

Vzorce pro výpočet optické mohutnosti intraokulárních čoček

M. Falhar

Přírodovědecká fakulta, Palackého Univerzita, Olomouc. Email: M256@seznam.cz

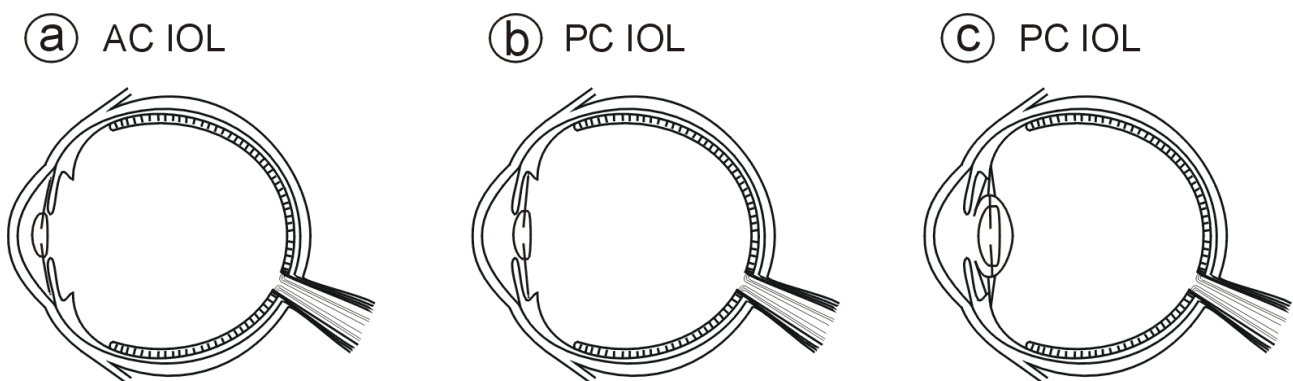
Rešerše do Jemné mechaniky a optiky

Úvod

Nejčastější oční komplikací, která se řeší operací, je šedý zákal - katarakta. Při této operaci se odstraní zakalený obsah nitrooční čočky a následně se vloží umělá intraokulární čočka (IOL) o určité optické mohutnosti. Vložená IOL pak kompenzuje vzniklý dioptrický deficit. Operaci hodnotíme jako úspěšnou, pokud dotyčný vidí na požadovanou vzdálenost a potřebuje pouze jedny brýle pro vykonávání běžných denních činností. Z uvedených skutečností je zřejmý požadavek na správné vypočítání optické mohutnosti implantátu. Cílem tohoto článku je přiblížení této problematiky s poukázáním na konkrétní problémy, které výpočet optické mohutnosti IOL doprovází.

K popsání současných vzorců sloužících k výpočtu optické mohutnosti velmi dobře poslouží historický podtext celého problému. Samotná operace katarakty je poprvé datována již ve 12. stol. před. n. l. na vyobrazení znázorňujícím reklinaci nitrooční čočky. Čočka se jednoduše dislokovala do sklivce vpichem ostré jehly v místě 3-4 mm od limbu a tím se anuloval mlžný efekt čočky. Vadou na kráse tohoto zákroku byla pooperační brýlová korekce, která u běžného emetropického oka dosahovala +12 D (tento stav označujeme jako afakii). Problém s pooperační refrakcí byl v podstatě neřešený až do 50. let 19. století, opomineme-li pár experimentů v 18. století. Až anglický lékař Ridley se v roce 1949 pokusil o první implantaci nitrooční čočky z PMMA (materiál PMMA – plexisklo, se v těle se chová biologicky inertně). Nezávisle na něm u nás podobné aktivity projevil Vanýsek.¹⁴

IOL lze umístit do oka do jedné ze tří pozic (Obr. 1). Zatímco *pozice a*) (přední komora) a *pozice b*) (do sulku) vyžaduje kompletní extrakci původní zkalené čočky, *poloha c*) vyžaduje umístění implantátu do kortexu čočky (zbylého obalu). Tento obal vznikne speciální technikou otevření pouzdra čočky (kapsulorexe) a následnou aspirací zkalených čočkových hmot (fakoemulzifikace).



Obr. 1 Možné pozice intraokulárních čoček. Předněkomorové čočky se označují AC IOL (Anterior chamber IOL), zadněkomorové čočky pak jako PC IOL (Posterior chamber IOL).

Chceme-li matematicky popsat oko jako optickou soustavu, musíme pracovat s dílčími optickými plochami a jejími základními charakteristikami (poloměrem křivosti, pozicí na optické ose, indexem lomu). Pokud tedy známe zcela přesně všechny parametry a užijeme exaktní matematickou metodu pro vyhodnocení, měli bychom být schopni vypočítat optickou mohutnost implantátu. Zde však narážíme na dva fundamentální problémy: 1) ne všechny hodnoty jsme totiž schopni přesně změřit (resp. určíme je s neznámou přesností); 2) samotný operační zákrok je pro

každé oko individuální a při výpočtu IOL nelze předvídat změny související s operací (zejména pozice IOL po zákroku a operací indukovaný rohovkový astigmatismus). Oba dva problémy jsou podmíněné biometrickou individualitou každého oka. Pro správné určení IOL je tak zapotřebí jistých předpokladů, které statisticky vedou k nejlepším výsledkům.

Vzorce I. generace

V obdobích prvních implantací se do oka vkládala čočka o konstantní hodnotě +18 D. Tento přístup však vedl v extrémních případech k pooperační zbytkové refrakci přesahující až 9 D. Tyto výsledky přirozeně nastolily potřebu exaktně vypočítat optickou mohutnost čočky. Nejjednodušší cesta, jak dosáhnout hodnoty implantované nitrooční čočky je jednotná standardní hodnota modifikovaná faktorem brýlové korekce:¹⁶

$$P = 21 + 1,25 \cdot B,$$

kde: P – předpokládaná optická mohutnost IOL [D], B – korekční hodnota brýlové čočky [D].

Uvedený vztah nabízí jen hrubé přiblížení, neboť nerespektuje individuální biometrická specifika (ty jsou nastíněny na Obr. 2). S prvním náznakem řešení přišel v roce 1967 slavný ruský chirurg Fjodorov, který uvedl tzv. vergenční rovnici:¹⁸

$$IOL = \frac{1336}{AL - ELP} - \frac{1336}{\frac{1336}{\frac{1000}{1000} + K} - ELP - V},$$

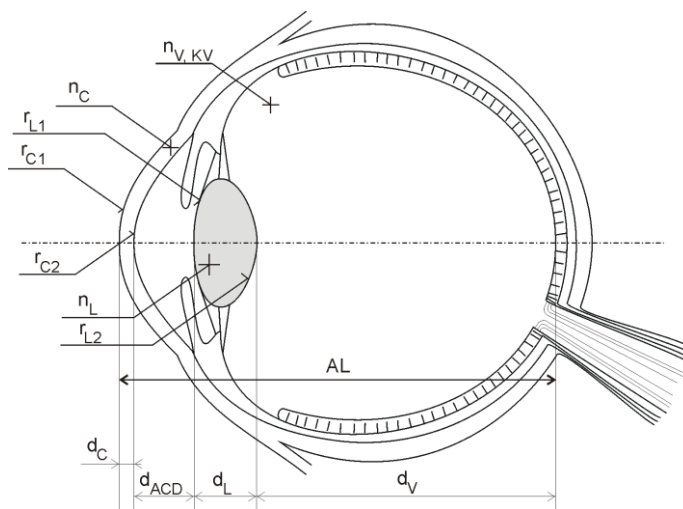
kde: IOL – optická mohutnost čočky [D], AL – axiální délka oka [mm], ELP – efektivní pozice čočky (pozice implantované čočky po operaci) [mm], K – celková optická mohutnost rohovky [D], V – vertikální vzdálenost korekční brýlové čočky od oka [mm], DPostRx – požadovaná pooperační refrakce [D].

S obdobnými vztahy přišli následně i Binkhorst, Colenbrander, Hoffer; jejichž vzorce byly velmi podobné. Většinou se lišily v rozdílné interpretaci, použití jiných rohovkových indexů lomu aj. Časem se ujal ještě jednodušší Binkhorstův vzorec:⁶

$$IOL = \frac{1336}{AL - PK} - \frac{1336}{\frac{1336}{K} - PK},$$

kde: IOL – optická mohutnost emetropizující čočky [D], AL – axiální délka bulbu [mm], PK – hloubka přední komory [mm], K – celková optická mohutnost rohovky [D].

Vzorec byl díky své přesnosti poměrně dobře použitelný pro předněkomorové čočky. Binkhorst zavádí tzv. vitreosenzorickou vzdálenost, což je inkrement +0,25 mm k naměřené axiální délce bulbu. Tato hodnota se doporučuje přičíst k parametru AL, protože ultrazvukové měřící echo se odráží od prvních sítnicových struktur za sklivcem, což je vrstva výživových cév. Samotná sensorická část sítnice je ale uložena o +0,25 mm dále.¹⁸

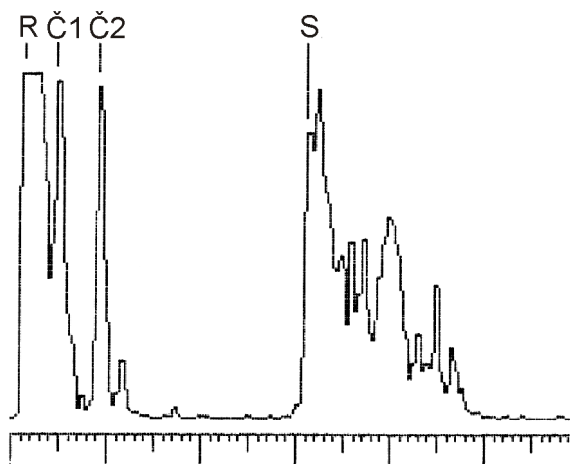


Obr. 2 – Biometrická specifika každého oka; parametr r značí poloměry křivosti, parametry n indexy lomů a parametr d pak jejich vzájemné vzdálenosti.

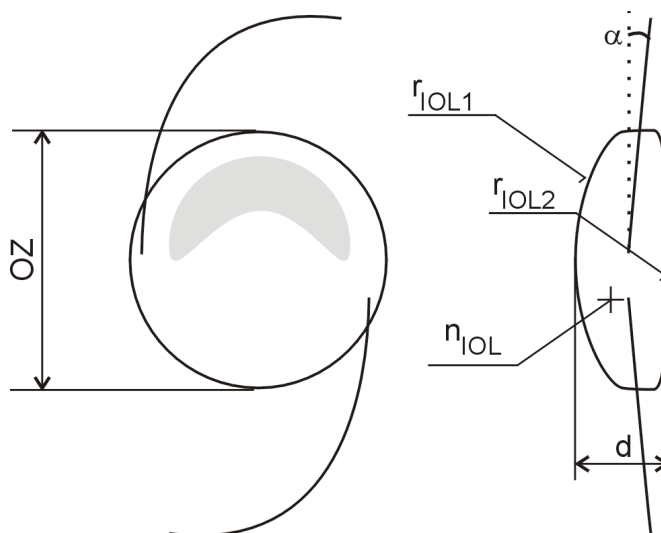
Binkhorstův vztah vychází ze základů geometrické optiky a jeho podstata tkví ve vzájemných vergenčních vzdálenostech procházejícího paprsku v rámci paraxiálního prostoru (vztah je složen z vergence vzdálenosti, která je modifikovaná indexem lomu příslušného prostředí – výsledkem je údaj v jednotkách dioptriích: $[m^{-1}] = [D]$). Zjednodušení užitím paraxiálního prostoru bylo podpořeno myšlenkou, že sítnice vnímá ostrý obraz pouze v místě žluté skvrny a v bezprostřední blízkosti osy vidění.

Používání parametru K s sebou nese jistou nepřesnost. Hodnota K ve své podstatě vyjadřuje optickou mohutnost celé rohovky (v průměru okolo +44 D). Tato hodnota se zavedla zejména z důvodů zjednodušení. Nemusí se zadávat hodnota předního a zadního poloměru křivosti rohovky, tloušťka rohovky a její index lomu, ale pouze jediná hodnota vypovídající o celkovém vlivu rohovky na konečném zobrazení. Toto zjednodušení je na úkor své přesnosti. Změřit zadní poloměr křivosti rohovky je obtížné a proto se pro výpočet K použila konstantní hodnota zadního poloměru křivosti 6,8 mm. Taktéž měřená hodnota poloměru křivosti přední plochy pochází z oblasti 2-3 mm od centra rohovky a nezohledňuje rohovkový asférický tvar v periférii. Parametr K je hojně užívaný i dnes, takže se i v dnešní době potýkáme s jeho nedostatky.

Dalším užitým parametrem je ELP (*Effective Lens Position*), jehož znalost má klíčovou roli při správném vyjádření požadované optické mohutnosti IOL. Jsme schopni změřit jednotlivé vzdálenosti dílčích optických ploch před zákrokem (Obr. 3), zakomponovat jednotlivá specifika implantované IOL (Obr. 4), ale již nejsme schopni odhadnout situaci po samotném zákroku. Konkrétně, máme-li naimplantovat intraokulární čočku o jisté optické mohutnosti, musíme znát její přesnou polohu v oku, aby správně fokusovala na sítnici. IOL umístěná mimo předpokládanou pozici logicky vede k navození hypermetropie či myopie. Určení přesné pozice IOL po zákroku je přetrvávajícím problémem i v současnosti. Je to dáno hlavně biologickou rozmanitostí lidské tkáně, použitou operační technikou a nemožností zcela exaktně zpracovat údaje o původní nitrooční čočce. Zkalení čočky společně s pozicí za duhovkou nám ztěžuje přesné měření parametrů potřebných pro kalkulaci ELP. O důležitosti ELP vypovídá i navozený refrakční deficit oka: v případě AC IOL je posun o 0,1 mm zodpovědný za 0,12 D deficitu, u PC IOL pak za 0,19 D.¹⁸



Obr. 3 – Ultrazvukový echogram oka. R označuje odraz od první plochy rohovky (splývá s odrazem od druhé plochy). Č1 a Č2 je pak odraz od první a druhé plochy čočky. S je konečné echo od sítnice.



Obr.4 – U IOL nás kromě poloměrů křivosti ploch, indexu lomu materiálu a tloušťky, zajímá také průměr (ZO) a sklon haptik (fixujících nožek) od roviny IOL.

Vzorce II. generace

Éra teoretických vzorců první generace byla ukončena rokem 1980, kdy trojice autorů Sanders, Retzlaff a Kraff zveřejnila vzorec jednoduše nazvaný SRK (zkratka složená z prvních písmen jejich příjmení). Tato trojice autorů se odklonila od řešení pomocí vergenčních vztahů a jako stěžejní evaluační metodu použila statistiku. Vzorec SRK odvodili jednoduchou lineární regresní analýzou pooperační zbytkové refrakce ze souboru 1200 pacientů. Velkou oblibu si vzorec získal především díky velmi snadné aplikovatelnosti a jednoduchosti. Jeho znění je:⁹

$$IOL = AKonst - 2,5 \cdot AL - 0,9 \cdot K,$$

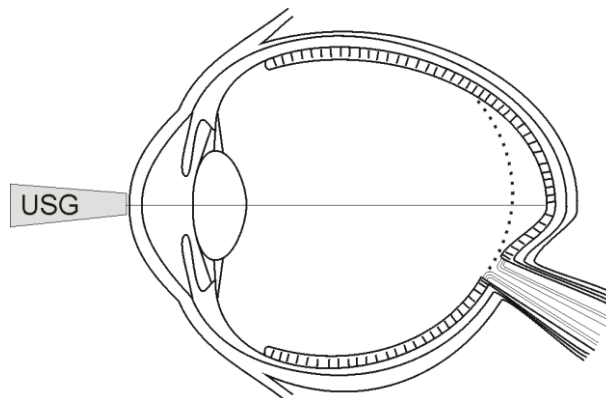
kde: IOL – výsledná optická mohutnost implantované čočky [D], AKonst – velikost konstanty příslušná pro implantovanou IOL [-], AL – axiální délka bulbu v [mm], K – optická mohutnost rohovky [D].

Vzorec SRK byl navržen s předpokládanou 60 – 70% přesností, kdy pooperační refrakce oka nepřesáhne ± 1 D. Původně měla A-konstanta (AKonst) hodnotu 116,5. Vzorec vykazoval uspokojivé výsledky v případě předněkomorových čoček, v oblasti zadněkomorových čoček byla velikost chyby nepoměrně větší.

Autoři tedy přistoupili k proměnné A-konstantě, která byla vždy specifická pro každou IOL čočku. A-konstanta závisela na fyzikálně-optických parametrech intraokulární čočky a je to číselný parametr, který vyjadřuje vliv čočky na optické zobrazování oka. Hodnota A-konstanty je nízká pro předněkomorové čočky (hodnoty okolo 114 až 116) a vyšší pro zadněkomorové (118 až 118,7). Došlo tak k zásadnímu odlišení předněkomorových čoček od zadněkomorových. Předněkomorové čočky jsou více vzdáleny od uzlových bodů oka, než zadněkomorové čočky a tím se mění i jejich vliv na celkové zobrazení. Tím se vysvětluje větší nepřesnost pooperační refrakce oka u zadněkomorových čoček. Výrobci IOL začali sami svým čočkám přidělovat A-konstantu, která společně s optickou mohutností měla určovat vlastnosti čočky. Výrobce určené hodnoty nebyly vždy zcela přesné a vyžadovali dodatečnou úpravu A-konstanty.

Již od počátku byla patrná závislost přesnosti vzorců na axiální délce oka. Nejlepších výsledků se dosahovalo při axiálních délkách oka 22 až 24 mm (délka průměrného lidského oka). Je-li bulbus krátký ($AL < 22$ mm), vypočtená hodnota IOL je příliš velká a oko se myopizuje; je-li bulbus dlouhý ($AL > 24$ mm), vypočtená hodnota IOL je naopak nedostatečná a oko se hypermetropizuje. Obecně je navozená myopie žádoucí, neboť v přijatelné míře (-3D) umožňuje alespoň čtení bez potřeby korekční pomůcky. Na druhou stranu navozená hypermetropie vyžaduje korekci na dálku a i na blízko a takový stav můžeme označit za značně nežádoucí. Zatímco u krátkých bulbů se dala provést úprava vzorce, která problém alespoň částečně vyřešila, u dlouhých bulbů nikoliv. Axiální délka bulbu se nejčastěji měří ultrazvukem. Pro ultrazvuk je typická vzrůstající nepřesnost měření s rostoucí vzdáleností měřených struktur.

Čím je tedy bulbus delší, tím větší vzniká nepřesnost při určení vzdálenosti (echa dále vzdálených optických struktur vykazují větší měřicí chybu). Navozenou chybu u krátkých bulbů tak můžeme označit za systémovou (nedostatek ve vzorci a v použitých konstantách). U dlouhých bulbů také nacházíme chyby systémové, ale především i chyby měřicí. Problém je o to komplikovanější, že u extrémně dlouhých bulbů bývá zadní pól asymetricky vyboulený (stafylom), takže naměřená hodnota nemusí vždy odpovídat skutečné axiální délce oka (Obr. 5). Měření axiální délky



Obr.5 – Stafylomem nazýváme asymetrické vyboulení zadní pólu oka. Tato nerovnoměrnost zkresluje měřenou axiální délku oka, neboť ne vždy musí ležet žlutá skvrna na dně tohoto stafylomu.

oka se provádí ultrazvukovou sondou, která se přikládá k rohovce. Dochází přitom k rohovkové aplanaci, takže naměřená délka oka je o tuto aplanaci kratší. Problém lze řešit imerzní metodou, kdy se na oko položí kalíšek naplněný fyziologickým roztokem a sonda se do něj ponoří. Nedochází tak již k aplanaci i když interakce s bulbem pořád existuje. Problém eliminuje přístroj, který funguje na principu parciální koherentní interferometrie (PCI). Jedná se o čistě optické měření, takže problémy jako u ultrazvukových metod odpadají. I přesto nelze PCI použít ve všech případech (10% případů má natolik silný zákal, až znemožňuje průchod měřícího svazku).^{5,6}

Aby se autoři SRK co nejvíce přiblížili požadované (většinou nulové) refrakci, snažili se nalézt ideální hodnotu pro A-konstantu, která bude přesně odrážet nejen poměry mezi implantovanou IOL a okem, ale zároveň by obsahovala i údaje o přední komoře. Po implantaci změřili zbytkovou refrakci každého oka a pro každé oko, operátora a pro každou IOL spočítali předpokládanou A-konstantu dle vztahu:^{6,8}

$$AKonst_{INDIVIDUAL} = \frac{8,55 \cdot B - 2,5 \cdot AL - 0,9 \cdot K - IOL}{0,0875 \cdot B - 1},$$

kde: B – pooperační brýlová korekce [D], AL – axiální délka bulbu [mm], K – optické mohutnost rohovky [D], IOL – optická mohutnost implantátu [D].

Rozdíly mezi původní A-konstantou a individualizovanou A-konstantou se statisticky zprůměrují a vypočtená hodnota se do budoucna přičítá k původní A-konstantě.

Obzvlášť velkých nepřesností bylo dosaženo v případě extrémních délek bulbu (tj. větších jak 26mm a menších jak 21mm). Vzorec SRK vykazoval velkou myopizaci krátkých bulbů. Tyto odchylky byly poměrně velké a motivovaly stejnou trojici autorů k vydání nového vzorce. Nazvali ho SRK II a byl publikován v roce 1988. Základní vztah je stejný jako u SRK, navíc se ale dodatečně upravují vstupní parametry:⁹

$$IOL = AKonst - 2,5 \cdot AXL - 0,9 \cdot K,$$

kde pro	AL < 20 mm:	AKonst = AKonst + 3
	20 mm ≤ AL < 21 mm:	AKonst = AKonst + 2
	21 mm ≤ AL < 22 mm:	AKonst = AKonst + 1
	22 mm ≤ AL < 24,5 mm:	AKonst = AKonst
	AL > 24,5 mm:	AKonst = AKonst - 0,5.

Nedostatek předcházejícího vzorce měl být řešen přičtením příslušející celočíselné hodnoty k původní A-konstantě. Velikost celočíselné hodnoty je závislá na velikosti axiální délky oka. Vztah individualizující A-konstantu pro SRK II:⁸

$$AKonst_{INDIVIDUAL} = IOL + B \cdot rf + 2,5 \cdot AL + 0,9 \cdot K - C,$$

kde: B – pooperační brýlová korekce [D], AL – axiální délka bulbu [mm], K – optická mohutnost rohovky [D], IOL – optická mohutnost implantátu [D], C – faktor upravující A-konstantu v závislosti na axiální délce [-], rf – refrakční faktor [-].

Pro **refrakční faktor** dále platí: pro IOL <16 je rf = 1,00; pro IOL >16 je rf = 1,25.

Pro **faktor C** upravující funkci:

AL < 20 mm:	C = C + 3
20 mm ≤ AL < 21 mm:	C = C + 2
21 mm ≤ AL < 22 mm:	C = C + 1
22 mm ≤ AL < 24,5 mm:	C = C
AL > 24,5 mm:	C = C - 0,5.

Oba vzorce neberou v úvahu vlastnosti čočky, ani její pozici v oku (nepracují s před- nebo pooperační hloubku přední komory). Úvahy nás mohou vést k domněnce, že opomíjení parametru přední komory a užití lineární závislosti mezi proměnnými může být hlavní příčinou zbytkové pooperační refrakce u nestandardních délek bulbů. V samotné podstatě lineární regresní analýzy je její klíčová vlastnost - linearita (přímková závislost). Je ale pravděpodobnější, že množství vstupních parametrů a biologická rozličnost poukazuje na závislost nelineární. Vzorec jenž vykazoval značné chyby v oblasti krátkých a dlouhých bulbů pobízel různé autory k individuálním úpravám: násobící koeficient rohovkové optické mohutnosti se v původním SRK vzorci pohyboval v rozmezí 0,8 až 1,2, koeficient u axiální délky oka v rozmezí 2,4 až 3,4. Z povahy statistického odvození je podoba těchto vzorců závislá na zkoumaném vzorku. Uvážíme-li, že si každý z autorů použil jiný soubor probandů, odvodil si vlastně vzorec „sám sobě na míru“. Z toho také vyplývá rozptýlení násobících konstant, které se měnily v určitém intervalu v závislosti na složení zkoumané skupiny. Nelze tak hovořit o jednoznačně exaktní a obecné metodě vedoucí k přesnému určení hodnoty optické mohutnosti implantované čočky.

V souvislosti s individualizací zde vyvstává také několik otázek. Jak bylo naznačeno, vzorce SRK a SRK II jsou statisticky odvozené z určitého souboru probandů a výsledná forma vzorců je tak závislá na specifických vlastnostech tohoto statistického souboru. Nový soubor očí, který bude mít podobné parametry jako základní výchozí soubor, zajistí velice dobré pooperační výsledky. Avšak soubor očí o jiných parametrech než základní soubor, logicky poskytne pooperační výsledky jiné. Je tak nasnadě provést korekci novým souborem dat, který upraví vzorec do podoby vykazující lepší statistický výsledek.

Taková korekce je však opět platná pouze pro starý a nový soubor. Jakýkoliv nový prvek souboru může mít vlastnosti, které mohou vybočovat z doposud zkoumaných vzorků. Provedená statistická individualizace základního početního vzorce tak postrádá smysl, neboť není schopna tuto variabilitu předvídat. Ve prospěch úpravy hovoří fakt, že se pravděpodobnostně blíží k neznámému počítanému výsledku. Statistické zpracování také prokáže systematickou chybu prováděnou při implantačním výkonu a dává tak podnět pro její redukci.

Po provedené individualizaci nám vyjde hodnota, kterou bychom měli používat pro předpokládanou nejmenší pooperační refrakci. Je ale pravděpodobné, že po dalších 100 odoperovaných očích, budeme muset tuto hodnotu poupravit. Tuto opravu můžeme pak provádět stále, aniž bychom se někdy dopátrali ustálené hodnoty.

Pro vzorce je tedy velmi žádoucí, aby měli pevný teoretický základ. Nevýhodou čistě teoretického vzorce je necitlivost na biologickou rozmanitost a chyby měření. Vzorce vyjádřené čistě statistickou metodou jsou pak z biologické rozmanitosti přímo budovány, ale nezachycují původní podstatu jevu. Kombinací obou přístupů lze pravděpodobně dosáhnout nejlepších výsledků. Statistické vyhodnocení nám také dává nástroj k určení pravděpodobné hodnoty neznámé veličiny. Vzorce třetí generace se již snaží o kombinaci obou přístupů.

Vzorce III. generace

Tuto generaci vzorců charakterizuje kombinace teoreticko-statistického přístupu a poprvé se začíná pracovat s hloubkou přední komory. Jedná se již o soustavy zhruba deseti vzorců. Ty jsou však již integrované v přístrojích měřících axiální délku oka, takže odpadá pracné dosazování. Díky tomu se otevřela cesta pro složitější kalkulace. Jako první takový byl vzorec Holladay – nazvaný po svém strýjci J. T. Holladayovi. Vzorec uvedl v roce 1988 a byl určen na plankonvexních čočkách a opět byl postaven na vergenčním popisu s konstantami odvozenými běžnou regresní analýzou. Vitreosenzorickou vzdálenost započítává jednoduchým přičtením 0,2 mm k celkové axiální délce oka. Na rozdíl od rodiny SRK vzorců svůj individualizující parametr nazývá *Surgeon Factor* (SF). SF vychází z původní A-konstanty, která je dána pro každou čočku, a její hodnotu navyšuje o kulový vrchlík tvořený rohovkou.¹⁹

Holladay si i při výpočtu pooperační hloubky přední komory pomáhá regresní analýzou. V intervalu 20 až 25,32 mm uvádí proporcionální závislost hloubky přední komory na axiální délce oka. Po překročení hodnoty 25,32 považuje hloubku přední komory za konstantní. Zbývá vzdálenost (vzdálenost roviny duhovky po přední plochu implantované čočky) je parametrem zohledňujícím právě SF. V oftalmologickém povědomí byla nepoměrně více zavedená A-konstanta než SF. Proto Holladay svůj vzorec poupravil do verze, kde byla využita A-konstanta. Přepočet mezi SF a A-konstantou zní: $SF = AKonst \cdot 0,5663 - 65,60$.¹⁹

Na tuto Holladayovou formuli reaguje trojice autorů vzorce SRK uvedením nového vztahu, s názvem SRK/T (1990). Je založen na rozšířeném zápisu vergenčních závislostí, poupravený regresní analýzou. Pilotní skupině probandů byly implantovány čočky plankonvexního typu. Počítá již s vitreosenzorickou vzdáleností (odvození taktéž regresní analýzou) a s pooperační hloubkou přední komory. Pooperační hloubka přední komory je určena z předoperačně získaných údajů. Jako nová vstupní veličina figuruje průměr rohovky označovaný jako HVID (*Horizontal Visible Iris Diameter*) – horizontální viditelný průměr rohovky, označovaný také jako WTW (*White To White*) – „bílá k bílé“, ve smyslu měření rozměru rohovky od bělimy k bělimě. Hloubku přední komory počítá SRK/T velmi podobně jako Holladay a pracuje i velmi obdobně s konečnou pozicí implantovaní IOL. Vzorec SRK/T byl vydán ve velmi krátkém čase jako odpověď na uveřejnění Holladayova vzorce. Dle kritiků, je toto překotné uvedení zodpovědné za jistou nevytříbenost. Vzorec má jen nepatrně lepší výsledky pooperační refrakce, než jeho předchůdce - SRK II. Výsledky SRK/T v oblasti extrémně dlouhých bulbů vykazují zatím nejspokojivější výsledky.¹

Několik let nato se objevil vzorec Hoffer Q pracující zejména s krátkými a normálními axiálními délkami oka (k predikci velikosti hloubky přední komory využíval tangentu K).

Vzorce Hoffer Q, Holladay 1 a SRK/T jsou založeny na stejných matematických principech. Hlavní rozdíl spočívá ve výpočtu konečné pozice IOL. Tyto vzorce jsou poměrně spolehlivé pro vzorové oko (AL = 24 mm), které je však plné různých předpokladů. Předpokládá se proporční závislost mezi přední a zadní částí oka, dále se například předpokládá závislost mezi rohovkovou optickou mohutností a pozicí tenké čočky (to obzvlášť neplatí v případě axiální hypermetropie).¹

Vzorce IV. generace

V roce 1991 přišel Haigis se vzorcem založeným na shodném matematickém základě jako předchozí vzorce, s tím, že rozšiřuje počet vstupních proměnných (a_0 , a_1 , a_2). Jednotlivé individualizující parametry modifikují optickou mohutnost čočky, hloubku přední komory a axiální délku oka. Důležité je, že se všechny tyto proměnné dají individualizovat zvlášť, zatímco všechny ostatní vzorce slučují individualizaci do jedné jediné proměnné. Vzorec tak vykazuje uspokojivé výsledky napříč všem axiálními délkami. Správná individualizace potřebuje minimálně 200 očí pro každou specifickou axiální délku. To v případě extrémních délek, (ať už příliš krátkých nebo příliš dlouhých očí) dělá potíže, neboť výskyt těchto očních délek není v populaci tolik zastoupen.

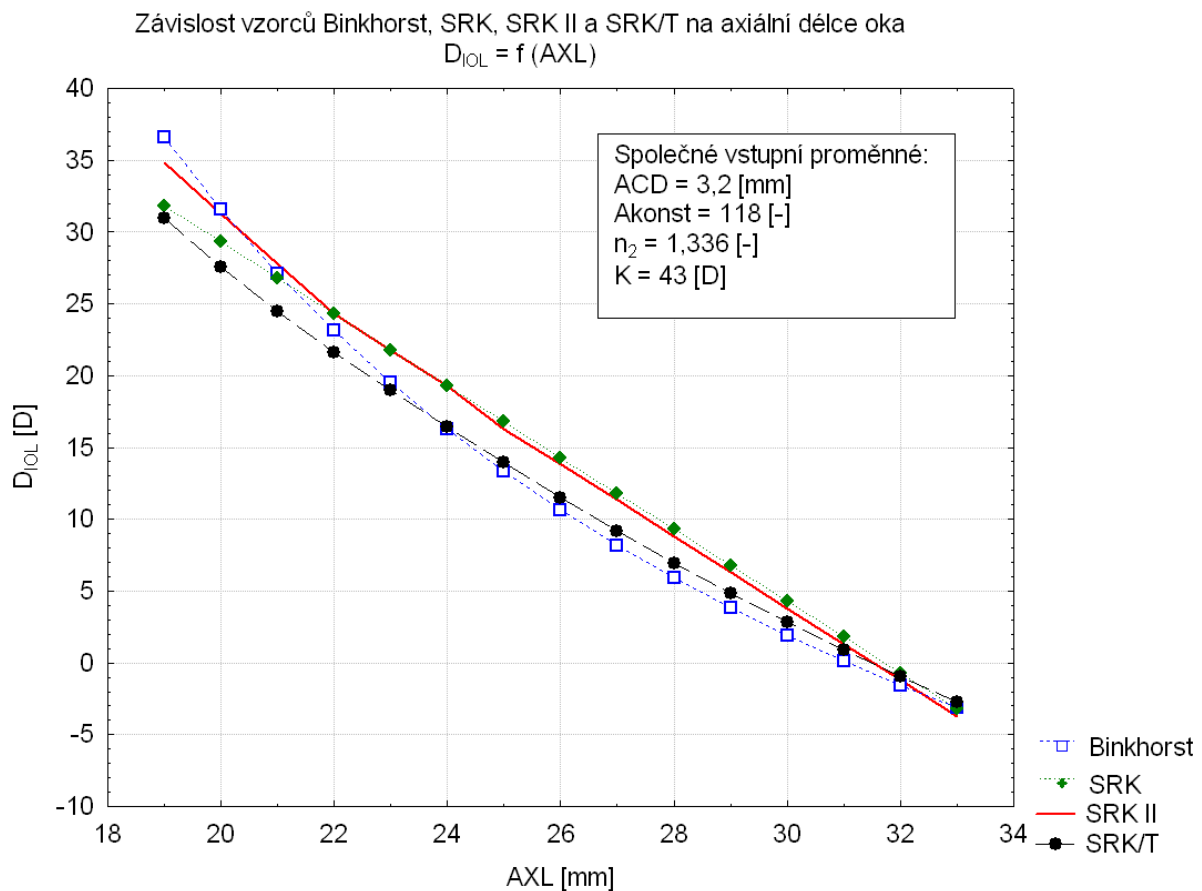
V roce 1996 Holladay prezentoval svůj vzorec Holladay 2. Používá sedm vstupních proměnných a je odvozen z více než 30 000 pacientů od 35 chirurgů. Studie zabývající se přesností vztahů prokazuje velice dobrou přesnost u krátkých a dlouhých bulbů. V oblasti normálních axiálních délek má ale vzorec výsledky horší, než vzorce třetí generace.

V souvislosti s tímto vztahem Holladay uvádí program *Holladay IOL Consultant*. Pro co nejlepší výsledky byl vytvořen program, který vytváří sofistikovaný základ pro výpočet IOL operatérovi přímo „na tělo“. Program vyhodnocuje databázi údajů, které vkládá chirurg. Obsahuje data, jak vstupní biometrie, tak i pooperační údaje o konečném refrakčním deficitu aj. Program kalkuluje se všemi známými vzorci a na základě pooperačních výsledků se snaží poupravit výpočet pro statisticky nejvhodnější hodnotu pooperační refrakce. Principiálně tedy k velké změně nedochází, zpětným vyhodnocením ale může dojít k minimalizaci systémových a měřicích chyb.

Srovnání přesnosti výpočtových vzorců

Podle očekávání by měly být nejmladší vzorce nejpresnější. Některé studie tento fakt potvrzují, jiné překvapivě nikoliv. Úspěšnost jednotlivých vzorců lze vyjádřit procentním zastoupením pooperační refrakce do hodnoty ± 1 D (event. $\pm 1,5$ D, ± 2 D) doplněné maximálními a minimálními hodnotami (event. variačním rozptylem). Například autoři vzorce SRK/T udávají rozptyl do ± 1 D u 79% očí, Holladay pak u 72% očí. Ve srovnání se vzorci starších generací (SRK, SRK II) není patrný posun k výraznému zlepšení. Úspěšnost je téměř stejná. Jednoduchost vzorce SRK II umožňovala relativně nekomplikované modifikace (zejména v oblasti A-konstanty); základní nebo modifikované verze SRK II pak dosahují průměrné úspěšnosti ± 1 D okolo 83% pacientů.^{7, 10, 11}

Přesnost jednotlivých vzorců je velmi závislá na axiální délce operovaných očí. Pro srovnání jsou na Obr. 6 zobrazeny průběhy jednotlivých vzorců. Studie obsahující všechny oči bez ohledu na jejich axiální délku, mají menší přesnost, než studie zaměřené na axiální délku průměrných hodnot.



Obr. 6 – Graf znázorňující závislost optické mohutnosti implantované IOL na axiální délce oka.

V zásadě lze příčinu nepřesnosti vzorců sledovat v těchto aspektech:¹¹

- chybná technika měření axiální délky oka
- špatný odhad rychlosti šíření ultrazvuku
- chyby v měření zakřivení rohovky
- nedokonalý odhad pooperační hloubky přední komory
- nevhodně zvolený implantační vzorec

Při minimalizaci chyb měření a individualizaci výpočtového vztahu lze běžně dosáhnout přesnosti nad 80% pro interval ± 1 D. Následující tabulky demonstrují úspěšnost jednotlivých vzorců.⁸

Tabulka I: Porovnání přesností vzorců; údaje jsou v dioptriích ¹¹

	SRK II	SRK/T	Holladay
Průměr	-0,316	-0,384	-0,55
Směrodatná odchylka	1,102	1,127	1,157
Střední chyba průměru	0,161	0,164	0,169
Rozmezí	-2,2 až +2,45	-2,5 až +2,75	-2,8 až +2,45

Tabulka II: Studie se zahrnutými individualizujícími faktory⁶

Vzorec	± 1,0 D	± 1,5 D	± 2,0 D
SRK	67,8%	83,6%	91,9 %
SRK II	67,0%	82,9%	90,8%
Holladay A-konst.	62,2%	81,3%	88,9%
Holladay SF	66,0%	82,0%	90,0%
SRK/T	65,5%	84,3%	92,1%

Soudobý trend

V USA jsou vzorce SRK a SRK II spíše historickými milníky. Ne tak v Evropě, kde je SRK II stále jeden z nejvíce používaných vzorců, navzdory jeho nedostatkům. V jeho prospěch hovoří poměrně dobré výsledky pooperační refrakce a nesignifikantní prokázání výrazné úspěšnosti jiných vzorců (z výsledků velkého množství provedených studií nelze SRK II jednoznačně zavrhnout). Bylo by ovšem správnější používat vzorce, které na základě srovnávacích studií vykazují nejpřesnější výsledky (vzorce III. a IV. generace). V podstatě je ustálený názor, že dle délky oka se zvolí vzorec, který v té dané oblasti vykazuje nejlepší výsledky. *Tabulka III* nastiňuje ustálené schéma, *Tabulka IV* pak poukazuje na přesnost jednotlivých vzorců v závislosti na délce oka:

Tabulka III: Pro specifickou AL je nejvhodnější použít tyto vzorce (Waldron, 2005)

Vzorec	je lepší pro bulby s AL
Hoffer Q	< 22,0 mm
Průměr ze všech tří vzorců	22 až 24,5 mm
Holladay I	24,5 až 26 mm
SRK/T	> 26,0 mm

Tabulka IV: Průměrná pooperační refrakce v závislosti na axiální délce oka⁴

AL v mm	Haigis <i>optimalizováno pouze a0</i>	Haigis <i>optimalizovány a0, a1, a2</i>	Hoffer Q <i>optimalizováno ACD</i>	Holladay 1 <i>optimalizován SF</i>	Holladay 2 <i>optimalizováno ACD</i>	SRK/T <i>optimalizována A-konstanta</i>
18,00 – 19,99	1,00 D	0,50 D	0,50 D	1,00 D	0,50 D	2,00 D
20,00 - 21,99	0,25 D	0,25 D	0,25 D	0,50 D	0,25 D	1,00 D
22,00 – 25,99	0,25 D	0,25 D	0,25 D	0,25 D	0,25 D	0,25 D
26,00 - 27,99	0,50 D	0,25 D	0,50 D	0,25 D	0,25 D	0,50 D
28,00 - 30,00	1,00 D	0,50 D	0,50 D	0,25 D	0,25 D	1,00 D
Mínusové IOL	2,00 D	1,00 D	1,00 D	0,50 D	0,50 D	2,00 D

I když jsou výsledky velmi uspokojivé, nelze stále mluvit o zcela dokonalé metodě. Dle Hilla by měly být splněny tyto předpoklady: zmenšit počet proměnných, ověřovat podezřelá měření, používat imerzi nebo PCI, pečlivě vyhodnocovat pooperační výsledky, individualizovat, při kapsulorexi užít co nejmenší implantační otvor. Požadavek na menší počet proměnných je diskutabilní, neboť na jedné straně snižuje zdroj možných chyb, ale na druhé straně dochází k odklonu od individuální biometrie každého jedince.³

Biometrická individualita je stěžejní pro exaktní vyjádření. Zcela univerzální vzorec je obtížné upravit pro všechny axiální délky. Současný trend se přiklání k vytváření vzorců zvlášť pro každou ze tří potenciačních oblastí (krátké, střední a dlouhé bulby). Ke slovu se dostává metoda ray-tracingu, která dovoluje hlubší analýzu chodu paprsků v oku. Vzorové modely stále obsahují velké množství předpokladů, proto je snaha tyto předpoklady odbourávat i na úkor obtížností výpočtů – používaná zařízení jsou na úrovni, kdy striktní jednoduchost výpočtových vzorců již není vyžadovaná. Je ovšem otázkou, zda i sebelepší vzorec a co nejpřesnější měření překoná biologickou rozmanitost přírody. I přesto je na obzoru řešení.

Nejnovější výzkumy v oblasti IOL se zabývají čočkou, kterou lze dodatečně modifikovat i po již proběhlé implantaci do oka. Jedná se o čočky LAL (*Light Adjustable Lens – Calhoun Vision*) které jsou tvořeny silikonovou maticí do které jsou zapuštěny fotosenzitivní molekuly (. Osvícením středu čočky ultrafialovým světlem se polymerizují fotosenzitivní molekuly, čímž vznikne koncentrační gradient mezi osvětlenou a neosvětlenou oblastí. Po 12 hodinách fotosenzitivní molekuly migrují z neosvětlené oblasti do oblasti osvětlené a dojde tak k nabobtnání středové části. Tím dojde ke zvýšení optické mohutnosti čočky. Naopak osvětlení periferie čočky způsobí redukci optické mohutnosti. Stačí jeden den, aby se změny po ozáření kompletně projevíly a my pak můžeme provést případnou dokorekci dalším ozářením. Jsme-li s konečným stavem spokojeni, ozáříme celou čočku rovnoměrně v celé její ploše. Zpolymerizujeme tak všechny dostupné molekuly a tím zabráníme potenciační migraci molekul – hovoříme o konečném zakličování. Možnosti jsou opravdu široké. Tím, že můžeme osvětlovat přesně vymezenou oblast o přesně nadávkované intenzitě, můžeme čočkou korigovat nejen astigmatismus, ale dokonce můžeme dodatečně vytvářet multifokální čočky nebo dokonce korigovat aberace vyšších řádů, přesně dle potřeby pooperačního stavu oka. Ukáže čas, jak se LAL čočky osvědčí a zda splní veškerá očekávání, která jsou do nich vkládána.²

Použitá literatura:

- 1) ORAVEC, A.: *IOL power calculation*. Cataract and refractive surgery Today: Archive 02/2002. Čerpáno: 7.8.2007. URL: http://www.crstodayarchive.com/03_archive/0202/crst0202_1_041.html
- 2) SCHWARTZ, DANIEL M.: *Understanding the light adjustable lens*. Cataract and refractive surgery Today: Archive 01/2003. Čerpáno: 7.8.2007. URL: http://www.crstodayarchive.com/03_archive/0103/crst0103_131.html
- 3) HILL, WARREN E.: *IOL power calculation accuracy*. Cataract and refractive surgery Today: Archive 10/2003. Čerpáno: 7.8.2007. URL: http://www.crstodayarchive.com/03_archive/1003/051.html
- 4) HILL, WARREN E.: *Choosing the right formula*. Doctor-hill.com: IOL fomulas. Čerpáno: 7.8.2007. URL: <http://www.doctor-hill.com/iol-main/formulas.htm>
- 5) KORYNTA, J., CENDELÍN, J.: Teoretické základy bezchybné biometrie. *Česká a slovenská oftalmologie*, 1995, roč. 51, č. 1, s. 44-55.
- 6) KORYNTA, J.: Přesnost výpočtu optické mohutnosti nitrooční čočky při operaci katarakty. *Česká a slovenská oftalmologie*, 1994, roč. 50, č. 3, s. 168-183.
- 7) KORYNTA, J.: Výpočet optické mohutnosti implantátu a chyby výpočtu. *Československá oftalmologie*, 1992, roč. 48, č. 4.
- 8) KORYNTA, J.: Význam individualizace vzorce pro zpřesnění výpočtu emetropizující IOČ před operací katarakty. *Česká a slovenská oftalmologie*, 1995, roč. 51, č. 1, s. 45-51.
- 9) KORYNTA, J., HYCL, J., KŘEPELKOVÁ, S.: Biometrie velmi krátkých bulbů. *Česká a slovenská oftalmologie*, 1998, roč. 54, č. 2, s. 109-114.
- 10) PONTOCHOVÁ, E., ČERNÁK, A., POTOCKÝ, M., ČUVALA, J.: Výpočet predpokladanej pooperačnej hĺbky prednej komory ako dôležitá súčasť výpočtu optickej mohutnosti vnútroočnej šošovky. *Česká a slovenská oftalmologie*, 1996, roč. 52, č. 4, s. 215-219.
- 11) HAICL, P., BOGUSZAKOVÁ, J., HAVRÁNEK, R., SÍBLOVÁ, O.: Příspěvek ke stanovení výpočtu nitrooční čočky. *Československá oftalmologie*, 1992, roč. 48, č. 1, s. 32-36.
- 12) ELEFTHERIADIS, H.: IOLMaster biometry: refractive results of 100 consecutive cases. *British Journal of Ophthalmology*, 2003, roč. 87, s. 960 – 963.
- 13) HOLLADAY, J.T.: Refractive power calculations for intraocular lenses in the phakic eye. *American Journal of Ophthalmology*, 1993, roč. 116, č. 1, s. 63 – 66.
- 14) BARTOŠ, M.: *Biometrické vzorce*. (Diplomová práce) Brno: MULF, 2004.
- 15) KAVAN, P., E. VLKOVÁ, BLAŽEK, J.: Přesnost ultrazvukového měření axiální délky oka. *Československá oftalmologie*, 1991, roč. 47, č. 2, s. 144-149.
- 16) HAICL, P., HAVRÁNEK, R., HYNIE, J., HENDL, J.: Spolehlivost vzorce SRK. *Československá oftalmologie*, 1991, roč. 47, č. 2, s. 150-155.
- 17) VLKOVÁ, E., KAVAN, P., PREISOVÁ, J.: Srovnání předpokládané a skutečné refrakce oka po implantaci nitroočních čoček. *Československá oftalmologie*, 1990, roč. 46, č. 2, s. 94-99.
- 18) HOLLADAY, J.T.: Intraocular lens power calculations for the refractive surgeon. *Cataract and refractive surgery*, 1998, č. 3, s. 105 – 117.
- 19) HOLLADAY, J.T.: Standardizing constants for ultrasonic biometry, keratometry, and intraocular lens power acclulations. *Cataract and refractive surgery*, 1997, roč. 23, s. 1356 – 1370.