 1 – fluorescenční půl prstence pozorované při měření GAT; prvním případě je aplanační tlak příliš malý, ve druhém příliš velký, třetí případ ukazuje správnou velikost aplanačního tlaku

I přesto, že je GAT považován za zlatý standard tonometrie, i zde může dojít k chybnému měření. Chyby v měření mohou být jednak způsobeny samotným vyšetřujícím v podobě malého či příliš silného dotyku měřícího kužele, ale také nestandardními parametry oka. Nepřesné měření bývá u rohovek s vysokým astigmatismem, rohovkových jizev či jiných nepravidelností tvaru. Odchytky v měření může způsobit také suché oko, či naopak velké množství slz. Naměřená hodnota je také, a to nejenom u GAT, ovlivněna centrální tloušťkou rohovky. Silné rohovky vykazují falešně vyšší IOP, u tenkých rohovek je to naopak. Teorie GAT pracuje s centrální tloušťkou rohovky (CCT, central corneal thickness) 520  $\mu\text{m}$  a zakřivením vnější stěny 7,8 mm. Při nestandardních parametrech rohovky je vhodné naměřený tlak přepočítat. [1,5,6,11]

#### 2.1.1.4 Perkins Tonometr a Tonopen

**Perkins tonometr** je přístroj vycházející z konstrukce GAT – rohovka je také aplanovaná skleněným komolým kuželem o průměru 3,06 mm a podle mnohých výzkumů a studií je v přesnosti měření plně porovnatelný se „zlatým standardem“ tonometrie. Byl představen v 70. letech 20. století a jeho hlavní benefit spočívá v kompaktnosti – není součástí šterbinové lampy a umožňuje tak měření IOP například vleže. To zvyšuje jeho univerzálnost při měření ležících pacientů či dětí. Další výhodou je jednorázový měřící kužel, který významně snižuje riziko přenosu infekce. Přístroj disponuje vlastním led osvětlením a optickým systémem pro pozorování fluorescenčních půl prstenců. [1,12,13]

**Tonopen** je digitální aplanační tonometr, který můžeme řadit mezi ruční, přenosné přístroje. Tonometr rovněž vychází z kontaktního, aplanačního principu měření. Sílu aplanace však v tomto případě snímá elektronický senzor a převádí ji na hodnotu

IOP. Měření je možné provádět ve všech polohách – je vhodný pro měření dětí či ležících pacientů. [1]

#### 2.1.1.5 Dynamický konturový tonometr

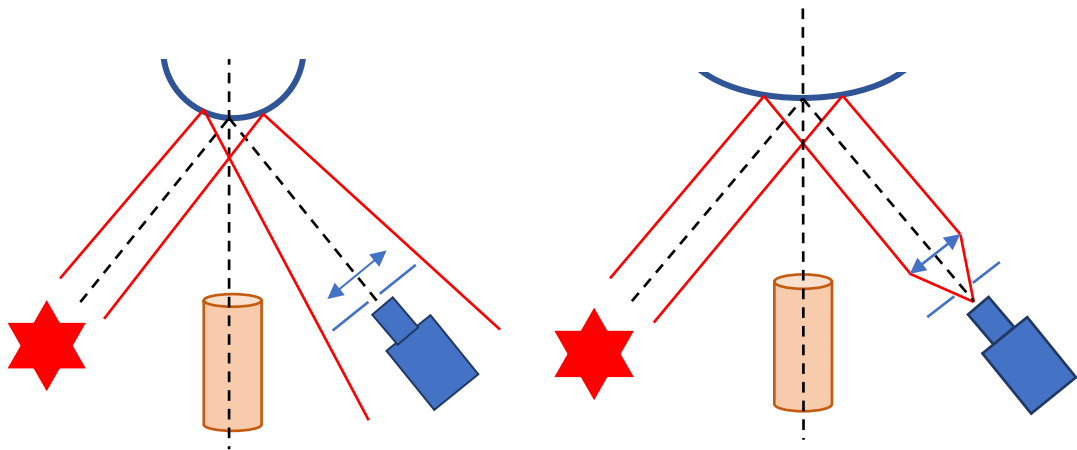
Dynamický konturový tonometr, představený na začátku tisíciletí, je dalším zástupcem kontaktních tonometrů – pro měření je vyžadována anestezie rohovky, přístroj ji však ke stanovení tlaku neoplošťuje či jinak nedeformuje. Jedná se o tonometr na digitální bázi, který by měl stanovit IOP bez vlivu biomechanických parametrů rohovky. Mezi nejvýznamnější se řadí CCT, zakřivení přední plochy rohovky, rigidita či hystereze (viz. kapitola 2.4). [14,15]

Měřicí hlavice tonometru má konkávní tvar, takže vytváří negativ pro rohovku a dovoluje rohovce při měření zaujmout co nejpřirozenější tvar. V apexu měřící hlavy je zapuštěn piezo-rezistivní senzor tlaku o ploše  $0,25 \text{ mm}^2$ . Senzor pracuje na frekvenci 100 Hz, tj. provádí 100 měření za sekundu, pomocí kterých získává průměrnou hodnotu IOP. IOP je pak softwarově vyhodnocen na základě změny frekvence kmitání a odporu piezo-rezistivního senzoru. Doba kontaktu hlavice a rohovky potřebná pro měření je přibližně 8 vteřin. Vzhledem k výše uvedenému by se mohlo zdát, že každá rohovka bude vyžadovat individuální měřicí hlavici, aby docházelo k minimálnímu ovlivnění jejího tvaru při měření. In vivo i in vitro výzkumy a měření však prokázaly, že postačí univerzální tvarování – poloměr zakřivení měřící hlavice je 10,5 mm. Výrobce uvádí rozsah měřených tlaků až do výše 300 mmHg, tato čísla jsou však pro potřeby oční tonometrie pouze teoretická. [14,15]

### 2.2.2 Bezkontaktní tonometrie

Tato metoda byla vyvinuta společností Zeiss a zkonstruována Dr. Grolmanem v roce 1972. Za jejím vznikem stály především zvyšující se hygienické nároky. Zavedení této metody do praxe umožnilo měřit IOP také optometristům. Přednost bezkontaktní varianty měření IOP je zřejmá už z názvu – při měření nedochází ke kontaktu oka a přístroje, a tak není nutné použití anestezie a je sníženo také riziko přenosu infekce, poškození či poranění rohovky. Jistou výhodou může být také eliminace lidského faktoru při měření nebo vyhodnocení naměřených hodnot. Moderní tonometry po nastavení obsluhující osobou do výchozí polohy (viz obr. 2) měří a vyhodnocují IOP sami. [1,7,9]

Bezkontaktní měření je rychlé, avšak může být méně přesné – hodí se především pro screening IOP, nikoliv k jeho dlouhodobému sledování. Stejně jako kontaktní aplanační tonometry i bezkontaktní metoda využívá k měření IOP aplanaci rohovky. V tomto případě je však rohovka oploštěna rychlým pulzem vzduchu a elektrooptickým systémem je zachycen čas, respektive rychlost oploštění, ze které je pak spočítán IOP. V případě nízkého IOP je čas aplanače kratší než u vyšších IOP. [1,5,16]



Obr. 2 – Schéma k objasnění principu bezkontaktní tonometrie; levá část zobrazuje stav před aplanačí, pravá stav při aplanači proudem vzduchu



### 2.2.2.1 Princip měření

Obecná teorie bezkontaktních tonometrů funguje na principu znázorněném na obrázku 2. Světelným zdrojem je pod určitým úhlem vyslán svazek světelných infračervených paprsků, které jsou reflektovány přední plochou rohovky do fotodetektoru, před kterým se nachází objektiv s funkční clonou. Rohovka je však ve svém středu sférická – chová se jako vypuklé zrcadlo, a proto je fotodetektoem zachycena jen malá část emitovaného světla. Aplanování rohovky rychlým proudem vzduchu však způsobí zachycení většího množství odraženého světla detektorem. [1,5,16]

Změna objemu oka za jednotku času je při oploštění dána vztahem:

$$\partial V/\partial t = R (P_v - IOP),$$

kde  $R$  je odpor (rigidita) rohovky a  $P_v$  je tlak proudu vzduchu, kterým je na rohovku působeno.  $\partial V/\partial t$  je rychlost objemové změny oka. Hodnota tlaku vzduchového pulzu je specifická pro každého výrobce, avšak běžně bývá okolo 10 kPa, tedy přibližně 80 mmHg – to odpovídá energii tlakové vlny, šířící se rychlostí 200–300 ms<sup>-1</sup>. V případě běžného modelového nitroočního tlaku ( $IOP = 17$  mmHg) je aplanace dosaženo po 0,013 vteřinách. Pokud bychom brali do úvahy více než dvojnásobný nitrooční tlak ( $IOP = 36$  mmHg), prodlouží se doba aplanace pouze o 0,004 s. Pro výsledný IOP platí: [1,5,16]

$$IOP = P_v - 1/R \partial V/\partial t.$$

Při hodnotách IOP do 30 mm Hg poskytuje bezkontaktní metoda spolehlivé výsledky. U vyšších hodnot tlaků je však spolehlivost měření nižší. Problémem jsou také rohovky s výraznějším astigmatismem, excentricitou (jako v případě keratokonu), edémem či zjizvením. Pro potřeby výzkumné části diplomové práce byly použity bezkontaktní tonometry Nidek Tonoref III a Oculus Corvis ST (viz kapitola 3). [1,5,16]

### 2.2.2.2 Ocular response analyzer

Většina bezkontaktních tonometrů posledních let má i funkci optického pachymetru a dokážou tak naměřený IOP přepočítat podle CCT. CCT je sice nejvýraznějším, avšak zdaleka ne jediným parametrem majícím vliv na přesnost naměřené hodnoty IOP (viz kapitola 2.4). Další biomechanické vlastnosti rohovky dokážou v rámci bezkontaktních tonometrů měřit pouze 2 přístroje. Jedním z nich je Oculus Corvis ST, jenž byl použit pro měření IOP ve výzkumné části diplomové práce a

kterému je věnována samostatná kapitola (viz kapitola 3.1), tím druhým je Ocular response analyzer (ORA) firmy Reichert Technologies. [17,18]

Tento automatický bezkontaktní tonometr byl prvním svého druhu, který používal tzv. dynamický obousměrný aplanační proces měření. S ním je možno stanovit jak IOP, tak i biomechanické parametry rohovky. V případě tonometru ORA jde o rohovkovou hysterezi (CH, corneal hysteresis) a faktor rohovkové rezistence (CRF, corneal resistance factor) – tedy její tuhost. Výše naměřeného nitroočního tlaku je pak upravena těmito biomechanickými parametry. [1,17,18]

Běžné bezkontaktní tonometry využívají ke stanovení IOP pouze první aplanaci – k té dochází při nárazu proudu vzduchu do rohovky. Vzduchový pulz však kromě první aplanace působí i prohnutí rohovky směrem dovnitř, rohovka na chvíli dosáhne konkávního tvaru – maximálního prohnutí. Po odeznění tlaku vzduchu se rohovka z maximálního prohnutí vrací přes druhou aplanaci do původního, konvexního tvaru. CH se projevuje odlišnými hodnotami IOP, jež odpovídají první a druhé aplanaci. Číselně odpovídá rozdílu tlaků první a druhé aplanace. Faktor rohovkové rezistence je rovněž odvozen na základě rozdílu výše zmíněných aplanačních tlaků. Jeho stanovení je však vzhledem viskoelastickým vlastnostem rohovky komplikovanější záležitost vyžadující komplexnější výpočty, které jsou patentem firmy Reichert. [1,17,18]

### 2.2.3 Rebound tonometrie – měření s minimálním kontaktem

Tento typ měření byl vyvinut ve Finsku je jedním z nejmladších způsobů měření IOP – první přístroj byl do klinické praxe zaveden v roce 2003. Měření je kontaktní, avšak nevyžaduje použití anestezie, a proto jej v České republice mohou provádět i optometristé. Rebound tonometry jsou oproti konvenčním přístrojům malé – lze je držet a obsluhovat pouze jednou rukou. Jsou přenosné, takže je měření možno provádět i v „terénu“ a navíc umožňují měření v téměř jakékoliv poloze, což je výhoda oproti konvenčním metodám. Využití tak najdou u ležících, nespolupracujících pacientů či dětí. Pro výzkumnou část své diplomové práce jsem měl k dispozici nejnovější přístroj firmy iCare Finland – iCare ic200 Tonometer. [10,18,19]

#### 2.2.3.1 Princip měření

Rebound tonometrie funguje na principu vyhodnocení pohybových parametrů normované jednorázové sondy, která je vyslána proti přední ploše rohovky. Její

zpomalení a rychlost odrazu je zaznamenána a na jejím základě je vypočítána hodnota IOP. Sondu používanou v tonometrech firmy iCare lze popsat jako tyčinku z nerezové oceli s kulovitou koncovkou z biokompatibilního plastového materiálu, zajišťujícího bezpečný kontakt s rohovkou měřeného oka. Zmagnetizovaná sonda je proti rohovce vyslána ze solenoidového pouzdra, které se nachází v měřicí hlavě – průchod krátkého elektrického pulzu solenoidem způsobí vypuzení sondy směrem k oku rychlostí přibližně  $0,2 \text{ ms}^{-1}$ . Po vypuštění sondy dojde k jejímu nárazu, zpomalení a odrazu od rohovky – pohybující se sonda je v podstatě magnetem, a tak dochází ke vzniku indukovaného napětí v druhé souosé cívice umístěné v měřicí hlavě. Jeho velikost je přímo úměrná rychlosti pohybu jednorázové sondy. Lze tak velmi přesně spočítat pohybové parametry sondy včetně decelerace, či celkového času odrazu. Algoritmy je pak změna napětí na cívice přeměněna na hodnotu IOP. Zpomalení sondy je tím větší, čím vyšší je IOP měřeného oka. Více informací ohledně principu měření je, vzhledem k ochraně údajů výrobcem, nedostupných. [19,20,21,22]

Jelikož se jedná o kontaktní metodu, i když s minimálním kontaktem, je potřeba co nejvíce eliminovat riziko možného přenosu infekce. Všechny jednorázové sondy jsou tak výrobcem dodávané ve sterilních pouzdrech, ze kterých jsou bezkontaktně vloženy do měřicí hlavy. Aby bylo byla opakovatelnost všech měření co největší, musí mít každá sonda stejné parametry: délku 40 mm, průměr 0,3 mm a hmotnost 26,5 mg. Plastový zakulacený konec má průměr 1,7 mm. [20,21]

#### 2.4 Faktory ovlivňující přesnost měření – vlastnosti rohovky

Tato kapitola je věnována parametrům a vlastnostem rohovky, které mají vliv na přesnost stanovení hodnoty IOP, a nikoliv na chyby měření pramenící z technologických řešení jednotlivých metod a přístrojů. Vlivy ovlivňující přesnost jednotlivých tonometrů jsou popsány vždy u konkrétní kapitoly, jež je popisu daného přístroje věnována.

##### **Centrální tloušťka rohovky**

Rohovka (lat. cornea) je přední, průhledná a více zakřivená část vazivové vrstvy oka (tunica fibrosa), která tvarem odpovídá kulovému vrchlíku. Tvoří přibližně 1/5 povrchu oční koule. Zdravá rohovka je bezbarvá, transparentní a bezcévná. Průměr rohovky je přibližně 11,5 mm vertikálně a 12,6 mm v horizontálním směru. Tloušťka

centrální části rohovky je 560  $\mu\text{m}$ , přičemž do periferie nabývá hodnot až 1 mm. CCT je důležitým parametrem, ovlivňující přesné stanovení IOP – její vliv byl okrajově vzpomenut i v předchozích kapitolách. [1,23]

Rohovku lze z mechanického hlediska chápat jako pevnou membránu, která odděluje vnitřní prostředí oka od prostředí vnějšího. Jako taková je **visko-elastickým** materiálem – to znamená, že vykazuje vlastnosti jak viskózních, tak elastických struktur (viz níže). Elastické vlastnosti nesou především kolagenní vlákna stromatu rohovky, viskózní vlastnosti zajišťuje matrix (prostředí) mezi jednotlivými vlákny. Matrix se skládá z proteoglykanů, které působí vnitřní tření. Většina tonometrických měření odhaduje hodnotu IOP na základě deformace či odezvy rohovky, a proto je důležité znát její, pro měření podstatné vlastnosti. [1,24]

Studie [18,25,26,27,28] vcelku logicky uvádějí, že výsledky měření kontaktní či bezkontaktní metodou mohou být ovlivněny hodnotou CCT. Průměrná hodnota CCT v populaci je přibližně 560  $\mu\text{m}$ , avšak rozsah fyziologických rohovek nabývá hodnot v rozmezí 450–620  $\mu\text{m}$ . Větší CCT znamená, že je rohovka tužší, samotná má větší odpor, a proto může falešně zvyšovat naměřené hodnoty IOP. Tenké rohovky pak způsobují přesně opačný efekt. Závislost mezi IOP a CCT byla prokázána několika studiemi [18,25,26,27,28] – na základě výsledků v nich prezentovaných může rozdíl 100  $\mu\text{m}$  v CCT znamenat změnu naměřeného IOP v rozsahu 0,7 - 4,5 mmHg. Vztah mezi CCT a IOP bohužel není lineární a například aplanační tonometrie nevykazuje konstantní chybu měření se změnou CCT. Dříve používaný nomogram k výpočtu IOP v závislosti na CCT je vzhledem k odlišným biomechanickým vlastnostem jednotlivých rohovek pouze orientační. I tak ale zůstává měření centrální tloušťky rohovky důležitým vyšetřením, které objasní CCT měřené rohovky, podle níž lze odhadnout směr možné chyby naměřených hodnot IOP. Podprůměrná tloušťka rohovky je zároveň samostatným rizikovým faktorem vzniku a následné progresse glaukomu, a to bez vztahu k hodnotě IOP. [1,24]

## **Tuhost**

Tuhost je mechanická fyzikální veličina, kterou lze popsat jako míru odporu proti pružné deformaci v reakci na aplikovanou sílu. Tuhost je nepřímě úměrná modulu pružnosti (viz níže), jenž popisuje vnitřní vlastnosti materiálu (tkáně), a to bez ohledu na množství (masu) daného materiálu či tkáně. Tuhost rohovky je závislá na její CCT, tato

úměra však neplatí úplně. Dvě rohovky se stejnou CCT budou mít pouze srovnatelnou tuhost – tato nerovnost je způsobená individuálním uspořádáním a kvalitou kolagenních vláken stromatu. Tuhost rohovky může být také snížena stromální dystrofií, či ektaktickými onemocněními. Tuhost rohovkové tkáně je možno měřit přístroji ORA a Oculus Corvis ST. [1,24,29]

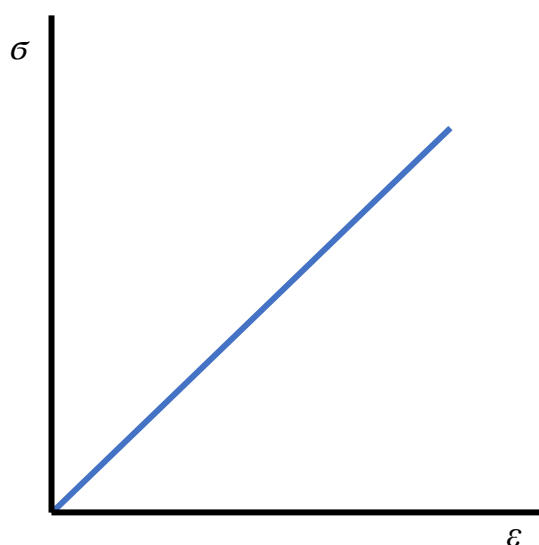
## Elasticita

Elasticita rohovky přispívá k celkové stabilitě oční koule a také ke stabilitě refrakce oka. Fyzikálně je elasticita definována jako schopnost tělesa se elasticky (reversibilně) deformovat při působení externí síly. Vztahy mezi působící silou a deformací materiálu popsal už v roce 1676 britský fyzik Robert Hooke, po němž je pojmenovaný Hookův zákon pružnosti. Ten popisuje přímou úměru mezi působící silou a prodloužením pružiny. Hookův zákon, pro malé deformace a malá napětí, je obvykle vyjadřován ve tvaru:

$$\varepsilon = \sigma/E,$$

kde  $\varepsilon = \Delta l/l$  je poměrné prodloužení a  $\sigma = F/S$  je mechanické napětí materiálu. E je **modul pružnosti** vyjadřující lineární závislost mezi napětím a deformací materiálu. [24,29]

Modul pružnosti je měřítkem, které slouží k popisu elastické charakteristiky materiálu bez ohledu na jeho tvar či masu. Hodnota tohoto modulu je pro každý materiál či tkáň jedinečná – lze ho definovat jako poměr mechanického napětí v materiálu a poměrného prodloužení (viz obr. 3). Čím je materiál odolnější proti pružné deformaci,



Obr. 3–k vysvětlení modulu pružnosti

tím je modul pružnosti větší a křivka diagramu strmější. V případě pružnosti v tahu je modul pružnosti často označován jako Youngův modul pružnosti. [24,29]

Vyobrazená lineární závislost však platí pouze dokud napětí v materiálu nepřevýší tzv. mez úměrnosti – po jejím překročení se může i nadále materiál elasticky deformovat, ale Hookův zákon už neplatí. Při překročení meze pružnosti už dochází k deformaci trvalé – plastické. Energie vložená do ideálního elastického materiálu při jeho zatížení se opět uvolní po jeho relaxaci. V případě viskózních materiálů (viz níže) je energie vlivem vnitřního tření přeměněna na teplo. [24,29]

### **Viskozita**

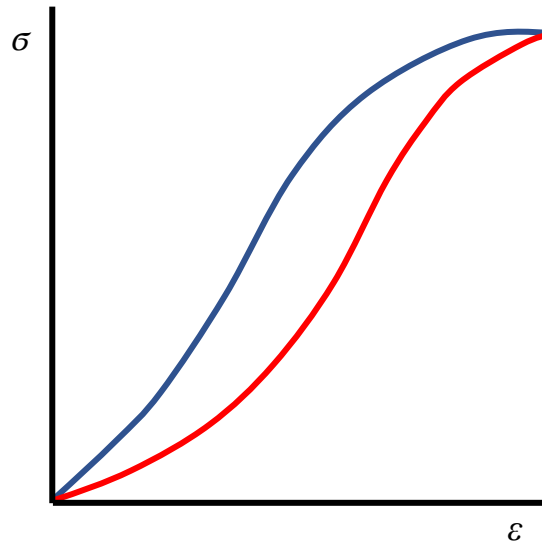
Fyzikální veličina viskozita neboli vazkost, nejčastěji spojovaná s mechanikou kapalin a plynů, udává poměr mezi tečným napětím a změnou rychlosti v závislosti na vzdálenosti mezi sousedními vrstvami při proudění skutečné kapaliny. Viskozita tedy charakterizuje vnitřní tření a je odrazem přitažlivých a třecích sil mezi částicemi. V případě pevných látek se viskozita projevuje různou deformační odezvou v závislosti na délce trvání působící síly – pro viskózní materiály neplatí výše popsany Hookův zákon. Viskózní materiály nejsou oproti těm elastickým reverzibilně deformovatelné – při působení síly se pohybují ve smykovém (tahovém) tření a nevrací se do původního stavu. [24,29]

### **Hystereze**

S mechanikou výše popsaných visko-elastických materiálů úzce souvisí fyzikální jev zvaný hystereze, který byl poprvé popsán už v roce 1890 skotským lordem J. A. Ewingem. Hystereze vyjadřuje vlastnosti visko-elastických materiálů a tkání, které se vyznačují nestandardní povahou odezvy na aplikované síly. Tyto systémy reagují pomalu a nevracejí se okamžitě do svého původního tvaru, jelikož absorbují část dopadající mechanické energie. Tato ztráta energie je způsobená vnitřním třením v tkáni – viskózním tlumením rohovkové tkáně. V případě ideálního elastického materiálu – fyzikálního modelu, nedochází ke ztrátám energie a jeho hystereze je tedy nulová. [6,24,29]

Hystereze rohovky číselně popisuje její schopnost absorbovat nebo rozptýlit dodanou energii. Matematicky ji lze vyjádřit jako obsah plochy mezi křivkami zatížení a relaxace (viz obr. 4) - je ovlivněna jak elastickými, tak viskózními vlastnostmi daného materiálu. Málokdy však bývá přímým odrazem tuhosti tkáně (materiálu). Modrá křivka

popisuje chování materiálu při zatěžování, červená reprezentuje jeho chování při relaxaci. Hysterezi umožňují měřit přístroje ORA a Oculus Corvis ST a na základě dané hodnoty pak korigovat naměřený IOP. [6,24,29]



Obr. 4 – Znázornění hysterezní křivky

### 3 Tonometry experimentální části práce

V této kapitole budou podrobně popsány tonometry, které sloužili ke stanovení hodnot IOP pro potřeby experimentální části práce. Kapitola bude zaměřena na použité technologie, technické informace, principy měření či uživatelské rozhraní těchto tonometrů.

Tato kapitola byla psána základě informací přímo od výrobců, z klinických studií, a článků odborných periodik – jistá nevyváženost délky kapitol je tedy dána dostupností informací k jednotlivým přístrojům a k jejich technologiím.

#### 3.1 Oculus Corvis ST

Bezkontaktní přístroj Oculus Corvis ST (CST) je komplexní tonometr německé firmy Oculus, který je schopen vyhodnotit biomechanické vlastnosti rohovky, na základě kterých je přepočítán naměřený IOP. Biomechanické vlastnosti rohovky lze však kromě přepočítání hodnot IOP využít i pro vyhodnocení či odhalení ektaktických onemocnění rohovky (viz kapitola 3.1.1). Rohovka je stejně jako u jiných bezkontaktních tonometrů aplanována pulzem vzduchu, avšak vyhodnocení oploštění rohovky probíhá za pomoci vysokorychlostní Scheimpflugovy kamery (Corvis = **C**orneal **V**isualization **S**cheimpflug **T**echnology), která snímá 4330 snímků za vteřinu. Na každém snímku je proměřeno 576 bodů – za celé měření jich je 80 640. Snímání tedy zahrnuje 140 snímků, které jsou pořízeny během prvních 31 ms od počátku pulzu vzduchu. Pachymetrické hodnoty, které jsou neméně důležité pro stanovení biomechanických vlastností rohovky, i hodnot IOP, jsou také odečteny ze snímků Scheimpflugovy kamery. Obraz je pořizován v rozlišení 640x480 pixelů. Výrobce udává rozsah měřitelného IOP v intervalu 1-60 mmHg, měřicí vzdálenost je 11 mm. [24,30,31]





Obr. 5 – Oculus Corvis ST

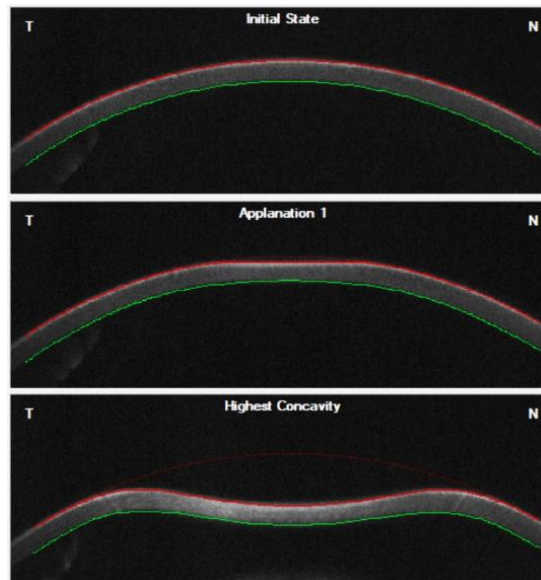
### 3.1.1 Biomechanicky korigovaný nitrooční tlak a biomechanický index

Nejjednodušší, bezkontaktní tonometry vyhodnocují hodnotu IOP pouze na základě aplanace rohovky. Výsledek je tak mj. ovlivněn i centrální tloušťkou rohovky. Tato nepřesnost může být eliminována, pokud je tonometr vybaven i pachymetrem – díky němu je změřena CCT a následně přepočítán IOP. Nejpřesnějším způsobem by však měl být biomechanicky korigovaný IOP (bIOP) na základě biomechanického indexu a dynamické odezvy rohovky. [24,30,31]

Parametr Biomechanického indexu byl zaveden s vidinou včasné detekce ektaktických onemocnění (jakým je např. keratokonus) rohovky, při kterých by biomechanické změny rohovky mohly předcházet těm morfologickým – na základě biomechanického indexu by tak mohlo dojít ke včasnějšímu odhalení těchto chorob. Tento index je podobně jako u přístroje ORA (viz kapitola 2.2.2.2) vyhodnocován pomocí rozdílu tlaku u první a druhé aplanace, přičemž k vyhodnocení oploštění je použita Scheimpflugova kamera. Ze záběrů kamer je pak určena dynamická odezva rohovky, na základě které je určen biomechanický index a je jím pak korigován naměřený IOP. [24,30,31]

Tuhost rohovky však může být kromě výše zmíněných degenerativních onemocnění ovlivněna také rohovkovými refrakčními operacemi, při kterých dochází k jejímu ztenčování. Na základě odchylek parametrů deformační odezvy rohovky lze tyto změny analyzovat, a to nejen pro potřeby správného stanovení IOP. Možnost posoudit biomechanické parametry rohovky se ukazuje jako zásadní například pro vyhodnocení efektu kolagen crosslinkingu, který je jedním z možných řešení výše zmíněného

keratokonu. Biomechanicky korigovaný IOP je korigován nejen výše zmíněným indexem, ale také zakřivením a tloušťkou rohovky, či věkem<sup>2</sup> měřené osoby tak, aby jeho ovlivnění těmito parametry bylo co možná nejmenší (viz kapitola 2.4). Výrobce je nejvíce vyzdviháváno malé zkreslení hodnot u pacientů po prodělané refrakční operaci, oproti konvenčním bezkontaktním tonometrům. [24,30,31]

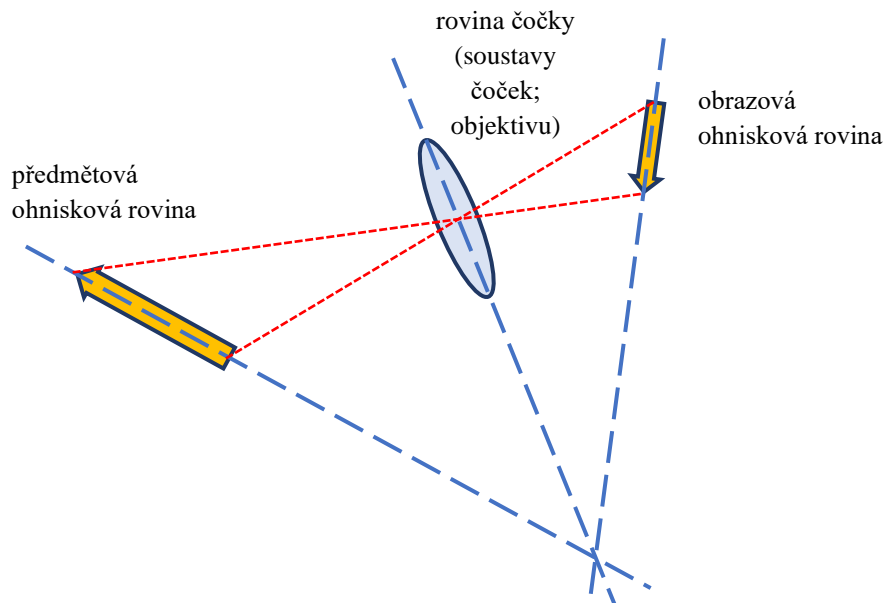


Obr. 6 – záběry ze Scheimpflugovy kamery, na základě kterých je určena dynamická odezva rohovky

### Scheimpflugova kamera

Scheimpflugova zobrazovací technologie funguje na principu jejího zakladatele, který ji patentoval už v roce 1904 k mapování terénu krajiny. V porovnání s klasickou technikou fotografie, kde existují tři navzájem rovnoběžné roviny: rovina filmu (čipu) – tedy obrazová ohnisková rovina, rovina čočky a rovina předmětu – tedy předmětová ohnisková rovina, se Scheimpflugovo zobrazení liší nakloněním rovin tak, že se všechny výše zmiňované roviny protínají v jednom bodě. Zjednodušený náčrt principu tohoto zobrazení je na obrázku 7. Tato úprava zvyšuje hloubku ostrosti a umožňuje tak ostré zobrazení předního segmentu od přední plochy rohovky až po zadní plochu čočky. Rotující Scheimpflugova kamera je použita například v Pentacamu firmy Oculus – v případě CST je statická a rohovku snímá v horizontálním rozsahu až 8,5 mm. [24,30,32]

<sup>2</sup> s přibývajícím věkem se pružnost rohovky snižuje, proto je důležité i tento parametr zahrnout do celkových propočtů biomechaniky rohovky [24]



Obr.7 – Zjednodušený náčrt Scheimpflugova zobrazení

### Měření přístrojem Oculus Corvis ST

Tonometr CST je přístrojem klasického stříhu – měření je tak možno provádět pouze v sedě pacienta. Součástí přístroje je opěrná část, sloužící pro fixaci hlavy. Optická část zahrnuje Scheimpflugovu kameru a zaměřovací systém, jehož výstupem je barevný display. Pro vertikální i horizontální nastavení přístroje slouží joystick. Měření probíhá v poloautomatickém režimu a vyšetřovaný při něm sleduje fixační značku. V momentě, kdy je zaměřovacím systémem zachycena zornice, přechází tonometr do automatického módu, ve kterém je po dosažení předepsané vzdálenosti trysky a vrcholu rohovky spuštěn aplanační proces. Chyba operátora měření je tak výrazně eliminována – k měření dochází pouze pokud je vzájemná pozice oka a tonometru vyhodnocena jako ideální. Oproti jiným bezkontaktním tonometrům je konečná hodnota IOP daného oka stanovena pouze na základě jednoho měření (za předpokladu, že software přístroje nedetekuje chybu měření způsobenou např. mrknutím víček či vytočením oka). Pro vyhodnocení záběrů ze Scheimpflugovy kamery je důležité velké množství světla – měření je tak doprovázené silným zábleskem světelného zdroje, na který je dobré vyšetřovaného upozornit. [24,30,31]

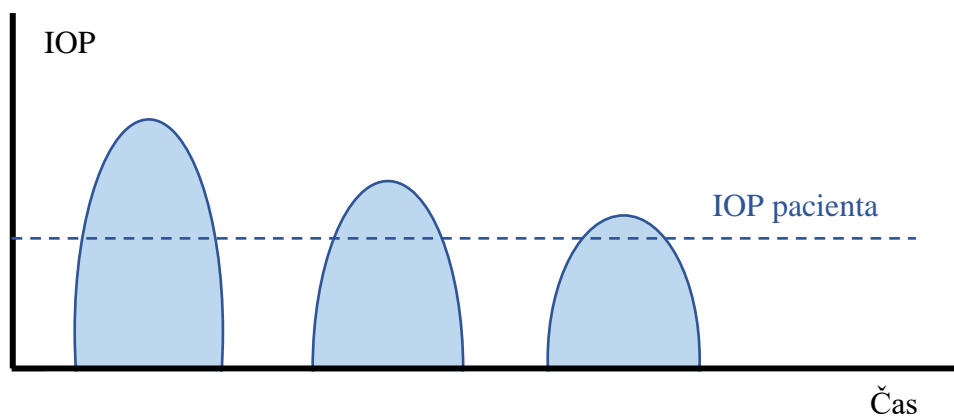
### 3.2 Nidek Tonoref III

Bezkontaktní tonometr Nidek Tonoref III (*NTR*) Japonského výrobce v sobě kromě samotného tonometru kombinuje autorefraktometr, pachymetr a jednoduchý keratometr. Mezi nabízené funkce patří také měření amplitudy akomodace, měření velikosti zornice a detekce/vyhodnocení opacity nitrooční čočky pomocí retroiluminace. Pro potřeby experimentální části práce byl však použit pouze jako bezkontaktní tonometr, a proto bude teoretická část věnována pouze této technické části přístroje. Bližší informace ohledně přesného principu měření nejsou známy, s velkou pravděpodobností však vychází z obecného principu bezkontaktní tonometrie, jež je popsán v kapitole 2.2.2. [33,34]



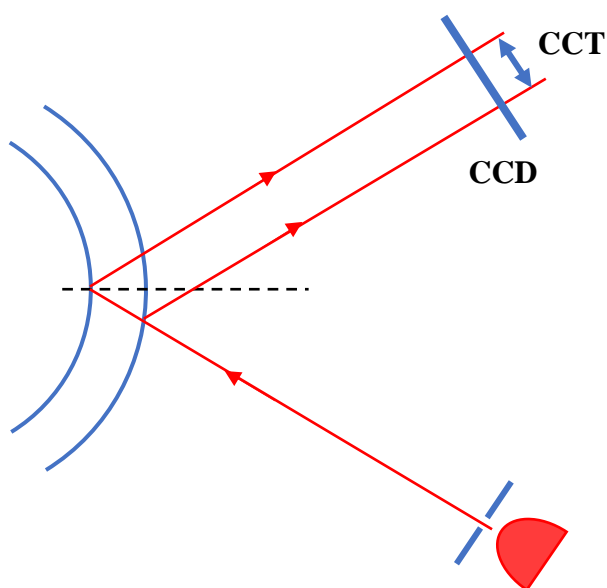
Obr. 8 a 9 – Nidek Tonoref III

Tonometr disponuje funkcí APF – automatic puff control, tedy automatickou úpravou síly vzduchového pulzu aplaujícího rohovku. Vzduchový pulz je podle prvního naměřeného IOP upraven tak, aby pro další 2 měření nebyl zbytečně naddimenzovaný. Tato funkce má za následek příjemnější průběh měření pro pacienta, bez ovlivnění přesnosti měření. [33]



Obr. 10 – znázornění funkce APF

Měření tonometru může být doplněno a upraveno daty bezkontaktní optické pachymetrie, měřící CCT. Na základě CCT je proveden přepoččet a úprava hodnot naměřeného IOP. Pachymetrické měření přístroje NTR je založeno na odrazu infračerveného paprsku od přední, respektive zadní plochy rohovky, na základě kterého je vypočítána CCT (viz obrázek 10). Bližší informace jsou vzhledem ochraně použitých technologií dané firmy nedostupné, stejně jako přepočtový mechanismus mezi CCT a korigovaným IOP. Udávaný rozsah optického pachymetru je 300–800  $\mu\text{m}$ . Z dostupných studií, ve kterých byly pachymetrické hodnoty porovnávány s ultrazvukovým pachymetrem, jenž platí za etalon v poli měření CCT, vyplývá dobrá opakovatelnost i přesnost měření. [33,34,35]



Obr. 11 – schéma principu bezkontaktní (optické) pachymetrie

## Měření přístrojem Nidek Tonoref III

NTR je stejně jako CST stolním, nepřenosným tonometrem a měření je možno provádět pouze v sedě měřené osoby. K pevné fixaci hlavy slouží hlavová a bradová opěrka. Měřicí část se sestává z trysky, produkující vzduchový pulz a optoelektrického systému, vyhodnocujícího aplanaci rohovky. Měřené oko je pomocí optického systému vyobrazeno na barevném display a přístroj je ovládán pomocí joysticku. Měřicí vzdálenost je 11 mm, přičemž měření je automaticky zahájeno v momentě, kdy je této vzdálenosti mezi rohovkou a měřicí hlavicí tonometru manuálně dosaženo. Musí být zároveň splněna podmínka souososti trysky a vrcholu rohovky. Lidská chyba při měření je tak výrazně eliminována. Naměřená hodnota IOP je aritmetickým průměrem tří po sobě následujících dílčích měření, a může být korigována pachymetrickými daty. V případě mrknutí či vytočení oka, je dané dílčí měření automaticky zopakováno. Rozsah měřitelných tlaků stanovený výrobcem je v intervalu 1–60 mmHg. [33,34]

### 3.3 iCare ic200 tonometr

iCare ic200 tonometr (ICR) je v pořadí pátým a nejnovějším přístrojem Finského výrobce. Vychází z modelu iCare ic100, se kterým sdílí technologii i stejný typ a materiál jednorázové sondy. Přístroj se skládá ze 3 hlavních částí (fixační část, měřicí hlava, display). Fixační část přístroje je zastoupená rukojetí, umožňující vyšetřujícímu přesnou manipulaci, a nastavitelnou čelní opěrkou – ta slouží k pevné fixaci tonometru při měření. Díky ní lze dosáhnout toho, aby měřicí vzdálenost mezi přední plochou rohovky a sondou v měřicí hlavě byla přibližných, ale požadovaných 5 mm a sonda byla kolmá k rohovce. V opačném případě přístroj vyhodnotí měření jako chybné a je pak potřeba pozici přístroje či vyšetřovaného upravit. Pro úspěšné a úplné zjištění hodnoty IOP měřeného oka je potřeba provést šest dílčích, po sobě následujících a validních měření. Další podstatnou částí je měřicí hlava, nesoucí sondu (viz kapitola 2.3.). Výstupním zařízením je pak barevný display, jež slouží k zobrazení naměřených hodnot, chyb měření a je také rozhraním pro různá nastavení přístroje. [6,10,22]



Obr. 12 – iCare ic200 tonometr

### Měření přístrojem iCare ic200

Pro spolehlivé výsledky měření je podstatná správná instruktáž měřené osoby. Pokud je měřena v sedě, jako v případě experimentální části práce, je potřeba aby seděla vyrovnaně s přirozeným držením hlavy a pohledem fixovaným na vzdálený bod. Důležité je také přehnaně nespírat víčka a nemrkat. [22]

I přesto, že při měření není zcela možné vyloučit lidský faktor, je přístroj vybaven řadou vizuálních i zvukových signálů, které vyšetřujícího upozorní na chybně provedené měření, či na chybnou pozici přístroje a oka. Pokud je dílčí měření provedeno nesprávně, není započítáno – nehrozí tedy zkreslení hodnot pouze na základě nedbalosti vyšetřující osoby. Základna sondy je opatřena světelným LED páskem – v případě, že je vzájemná poloha měřeného oka pacienta a přístroje v pořádku, svítí zeleně. Správnost měření je také doplněna jedním krátkým pípnutím. V případě, že je tonometr příliš nakloněný nebo je chyba v měřicí vzdálenosti, světelný indikátor zčervená, pípnutí je přerušované a piktogramem na display přístroje je vyšetřující upozorněn na přesnou povahu problému. Ten bývá především v nedodržení měřicí vzdálenosti či ve vzájemné poloze sondy a rohovky (měření v periferii rohovky, přílišný náklon přístroje). V případě, že měření bylo ovlivněno nárazem řas či víček do sondy, je vyšetřující vyzván k jeho opakování nebo dokonce k výměně sondy, byla-li nárazem ohnuta. Měření je vždy spuštěno manuálně operátorem přístroje. [22]

Jak je zmíněno výše, konečná hodnota je výsledkem šesti dílčích měření – výsledný IOP je aritmetickým průměrem 4 nejlepších hodnot, 2 měření s největší odchylkou se škrtají a do průměru se nezapočítávají. Zeleně podsvícená konečná hodnota

značí nízkou variabilitu jednotlivých měření a naměřenou hodnotu lze považovat za validní. V případě, že jsou rozdíly v jednotlivých měřeních příliš velké, je konečná hodnota zobrazena ve žlutém kruhu. V takovém případě je výsledek měření akceptovatelný, avšak značí vyšší variabilitu dílčích měření či výrazně rozdílné pohybové parametry sondy při jednotlivých měřeních, a proto je vhodné měření provést ještě jednou. [22]



Obr. 13 – vyobrazení validního a akceptovatelného měření přístroje ICR. [22]



## 4 Praktická část

Měření IOP patří k rutinním vyšetřením v rámci oftalmologických ambulancí a své místo má jistě i ve vyšetřovně optometristy. Vzhledem k tomu, že jeho zvýšená hodnota může vést ke vzniku či progresi glaukomového onemocnění, je důležité, aby byl měřen s co největší možnou přesností tak, aby se naměřená hodnota co nejvíce přiblížila hodnotě skutečné. Cílem výzkumné části práce tedy bylo zjistit, nakolik se liší hodnoty IOP, k jehož stanovení byly použity tři tonometry, z nichž dva jsou zástupcem bezkontaktní metody a jeden je zástupce rebound tonometrie. Kromě vzájemného porovnání přístrojů bylo dalším cílem zjistit opakovatelnost měření každého z nich a také určit průměrnou relativní odchylku přístroje ICR.

CST i NTR umožňují korigovat naměřené hodnoty IOP pachymetrickými hodnotami, případně i biomechanickými parametry rohovky. Zástupce rebound tonometrů – ICR však podobným typem korekce naměřeného tlaku nedisponuje. I přesto je výrobcem deklarováno, že měření není ovlivněno CCT či jinými biomechanickými parametry rohovky. [22,24,33]

### 4.1 Subjekty a metodika měření

#### 4.1.1 Probandi

Výzkumné studie se zúčastnilo 35 probandů – 33 žen a 2 muži ve věku 19-35 let. Průměrný věk měřených osob byl 22,6 let se směrodatnou odchylkou 3,1. Výzkumu se mohly účastnit osoby ve věku 19-39 let, přičemž vylučovacími faktory byly diabetické onemocnění, oční onemocnění spojené s vysokým nitroočním tlakem, jakými jsou glaukom, či oční hypertenze. Účast byla také omezena případným proděláním operace či úrazu rohovky nebo operace katarakty. Omezení z refrakčního hlediska bylo vztaženo na vysokou myopii a astigmatismus vyšší než 2,5 D. Před vlastním měřením byl každému z účastníků vysvětlen průběh a postup měření, na jehož základě byl každým účastníkem podepsán informovaný souhlas. Všichni zúčastnění probandi dobrovolně souhlasili s účastí na studii a byli seznámeni s průběhem měření, přičemž měli možnost kdykoli ze studie odstoupit, a to bez udání důvodu. Studie byla prováděna v souladu s Helsinskou deklarací.

#### 4.1.2 Metodika měření

Měření probíhalo v optometristických laboratořích Katedry optiky Přírodovědecké fakulty Univerzity Palackého v Olomouci. Jako první byl u všech probandů změřen IOP v první ze dvou laboratoří na přístroji NTR. Poté následoval přesun do dějiště druhého, respektive třetího měření. Po přesunu následovalo usazení probanda a přibližně 1-2 minuty dlouhá pauza, která byla vyplněna přípravou přístroje ICR, kterým bylo provedeno druhé měření. Třetí a poslední měření IOP zajišťoval tonometr CST. Pomocí NTR a CST byla provedena vždy dvě měření, tonometrem ICR bylo naměřeno vždy 10 hodnot. Bližší informace jsou uvedeny níže. Tento postup a pořadí měření bylo pro všechny probandy stejné, přičemž bylo vždy měřeno pravé oko. Všechna měření byla prováděna stejným operátorem měření a probíhala vždy v dopoledních hodinách, typicky mezi 8–11 hodinou. Průměrná délka měření jednoho figuranta se pohybovala okolo 10 minut.

#### **Nidek Tonoref III**

Série měření byla vždy zahájena tímto tonometrem. Každý účastník studie byl poučen a seznámen s průběhem měření a každému z nich byl vysvětlen postup a princip měření na bezkontaktním tonometru. Měření probíhalo v sedě, v co možná nejpřirozenější pozici. Měřeno bylo vždy pravé oko, přičemž výsledek jednoho měření byl průměrem 3 dílčích naměřených hodnot (viz kapitola 3.2). Měření proběhlo dvakrát, přičemž obě měření od sebe byla oddělena přibližně minutovou pauzou. Do záznamového archu byly zapsány jak hodnoty IOP korigované pachymetrickými hodnotami (*NTR\_K*), tak i hodnoty nekorigované hodnotou CCT (*NTR\_N*). Do statistické analýzy byly zahrnuty oba údaje.

#### **iCare ic200**

Po klidném přesunu do druhé laboratoře optometrie následovalo zjištění hodnot IOP přístrojem ICR. Stejně jako v případě prvního tonometru byl každému probandovi vysvětlen průběh měření. Jelikož se drtivá většina figurantů s přístrojem měřícím na principu rebound tonometrie nikdy nesetkala, byl pro zmírnění obav představen i přístroj samotný, včetně demonstrace pohybu měřící sondy. Měření probíhalo v přirozené, pohodlné poloze vsedě s uvolněným pohledem upřeným do dálky. Výsledná hodnota byla určena na základě několika dílčích měření, blíže viz kapitola 3.3. V této pozici proběhlo 10 validních měření, přičemž před samotným začátkem měřící série byla nastavena čelní

opěrka tak, aby byla poloha tonometru vůči měřenému oku co možná nejideálnější. Pokud měření nebylo validní (posuzováno dle automatického vyhodnocení softwarem přístroje), např. pokud vykazovalo vysokou variabilitu dílčích dat, nebyl tento údaj uvažován a měření bylo zopakováno. Větší počet jednotlivých měření sloužil pro určení průměrné relativní odchylky přístroje ICR (viz kapitola 4.2).

### **Oculus Corvis ST**

Měření na tomto tonometru bylo zahájeno přibližně po 2-3 minutách od ukončení měření přístrojem ICR. Pauza zahrnovala přesun k přístroji a administrativu spojenou s jeho softwarem. Před samotným měření byl opět všem figurantům vysvětlen princip a průběh měření a také počet opakování. Měření probíhalo vsedě, v co možná nejpřirozenější pozici v rámci možností dané metody. Hodnoty IOP byly stanoveny dvakrát s tím, že pauza mezi měřeními byla přibližně minutová. Do záznamového archu byly zapsány hodnoty bIOP – tedy biomechanicky korigovaného IOP (viz kapitola 3.1.1).

#### 4.2 Statistické zpracování dat

Ke vzájemnému srovnání tonometrů byla vždy použita data z prvního měření. Údaje z jednotlivých tonometrů byly porovnány metodou analýzy rozptylu (ANOVA) pro opakovaná měření. K následnému post-hoc párovému porovnání byl použit Tukeyův HSD test. Klinická shoda mezi přístroji byla hodnocena metodou Bland-Altmanovy analýzy na základě závislosti rozdílů mezi hodnotami z daných dvou tonometrů. Dále jsou doplněny 95% konfidenční intervaly (CI) o pološířce  $1,96 \cdot SD$ , kde  $SD$  je směrodatná odchylka rozdílů v souboru všech probandů. Pološířka konfidenčního intervalu zároveň představuje koeficient opakovatelnosti (*CoR*, *coefficient of repeatability*), viz níže. Horní a dolní mez konfidenčního intervalu byla stanovena jako průměrná hodnota rozdílu  $\pm 1,96 \cdot SD$ . Případná závislost rozdílů na průměrné hodnotě byla sledována pomocí Pearsonova korelačního koeficientu  $r$ .

Opakovatelnost měření jednotlivých tonometrů byla vyhodnocována taktéž metodou Bland – Altmanovy analýzy. V rámci této metody byla sledována závislost rozdílů dat z opakovaných měření na jejich průměrné hodnotě. Pro každý přístroj byly samostatně hodnocené hodnoty prvního (test) a druhého (retest) měření. Shoda mezi hodnotou prvního a druhého měření byla hodnocena dvouvýběrovým párovým t-testem pro střední hodnotu na hladině významnosti  $p = 0,05$ . Míra opakovatelnosti byla

vyjádřena  $CoR$ , který byl určen jako  $1,96 \cdot SD$ .  $SD$  je směrodatná odchylka rozdílu hodnot prvního (testu) a druhého (retestu) měření jednotlivého přístroje.

Pro tonometr ICR, byla zvláště vypracována statistická analýza k zjištění průměrné relativní odchylky naměřených hodnot. Pro každý z 35 měřených subjektů byla z 10 provedených měření stanovena průměrná hodnota a její  $SD$  – z těchto dat pak byla vypočítána relativní odchylka jako podíl směrodatné odchylky a průměrné hodnoty. Následně byla určena průměrná relativní odchylka z relativních odchylek všech subjektů.

Veškerá statistická porovnání byla prováděna na hladině významnosti  $p=0,05$ . V textu je též uvedena mezní hladina významnosti  $p$ , na které by právě došlo k zamítnutí rovnosti naměřených dat. Statistická analýza metodou ANOVA byla provedena v programu STATISTICA 13.0, ostatní zpracování dat metodou Bland – Altmanovy analýzy proběhlo v programu MS Excel.

### 4.3 Výsledky

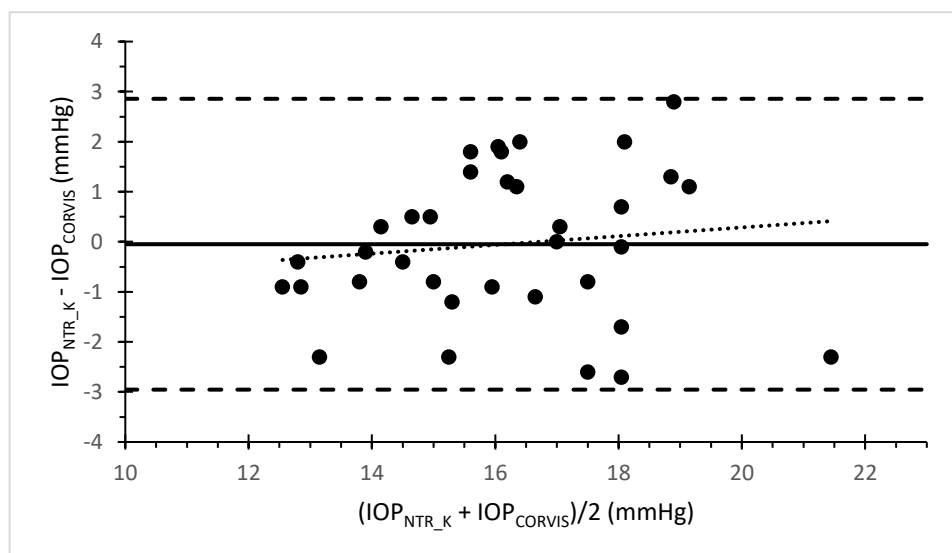
#### **Porovnání přístrojů**

Statistická analýza rozptylu metodou ANOVA pro opakovaná měření potvrdila, že data naměřená různými přístroji se mezi sebou statisticky významně liší ( $p < 0,0001$ ). Párové porovnání hodnot z jednotlivých přístrojů pomocí post-hoc Tukeyova HSD testu prokázalo statisticky významné rozdíly mezi hodnotami naměřenými ICR a dalšími přístroji (vždy  $p < 0,0015$ ). V konkrétních případech pro jednotlivé dvojice: ICR a CST ( $p = 0,00014$ ), ICR a NTR\_K ( $p = 0,00014$ ), ICR a NTR\_N ( $p = 0,000139$ ). Korigované i nekorigované hodnoty z NTR se neliší navzájem mezi sebou ( $p = 0,99$ ) ani od údajů z přístroje CST ( $p > 0,99$  pro korigovaná a  $p = 0,97$  pro nekorigovaná data naměřených IOP). Rozdíly mezi dvojicemi CST a NTR\_K ( $p = 0,9989$ ), CST a NTR\_N ( $p = 0,9661$ ) tak nejsou statisticky významné.

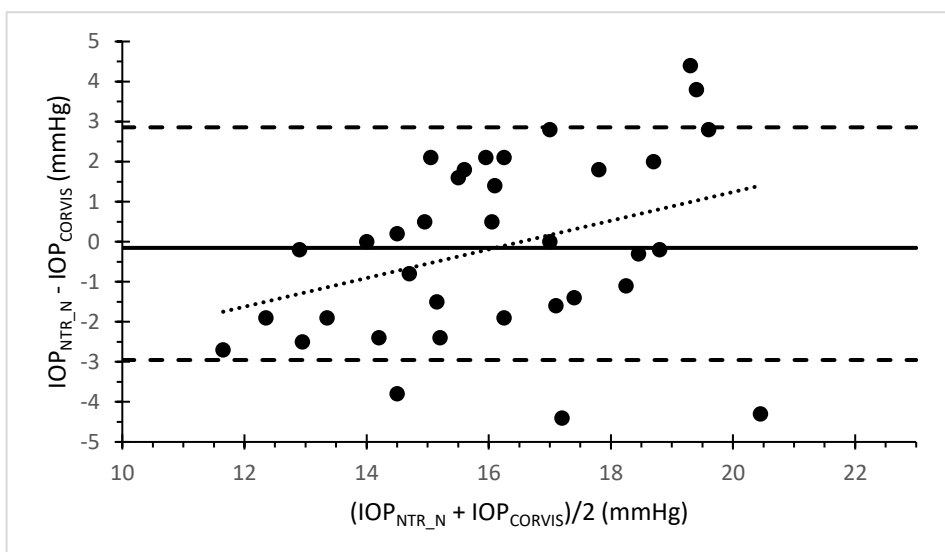
Při srovnání jednotlivých dvojic tonometrů byly využity pouze hodnoty IOP z prvního měření. Průměrné hodnoty rozdílů, jejich směrodatné odchylky a pološířky 95% konfidenčních intervalů jsou uvedeny v tab. 1. Tabulka také zahrnuje Pearsonův korelační koeficient  $r$  vyjadřující závislost rozdílu naměřených hodnot na průměrné hodnotě IOP měřeného oběma přístroji. Průměrná hodnota IOP měřeného oběma přístroji je rovněž uvedena v tabulce. Výsledky metody Bland-Altmanovy analýzy jsou prezentovány ve formě grafů – viz obr. 14–18.

Tab. 1 – Průměrné hodnoty IOP, průměrné rozdíly hodnot, směrodatné odchylky (*SD*) rozdílů a pološířka konfidenčního intervalu rozdílů prvního měření jednotlivých dvojic porovnávaných tonometrů. V tabulce je též uvedena hodnota korelačního koeficientu *r* rozdílů IOP a průměrné hodnoty IOP.

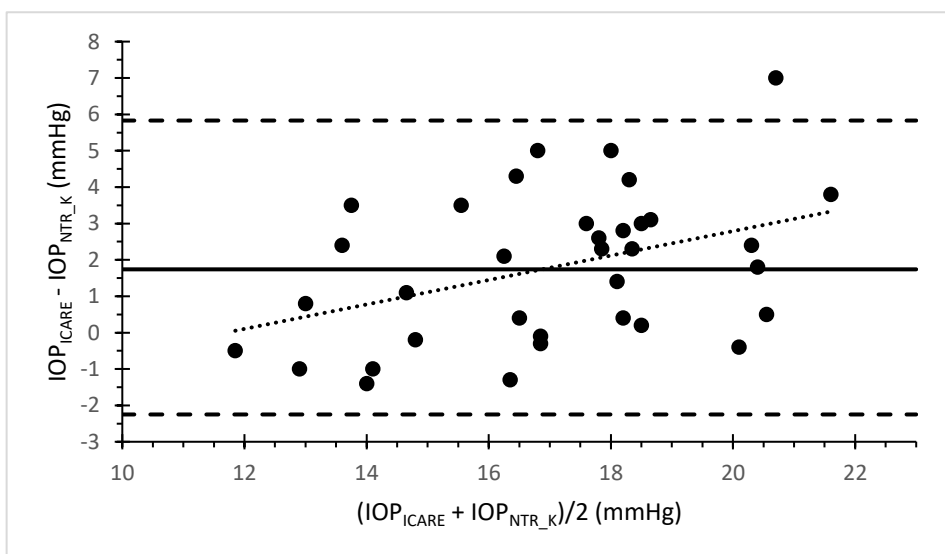
	NTR_K x CST	NTR_N x CST	ICR x NTR_K	ICR x NTR_N	ICR x CST
Průměrná hodnota IOP dvojice tonometrů [mmHg]	16,2	16,1	17,0	17,0	17,1
Průměrný rozdíl [mmHg]	0	-0,2	1,8	1,9	1,7
SD [mmHg]	1,5	2,3	2,1	2,0	2,3
Pološířka 95% CI ( $1,96 \cdot SD$ )	2,9	4,4	4,0	3,9	4,6
Korelační koeficient <i>r</i>	0,12	0,35	0,40	0,12	0,45



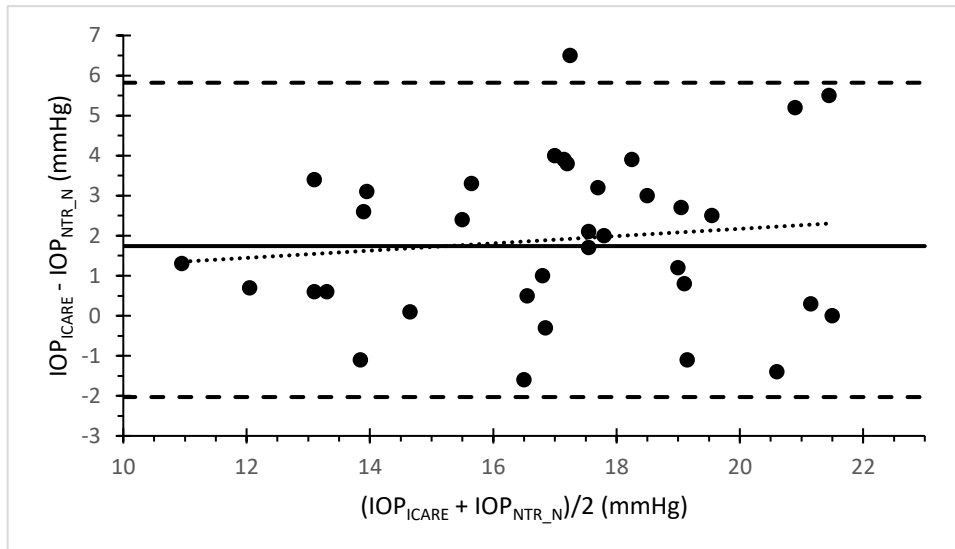
Obr. 14 – Grafický výsledek Bland–Altmanovy analýzy závislosti rozdílů IOP změřených přístroji NTR\_K a CST na průměrné hodnotě naměřeného IOP. Kroužky představují dílčí rozdíly pro jednotlivé probandy, plná vodorovná čára představuje průměrnou hodnotu rozdílu. Hranice 95% konfidenčního intervalu jsou vyznačeny čárkovanými čarami.



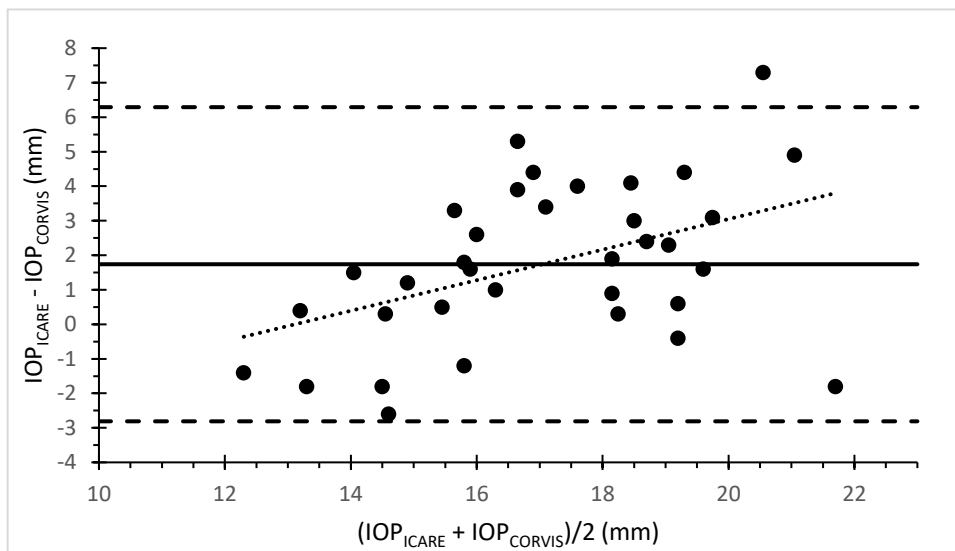
Obr. 15 – Grafický výsledek Bland–Altmanovy analýzy závislosti rozdílů IOP změřených přístroji NTR\_N a CST na průměrné hodnotě naměřeného IOP. Kroužky představují dílčí rozdíly pro jednotlivé probandy, plná vodorovná čára představuje průměrnou hodnotu rozdílu. Hranice 95% konfidenčního intervalu jsou vyznačeny čárkovanými čarami.



Obr. 16 – Grafický výsledek Bland – Altmanovy analýzy závislosti rozdílů IOP změřených přístroji ICARE a NTR\_K na průměrné hodnotě naměřeného IOP. Kroužky představují dílčí rozdíly pro jednotlivé probandy, plná vodorovná čára představuje průměrnou hodnotu rozdílu. Hranice 95% konfidenčního intervalu jsou vyznačeny čárkovanými čarami.



Obr. 17 – Grafický výsledek Bland – Altmanovy analýzy závislosti rozdílů IOP změřených přístroji IRC a NTR\_N na průměrné hodnotě naměřeného IOP. Kroužky představují dílčí rozdíly pro jednotlivé probandy, plná vodorovná čára představuje průměrnou hodnotu rozdílu. Hranice 95% konfidenčního intervalu jsou vyznačeny čárkovanými čarami.



Obr. 18 – Grafický výsledek Bland – Altmanovy analýzy závislosti rozdílů IOP změřených přístroji ICR a CST na průměrné hodnotě naměřeného IOP. Kroužky představují dílčí rozdíly pro jednotlivé probandy, plná vodorovná čára představuje průměrnou hodnotu rozdílu. Hranice 95% konfidenčního intervalu jsou vyznačeny čárkovanými čarami.

V souladu s uvedenými hodnotami a výsledky statistické analýzy vyplývá, že nejmenší rozdíl je mezi hodnotami naměřenými přístroji CST a NTR\_K, s přihlédnutím k Pearsonovu korelačnímu koeficientu  $r$  je tento rozdíl také nejméně ovlivněn průměrnou

hodnotou IOP měřenou oběma přístroji. Současně je v tomto případě i nejmenší pološířka 95% *CI*. Oproti tomu je pološířka 95% *CI* rozdílů mezi CST a NRT\_N relativně druhá největší a příslušná data tedy, i přes velmi malý průměrný rozdíl, není možné v klinické praxi zaměnit. Značnou pološířku 95% *CI* vykazuje i srovnání tonometru ICR s ostatními hodnotami, kde je navíc i značně vysoký průměrný rozdíl, značící nadhodnocení měřených hodnot přístrojem ICR. Zmíněné nadhodnocení je však pod hranicí klinické významnosti.

### Opakovatelnost měření jednotlivých tonometrů

Výsledné průměrné hodnoty IOP z prvního a druhého měření (testu a retestu) včetně jejich směrodatných odchylek jsou prezentovány v tabulce 2 níže. Tabulka také obsahuje i jednotlivé průměrné rozdíly mezi měřeními, jejich směrodatné odchylky a odpovídající koeficienty opakovatelnosti *CoR*.

Tab. 2 – Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky (*SD*) prvního a druhého měření (testu a retestu) a jejich rozdílů u srovnávaných tonometrů. Pro každý tonometr je též uvedena hodnota koeficientu opakovatelnosti *CoR*.

		NTR_K	NTR_N	ICR	CST
1. měření (test)	Průměr [mmHg]	16,1	16,0	17,9	16,2
	<i>SD</i>	2,3	2,8	3,1	2,1
2. měření (retest)	Průměr [mmHg]	15,5	15,4	17,5	16,0
	<i>SD</i>	2,2	2,7	3,5	1,6
Obě měření	Průměr [mmHg]	15,8	15,7	17,7	16,1
	Průměrný rozdíl	0,6	0,6	0,5	0,2
	<i>SD</i> rozdílu	1,1	1,1	1,7	1,1
	<i>CoR</i>	2,20	2,19	3,23	2,23

Při porovnání výsledků prvního (testu) a druhého (retestu) měření pomocí dvouvýběrového párového t-testu na střední hodnotu byl rozdíl naměřených hodnot IOP statisticky nevýznamný v případě CST ( $p = 0,34$ ) a ICR ( $p = 0,095$ ). Statisticky významný rozdíl byl zjištěn v případě NTR, a to jak pro korigovanou hodnotu naměřeného IOP ( $p = 0,0018$ ), tak pro hodnotu nekorigovanou ( $p = 0,0012$ ), přičemž retest vykazoval nižší hodnoty. Z porovnání koeficientu opakovatelnosti *CoR* (viz tabulka 2) pak vyplývá, že míra opakovatelnosti měření je srovnatelná u NTR\_K, NTR\_N a CST. Horší míru opakovatelnosti měření vykazuje tonometr ICR.



## Relativní odchylka přístroje iCare ic200

Tento tonometr byl na půdě katedry optiky použit poprvé, a jako jediný mohl být do větší míry ovlivněn operátorem měření. Zjištění průměrné relativní odchylky tak v tomto případě slouží k ověření dat poskytovaných výrobcem. Výrobcem je hodnota relativní odchylky měření udávaná pod 8 % [22]. Průměrná relativní odchylka hodnot zjištěná na výše popsaném vzorku subjektů je 0,073, tj. 7,3 %. Lze předpokládat, že se průměrná relativní odchylka bude zhoršovat v případě výměny či střídání operátorů přístroje.

Tab. 3 – Průměrná hodnota, její směrodatná odchylka a průměrná relativní odchylka naměřená tonometrem ICR

Průměrná hodnota [mmHg]	Průměrná <i>SD</i> [mmHg]	Průměrná relativní odchylka
17,0	1,2	0,073

### 4.4 Diskuse

Experimentální část práce si kladla za cíl srovnání tří tonometrů a stanovení rozdílu mezi nimi. Dalším úkolem bylo zjištění opakovatelnosti měření jednotlivých tonometrů, jež bylo hodnoceno na základě porovnání hodnot prvního a druhého měření. V neposlední řadě bylo důležité stanovit průměrnou relativní odchylku přístroje ICR, jež byl pro účely klinické studie na půdě Katedry optiky použit poprvé.

Z aktuálně dostupných studií [30,36,37,38,39,40], ve kterých byli tonometry použité v experimentální části práce (viz kapitola 3) porovnávány s GAT vyplývá dobrá shoda hodnot naměřených těmito tonometry. Bohužel, studie porovnávající tyto tonometry přímo mezi sebou zatím neexistuje. Přístroj ICR podle dat studií [36,37] lehce nadhodnocoval hodnoty IOP v porovnání s GAT ( $19,5 \pm 8,8$  vs.  $20,8 \pm 9,3$ ). Průměrný rozdíl mezi všemi hodnotami naměřenými dvojicí tonometrů tak byl 1,3 mmHg [36]. Rozdíl v hodnotách naměřeného IOP byl tím vyšší čím vyšší byla průměrná hodnota IOP. ICR je tak vhodnou alternativou k GAT, pokud platí, že je měřený IOP < 21 mmHg. Výbornou shodu ICR a GAT naznačují také výsledky [37]. Nadhodnocení IOP přístrojem ICR bylo také zaznamenáno, avšak hodnoty nebyly ovlivněny CCT – více [37].

I druhý tonometr experimentální části, CST, je dle [30,38,39] vhodnou alternativou ke kontaktnímu tonometru GAT. Rozdíl hodnot IOP naměřené těmito

tonometry není podle [38,39] statisticky ( $p = 0,12$ ), respektive ( $p = 0,40$ ), ani klinicky signifikantní. I přes malé průměrné rozdíly hodnot CST-GAT, (průměrný rozdíl $\pm$ SD):  $0,1\pm 2,2$  [38] respektive  $0,4\pm 2,4$  [39], nemohou být kvůli značné pološířce 95% *CI* mezi sebou zaměňovány. Zatím pouze jedna studie [40] byla zaměřena na porovnání tonometru NTR a jiným přístrojem. Hodnoty naměřené GAT a NTR byly porovnávány ve dvou skupinách, z nichž obě vykazovali normální rozložení hodnot IOP. NTR poskytoval v porovnání s GAT spolehlivé a přesné hodnoty. Lehké nadhodnocení hodnot bylo tím vyšší čím vyšší byla průměrná hodnota naměřeného IOP. [40]

Z výsledků analýzy rozptylu metodou ANOVA vyplývá, že hodnoty naměřené jednotlivými přístroji se mezi sebou statisticky významně liší. Párové porovnání dvojic přístrojů na základě post-hoc Tukeyova HSD testu pak ukázalo, že rozdíl hodnot naměřených ICR je při srovnání s CST, respektive s NTR statisticky významný. Naopak rozdíl mezi přístroji NTR a CST je statisticky i klinicky nevýznamný. Oba bezkontaktní tonometry navíc vykazovali srovnatelnou míru opakovatelnosti hodnocenou dle koeficientu *CoR*. Nejhorší opakovatelnost byla zaznamenána u přístroje ICR. Shoda prvního a druhého měření byla hodnocena dvouvýběrovým párovým t-testem pro střední hodnotu. Rozdíl mezi testem a retestem byl statisticky i klinicky nevýznamný v případě tonometrů CST a ICR, naopak pro tonometr NTR byl v případě korigovaných i nekorigovaných hodnot statisticky významný, ovšem bez klinické významnosti. Průměrná hodnota retestu byla v případě přístroje NTR nižší než hodnota testu, a to jak pro korigovaná, tak pro nekorigovaná data. Z výsledků zkoumání také vyplývá, že bylo dosaženo výrobcem stanovené průměrné relativní odchylky měření přístroje ICR.

Výše zmíněné nadhodnocení hodnot IOP přístrojem ICR oproti tonometrům s nimiž byl porovnáván, může být způsobeno absencí korekce IOP podle pachymetrických hodnot. Psychický aspekt by mohl být dalším významným důvodem - stres zvyšuje hodnotu IOP i u zdravých jedinců [41] stejně jako přílišné svírání víček [1]. Vzhledem k tomu, že se drtivá většina figurantů setkala s měřením metodou rebound tonometrie poprvé, lze předpokládat (a bylo to i pozorovatelné), že jejich obavy a napětí byly větší než u metod bezkontaktních, se kterými se již několikrát setkali. Výše zmíněné důvody by tak mohly přispět k nadhodnocení nitroočních tlaků měřených přístrojem ICR. Stejným logickým úsudkem [41] by mohla být objasněna nižší hodnota retestu v případě přístroje NTR. Série měření vždy začínala měřením na tomto tonometru a obecné obavy z prvního měření tak mohly způsobit tento rozdíl. Jako důležitá se také ukázala možnost

korekce naměřeného tlaku pachymetrickými hodnotami u přístroje NTR v porovnání s CST. Korigované i nekorigované hodnoty tohoto přístroje vždy vykazovali malý průměrný rozdíl v porovnání s CST. Porovnání nekorigovaných hodnot však oproti hodnotám korigovaným vykazovalo značnou šířku 95% konfidenčních intervalů.

## Závěr

Diplomová práce byla napsána s cílem zjistit, zda se od sebe liší hodnoty IOP, pro jejichž stanovení byly použity tři tonometry, z nichž každý reprezentuje trochu jinou kategorii tonometrů. Dva bezkontaktní tonometry, i když pracující na odlišných principech, tak byly porovnány s nejmodernějším zástupcem rebound tonometrie. Kromě shody dat mezi sebou, byla u každého z nich hodnocena opakovatelnost měření a u přístroje iCare ic200 byla stanovena průměrná relativní odchylka měření.

Práce byla rozdělena na 2 hlavní celky – teoretickou část, zahrnující 3 hlavní kapitoly a praktickou část, popisující průběh a výsledky zkoumání. V první kapitole byl definován nitrooční tlak a jeho souvislost s glaukomovým onemocněním, jehož popis a klasifikace byla rovněž objasněna. Druhá kapitola byla věnována oční tonometrii. Byly vysvětleny fyzikální principy jednotlivých metod s popisem vybraných tonometrů. Přehledově byly také vysvětleny vlastnosti rohovky, mající vliv na přesnost měření IOP. Třetí kapitola byla věnována popisu tonometrů použitých v praktické části práce. Byly popsány principy měření, technologie a také uživatelské rozhraní jednotlivých přístrojů.

Praktická část, která byla těžištěm celé práce, byla rozdělena na metodiku měření, statistické zpracování dat a výsledky. V diskusi pak byly zjištěné výsledky hodnoceny a porovnávány s aktuálními studiemi na dané téma. Z výsledků statistické analýzy vyplývá, že jednotlivé přístroje se mezi sebou statisticky významně liší s tím, že párové porovnání jednotlivých dvojic na základě post-hoc Tukeyova HSD testu prokázalo statisticky významný rozdíl mezi ICR a dvojicí bezkontaktních tonometrů. Statisticky významný rozdíl mezi tonometry CST a NTR naopak nebyl prokázán. I přes statisticky významný rozdíl změřených dat přístrojem ICR lze tento tonometr považovat za klinicky akceptovatelnou variantu k tonometrům NTR a CST, neboť klinický rozdíl nebyl nijak signifikantní. Z hodnocení míry opakovatelnosti měření jednotlivých tonometrů koeficientem  $CoR$  vyplývá, že míra opakovatelnosti je porovnatelná u přístrojů CST a NTR, horší opakovatelnost vykazuje tonometr ICR. Z výsledků zkoumání také vyplývá, že bylo dosaženo výrobcem stanovené průměrné relativní odchylky měření přístroje ICR.

## Seznam použité literatury:

- [1] KUCHYNKA, Pavel. *Oční lékařství*. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-5079-8.
- [2] ESSILOR ACADEMY EUROPE, *Praktická příručka o slabozrakosti (Listy očních optiků)*. Paris: 2013. ISBN: 979-10-90678-30-9
- [3] GROSVENOR, T., *Primary care optometry*. 5th ed. St. Louis, Mo.: Butterworth-Heinemann/Elsevier, c2007. ISBN 978-0-7506-7575-8.
- [4] ACOTT, TS., KELLEY, MJ., KELLER, KE., et al. *Intraocular pressure homeostasis: maintaining balance in a high-pressure environment*. Journal of Ocular Pharmacology Therapeutics. vol. 30, 2014, no. 2-3, pp. 94-101.
- [5] RUTRLE, M., *Přístrojová optika: učební texty pro oční optiky a oční techniky, optometristy a oftalmology*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2000. ISBN 80-7013-301-5.
- [6] HORNOVÁ, J., BAXANT, A. *Současné možnosti měření nitroočního tlaku*. Česká a slovenská oftalmologie. vol. 69, 2013, no. 4, pp. 175-180.
- [7] STAMPER, RL. *A History of Intraocular Pressure and Its Measurement*. Optometry and Vision Science. vol. 88, 2011, no. 1, pp. 16-28.
- [8] DEMIRCI, G., ERDUR, SK., TANRIVERDI, C., GULKILIK, G., OZSUTÇU, M. *Comparison of rebound tonometry and non-contact airpuff tonometry to Goldmann applanation tonometry*. Therapeutic Advances in Ophthalmology. vol. 11, 2019, no. 1, pp. 1-7.
- [9] ALBERT, DM. *The Pressure: Before and after Schiøtz*. Ophthalmology Glaucoma. vol. 3, 2020, no. 6, pp. 409-413.
- [10] NAKAKURA, S. *iCare® rebound tonometers: review of their characteristics and ease of use*. Clinical Ophthalmology. vol. 12, 2018, pp. 1245-1253
- [11] FELTGEN, N., LEIFERT, D., FUNK, J. *Correlation between Central Corneal Thickness Applanation Tonometry and Direct Intracameral IOP Readings*. British Journal of Ophthalmology. vol. 85, 2001, pp. 85-87.

- [12] HARTLEY, J.C., SONG, J. *Evaluation of Accuracy in Goldmann and Perkins Applanation Tonometry*. Investigative Ophthalmology and Visual Science. vol. 47, 2006, no. 13, pp. 31-44.
- [13] HAAG-STREIT UK, *Products*. [online]. © 2021 [cit. 2021-04-18]. Dostupné z: <https://www.haag-streit.com/haag-streit-uk/products/haag-streit-diagnostics/tonometry/perkins-mk3/>
- [14] KAUFMANN, C., BACHMANN, M.C., THIEL, A.M. *Comparison of Dynamic Contour Tonometry with Goldmann Applanation Tonometry*. Investigative Ophthalmology and Visual Science. vol. 45, 2004, no. 9, pp. 3118-3121.
- [15] KIRSTEIN, E. (2012). *History and Clinical Validation of the PASCAL Dynamic Contour Tonometer*. Open Journal of Ophthalmology. vol. 2, 2012, no. 10, pp. 78-82.
- [16] DEMIRCI, G., ERDUR, S.K., TANRIVERDI, C., GULKILIK, G., OZSUTÇU, M. *Comparison of rebound tonometry and non-contact airpuff tonometry to Goldmann applanation tonometry*. Therapeutic advances in Ophthalmology. vol. 11, 2019, no. 1, pp. 1-7.
- [17] REALINI, T. *The Ocular response analyzer – measuring the biomechanical properties of cornea might provide insight into pathophysiology of glaucoma*. Glaucoma Today. vol. 32, 2008, no. 6, pp. 27-29.
- [18] PLUHÁČEK, F., UNZEITIGOVÁ, A., MAREŠOVÁ, K., RYBÁŘ, J. *Vliv rohovky na měření nitroočního tlaku tonometry ICARE PRO a ORA*. Česká a slovenská oftalmologie. vol. 75, 2019, no. 3, pp. 111-118.
- [19] ILIEV, M. E., GOLDBLUM, D., KATSOULIS, K., AMSTUTZ, C., FRUEH, B. *Comparison of rebound tonometry with Goldmann applanation tonometry and correlation with central corneal thickness*. The British journal of Ophthalmology. vol. 90, 2006, no. 7, pp. 833–835.
- [20] KONTIOLA A. *A new electromechanical method for measuring intraocular pressure*. Documenta Ophthalmologica. vol. 3, 1997, no. 93, pp. 265-76.

- [21] DAVIES, L.N., BARTLETT, H., MALLEEN, E.A.H. AND WOLFFSOHN, J.S. Clinical evaluation of rebound tonometer. *Acta Ophthalmologica Scandinavica*, vol. 84, 2006, no. 2, pp. 206-209.
- [22] ICARE FINLAND OY. *Products. iCare IC200 tonometer*. [online]. © 2021 [cit. 2021-04-10] Dostupné z: <https://www.icare-world.com/product/icare-ic200-tonometer/>
- [23] ČIHÁK, R. *Anatomie 3.: druhé, upr. a dopl. vyd.* Praha: Grada, 2004. ISBN 978-80-247-1132-4
- [24] OCULUS Optikgeräte GmbH. *Corneal biomechanics*. [online]. © 2021 [cit. 2021-04-18]. Dostupné z: <https://www.corneal-biomechanics.com/en/biomechanics/>
- [25] KIRSTEIN, E. M., ELSHEIKHE, A., GUNVANT, P. *Tonometry – Past, Present and Future*. [online]. © 2021 [cit. 2021-04-18] Dostupné z: <https://www.intechopen.com/books/glaucomacurrent-clinical-and-research-aspects/tonometry-past-present-and-future>
- [26] BHAN, A., BROWNING, A. C., SHAH, S.; HAMILTON, R., DAVE, D., DUA H. S. *Effect of Corneal Thickness on Intraocular Pressure Measurements with the Pneumotonometer, Goldmann Applanation Tonometer, and Tono-Pen*. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*. vol. 43, 2002, no. 5, pp. 1389-1392.
- [27] KNIESTEDT, C., LIN, S., CHOE J., BOSTROM, A., NEE M., STAMPER, RL. *Clinical Comparison of Contour and Applanation Tonometry and Their Relationship to Pachymetry*. *Archives of Ophthalmology*. vol. 123, 2005, no. 11, pp. 1532–1537.
- [28] OŠMERA, J., FILOUŠ, A., HLOŽÁNEK, M. *Centrální tloušťka rohovky, nitrooční tlak a jejich vzájemný vztah u zdravých českých dětí ve věku 7 až 17 let*. *Česká a slovenská oftalmologie*. vol. 65, 2009, no. 1, pp. 19-23.
- [29] ROSINA, J. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4237-3.
- [30] HONG, J., XU, J., WEI, A., DENG, X.S., XINHAN, C., XIAOBO, Y., XINGHUAI, S. *A New Tonometer—The Corvis ST Tonometer: Clinical Comparison with Noncontact and Goldmann Applanation Tonometers*. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*. vol. 54, 2013, no. 1, pp. 659-665.

- [31] NOOR, Q. A., DIPIKA, V. P., MCGHEE, CH. N. J. *Biomechanical Responses of Healthy and Keratoconic Corneas Measured Using a Noncontact Scheimpflug-Based Tonometer*. Investigative Ophthalmology and Visual Science. vol. 55, 2014, no. 6, pp. 3651-3659.
- [32] BENEŠ, P. *Přístroje pro optometrii a oftalmologii*. Vydání první. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2015. ISBN 978-80-7013-577-8.
- [33] NIDEK CO., LTD. *Auto Ref/Kerato/Tono/Pachymeter TONOREF III*. [online]. © 2021 [cit. 2021-04-18]. Dostupné z: [https://www.nidekintl.com/product/ophthaloptom/refraction/ref\\_auto/tonoref3.html](https://www.nidekintl.com/product/ophthaloptom/refraction/ref_auto/tonoref3.html)
- [34] DESMOND, T., ARTHUR, P. WATT, K. *Comparison of central corneal thickness measurements by ultrasound pachymetry and 2 new devices, Tonoref III and RS-3000*. International Ophthalmology. vol. 39, 2019, no. 11, pp. 917–923.
- [35] HO, W.C., LAM, P.TH., CHIU, T.Y. et al. *Comparison of central corneal thickness measurement by scanning slit topography, infrared, and ultrasound pachymetry in normal and post-LASIK eyes*. International Ophthalmology. vol. 40, 2020, no. 17. pp. 2913–2921.
- [36] BADAKERE, S.V., RAGHAVA, CH., CHOUDHARI, S.N., RAO, L.H., GARUDADRI, CH., SIRISHA S., *Agreement of Intraocular Pressure Measurement of Icare ic200 with Goldmann Applanation Tonometer in Adult Eyes with Normal Cornea*. Ophthalmology Glaucoma. vol. 4, 2021, no. 1, pp. 89-94.
- [37] PEREZ-GARCIA, P., MORALES-FERNANDEZ, L., SAENZ-FRANCES, F., MENDEZ-HERNANDEZ, C.D., GARCIA-FEIJOO, J., SANTOS-BUESO, E., MARTINEZ-DE-LA-CASA, J.M. *Comparision of intraocular pressure measured using the new icare 200™ rebound tonometer and the Perkins™ applanation tonometer in healthy subjects and in patients with primary congenital glaucoma*. Archivos de la Sociedad Española de Oftalmología (English Edition). vol. 96, 2021, no. 4, pp. 175-180.
- [38] LUEBKE, J., BRYNIOK, L., NEUBURGER, M. *Intraocular pressure measurement with Corvis ST in comparison with applanation tonometry and Tomey non-contact tonometry*. International Ophthalmology. vol. 39, 2019, no. 19, pp. 2517–2521.



- [39] BAÑEROS-ROJAS, P., MARTINEZ DE LA CASA, J.M., ARRIBAS-PARDO, P., BERROZPE-VILLABONA, C., TORO-UTRERA, P., GARCÍA-FEIJÓO, J. *Comparison between Goldmann, Icare Pro and Corvis ST tonometr.* Archivos de la Sociedad Española de Oftalmología. vol. 89, 2014, no. 7. pp. 260-264.
- [40] LAZARI, C.K., KARPATYAKI, M.N., LINARDAKIS, M., CHRISTODOULAKIS, V.E. *Evaluation of differences in Intraocular Pressure (IOP) measurement between Tonoref III and Goldmann Applanation Tonometry (GAT).* Investigative Ophthalmology and Visual. Science. vol. 60, 2019, no. 9, pp. 2420-2426.
- [41] ABE, R.Y., SILVA, T.C., DANTAS, I., CURADO, X.S., MADEIRA, M.S., DE SOUSA, B.L., COSTA, P.V. *Can Psychologic Stress Elevate Intraocular Pressure in Healthy Individuals?* Ophthalmology Glaucoma. vol. 3, 2020, no. 6., pp. 426-433.