



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

Ekonomické hodnocení zdravotnických prostředků v oftalmologii

Economic evaluation of medical devices in oftalmology

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika
Studijní obor: Systémová integrace procesů ve zdravotnictví

Vedoucí práce: Ing. Petra Hospodková, MBA
Konzultant: Mgr. Karel Liška

Bc. Hana Baleková

Kladno

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Baleková** Jméno: **Hana** Osobní číslo: **484308**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Systémová integrace procesů ve zdravotnictví**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Ekonomické hodnocení zdravotnických prostředků v oftalmologii

Název diplomové práce anglicky:

Economic Evaluation of Medical Devices in Ophthalmology

Pokyny pro vypracování:

Cílem diplomové práce je vytvořit doporučení a argumentaci pro nákup oftalmologických přístrojů při zohlednění ekonomicko-medicínského přínosu pro konkrétní oftalmologické pracoviště. Provedte analýzu trhu v oblasti přístrojového vybavení pro detekci a léčbu diagnóz: katarakta, makulární degenerace a glaukom. Komentujte současné přístrojové trendy pro tuto skupinu diagnóz a vytvořte sumář technických a ekonomických parametrů pro vybrané technologie v souladu s potřebami konkrétního pracoviště. Porovnejte náklady na léčbu jmenovaných očních onemocnění způsobujících slepotu před a po zavedení nových technologií do praxe s možnostmi úhrad od pojišťoven.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Bakri WE, Houar S, Ousaid A, et al., ZSPD-025 Practical classification of medical devices based on anatomical systems and creation of an electronic guide for users in a teaching hospital, Eur J Hosp Pharm, ročník 25, 2018
- [2] QYR , Global Ophthalmology Devices Development Overview 2019 , 2019, Report Id: 978426 , <https://www.qyresearch.com/index/detail/978426/global-ophthalmology-devices-development-overview>
- [3] Mordor Intelligence, UK Ophthalmic Devices Market - Segmented by Type - Growth, Trends, and Forecast (2018 - 2023) , 2018, <https://www.mordorintelligence.com/industry-reports/uk-ophthalmic-devices-market>

Jméno a příjmení vedoucí(ho) diplomové práce:

Ing. Petra Hospodková, MBA

Jméno a příjmení konzultanta(ky) diplomové práce:

Datum zadání diplomové práce: **10.02.2020**

Platnost zadání diplomové práce: **19.09.2021**


prof. Ing. Peter Kneppo, DrSc., dr.h.c.
podpis vedoucí(ho) katedry


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

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Ekonomické hodnocení zdravotnických prostředků v oftalmologii“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

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

V Kladně dne 21. 5. 2020

.....

Bc. Hana Baleková

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala vedoucí mé diplomové práce Ing. Petře Hospodkové, MBA za odborné vedení, cenné připomínky, obrovské pracovní nasazení, podporu a rady při zpracování této diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat svému konzultantovi Mgr. Karlovi Liškovi za vstřícnost a odbornou pomoc při psaní diplomové práce, a také zaměstnancům kliniky Gemini za nesmírnou pomoc při sběru dat. Obrovské díky patří celé mé rodině za jejich podporu a trpělivost při studiu.

ABSTRAKT

Ekonomické hodnocení zdravotnických prostředků v oftalmologii

Diplomová práce se zabývá ekonomickým hodnocením diagnostických prostředků pro diagnostiku onemocnění katarakty, věkem podmíněné makulární degenerace a glaukomu. Dále byly porovnávány dvě terapeutické intervence těchto tří onemocnění z hlediska jejich nákladů a to jak z perspektivy poskytovatele zdravotní péče, tak z perspektivy plátce zdravotní péče. Cílem diplomové práce bylo vytvořit doporučení a argumentaci pro nákup oftalmologických přístrojů při zohlednění ekonomicko-medicínského přínosu pro oční kliniku Gemini ve Zlíně.

V teoretické části byla provedena analýza současného stavu problematiky v ČR a ve světě. V praktické části byla provedena situační analýza kliniky Gemini, analýza trhu s diagnostickými prostředky pro detekci těchto tří onemocnění a následné hodnocení vybraných diagnostických prostředků od distributorů OFTIS-OPTA a Castor. Dále bylo provedeno vyčíslení nákladů u čtrnácti vybraných diagnostických přístrojů. Ke zhodnocení efektivity přístrojů na základě technických a uživatelských parametrů byla zvolena metoda TOPSIS. Výsledkem nákladové efektivity byl ICER.

Pro diagnostiku katarakty byly nákladově efektivnější přístroje: bezkontaktní biometr IOL Master 700 (Carl Zeiss), keratometr Pentacam 70700 (Oculus) a kontaktní biometr OTI-Scan (Optos Hialeah). Pro diagnostiku VPMD vyšly nákladově efektivnější přístroje: OCT Spectralis (Heidelberg Engineering) a sítnicová kamera Daytona A10600 (Optos). Nákladově efektivními přístroji pro diagnostiku glaukomu jsou: aplanační tonometr Keeler (Keeler) se šterbinovou lampou a mikroperimetr MAIA (Centervue).

Klíčová slova

Katarakta, VPMD, glaukom, analýza nákladové efektivity, nákup oftalmologických přístrojů

ABSTRACT

Economic evaluation of medical devices in oftalmology

The diploma thesis deals with economic evaluation of diagnostic instruments for diagnostics of cataract illness, age-related macular degeneration and glaucoma. Further, there were compared two therapeutic interventions of these three diseases from the point of view of their costs and this means from perspective of a health care provider and also from perspective of health care payer. The aim of diploma thesis was to create recommendation and argumentation for purchase of ophtalmologic devices taking into account the economic – medical benefit for eye clinic Gemini in Zlín.

In the theoretical part was performed analysis of current state of problematics in Czech Republic and in the world. In the practical part was performed situation analysis of Gemini clinic, analysis of the market with diagnostic instruments for detection of these three diseases and subsequent evaluation of chosen diagnostic instruments from distributors OFTIS-OPTA and Castor. Further, there was performed quantification of costs at fourteen selected diagnostic instruments. For evaluation of instrumental efficiency based on technical and user parameters was chosen TOPSIS method. The result of cost-effectiveness analysis was ICER.

For cataract diagnostics were the most cost effective instruments: contactless biometer IOL Master 700 (Carl Zeiss), keratometer Pentacam 70700 (Oculus) and contact biometer OTI-Scan (Optos Hialeah). For AMD diagnostics were the most cost effective instruments: OCT Spectralis (Heidelberg Engineering) and retinal camera Daytona A10600 (Optos). Cost effective instruments for glaucoma diagnostics are: applanation tonometer Keeler (Keeler) with slit lamp and microperimeter MAIA (Centervue).

Keywords

Cataract, AMD, glaucoma, cost-effectiveness analysis, purchase of ophtalmologic devices

Obsah

Seznam zkratk	9
1 Úvod	10
2 Přehled současného stavu	11
2.1 Diagnostika katarakty	12
2.1.1 Nákladová efektivita diagnostiky katarakty	13
2.2 Moderní přístupy v léčbě katarakty.....	14
2.2.1 Nákladová efektivita operace katarakty z pohledu různých technik	15
2.3 Diagnostika VPMD	16
2.3.1 Nákladová efektivita diagnostiky VPMD z pohledu různých přístrojů ..	17
2.4 Moderní přístupy v léčbě věkem podmíněné makulární degenerace	20
2.5 Diagnostika glaukomu.....	22
2.5.1 Nákladová efektivita diagnostiky a léčby glaukomu.....	24
2.6 Moderní přístupy v léčbě glaukomu.....	28
3 Cíle práce	34
4 Metody	35
4.1 SWOT analýza kliniky Gemini	35
4.2 Multikriteriální rozhodování	36
4.2.1 Metoda určení vah jednotlivých kritérií	38
4.2.2 Metoda TOPSIS.....	40
4.3 Analýza nákladové efektivity.....	41
4.4 Výpočet nákladů na léčebné intervence z perspektivy ZZ.....	42
5 Výsledky	43
5.1 SWOT analýza	43
5.2 Analýza trhu s diagnostickými prostředky.....	45
5.3 Hodnocení zdravotnických přístrojů pro diagnostiku katarakty	51
5.3.1 Metoda hodnotového inženýrství – Saatyho matice.....	51
5.3.2 Metoda TOPSIS.....	53
5.3.3 Metoda hodnotového inženýrství – Saatyho matice.....	55
5.3.4 Metoda TOPSIS.....	57
5.3.5 Metoda hodnotového inženýrství – Saatyho matice.....	58

5.3.6	Metoda TOPSIS.....	60
5.4	Hodnocení zdravotnických přístrojů pro diagnostiku VPMD.....	62
5.4.1	Metoda hodnotového inženýrství – Saatyho matice.....	62
5.4.2	Metoda TOPSIS.....	64
5.4.3	Metoda hodnotového inženýrství – Saatyho matice.....	66
5.4.4	Metoda TOPSIS.....	67
5.5	Hodnocení zdravotnických přístrojů pro diagnostiku glaukomu	69
5.5.1	Metoda hodnotového inženýrství – Saatyho matice.....	69
5.5.2	Metoda TOPSIS.....	71
5.5.3	Metoda hodnotového inženýrství – Saatyho matice.....	72
5.5.4	Metoda TOPSIS.....	74
5.6	Kalkulace nákladů	76
5.6.1	Náklady na IOL Master 700 a IOL Master 500	76
5.6.2	Náklady na Pentacam 70700 a Pentacam starší generace	77
5.6.3	Náklady na DGH Scanmate A+B a OTI-Scan 2000	77
5.6.4	Náklady na OCT Spectralis a SOCT Revo NX130.....	78
5.6.5	Náklady na TRC-50DX a Daytona A10600.....	78
5.6.6	Náklady na aplanační tonometr Keeler a Tonoref III.....	79
5.6.7	Náklady na Humphrey Field Analyzer 750i a mikroperimetr MAIA	79
5.7	Analýza nákladové efektivity a výpočet ICER	80
5.8	Náklady na léčbu katarakty z perspektivy ZZ.....	83
5.8.1	Náklady na léčbu katarakty z perspektivy plátce ZP.....	85
5.9	Náklady na léčbu VPMD z perspektivy ZZ.....	86
5.9.1	Náklady na léčbu VPMD z perspektivy plátce ZP	87
5.10	Náklady na léčbu glaukomu z perspektivy ZZ.....	88
5.10.1	Náklady na léčbu glaukomu z perspektivy plátce ZP	90
6	Diskuse	91
7	Závěr	100
	Seznam použité literatury	101
	Seznam tabulek	106

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
anti-VEGF	Protilátka proti vaskulárnímu růstovému endoteliálnímu faktoru (<i>Anti-vascular endothelial growth factor</i>)
BTK	Bezpečnostně technická kontrola
CCC	Cirkulární kontinuální kapsulorexe (<i>Circular continuous capsulorhexis</i>)
CE	Prohlášení o shodě (<i>Conformité Européenne</i>)
CEA	Analýza nákladové efektivity (<i>Cost – effectiveness analysis</i>)
DALY	Ztracená léta života v důsledku nemoci (<i>Disability Adjusted Life Year</i>)
ECCE	Extrakapsulární extrakce katarakty (<i>Extra-capsular cataract extraction</i>)
FAG	Fluorescenční angiografie
FDA	Úřad pro kontrolu potravin a léčiv = vládní agentura Spojených států amerických, resortu zdraví a služeb (<i>Food and Drug Administration</i>)
GDx	Laserová skenovací polarimetrie
HRT	Heidelbertský retinální tomograf
ICER	Poměr inkrementálních nákladů a přínosů (<i>Incremental cost–effectiveness ratio</i>)
ICCE	Intrakapsulární extrakce katarakty (<i>Intra-capsular cataract extraction</i>)
IOL	Nitrooční čočka (<i>Intraocular lens</i>)
IOP	Nitrooční tlak (<i>Intraocular pressure</i>)
LCS	Femtosekundová laserem asistovaná operace katarakty (<i>Femtosecond laser – assisted cataract surgery</i>)
LOCS	Objektivní klasifikační systém opacity čočky (<i>Lens opacities classification system</i>)
MCDA	Vícekritériální rozhodování (<i>Multiple-Criteria Decision Analysis</i>)
NICE	Nevládní agentura, která poskytuje národní doporučení a poradenství v oblasti zlepšení zdravotní a sociální péče, podpora pro NHS a je ukotvena v legislativě (<i>The National Institute for Health Care Excellence</i>)
NLPZ	Nelékařská zdravotnická povolání
OCT	Optická koherenční tomografie (<i>Optical Coherence Tomography</i>)
PCS	Chirurgická operace katarakty fakoemulzifikací (<i>Phacoemulsification cataract surgery</i>)
QALY	Vyjadřuje rok života upraveného v závislosti na jeho kvalitě–1 QALY je rok života při perfektním zdravotním stavu (<i>Quality Adjusted Life Year</i>)
RNFL	Vrstva nervových vláken sítnice (<i>Retinal nerve fiber layer</i>)
SOCT	Spektrální optická koherenční tomografie (<i>Spectral-domain optical coherence tomography</i>)
SÚKL	Státní ústav pro kontrolu léčiv
SWOT	Situační analýza (<i>Strengths, Weaknesses, Opportunities, Threats</i>)
TOPSIS	Metoda vícekritériálního rozhodování (<i>The Technique for Order of Preference by Similarity to Ideal Solution</i>)
UZ	Ultrazvuk
VPMD	Věkem podmíněná makulární degenerace
WHO	Světová zdravotnická organizace (<i>World Health Organization</i>)
WTW	Horizontální průměr rohovky (<i>White to white</i>)
ZP	Zdravotnický prostředek
ZZ	Zdravotnické zařízení

1 Úvod

Dle WHO jsou nejčtenějšími globálními příčinami zhoršení zrakové ostrosti katarakta, věkem podmíněná makulární degenerace a glaukom [1]. Katarakta je zkalení čočky v oku, většinou vlivem stárnutí. Katarakta je z více než 51 % příčinou slepoty ve východní části Středomoří. Ačkoliv je chirurgické odstranění katarakty jednoduché, v mnoha zemích je přístup ke zdravotní péči oftalmologa omezený. Vzhledem k prodlužující se délce života se očekává vysoký nárůst pacientů s kataraktou [2].

Věkem podmíněná makulární degenerace je onemocnění, které způsobuje ztrátu centrálního zorného pole. Globálně je VPMD na třetím místě příčiny slepoty po kataraktě a glaukomu. Hlavním rizikovým faktorem je však stárnutí, dále genetické predispozice, nebo ultrafialové záření. Existuje však zatím pouze paliativní léčba, která je schopna zpomalit průběh nemoci [3].

Glaukom je oční onemocnění, které v konečném důsledku způsobuje optickou neuropatii, pro kterou jsou typické strukturální změny a funkční deficit. Je odhadováno, že důsledkem onemocnění glaukomu je 4,5 milionu lidí slepých, což představuje více než 12 % z celkové slepoty. Nejčastější příčinou je genetická a věková predispozice [4]. Právě tato výše uvedená fakta a osobní zájem o obor oftalmologie se stal motivací pro vytvoření této diplomové práce.

K identifikaci těchto onemocnění je důležitá včasná a správná diagnostika. V praxi je běžně využíváno k diagnostice katarakty nejprve důkladné biomikroskopické vyšetření. Následný diagnostický postup spočívá ve třech krocích pro zajištění vysoké kvality vidění po operaci. Nejprve je bezkontaktní metodou změřena axiální délka oka pro výpočet vhodné IOL, poté jsou změřeny parametry rohovky a kontaktně změřena axiální délka oka. Pro diagnostiku VPMD je v praxi využíváno nejprve důkladného vyšetření očního pozadí – možné i sítnicovou kamerou, poté je nutná fluorescenční angiografie a OCT pro zobrazení jednotlivých struktur sítnice. V diagnostice glaukomu je osvědčenou metodou změření IOP, dále identifikace velikosti zorného pole a v poslední řadě kontrola optického nervu.

Cílem této diplomové práce je vytvořit doporučení a argumentaci pro nákup oftalmologických přístrojů. Při rozhodování o nákupu vhodného diagnostického přístroje je třeba zvažovat parametry nejen technické, ale také informace o jejich ovládání, poruchovosti, kvalitě výsledků a samozřejmě zvažovat také nákladové aspekty [5]. Skupinou odborníků kliniky Gemini budou definována technická a uživatelská kritéria a metodou TOPSIS budou dále vyhodnoceny jejich jednotlivé efekty. Nákladovou analýzou bude dále vybrána nejvhodnější varianta přístrojů pro diagnostiku těchto onemocnění.

2 Přehled současného stavu

Mezinárodní klasifikace nemocí 11 (2018) klasifikuje zhoršení zraku do dvou skupin, a to dle vzdálenosti a zrakového postižení. Odhaduje se, že v globálním měřítku žije s určitou formou postižení zraku do dálky či do blízka přibližně 1,3 miliardy lidí, z toho 188,5 milionů lidí má mírné zhoršení vidění do dálky, 217 milionů lidí má střední až závažné zhoršení zraku, 36 milionů lidí je nevidomých a 826 milionů lidí žije s poruchou vidění do blízka. Předpokládá se, že s růstem populace a prodlužující se délkou života bude incidence očních vad a onemocnění narůstat. WHO dále klasifikuje zrakové postižení do dvou skupin dle tabulky 2.1 na slabozrakost a slepotu [1].

Tabulka 2.1 Klasifikace zrakového postižení dle WHO [1].

	Zraková ostrost lepšího oka s nejlepší možnou korekcí	Zorné pole
Slabozrakost	6/18–3/60	20°–10°
Slepota	< 3/60	< 10°

Globálními příčinami zhoršení zrakové ostrosti jsou:

- Katarakta (šedý zákal)
- Věkem podmíněná makulární degenerace
- Glaukom (zelený zákal)
- Diabetická retinopatie
- Opacity rohovky jako následek různých onemocnění
- Trachom

Existují určité rozdíly v rozvojových a hospodářsky vyspělých zemích. V hospodářsky vyspělých zemích jsou nejčastější příčinou slepoty právě tato onemocnění: diabetická retinopatie, glaukom, VPMD a katarakta. U dětí se příčiny zhoršení zrakové ostrosti v jednotlivých zemích značně liší. Například v rozvojových zemích je hlavní příčinou vrozená katarakta, zatímco ve vyspělých zemích je pravděpodobnější retinopatie předčasně narozených dětí [1].

Tato práce se zabývá diagnostickými a terapeutickými metodami katarakty, VPMD a glaukomu. Tato onemocnění byla zvolena vzhledem k četnosti jejich výskytu, závažnosti a specifčnosti. U diabetické retinopatie je primární terapií především kompenzace diabetu. Samotná diagnostika diabetické retinopatie je totožná s diagnostikou VPMD a léčba se potom odvíjí od rozsáhlosti patologií na sítnici. Trachom a záněty oka vedoucí ke zkalení rohovky jsou onemocnění, jež se postupně daří kontrolovat a jejich šíření omezovat, a to zajištěním distribuce léků, přičemž jejich každoroční podání je dostatečné.

2.1 Diagnostika katarakty

V České republice je diagnostika stanovena na základě důkladného oftalmologického vyšetření, kdy je nutné přihlédnout k celkovému zdravotnímu stavu pacienta a jiným onemocněním. Prvním krokem je tedy velmi podrobná anamnéza, která následně může ovlivnit průběh a výsledky operace. Dále je nutné určit zrakovou ostrost do dálky i do blízka, a to bez korekce i s nejlepší možnou korekcí. Je nutné vyšetření očních adnex a změření nitroočního tlaku tonometrem. Následným krokem je biomikroskopie oka na šterbinové lampě v mydriáze, přímá či nepřímá oftalmoskopie očního pozadí. Potom je třeba vypočítat optickou mohutnost IOL na základě keratometrie a biometrie oka za pomoci kalkulačních rovnic přístrojem IOL Master. Pokud je čočka zcela zakalená a nelze provést oftalmoskopické vyšetření, je nutné vyšetřit sklivcový prostor a sítnici pomocí B-scanu. Následně je možné provést další testy jako například vyšetření kontrastní citlivosti, rohovkovou topografii, endoteliální mikroskopii a v indikovaných případech lze použít OCT [11].

V Číně probíhá snaha o rozvoj pohodlné a nákladově efektivní diagnostiky v podobě počítačového systému, který je schopen pacientům včas odhalit stav katarakty a následně získat léčebné doporučení od lékařů. Touto metodou je možné diagnostikovat kataraktu pomocí analýzy sítnicového pozadí. V současnosti je fundus kamera velmi rozšířená a běžně používána jako primární vyšetření očního pozadí, tato metoda je neinvazivní a nákladově efektivní. Kataraktu může diagnostikovat optometrista či oftalmolog pomocí vyšetření na šterbinové lampě a je rozdělena objektivním klasifikačním systémem opacity čočky. Obrovskou motivací je vyvinout takovou analýzu sítnicového obrazu založenou na automatickém rozpoznání stupně katarakty, aby mohli pacienti obdržet včasné doporučení od oftalmologů. Nemocnice pak mohou namísto diagnostiky vytvořit kapacitu pro operaci katarakty. Cílem této diagnostiky je tedy snížit zatíženost oftalmologů. V tabulce 2.2 jsou shrnuty rozdíly v diagnostice v ČR a ve světě [17].

Tabulka 2.2 Shrnutí odlišností v diagnostice v ČR a ve světě [2] [3].

	Nositel diagnostiky	Přístroj	Metody
ČR	oftalmolog	štěrbínová lampa	vyšetření očních adnex
			nepřímá oftalmoskopie pomocí Volkovy či Hrubyho čočky – vyšetření očního pozadí v mydriáze
		oftalmoskop	přímá oftalmoskopie – vyšetření očního pozadí
		tonometr	měření nitroočního tlaku
		keratometrie	pomocné vyšetření při výpočtu IOL – poskytuje informace o přední ploše rohovky (rohovkovém astigmatismu)
		UZ biometrie oka	slouží k výpočtu optické mohutnosti IOL a diagnostice
			A-scan – měření axiální délky oka (jednorozměrný obraz)
B-scan – spíše k diagnostice amoce sítnice, nádory aj. (dvourozměrný obraz)			
Čína	oftalmolog či optometrista	fundus kamera	analýza sítnicového obrazu
		štěrbínová lampa	objektivní klasifikační systém stupně zakalení čočky

2.1.1 Nákladová efektivita diagnostiky katarakty

Dle Dimocka a kol. [18] jsou stále více populární objektivní měření pro určení typu a stádia šedého zákalu. Digitální fotografie čočky doprovázené počítačovou denzitometrickou analýzou jsou v současnosti považovány za nejlepší metodu zaznamenávání změn katarakty, ale velkou nevýhodou této technologie jsou její vysoké náklady. V této studii byly hodnoceny dva přístupy k fotografování čoček, a to subjektivní metoda založená na mikroskopii pod štěrbinovou lampou a následnou klasifikací fotografie člověkem a metoda objektivní s měřením průhlednosti či neprůhlednosti čočky založené na dokumentaci se štěrbinovou lampou podle Scheimpflugova principu kombinované s technikou retro-osvětlení. Výsledky ekonomického hodnocení ukazují, že snižování nákladů na jednoho pacienta při dlouhodobém používání způsobuje, že digitální metodologie je nákladově efektivnější navzdory vysokým počátečním nákladům. Další výhodou je přesnost digitálního hodnocení, které je nesrovnatelně větší než přesnost třídění fotografií.

Vysoké náklady na zavedení digitálního klasifikačního systému šedého zákalu jsou kompenzovány nízkými provozními náklady, vyhýbáním se nedegradovatelným

fotografiím, větší přesností a snadností ukládání/vyhledávání obrázků pro porovnání snímků.

2.2 Moderní přístupy v léčbě katarakty

V rozvojových zemích je dodnes využívána metoda extrakce intrakapsulární katarakty. Jedná se o odstranění zkalené čočky, včetně jejího neporušeného pouzdra. Následně je nutná korekce brýlemi [19].

Naopak metoda extrakce extrakapsulární katarakty je dnes běžně používána v hospodářsky vyspělých zemích. Tato operace začíná malým řezem na rohovce, který umožňuje ručně vytvořit otvor v přední kapsule čočky (kapsulorhexis). Následuje ultrazvukové rozbití a odstranění zkalené čočky metodou nazývanou fakoemulzifikace a na závěr vložení IOL do původního pouzdra čočky [20].

Protože metoda extrakce extrakapsulární katarakty s sebou nese spoustu pooperačních komplikací, byla vyvinuta metoda, která nejen zkrátí operační čas, ale také dokáže zmírnit tyto komplikace, případně je úplně odstranit. Metoda femtosekundovým laserem asistovaná operace katarakty poskytuje chirurgům novou vzrušující možnost potenciálně zlepšit výsledky a bezpečnost operace. Během dvou let byly na trh uvedeny čtyři unikátní laserové platformy:

- Catalys od firmy Optimedica,
- Lensx od firmy Alcon,
- Lensar od firmy Lensar,
- Victus od firmy Technolas [21].

Zavedení této nové technologie bylo doprovázeno řadou nových klinických, logistických a finančních výzev pro chirurgy. Současné systémy femtosekundové laserové technologie využívají neodým, což umožňuje zaostřit světlo na bod o velikosti 3 mm s přesností do 5 mm v přední části segmentu. Kritickým aspektem femtosekundového laseru je rychlost, při němž je světlo vypáleno. Velmi krátké fokusované pulsy (10–15 sekund) eliminují kolaterální poškození okolních tkání. Odlišnosti aktuálně používaných metod jsou uvedeny v tabulce 2.3 [21].

Tabulka 2.3 Odlišnosti aktuálně používaných metod v léčbě katarakty v rozvojových a vyspělých zemích [5] [6] [7].

	Název metody	Vzájemné odlišnosti
Rozvojové země	ICCE	Odstranění zakalené čočky i s jejím pouzdrém, následně není vložena IOL – korekce nutná afakickými brýlemi.
Hospodářsky vyspělé země	ECCE	Ultrazvukové rozbití a odsání zakaleného jádra čočky, pouzdro čočky zůstává a je do něj vložena IOL.
	Femtosekundovým laserem asistovaná operace katarakty	Laserem se nafragmentuje jádro čočky viz obrázek 1 (částečně nahrazuje úkon ultrazvukového rozbití jádra čočky – tento úkon je mnohem kratší), následně se odsaje jádro a vloží se IOL do původního pouzdra.

Několika klinickými studii bylo prokázáno, že kapsulotomie vytvořená pomocí femtosekundového laseru je výrazně přesnější co do velikosti a reprodukovatelnosti než při manuálně vytvořené kapsulotomii. CCC vytvořená pomocí femtosekundového laseru má stabilnější refrakční výsledek s menším nakloněním IOL a decentrací než manuální CCC. Schopnost femtosekundového laseru fragmentovat čočku vede k menší ztrátě endotelových buněk v důsledku kratší fakoemulzifikace. Průměrné náklady na laser činí 400 000 až 550 000 USD. Náklady na služby se po prvním roce pohybují od 40 000 do 50 000 USD za rok. Dodatečné náklady jsou spojeny se začleněním této technologie, což může zahrnovat nové prostory a další pracovní sílu [21].

2.2.1 Nákladová efektivita operace katarakty z pohledu různých technik

Dle Baltussena a kol. [22] bylo zjištěno, že ECCE a následná implantace IOL je nákladově efektivnější než ICCE a následná korekce afakickými brýlemi. Ve studii byly použity odhady efektivnosti na základě přehledu literatury s přihlédnutím k faktorům, jako jsou operativní selhání, komplikace a nedodržení pokynů ošetřujícími lékaři. Byl aplikován populační model pro sledování celoživotního dopadu na jedince po operaci katarakty. Odhady nákladů jsou založeny na primárních datech shromážděných regionálními odborníky ve čtrnácti epidemiologických regionech a na literární rešerši. Dále bylo zjištěno, že ECCE je také cenově výhodnější než ICCE ve všech uvažovaných oblastech. Poskytování operace ECCE u 95 % pacientů, kteří ji potřebují (95 % úroveň pokrytí), by zabralo více než 3,5 milionu let života (DALY) za rok po celém světě. Nákladová efektivita je přibližně 57 mezinárodních dolarů na DALY. ECCE je na vysoké úrovni pokrytí a je nákladově nejefektivnějším způsobem obnovy zraku ve všech zvažovaných regionech.

Dle Abella a kol. [23] bylo zjištěno, že femtosekundovým laserem asistovaná operace katarakty (LCS) je nová technologie, která má potenciál zlepšit klinické výsledky operace katarakty. Mezi hlavní přínosy LCS patří:

- zvýšená přesnost a reprodukovatelnost přední kapsulotomie a následná efektivnější poloha čočky,
- snížení ultrazvukového příkonu při fakoemulzifikaci vede ke snížení pooperační ztráty endotelových buněk, snižuje vedlejší poškození tkáně a zlepšuje stavbu rohovky po poranění,
- snížení postkeratoplastiky – korekce astigmatismu s použitím laserem vytvořených obloukovitých řezů.

Výsledkem těchto klinických přínosů je zvýšená bezpečnost a přesnost, což vede k příznivým refrakčním výsledkům a minimalizaci výskytu pooperačních komplikací. Nákladová efektivita LCS jako dodatečné intervenční náklady pro pacienty s kataraktou ve srovnání s PCS z hlediska klinického a bezpečnostního. V případech bez komplikací LCS byl čistý užitek 0,01 za předpokladu, že se zraková ostrost zvýšila o 5 %. Výsledná nákladová efektivita LCS byla zjištěna ve výši 102 691 USD/QALY. ICER byl pro LCS ve výši 92 861 USD/QALY z rozhodovací analýzy. K získání ICER bylo nutné provést analýzu citlivosti. Výsledky analýzy citlivosti zahrnují americkou ekonomiku, kde dodatečné náklady pro pacienta LCS mohou být 1 000 USD. Míra komplikací nebyla pozměněna z rozhodovací analýzy, předpokládá se 5% zvýšení výsledné zrakové ostrosti s nejlepší možnou korekcí a snížení nákladů na spotřební materiál na 100 USD za položku (celkem 300 USD). Náklady na LCS pro pacienta včetně platby za chirurga vedly k ICER 56 849 USD. Pokud by byl jediný prokázaný přínos u LCS právě eliminace dekompenzace rohovky snížením fakoemulzifikační energie, potom výsledný ICER činí 5 052 138 \$/QALY. Za nákladově efektivní byla považována LCS, když 100 % pacientů dosáhlo hodnoty zrakové ostrosti s nejlepší možnou korekcí 6/12. Náklady na pacienty byly redukovány na 300 USD a LCS eliminoval cystoidní makulární edém, dekompenzaci rohovky a zcela odstranil dislokaci čočky. Výsledky v ICER jsou 20 000 USD/QALY.

2.3 Diagnostika VPMD

V ČR je diagnostika zahájena vždy získáním kvalitní anamnézy a zjištěním subjektivních potíží pacienta. Následně je nutné vyšetřit monokulárně zrakovou ostrost pacienta do dálky na Snellových optotypech a poté i do blízka na Jaegerových optotypech. Každé oko zvlášť se rovněž vyšetří na Amslerově mřížce, což je jedno z nejjednodušších vyšetření a mělo by být prováděno běžně při pravidelných návštěvách oftalmologa. Mezi standardní vyšetřovací metody se dále řadí vyšetření předního segmentu oka a biomikroskopické vyšetření sítnice. Dalšími metodami jsou fluorescenční angiografie a indocyaninová angiografie, které podávají

informace o průtoku choroidálním a retinálním řečištěm, a ověřují tak neporušenost vnitřní i zevní hematookulární bariéry. Fluorescenční angiografie je rozhodující zobrazovací metoda pro diagnostiku vlhké formy VPMD. Optická koherenční tomografie zobrazuje sítnici v příčném řezu pomocí infračerveného záření, je neinvazivní a nekontaktní zobrazovací metodou [15].

Mezitím v Austrálii byl navrhnout pro diagnostiku VPMD automatický detekční systém VPMD s využitím diskrétní vlnkové transformace a strategie hodnocení funkcí. První čtyřřádkové statistické ukazatele (průměr, rozptyl, skewness – třetí standardizovaný moment, kurtosis – ostrost vrcholu křivky frekvenčního rozložení), energie, entropie a funkce založené na Giniho indexu jsou extrahovány z diskrétní vlnkové transformace koeficientů. Bylo použito pět strategií hodnocení funkcí k identifikaci optimální sady funkcí (T test, Kullbackova-Leiberova divergence, Chernoff Bound, Bhattacharyya Distance a Wilcoxon). Soubor klasifikovaných supervizorů, konkrétně algoritmy podpurných systémů, „rozhodovací strom“, klasifikace podle nejbližších sousedů, Naive Bayes a pravděpodobnostní neuronová síť byla použita k vyhodnocení nejvyšších výkonnostních měr za pomoci minimálního počtu znaků při klasifikaci normálních a suchých forem VPMD. Navrhovaný rámec dosáhl průměrné přesnosti 93,70 %, citlivosti 91,11 % a specifčnosti 96,30 % s použitím hodnotící metody Kullbackova-Lieberovy divergence a využitím klasifikátoru algoritmů podpurných systémů. Byl vytvořen také rizikový index VPMD s využitím vybraných funkcí pro klasifikaci normálních a suchých forem VPMD pomocí jednoho čísla. Navrhovaný systém může být použit pro asistenci klinikám a také pro hromadné screeningové programy VPMD [24].

2.3.1 Nákladová efektivita diagnostiky VPMD z pohledu různých přístrojů

Nyní bude porovnána diagnostika přístrojem OCT s fluorescenční angiografií z perspektivy klinického účinku a nákladové efektivy. Fluorescenční angiografie má široké využití jako zobrazovací metoda, má však podstatné nevýhody oproti OCT. Vzhledem k tomu, že se jedná o invazivní metodu, vyžaduje písemný souhlas pacienta. Vážné nežádoucí účinky jsou extrémně vzácné, ale je známo, že se vyskytují. Perrott-Reynolds a kol. [25] uvádí riziko úmrtí po fluorescenční angiografii 1:222 000. Pacienti musí mít zavedenou kanylu, což může být obtížné u jedinců se špatným žilním přístupem. FAG je časově náročná a trvá přibližně 15 až 20 minut. Kvalita snímků se odvíjí od zkušeností a dovedností vyšetřujícího. FAG může vést k potenciálnímu zpoždění zahájení léčby pacientů.

Autor Perrott-Reynolds a kol. [25] dále uvádí, že OCT je široce využívaná zobrazovací metoda pro řadu očních onemocnění postihujících cévnatku a sítnici. Na rozdíl od fluorescenční angiografie, která je dynamická a detekuje přítomnost

novotvořených cév, poskytuje OCT dvou až třírozměrné strukturální informace o chorioretinálních vrstvách a přítomnosti prosakující tekutiny v sítnici. Využívá se také k indikaci přítomnosti neovaskularizací a je běžně používán v klinické praxi. OCT je neinvazivní rychlá metoda, a proto je dostačující pro diagnostiku VPMD a její včasné zahájení léčby. Nedávná analýza však dospěla k závěru, že zobrazování pomocí OCT nemůže nahradit fluorescenční angiografii, pouze ji v diagnostice doplnit. Přesto však mnoho oftalmologů fluorescenční angiografii v jejich běžné klinické praxi nepoužívá.

V tabulce 2.4 jsou uvedeny výsledky analýzy základních případů u mužů pro devět srovnatelných strategií. Modelové strategie jsou řazeny vzestupně dle průměrné ceny. Diagnostika prováděná sestrou nebo technikem pomocí fluorescenční angiografie (např. sestra nebo technik provádějící vyšetření a interpretující výsledky testu OCT; pokud je VPMD negativní – pacient se propouští, pokud je pozitivní nebo nejasný – pacient je odkázán k oftalmologovi). Tato strategie je s nejnižšími průměrnými celkovými náklady. Další strategie (tj. strategie s vyššími očekávanými náklady a nižším očekávaným QALY) je diagnóza založená pouze na fluorescenční angiografii následovaná monitoringem vedeným oftalmologem. Tato strategie očekává vyšší celkové náklady a vyšší celkové očekávané QALY. Přírůstkové náklady na ICER pro přijetí této strategie jsou často nad hranicí akceptovatelné nákladové efektivity (tj. 30 000 liber). Všechny ostatní strategie převládají nad strategiemi, které jsou založeny na diagnóze pomocí FAG, po níž následuje monitoring vedený sestrou či oftalmologem [26].

Diagnóza založená pouze na vyšetření OCT je na třetím místě v kombinaci s monitoringem vedeným sestrou. Z hlediska nákladů je pořadí strategií ovlivněno hlavně monitorovací cestou, s nejnižšími průměrnými celkovými náklady pocházejícími z monitoringu vedeného sestrou (první až třetí místo), poté monitoring vedený oftalmologem (čtvrté až šesté místo) a monitorování založené pouze na OCT (sedmé až deváté místo). Je třeba poznamenat, že tyto tři strategie založené pouze na monitorování pomocí OCT jsou s vyššími průměrnými náklady. Tento fakt je způsobený náklady na léčbu, které představují 76 % celkových průměrných nákladů v rámci těchto strategií, což je nejvyšší podíl pro všechny porovnávané strategie (např. průměrné 65 % a minimální 55 %) [26].

Tabulka 2.4 Výsledky základních případů nákladové efektivity – muži [13].

Strategie	Náklady (£)	Přírůstkové náklady (£)	QALY	Přírůstkové QALY	ICER (£)
(3) FA + sestra	39,769	–	10.473	0.000	0
(9) Oftalmolog + sestra	39,790	21	10.472	-0.001	-33,237
(6) OCT + sestra	41,607	1838	10.465	-0.008	-224,403
(2) FA + oftalmolog	44,649	4880	10.575	0.102	47,768
(8) oftalmolog + oftal.	44,669	20	10.574	-0.001	-31,094
(5) OCT + oftalmolog	47,131	2482	10.567	-0.008	-293,938
(1) FA + OCT	62,759	18,110	10.449	-0.126	-144,229
(7) oftalmolog + OCT	62,778	18,129	10.449	-0.126	-143,662
(4) OCT + OCT	67,421	22,772	10.442	-0.133	-170,859

Hodnoty ICER jsou vypočteny na základě nejlevnější strategie, která není dominantní.

Výsledky nákladové efektivity u žen jsou téměř totožné, a proto zde nejsou zvlášť uvedeny.

V každé z těchto skupin dominuje strategie diagnostiky pomocí FAG oproti OCT, stejně jako strategie postupné diagnostiky oftalmologem. Je třeba podotknout, že diagnostika oftalmologem a diagnostika fluorescenční angiografií mají velmi podobné očekávané náklady a QALY v rámci každého klastru a zdá se, že se datové značky překrývají, což je dáno podobnými předpokládanými hodnotami pro diagnostickou citlivost a specifitu těchto dvou diagnostických možností [26].

Diagnostika pouze použitím fluorescenční angiografie a následným monitoringem sestrou nebo technikem má větší pravděpodobnost, že bude nákladově efektivní do výše 40 000 liber ochotných zaplatit za extra QALY. Při vyšších prahových hodnotách (např. 50 000 liber) má diagnostika fluorescenční angiografií, po které následuje monitorování oftalmologem, vyšší pravděpodobnost, že bude nákladově efektivní. Diagnóza s fluorescenční angiografií a následným monitoringem sestrou či oftalmologem má celkově více než 70% šanci na to, že bude nákladově efektivní při ochotě zaplatit za extra QALY v hodnotě mezi 10 000 až 50 000 liber [26].

2.4 Moderní přístupy v léčbě věkem podmíněné makulární degenerace

Nyní bude uveden přehled terapeutických metod, které se momentálně využívají napříč celým světem, s určitými rozdíly v legislativě mezi ČR a USA. Cílem léčby VPMD je obecně zpomalit, nebo zcela zastavit progresi onemocnění. Toto onemocnění není vyléčitelné, ale je léčitelné se snahou předejít praktické slepotě. Léčba suché formy VPMD doposud není známa, ale uvádí se, že vysoké dávky antioxidantních vitamínů v kombinaci s luteinem, zeaxantinem, minerály a omega-3 nenasycenými mastnými kyselinami dokážou progresi VPMD zastavit či zpomalit. Cílem léčby vlhké formy VPMD je zničení či odstranění choroidální neovaskularizace, snahou je alespoň zpomalit její vývoj a léčba je omezena lokalizací a rozsahem choroidální neovaskularizace. V současnosti se k léčbě užívají anti-VEGF a fotodynamická terapie, méně používanou metodou je přímá fotokoagulace extrafoveálně umístěné léze termálním laserem. Velký význam v léčbě vlhké formy VPMD s choroidálními neovaskularizacemi mají intravitreálně aplikované anti-VEGF, které působí právě proti růstovým faktorům, a blokují tedy novotvorbu cév, působí proti edému a prosakování tekutiny sítnicí. Tato farmakologická terapie je účinná při léčbě všech podtypů choroidální neovaskularizace a jsou jen dva přípravky, které jsou v ČR registrované k intravitreální aplikaci a těmi jsou: Pegaptanib (Macugen) a Ranibizumab (Lucentis) [15].

Pegaptanib (Macugen) se aplikuje v dávce 0,3 mg jednou za šest týdnů, měl by tedy být aplikován devětkrát ročně. Dle studie VISION se efekt léčby dostavuje po šesti týdnech a působí při pravidelném podávání až dva roky. Terapie Ranibizumabem (Lucentis) je zahájena třemi po sobě aplikovanými dávkami 0,5 mg v měsíčním intervalu. Dalším přípravkem v této skupině je Bevacizumab (Avastin). U tohoto přípravku se předpokládá, že by mohl mít podobné léčebné účinky jako Ranibizumab. Bevacizumab (Avastin) byl primárně vyvinutý a schválený pro léčbu metastazujícího kolorektálního karcinomu a metastazujícího nemalobuněčného karcinomu plic. Tento přípravek je v ČR používán k tzv. off-label léčbě, protože doposud nebyla provedena randomizovaná dvojité zaslepená studie, která by určila indikační kritéria pro léčbu bevacizumabem a následně prokázala jeho bezpečnost. Byla provedena velká retrospektivní studie na 266 očí, jejíž výsledky ukázaly během 2 měsíců zlepšení zrakové ostrosti u 31,1 % se statisticky významným snížením průměrné střední makulární tloušťky. Existuje zde ještě jeden lék – Aflibercept (Eylea), který byl schválen FDA v roce 2011 pro intravitreální aplikaci k léčbě vlhké formy VPMD v USA [15].

Dnes se již v omezené míře používá fotodynamická terapie s verteporfinem. Používá se především u pacientů, kteří nereagují na léčbu anti-VEGF anebo jsou na ni přecitlivělí. Tato metoda je zcela bezpečná, stabilizuje vidění, dokáže zmenšit

centrální skotom a selektivně postihuje novotvořené cévy. Uvádí se, že se za rok v 60 až 70 % stabilizuje zraková ostrost a ke zlepšení dojde v 15–20 % případů [15].

Historicky první účinná léčba vlhké formy VPMD je laserová fotokoagulace. Tuto metodu lze použít pouze v případech, kdy choroidální neovaskularizace je přítomná mimo oblasti centra nejostřejšího vidění. Pomocí argonového, kryptonového či diodového laseru dochází k tepelné destrukci ošetřované tkáně. Fotokoagulace funguje na principu přeměny elektromagnetického vlnění na teplo, které se absorbuje na úrovni retinálního pigmentového epitelu a cévnatky. Výsledkem fotokoagulace je neselektivní koagulační nekróza ložiska choroidální neovaskularizace a také přilehlé sítnice. Je nutné dávat pozor na zrakový nerv a jeho okolní svazky nervových vláken. Do jednoho roku se u poloviny případů objevují recidivy [15].

Americká studie uvádí, že přímé náklady spojené s celosvětovou léčbou VPMD se odhadují na 255 miliard USD. Přestože anti-VEGF zůstává hlavní globální léčbou, je s jejím použitím spojeno mnoho problémů. Mezi nežádoucí účinky injekcí patří subkonjunktivní krvácení, krvácení do sklivce, odchlípení sítnice, nitrooční zánět, cévní okluze sítnice, zvýšení nitroočního tlaku, katarakta či endoftalmitida. Ve snaze o snížení nežádoucích účinků léčby byly v Americe zkoumány různé léčebné strategie. Byly objeveny nové anti-VEGF (Brolucizumab, Combercept), které jsou prozatím klinicky testovány a byly u nich prokázány lepší vizuální a anatomické výsledky než u Ranibizumabu. Nové naděje jsou vkládány taktéž do genové terapie a jsou objevovány nové techniky v ozařování [27].

V současné době se uvádí tři skupiny, které provedly transplantaci retinálního pigmentového epitelu získaného z pluripotentních kmenových buněk pro léčbu VPMD. Ocata Therapeutics v Kalifornii byla první, která transplantovala buňky retinálního pigmentového epitelu odebrané z lidských embryonálních kmenových buněk pacientům s pokročilou suchou formou VPMD a pacientům se Stargardtovou chorobou. Buňky byly injikovány jako suspenze do subretinálního prostoru a výsledky pro devět pacientů s VPMD byly publikovány bez známek nepřijetí transplantátu organismem nebo vzniku nádoru. Toto jsou velmi povzbudivé první výsledky pro buněčnou terapii VPMD, protože naznačují, že lidské embryonální kmenové buňky mohou být bezpečným buněčným zdrojem pro transplantaci. Výzkumníci v Riken Centre v Japonsku v roce 2014 prohlásili, že transplantovali retinální pigmentový epitel derivovaný z kmenových buněk pacientovi s VPMD. Zdrojem kmenových buněk pro tuto studii byly indukované pluripotentní kmenové buňky odebrané z vlastní kůže pacienta. Retinální pigmentový epitel byl transplantován jako pás, ne jako suspenze. Jedná se o první zkoušku indukovaných pluripotentních kmenových buněk na celém světě a výsledky jsou dychtivě očekávány. Třetí skupina, London Project to Cure Blindness ve spolupráci se společností Pfizer Neusentis oznámila, že provedli první transplantaci pacientovi s diagnostikovanou vlhkou formou VPMD a zdrojem byly

taktéž lidské embryonální kmenové buňky. Buňky byly transplantovány jako monovsrtvy, „náplast“ na potažené polymerní fólii jako náhrada za Bruchovu membránu. Tato „náplast“ je uložena pod sítnicí, která pokrývá téměř celou makulární oblast. Spousta dalších skupin po celém světě provádí nebo plánuje pokusy v léčbě VPMD pomocí různých dalších technik a typů buněk, včetně těch, které jsou odebrány z pupeční šňůry, fetálního mozku a kostní dřeně [28].

Pro dokumentaci úspěšnosti v buněčné terapii jsou důležité tři oblasti – bezpečnost, přežití buněk a zraková ostrost. Nejdůležitějším prvkem je prokázání bezpečnosti. V buněčné terapii je hlavní bezpečnostní problém vznik nádorů v transplantovaných buňkách, avšak v preklinických studiích u zvířat k takovým transformacím nedošlo. Další potenciální toxické účinky zahrnují silnou imunitní reakci na buňky, což by mohlo způsobit snížení zrakové ostrosti nebo bolest. Dalším rizikem jsou možné operativní komplikace. Jednou z důležitých otázek je, zda buňky po transplantaci přežijí. Pokud by se podařilo vyhnout imunitní reakci, stále zde existuje riziko, že by buňky byly zničeny jinými mechanismy, například makrofágy v sítnici. Konečná míra úspěšnosti transplantace spočívá ve formě zlepšení zrakové ostrosti a funkce sítnice. Tyto testy zahrnují elektoretinogram, který snímá elektrické potenciály ze sítnice, dále perimetr pro testování rozsahu zorného pole a především zrakovou ostrost. Cíl léčby spočívá v návratu pacienta ke čtení a zapojení do normálního vizuálního světa [28].

2.5 Diagnostika glaukomu

Posledním onemocněním, kterým se budu zabývat, je glaukom. U glaukomu je nejvíce podstatná diagnostika, od níž se potom odvíjí způsob léčby. V diagnostice je nejdůležitějším krokem opět kvalitní anamnéza, především výskyt v rodině a subjektivní potíže pacienta – bolest bulbu a jeho okolí (typicky je u glaukomu palpačně přes víčka tvrdý bulbus především z důvodu abnormálně zvýšeného IOP), vnímání kruhů kolem světelných zdrojů. Další postup v diagnostice v ČR spočívá ve vyšetření vízu pacienta na dálku i do blízka, vyšetření na šterbinové lampě a biomikroskopické vyšetření fundu. Následně je potřeba změřit hodnotu nitroočního tlaku tonometrem – ideálně Goldmanovým aplanačním tonometrem, který funguje na principu oploštění plochy rohovky obarvené fluoresceinem a znečitlivělé anestetikem, což je metoda invazivní, nebo lze nitrooční tlak monitorovat bezkontaktním tonometrem [16].

Dnes se používá převážně bezkontaktní tonometrie a často bývá doplněná o pachymetr, který měří centrální tloušťku rohovky, která může ovlivnit naměřené hodnoty nitroočního tlaku. Provádí se gonioskopie k vyšetření komorového úhlu a statická automatická perimetrie k vyšetření zorného pole. Počítačový perimetr je založen na principu promítání standardní světelné značky s různými prahovými a podprahovými intenzitami. Počítač porovnává naměřené hodnoty

senzitivity (aktuálního prahu citlivosti) k hodnotám normativním. Samotný terč zrakového nervu vyšetříme podrobně oftalmoskopicky anebo speciálními přístroji – analyzátory terče zrakového nervu. Mezi tyto speciální přístroje patří GDx, OCT a HRT. GDx měří tloušťku vrstvy sítnicových nervových vláken s využitím polarizačních vlastností vrstvy nervových vláken. OCT pomocí infračerveného paprsku zobrazuje jednotlivé struktury sítnice, které lze pomocí vyhodnocovacích programů porovnat s normativní databází a s předchozím vyšetřením. Při stanovení diagnózy glaukomu je důležitý celkový pohled na pacienta z hlediska jeho věku a očekávané délky života, očního nálezu, pokročilosti glaukomových změn přítomných na terči zrakového nervu, zorného pole a přítomnosti rizikových faktorů [16].

Klíčovou metodou k detekci glaukomu je hodnocení poškození nervové vrstvy optického nervu a vrstvy sítnicových nervových vláken. Stereoskopické vyšetření fundu odborným lékařem se považuje za standardní praxi. Automatizované zobrazovací systémy, zejména OCT, jsou nyní široce používány pro diagnózu glaukomu zejména v Asii. Vyšetření OCT však zahrnuje vysoké náklady, které nemusí být pro některé poskytovatele zdravotní péče dostupné. OCT se používá především ke zjištění tloušťky sítnice v oblastech, která je v případě glaukomu abnormální, a to buď v blízkosti optického disku, nebo v makule. Metaanalýza vyhodnocující diagnostickou přesnost OCT pro glaukom zjistila, že parametry pro nervová vlákna v oblasti papily byly pravděpodobně přesnější, než makulární měření. Vzhledem k vysokému podílu gangliových buněk sítnice a axonů soustředěných v makule je makulárním parametrům věnována pozornost, především jako potenciálním biomarkerům v detekci glaukomu a moderní technologie vedla ke zlepšení segmentace sítnice a potenciálně přesnější hodnotě pro diagnostiku glaukomu. Non-mydriatické stereoskopické kamery jsou zvláště užitečné pro vyhodnocení optického disku a pomáhají detekovat progresi onemocnění. Pomocí zpracování obrazu lze analyzovat relevantní funkce, jako je optický disk a krevní cévy, které nám poskytnou důležité informace. Pokročilé technologie mobilních telefonů umožňují vzdálené poskytování zdravotní péče a jsou navrženy jako užitečné nástroje pro detekci glaukomu. Nová zařízení smartphonů mají vysoce výkonné výpočetní funkce, fotoaparáty, zpracování obrazu a komunikační schopnosti a jsou vyvinuty jako levný nástroj pro fotografování sítnice. Jedním z příkladů úspěšné kombinace technologie zobrazování pozadí a technologie smartphonu je přenosné oční vyšetření Kit (PEEK) Retina (Peek Vision, Londýn, Velká Británie), adaptér pro smartphony vyvinutý společností Bastawrous et al. Tento přenosný zobrazovací systém sítnice mobilního telefonu je levný a snadno použitelný pro minimálně vyškolené uživatele. Sít PEEK je schopna zachytit obrazy optických disků a sítnice ve vynikající kvalitě a nedávno byla validována pro zobrazování zrakového nervu v populačních studiích v rozvojových zemích. Bylo vyvinuto několik dalších adaptérů, které převádějí moderní smartphony na fotoaparáty typu fundus a anterior, čímž se snižují jejich náklady a zvyšuje se možnost přijetí. Recenze Panwar

et al. podrobně popsala několik modelů novějších oftalmologických fotografických zařízení od malých stolních modelů po smartphony. Patří mezi ně systém D-Eye z Itálie (D-Eye S.r.l, Padova, Itálie) a Ocular CellScope (Cellscope Inc, San Francisco, CA) ze Spojených států [29].

Ačkoliv bylo vyvinuto několik diagnostických přístrojů pro detekci a monitorování glaukomu, žádný z nich nemá potřebnou citlivost k jeho identifikaci v preklinickém stadiu nebo k detekci malých změn na zdravé sítnici během krátkého období. Předtím než se objeví neuroretinální poškození, dochází k nenávratným vizuálním změnám. Nejrozšířenější test in vivo pro apoptotické buňky představuje použití fluorescenčního anexinu A5. Radioznačení tohoto markeru umožňuje in vivo a neinvazivně vyhodnotit onemocnění, v nichž je apoptotický proces klíčový. V Berlíně byla vyvinuta nová technologie pro zobrazení jednotlivých gangliových buněk sítnice podstupujících apoptózu v oku. Tato technologie tzv. detekce apoptotických buněk sítnice využívá fluorescenčního značení anexinu A5 k navázání apoptozujících sítnicových neuronů a konfokální skenovací laserové oftalmoskopie pro detekci označených odumírajících buněk. Na základě experimentálních modelů bylo navrženo, aby tzv. detekce apoptotických buněk sítnice nabídla přímé a kvantitativní vyhodnocení stavu sítnice pacientů. Tato technologie má potenciál předcházet diagnostice glaukomu před nenávratným poškozením zraku, aby poskytla přesné numerické vyhodnocení poukazující i na malé změny sítnice a umožnila rychlé posouzení účinnosti současných i nových terapeutických strategií [30].

2.5.1 Nákladová efektivita diagnostiky a léčby glaukomu

Dle autora Tuulotena [31] se odhaduje, že přímé náklady na glaukom ve vyspělých zemích byly v letech 2003–2004 nejméně 7 milionů USD na milion obyvatel, a to na základě zpráv z Austrálie, Finska a USA. V Austrálii a Anglii jsou nepřímé náklady mnohem vyšší než náklady přímé. Před rozvojem zrakového postižení v USA nebylo zjištěno, že diagnóza glaukomu je spojena s významnými komorbiditami a náklady. S přihlédnutím na populaci v Evropě (> 800 milionů obyvatel) a USA (> 300 milionů obyvatel) jsou roční investice do péče o glaukom významné a spojené s prodlužující se délkou života populace. V oblasti Londýna byly studovány náklady na pacienty a zjistilo se, že cestovní náklady představují 20 % všech nákladů na pacienty. V USA pacienti s glaukomem uvedli, že v průběhu minulého roku nenavštívili oftalmologa z důvodu nedostatku financí a nedostatečného pojištění.

Požadavky na zdroje a náklady na screeningový program zahrnují personál, vybavení, prostory, cestování a (v případě zrakového postižení) sociální služby (veškeré náklady uvedeny v tabulkách 2.5 a 2.6). Náklady tedy zahrnují přímé náklady na zdravotní péči a nepřímé náklady, které nejsou spojeny se zdravotní péčí. Náklady na vyhodnocení očního pozadí byly vypočteny dvěma způsoby: 1. pro jeden širokoúhlý

černobílý snímek na oko a 2. pro HRT. Náklady na vyšetření perimetrem byly vypočteny za použití programu Humphrey SITA-Fast (Carl Zeiss Meditec, Dublin, CA, USA) a FDT (Frequency Doubling Technology). Cena za screening perimetrem Humphrey byla 37 EUR a perimetrem FDT 29 EUR (viz tabulka 2.6). Vzhledem k tomu, že se screeningový program zaměřuje především na starší věkové skupiny pacientů, náklady na sníženou produktivitu zde nebyly zahrnuty. Všechny náklady jsou v eurech na úrovni cen roku 2003. V analýze základního případu byly náklady na zdravotní užitek diskontovány na 5 % (Ministerstvo sociálních věcí a zdravotnictví 2004) a na 3,5 % dle doporučení NICE (NICE 2014) [32].

Mokhtari-Payam et al. [33] provedli analýzu nákladové efektivity HRT II a GDx pro diagnostiku glaukomu v Íránu. Studie porovnávala náklady jedné nemocnice používající HRT a druhé nemocnice používající GDx. Autoři dospěli k závěru, že „HRT II poskytuje diagnostickou přesnost za nižší cenu než GDx“.

Thomas a kol. [34] porovnali náklady a čas lékaře na screening teleglaukomu ve venkovské Kanadě ve srovnání s osobními návštěvami. Zjistili, že screening teleglaukomu snižuje náklady, zlepšuje přístup k oční péči a zvyšuje efektivitu zdravotnických služeb, zejména ve venkovských oblastech. Screening teleglaukomu by tak mohl snížit náklady a účinně zlepšit kvalitu života.

Azuara-Blanco et al. [35] se zaměřili na téma automatické zobrazovací technologie pro diagnostiku glaukomu pro Národní ústav pro výzkum zdraví ve Velké Británii. Jejich zpráva porovnávala diagnostický výkon a nákladovou efektivitu zobrazovacích technologií jako tříděný složený test pro identifikaci lidí s glaukomem. Tříděné testy zahrnovaly: první, zobrazování pomocí HRT, pomocí skóre pravděpodobnosti glaukomu (HRT-GPS) a Moorfieldsovy regresní analýzy (HRT-MRA), druhý, laserová skenovací polarimetrie GDx a třetí, OCT. Komparátorem byl test třídění s klinickým vyšetřením prováděným specialistou na glaukom, testování zorného pole a měření IOP. Zaznamenali dvě zjištění:

1. Automatizované zobrazování může být účinné jako pomůcka pro diagnostiku glaukomu mezi jednotlivci, kteří byli odkázáni na oční kliniky nemocnic.
2. Zdá se, že model péče využívající tříděný složený test je nákladově efektivní.

Tabulka 2.5 Údaje o vstupních nákladech použité v modelu [19].

Proměnná	Popis	Cena (€)	Rozsah pro analýzu citlivosti (€) a parametry rozložení gamma (α , β) v pravděpodobnostní analýze citlivosti	Zdroj
Náklady na následná opatření	Průměrné náklady na pozorování včetně všech vyšetření	256/rok	120–400 (11,65; 22)	Finský registr zdravotní péče (2003)
Náklady na léčbu glaukomu	Průměrné náklady na léčbu glaukomu. U pacientů léčených laserem nebo u operovaných pacientů se předpokládalo, že náklady na léky jsou 50 % průměrných nákladů za prvních 5 let, 70 % po dobu dalších 5 let a poté 100 %.	302/rok	200–400 (12, 25)	Finská instituce sociálního pojištění (2003)
Náklady na operaci glaukomu	Vážený průměr nákladů na laserovou terapii (jednotkové náklady 146 EUR) a operace glaukomu (jednotkové náklady 1 333 EUR)	614	300–1 000 (20, 30)	Finský registr zdravotní péče (2003)
Náklady na diagnostiku	Viz tabulka 2.6	37	15–100 (6; 6,2)	
Náklady na zrakové postižení	Přímé náklady na diabetické pacienty se zrakovým postižením (předpokládá se, že jsou podobné u zrakového postižení vyvolaného glaukomem).	11 867/rok	6 000–18 000 (10; 1 186,7)	Pajumpää (1999)

Tabulka 2.6 Požadavky na zdroje a náklady na provádění 269 300 primárních screeningů ročně a 27 000 sekundárních screeningů ve 14 diagnostických centrech po celé zemi [20].

Zdroj	Jednotky	Jednotkové náklady (€/rok)
Zdravotnický personál		
Zdravotní sestry (Humphrey + digitální kamera)	167	31 600
Zdravotní sestry (FDT + digitální kamera nebo HRT)	104	
Sekretářky	32	28 600
Oftalmologové	5	82 000
Zařízení		
Humphrey perimetr	77	5 198
FDT perimetr	14	3 100
Digitální kamery	31	6 930
HRT	31	8 201
Digitální zobrazovací a informační systémy	31	11 550
Autorefraktometry	14	2 300
Štěrbínové lampy	14	3 580
Ostatní náklady		
Celkové výdaje	269 300	2
Pronájem 14 diagnostických center (Humphrey + digitální kamera nebo HRT)	14	16 926
Pronájem 14 diagnostických center (FDT + digitální kamera nebo HRT)		9 085
Cestovné	269 300	5,9
Náklady na diagnostiku Humphrey + digitální kamera nebo HRT)	1	37
Náklady na diagnostiku FDT + digitální kamera nebo HRT)	1	29

Přírůstkové náklady na 1 rok vyvarování se zrakové neschopnosti screeningem ve srovnání s oportunistickým zjištěním byly 32 602 € (ICER ze screeningu). Náklady na jeden rok života s úpravou kvality (QALY) získané screeningem ve srovnání s případem oportunistického nálezu byly 9 024 € s diskontní sazbou 5 % a 7 582 € s diskontní sazbou 3,5 %. Náklady se pohybovaly od 52 517 € za QALY získané v nejmladší kohortě až po silnou dominanci ve třech nejstarších kohortách: v těchto třech nejstarších kohortách byla screeningová strategie méně nákladná a efektivnější než oportunistický případ. V časovém horizontu modelu by v cílové populaci 1 milionu kumulativních přírůstkových nákladů na screening (tj. náklady převyšující oportunistický případový nález) činily 30 milionů € (24,5 milionu €), což by vytvořilo 3 360 (6 320) přírůstkových QALY a 930 (3 480) let bez zrakové invalidity 701 osob (nediskontované hodnoty v závorkách) [32].

Jednocestná citlivostní analýza ukázala, že výsledky byly citlivé na odhady specifčnosti screeningových testů, nákladů na screening, diskontní sazby, následných nákladů, prevalence podezření na glaukom a prevalence glaukomu. Specifčnosti mohou být jen o něco nižší, než se předpokládalo v základním případě u mladších věkových skupin před tím, než se screening stane nákladnějším a méně účinným. V tomto ohledu je mnohem větší tolerance ve starších věkových skupinách. Měnicí se míra účasti od základní úrovně 80 % do 60 % a 100 % produkovala hodnoty ICER ve výši 7 581 € a 10 261 €. Výsledky byly dost robustní pro variabilitu ve všech ostatních proměnných [32].

Pravděpodobnostní citlivostní analýza základního případu ukázala, že ve 24 % simulovaných případů byl screening silně dominantní (tj. méně nákladný a účinnější); screening byl nákladnější a účinnější v 47 % simulovaných případů. V nejstarší věkové skupině (75–79 let) byl screening v 80 % simulovaných případů méně nákladný a účinnější, a to se týkalo pouze 5 % simulovaných případů v nejmladší věkové skupině (50 až 54 let). Křivky přijatelnosti nákladů jasně ukazují velké rozdíly mezi věkovými skupinami v pravděpodobnosti screeningu, které jsou považovány za nákladově efektivní. Při jakékoli úrovni společenské ochoty platit za QALY je pravděpodobnost screeningu přijatelně vyšší u starších věkových skupin [32].

2.6 Moderní přístupy v léčbě glaukomu

Doposud existují tři nejčastější způsoby léčby glaukomu – medikamentózní, laserová a chirurgická. Na trhu jsou dostupné ideální přípravky, které dokážou především účinně snižovat nitrooční tlak, zlepšit průtok krve sítnicí a mají neuroprotektivní charakter. Z farmakologického hlediska můžeme léčiva rozdělit do tří skupin: látky snižující tvorbu nitrooční tekutiny, látky ovlivňující odtok nitrooční

tekutiny a látky osmoticky působící (hyperosmotika). Tato lokální medikace je aplikovaná v podobě kapek na rohovku či do spojivkového vaku [16].

Z laserových zákroků jsou používány tyto metody: laserová trabekuloplastika, selektivní laserová trabekuloplastika, laserová iridotomie a cyklofotokoagulace, která je využívána nejen pro terapeutické účely, ale i diagnostické. Některé z výhod laserové léčby spočívají v její dobré snášenlivosti, minimální traumatizaci, a především není překážkou pro následné chirurgické výkony v případě jejich potřeby. Většinou se k ní však, až na výjimky, přistupuje po selhání farmakologické léčby. Cílem laserových zákroků je zlepšit odtok komorové tekutiny trámčinou nebo snížit její sekreci. Nejpoužívanějším laserovým zákrokem v ČR je laserová trabekuloplastika a jejím výsledkem je právě zlepšení odtoku tekutiny trámčinou. Hlavním cílem chirurgické léčby je snížit nitrooční tlak tím, že se vytvoří komunikace mezi přední komorou a podspojivkovým prostorem, čímž selepší odtok nitrooční tekutiny. Existují dvě metody operace, a to filtrující operace penetrující (viz tabulka 2.7) a filtrující operace nepenetrující (viz tabulka 2.8) [16].

Tabulka 2.7 Filtrující operace penetrující – přehled zákroků [16].

Název operace	Stručný popis
Trabekulektomie	Principem této operace je vytvoření štěrbinového otvoru, které umožní odtok tekutiny z přední komory do podspojivkových prostor.
Trabekulotomie	Princip tohoto zákroku je obdobný jako u trabekulektomie, ale provádí se pouze u dětí.
Iridektomie	Jedná se o operační odstranění části duhovky.

Tabulka 2.8 Filtrující operace nepenetrující – přehled zákroků [16].

Název operace	Stručný popis
Hluboká sklerektomie	Jedná se o chirurgické odstranění hluboké vrstvy skléry a část Schlemmova kanálu, vzniklý prostor se potom vyplní speciálním viskoelastickým materiálem.
Operační techniky s implantáty	Drenážní implantáty odvádějí nitrooční tekutinu z oka, a tím snižují nitrooční tlak.
Cyklokryoterapie	Jedná se o destrukci části řasnatého tělíska transsklerálním zmrazením o teplotě -60 až -70 stupňů po dobu 60 sekund.

Ve všech třech oblastech, které zahrnují léčbu glaukomu (diagnóza a dlouhodobá kontrola založená na spolehlivých měřeních IOP, aplikace antiglaukomatозních léčiv

a chirurgických zákroků) došlo v několika zemích (viz tabulka 2.9) k nedávnému vývoji, který poukazuje na budoucnost. V budoucnosti se bude lišit monitorování glaukomu a léčba od přístupů používaných v minulosti a od toho, co je dnes považováno za rutinu nebo „zlatý standard“. Tato nová zařízení a postupy mají dvě společné věci: jsou součástí trendu v medicíně směrem k miniaturizaci, tedy směrem k používání stále menších prostředků. A všichni jsou (alespoň zpočátku) ošetřováni oftalmologickým chirurgem – dokonce i koncept „konzervativní“ terapie [36].

Tabulka 2.9 Souhrn miniaturizovaných přístrojů používaných při léčbě glaukomu [24].

Přístroj	Informace
Diagnostika	
Eyemate (Argos) (Implandata, Hannover, Německo)	Bezdrátový senzor nitroočního tlaku implantovaný do sulcu; označení CE
Trvalé nitrooční udržování antiglaukomatózního léku	
Bimatoprost SR (Allergan)	Biologicky odbouratelný implantát; obsahuje lék bimatoprost; je umístěn v přední komoře; v současné době ve 3. fázi studií
ENV515 (Envisia Therapeutics, Durham, NC, USA)	Biologicky rozložitelný materiál; obsahuje lék travoprost; je umístěn v přední komoře; v současné době ve fázi studie 2a
iDose (Glaukos Corp., Laguna Hills, CA, USA)	Titanový implantát, který se má vyměnit po vyprázdnění; obsahuje lék travoprost; je umístěn v přední komoře; v roce 2018 ve 3. fázi
Zařízení pro dávkování léčiva od firmy Amorphex Therapeutics	Biologicky rozložitelný materiál; umístěn ve sklěře pod víčkem; v současné době ve studiích fáze 2a, které testují prostaglandin
Minimálně invazivní chirurgie glaukomu (MIGS), implantáty - trabekulární odtok	
iStent (Glaukos Corp., Laguna Hills, CA, USA)	schválen FDA; označení CE
iStent inject (Glaukos Corp., Laguna Hills, CA, USA)	Hodnocení v USA, schválení FDA se očekává; označení CE
Hydrus (Ivantis Inc., Irvine, CA, USA)	Hodnocení v USA; označení CE
Minimálně invazivní chirurgie glaukomu (MIGS), implantáty – uveosklerální odtok	
CyPass (Alcon, Fort Worth, TX, USA)	Schváleno FDA; Označení CE; celosvětové stažení z trhu v roce 2018 z důvodu bezpečnosti
iStent Supra (Glaukos Corp., Laguna Hills, CA, USA)	Hodnocení v USA; označení CE
Minimálně invazivní chirurgie glaukomu (MIGS), implantáty – subkonjunktivální odtok	
XEN Gel (Allergan, Dublin, Irsko)	implantace vnitřní, označení CE
InnFocus (Santen, Osaka, Japonsko)	implantace vnější, označení CE

Kromě některých dalších koncepcí, které umožňují nepřetržité měření IOP jako jsou kontaktní čočky se senzorem, představuje nedávno zavedený a certifikovaný (v Evropě) senzor Eyemate IOP. Spolehlivý způsob monitorování tlaku nevyžaduje pravidelné vyšetření v ordinacích a vyžaduje pouze minimální spolupráci pacientů. V současné době je zkoumáno několik systémů s prodlouženým uvolňováním léků pro terapii glaukomu. Uvedené miniaturizované technologie mají potenciál zlepšit péči o glaukom. Jedním z hlavních vlivů na úspěch terapie glaukomem však není prostředek, lék nebo intervence – je to pacient, který je vysoce motivován spolupracovat s léčbou tím, že je o této nemoci dobře informován, ideálně svým oftalmologem [36].

Nové technologie v podobě senzorů a bezdrátových zařízení představují slibné prostředky, které umožňují nepřetržitě monitorovat nitrooční tlak. Implantovatelné senzory způsobily revoluci v diagnostice a léčbě celé řady nemocí. Pomocí nositelných senzorů lze biochemické a fyziologické informace přenášet z domova na vzdálená místa. V kombinaci s novými technologiemi (Bluetooth, USB, smartphony, ZigBee, připojení Wi-Fi, internet), nebo prostřednictvím telemetrií mohou senzory komunikovat s mobilním telefonem, nebo s automatickým analytickým systémem, kam odesílají výsledky měření. Tato koncepce je známa jako mobilní zdraví či bezdrátové zdraví. Ve skutečnosti se pro hodnocení IOP používá celá řada sensorových technologií. Tyto senzory se liší ve snímáči tenzometrů, kapacitních typů, piezo-rezistentních senzorů atd. Pokroky v technologii zlepšují robustnost a citlivost těchto sensorových platform. Jednou z prvních používaných platform byl senzor čoček SENSIMED Triggerfish (Sensimed AG, Lausanne, Švýcarsko). Tato měkká silikonová kontaktní čočka je opatřena obvodovým senzorem, který se skládá ze dvou tenzometrů na bázi platiny a titanu určených k měření změn poloměru zakřivení rohovky. Mikroprocesor přenáší výstupní signál na bezdrátovou anténu na periokulární povrch. Data jsou přenášena kabelem do externího přenosného rekordéru. Triggerfish SENSIMED je neinvazivní, ale klinická hodnota dat je nespolehlivá. Intraokulární verze Eyemate-IO (Implandata Ophthalmic Products, Hanover, Německo) je určena pro umístění do ciliárního sulku, během operace katarakty. Skládá se ze stálého implantovatelného mikrosenzoru, který je umístěn před umělou nitrooční čočkou, za duhovkou. Zařízení bylo dobře tolerováno, bez vážných komplikací. Zařízení je zpočátku určeno pro primární implantaci u pacientů s primárním glaukomem s otevřeným úhlem podstupujících operaci katarakty. Implandata Ophthalmic Products také pracuje na jiných verzích, které se používají v jiných glaukomových stavech, nebo dokonce u pacientů podstupujících transplantaci rohovky. Extraokulární verze Eyemate-EO je navržena pro suprachoroidální umístění během operace bez glaukomu. Oba modely závisí na externím kapesním zařízení, které nabíjí vnitřní jednotku a extrahuje data. Naměřená data jsou prostřednictvím této čtečky odesílána do cloudové databáze, která umožňuje vzdálený přístup oftalmologem. Navíc aplikace pro chytré telefony umožňuje

pacientovi sledovat profil tlaku, sledovat historii tlaku a také komunikovat s lékařem. V poslední době Mariacher a kol. [29] ukázali slibné experimentální výsledky s episklerálním telemetrickým tlakovým převodníkem, který nevyžaduje intrakamerální nebo suprachoroidální chirurgii. Další senzory jsou senzory založené na nanotechnologiích, včetně intraokulárních miniaturních flexibilních implantovatelných senzorů a neinvazivních nanostrukturovaných kontaktních čoček. Je pravděpodobné, že v blízké budoucnosti budou nové levné přenosné senzory poskytovat rychlou zpětnou vazbu o IOP z nahromaděných údajů o senzorech shromážděných v průběhu týdnů klinickým lékařům, což sníží jejich návštěvu klinických míst. Přizpůsobení smartphonům umožňuje pacientům automaticky zaznamenávat jejich IOP a přenášet data pomocí grafů a textů přes smartphony nebo počítače lékařů.

3 Cíle práce

Cílem diplomové práce je vytvořit doporučení a argumentaci pro nákup oftalmologických přístrojů při zohlednění ekonomicko-medicínského přínosu pro konkrétní oftalmologické pracoviště – oční kliniku Gemini ve Zlíně. Na základě získaných technických a uživatelských parametrů zhodnoťte efekty jednotlivých diagnostických přístrojů vhodnou metodou multikriteriálního hodnocení. Proveďte analýzu trhu v oblasti přístrojového vybavení pro detekci a léčbu diagnóz: katarakta, makulární degenerace a glaukom. Pro zhodnocení a výběr diagnostických přístrojů proveďte CEA. Komentujte současné trendy pro tuto skupinu diagnóz a vytvořte sumář technických a ekonomických parametrů pro vybrané technologie v souladu s potřebami konkrétního pracoviště. Kalkulujte náklady na léčbu těchto tří onemocnění, a to z perspektivy poskytovatele zdravotní péče a plátce zdravotní péče. Dále porovnejte tyto náklady na léčbu těchto onemocnění před a po zavedení nových technologií do praxe s možnostmi úhrad od pojišťoven.

4 Metody

Pro dosažení hlavního cíle diplomové práce, kterým je vytvořit doporučení a argumentaci pro nákup oftalmologických přístrojů v konkrétním zdravotnickém zařízení, při zohlednění ekonomicko-medicínského přínosu pro kliniku Gemini, bylo definováno několik dílčích cílů, pro jejichž splnění byly použity metody, které zde budou dále představeny. Data pro praktickou část diplomové práce byly získány ze dvou zdrojů, konkrétně od dvou distributorů dodávající oftalmologické přístroje na český trh, a to od distributorů Castor CZ, s. r. o. a OFTIS-OPTA, s. r. o. Všechna data byla sbírána na základě potřebného přístrojového vybavení kliniky Gemini k diagnostice katarakty, VPMD a glaukomu. U vybraných přístrojů byl sběr dat zaměřený na technické parametry, uživatelské parametry přístrojů a také na jejich cenu. Tyto technické parametry potom budou dále hodnoceny pomocí multikriteriálního rozhodování a bude zvolena ideální varianta pro kliniku Gemini z hlediska klinického a ekonomického přínosu. Na obrázku č. 4.1 je vyznačen postup a vazby mezi vybranými metodami. Ohledně terapeutických intervencí budou zjišťovány náklady a finanční úhrady dané terapie od pojišťovny. Jednotlivé kroky jsou popsány níže.

4.1 SWOT analýza kliniky Gemini

SWOT analýza pomáhá společnosti posuzovat silné a slabé stránky a její příležitosti a hrozby. SWOT analýza patří mezi základní nástroje strategického managementu a je vhodná pro strategické plánování, protože:

- nemocnice může díky SWOT analýze zhodnotit svou současnou a budoucí situaci na trhu,
- poukazuje na nejvýhodnější strategické možnosti,
- může být realizována v pravidelných časových intervalech, čímž může nemocnice pružně reagovat na vývoj situace jak v oblasti interní, tak externí,
- díky SWOT analýze dochází ke zvýšení výkonnosti nemocnice [37].

SWOT analýza je tedy nástroj vyvinutý pro strategickou analýzu. Spočívá v konfrontaci mezi vnějším vývojem a interními schopnostmi. Vnější vývoj je identifikován jako příležitost nebo hrozba pro organizaci; vnitřní schopnosti jsou popsány jako silné nebo slabé stránky organizace. Na základě konfrontace mezi těmito dvěma možnostmi lze pro organizaci identifikovat strategické možnosti nebo dokonce nový strategický kurz [38].

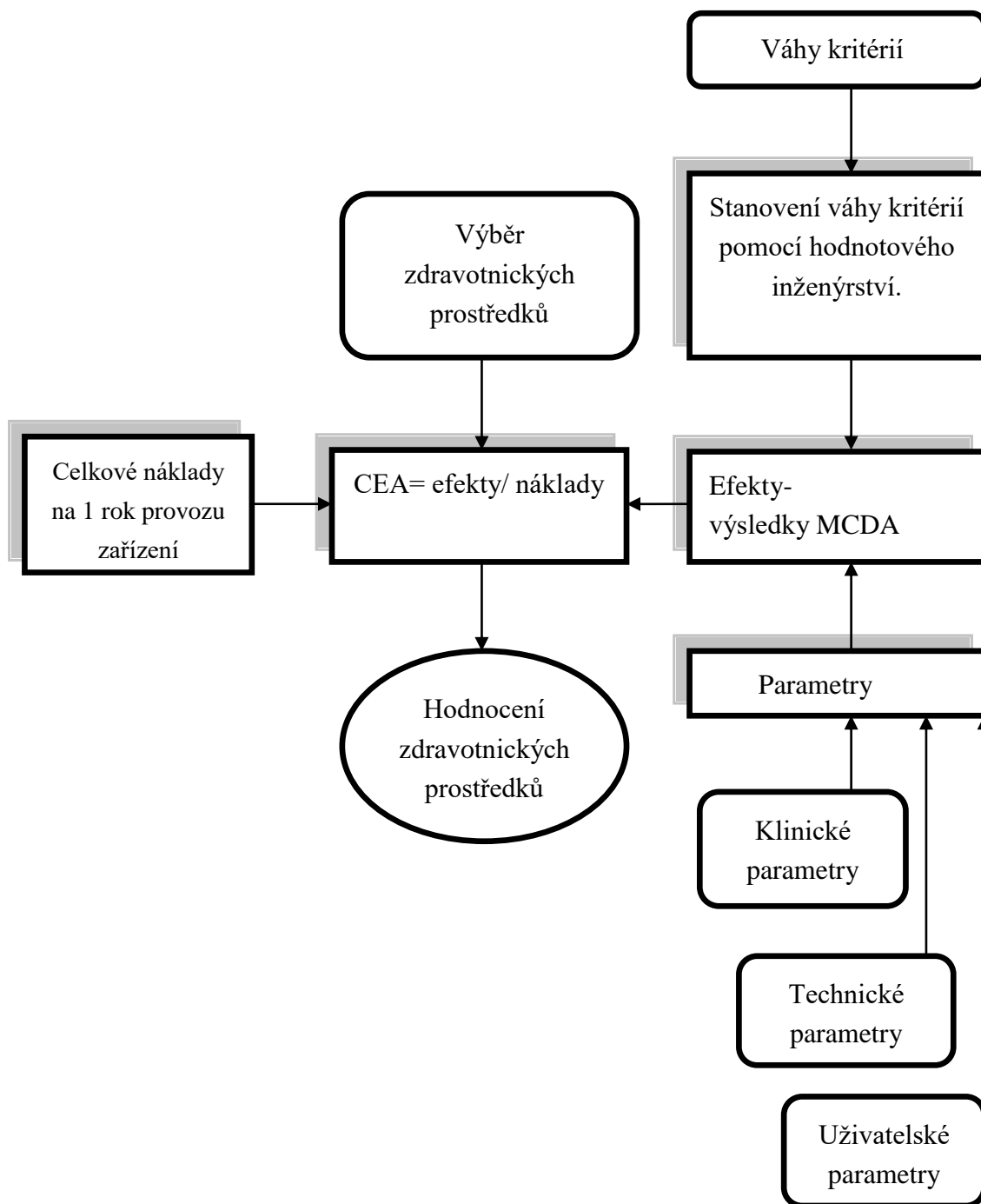
4.2 Multikriteriální rozhodování

Metodika hodnocení zdravotnických prostředků je specifická, má odlišný charakter a vyžaduje určité úpravy oproti metodám farmakoekonomie a analýzy nákladů [6]. Při hodnocení kvality zdravotnických prostředků jsou do značné míry analyzovány údaje, jako např. technická specifikace jednotlivých zařízení, informace o jejich ovládání, poruchovosti, kvalitě výsledků atd. Pro tato hodnocení dosud nebyl stanoven žádný standardní postup [5]. Jedním z přístupů hodnocení je právě využití multikriteriálního rozhodování [6].

MCDA umožňuje zohlednit více parametrů a zvážit je podle preferencí znaleckého posudku. Parametry mohou zahrnovat technické údaje, klinické informace, kvalitu života a roky života pacienta (zejména QALY). Je doporučeno udržovat CEA jako hlavní nástroj a využívat MCDA pouze pro vyhodnocení technologických výstupů (efektů). Hodnota použitá pro rozhodnutí je tedy poměr výsledků hodnocených pomocí MCDA a nákladů v jejich přirozeném vyjádření. Vedle MCDA lze také použít metody hodnotového inženýrství. Metoda TOPSIS se ukázala jako nejlepší pro hodnocení nákupu zařízení zdravotnickými zařízeními (klinikami, nemocnicemi). Tento přístup nám tedy dává možnost posoudit zdravotnické prostředky právě podle jejich technických údajů [8].

V diplomové práci byla použita metodika pro hodnocení zdravotnických prostředků na základě rozhodnutí založených na více kritériích, která se používají k hodnocení efektivní části poměru nákladů a efektivity, jak je zobrazeno na obrázku č. 4.1. Tato analýza vyhodnocuje nejen náklady vynaložené na konkrétní technologii (náklady na pořízení a provoz), ale také technické, uživatelské a klinické parametry zdravotnických prostředků. Tato metodika bude sloužit jako základ pro rozhodování při nákupu zdravotnické technologie. V této práci se však zabývám otázkou volby vhodného zařízení. Nejprve byla provedena metoda hodnotového inženýrství pro posouzení konkurenčních alternativ [6].

Obrázek 4.1 Vývojový diagram – výběr zdravotnických prostředků [6].



Celkové náklady se vypočítají jako součet všech nákladů, které vstupují do procesu:

$$C_{total} = C_P + C_S + C_N + C_{Ster} + C_M + C_E + C_Z, \quad (4.1)$$

kde C_P jsou pořizovací náklady přepočtené na jeden rok. Vychází to z české legislativy, kde se doba odepisování považuje za potenciální dobu používání přístroje; C_S jsou servisní náklady a náklady na bezpečnostní a technické kontroly. Jedná se o průměrné částky uvažující potenciální servis dvakrát ročně a pravidelné technické kontroly každé dva roky. Servisní cena byla vypočtena až od třetího roku životnosti zařízení, protože náklady na údržbu pokrývající první dva roky jsou většinou zahrnuty

v pořizovací ceně zdravotnického prostředku; C_N jsou náklady na náhradní díly. Každý náhradní díl byl vypočítán jednou pro každé zařízení; C_{Ster} jsou odhadované náklady na sterilizaci součástí, které jsou sterilizovány; C_M jsou náklady na zaměstnance vypočtené z času stráveného přípravou zařízení na vyšetření či ošetření. Pokud tyto náklady byly identické pro všechna analyzovaná zařízení, nebyly však brány v úvahu; C_E jsou náklady na energii vypočtené z průměrné ceny energie v České republice a ze vstupů energie; C_Z jsou náklady na školení zaměstnanců. U většiny zařízení zakoupených v České republice je úvodní školení bezplatné a ve většině případů se opakuje po dvou letech. Výpočet se tedy vztahoval pouze na způsobilé náklady s výjimkou prvních dvou let [6].

4.2.1 Metoda určení vah jednotlivých kritérií

Aby bylo možné vyhodnotit zdravotnické prostředky, musí být problém popsán uspokojivě. Znalost hodnot všech vybraných kritérií (specifikací) je nezbytná pro všechny jednotlivé modely zařízení, které mají být zahrnuty do hodnocení. Obvykle se také předpokládá dostupnost hodnocených modelů na příslušném trhu [5]. Abychom určili váhy hlavních specifikací hodnoceného zdravotnického prostředku, je třeba vytvořit skupinu odborníků NLZP, složenou ze zaměstnanců kliniky Gemini. Skupinu odborníků NLZP bude tvořit optometrista, biomedicínský inženýr a zdravotní sestra. Skupina odborníků nejprve definuje kritéria, která budou zohledněna při výběru zařízení. Obvykle se vytváří větší seznam technických, provozních a klinických kritérií. Nejprve je nutné kritéria ohodnotit dle tabulky 4.1 a přiřadit jim jednotlivé body. Metody hodnotového inženýrství se používají ke stanovení vah pro jednotlivá kritéria. Pro hodnocení variant se použije kratší seznam kritérií s nejvyššími hodnotami jednotlivých vah [39].

Tabulka 4.1 Univerzální tabulka hodnot plnění významu funkce [31].

Body	Plnění funkce	Význam kritéria
1	Vůbec neplní.	Zcela bezvýznamné.
2	Mimořádně špatně plní.	Mimořádně málo významné.
3	Špatně plní.	Málo významné.
4	Velmi slabě plní.	Podprůměrně významné.
5	Sotva přijatelně plní.	Sotva průměrně významné.
6	Přijatelně funkční.	Průměrně významné.
7	Dobré plnění.	Nepatrně nadprůměrně významné.
8	Velmi dobré plnění.	Nadprůměrně významné.
9	Velmi kvalitní plnění.	Velmi významné.
10	Vynikající plnění.	Nejvýznamnější.

Metoda Saatyho matice je založena na vyhodnocení relativních významů; rozhodnutí o tom, kolikrát je i -tý ukazatel významnější než j -tý (tabulka 4.2), se zadávají do příslušných polí čtvercové matice pomocí celých čísel v_i . Druhá hodnota porovnávaného páru je nastavena jako inverzní hodnota $1/v_i$. Taková matice je uvedena v tabulce 4.3 [5].

Tabulka 4.2 Stanovení vzájemné důležitosti kritérií v páru [29].

Body	Slovní hodnocení
1	Obě kritéria mají stejný význam.
3	První kritérium má mírně větší význam než druhé.
5	První kritérium má dosti větší význam než druhé.
7	První kritérium má prokazatelně větší význam než druhé.
9	První kritérium má absolutně větší význam než druhé.

Tabulka 4.3 Saatyho matice párového porovnávání [29].

Index	1	2	...	J	...	K	...	n
1	1	$s_{1;2}$...	$s_{1;j}$...	$\frac{1}{s_{1;k}}$...	$s_{1;n}$
2	$\frac{1}{s_{2;1}}$	1	...	$\frac{1}{s_{2;j}}$...	$s_{2;k}$...	$s_{2;n}$
...	1
j	$\frac{1}{s_{j;1}}$	$s_{j;2}$...	1	...	$\frac{1}{s_{j;k}}$...	$s_{j;n}$
...	1
k	$s_{k;1}$	$\frac{1}{s_{k;2}}$...	$s_{k;j}$...	1	...	$s_{k;n}$
...	1	...
n	$\frac{1}{s_{n;1}}$	$\frac{1}{s_{n;2}}$...	$\frac{1}{s_{n;j}}$...	$\frac{1}{s_{n;k}}$...	1

Samotné vyhodnocení se provádí pomocí vlastních čísel Saatyho matice. Jednotlivé kroky výpočtu jsou následující:

- 1) Vypočítají se součty všech n prvků s_{ik} , každého k -tého sloupce Saatyho matice,

$$\sum_{j=1}^n s_{jk}, \quad (4.2)$$

- 2) Jednotlivé prvky v každém sloupci se dělí těmito součty. Získáme prvky t_{ij} nové matice T ,

$$t_{jk} = \frac{s_{jk}}{\sum_{j=1}^n s_{jk}}, \quad (4.3)$$

- 3) Nyní vypočítáme součty řádků matice T , tj. součty všech prvků t_{ij} v j -té linii,

$$\sum_{k=1}^n t_{jk}, \quad (4.4)$$

a součet všech t_{ij} v matici T :

$$\sum_{j=1}^n \sum_{k=1}^n t_{jk}, \quad (4.5)$$

- 4) Kvantifikované hodnoty relativních významů indikátorů v_j se následně vypočítají normalizací součtů v jednotlivých řádcích,

$$v_j = \frac{\sum_{k=1}^n t_{jk}}{\sum_{j=1}^n \sum_{k=1}^n t_{jk}}, \quad (4.6)$$

4.2.2 Metoda TOPSIS

Tato metoda je založena na výběru alternativy, která je nejbližší ideální alternativě reprezentované vektorem (H_1, H_2, \dots, H_k) , a nejdále od bazální alternativy reprezentované vektorem (D_1, D_2, \dots, D_k) [6].

Postup:

1. Nejprve převedeme minimalizační kritéria na maximalizační tak, že hodnoty matice odečítám od maxima.
2. Dále je třeba vytvořit normalizovanou kritériální matici pomocí vzorce:

$$r_{ij} = \frac{y_{ij}}{\sqrt{\sum_{i=1}^p (y_{ij})^2}} \quad (4.7)$$

kde y_{ij} označujeme hodnocení i -tého kritéria j -tým expertem, $i = 1, 2, \dots, p$, $j = 1, 2, \dots, k$.

3. Dále je třeba sečíst všechny hodnoty ve sloupcích a vypočítat jejich odmocninu pomocí dělení jednotlivých hodnot příslušnou odmocninou sumy.
4. Následně se vypočítá vážená kritériální matice W tak, že každý j -tý sloupec normalizované matice kritérií R se vynásobí odpovídající vahou kritéria v_j :

$$W = \begin{bmatrix} w_{11} & w_{12} & \dots & w_{1k} \\ w_{21} & w_{22} & \dots & w_{2k} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ w_{p1} & w_{p2} & \dots & w_{pk} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} v_1 \cdot r_{11} & v_2 \cdot r_{12} & \dots & v_k \cdot r_{1k} \\ v_1 \cdot r_{21} & v_2 \cdot r_{22} & \dots & v_k \cdot r_{2k} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ v_1 \cdot r_{p1} & v_2 \cdot r_{p2} & \dots & v_k \cdot r_{pk} \end{bmatrix} \quad (4.8)$$

5. Dalším krokem je stanovení ideální (H) a bazální (D) varianty na základě vážené kritériální matice W .
6. Následně je vypočítána dle vzorce vzdálenost od ideální varianty:

$$D_i^+ = \sqrt{\sum_{j=1}^k (w_{ij} - H_j)^2} \quad (4.9)$$

a vzorec pro výpočet vzdálenosti od bazální varianty je následující:

$$D_i^- = \sqrt{\sum_{j=1}^k (w_{ij} - D_j)^2}. \quad (4.10)$$

7. Následuje součet položek v řádku.
8. Výpočet odmocniny ze sumy řádků.
9. Vzdálenosti od bazální a ideální varianty se používají pro výpočet relativního ukazatele vzdálenosti od ideální varianty použitím vzorce:

$$c_i = \frac{D_i^+}{D_i^+ - D_i^-}. \quad (4.11)$$

10. Nyní jsou jednotlivé varianty řazeny od nejvhodnější varianty po nejméně vhodnou variantu [6].

4.3 Analýza nákladové efektivity

Analýza nákladové efektivity pomáhá určit, jak maximalizovat kvalitu života v konkrétní společnosti, která je omezena konkrétním rozpočtem [40]. Analýza nákladové efektivity je analytický nástroj, ve kterém jsou náklady a účinky programu a alespoň jedné alternativy vypočítávány a prezentovány v ICER. Účinky jsou výsledky v oblasti zdraví, jako jsou případy prevence nemoci, roky získaného života nebo roky

života s přizpůsobením kvality, a ne měnová opatření jako v analýze nákladů a přínosů [41].

Skutečné ceny nahrazují náklady, zatímco výsledky MCDA se považují za hodnoty účinků [5]. Analýza nákladové efektivity vyjadřuje poměr mezi náklady C , vyjádřené v peněžních jednotkách a výstupy (efekty) E vyjádřené v naturálních jednotkách, C/E :

$$CEA = \frac{C}{E} \quad (4.12)$$

Výsledkem CEA je určení poměru inkrementálních nákladů a přínosů, který umožňuje posoudit nákladovou efektivitu hodnocené intervence oproti komparátoru. ICER je vyjádřen jako poměr rozdílu celkových nákladů a rozdílu celkových přínosů hodnocené a srovnávané intervence, vypočítáme ho dle vztahu [5]:

$$ICER = \frac{C_1 - C_0}{E_1 - E_0}, \quad (4.13)$$

kde C_1 a E_1 jsou náklady a efekt u hodnocené intervence a C_0 a E_0 jsou náklady a efekt u komparátoru. ICER vyjadřuje náklady, které je nutno vynaložit za účelem získání jedné jednotky efektu navíc. ICER je vyjádřen jako poměr rozdílu v nákladech mezi dvěma strategiemi a rozdílem v účinnosti. Toto jednorozměrné souhrnné opatření lze interpretovat jako náklady na získání další jednotky účinnosti a kvantifikuje kompromisy mezi získanými výsledky pacienta a vynaloženými prostředky. Hranici ICER, často označovanou jako λ , lze chápat jako horní hranici toho, co je společnost ochotna zaplatit za další jednotku prospěchu pro zdraví [42].

4.4 Výpočet nákladů na léčebné intervence z perspektivy ZZ

Náklady z pohledu poskytovatele zdravotní péče byly stanoveny z interních zdrojů kliniky Gemini. Do celkového odhadu byly zahrnuty pořizovací náklady na danou technologii, servisní náklady, náklady na sterilizaci přepočtené na jeden léčebný zákrok, náklady na zaměstnance vypočtené z času stráveného danou terapeutickou metodou. Pokud jsou však tyto náklady identické, tak nebyly brány v úvahu.

5 Výsledky

Kapitola shrnuje všechny výsledky získané v průběhu práce. Veškeré tabulky a grafy jsou zdrojem autorky.

5.1 SWOT analýza

Nejprve byla provedena situační analýza kliniky Gemini ve Zlíně, která je vztažena k jejímu přístrojovému vybavení. Byly tedy identifikovány silné a slabé stránky z vnitřního prostředí a příležitosti a hrozby vyplývající z vnějšího prostředí, viz tabulka 5.1 SWOT analýza byla zpracována ve spolupráci se skupinou zástupců kliniky Gemini.

Tabulka 5.1 SWOT analýza kliniky Gemini.

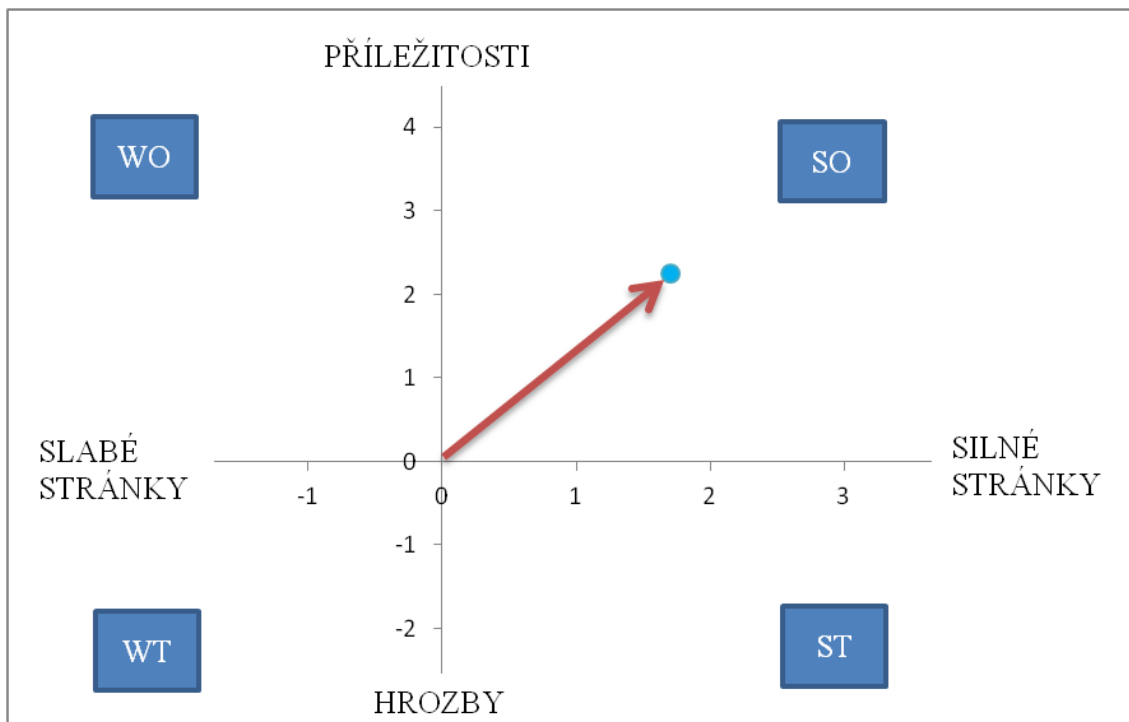
Silné stránky	Slabé stránky
Personál s vysokou znalostí inovativních technologií pro oftalmologii	Nedostatek volného prostoru na klinice
Vysoce specializované centrum – probíhá zde klinické hodnocení na žádost výrobců	Nedostatek personálu, především zdravotních sester
Dostatek prostředků pro obnovu majetku	Noví, neatestovaní lékaři, kteří nejsou zaškoleni pro používání techniky, která je přítomna na klinice
Pilotní testování nových technologií pro oftalmologii (fentomatrixový laser Keranova – světová novinka)	Menší nabídka některých zákroků oproti fakultním nemocnicím, a tudíž i menší přístrojové vybavení
Příležitosti	Hrozby
Vývoj nových technologií na trhu	Uvedení lepší technologie na trh
Dotační možnosti pro nákupy nových technologií	Nové zákony – zvýšení nákladů na provoz technologií
Výzkumné granty pro oblast oftalmologie	Recese ekonomiky – sníží se poptávka po vybraných vyšetřeních a zákrocích, které jsou hrazeny pacientem
Slabá konkurence z hlediska přístrojového vybavení	Pandemie – zaměření vědy a výzkumu do jiných odvětví medicíny

Nyní váhou jednotlivých kritérií vyjádříme jejich důležitost, přičemž součet vah v dané kategorii musí být roven 1. Dále vyjádříme vliv na strategický záměr, kde u silných stránek a příležitostí použijeme stupnici od 1 do 5 (5 znamená nejvyšší vliv a 1 nejnižší vliv). U slabých stránek a hrozeb použijeme zápornou stupnici od -1 (nejnižší vliv) až -5 (nejvyšší vliv). Vážené hodnocení získáme tak, že vynásobíme váhu a stupeň vlivu. Nakonec sečteme interní a externí část SWOT analýzy a vypočítáme konečnou bilanci. Výpočty jsou znázorněny v tabulce č. 5.2. Výsledky SWOT analýzy jsou znázorněny v grafu č. 5.1.

Tabulka 5.2 Výpočet SWOT analýzy

Silné stránky	Váha (V)	Stupeň vlivu (SV)	(V)*(SV)
Personál s vysokou znalostí inovativních technologií pro oftalmologii	0,35	4	1,4
Vysoce specializované centrum – probíhá zde klinické hodnocení na žádost výrobců	0,2	4	0,8
Dostatek prostředků pro obnovu majetku	0,3	5	1,5
Pilotní testování nových technologií pro oftalmologii (femtomatrixový laser Keranova – světová novinka)	0,15	4	0,6
Suma	1	17	4,3
Slabé stránky			
Nedostatek volného prostoru na klinice	0,3	-2	-0,6
Nedostatek personálu, především zdravotních sester	0,35	-4	-1,4
Noví, neatestovaní lékaři, kteří nejsou zaškoleni pro používání techniky, která je přítomna na klinice	0,25	-2	-0,5
Menší nabídka některých zákroků oproti fakultním nemocnicím, a tudíž i menší přístrojové vybavení	0,1	-1	-0,1
Suma	1	-9	-2,6
Příležitosti			
Vývoj nových technologií na trhu	0,4	5	2
Dotační možnosti pro nákupy nových technologií	0,2	3	0,6
Výzkumné granty pro oblast oftalmologie	0,25	4	1
Slabá konkurence z hlediska přístrojového vybavení	0,15	5	0,75
Suma	1	17	4,35
Hrozby			
Uvedení lepší technologie na trh	0,1	-3	-0,3
Nové zákony – zvýšení nákladů na provoz technologie	0,3	-2	-0,6
Recese ekonomiky – sníží potenciál pro vývoj nových technologií	0,25	-2	-0,5
Pandemie – zaměření vědy a výzkumu do jiných odvětví medicíny	0,35	-2	-0,7
Suma	1	-9	-2,1

Interní část	1,7
Externí část	2,25
Konečná bilance	3,95



Graf 5.1 Grafické vyhodnocení SWOT analýzy

Legenda ke strategiím: **SO** – využít silné stránky na získání výhody, **WO** – překonat slabiny využitím příležitostí, **ST** – využít silné stránky na čelení hrozbám, **WT** – minimalizovat náklady a čelit hrozbám.

5.2 Analýza trhu s diagnostickými prostředky

Z dostupných dat byl proveden přehled přístrojů pro oftalmologii, které jsou nabízeny na českém trhu a vztahují se k diagnostice katarakty, VPMD a glaukomu. Tento přehled je uveden v tabulce 5.3.

Tabulka 5.3 Přehled diagnostických přístrojů na českém trhu (katarakta, VPMD, glaukom).

Název přístroje – Bezkontaktní biometry	Název distributora	Účel použití ZP (zdroj: Registr ZP-SÚKL)
IOL Master 700	Castor CZ OFTIS-OPTA	Přístroj pro měření axiální délky, zakřivení rohovky, hloubky přední komory a volitelně pro stanovení vzdálenosti WTW lidského oka, stejně jako pro výpočet požadovaných IOL.
IOL Master 500	Castor CZ OFTIS-OPTA	Přístroj pro měření axiální délky, zakřivení rohovky, hloubky přední komory a volitelně pro stanovení vzdálenosti WTW lidského oka, stejně jako pro výpočet požadovaných IOL.
Optický biometr s topografem Aladdin	TOPCOMED	Optická biometrie, rohovková topografie a integrovaná pupilometrie důležité pro výběr sférické IOL. Zjištění axiální délky oka, hloubky přední komory, rohovková topografie, pupilometrie, WTW.
Optický biometr Lenstar	CMI s.r.o.	Neinvazivní, bezkontaktní OLCR (optická nízkokoherenční reflektometrie) biometr určený k měření různých očních parametrů, které slouží k výpočtu a určování IOL.
Optický biometr AI-Scan	OCULUS, spol. s.r.o.	Přístroj pro měření délkových parametrů oka.
Název přístroje – keratometry	Název distributora	Účel použití ZP (zdroj: Registr ZP-SÚKL)
Pentacam 70700	Castor CZ OFTIS-OPTA OCULUS, spol. s.r.o.	Přístroj pro snímání a měření předního segmentu oka.
Rohovkový topograf CA-200F	TOPCOMED	Jednoduchý rohovkový topograf pro perfektní a kompletní analýzu přední plochy rohovky, wavefront analýza, Zernikova analýza, kalkulace torické IOL.
Pentacam starší generace	Castor CZ OFTIS-OPTA OCULUS, spol. s.r.o.	Přístroj pro snímání a měření předního segmentu oka s vyšším rozlišením.
Rohovkový topograf Keratron	CMI s.r.o.	Přístroj pro měření zakřivení rohovky a měření sférické aproximace.

Topograf Sirius	CMI s.r.o.	Přístroj určený pro tomografii předního segmentu oka a 3D analýzu rohovky
Rohovkový topograf E300	CMI s.r.o.	Přístroj pro snímání a měření předního segmentu oka.
Název přístroje – Ultrazvukové A-scany	Název distributora	Účel použití ZP (zdroj: Registr ZP-SÚKL)
DGH Scanmate A+B	Castor CZ OFTIS-OPTA CMI s.r.o.	Přístroj pro ultrazvukové vyšetření oka.
NIDEK US – 4000	OCULUS, spol. s.r.o.	Přístroj pro ultrazvukové vyšetření oka (biometrie, pachymetrie, B-scan).
UZ přístroj 4Sight	OFTIS-OPTA SPIRIT MEDICAL	Modul A-Scan se používá k měření axiální délky, hloubky přední komory, tloušťky čočky a hloubky oční komory a pro výpočet optické hodnoty nitrooční čočky. Moduly B-Scan/UBM slouží k zobrazování vnitřní struktury oka. Modul pro pachymetrii k měření tloušťky rohovky.
UZ přístroj UBM	SPIRIT MEDICAL	Přístroj pro ultrazvukové vyšetření oka (glaukom, šedý zákal, refrakční chirurgie, 50 MHz sonda pro zobrazení přední komory oka).
UZ přístroj A-scan Plus Connect	SPIRIT MEDICAL	Oční ultrazvukový diagnostický biometr s možností výpočtu dioptrických hodnot umělých nitroočních čoček. Sonda přístroje je připojena ke komerčně dostupnému PC a ovládána pomocí speciálního softwarového programu.
OTI-Scan 2000	Castor CZ OFTIS-OPTA	Modul A-Scan se používá k měření axiální délky. Modul B-Scan slouží k zobrazování vnitřní struktury oka.

EyeCubed Vysokofrekvenční UZ	– CMI s.r.o.	Přístroj A/BScan EyeCubed – ELLEX je jednotka, jejíž hlavní součástí je osobní počítač, na kterém se zobrazuje oční bulva, měří se axiální délka oka a vypočítává se hodnota nitrooční čočky, vhodné pro obnovu normálního vidění po odstranění katarakty.
HisScan Touch	CMI s.r.o.	Přístroj Hiscan Touch je jednotka, jejíž hlavní součástí je osobní počítač, na kterém se zobrazuje oční bulva, měří se axiální délka oka a vypočítává se hodnota nitrooční čočky, vhodné pro obnovu normálního vidění po odstranění katarakty.
Název přístroje – OCT	Název distributora	Účel použití ZP (zdroj: Registr ZP-SÚKL)
3D OCT-2000	TOPCOMED	3D OCT je optický koherentní tomograf určený k diagnostice sítnice.
3D OCT-1 Maestro	TOPCOMED	Přístroj je určený k diagnostice onemocnění sítnice.
Retina Scan Duo OCT- Funduskamera Nidek RS- 330	OCULUS, spol. s.r.o.	Přístroj pro vyšetření oka laserovým paprskem a snímání obrazu rohovky a sítnice oka.
Retinální skener Nidek RS- 3000 Advance OCT/SLO	OCULUS, spol. s.r.o.	Přístroj je určený k zobrazování a diagnostice sítnice.
OCT Spectralis	Castor CZ OFTIS-OPTA	Oftalmologický optický koherentní tomograf Spectralis OCT (Optical Coherence Tomograph).
SOCT Revo NX 130	Castor CZ OFTIS-OPTA	SOCT využívá metodu spektrální oblasti optické koherentní tomografie pro neinvazivní získání trojrozměrných obrazů průřezu sítnice. Přístroj interferometricky analyzuje paprsky procházející systémem oka a vytváří výsledek pro analýzu vnitřní struktury oka.

Název přístroje – síťnicové kamery	Název distributora	Účel použití ZP (zdroj: Registr ZP-SÚKL)
TRC-50DX	Castor CZ OFTIS-OPTA TOPCOMED	Síťnicová kamera je přístroj k pořizování snímků zadního segmentu oka.
TRC-NW400	TOPCOMED	Síťnicová kamera je přístroj k pořizování snímků zadního segmentu oka.
TRC-NW8	TOPCOMED	Síťnicová kamera určená pro barevné foto fundu, fluorescenční angiografii i autofluorescenci.
Nemydriatická funduskamera NIDEK AFC-330	OCULUS, spol. s.r.o.	Kamera AFC-210 se používá pro automatické snímkování očního pozadí bez použití mydriatik.
Daytona A10600	Castor CZ OFTIS-OPTA	Síťnicová kamera určená pro barevné foto fundu.
Název přístroje – aplanační tonometry	Název distributora	Účel použití ZP (zdroj: Registr ZP-SÚKL)
CT-1P	TOPCOMED	Přístroj pro měření nitroočního tlaku a tloušťky rohovky.
CT-800	TOPCOMED	Přístroj pro měření nitroočního tlaku a tloušťky rohovky.
Automatický bezkontaktní tonometr NIDEK NT-530	OCULUS, spol. s.r.o.	Přístroj na měření nitroočního tlaku oka a tloušťky rohovky.
Autorefraktokeratotonometr s pachymetrem Nidek TONOREF III	OCULUS, spol. s.r.o. Castor CZ OFTIS-OPTA	Přístroj se používá na měření objektivní refrakce oka (dioptrické mohutnosti oka), zakřivení rohovky, měření průměru rohovky a zornice, pupilární vzdálenosti očí, nitroočního tlaku a tloušťky rohovky.
Bezkontaktní tonometr Keeler	Castor CZ OFTIS-OPTA	Přístroj pro měření nitroočního tlaku.
Aplanační tonometr AccuPen	SPIRIT MEDICAL	Používá se na měření nitroočního tlaku.

Bezkontaktní tonometr 7CR	CMI s. r. o.	Přístroj díky unikátní a prověřené technologii měří biomechanické vlastnosti rohovky a koriguje podle nich naměřený nitrooční tlak.
Bezkontaktní tonometr TX-20P	CMI s. r. o.	Přístroj využívá uživatelsky velmi jednoduchý, rychlý, plně automatický 3D systém měření nitroočního tlaku i pachymetrie.
Plně automatický bezkontaktní tonometr TonoVue	CMI s. r. o.	Tonometr TonoVue je designovaný jako bezkontaktní tonometr, který měří nitrooční tlak za použití jemného vyfouknutí vzduchu bez přímého kontaktu s okem.
Název přístroje – perimetry	Název distributora	Účel použití ZP (zdroj: Registr ZP-SÚKL)
Počítačový perimetr OCULUS Centerfield 2	OCULUS, spol. s r. o.	Přístroj k vyšetření celého zorného pole.
Celozorný počítačový perimetr OCULUS Twinfield 2	OCULUS, spol. s r. o.	Přístroj k vyšetření celého zorného pole.
Humphrey Field Analyzer 750i	Castor CZ OFTIS-OPTA	Analyzátor zorného pole Humphrey je automatický perimetr, který je určen pro použití při měření zorného pole oka.
Mikroperimetr MAIA	Castor CZ OFTIS-OPTA	Nový způsob sítnicové perimetrie (mikroperimetrie), který zhodnotí funkčnost makuly, představuje klinický nástroj pro rannou detekci a sledování makulární degenerace a ostatních patologií.
Automatický perimetr AP-250	SPIRIT MEDICAL	Automatický perimetr, který je určen pro použití při měření zorného pole oka.
Automatický perimetr M700	CMI s. r. o.	Testování zorného pole se provádí technikou statické perimetrie.
Automatický perimetr Octopus 900	CMI s. r. o.	Projekční perimetr (LEDs) je určen pro použití při měření zorného pole oka.
Automatický počítačový perimetr PTS 900	CMI s. r. o.	Testování zorného pole se provádí technikou statické perimetrie.

Na základě analýzy trhu a získaných dat od distributorů Castor CZ, s. r. o. a OFTIS-OPTA vyplynulo, že pro další srovnání a výběr nejefektivnější varianty je vhodné analyzovat tyto diagnostické prostředky:

1. IOL Master 700 a IOL Master 500
2. Pentacam 70700 a Pentacam starší generace
3. DGH Scanmate A+B a OTI-Scan 2000
4. OCT Spectralis a SOCT Revo NX 130
5. TRC-50DX a Daytona A10600
6. Aplanační tonometr Keeler a Tonoref III
7. Humphrey Field Analyzer 750i a Mikroperimetr MAIA

V následujícím textu jsou výsledky hodnocení vždy pro dvojici přístrojů, které se vztahují k určitému diagnostickému kroku. Cílem multikriteriálního hodnocení je vždy stanovit v rámci dané dvojice přístroj s vyšším efektem.

5.3 Hodnocení zdravotnických přístrojů pro diagnostiku katarakty

Na základě potřeb kliniky Gemini a dostupnosti prostředků na českém trhu od distributorů Castor CZ, s. r. o. a OFTIS-OPTA, s. r. o. byly identifikovány prostředky potřebné k diagnostice katarakty. Na základě analýzy trhu a získaných dat jsou porovnávány tyto diagnostické prostředky:

1. IOL Master 700 a IOL Master 500
2. Pentacam 70700 a Pentacam starší generace
3. DGH Scanmate A+B a OTI-Scan 2000

5.3.1 Metoda hodnotového inženýrství – Saatyho matice

IOL Master 700 a IOL Master 500 jsou přístroje určené pro měření axiální délky oka, zakřivení rohovky, hloubky přední komory, stanovení vzdálenosti WTW lidského oka a především pro výpočet požadovaných IOL.

Nejprve byla identifikována kritéria pro výběr zdravotnických prostředků skupinou odborníků a následně byla tato kritéria ohodnocena dle tabulky 4.1. Hodnocení těchto kritérií nalezneme v tabulce 5.4. Pomocí metod hodnotového inženýrství, konkrétně metody Saatyho matice, byly určeny váhy jednotlivých kritérií. V tabulce 5.5 je vyhodnocení relativních významů kritérií a byla vypočítána suma sloupců dle vzorce 4.2. Jednotlivé prvky matice jsou vyděleny těmito součty dle vzorce 4.3. Dále vypočítáme součty řádků matice dle vzorce 4.4 a sumu těchto sum dle vzorce 4.5. Výsledné váhy kritérií získáme dle vzorce 4.6 uvedené s výpočty v tabulce 5.6 a pro přehlednost jsou konečné váhy jednotlivých kritérií uvedeny v tabulce 5.7.

Tabulka 5.4 Hodnocená kritéria, jejich bodované pořadí a hodnocení příslušných variant IOL Master 700 a IOL Master 500 dle kritérií skupinou odborníků.

Varianata přístroje	1. Rychlost měření	2. Přesnost měření a správnost kalkulací	3. Kvalita fotek oka (významné při torických IOL)	4. Datovábaze vyšetření	5. Přenos dat do systému	6. Kalkulační módy (SRK/T, Hoffer, Holladay)	7. Rozsah měření	8. User friendly	9. Nutnost kalibrace	10. Možnost vzdálené plochy
IOL Master 700	8	9	8	8	8	9	8	9	6	6
IOL Master 500	6	7	0	7	7	8	7	8	5	7
POŘADÍ KRITÉRIA	8	10	5	4	3	9	7	2	6	1

Tabulka 5.5 Saatyho matice pro IOL Master 700 a IOL Master 500

Kritérium	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	1	1/3	3	5	5	1/3	3	7	3	9
2	3	1	5	5	7	3	3	9	5	9
3	1/3	1/5	1	3	5	1/5	1/3	7	1/3	9
4	1/5	1/5	1/3	1	3	1/5	1/3	5	1/3	5
5	1/5	1/7	1/5	1/3	1	1/7	1/5	3	1/5	5
6	3	1/3	5	5	7	1	3	7	5	9
7	1/3	1/3	3	3	5	1/3	1	7	3	7
8	1/7	1/9	1/7	1/5	1/3	1/7	1/7	1	1/5	3
9	1/3	1/5	3	3	5	1/5	1/3	5	1	5
10	1/9	1/9	1/9	1/5	1/5	1/9	1/7	1/3	1/5	1
Suma	8,654	2,965	20,787	25,733	38,533	5,663	11,486	51,333	18,267	62,000

Tabulka 5.6 Výpočet váhy kritérií pro IOL Master 700 a IOL Master 500

K	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Suma	VÁHY
1	0,116	0,112	0,144	0,194	0,130	0,059	0,261	0,136	0,164	0,145	1,462	0,146
2	0,347	0,337	0,241	0,194	0,182	0,530	0,261	0,175	0,274	0,145	2,686	0,269
3	0,039	0,067	0,048	0,117	0,130	0,035	0,029	0,136	0,018	0,145	0,765	0,076
4	0,023	0,067	0,016	0,039	0,078	0,035	0,029	0,097	0,018	0,081	0,484	0,048
5	0,023	0,048	0,010	0,013	0,026	0,025	0,017	0,058	0,011	0,081	0,312	0,031
6	0,347	0,112	0,241	0,194	0,182	0,177	0,261	0,136	0,274	0,145	2,069	0,207
7	0,039	0,112	0,144	0,117	0,130	0,059	0,087	0,136	0,164	0,113	1,101	0,110
8	0,017	0,037	0,007	0,008	0,009	0,025	0,012	0,019	0,011	0,048	0,194	0,019
9	0,039	0,067	0,144	0,117	0,130	0,035	0,029	0,097	0,055	0,081	0,794	0,079
10	0,013	0,037	0,005	0,008	0,005	0,020	0,012	0,006	0,011	0,016	0,134	0,013
											10,000	

Tabulka 5.7 Váhy kritérií pro IOL Master 700 a IOL Master 500

Kritéria	Váhy kritérií
Rychlost měření	0,146
Přesnost měření a správnost kalkulací	0,269
Kvalita fotek oka (významné při torických IOL)	0,076
Databáze vyšetření	0,048
Přenos dat do systému	0,031
Kalkulační módy (SRK/T, Hoffer, Holladay)	0,207
Rozsah měření	0,110
User friendly	0,019
Nutnost kalibrace	0,079
Možnost vzdálené plochy	0,013

5.3.2 Metoda TOPSIS

Pro metodu TOPSIS jsou vstupními hodnotami zvolená kritéria, přístroje IOL Master 700 a IOL Master 500 a váhy kritérií. Nyní je nutné zvolit povahu kritérií, tedy zda má kritérium maximalizační nebo minimalizační charakter. V tabulce 5.8 jsou uvedeny vstupní hodnoty zvolených kritérií a jejich charakter.

Tabulka 5.8 Vstupní hodnoty multikriteriálního rozhodování

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
IOL Master 700	8	9	8	8	8	9	8	9	6	6
IOL Master 500	6	7	0	7	7	8	7	8	5	7
Váha kritéria	0,146	0,269	0,077	0,048	0,031	0,207	0,110	0,019	0,079	0,013
Povaha kritéria	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MIN	MAX

Nyní je nutné převést minimalizační kritéria na maximalizační, které jsou uvedeny v tabulce 5.9.

Tabulka 5.9 Vstupní hodnoty MCDA s maximalizačními kritérii

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
IOL Master 700	8	9	8	8	8	9	8	9	0	6
IOL Master 500	6	7	0	7	7	8	7	8	1	7
Váha kritéria	0,146	0,269	0,077	0,048	0,031	0,207	0,110	0,019	0,079	0,013
Povaha kritéria	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX

Dalším krokem je umocnit vstupní hodnoty na druhou, sečíst sloupce a následně je odmocnit. Tyto pomocné výpočty pro sestavení normalizované kritériální matice jsou uvedeny v tabulce 5.10.

Tabulka 5.10 Pomocné výpočty pro normalizovanou kritériální matici

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
IOL M. 700	64	81	64	64	64	81	64	81	0	36
IOL M. 500	36	49	0	49	49	64	49	64	1	49
Suma sloupců	100	130	64	113	113	145	113	145	1	85
Odmocnina	10	11,402	8	10,630	10,630	12,042	10,630	12,042	1	9,220

Dále je nutné vytvořit normalizovanou kritériální matici tak, že hodnota kritéria vstupní hodnoty se vydělí odmocninou příslušného sloupce dle vzorce 4.7. Získané hodnoty jsou uvedeny v následující tabulce 5.11.

Tabulka 5.11 Normalizovaná kritériální matice

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
IOL Master 700	0,800	0,789	1	0,753	0,753	0,747	0,753	0,753	0	0,651
IOL Master 500	0,600	0,614	0	0,659	0,659	0,664	0,659	0,664	1	0,759

Nyní vytvoříme váženou kritériální matici, která je znázorněna v tabulce 5.12. Hodnoty vážené kritériální matice získáme tak, že každou hodnotu normalizované kritériální matice vynásobíme vahou kritéria. Určíme bazální hodnotu (minimum ze sloupce vážené kritériální matice) a ideální hodnotu (maximum ze sloupce vážené kritériální matice).

Tabulka 5.12 Vážená kritériální matice, stanovení ideálních a bazálních hodnot

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
IOL Master 700	0,117	0,212	0,077	0,036	0,023	0,155	0,083	0,014	0,000	0,009
IOL Master 500	0,088	0,165	0,000	0,032	0,021	0,137	0,073	0,013	0,079	0,010
ideální hodnota H	0,117	0,212	0,077	0,036	0,023	0,155	0,083	0,014	0,079	0,010
bazální hodnota D	0,088	0,165	0,000	0,032	0,021	0,137	0,073	0,013	0,000	0,009

Nyní je nutné vypočítat vzdálenost od ideální hodnoty D^+ , dle vzorce 4.9. Její hodnoty jsou uvedeny v tabulce 5.13.

Tabulka 5.13 Výpočet vzdáleností od ideální varianty D^+

K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10	Suma	D^+
0	0	0	0	0	0	0	0	0,006	2E-06	0,006	0,079
9E-04	0,002	0,006	2E-05	9E-06	3E-04	1E-04	3E-06	0	0	0,009	0,096

Dalším krokem je výpočet vzdálenosti od bazální varianty D^- , dle vzorce 4.10. Hodnoty vzdálenosti od bazální varianty jsou uvedeny v tabulce 5.14.

Tabulka 5.14 Výpočet vzdáleností od bazální varianty D^-

K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10	Suma	D^-
9E-04	0,002	0,006	2E-05	9E-06	3E-04	0,000	3E-06	0	0	0,009	0,097
0	0	0	0	0	0	0	0	0,006	2E-06	0,006	0,079

Pro výpočet relativního ukazatele je nutné vypočítat sumu řádků a odmocninu ze sumy řádků, uvedené v tabulkách 5.13 a 5.14. Relativní ukazatel vypočítáme dle vzorce 4.11. Hodnoty relativních ukazatelů, tedy výsledných efektů, jsou uvedeny v tabulce 5.15.

Tabulka 5.15 Výsledný efekt

	Efekt	Pořadí
IOL Master 700	0,549	1.
IOL Master 500	0,451	2.

5.3.3 Metoda hodnotového inženýrství – Saatyho matice

Pentacam 70700 a Pentacam starší generace jsou přístroje určené ke snímání a měření předního segmentu oka.

Nejprve byly identifikovány kritéria pro výběr zdravotnických prostředků skupinou odborníků a následně byla tato kritéria ohodnocena dle tabulky 4.1. Hodnocení těchto kritérií nalezneme v tabulce 5.16 Pomocí metod hodnotového inženýrství, konkrétně metody Saatyho matice, byly určeny váhy jednotlivých kritérií. V tabulce 5.17 je vyhodnocení relativních významů kritérií a byla vypočítána suma sloupců dle vzorce 4.2. Jednotlivé prvky matice jsou vyděleny těmito součty dle vzorce 4.3. Dále vypočítáme součty řádků matice dle vzorce 4.4 a sumu těchto sum dle vzorce 4.5. Výsledné váhy kritérií získáme dle vzorce 4.6 uvedené s výpočty v tabulce 5.18 a pro přehlednost jsou konečné váhy jednotlivých kritérií uvedeny v tabulce 5.19.

Tabulka 5.16 Hodnocená kritéria, jejich bodované pořadí a hodnocení příslušných variant Pentacam 70700 a Pentacam starší generace dle kritérií skupinou odborníků.

Varianty přístroje	1. Rychlost měření	2. Přesnost měření	3. Moduly vyšetření (topografie, pachymetrie, cataracta grading)	4. Databáze vyšetření	5. Srovnání s předchozím vyšetřením	6. Kvalita snímku	7. Licence na PC	8. Konektivita v interní síti	9. Tvorba reportů	10. Možnost vzdálené plochy
Pentacam 70700	7	9	9	7	8	8	6	6	8	7
Pentacam st.	9	7	6	8	4	6	5	4	7	6
POŘADÍ KRITÉRIA	5	10	8	6	7	9	2	3	4	1

Tabulka 5.17 Saatyho matice pro Pentacam 70700 a Pentacam starší generace

Kritérium	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	1	1/7	1/5	1/3	1/3	1/5	5	3	3	9
2	7	1	3	5	5	3	9	7	5	9
3	5	1/3	1	3	3	1/3	7	7	5	9
4	3	1/5	1/3	1	1/3	1/5	7	5	3	9
5	3	1/5	1/3	3	1	1/3	7	5	5	9
6	5	1/3	3	5	3	1	7	7	5	9
7	1/5	1/9	1/7	1/7	1/7	1/7	1	1/3	1/3	5
8	1/3	1/7	1/7	1/5	1/5	1/7	3	1	1/3	9
9	1/3	1/5	1/5	1/3	1/5	1/5	3	3	1	9
10	1/9	1/9	1/9	1/9	1/9	1/9	1/5	1/9	1/9	1
Suma	24,978	2,775	8,463	18,121	13,321	5,663	49,200	38,444	27,778	78,000

Tabulka 5.18 Výpočet váhy kritérií pro Pentacam 70700 a Pentacam starší generace

K	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Suma	VÁHY
1	0,040	0,051	0,024	0,018	0,025	0,035	0,102	0,078	0,108	0,115	0,597	0,060
2	0,280	0,360	0,354	0,276	0,375	0,530	0,183	0,182	0,180	0,115	2,837	0,284
3	0,200	0,120	0,118	0,166	0,225	0,059	0,142	0,182	0,180	0,115	1,508	0,151
4	0,120	0,072	0,039	0,055	0,025	0,035	0,142	0,130	0,108	0,115	0,843	0,084
5	0,120	0,072	0,039	0,166	0,075	0,059	0,142	0,130	0,180	0,115	1,099	0,110
6	0,200	0,120	0,354	0,276	0,225	0,177	0,142	0,182	0,180	0,115	1,972	0,197
7	0,008	0,040	0,017	0,008	0,011	0,025	0,020	0,009	0,012	0,064	0,214	0,021
8	0,013	0,051	0,017	0,011	0,015	0,025	0,061	0,026	0,012	0,115	0,347	0,035
9	0,013	0,072	0,024	0,018	0,015	0,035	0,061	0,078	0,036	0,115	0,468	0,047
10	0,004	0,040	0,013	0,006	0,008	0,020	0,004	0,003	0,004	0,013	0,115	0,012
											10,000	

Tabulka 5.19 Váhy kritérií pro Pentacam 70700 a Pentacam starší generace

Kritéria	Váhy kritérií
Rychlost měření	0,060
Přesnost měření	0,284
Moduly vyšetření (topografie, pachymetrie, cataracta grading)	0,151
Databáze vyšetření	0,084
Srovnání s předchozím vyšetřením	0,110
Kvalita snímku	0,197
Licence na PC	0,021
Konektivita v interní síti	0,035
Tvorba reportů	0,047
Možnost vzdálené plochy	0,012

5.3.4 Metoda TOPSIS

Pro metodu TOPSIS jsou vstupními hodnotami zvolená kritéria, přístroje Pentacam 70700 a Pentacam starší generace a váhy kritérií. Nyní je nutné zvolit povahu kritérií, tedy zda má kritérium maximalizační nebo minimalizační charakter. V tabulce 5.20 jsou uvedeny vstupní hodnoty zvolených kritérií a jejich charakter.

Tabulka 5.20 Vstupní hodnoty multikritériálního rozhodování

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
Pentacam 70700	7	9	9	7	8	8	6	6	8	7
Pentacam st.	9	7	6	8	4	6	5	4	7	6
Váha kritéria	0,060	0,284	0,151	0,084	0,110	0,197	0,021	0,035	0,047	0,012
Povaha kritéria	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX

Dalším krokem je umocnit vstupní hodnoty na druhou, sečíst sloupce a následně je odmocnit. Tyto pomocné výpočty pro sestavení normalizované kritériální matice jsou uvedeny v tabulce 5.21.

Tabulka 5.21 Pomocné výpočty pro normalizovanou kritériální matici

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
P. 70700	49	81	81	49	64	64	36	36	64	49
P. st.	81	49	36	64	16	36	25	16	49	36
Suma sl.	130	130	117	113	80	100	61	52	113	85
Odmocnina	11,402	11,402	10,817	10,630	8,944	10	7,810	7,211	10,630	9,220

Dále je nutné vytvořit normalizovanou kritériální matici tak, že hodnota kritéria vstupní hodnoty se vydělí odmocninou příslušného sloupce dle vzorce 4.7. Získané hodnoty jsou uvedeny v následující tabulce 5.22.

Tabulka 5.22 Normalizovaná kritériální matice

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
Pentacam 70700	0,614	0,789	0,832	0,659	0,894	0,800	0,768	0,832	0,753	0,759
Pentacam st.	0,789	0,614	0,555	0,753	0,447	0,600	0,640	0,555	0,659	0,651

Nyní vytvoříme váženou kritériální matici, která je znázorněna v tabulce 5.23. Hodnoty vážené kritériální matice získáme tak, že každou hodnotu normalizované kritériální matice vynásobíme váhou kritéria. Určíme bazální hodnotu (minimum ze sloupce vážené kritériální matice) a ideální hodnotu (maximum ze sloupce vážené kritériální matice).

Tabulka 5.23 Vážená kritériální matice, stanovení ideálních a bazálních hodnot

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
Pentacam 70700	0,037	0,224	0,125	0,056	0,098	0,158	0,016	0,029	0,035	0,009
Pentacam st.	0,047	0,174	0,084	0,063	0,049	0,118	0,014	0,019	0,031	0,008
ideální hodnota H	0,047	0,224	0,125	0,063	0,098	0,158	0,016	0,029	0,035	0,009
bazální hodnota D	0,037	0,174	0,084	0,056	0,049	0,118	0,014	0,019	0,031	0,008

Nyní je nutné vypočítat vzdálenost od ideální hodnoty D^+ , dle vzorce 4.9. Její hodnoty jsou uvedeny v tabulce 5.24.

Tabulka 5.24 Výpočet vzdáleností od ideální varianty D^+

K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10	Suma	D^+
0	0	0	5E-05	0	0	0	0	0	0	1E-04	0,012
0	0,003	0,002	0	0,002	0,002	4E-06	1E-04	2E-05	1E-06	0,008	0,091

Dalším krokem je výpočet vzdálenosti od bazální varianty D^- , dle vzorce 4.10. Hodnoty vzdálenosti od bazální varianty jsou uvedeny v tabulce 5.25.

Tabulka 5.25 Výpočet vzdáleností od bazální varianty D^-

K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10	Suma	D^-
0	0,003	0	0	0,002	0,002	4E-06	1E-04	2E-05	1E-06	0,008	0,091
0	0	0	5E-05	0	0	0	0	0	0	1E-04	0,012

Pro výpočet relativního ukazatele je nutné vypočítat sumu řádků a odmocninu ze sumy řádků, uvedené v tabulkách 5.24 a 5.25. Relativní ukazatel vypočítáme dle vzorce 4.11. Hodnoty relativních ukazatelů, tedy výsledných efektů jsou uvedeny v tabulce 5.26.

Tabulka 5.26 Výsledný efekt

	Efekt	Pořadí
Pentacam 70700	0,882	1.
Pentacam starší generace	0,118	2.

5.3.5 Metoda hodnotového inženýrství – Saatyho matice

DGH Scanmate A+B a OTI-Scan 2000 jsou přístroje určené k měření axiální délky oka, což je pro nás důležité k výpočtu IOL. V praxi se toto měření používá jako doplňující k měření bezkontaktním biometrem. Modul B-Scan slouží k zobrazování vnitřní struktury oka.

Nejprve byla identifikována kritéria pro výběr zdravotnických prostředků skupinou odborníků a následně byla tato kritéria ohodnocena dle tabulky 4.1. Hodnocení těchto kritérií nalezneme v tabulce 5.27. Pomocí metod hodnotového inženýrství, konkrétně metody Saatyho matice, byly určeny váhy jednotlivých kritérií. V tabulce 5.28 je vyhodnocení relativních významů kritérií a byla vypočítána suma sloupců dle vzorce 4.2. Jednotlivé prvky matice jsou vyděleny těmito součty dle vzorce 4.3. Dále vypočítáme součty řádků matice dle vzorce 4.4 a sumu těchto sum dle vzorce 4.5. Výsledné váhy kritérií získáme dle vzorce 4.6 uvedené s výpočty v tabulce 5.29 a pro přehlednost jsou konečné váhy jednotlivých kritérií uvedeny v tabulce 5.30.

Tabulka 5.27 Hodnocená kritéria, jejich bodované pořadí a hodnocení příslušných variant DGH Scanmate A+B a OTI-Scan 2000 dle kritérií skupinou odborníků.

Variantní přístroje	1. Rychlost měření	2. Přesnost měření a správnost kalkulací	3. Kalkulační módy (SRK/T, Hoffer, Holladay)	4. Kvalita UZ B-scannu	5. Délka smyčky UZ B scannu	6. Velikost přístroje	7. Konektivita v interní síti	8. User friendly	9. Nutnost kalibrace	10. Možnost vzdálené plochy
DGH Scanmate A+B	8	9	6	9	7	9	4	8	5	5
OTI-Scan 2000	9	7	9	6	8	4	2	5	7	7
POŘADÍ KRITÉRIA	7	10	9	8	6	5	2	3	4	1

Tabulka 5.28 Saatyho matice pro DGH Scanmate A+B a OTI-Scan 2000

Kritérium	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	1	1/5	1/3	1/3	3	3	7	5	5	9
2	5	1	3	3	5	5	9	7	7	9
3	3	1/3	1	3	3	1/3	7	7	5	9
4	3	1/3	1/3	1	1/3	1/5	7	5	3	9
5	1/3	1/5	1/3	3	1	1/3	7	5	5	9
6	1/3	1/5	3	5	3	1	7	7	5	9
7	1/7	1/9	1/7	1/7	1/7	1/7	1	1/3	1/3	5
8	1/5	1/7	1/7	1/5	1/5	1/7	3	1	1/3	9
9	1/5	1/7	1/5	1/3	1/5	1/5	3	3	1	9
10	1/9	1/9	1/9	1/9	1/9	1/9	1/5	1/9	1/9	1
Suma	13,321	2,775	8,597	16,121	15,987	10,463	51,200	40,444	31,778	78,000

Tabulka 5.29 Výpočet váhy kritérií pro DGH Scanmate A+B a OTI-Scan 2000

K	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Suma	VÁHY
1	0,075	0,072	0,039	0,021	0,188	0,287	0,137	0,124	0,157	0,115	1,214	0,121
2	0,375	0,360	0,349	0,186	0,313	0,478	0,176	0,173	0,220	0,115	2,746	0,275
3	0,225	0,120	0,116	0,186	0,188	0,032	0,137	0,173	0,157	0,115	1,450	0,145
4	0,225	0,120	0,039	0,062	0,021	0,019	0,137	0,124	0,094	0,115	0,956	0,096
5	0,025	0,072	0,039	0,186	0,063	0,032	0,137	0,124	0,157	0,115	0,949	0,095
6	0,025	0,072	0,349	0,310	0,188	0,096	0,137	0,173	0,157	0,115	1,622	0,162
7	0,011	0,040	0,017	0,009	0,009	0,014	0,020	0,008	0,010	0,064	0,201	0,020
8	0,015	0,051	0,017	0,012	0,013	0,014	0,059	0,025	0,010	0,115	0,331	0,033
9	0,015	0,051	0,023	0,021	0,013	0,019	0,059	0,074	0,031	0,115	0,422	0,042
10	0,008	0,040	0,013	0,007	0,007	0,011	0,004	0,003	0,003	0,013	0,109	0,011
											10,000	

Tabulka 5.30 Váhy kritérií pro DGH Scanmate A+B a OTI-Scan 2000

Kritéria	Váhy kritérií
Rychlost měření	0,121
Přesnost měření a správnost kalkulací	0,275
Kalkulační módy (SRK/T, Hoffer, Holladay)	0,145
Kvalita UZ B scanu	0,096
Délka smyčky UZ B-scanu	0,095
Velikost přístroje	0,162
Konektivita v interní síti	0,020
User friendly	0,033
Nutnost kalibrace	0,042
Možnost vzdálené plochy	0,011

5.3.6 Metoda TOPSIS

Pro metodu TOPSIS jsou vstupními hodnotami zvolená kritéria, přístroje DGH Scanmate A+B a OTI-Scan 2000 a váhy kritérií. Nyní je nutné zvolit povahu kritérií, tedy zda má kritérium maximalizační nebo minimalizační charakter. V tabulce 5.31 jsou uvedeny vstupní hodnoty zvolených kritérií a jejich charakter.

Tabulka 5.31 Vstupní hodnoty multikritériálního rozhodování

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
DGH Scanmate	8	9	6	9	7	9	4	8	5	5
OTI-Scan 2000	9	7	9	6	8	4	2	5	7	7
Váha kritéria	0,121	0,275	0,145	0,096	0,095	0,162	0,02	0,033	0,042	0,011
Povaha kritéria	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MIN	MAX	MAX	MIN	MAX

Nyní je nutné převést minimalizační kritéria na maximalizační, které jsou uvedeny v tabulce 5.32.

Tabulka 5.32 Vstupní hodnoty MCDA s maximalizačními kritérii

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
DGH Scanmate	8	9	6	9	7	0	4	8	2	5
OTI-Scan 2000	9	7	9	6	8	5	2	5	0	7
Váha kritéria	0,121	0,275	0,145	0,096	0,095	0,162	0,02	0,033	0,042	0,011
Povaha kritéria	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX

Dalším krokem je umocnit vstupní hodnoty na druhou, sečíst sloupce a následně je odmocnit. Tyto pomocné výpočty pro sestavení normalizované kritériální matice jsou uvedeny v tabulce 5.33.

Tabulka 5.33 Pomocné výpočty pro normalizovanou kritériální matici

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
DGH	64	81	36	81	49	0	16	64	4	25
OTI-Scan	81	49	81	36	64	25	4	25	0	7
Suma sl.	145	130	117	117	113	25	20	89	4	32
Odmocnina	12,042	11,402	10,817	10,817	10,630	5	4,472	9,434	2,000	5,657

Dále je nutné vytvořit normalizovanou kritériální matici tak, že hodnota kritéria vstupní hodnoty se vydělí odmocninou příslušného sloupce dle vzorce 4.7. Získané hodnoty jsou uvedeny v následující tabulce 5.34.

Tabulka 5.34 Normalizovaná kritériální matice

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
DGH Scanmate	0,664	0,789	0,555	0,832	0,659	0	0,894	0,848	1	0,884
OTI-Scan	0,747	0,614	0,832	0,555	0,753	1	0,447	0,53	0	1,237

Nyní vytvoříme váženou kritériální matici, která je znázorněna v tabulce 5.35. Hodnoty vážené kritériální matice získáme tak, že každou hodnotu normalizované kritériální matice vynásobíme vahou kritéria. Určíme bazální hodnotu (minimum ze sloupce vážené kritériální matice) a ideální hodnotu (maximum ze sloupce vážené kritériální matice).

Tabulka 5.35 Vážená kritériální matice, stanovení ideálních a bazálních hodnot

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
DGH Scanmate	0,081	0,217	0,08	0,08	0,063	0	0,018	0,028	0,042	0,010
OTI-Scan	0,091	0,169	0,121	0,053	0,071	0,162	0,009	0,018	0	0,013
ideální hodnota H	0,091	0,217	0,121	0,08	0,071	0,162	0,018	0,028	0,042	0,013
bazální hodnota D	0,081	0,169	0,08	0,053	0,063	0	0,009	0,018	0	0,010

Nyní je nutné vypočítat vzdálenost od ideální hodnoty D^+ , dle vzorce 4.9. Její hodnoty jsou uvedeny v tabulce 5.36.

Tabulka 5.36 Výpočet vzdáleností od ideální varianty D^+

K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10	Suma	D^+
1E-04	0	0,002	0	8E-05	0,026	0	0	0	1E-05	0,028	0,168
0	0,002	0	0,001	0	0	8E-05	1E-04	0,002	0	0,005	0,071

Dalším krokem je výpočet vzdálenosti od bazální varianty D^- , dle vzorce 4.10. Hodnoty vzdálenosti od bazální varianty jsou uvedeny v tabulce 5.37.

Tabulka 5.37 Výpočet vzdáleností od bazální varianty D^-

K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10	Suma	D^-
0	0,002	0	7E-04	0	0	8E-05	1E-04	0,002	0	0,005	0,071
1E-04	0	0,002	0	8E-05	0,026	0	0	0	1E-05	0,028	0,168

Pro výpočet relativního ukazatele je nutné vypočítat sumu řádků a odmocninu ze sumy řádků, uvedené v tabulkách 5.36 a 5.37. Relativní ukazatel vypočítáme dle vzorce 4.11. Hodnoty relativních ukazatelů, tedy výsledných efektů, jsou uvedeny v tabulce 5.38.

Tabulka 5.38 Výsledný efekt

	Efekt	Pořadí
DGH Scanmate A+B	0,296	2.
OTI-Scan 2000	0,704	1.

5.4 Hodnocení zdravotnických přístrojů pro diagnostiku VPMD

Na základě potřeb kliniky Gemini a dostupnosti prostředků na českém trhu od distributorů Castor CZ, s. r. o. a OFTIS-OPTA, s. r. o. byly identifikovány prostředky potřebné k diagnostice VPMD. Na základě analýzy trhu a získaných dat jsou porovnávány tyto diagnostické prostředky:

1. OCT Spectralis a SOCT Revo NX 130
2. TRC-50DX a Daytona A10600

5.4.1 Metoda hodnotového inženýrství – Saatyho matice

OCT Spectralis je diagnostický přístroj pro zobrazení sítnice lidského oka. Napomáhá diagnostice předního i zadního segmentu oka, což je důležité především pro diagnostiku VPMD. SOCT Revo NX 130 využívá metodu spektrální oblasti optické koherentní tomografie pro neinvazivní získání trojrozměrných obrazů průřezu sítnice. Přístroj interferometricky analyzuje paprsky procházející systémem oka a vytváří výsledek pro analýzu vnitřní struktury oka – průřezu oka.

Nejprve byla identifikována kritéria pro výběr zdravotnických prostředků skupinou odborníků a následně byla tato kritéria ohodnocena dle tabulky 4.1. Hodnocení těchto kritérií nalezneme v tabulce 5.39. Pomocí metod hodnotového inženýrství, konkrétně metody Saatyho matice, byly určeny váhy jednotlivých kritérií. V tabulce 5.40 je vyhodnocení relativních významů kritérií a byla vypočítána suma sloupců dle vzorce 4.2. Jednotlivé prvky matice jsou vyděleny těmito součty dle vzorce 4.3. Dále vypočítáme součty řádků matice dle vzorce 4.4 a sumu těchto sum dle vzorce 4.5. Výsledné váhy kritérií získáme dle vzorce 4.6 uvedené s výpočty v tabulce 5.41 a pro přehlednost jsou konečné váhy jednotlivých kritérií uvedeny v tabulce 5.42.

5.39 Hodnocená kritéria, jejich bodované pořadí a hodnocení příslušných variant OCT Spectralis a SOCT Revo NX 130 dle kritérií skupinou odborníků.

Varianty přístroje	1. Rychlost měření	2. Kvalita pořízených snímků	3. Možnost měření (glaucoma, macula..)	4. Možnost angiografie	5. Kompaktnost přístroje	6. Kvalita hodnocení RNFL analýzy	7. Eye tracking	8. Licence na PC	9. Přesnost výsledků	10. Možnost vzdálené podpory
OCT Spectralis	8	10	10	9	7	8	8	6	7	7
SOCT Revo NX 130	7	8	9	10	6	7	7	7	9	6
POŘADÍ KRITÉRIA	7	10	8	6	5	4	3	2	9	1

Tabulka 5.40 Saatyho matice pro OCT Spectralis a SOCT Revo NX130

Kritérium	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	1	1/5	1/3	3	3	5	7	7	1/3	9
2	5	1	3	5	5	7	7	9	3	9
3	3	1/3	1	3	5	5	7	7	1/3	9
4	1/3	1/5	1/3	1	3	3	5	7	1/5	9
5	1/3	1/5	1/5	1/3	1	3	5	5	1/5	7
6	1/5	1/7	1/5	1/3	1/3	1	3	3	1/5	5
7	1/7	1/7	1/7	1/5	1/5	1/3	1	3	1/7	5
8	1/7	1/9	1/7	1/7	1/5	1/3	1/3	1	1/5	3
9	3	1/3	3	5	5	5	7	5	1	7
10	1/9	1/9	1/9	1/9	1/7	1/5	1/5	1/3	1/7	1
Suma	13,263	2,775	8,463	18,121	22,876	29,867	42,533	47,333	5,752	64,000

Tabulka 5.41 Výpočet váhy kritérií pro OCT Spectralis a SOCT Revo NX130

K	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Suma	VÁHY
1	0,075	0,072	0,039	0,166	0,131	0,167	0,165	0,148	0,058	0,141	1,162	0,116
2	0,377	0,360	0,354	0,276	0,219	0,234	0,165	0,190	0,522	0,141	2,838	0,284
3	0,226	0,120	0,118	0,166	0,219	0,167	0,165	0,148	0,058	0,141	1,527	0,153
4	0,025	0,072	0,039	0,055	0,131	0,100	0,118	0,148	0,035	0,141	0,864	0,086
5	0,025	0,072	0,024	0,018	0,044	0,100	0,118	0,106	0,035	0,109	0,651	0,065
6	0,015	0,051	0,024	0,018	0,015	0,033	0,071	0,063	0,035	0,078	0,403	0,040
7	0,011	0,051	0,017	0,011	0,009	0,011	0,024	0,063	0,025	0,078	0,300	0,030
8	0,011	0,040	0,017	0,008	0,009	0,011	0,008	0,021	0,035	0,047	0,206	0,021
9	0,226	0,120	0,354	0,276	0,219	0,167	0,165	0,106	0,174	0,109	1,916	0,192
10	0,008	0,040	0,013	0,006	0,006	0,007	0,005	0,007	0,025	0,016	0,133	0,013
											10,000	

Tabulka 5.42 Váhy kritérií pro OCT Spectralis a SOCT Revo NX130

Kritéria	Váhy kritérií
Rychlost měření	0,116
Kvalita pořízených snímků	0,284
Možnost měření (glaucoma, macula..)	0,153
Možnost angiografie	0,086
Kompaktnost přístroje	0,065
Kvalita hodnocení RNFL analýzy	0,040
Eye cracking	0,030
Licence na PC	0,021
Přesnost výsledků	0,192
Možnost vzdálené podpory	0,013

5.4.2 Metoda TOPSIS

Pro metodu TOPSIS jsou vstupními hodnotami zvolená kritéria, přístroje OCT Spectralis a SOCT Revo NX130 a váhy kritérií. Nyní je nutné zvolit povahu kritérií, tedy zda má kritérium maximalizační nebo minimalizační charakter. V tabulce 5.43 jsou uvedeny vstupní hodnoty zvolených kritérií a jejich charakter.

Tabulka 5.43 Vstupní hodnoty multikritériálního hodnocení

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
OCT Spectralis	8	9	6	9	7	9	4	8	5	5
SOCT Revo	9	7	9	6	8	4	2	5	7	7
Váha kritéria	0,116	0,284	0,153	0,086	0,065	0,040	0,030	0,021	0,192	0,013
Povaha kritéria	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX

Dalším krokem je umocnit vstupní hodnoty na druhou, sečíst sloupce a následně je odmocnit. Tyto pomocné výpočty pro sestavení normalizované kritériální matice jsou uvedeny v tabulce 5.44.

Tabulka 5.44 Pomocné výpočty pro normalizovanou kritériální matici

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
OCT Spect.	64	81	36	81	49	81	16	64	25	25
SOCT Revo	81	49	81	36	64	16	4	25	49	49
Suma sl.	145	130	117	117	113	97	20	89	74	74
Odmocnina	12,042	11,402	10,817	10,817	10,630	9,849	4,472	9,434	8,602	8,602

Dále je nutné vytvořit normalizovanou kritériální matici tak, že hodnota kritéria vstupní hodnoty se vydělí odmocninou příslušného sloupce dle vzorce 4.7. Získané hodnoty jsou uvedeny v následující tabulce 5.45.

Tabulka 5.45 Normalizovaná kritériální matice

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
OCT Spectralis	0,664	0,789	0,555	0,832	0,659	0,914	0,894	0,848	0,581	0,581
SOCT Revo	0,747	0,614	0,832	0,555	0,753	0,406	0,447	0,53	0,814	0,814

Nyní vytvoříme váženou kritériální matici, která je znázorněna v tabulce 5.46. Hodnoty vážené kritériální matice získáme tak, že každou hodnotu normalizované kritériální matice vynásobíme vahou kritéria. Určíme bazální hodnotu (minimum ze sloupce vážené kritériální matice) a ideální hodnotu (maximum ze sloupce vážené kritériální matice).

Tabulka 5.46 Vážená kritériální matice, stanovení ideálních a bazálních hodnot

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
OCT Spectralis	0,077	0,224	0,085	0,072	0,043	0,037	0,027	0,017	0,111	0,008
SOCT Revo	0,087	0,174	0,127	0,048	0,049	0,016	0,013	0,011	0,156	0,011
ideální hodnota H	0,087	0,224	0,127	0,072	0,049	0,037	0,027	0,017	0,156	0,011
bazální hodnota D	0,077	0,174	0,085	0,048	0,043	0,016	0,013	0,011	0,111	0,008

Nyní je nutné vypočítat vzdálenost od ideální hodnoty D^+ , dle vzorce 4.9. Její hodnoty jsou uvedeny v tabulce 5.47.

Tabulka 5.47 Výpočet vzdáleností od ideální varianty D^+

K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10	Suma	D^+
9E-05	0	0,002	0	4E-05	0	0	0	0,002	1E-05	0,004	0,063
0	0,002	0	0,001	0	4E-04	2E-04	4E-05	0	0	0,004	0,061

Dalším krokem je výpočet vzdálenosti od bazální varianty D^- , dle vzorce 4.10. Hodnoty vzdálenosti od bazální varianty jsou uvedeny v tabulce 5.48.

Tabulka 5.48 Výpočet vzdáleností od bazální varianty D^-

K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10	Suma	D^-
0	0	0	0	0	4E-04	2E-04	4E-05	0	0	0,004	0,061
9E-05	0	0,002	0	4E-05	0	0	0	0,002	1E-05	0,004	0,063

Pro výpočet relativního ukazatele je nutné vypočítat sumu řádků a odmocninu ze sumy řádků, uvedené v tabulkách 5.47 a 5.48. Relativní ukazatel vypočítáme dle vzorce 4.11. Hodnoty relativních ukazatelů, tedy výsledných efektů, jsou uvedeny v tabulce 5.49.

Tabulka 5.49 Výsledný efekt

	Efekt	Pořadí
OCT Spectralis	0,493	2.
SOCT Revo NX130	0,507	1.

5.4.3 Metoda hodnotového inženýrství – Saatyho matice

Sítňicové kamery TRC-50DX a Daytona A10600 jsou přístroje, které se používají k pořizování snímků zadního segmentu oka, což je důležitý diagnostický krok při diagnostice VPMD.

Nejprve byla identifikována kritéria pro výběr zdravotnických prostředků skupinou odborníků a následně byla tato kritéria ohodnocena dle tabulky 4.1. Hodnocení těchto kritérií nalezneme v tabulce 5.50. Pomocí metod hodnotového inženýrství, konkrétně metody Saatyho matice, byly určeny váhy jednotlivých kritérií. V tabulce 5.51 je vyhodnocení relativních významů kritérií a byla vypočítána suma sloupců dle vzorce 4.2. Jednotlivé prvky matice jsou vyděleny těmito součty dle vzorce 4.3. Dále vypočítáme součty řádků matice dle vzorce 4.4 a sumu těchto sum dle vzorce 4.5. Výsledné váhy kritérií získáme dle vzorce 4.6 uvedené s výpočty v tabulce 5.52 a pro přehlednost jsou konečné váhy jednotlivých kritérií uvedeny v tabulce 5.53.

Tabulka 5.50 Hodnocená kritéria, jejich bodované pořadí a hodnocení příslušných variant TRC-50DX a Daytona A10600 dle kritérií skupinou odborníků.

Varianty přístroje	1. Rychlost měření	2. Nutnost kontrastních látek	3. Kompaktnost přístroje	4. Kvalita snímků	5. Nároky na osvětlení místnosti	6. Eye tracking	7. Konektivita v interní síti	8. Doplnkové moduly	9. Přesnost výsledků	10. Možnost vzdálené podpory
TRC-50DX	7	8	5	9	7	7	6	7	8	6
Daytona A10600	8	4	7	10	8	8	7	8	9	7
POŘADÍ KRITÉRIA	9	8	4	10	7	5	2	3	6	1

Tabulka 5.51 Saatyho matice pro TRC-50DX a Daytona A10600

Kritérium	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	1	3	5	1/3	3	5	7	7	5	9
2	1/3	1	5	1/5	3	3	7	7	3	9
3	1/5	1/5	1	1/7	1/5	1/3	3	3	1/3	5
4	3	5	7	1	3	5	9	7	5	9
5	1/3	1/3	5	1/3	1	3	5	5	3	7
6	1/5	1/3	3	1/5	1/3	1	5	5	1/3	7
7	1/7	1/7	1/3	1/9	1/5	1/5	1	1/3	1/5	3
8	1/7	1/7	1/3	1/7	1/5	1/5	3	1	1/5	3
9	1/5	1/3	3	1/5	1/3	3	5	5	1	5
10	1/9	1/9	1/5	1/9	1/7	1/7	1/3	1/3	1/5	1
Suma	5,663	10,597	29,867	2,775	11,410	20,876	45,333	40,667	18,267	58,000

Tabulka 5.52 Výpočet váhy kritérií pro TRC-50DX a Daytona A10600

K	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Suma	VÁHY
1	0,177	0,283	0,167	0,120	0,263	0,240	0,154	0,172	0,274	0,155	2,005	0,201
2	0,059	0,094	0,167	0,072	0,263	0,144	0,154	0,172	0,164	0,155	1,445	0,145
3	0,035	0,019	0,033	0,051	0,018	0,016	0,066	0,074	0,018	0,086	0,417	0,042
4	0,530	0,472	0,234	0,360	0,263	0,240	0,199	0,172	0,274	0,155	2,898	0,290
5	0,059	0,031	0,167	0,120	0,088	0,144	0,110	0,123	0,164	0,121	1,127	0,113
6	0,035	0,031	0,100	0,072	0,029	0,048	0,110	0,123	0,018	0,121	0,689	0,069
7	0,025	0,013	0,011	0,040	0,018	0,010	0,022	0,008	0,011	0,052	0,210	0,021
8	0,025	0,013	0,011	0,051	0,018	0,010	0,066	0,025	0,011	0,052	0,282	0,028
9	0,035	0,031	0,100	0,072	0,029	0,144	0,110	0,123	0,055	0,086	0,786	0,079
10	0,020	0,010	0,007	0,040	0,013	0,007	0,007	0,008	0,011	0,017	0,140	0,014
											10,000	

Tabulka 5.53 Váhy kritérií pro TRC-50DX a Daytona A10600

Kritéria	Váhy kritérií
Rychlost měření	0,201
Nutnost kontrastních látek	0,145
Kompaktnost přístroje	0,042
Kvalita snímků	0,290
Nároky na osvětlení místnosti	0,113
Eye tracking	0,069
Konektivita v interní síti	0,021
Doplňkové moduly	0,028
Přesnost výsledků	0,079
Možnost vzdálené podpory	0,014

5.4.4 Metoda TOPSIS

Pro metodu TOPSIS jsou vstupními hodnotami zvolená kritéria, přístroje TRC-50DX a Daytona A10600 a váhy kritérií. Nyní je nutné zvolit povahu kritérií, tedy zda má kritérium maximalizační nebo minimalizační charakter. V tabulce 5.54 jsou uvedeny vstupní hodnoty zvolených kritérií a jejich charakter.

Tabulka 5.54 Vstupní hodnoty multikritériálního hodnocení

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
TRC-50DX	7	8	5	9	7	7	6	7	8	6
Daytona	8	4	7	10	8	8	7	8	9	7
Váha kritéria	0,201	0,145	0,042	0,290	0,113	0,069	0,021	0,028	0,079	0,014
Povaha kritéria	MAX	MIN	MAX	MAX	MIN	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX

Nyní je nutné převést minimalizační kritéria na maximalizační, které jsou uvedeny v tabulce 5.55.

Tabulka 5.55 Vstupní hodnoty MCDA s maximalizačními kritérii

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
TRC-50DX	7	0	5	9	1	7	6	7	8	6
Daytona	8	4	7	10	0	8	7	8	9	7
Váha kritéria	0,201	0,145	0,042	0,290	0,113	0,069	0,021	0,028	0,079	0,014
Povaha kritéria	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX

Dalším krokem je umocnit vstupní hodnoty na druhou, sečíst sloupce a následně je odmocnit. Tyto pomocné výpočty pro sestavení normalizované kritériální matice jsou uvedeny v tabulce 5.56.

Tabulka 5.56 Pomocné výpočty pro normalizovanou kritériální matici

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
TR-50DX	49	0	25	81	1	49	36	49	64	36
Daytona	64	16	49	100	0	64	49	64	81	49
Suma sl.	113	16	74	181	1	113	85	113	145	85
Odmocnina	10,630	4,000	8,602	13,454	1	10,630	9,220	10,630	12,042	9,220

Dále je nutné vytvořit normalizovanou kritériální matici tak, že hodnota kritéria vstupní hodnoty se vydělí odmocninou příslušného sloupce dle vzorce 4.7. Získané hodnoty jsou uvedeny v následující tabulce 5.57.

Tabulka 5.57 Normalizovaná kritériální matice

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
TRC-50DX	0,659	0	0,581	0,669	1	0,659	0,651	0,659	0,664	0,651
Daytona	0,753	1	0,814	0,743	0	0,753	0,759	0,753	0,747	0,759

Nyní vytvoříme váženou kritériální matici, která je znázorněna v tabulce 5.58. Hodnoty vážené kritériální matice získáme tak, že každou hodnotu normalizované kritériální matice vynásobíme váhou kritéria. Určíme bazální hodnotu (minimum ze sloupce vážené kritériální matice) a ideální hodnotu (maximum ze sloupce vážené kritériální matice).

Tabulka 5.58 Vážená kritériální matice, stanovení ideálních a bazálních hodnot

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
TRC-50DX	0,132	0	0,024	0,194	0,113	0,045	0,014	0,019	0,052	0,009
Daytona	0,151	0,145	0,034	0,215	0	0,052	0,016	0,021	0,059	0,011
ideální hodnota H	0,151	0,145	0,034	0,215	0,113	0,052	0,016	0,021	0,059	0,011
bazální hodnota D	0,132	0	0,024	0,194	0	0,045	0,014	0,019	0,052	0,009

Nyní je nutné vypočítat vzdálenost od ideální hodnoty D^+ , dle vzorce 4.9. Její hodnoty jsou uvedeny v tabulce 5.59.

Tabulka 5.59 Výpočet vzdáleností od ideální varianty D⁺

K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10	Suma	D ⁺
4E-04	0,021	9E-05	5E-04	0	4E-05	5E-06	7E-06	4E-05	2E-06	0,022	0,148
0	0	0	0	0,013	0	0	0	0	0	0,013	0,113

Dalším krokem je výpočet vzdálenosti od bazální varianty D⁻, dle vzorce 4.10. Hodnoty vzdálenosti od bazální varianty jsou uvedeny v tabulce 5.60.

Tabulka 5.60 Výpočet vzdálenosti od bazální varianty D⁻

K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10	Suma	D ⁻
0	0	0	0	0,013	0	0	0	0	0	0,013	0,113
4E-04	0,021	9E-05	5E-04	0	4E-05	5E-06	7E-06	4E-05	2E-06	0,022	0,148

Pro výpočet relativního ukazatele je nutné vypočítat sumu řádků a odmocninu ze sumy řádků, uvedené v tabulkách 5.59 a 5.60. Relativní ukazatel vypočítáme dle vzorce 4.11. Hodnoty relativních ukazatelů, tedy výsledných efektů, jsou uvedeny v tabulce 5.61.

Tabulka 5.61 Výsledný efekt

	Efekt	Pořadí
TRC-50DX	0,432	2.
Daytona	0,568	1.

5.5 Hodnocení zdravotnických přístrojů pro diagnostiku glaukomu

Na základě potřeb kliniky Gemini a dostupnosti prostředků na českém trhu od distributorů Castor CZ, s. r. o. a OFTIS-OPTA, s. r. o. byly identifikovány prostředky potřebné k diagnostice glaukomu. Na základě analýzy trhu a získaných dat jsou porovnávány tyto diagnostické prostředky:

1. Aplanační tonometr Keeler a Tonoref III
2. Humphrey Field Analyzer 750i a Mikroperimetr MAIA

5.5.1 Metoda hodnotového inženýrství – Saatyho matice

Aplanační tonometr Tonoref III se používá na měření objektivní refrakce oka (dioptrické mohutnosti oka), zakřivení rohovky, měření průměru rohovky a zornice, pupilární vzdálenosti očí, nitroočního tlaku a tloušťky rohovky. Aplanační tonometr Keeler je přístroj taktéž na měření nitroočního tlaku, což je důležité pro diagnostiku glaukomu.

Nejprve byla identifikována kritéria pro výběr zdravotnických prostředků skupinou odborníků a následně byla tato kritéria ohodnocena dle tabulky 4.1. Hodnocení těchto kritérií nalezneme v tabulce 5.62. Pomocí metod hodnotového inženýrství, konkrétně metody Saatyho matice, byly určeny váhy jednotlivých kritérií. V tabulce 5.63 je vyhodnocení relativních významů kritérií a byla vypočítána suma sloupců dle vzorce

4.2. Jednotlivé prvky matice jsou vyděleny těmito součty dle vzorce 4.3. Dále vypočítáme součty řádků matice dle vzorce 4.4 a sumu těchto sum dle vzorce 4.5. Výsledné váhy kritérií získáme dle vzorce 4.6 uvedené s výpočty v tabulce 5.64 a pro přehlednost jsou konečné váhy jednotlivých kritérií uvedeny v tabulce 5.65.

Tabulka 5.62 Hodnocená kritéria, jejich bodované pořadí a hodnocení příslušných variant aplanační tonometr Keeler a Tonoref III dle kritérií skupinou odborníků.

Varianty přístroje	1. Přesnost měření	2. Kompaktnost přístroje	3. Víceúčelovost měření	4. Rozsah měření	5. Eye tracking	6. Výkon	7. Konektivita v interní síti	8. User friendly	9. Doplnkové moduly	10. Možnost vzdálené podpory
Aplanační tonometr Keeler	10	8	5	9	2	7	7	7	2	2
Tonoref III	9	6	10	10	8	8	8	8	7	3
POŘADÍ KRITÉRIA	10	7	9	8	6	2	4	3	5	1

Tabulka 5.63 Saatyho matice pro aplanační tonometr Keeler a Tonoref III

Kritérium	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	1	5	3	3	5	9	7	7	5	9
2	1/5	1	1/3	1/3	3	7	5	5	3	7
3	1/3	3	1	3	5	7	7	7	5	9
4	1/3	3	1/3	1	3	7	5	7	5	7
5	1/5	1/3	1/5	1/3	1	7	5	5	3	7
6	1/9	1/7	1/7	1/7	1/7	1	1/5	1/3	1/5	3
7	1/7	1/5	1/7	1/5	1/5	5	1	3	1/3	5
8	1/7	1/5	1/7	1/7	1/5	3	1/3	1	1/3	3
9	1/5	1/3	1/5	1/5	1/3	5	3	3	1	5
10	1/9	1/7	1/9	1/7	1/7	1/3	1/5	1/3	1/5	1
Suma	2,775	13,352	5,606	8,495	18,019	51,333	33,733	38,667	23,067	56,000

Tabulka 5.64 Výpočet váhy kritérií pro aplanační tonometr Keeler a Tonoref III

K	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Suma	VÁHY
1	0,360	0,374	0,535	0,353	0,277	0,175	0,208	0,181	0,217	0,161	2,842	0,284
2	0,072	0,075	0,059	0,039	0,166	0,136	0,148	0,129	0,130	0,125	1,081	0,108
3	0,120	0,225	0,178	0,353	0,277	0,136	0,208	0,181	0,217	0,161	2,056	0,206
4	0,120	0,225	0,059	0,118	0,166	0,136	0,148	0,181	0,217	0,125	1,496	0,150
5	0,072	0,025	0,036	0,039	0,055	0,136	0,148	0,129	0,130	0,125	0,896	0,090
6	0,040	0,011	0,025	0,017	0,008	0,019	0,006	0,009	0,009	0,054	0,197	0,020
7	0,051	0,015	0,025	0,024	0,011	0,097	0,030	0,078	0,014	0,089	0,435	0,043
8	0,051	0,015	0,025	0,017	0,011	0,058	0,010	0,026	0,014	0,054	0,282	0,028
9	0,072	0,025	0,036	0,024	0,018	0,097	0,089	0,078	0,043	0,089	0,571	0,057
10	0,040	0,011	0,020	0,017	0,008	0,006	0,006	0,009	0,009	0,018	0,143	0,014
											10,000	

Tabulka 5.65 Váhy kritérií pro aplanační tonometr Keeler a Tonoref III

Kritéria	Váhy kritérií
Přesnost měření	0,284
Kompaktnost přístroje	0,108
Víceúčelovost měření	0,206
Rozsah měření	0,150
Eye tracking	0,090
Výkon	0,020
Konektivita v interní síti	0,043
User friendly	0,028
Doplňkové moduly	0,057
Možnost vzdálené podpory	0,014

5.5.2 Metoda TOPSIS

Pro metodu TOPSIS jsou vstupními hodnotami zvolená kritéria, přístroje aplanační tonometr Keeler a Tonoref III a váhy kritérií. Nyní je nutné zvolit povahu kritérií, tedy zda má kritérium maximalizační nebo minimalizační charakter. V tabulce 5.66 jsou uvedeny vstupní hodnoty zvolených kritérií a jejich charakter.

Tabulka 5.66 Vstupní hodnoty multikritériálního hodnocení

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
Keeler	7	8	5	9	7	7	6	7	8	6
Tonoref III	8	4	7	10	8	8	7	8	9	7
Váha kritéria	0,284	0,108	0,206	0,150	0,090	0,020	0,043	0,028	0,057	0,014
Povaha kritéria	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX

Dalším krokem je umocnit vstupní hodnoty na druhou, sečíst sloupce a následně je odmocnit. Tyto pomocné výpočty pro sestavení normalizované kritériální matice jsou uvedeny v tabulce 5.67.

Tabulka 5.67 Pomocné výpočty pro normalizovanou kritériální matici

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
Keeler	49	64	25	81	49	49	36	49	64	36
Tonoref III	64	16	49	100	64	64	49	64	81	49
Suma sl.	113	80	74	181	113	113	85	113	145	85
Odmocnina	10,630	8,944	8,602	13,454	10,630	10,630	9,220	10,630	12,042	9,220

Dále je nutné vytvořit normalizovanou kritériální matici tak, že hodnota kritéria vstupní hodnoty se vydělí odmocninou příslušného sloupce dle vzorce 4.7. Získané hodnoty jsou uvedeny v následující tabulce 5.68.

Tabulka 5.68 Normalizovaná kritériální matice

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
Keeler	0,659	0,894	0,581	0,669	0,659	0,659	0,651	0,659	0,664	0,651
Tonoref III	0,753	0,447	0,814	0,743	0,753	0,753	0,759	0,753	0,747	0,759

Nyní vytvoříme váženou kritériální matici, která je znázorněna v tabulce 5.69. Hodnoty vážené kritériální matice získáme tak, že každou hodnotu normalizované kritériální matice vynásobíme vahou kritéria. Určíme bazální hodnotu (minimum ze sloupce vážené kritériální matice) a ideální hodnotu (maximum ze sloupce vážené kritériální matice).

Tabulka 5.69 Vážená kritériální matice, stanovení ideálních a bazálních hodnot

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
Keeler	0,187	0,097	0,120	0,100	0,059	0,013	0,028	0,019	0,038	0,009
Tonoref III	0,214	0,048	0,167	0,111	0,067	0,015	0,033	0,021	0,043	0,011
ideální hodnota H	0,214	0,097	0,167	0,111	0,067	0,015	0,033	0,021	0,043	0,011
bazální hodnota D	0,187	0,048	0,120	0,100	0,059	0,013	0,028	0,019	0,038	0,009

Nyní je nutné vypočítat vzdálenost od ideální hodnoty D^+ , dle vzorce 4.9. Její hodnoty jsou uvedeny v tabulce 5.70.

Tabulka 5.70 Výpočet vzdáleností od ideální varianty D^+

K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10	Suma	D^+
7E-04	0	0,002	1E-04	7E-05	3E-06	2E-05	7E-06	2E-05	2E-06	0,003	0,057
0	0,002	0	0	0	0	0	0	0	0	0,002	0,048

Dalším krokem je výpočet vzdálenosti od bazální varianty D^- , dle vzorce 4.10. Hodnoty vzdálenosti od bazální varianty jsou uvedeny v tabulce 5.71.

Tabulka 5.71 Výpočet vzdálenosti od bazální varianty D^-

K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10	Suma	D^-
0	0,002	0	0	0	0	0	0	0	0	0,002	0,048
7E-04	0	0,002	1E-04	7E-05	3E-06	2E-05	7E-06	2E-05	2E-06	0,003	0,057

Pro výpočet relativního ukazatele je nutné vypočítat sumu řádků a odmocninu ze sumy řádků, uvedené v tabulkách 5.70 a 5.71. Relativní ukazatel vypočítáme dle vzorce 4.11. Hodnoty relativních ukazatelů, tedy výsledných efektů jsou uvedeny v tabulce 5.72.

Tabulka 5.72 Výsledný efekt

	Efekt	Pořadí
Aplanační tonometr Keeler	0,459	2.
Tonoref III	0,541	1.

5.5.3 Metoda hodnotového inženýrství – Saatyho matice

Humphrey Field Analyzer 750i je automatický perimetr, který je určen pro použití při měření zorného pole oka. Mikroperimetr MAIA je nový způsob sítnicové perimetrie,

který navíc dokáže zhodnotit funkčnost makuly. Perimetr obecně měří velikost zorného pole, popřípadě jeho výpadky, které jsou typické právě pro glaukom.

Nejprve byla identifikována kritéria pro výběr zdravotnických prostředků skupinou odborníků a následně byla tato kritéria ohodnocena dle tabulky 4.1. Hodnocení těchto kritérií nalezneme v tabulce 5.73. Pomocí metod hodnotového inženýrství, konkrétně metody Saatyho matice, byly určeny váhy jednotlivých kritérií. V tabulce 5.74 je vyhodnocení relativních významů kritérií a byla vypočítána suma sloupců dle vzorce 4.2. Jednotlivé prvky matice jsou vyděleny těmito součty dle vzorce 4.3. Dále vypočítáme součty řádků matice dle vzorce 4.4 a sumu těchto sum dle vzorce 4.5. Výsledné váhy kritérií získáme dle vzorce 4.6 uvedené s výpočty v tabulce 5.75 a pro přehlednost jsou konečné váhy jednotlivých kritérií uvedeny v tabulce 5.76.

Tabulka 5.73 Hodnocená kritéria, jejich bodované pořadí a hodnocení příslušných variant Humphrey Field Analyzer 750i a Mikroperimetr MAIA dle kritérií skupinou odborníků.

Varianta přístroje	1. Přesnost měření	2. Rozsah měření	3. Detekce makuly	4. Kontrastní citlivost jednotlivých bodů	5. Rychlost měření	6. Eye tracking	7. Kinetická/statická perimetre	8. Konektivita v interní síti	9. Variabilita testů	10. Možnost vzálené podpory
Humphrey Field Analyzer 750i	9	9	0	8	7	8	7	5	7	5
Mikroperimetr MAIA	10	7	9	9	8	9	4	8	8	7
POŘADÍ KRITÉRIA	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1

Tabulka 5.74 Saatyho matice pro Humphrey Field Analyzer 750i a Mikroperimetr MAIA

Kritérium	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	1	3	3	5	5	5	7	7	9	9
2	1/3	1	3	3	5	5	7	7	7	9
3	1/3	1/3	1	3	3	5	5	5	7	7
4	1/5	1/3	1/3	1	3	3	5	5	5	7
5	1/5	1/5	1/3	1/3	1	3	3	5	5	5
6	1/5	1/5	1/5	1/3	1/3	1	3	3	5	5
7	1/7	1/7	1/5	1/5	1/3	1/3	1	3	3	5
8	1/7	1/7	1/5	1/5	1/5	1/3	1/3	1	3	3
9	1/9	1/7	1/7	1/5	1/5	1/5	1/3	1/3	1	3
10	1/9	1/9	1/7	1/7	1/5	1/5	1/5	1/3	1/3	1
Suma	2,775	5,606	8,552	13,410	18,267	23,067	31,867	36,667	45,333	54,000

Tabulka 5.75 Výpočet váhy kritérií pro Humphrey Field Analyzer 750i a Mikroperimetr MAIA

K	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Suma	VÁHY
1	0,360	0,535	0,351	0,373	0,274	0,217	0,220	0,191	0,199	0,167	2,885	0,289
2	0,120	0,178	0,351	0,224	0,274	0,217	0,220	0,191	0,154	0,167	2,095	0,210
3	0,120	0,059	0,117	0,224	0,164	0,217	0,157	0,136	0,154	0,130	1,479	0,148
4	0,072	0,059	0,039	0,075	0,164	0,130	0,157	0,136	0,110	0,130	1,073	0,107
5	0,072	0,036	0,039	0,025	0,055	0,130	0,094	0,136	0,110	0,093	0,790	0,079
6	0,072	0,036	0,023	0,025	0,018	0,043	0,094	0,082	0,110	0,093	0,596	0,060
7	0,051	0,025	0,023	0,015	0,018	0,014	0,031	0,082	0,066	0,093	0,420	0,042
8	0,051	0,025	0,023	0,015	0,011	0,014	0,010	0,027	0,066	0,056	0,300	0,030
9	0,040	0,025	0,017	0,015	0,011	0,009	0,010	0,009	0,022	0,056	0,214	0,021
10	0,040	0,020	0,017	0,011	0,011	0,009	0,006	0,009	0,007	0,019	0,148	0,015
											10,000	

Tabulka 5.76 Váhy kritérií pro Humphrey Field Analyzer 750i a Mikroperimetr MAIA

Kritéria	Váhy kritérií
Přesnost měření	0,289
Rozsah měření	0,210
Detekce makuly	0,148
Kontrastní citlivost jednotlivých bodů	0,107
Rychlost měření	0,079
Eye tracking	0,060
Kinetická/statická perimetrie	0,042
Konektivita v interní síti	0,030
Variabilita testů	0,021
Možnost vzdálené podpory	0,015

5.5.4 Metoda TOPSIS

Pro metodu TOPSIS jsou vstupními hodnotami zvolená kritéria, přístroje Humphrey Field Analyzer 750i a Mikroperimetr MAIA a váhy kritérií. Nyní je nutné zvolit povahu kritérií, tedy zda má kritérium maximalizační nebo minimalizační charakter. V tabulce 5.77 jsou uvedeny vstupní hodnoty zvolených kritérií a jejich charakter.

Tabulka 5.77 Vstupní hodnoty multikriteriálního hodnocení

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
Humphrey	9	9	0	8	7	8	7	5	7	5
MAIA	10	7	9	9	8	9	4	8	8	7
Váha kritéria	0,289	0,210	0,148	0,107	0,079	0,06	0,042	0,030	0,021	0,015
Povaha kritéria	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX

Dalším krokem je umocnit vstupní hodnoty na druhou, sečíst sloupce a následně je odmocnit. Tyto pomocné výpočty pro sestavení normalizované kritériální matice jsou uvedeny v tabulce 5.78.

Tabulka 5.78 Pomocné výpočty pro normalizovanou kritériální matici

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
Humphrey	81	81	0	64	49	64	49	25	49	25
MAIA	100	49	81	81	64	81	16	64	64	49
Suma sl.	181	130	81	145	113	145	65	89	113	74
Odmocnina	13,454	11,402	9,000	12,042	10,630	12,042	8,062	9,434	10,630	8,602

Dále je nutné vytvořit normalizovanou kritériální matici tak, že hodnota kritéria vstupní hodnoty se vydělí odmocninou příslušného sloupce dle vzorce 4.7. Získané hodnoty jsou uvedeny v následující tabulce 5.79.

Tabulka 5.79 Normalizovaná kritériální matice

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
Humphrey	0,669	0,789	0	0,664	0,659	0,664	0,868	0,530	0,659	0,581
MAIA	0,743	0,614	1	0,747	0,753	0,747	0,496	0,848	0,753	0,814

Nyní vytvoříme váženou kritériální matici, která je znázorněna v tabulce 5.80. Hodnoty vážené kritériální matice získáme tak, že každou hodnotu normalizované kritériální matice vynásobíme vahou kritéria. Určíme bazální hodnotu (minimum ze sloupce vážené kritériální matice) a ideální hodnotu (maximum ze sloupce vážené kritériální matice).

Tabulka 5.80 Vážená kritériální matice, stanovení ideálních a bazálních hodnot

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10
Humphrey	0,193	0,165	0	0,071	0,052	0,040	0,036	0,016	0,014	0,009
MAIA	0,214	0,129	0,148	0,080	0,059	0,045	0,021	0,025	0,016	0,012
Ideální hodnota H	0,214	0,165	0,148	0,080	0,059	0,045	0,036	0,025	0,016	0,012
Bazální hodnota D	0,193	0,129	0	0,071	0,052	0,040	0,021	0,016	0,014	0,009

Nyní je nutné vypočítat vzdálenost od ideální hodnoty D^+ , dle vzorce 4.9. Její hodnoty jsou uvedeny v tabulce 5.81.

Tabulka 5.81 Výpočet vzdáleností od ideální varianty D⁺

K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10	Suma	D ⁺
0,000	0	0,022	8E-05	6E-05	2E-05	0	9E-05	4E-06	1E-05	0,023	0,150
0	0,001	0	0	0	0	2E-04	0	0	0	0,002	0,040

Dalším krokem je výpočet vzdálenosti od bazální varianty D⁻, dle vzorce 4.10. Hodnoty vzdálenosti od bazální varianty jsou uvedeny v tabulce 5.82.

Tabulka 5.82 Výpočet vzdáleností od bazální varianty D⁻

K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10	Suma	D ⁻
0	0,001	0	0	0	0	2E-04	0	0	0	0,002	0,040
0	0	0,022	8E-05	6E-05	2E-05	0	9E-05	4E-06	1E-05	0,023	0,150

Pro výpočet relativního ukazatele je nutné vypočítat sumu řádků a odmocninu ze sumy řádků, uvedené v tabulkách 5.81 a 5.82. Relativní ukazatel vypočítáme dle vzorce 4.11. Hodnoty relativních ukazatelů, tedy výsledných efektů jsou uvedeny v tabulce 5.83.

Tabulka 5.83 Výsledný efekt

	Efekt	Pořadí
Humphrey Field Analyzer 750i	0,210	2.
Mikroperimetr MAIA	0,790	1.

5.6 Kalkulace nákladů

Metodou prosté kalkulace nákladů byly retrospektivně vypočítány náklady na provoz všech výše zkoumaných diagnostických přístrojů. Náklady byly vypočítány z perspektivy zdravotnického zařízení, částky jsou uvedeny v Kč, včetně 21 % DPH.

5.6.1 Náklady na IOL Master 700 a IOL Master 500

Náklady na pořízení představují kupní cenu přístroje, ve které je zahrnuta i dodávka a školení zaměstnanců. Náklady na pořízení IOL Master 700 činí 1 089 000 Kč a náklady na IOL Master 500 činí 968 000 Kč. Pořizovací náklady byly přepočteny na jeden rok užívání. Vychází to z české legislativy, kde se doba odepisování považuje za potenciální dobu používání přístroje. Průměrné náklady na servis, bezpečnostně technické kontroly, náklady na sterilizaci, náhradní díly, náklady na spotřební materiál a náklady na zaměstnance jsou u těchto dvou přístrojů identické, a tudíž nejsou brány v úvahu. Dále byly vypočítány náklady na energii za 261 pracovních dní (v roce 2019) při osmihodinovém provozu kliniky z průměrné ceny elektřiny v roce 2019. Celkové náklady byly vypočítány tedy dle vzorce 4.1. Náklady na přístroje pro výpočet optické mohutnosti IOL jsou uvedeny v tabulce 5.84.

Tabulka 5.84 Náklady na roční provoz IOL Master 700 a IOL Master 500

Celkové náklady na 1 rok provozu zařízení	IOL Master 700 (Kč)	IOL Master 500 (Kč)
Pořizovací náklady	217 800	193 600
Náklady na energie	720	1 441
Celkem	218 520	195 041

5.6.2 Náklady na Pentacam 70700 a Pentacam starší generace

Náklady na pořízení Pentacam 70700 činí 786 500 Kč a náklady na Pentacam starší generace 726 000 Kč. Pořizovací náklady byly přepočteny na jeden rok užívání. Vychází to z české legislativy, kde se doba odepisování považuje za potenciální dobu používání přístroje. Průměrné náklady na servis, bezpečnostně technické kontroly, náklady na sterilizaci, náhradní díly, náklady na spotřební materiál, náklady na zaměstnance a náklady na energie jsou u těchto dvou přístrojů identické, a tudíž nejsou brány v úvahu. Náklady na přístroje pro výpočet zakřivení rohovky jsou uvedeny v tabulce 5.85.

Tabulka 5.85 Náklady na roční provoz Pantacam 70700 a Pentacam starší generace

Celkové náklady na 1 rok provozu zařízení	Pentacam 70700	Pentacam starší generace
Pořizovací náklady	157 300	145 200

5.6.3 Náklady na DGH Scanmate A+B a OTI-Scan 2000

Náklady na pořízení DGH Scanmate A+B činí 290 400Kč a náklady na OTI-Scan 2000 činí 568 700Kč. Pořizovací náklady byly přepočteny na jeden rok užívání. Vychází to z české legislativy, kde se doba odepisování považuje za potenciální dobu používání přístroje. Průměrné náklady na servis, bezpečnostně technické kontroly, náklady na sterilizaci, náhradní díly, náklady na spotřební materiál, náklady na zaměstnance a náklady na energie jsou u těchto dvou přístrojů identické, a tudíž nejsou brány v úvahu. Náklady na přístroje pro měření axiální délky oka jsou uvedeny v tabulce 5.86.

5.86 Náklady na roční provoz DGH Scanmate A+B a OTI-Scan 2000

Celkové náklady na 1 rok provozu zařízení	DGH Scanmate A+B	OTI-Scan 2000
Pořizovací náklady	58 080	113 740

5.6.4 Náklady na OCT Spectralis a SOCT Revo NX130

Náklady na pořízení představují kupní cenu přístroje, ve které je zahrnuta i dodávka a školení zaměstnanců. Náklady na pořízení OCT Spectralis činí 3 267 000Kč a náklady na SOCT Revo NX130 činí 5 445 000Kč. Pořizovací náklady byly přepočteny na jeden rok užívání. Vychází to z české legislativy, kde se doba odepisování považuje za potenciální dobu používání přístroje. Průměrné náklady na servis, bezpečnostně technické kontroly, náklady na sterilizaci, náhradní díly, náklady na spotřební materiál a náklady na zaměstnance jsou u těchto dvou přístrojů identické, a tudíž nejsou brány v úvahu. Dále byly vypočítány náklady na energii za 261 pracovních dní (v roce 2019) při osmihodinovém provozu kliniky z průměrné ceny elektřiny v roce 2019. Celkové náklady byly vypočítány tedy dle vzorce 4.1. Náklady na přístroje pro vytvoření fotografií očního pozadí jsou uvedeny v tabulce 5.87.

Tabulka 5.87 Náklady na roční provoz OCT Spectralis a SOCT Revo NX130

Celkové náklady na 1 rok provozu zařízení	OCT Spectralis	SOCT Revo NX130
Pořizovací náklady	653 400	1 089 000
Náklady na energii	672	1 441
Celkem	654 072	1 090 441

5.6.5 Náklady na TRC-50DX a Daytona A10600

Náklady na pořízení představují kupní cenu přístroje, ve které je zahrnuta i dodávka a školení zaměstnanců. Náklady na pořízení TRC-50DX činí 1 028 500Kč a náklady na Daytona A10600 činí 1 391 500Kč. Pořizovací náklady byly přepočteny na jeden rok užívání. Vychází to z české legislativy, kde se doba odepisování považuje za potenciální dobu používání přístroje. Průměrné náklady na servis, bezpečnostně technické kontroly, náklady na sterilizaci, náklady na spotřební materiál, náhradní díly a náklady na zaměstnance jsou u těchto dvou přístrojů identické, a tudíž nejsou brány v úvahu. Dále byly vypočítány náklady na energii za 261 pracovních dní (v roce 2019) při osmihodinovém provozu kliniky z průměrné ceny elektřiny v roce 2019. Celkové

náklady byly vypočítány tedy dle vzorce 4.1. Náklady na přístroje pro detekci očního pozadí jsou uvedeny v tabulce 5.88.

Tabulka 5.88 Náklady na roční provoz TRC-50DX a Daytona A10600

Celkové náklady na 1 rok provozu zařízení	TRC-50DX	Daytona A10600
Pořizovací náklady	205 700	278 300
Náklady na energie	14 407	2 881
Celkem	220 107	281 181

5.6.6 Náklady na aplanační tonometr Keeler a Tonoref III

Náklady na pořízení představují kupní cenu přístroje, ve které je zahrnuta i dodávka a školení zaměstnanců. Náklady na pořízení aplanačního tonometru Keeler jako součást šterbinové lampy činí 102 850Kč a náklady na aplanační tonometr Tonoref III činí 387 200Kč. Pořizovací náklady byly přepočteny na jeden rok užívání. Vychází to z české legislativy, kde se doba odepisování považuje za potenciální dobu používání přístroje. Průměrné náklady na servis, bezpečnostně technické kontroly, náklady na sterilizaci, náhradní díly, náklady na spotřební materiál a náklady na zaměstnance jsou u těchto dvou přístrojů identické, a tudíž nejsou brány v úvahu. Dále byly vypočítány náklady na energii za 261 pracovních dní (v roce 2019) při osmihodinovém provozu kliniky z průměrné ceny elektřiny v roce 2019. Celkové náklady byly vypočítány tedy dle vzorce 4.1. Náklady na přístroje pro měření nitroočního tlaku jsou uvedeny v tabulce 5.89.

Tabulka 5.89 Náklady na roční provoz aplanačního tonometru Keeler a Tonoref III

Celkové náklady na 1 rok provozu zařízení	Keeler	Tonoref III
Pořizovací náklady	20 570	77 440
Náklady na energie	240	960
Celkem	20 810	78 400

5.6.7 Náklady na Humphrey Field Analyzer 750i a mikroperimetr MAIA

Náklady na pořízení představují kupní cenu přístroje, ve které je zahrnuta i dodávka a školení zaměstnanců. Náklady na pořízení Humphrey Field Analyzer 750i činí 520 300Kč a náklady na mikroperimetr MAIA činí 532 400Kč. Pořizovací náklady byly přepočteny na jeden rok užívání. Vychází to z české legislativy, kde se doba

odepisování považuje za potenciální dobu používání přístroje. Průměrné náklady na servis, bezpečnostně technické kontroly, náklady na sterilizaci, náhradní díly, náklady na spotřební materiál a náklady na zaměstnance jsou u těchto dvou přístrojů identické, a tudíž nejsou brány v úvahu. Dále byly vypočítány náklady na energii za 261 pracovních dní (v roce 2019) při osmihodinovém provozu kliniky z průměrné ceny elektřiny v roce 2019. Celkové náklady byly vypočítány tedy dle vzorce 4.1. Náklady na přístroje pro měření velikosti zorného pole jsou uvedeny v tabulce 5.90.

Tabulka 5.90 Náklady na roční provoz perimetru Humphrey a mikroperimetru MAIA

Celkové náklady na 1 rok provozu zařízení	Humphrey Field Analyzer 750i	Mikroperimetr MAIA
Pořizovací náklady	104 060	106 480
Náklady na energie	1 921	2 881
Celkem	105 981	109 361

5.7 Analýza nákladové efektivity a výpočet ICER

Účelem této analýzy je najít vhodnou variantu, díky které lze dosáhnout stanovených cílů při nejnižších nákladech. Pomocí CEA se zjišťuje nákladová efektivnost na naturální jednotku výstupu a je tedy vypočítána jako podíl nákladů na jeden rok provozu zařízení a jednotlivých efektů. ICER tedy představuje poměr rozdílu celkových nákladů a rozdílu celkových efektů hodnocené a srovnávané technologie, přičemž komparátor je IOL Master 700.

V tabulce 5.91 jsou uvedeny výsledky analýzy nákladové efektivity a ICER pro diagnostické přístroje pro kalkulační výpočet dioptrické hodnoty implantované IOL.

Tabulka 5.91 Výsledky CEA a ICER pro IOL Master 700 a IOL Master 500

Varianta	Efekt	Náklady (Kč)	CEA	Pořadí
IOL Master 700	0,549	218 520	398 033	1.
IOL Master 500	0,451	195 041	432 463	2.
ICER	239 581,633			

V tabulce 5.92 jsou uvedeny výsledky analýzy nákladové efektivity a ICER pro diagnostické přístroje pro zmapování rohovky a změření poloměrů křivosti rohovky.

Tabulka 5.92 Výsledky CEA a ICER pro Pentacam 70700 a Pentacam starší generace

Varianta	Efekt	Náklady (Kč)	CEA	Pořadí
Pentacam 70700	0,882	157 300	178 345	1.
Pentacam st.	0,118	145 200	1 230 508	2.
ICER	15 837,696			

V tabulce 5.93 jsou uvedeny výsledky analýzy nákladové efektivity a ICER pro diagnostické přístroje pro změření axiální délky oka.

Tabulka 5.93 Výsledky CEA a ICER pro DGH Scanmate A+B a OTI-Scan 2000

Varianta	Efekt	Náklady (Kč)	CEA	Pořadí
DGH Scanmate	0,296	58 080	196 216	2.
OTI-Scan 2000	0,704	113 740	161 563	1.
ICER	136 421,569			

V tabulce 5.94 jsou uvedeny výsledky analýzy nákladové efektivity a ICER pro diagnostické přístroje pro analýzu očního pozadí.

Tabulka 5.94 Výsledky CEA a ICER pro OCT Spectralis a SOCT Revo NX130

Varianta	Efekt	Náklady (Kč)	CEA	Pořadí
OCT Spectralis	0,493	654 072	1 326 718	1.
SOCT Revo NX130	0,507	1 090 441	2 150 771	2.
ICER	31 169 214,286			

V tabulce 5.95 jsou uvedeny výsledky analýzy nákladové efektivity a ICER pro diagnostické přístroje pro detekci očního pozadí.

Tabulka 5.95 Výsledky CEA a ICER pro sítnicovou kameru TRC-50DX a Daytona A10600

Varianta	Efekt	Náklady (Kč)	CEA	Pořadí
TRC-50DX	0,432	220 107	509 507	2.
Daytona	0,568	281 181	495 037	1.
ICER	449 073,5294			

V tabulce 5.96 jsou uvedeny výsledky analýzy nákladové efektivity a ICER pro diagnostické přístroje pro měření nitroočního tlaku a tloušťky rohovky.

Tabulka 5.96 Výsledky CEA a ICER aplanačního tonometru Keeler a Tonoref III

Varianta	Efekt	Náklady (Kč)	CEA	Pořadí
Keeler	0,459	20 810	45 338	1.
Tonoref	0,541	78 400	144 917	2.
ICER	702 317,073			

V tabulce 5.97 jsou uvedeny výsledky analýzy nákladové efektivity a ICER pro diagnostické přístroje pro měření velikosti zorného pole.

Tabulka 5.97 Výsledky CEA a ICER pro Humphrey Field Analyzer 750i a mikroperimetr MAIA

Varianta	Efekt	Náklady (Kč)	CEA	Pořadí
Humphrey	0,21	105 981	504 671	2.
MAIA	0,79	109 361	138 432	1.
ICER	5 827,586			

5.8 Náklady na léčbu katarakty z perspektivy ZZ

Pro operaci katarakty byly porovnávány dvě možné metody řešení, a to běžně prováděná chirurgická operace katarakty fakoemulzifikací a nově prováděná femtosekundovým laserem asistovaná operace katarakty. Náklady na léčbu byly vyčísleny na jednoho pacienta. Vypočtené náklady na jednoho pacienta metodou klasické fakoemulzifikace nalezneme v tabulce 5.98. Náklady na jednoho pacienta metodou laserem asistované operace katarakty jsou uvedeny v tabulce 5.99.

Tabulka 5.98 Náklady na jednoho pacienta metodou klasické fakoemulzifikace

Náklady na přístrojové vybavení	Cena přístroje s DPH (Kč)	Počet provedených úkonů/rok	Náklady na jednoho pacienta (Kč)
Fakoemulzifikátor (Stellaris NGX)	1 573 000	3 060	514
Operační mikroskop Zeiss OPMI Lumera 700+RESCAN 700	8 470 000	3 060	2 768
Operační lůžko RESI Jordan U7e	60 500	3 060	20
Průměrné roční servisní náklady (včetně BTK a jedné menší závady do roka) s DPH (Kč)	Počet provedených úkonů/rok	Náklady na jednoho pacienta (Kč)	
Fakoemulzifikátor (Stellaris NGX)	12 100	3 060	4
Personální náklady	Průměrná hodinová mzda (Kč)	Časová dotace na jednoho pacienta (minuty)	Personální náklady na jednoho pacienta (Kč)
Zdravotní sestra sálová (počet sester: 4)	180	25	300
Operující lékař (počet: 1)	315	25	131
Náklady na spotřební materiál (oční kapky + rouška + plášť + sterilní rukavice+ čepice pro pacienta/lékaře) + náklady na dezinfekci a sterilizaci vypočtené na jednoho pacienta (Kč)			16
Náklady na IOL pro jednoho pacienta (Kč)			270
Náklady na 1 pacienta celkem (Kč)			4 023

Tabulka 5.99 Náklady na jednoho pacienta metodou laserem asistované operace katarakty

Náklady na přístrojové vybavení	Cena přístroje s DPH (Kč)	Počet provedených úkonů/rok	Náklady na jednoho pacienta (Kč)
Fakoemulzifikátor (Stellaris NGX)	1 573 000	750	2 097
Victus	12 100 000	750	16 133
Operační mikroskop Zeiss OPMI Lumera 700+RESCAN 700	8 470 000	750	11 293
Operační lůžko RESI Jordan U7e	60 500	750	81
Průměrné servisní náklady (včetně BTK a jedné menší závady do roka) s DPH (Kč)	Počet provedených úkonů/rok	Náklady na jednoho pacienta (Kč)	
Fakoemulzifikátor (Stellaris NGX)	12 100	750	16
Victus	48 400	750	65
Personální náklady	Průměrná hodinová mzda (Kč)	Časová dotace na jednoho pacienta (minuty)	Personální náklady na jednoho pacienta (Kč)
Zdravotní sestra sálová (počet: 4)	180	20	240
Operující lékař (počet: 1)	315	20	105
Náklady na spotřební materiál (oční kapky + rouška + plášť + sterilní rukavice+ čepice pro pacienta/lékaře) + náklady na dezinfekci a sterilizaci vypočtené na jednoho pacienta (Kč)			16
Náklady na IOL pro jednoho pacienta (Kč)			270
Náklady na 1 pacienta celkem (Kč)			30 316

5.8.1 Náklady na léčbu katarakty z perspektivy plátce ZP

Financování a úhrady zdravotní péče a služeb vychází z vyhlášky č. 467/2012Sb., kterou se mění vyhláška Ministerstva zdravotnictví č. 134/1998 Sb., kterou se vydává seznam zdravotních výkonů s bodovými hodnotami. Seznam zdravotních výkonů je veřejně přístupný na jejich stránkách [43]. Dále vyhláška č. 268/2019 Sb., o stanovení hodnot bodu, výše úhrad hrazených služeb a regulačních omezení pro rok 2020 [44]. Úhrada za zdravotní péči je v ČR řízena legislativním rámcem zákona č. 48/1997 Sb., o veřejném zdravotním pojištění a o změně a doplnění některých souvisejících zákonů [45]. Náklady na operaci katarakty z hlediska plátce ZP jsou uvedeny v tabulce 5.100.

Tabulka 5.100 Náklady na operaci katarakty pro jednoho pacienta z hlediska plátce ZP

Výkon	Název výkonu	Body	Cena bodu (Kč)	Cena celkem (Kč)
75345	Extrakapsulární extrakce čočky (katarakty)	4 091	1,06	4 336
75348	Implantace nitrooční čočky – měkká (foldable)	2 031	0,70	1 422
75427	Fakoemulzifikace	6 117	0,70	4 282
71823	Použití operačního mikroskopu	528	1,06	560
Celkem (Kč)				10 600

Náklady na LCS jsou z hlediska plátce zdravotního pojištění stejné. Pojišťovna doposud nehradí ani ve výjimečných případech laserem asistovanou operaci katarakty. Tento zákrok hradí ve výši PCS a pacient v případě zájmu o LCS si potom připlácí za každé oko 9 500 Kč.

5.9 Náklady na léčbu VPMD z perspektivy ZZ

Pro léčbu VPMD byly porovnávány z hlediska nákladů dvě intravitreálně aplikovatelné látky. První, běžně používanou látkou je Eylea. Eylea je injekční roztok, který je schválen pro léčbu vlhké formy VPMD. Zatímco Avastin je experimentální látka pro použití při léčbě VPMD, která je v České republice používána tzv. off-label. Látka Avastin je však v České republice schválena k léčbě karcinomu tlustého střeva. Náklady byly vyčísleny na léčbu jednoho pacienta. Vypočtené náklady na léčbu jednoho pacienta látkou Eylea a Avastin nalezneme v tabulce 5.101. Údaje o nákladech na samotnou léčivou látku byly získány z veřejné stránky SÚKLu [46] [47].

Tabulka 5.101 Náklady na léčbu jednoho pacienta látkami Avastin a Eylea

Intravitreální látky			Náklady na jednu injekci (Kč)
Avastin 1,25 mg			2 077
Eylea 1 mg			15 274
Náklady na spotřební materiál (oční kapky+ sterilní rukavice + čepice pro pacienta/lékaře) (Kč)			13
Personální náklady	Průměrná hodinová mzda (Kč)	Časová dotace na jednoho pacienta (minuty)	Personální náklady na jednoho pacienta (Kč)
Ambulantní sestra	167	10	17
Lékař	315	5	26
Náklady na přístrojové vybavení	Cena přístroje s DPH (Kč)	Počet provedených úkonů/rok	Náklady na jednoho pacienta (Kč)
Operační lůžko RESI Jordan U7e	60 500	600	101
Náklady na 1 pacienta celkem – Avastin (Kč)			2 234
Náklady na 1 pacienta celkem – Eylea (Kč)			15 431

5.9.1 Náklady na léčbu VPMD z perspektivy plátce ZP

Financování a úhrady zdravotní péče a služeb vychází z vyhlášky č. 467/2012Sb., kterou se mění vyhláška Ministerstva zdravotnictví č. 134/1998 Sb., kterou se vydává seznam zdravotních výkonů s bodovými hodnotami. Seznam zdravotních výkonů je veřejně přístupný na jejich stránkách [43]. Dále vyhláška č. 268/2019 Sb., o stanovení hodnot bodu, výše úhrad hrazených služeb a regulačních omezení pro rok 2020 [44]. Úhrada za zdravotní péči je v ČR řízena legislativním rámcem zákona č. 48/1997 Sb., o veřejném zdravotním pojištění a o změně a doplnění některých souvisejících zákonů [45]. Náklady na léčbu VPMD z hlediska plátce ZP jsou uvedeny v tabulce 5.102.

Tabulka 5.102 Náklady na látku Eylea pro léčbu jednoho pacienta z hlediska plátce ZP

Výkon	Název výkonu	Body	Cena bodu (Kč)	Cena celkem (Kč)
75231	Aplikace léků a léčebných prostředků do sklivcového prostoru	1 208	1,06	1 280
-	Eylea-1ml (zdroj: SÚKL)	-	-	16 258
Celkem (Kč)				17 538

Vzhledem k tomu, že látka Avastin není v ČR schválena k léčbě VPMD, není hrazena z veřejného zdravotního pojištění a chce-li pacient léčbu právě touto látkou, nebo je-li mu doporučena, musí si za ni zaplatit částkou 4 500 Kč.

5.10 Náklady na léčbu glaukomu z perspektivy ZZ

Pro léčbu glaukomu byly porovnávány dvě možné metody řešení, a to modifikovaná trabekulektomie s použitím express implantátu, což je metoda chirurgická s laserovou metodou cyklofotokoagulace. Náklady na léčbu byly vyčísleny na jednoho pacienta. Vypočtené náklady na jednoho pacienta metodou modifikované trabekulektomie nalezneme v tabulce 5.103. Náklady na jednoho pacienta metodou cyklofotokoagulace jsou uvedeny v tabulce 5.104.

Tabulka 5.103 Náklady na chirurgickou léčbu jednoho pacienta modifikovanou trabekulektomií

Náklady na vybavení operačního sálu	Cena přístroje s DPH (Kč)	Počet provedených úkonů/rok	Náklady na jednoho pacienta (Kč)
Fakoemulzifikátor (Stellaris NGX)	1 573 000	140	11 236
Operační lůžko RESI Jordan U7e	60 500	140	432
Operační mikroskop Zeiss OPMI Lumera 700+RESCAN 700	8 470 000	140	60 500
Průměrné servisní náklady (včetně BTK a jedné menší závady do roka) s DPH (Kč)			
Fakoemulzifikátor (Stellaris NGX)	12 100	140	86
Náklady na personál	Průměrná hodinová mzda (Kč)	Časová dotace na jednoho pacienta (minuty)	Personální náklady na jednoho pacienta (Kč)
Operující lékař	315	45	236
Sálová sestra (počet: 2)	180	45	270
Náklady na sterilizaci a náklady na spotřební materiál (oční kapky + sterilní rukavice + čepice pro pacienta/lékaře + anestezie) na jednoho pacienta (Kč)			9
Cena express implantátu (Kč)			1 500
Náklady na 1 pacienta celkem			74 269

Tabulka 5.104 Náklady na laserovou léčbu jednoho pacienta cyklofotokoagulací

Náklady na vybavení operačního sálu	Cena přístroje s DPH (Kč)	Počet provedených úkonů/rok	Náklady na jednoho pacienta (Kč)
OPTO YAG M (laserová cyklofotokoagulace)	459 800	290	1 586
Operační mikroskop Zeiss OPMI Lumera 700+RESCAN 700	8 470 000	290	29 206
Operační lůžko RESI Jordan U7e	60 500	290	209
Náklady na personál	Průměrná hodinová mzda (Kč)	Časová dotace na jednoho pacienta (minuty)	Personální náklady na jednoho pacienta (Kč)
Operující lékař	315	20	105
Sálová sestra	180	20	60
Náklady na sterilizaci a náklady na spotřební materiál (oční kapky+sterilní rukavice + čepice pro pacienta/lékaře+anestezie) na jednoho pacienta (Kč)			7
Náklady na 1 pacienta celkem (Kč)			31 173

5.10.1 Náklady na léčbu glaukomu z perspektivy plátce ZP

Financování a úhrady zdravotní péče a služeb vychází z vyhlášky č. 467/2012Sb., kterou se mění vyhláška Ministerstva zdravotnictví č. 134/1998 Sb., kterou se vydává seznam zdravotních výkonů s bodovými hodnotami. Seznam zdravotních výkonů je veřejně přístupný na jejich stránkách [43]. Dále vyhláška č. 268/2019 Sb., o stanovení hodnot bodu, výše úhrad hrazených služeb a regulačních omezení pro rok 2020 [44]. Úhrada za zdravotní péči je v ČR řízena legislativním rámcem zákona č. 48/1997 Sb., o veřejném zdravotním pojištění a o změně a doplnění některých souvisejících zákonů [45]. Náklady na operaci metodou modifikované trabekulektomie jsou uvedeny v tabulce 5.105 a náklady na operaci laserovou cyklofotokoagulací jsou uvedeny v tabulce 5.106.

Tabulka 5.105 Náklady na operaci glaukomu modifikovanou trabekulektomií z hlediska plátce ZP

Výkon	Název výkonu	Body	Cena bodu (Kč)	Cena celkem (Kč)
75339	Filtrační operace u glaukomu	1774	1,06	1 880
71823	Použití operačního mikroskopu	875	1,06	928
Celkem (Kč)				2 808

Tabulka 5.106 Náklady na operaci glaukomu metodou cyklofotokoagulace z hlediska plátce ZP

Výkon	Název výkonu	Body	Cena bodu (Kč)	Cena celkem (Kč)
75335	Cyklofotokoagulace	423	1,06	448
71823	Použití mikroskopu	384	1,06	407
Celkem (Kč)				855

Klinika Gemini však nemá s pojišťovnou uzavřenou smlouvu na proplácení zákroku cyklofotokoagulace a proto pacienti, kteří podstoupí tento zákrok, zaplatí částku 3 000 Kč.

6 Diskuse

Hlavním cílem diplomové práce je vytvořit doporučení a argumentaci pro nákup oftalmologických přístrojů při zohlednění ekonomicko-medicínského přínosu pro oční kliniku Gemini ve Zlíně. Oftalmologické přístroje byly vybrány dle potřeby diagnostiky právě pro tři nejčastější onemocnění: kataraktu, VPMD a glaukom. Nejprve byla provedena situační analýza kliniky Gemini se skupinou jejich zástupců, která je vztažena k přístrojovému vybavení kliniky. Konečná bilance SWOT analýzy je 3,95 a spadá tedy do kvadrantu SO – strategie MAXI-MAXI. Tato strategie nám říká, že bychom měli využít právě silné stránky při vhodných příležitostech.

Pro diagnostiku katarakty je nejprve nutné důkladné oftalmologické vyšetření, především biomikroskopie oka na šterbinové lampě v mydriáze, což je nutné pro odhalení stupně katarakty [11]. Lze konstatovat, že přístupy v diagnostice katarakty se regionálně značně liší. V Číně je např. dle Gua [17] snaha o rozvoj nákladově efektivní diagnostiky v podobě počítačového systému, který je schopen na základě analýzy sítnicového pozadí automaticky diagnostikovat stupeň katarakty. Australská studie Dimocka a kol. [18] potvrdila, že jsou stále více populární objektivní měření pro určení typu a stupně šedého zákalu. Příkladem je digitální fotografie čočky doprovázená počítačovou denzitometrickou analýzou, což je v současnosti považováno za nejlepší metodu zaznamenávání změn katarakty, ale velkou nevýhodou této technologie jsou vysoké náklady [18]. Pro výpočet IOL a dosažení co nejlepší zrakové ostrosti po operaci je nutné provést biometrii oka a to kontaktní i bezkontaktní metodou a keratometrii [11]. Výpočet síly IOL je nejdůležitějším krokem k dosažení nejlepšího refrakčního výsledku při operaci katarakty. Různé studie odhalily, že přibližně 54 % chyb v předpovídání refrakce nastalo v důsledku nepřesnosti měření axiální délky. Proto je měření axiální délky nejdůležitějším krokem k minimalizaci těchto chyb [48].

Při rozhodování o nákupu diagnostických přístrojů je třeba zvažovat nejen parametry ekonomické, ale také technické a uživatelské. Jedním z přístupů hodnocení zdravotnických technologií je právě využití multikriteriálního rozhodování [5]. Nejprve byly identifikovány právě technické a uživatelské parametry skupinou odborníků kliniky. Ta identifikovala pro každou dvojici hodnocených přístrojů právě 10 kritérií. Kritériím dále odborníci přiřadili body dle významu kritéria a plnění jeho funkce u jednotlivé intervence [40]. Dále dle Saatyho matice byly určeny váhy jednotlivých kritérií [39]. Metodou TOPSIS byly zjištěny efekty pro dvojice přístrojů. Nákladová efektivita přístrojů byla vypočtena jako podíl nákladů a efektů a jejím výsledkem byl potom ICER. Náklady byly kalkulovány jako součet nákladů pořizovacích, přepočtené na jeden rok. Vychází to z české legislativy, kde se doba odepisování považuje za potenciální dobu používání přístroje. Dále byly uvažovány náklady na: servis, BTK, náhradní díly, sterilizaci a zaměstnance. Pokud však některé z těchto nákladů byly

u dvojice přístroje identické, nebyly potom brány v úvahu [49]. Nákladová data diagnostických přístrojů byla získána od distributorů Castor a OFTIS-OPTA. Citlivostní analýza zde nebyla provedena, avšak bylo by zajímavé provést prahovou citlivostní analýzu, kdy by bylo vhodné měnit parametr nákladů – konkrétně pořizovacích nákladů (protože tento parametr hraje největší roli u všech diagnostických přístrojů z hlediska nákladových parametrů) a zjistit, při jaké ceně by se změnil výsledek nákladové efektivity.

Pro diagnostiku katarakty byly porovnávány tři dvojice přístrojů. První dvojice přístrojů tvoří přístroje IOL Master 700 (Carl Zeiss) a jeho starší generace IOL Master 500 (Carl Zeiss). Tato nová bezkontaktní interferenční biometrie využívá metodu částečně koherentní interferometrie k měření axiální délky oka založenou na odrazu interferenčního signálu od retinálního pigmentového epitelu. Tato technika je považována za desetkrát přesnější než akustická metoda, a to v normálních kataraktových očích bez patologií, tak i v očích vyplněných silikonovým olejem. Technika měření většiny zařízení dostupných na trhu je založena na částečné interferometrii (koherenci). V současné době existuje nová optická koherenční tomografie (OCT) zvaná skenovací zdroj (OCT-SS) a tuto novou technologii používá právě IOL Master 700. Technická a uživatelská kritéria, která byla stanovena skupinou expertů a dále hodnocena u této dvojice přístrojů jsou: rychlost měření, přesnost měření a správnost kalkulací, kvalita fotek oka (což je důležité zejména při implantaci torické IOL), databáze vyšetření, přenos dat do systému, kalkulační módy, rozsah měření, user friendly, nutnost kalibrace a možnost vzdálené plochy. Metodou Saatyho matice byly stanoveny váhy těchto kritérií, které dále vstupují do metody TOPSIS. Dle výsledků metody TOPSIS je IOL Master 700 efektivnější, a to především z důvodu vyšší kvality fotek pro správné posouzení vhodnosti a implantace torické IOL, což IOL Master 500 (starší generace) nedokáže vyhodnotit. Efekt IOL Masteru 700 byl 0,549 a efekt IOL Masteru 500 potom byl 0,451. Studie Saucedo-Urdapilleta [50] říká, že existují statisticky významné rozdíly mezi těmito dvěma generacemi IOL Masterů a to konkrétně v hodnotách axiální délky oka a hloubce přední komory. Dle další studie Yoo a kol. [51] byla potvrzena vynikající schopnost IOL Masteru 700 pro úspěšné provádění biometrických měření ve srovnání s IOL Master 500. Nákladově efektivnější je tedy IOL Master 700 i přes vyšší pořizovací náklady oproti IOL Master 500. Nebyla nalezena žádná studie, která by tento výsledek potvrdila. Výsledkem nákladové analýzy u této skupiny přístrojů je potom poměr inkrementálních nákladů a přínosů (ICER), který činí 239 582Kč. Tyto náklady jsou nutné vynaložit za účelem získání jedné jednotky efektu navíc [42]. Z hlediska nákladové efektivity je pro kliniku z těchto dvojic přístrojů vhodné zvážit nákup IOL Masteru 700, právě z těchto výše uvedených důvodů.

Další dvojicí přístrojů, která byla porovnávána pro diagnostiku katarakty, jsou Oculus Pentacam 70700 (Oculus) a jeho starší generace. Jsou to přístroje

pro zobrazení předního segmentu oka a jejich obrovskou výhodou je, že dokáží určit míru, nebo odhad předních i zadních zakřivení rohovky. Tyto naměřené hodnoty mohou být použity ve vzorci Gaussovy optiky pro výpočet tloušťky rohovky v laserem neoperovaných očích, ale i v očích právě po keratorefrakční chirurgii [13]. Dle Davisona a kol. [52] bylo zjištěno, že Pentacam dokáže změřit stupeň zkalení čočky a tato metoda je objektivnější, více kvantitativní a dostupnější než měření dosahovaná pomocí LOCS III pomocí mikroskopie šterbinovou lampou, nezávisle na zkušenostech vyšetřujícího. Z hlediska efektivnosti bylo metodou TOPSIS zjištěno, že Pentacam nové generace disponuje lepšími výsledky téměř ve všech hodnocených kritériích. Kritéria, která byla navržena k hodnocení skupinou expertů jsou: rychlost měření, přesnost měření, moduly vyšetření (např. topografie, pachymetrie, cataracta grading), databáze vyšetření, možnost srovnání s předchozími výsledky vyšetření, kvalita snímku, licence na PC, konektivita v interní síti, tvorba reportů a možnost vzdálené plochy. Celkový efekt je tedy výrazně vyšší u Pentacam 70700 a jeho hodnota je 0,882. Zatímco u Pentacam starší generace je efekt Radaně nižší s hodnotou 0,118. Z hlediska nákladů byly uvažovány pouze náklady pořizovací, z toho důvodu, že všechny ostatní náklady na provoz těchto dvou zařízení jsou totožné. Náklady na pořízení Pentacam 70700 jsou pouze o 60 500Kč vyšší než náklady na pořízení Pentacam starší generace. Z toho vyplývá, že nový Pentacam je tedy nákladově efektivnější než Pentacam starší generace. ICER potom činí 15 838 Kč. Ani u těchto přístrojů nebyly nalezeny jiné provedené studie, které by mohly tento výsledek potvrdit, nebo vyvrátit. Pro kliniku je tedy jednoznačně výhodnější nákup nového Pentacamu.

Poslední hodnocenou dvojicí přístrojů jsou kontaktní biometry DGH Scanmate (DGH technology) a OTI-Scan 2000 (Optos Hialeah). Těmito přístroji se provádí (ultrazvukové) A-scanové měření ke zjištění délky oka, dále B-scanové (dvourozměrné) vyšetření, a to i přes vysoké zkalení čočky. Tato funkcionalita je výhodná zejména v případě pacientů s přidruženou diagnózou (například věkem podmíněná makulární degenerace či diabetické retinopatie), dále je zde možnost přímé kontroly stavu sítnice v případě velké ztráty zrakové ostrosti [14]. Studie dle Joshiho a kol. [53] říká, že neexistuje statisticky významný rozdíl v měření axiální délky oka mezi dvěma metodami ultrazvukové biometrie a optické biometrie. Skupinou odborníků byla definována kritéria a Saatyho maticí byly vypočteny váhy jednotlivých kritérií. Hodnocenými kritérii u biometrů jsou: rychlost měření, přesnost měření a správnost kalkulací, kalkulační módy, kvalita UZ B-scanu, velikost přístroje, konektivita v interní síti, user friendly, nutnost kalibrace a možnost vzdálené plochy. Největší váhu dle odborníků získalo kritérium kalkulačních módů, které jsou právě nejdůležitějším parametrem pro výpočet IOL. Metodou TOPSIS bylo zjištěno, že OTI-Scan je efektivnější než DGH Scanmate A+B. Přičemž efekt DGH Scanmate je 0,296 a OTI-Scan 0,704. Náklady na 1 rok provozu těchto přístrojů byly kalkulovány pouze z pořizovací ceny, jelikož všechny ostatní náklady u této dvojice přístrojů byly totožné.

Z hlediska pořizovacích nákladů je OTI-Scan téměř dvakrát dražší, ale i přes tuto vyšší cenu je dle CEA nákladově efektivnější. Výsledkem nákladové analýzy u této skupiny přístrojů je potom poměr inkrementálních nákladů a přínosů (ICER) který činí 136 422 Kč. Tyto výsledky nelze porovnat se zahraniční literaturou, protože podobné studie zatím nebyly provedeny. Z hlediska nákladové efektivity je pro kliniku vhodnější přístroj OTI-Scan 2000 i vzhledem k tomu, že se biometr DGH Scanmate vyznačuje unikátním tříhvězdičkovým systémem pro hodnocení kvality jednotlivých měření.

Jako prevence pro zjištění VPMD slouží Amslerova mřížka, na jejímž základě si může onemocnění zjistit každý sám doma. Pro diagnostiku tohoto onemocnění je primární biomikroskopie fundu, fluorescenční angiografie a OCT [15]. Diagnostika VPMD se regionálně značně liší, např. v Austrálii byl navrhnout automatický detekční systém, který využívá diskrétní vlnkovou transformaci a strategii hodnocení funkcí. Tento navrhovaný systém by mohl být použit pro asistenci klinikám a pro hromadné screeningové programy [24].

Pro diagnostiku onemocnění VPMD byly hodnoceny dvě dvojice přístrojů od distributorů Castor a OFTIS-OPTA. První hodnocenou dvojicí je OCT Spectralis (Heidelberg Engineering) a SOCT Revo NX 130 (Optopol technology). Skupinou odborníků byla identifikována kritéria pro hodnocení této dvojice přístrojů a bylo určeno funkční plnění těchto jednotlivých kritérií. Saatyho metodou potom byly určeny váhy těchto kritérií: rychlost měření, kvalita pořízených snímků, možnost měření (glaukoma, macula), možnost angiografie, kompaktnost přístroje, kvalita hodnocení RNFL analýzy, eye tracking, licence na PC, přesnost výsledků a možnost vzdálené podpory. Dle Saatyho má největší váhu kritérium kvalita pořízených snímků a přesnost výsledků. Metodou TOPSIS byly zjištěny efekty těchto přístrojů, přičemž OCT Spectralis má efekt ve výši 0,493 a SOCT Revo NX130 má efekt ve výši 0,507. Z toho vyplývá, že SOCT Revo je efektivnější než OCT Spectralis. Nejvíce výsledky metody TOPSIS ovlivnila kritéria přesnost výsledků a kvalita pořízených snímků. Náklady byly kalkulovány na 1 rok provozu zařízení a byly brány v úvahu náklady na pořízení a náklady na energie. Náklady na OCT Spectralis jsou téměř dvojnásobně menší než na přístroj SOCT Revo NX130. Dle CEA je nákladově efektivnější OCT Spectralis. Výsledkem nákladové analýzy u této skupiny přístrojů je potom ICER, který činí 31 169 214 Kč. Autoři Mowatt a kol. [26] udělali nákladovou analýzu u přístroje OCT a fluorescenční angiografie, přičemž byly zkoumány různé strategie u mužů podle toho, kdo diagnostiku provádí. Nejnížší průměrné náklady měla strategie vyšetření fluorescenční angiografie zdravotní sestrou či technikem. Ideálními diagnostickými přístroji jsou však přístroje v kombinované formě OCT s fluorescenční angiografií, což vyplývá i ze studie Perrot-Reynolds a kol. [25], která říká, že tyto 2 diagnostické intervence jsou vzájemně nenahraditelné. OCT Spectralis a SOCT Revo NX130 jsou přístroji pro vyšetření tomografického řezu, ale i fluorescenční angiografie. Pro kliniku je nákladově efektivnější pořídit přístroj OCT Spectralis.

Druhou hodnocenou dvojicí jsou sítnicové kamery TRC-50DX (Topcon) a Daytona A10600 (Optos). Dle autora Güvena [54] byl vyvinut algoritmus pro sítnicovou kameru a byla použita Houghova transformace. Výsledky studie ukazují, že tento algoritmus je užitečným nástrojem pro detekci VPMD ve snímcích ze sítnicové kamery. Tato metoda dokáže zkrátit čas, který oftalmologové potřebují k diagnostice VPMD a zároveň dokáže zajistit spolehlivou přesnost detekce. Integrace této technologie do tradičního softwaru by mohla být použita v klinických implementacích jako pomůcka při diagnostice a zároveň jako nástroj pro kvantitativní hodnocení účinnosti léčby.

Skupina odborníků identifikovala těchto 10 kritérií pro hodnocení přístrojů: rychlost měření, nutnost kontrastních látek, kompaktnost přístroje, kvalita snímků, nároky na osvětlení místnosti, eye tracking, konektivita v interní síti, doplňkové moduly, přesnost výsledků a možnost vzdálené podpory. Největší váhu dle Saatyho metody má kvalita snímků, a to s hodnotou 0,290. Toto kritérium má tedy největší vliv na výsledek metody TOPSIS. Metodou TOPSIS byly zjištěny efekty, kdy pro sítnicovou kameru TRC-50DX činí 0,432 a pro sítnicovou kameru Daytona je efekt ve výši 0,568. Z toho vyplývá, že Daytona je efektivnější než kamera TRC-50DX. Náklady na tyto přístroje byly vypočítány na rok provozu těchto zařízení, přičemž byly brány v úvahu náklady na pořízení a náklady na energie. Náklady na rok provozu TRC-50DX činí 220 107 Kč a náklady na rok provozu Daytona A10600 činí 281 181 Kč. Z toho vyplývá, že náklady na pořízení nejvíce ovlivňují výsledek CEA. Dle CEA, počítané jako poměr nákladů a efektů, je nákladově efektivnější sítnicová kamera Daytona A10600. Výsledkem nákladové analýzy u této skupiny přístrojů je potom ICER, který činí 449 074 Kč, což jsou prostředky, které je nutno vynaložit na jednotku efektu navíc. Z hlediska citlivostní analýzy by bylo vhodné provést prahovou citlivostní analýzu a zjistit, při jak velké změně pořizovacích nákladů by se změnil výsledek CEA. Pro kliniku je tedy z hlediska nákladové efektivity vhodnější pořídit přístroj Daytona A10600. V zahraniční literatuře nebyly nalezeny žádné podobné studie, které by porovnávaly tyto diagnostické přístroje.

Důležitým krokem pro diagnostiku glaukomu je měření nitroočního tlaku tonometrem, který je ideálně doplněn alespoň o pachymetr, který je schopen změřit tloušťku rohovky a na základě toho přepočítat hodnotu nitroočního tlaku. Dále je nutné gonioskopií vyšetřit komorový úhel a perimetrií změřit rozsah zorného pole, popř. identifikovat výpadky v zorném poli, které jsou pro glaukom typickými. Důležitým diagnostickým krokem je vyšetření zřetivého nervu přístroji OCT, GDx, nebo HRT [16]. Diagnostika je regionálně odlišná, např. v Asii jsou využívány automatizované zobrazovací systémy, zejména OCT. Dále však pokročilé technologie mobilních telefonů umožňují vzdálené poskytování zdravotní péče a jsou navrženy pro detekci glaukomu. Jedním z příkladů úspěšné kombinace technologie pro detekci očního pozadí a technologie smartphonů pro přenos dat je oční vyšetření Kit (PEEK) Retina (Peek Vision z Londýna). Tato technologie je levná a nenáročná na schopnosti

uživatelé. Síť PEEK dokáže zachytit optický disk ve vynikající kvalitě a nedávno byla pro tuto funkci validována. Jsou zde nějaké nové podobné intervence pocházející z Itálie a USA [29]. Avšak tyto technologie se prozatím v ČR k diagnostice nepoužívají. Ačkoliv bylo vyvinuto několik diagnostických přístrojů pro detekci a monitorování glaukomu, žádný z nich nemá potřebnou citlivost k jeho identifikaci v preklinickém stádiu či k detekci malých změn během krátkého časového horizontu. V Berlíně byla vyvinuta nová technologie pro zobrazení jednotlivých gangliových buněk sítnice, které podstupují apoptózu v oku a tato technologie má potenciál předcházet diagnostice glaukomu před nenávratným poškozením zraku [30].

Pro poslední onemocnění glaukom byly hodnoceny dvě dvojice přístrojů, kterými je nutno analyzovat zrakové disfunkce. První hodnocenou dvojicí jsou přístroje, které jsou především určeny k měření nitroočního tlaku, a to aplanační tonometr Keeler (Keeler) a Tonoref III (NIDEK). Skupinou odborníků byla identifikována kritéria pro hodnocení této dvojice přístrojů a následně byl určen u každého kritéria jeho význam a funkční plnění. Kritéria, která byla předmětem hodnocení těchto přístrojů, jsou následující: přesnost měření, kompaktnost přístroje, víceúčelovost měření, rozsah měření, eye tracking, výkon, konektivita v interní síti, user friendly, doplňkové moduly a možnost vzdálené podpory. Saatyho metodou byly zjištěny váhy jednotlivých kritérií a největší váhu získalo kritérium přesnost a víceúčelovost měření. Větší změna těchto kritérií by mohla ovlivnit výsledky CEA. Dle Normando a kol. [30] bylo metaanalýzou vyhodnocující diagnostickou přesnost OCT pro glaukom zjištěno, že parametry pro nervová vlákna v oblasti papily byly pravděpodobně přesnější, než makulární měření. Náklady byly kalkulovány na 1 rok provozu zařízení a byly brány v úvahu pořizovací náklady a náklady na energie, protože všechny další náklady byly u obou intervencí stejné. Náklady na 1 rok provozu aplanačního tonometru Keeler tvoří 20 810 Kč a náklady na Tonoref III na 1 rok provozu činí 78 400 Kč. Dle CEA je nákladově efektivnější aplanační tonometr Keeler. Výsledkem nákladové analýzy u této skupiny přístrojů je potom poměr inkrementálních nákladů a přínosů (ICER) který činí 702 317 Kč, což jsou prostředky, které je nutno vynaložit na jednotku efektu navíc. Pro kliniku je tedy nákladově efektivnější nákup šterbinové lampy s aplanačním tonometrem Keeler. Studie dle Azuara-Blanco a kol. [55] porovnávali diagnostické intervence a to HRT zahrnující dva diagnostické algoritmy a to HRT-GPS (skóre pravděpodobnosti glaukomu) a HRT-MRA (Moorfieldskou regresivní analýzu), GDx a OCT. GDx byla nejméně nákladná a nejméně efektivní. Ani OCT a HRT-MRA nebyly nákladově efektivní a implementací HRT-MRA lze dosáhnout velkých úspor.

Poslední hodnocenou dvojicí jsou přístroje pro analýzu zorného pole, a to Humphrey Field Analyzer 750i (Carl Zeiss) a mikroperimetr MAIA (Centervue). Skupinou odborníků bylo definováno 10 kritérií a dle Saatyho metody byly zjištěny váhy jednotlivých kritérií. Hodnocenými kritérii jsou: přesnost měření, rozsah měření, detekce makuly, kontrastní citlivost jednotlivých bodů, rychlost měření, eye tracking,

kinetická/statická perimetrie, konektivita v interní síti, variabilita testů a možnost vzdálené podpory, přičemž největší váhu mají první dvě kritéria. Dle metody TOPSIS bylo zjištěno, že mikroperimetr MAIA je efektivnější s hodnotou 0,790 než Humphrey Field Analyzer 750i s hodnou efektu 0,210. Náklady byly vypočítány na jeden rok provozu zařízení a byly kalkulovány náklady na pořízení a náklady na energie, které činí u Humphrey Field Analyzer 750i 105 981 Kč a u mikroperimetru MAIA činí 109 361 Kč. Z hlediska CEA je nákladově efektivnější mikroperimetr MAIA. Výsledkem nákladové analýzy u této skupiny přístrojů je potom ICER, který činí 5 828 Kč, což jsou prostředky, které je nutné vynaložit na jednotku efektu navíc. Dle zahraniční literatury byl porovnáván perimetr Peristat (Rodenstock) a Humphrey (Carl Zeiss), přičemž Peristat vyšel jako nákladově efektivní pro detekci glaukomu [56].

V oblasti chirurgického řešení katarakty jsem srovnávala běžně používanou metodu extrakapsulární extrakce katarakty s moderní metodou laserem asistovaná operace katarakty. PCS (ECCE) spočívá v tom, že se vytvoří řez na rohovce, ten umožňuje ručně vytvořit otvor v přední kapsule čočky a fakoemulzifikací je odstraněna ultrazvukem rozbitá, zkalená čočka. Nakonec je IOL vložena do původního pouzdra [20]. Zatímco femtosekundovým laserem asistovaná operace katarakty je moderní metoda, která je výrazně přesnější a má větší reprodukovatelnost než manuálně vytvořená kapsulotomie, má stabilnější refrakční výsledek a je zde menší ztráta endotelových buněk [21] [57]. Dle Abella a kol. je dalším efektivním přínosem snížení postkeratoplastiky [23]. Dle studie autorů Ewe a kol. [58] LCS neprokázala klinicky významné zlepšení vizuálních výsledků oproti PCS. V mojí práci jsem se zabývala porovnáním těchto 2 metod z hlediska jejich nákladů, a to jak z perspektivy poskytovatele zdravotní péče, tak z hlediska plátce. Náklady z perspektivy poskytovatele byly kalkulovány vždy na jednoho pacienta, kdy byly počítány náklady na přístrojové vybavení (které bylo děleno počtem úkonů za rok), náklady na průměrný roční servis, personální náklady (času stráveného personálem nad PCS/LCS), náklady na spotřební materiál a náklady na IOL. Náklady na PCS z hlediska poskytovatele zdravotní péče činí 4 023 Kč. Oproti tomu náklady na PCS z hlediska plátce péče potom dle vyhlášky č. 467/2012 Sb., kterou se vydává seznam zdravotnických výkonů s bodovými hodnotami a dle vyhlášky č. 268/2019 Sb., o stanovení hodnot bodu, výše úhrad hrazených služeb a regulačních omezení pro rok 2020 jsou 10 600 Kč. Přičemž náklady na LCS z hlediska poskytovatele jsou navýšeny pouze o položku náklady na pořízení femtosekundového laseru Victus, přičemž tyto náklady jsou 12 100 000 Kč. Pacientů, resp. zájemců o tuto metodu, je méně než zájemců o klasickou metodu ECCE, proto jsou náklady na pořízení přístrojů celkově větší než u ECCE. Z hlediska poskytovatele zdravotní péče tyto náklady na LCS činí 30 316 Kč. Náklady z hlediska plátce zdravotní péče jsou naprosto totožné jako u ECCE a činí tedy 10 600 Kč. Zájemců o tento zákrok je méně z toho důvodu, že každý pacient, pokud má zájem o tuto metodu LCS, si připlatí 9 500 Kč na jedno oko. Vzhledem k tomu, že náklady

na pořízení přístrojů jsou kalkulovány na jeden rok provozu, proto jsou vyšší, než kdyby byly počítány na delší dobu provozu tohoto zařízení, a tudíž každým dalším rokem budou náklady nižší. Velikost nárůstu je silně ovlivněna finančními detaily implementace, jako jsou náklady na laser a objem provedených zákroků LCS. Dle Bartlett a kol. [59] se literatura shoduje na vysokých nákladech na metodu LCS. Abella a kol. [23] metoda LCS není nákladově efektivnější než PCS. Budoucím vývojem této práce by mohla být právě CEA, kdy náklady jsou známy a bylo by potřeba vyhodnotit efekty z dostupné literatury.

U léčby VPMD je důležitý fakt, že je zaměřena na zpomalení progresu, nelze však nemoc úplně zastavit. V ČR jsou momentálně tři intravitreálně aplikovatelná léčiva, která jsou registrována pro léčbu VPMD a to jsou Lucentis, Macugen a Eylea. Existuje zde ještě jedno intravitreálně aplikované léčivo, tzv. Avastin, který však prozatím v ČR není registrován k léčbě VPMD, jeho aplikace se provádí off-label a je primárně určen k léčbě metastazujícího kolorektálního karcinomu a metastazujícího nemalobuněčného karcinomu plic [15]. Americká studie uvádí, že přímé náklady spojené s celosvětovou léčbou VPMD se odhadují na 255 miliard USD. Nové naděje jsou ovšem vkládány do genové terapie a jsou objevovány nové techniky v ozařování [27]. Já jsem si ke svému porovnání z hlediska nákladů vybrala léky Avastin a Eyleu. Záměrně jsem ke svému porovnání vybrala neschválené léčivo, které je však v mnoha zemích včetně České republiky aplikováno off-label. Náklady byly opět kalkulovány na jednu dávku injekce z hlediska poskytovatele zdravotní péče a z hlediska plátce. Z hlediska poskytovatele péče byly kalkulovány náklady na pořízení léčiva, náklady na spotřební materiál, personální náklady a náklady na přístrojové vybavení. Náklady na aplikaci jedné dávky Avastinu z hlediska poskytovatele zdravotní péče činí 2 234 Kč a náklady na jednu dávku Eylei z hlediska poskytovatele zdravotní péče činí 15 431 Kč. Rozdíl v těchto nákladech je obrovský. Náklady z hlediska plátce zdravotní péče na jednu dávku Eylei činí 17 538 Kč. Avastin, vzhledem k tomu, že je používán off-label, si musí uhradit v případě zájmu pacient sám a to částkou 4 500 Kč. Protože klinika nesplňuje podmínky zdravotních pojišťoven pro proplácení aplikace Anti-VEGF obecně, konkrétně podmínku „mít heliport“ musí si pacienti hradit také Eyleu. Studie dle Supurana [60] říká, že jak Avastin, tak Eylea jsou účinnými látkami pro léčbu vlhké formy VPMD. Studie dle Welchera a kol. [61] ukázala, že bevacizumab (Avastin) je účinná látka k léčbě vlhké formy VPMD. Zatímco studie Krebse a kol. [62] ukázala, že Avastin je bezpečnou látkou a nebyly po její aplikaci pozorovány žádné významné nepříznivé účinky. Výsledky studie autorů Pedersen a kol. [62] ukazují, že 1,25mg Avastinu je spojeno s funkčním i morfologickým zlepšením u pacientů s vlhkou formou VPMD. Několik uvedených studií prokázalo, že Avastin je účinným lékem pro léčbu VPMD a z hlediska plátce zdravotní péče se tato varianta jeví finančně přijatelnější a možná by se mohla do budoucna stát potenciálně dostupná většímu počtu pacientů.

Budoucím vývojem práce by mohlo být provedení CEA pro Avastin a Eyleu, protože Avastin se jeví potenciálně jako účinná a cenově přijatelná látka.

Glaukom může být léčen třemi možnými způsoby – medikamentózní, laserovou a chirurgickou metodou. Cílem laserových a chirurgických zákroků je zlepšit odtok komorové tekutiny, nebo snížit její sekreci a tím snížit hodnotu nitroočního tlaku. Výhodou laserové léčby je dobrá snášenlivost a minimální traumatizace a především není překážkou pro následné chirurgické výkony [16]. Ve své práci jsem porovnávala z hlediska nákladů často prováděnou cyklofotokoagulaci a v nedávné době modifikovanou trabekulektomii s použitím express implantátu. Náklady byly porovnány z perspektivy plátce zdravotní péče a poskytovatele zdravotní péče. Náklady na chirurgickou léčbu modifikovanou trabekulektomií zahrnují náklady na přístrojové vybavení, průměrné servisní náklady včetně BTK náklady na personál, náklady na sterilizaci a náklady za pořízení express implantátu. Náklady na přístrojové vybavení a průměrné servisní náklady byly uvažovány na jeden rok provozu zařízení a vyděleny počtem provedených úkonů za rok. Náklady na jednoho pacienta modifikovanou trabekulektomií činí 74 269 Kč. Náklady z hlediska plátce zdravotní péče činí 2 808 Kč. Tento rozdíl je tak velký, protože náklady byly kalkulovány na jeden rok provozu zařízení a každým dalším rokem budou tyto náklady mnohem nižší. Ho a kol. [63] potvrzuje, že náklady na tyto léčebné intervence se snižují s každým dalším provedeným zákrokem. Do nákladů na laserovou cyklofotokoagulaci z hlediska poskytovatele zdravotní péče jsou zahrnuty: náklady na přístrojové vybavení (uvažující na jeden rok provozu), náklady na personál a náklady na sterilizaci. Náklady na laserovou cyklofotokoagulaci na jednoho pacienta činí 31 173 Kč. Pojišťovna neproplácí klinice zákrok tohoto typu a proto pacient, kterému je tento zákrok doporučen, za něj musí zaplatit částku 3 000 Kč. Plátce zdravotní péče dle číselníků proplácí za cyklofotokoagulaci 855 Kč. Studie dle Albahlala a kol. [64] říká, že implantace glaukomového drenážního zařízení může mít vyšší míru chirurgické úspěšnosti než cyklofotokoagulace. Cyklofotokoagulace však zanechává výhodu, že je technicky snazší a opakovatelnější. Dle Bogunjoko a kol. [65] je trabekulektomie nejúčinnějším postupem. Dle studie Paula a kol. [66] se ukázalo, že trabekulektomie je účinnější ve snižování nitroočního tlaku v porovnání s cyklofotokoagulací. Z literatury jsou dohledatelné efekty těchto dvou intervencí, a tak by pro budoucí rozvoj práce bylo vhodné provést ICER.

7 Závěr

Cílem diplomové práce bylo vytvořit doporučení a argumentaci pro nákup oftalmologických přístrojů při zohlednění ekonomicko-medicínského přínosu pro kliniku Gemini ve Zlíně. Bylo zjištěno, že pro diagnostiku katarakty jsou nejvhodnější přístroje: IOL Master 700, Pentacam 70700 a OTI-Scan 2000. Pro diagnostiku VPMD jsou potom dle CEA nejvhodnější přístroje: OCT Spectralis a sítnicová kamera Daytona. Dle analýzy nákladové efektivity pro poslední onemocnění glaukom jsou nejvhodnějšími přístroji: aplanační tonometr Keeler a mikroperimetr MAIA. Tyto diagnostické metody byly komentovány s možnými zahraničními inovacemi. Náklady na léčbu metodou PCS jsou výrazně menší, avšak nová metoda LCS s sebou přináší některé klinické výhody. Léčba VPMD přípravkem Eylea je dle uvedených studií efektivní, avšak náklady jsou z hlediska poskytovatele zdravotní péče téměř sedmkrát vyšší než náklady na přípravek Avastin, který má dle zahraničních studií efekt pro léčbu VPMD, avšak v ČR je zatím používán pouze off-label. Pro léčbu glaukomu jsou náklady z hlediska plátce zdravotní péče nižší pro cyklofotokoagulaci oproti modifikované trabekulektomii. Cyklofotokoagulace se jeví snazší a opakovatelnější.

Seznam použité literatury

- [1] R. R. A. Bourne *et al.*, “Magnitude, temporal trends, and projections of the global prevalence of blindness and distance and near vision impairment: a systematic review and meta-analysis,” *The Lancet Global Health*, Sep-2017. [Online]. Available: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2214109X17302930>. [Accessed: 15-Apr-2019].
- [2] “WHO EMRO | Cataract | Health topics.” [Online]. Available: <http://www.emro.who.int/health-topics/cataract/>. [Accessed: 17-May-2020].
- [3] “WHO | Priority eye diseases.” [Online]. Available: <https://www.who.int/blindness/causes/priority/en/index7.html>. [Accessed: 17-May-2020].
- [4] “WHO | Priority eye diseases.” [Online]. Available: <https://www.who.int/blindness/causes/priority/en/index6.html>. [Accessed: 17-May-2020].
- [5] J. Rosina *et al.*, “Health technology assessment for medical devices,” *Clin. Technol.*, vol. 44, pp. 23–36, 2014.
- [6] V. Rogalewicz and I. Jurickova, “Multiple-Criteria Decision Making: Application to Medical Devices,” in *E-Health and Bioengineering Conference (EHB)*, 2014.
- [7] M. D. Oliveira, I. Mataloto, and P. Kanavos, “Multi-criteria decision analysis for health technology assessment: addressing methodological challenges to improve the state of the art,” *Eur. J. Heal. Econ.*, vol. 20, no. 6, pp. 891–918, Aug. 2019.
- [8] V. Rogalewicz and I. Jurickova, “Specificities of Medical Devices Affecting Health Technology Assessment Methodology,” in *International Work-Conference of Bioinformatics and Biomedical Engineering*, 2014, vol. 1 and 2, pp. 1229–1234.
- [9] I. Ivlev, J. Vacek, and P. Kneppo, “Multi-criteria decision analysis for supporting the selection of medical devices under uncertainty,” *Eur. J. Oper. Res.*, vol. 247, no. 1, pp. 216–228, Nov. 2015.
- [10] M. Abdel-Basset, G. Manogaran, A. Gamal, and F. Smarandache, “A Group Decision Making Framework Based on Neutrosophic TOPSIS Approach for Smart Medical Device Selection,” *J. Med. Syst.*, vol. 43, no. 2, pp. 1–13, Feb. 2019.
- [11] J. Kuchyňka, P., Mazal, Z., Studený, P., Hamouz, “Standard pro diagnostiku a léčbu; Katarakta dospělých,” *Česká a Slov. Oftalmol.*, p. 231, 2012.
- [12] P. Kunavisarut, P. Poopattanakul, C. Intarated, and K. Pathanapitoon, “Accuracy and reliability of IOL master and A-scan immersion biometry in silicone oil-filled eyes,” *Eye*, vol. 26, no. 10, pp. 1344–1348, Aug. 2012.
- [13] E. Borasio, J. Stevens, and G. T. Smith, “Estimation of true corneal power after keratorefractive surgery in eyes requiring cataract surgery: BESSt formula,” *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 32, no. 12, pp. 2004–2014, Dec. 2006.
- [14] M. A. Qureshi and K. Laghari, “Role of B-scan ultrasonography in pre-operative cataract patients,” *Int. J. Health Sci. (Qassim)*, vol. 4, no. 1, pp. 31–7, Jan. 2010.
- [15] H. Štrofová, K. Sedláček, A. Jarošová, and Z. Dubská, “Věkem podmíněná makulární degenerace,” *Klin. Farmakol. a Farm.*, pp. 70–74, Jul. 2013.
- [16] H. Štrofová and H. Pešková, “New advances in the treatment of glaucoma; Nové pokroky v léčbě glaukomu,” *Prakt. lékařství*, vol. 12, 2016.

- [17] L. Guo, J.-J. Yang, L. Peng, J. Li, and Q. Liang, "A computer-aided healthcare system for cataract classification and grading based on fundus image analysis," *Comput. Ind.*, vol. 69, pp. 72–80, May 2015.
- [18] J. Dimock, L. D. Robman, C. A. McCarty, and H. R. Taylor, "Cost-effectiveness of digital cataract assessment," *Aust. N. Z. J. Ophthalmol.*, vol. 27, no. 3–4, pp. 208–210, Jun. 1999.
- [19] K. Sugihara, M. Tanito, Y. Takai, and A. Ohira, "Causes of intracapsular cataract extraction, explantation of intraocular lenses and suture scleral fixation of intraocular lenses in the modern era," *Acta Ophthalmol.*, vol. 96, no. 2, pp. e262–e263, Mar. 2018.
- [20] D. V Palanker *et al.*, "Femtosecond laser-assisted cataract surgery with integrated optical coherence tomography," *Sci. Transl. Med.*, vol. 2, no. 58, p. 58ra85, Nov. 2010.
- [21] K. E. Donaldson *et al.*, "Femtosecond laser-assisted cataract surgery," *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 39, no. 11, pp. 1753–1763, Nov. 2013.
- [22] R. Baltussen, M. Sylla, and S. P. Mariotti, "Cost-effectiveness analysis of cataract surgery: a global and regional analysis," *Bull. World Health Organ.*, vol. 82, pp. 338–345, 2004.
- [23] R. G. Abell and B. J. Vote, "Cost-Effectiveness of Femtosecond Laser-Assisted Cataract Surgery versus Phacoemulsification Cataract Surgery," *Ophthalmology*, vol. 121, no. 1, pp. 10–16, Jan. 2014.
- [24] M. R. K. Mookiah *et al.*, "Decision support system for age-related macular degeneration using discrete wavelet transform," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 52, no. 9, pp. 781–796, Sep. 2014.
- [25] R. Perrott-Reynolds *et al.*, "The diagnostic accuracy of OCT angiography in naive and treated neovascular age-related macular degeneration: a review," *Eye*, vol. 33, no. 2, pp. 274–282, Feb. 2019.
- [26] G. Mowatt *et al.*, "Optical coherence tomography for the diagnosis, monitoring and guiding of treatment for neovascular age-related macular degeneration: a systematic review and economic evaluation," Dec. 2014.
- [27] V. M. Villegas, L. A. Aranguren, J. L. Kovach, S. G. Schwartz, and H. W. Flynn, "Current advances in the treatment of neovascular age-related macular degeneration," *Expert Opin. Drug Deliv.*, vol. 14, no. 2, pp. 273–282, Feb. 2017.
- [28] C. M. Ramsden, L. da Cruz, and P. J. Coffey, "Stemming the Tide of Age-Related Macular Degeneration: New Therapies for Old Retinas," *Investig. Ophthalmology Vis. Sci.*, vol. 57, no. 5, p. ORSFb1, Apr. 2016.
- [29] I. Rodriguez-Una and A. Azuara-Blanco, "New technologies for glaucoma detection," *Asia-Pacific J. Ophthalmol.*, vol. 7, no. 6, pp. 394–404, Nov. 2018.
- [30] E. M. Normando, L. A. Turner, and M. F. Cordeiro, "The potential of annexin-labelling for the diagnosis and follow-up of glaucoma," *Cell Tissue Res.*, vol. 353, no. 2, pp. 279–285, Aug. 2013.
- [31] A. Tuulonen, "Economic considerations of the diagnosis and management for glaucoma in the developed world," *Curr. Opin. Ophthalmol.*, vol. 22, no. 2, pp. 102–109, Mar. 2011.
- [32] H. Vaahtoranta-Lehtonen *et al.*, "Cost effectiveness and cost utility of an organized screening programme for glaucoma," *Acta Ophthalmol. Scand.*, vol. 85, no. 5, pp. 508–518, Aug. 2007.
- [33] M. Töteberg-Harms, M. S. Berlin, and F. Meier-Gibbons, "Increasing healthcare costs: Can we influence the costs of glaucoma care?," *Current Opinion in Ophthalmology*, vol. 28, no. 2. Lippincott Williams and Wilkins, pp. 127–132,

01-Mar-2017.

- [34] S. Thomas, W. Hodge, and M. Malvankar-Mehta, “The cost-effectiveness analysis of teleglaucoma screening device,” *PLoS One*, vol. 10, no. 9, Sep. 2015.
- [35] A. Azuara-Blanco *et al.*, “Automated imaging technologies for the diagnosis of glaucoma: a comparative diagnostic study for the evaluation of the diagnostic accuracy, performance as triage tests and cost-effectiveness (GATE study).” *Health Technol. Assess.*, vol. 20, no. 8, pp. 1–168, Jan. 2016.
- [36] H. B. Dick, T. Schultz, and R. D. Gerste, “Miniaturization in Glaucoma Monitoring and Treatment: A Review of New Technologies That Require a Minimal Surgical Approach,” *Ophthalmol. Ther.*, vol. 8, no. 1, pp. 19–30, Mar. 2019.
- [37] M. Moudrý, *Marketing: základy marketingu učebnice učitele*, 1. Kralice na Hané: Computer Media, 2008.
- [38] J. D. H. van Wijngaarden, G. R. M. Scholten, and K. P. van Wijk, “Strategic analysis for health care organizations: the suitability of the SWOT-analysis,” *Int. J. Health Plann. Manage.*, vol. 27, no. 1, pp. 34–49, Jan. 2012.
- [39] V. Rogalewicz, “Clinical and Economic Assessment of Medical Devices,” *Ekonom. ve Zdr.*, pp. 4–14, 2019.
- [40] P. Muenning and M. Bounthavong, *Cost-Effectiveness Analysis in Health: A Practical Approach - Peter Muennig, Mark Bounthavong - Knihy Google*. 2016.
- [41] G. D. Sanders *et al.*, “Recommendations for conduct, methodological practices, and reporting of cost-effectiveness analyses: Second panel on cost-effectiveness in health and medicine,” *JAMA - Journal of the American Medical Association*, vol. 316, no. 10. American Medical Association, pp. 1093–1103, 13-Sep-2016.
- [42] H. Bang and H. Zhao, “Median-based incremental cost-effectiveness ratio (ICER),” *J. Stat. Theory Pract.*, vol. 6, no. 3, pp. 428–442, Sep. 2012.
- [43] Ministerstvo zdravotnictví České Republiky, “Vyhláška - Zdravotní výkony.” [Online]. Available: <https://szv.mzcr.cz/vyhlaska>. [Accessed: 04-May-2020].
- [44] “268/2019 Sb. Vyhláška o stanovení hodnot bodu, výše úhrad hrazených služeb a regulačních omezení pro rok 2020.” [Online]. Available: <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2019-268>. [Accessed: 04-May-2020].
- [45] Ministerstvo zdravotnictví České Republiky, “Zdravotní pojištění.” [Online]. Available: https://www.mzcr.cz/Legislativa/obsah/zdravotni-pojisteni_1791_11.html. [Accessed: 04-May-2020].
- [46] “EYLEA, 40MG/ML INJ SOL 1X0,1ML, Státní ústav pro kontrolu léčiv.” [Online]. Available: <http://www.sukl.cz/modules/medication/detail.php?code=0193696&tab=info>. [Accessed: 04-May-2020].
- [47] “AVASTIN, 25MG/ML INF CNC SOL 1X16ML, Státní ústav pro kontrolu léčiv.” [Online]. Available: <http://www.sukl.cz/modules/medication/detail.php?code=0028397&tab=prices>. [Accessed: 04-May-2020].
- [48] S. S. Patel, R. K. Sahu, A. K. Chandrakar, M. L. Garg, and R. Malhotra, “COMPARATIVE STUDY OF MANUAL VERSUS AUTOMATED BIOMETRY ON REFRACTIVE OUTCOME OF CATARACT SURGERY,” *J. Evol. Med. Dent. Sci.*, vol. 7, no. 45, pp. 4893–4895, Nov. 2018.
- [49] “(PDF) Specificities of Medical Devices Affecting Health Technology Assessment Methodology.” [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/267924635_Specificities_of_Medical_

Devices_Affecting_Health_Technology_Assessment_Methodology. [Accessed: 23-Nov-2019].

- [50] R. Saucedo-Urdapilleta *et al.*, “Estudio comparativo entre los biómetros ópticos IOL Master 500 versus IOL Master 700 en pacientes con catarata y análisis de repetibilidad Comparative analysis and repeatability assessment of IOL Master 500 versus IOL Master 700 biometry in cataract patients Correspondencia,” *Rev Mex Oftalmol*, vol. 93, no. 3, pp. 130–136, 2019.
- [51] T. K. Yoo, M. J. Choi, H. K. Lee, K. Y. Seo, E. K. Kim, and T. Kim, “Comparison of Ocular Biometry and Refractive Outcomes Using IOL Master 700, IOL Master 500, and Ultrasound,” *J. Korean Ophthalmol. Soc.*, vol. 58, no. 5, p. 523, May 2017.
- [52] J. A. Davison and L. T. Chylack, “Clinical application of the Lens Opacities Classification System III in the performance of phacoemulsification,” *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 29, no. 1, pp. 138–145, Jan. 2003.
- [53] A. K. Joshi, A. K. Tripathi, A. D. Parashar, and S. R. Patil, “Comparative Evaluation of Accuracy of Immersion A-scan Ultrasound Biometry and Optical Biometry in Cases Undergoing Small Incision Cataract Surgery,” *J. Clin. DIAGNOSTIC Res.*, vol. 13, no. 7, pp. NC4–NC8, Jun. 2019.
- [54] A. Güven, “Automatic detection of age-related macular degeneration pathologies in retinal fundus images,” *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 16, no. 4, pp. 425–434, Apr. 2013.
- [55] A. Azuara-Blanco *et al.*, “Automated imaging technologies for the diagnosis of glaucoma: A comparative diagnostic study for the evaluation of the diagnostic accuracy, performance as triage tests and cost-effectiveness (GATE study),” *Health Technol. Assess. (Rockv)*, vol. 20, no. 8, pp. 1–168, Jan. 2016.
- [56] T. Ianchulev, P. Pham, V. Makarov, B. Francis, and D. Minckler, “Peristat: A computer-based perimetry self-test for cost-effective population screening of glaucoma,” *Current Eye Research*, vol. 30, no. 1, pp. 1–6, Jan-2005.
- [57] C. Schweitzer *et al.*, “Femtosecond laser-assisted versus phacoemulsification cataract surgery (FEMCAT): a multicentre participant-masked randomised superiority and cost-effectiveness trial,” *ELSEVIER Sci. INC*, vol. 395, no. 10219, pp. 212–224, Jan. 2020.
- [58] S. Y. P. Ewe *et al.*, “A Comparative Cohort Study of Visual Outcomes in Femtosecond Laser-Assisted versus Phacoemulsification Cataract Surgery,” in *Ophthalmology*, 2016, vol. 123, no. 1, pp. 178–182.
- [59] J. D. Bartlett and K. M. Miller, “The economics of femtosecond laser-Assisted cataract surgery,” *Current Opinion in Ophthalmology*, vol. 27, no. 1, Lippincott Williams and Wilkins, pp. 76–81, 2016.
- [60] C. T. Supuran, “Agents for the prevention and treatment of age-related macular degeneration and macular edema: a literature and patent review,” *Expert Opinion on Therapeutic Patents*, vol. 29, no. 10, Taylor and Francis Ltd, pp. 761–767, 03-Oct-2019.
- [61] D. E. Welch, H. Elmariah, M. C. Peden, S. G. Adams, R. Ratnakaram, and S. Kaushal, “Short-term response of macular oedema to intravitreal bevacizumab,” *Br. J. Ophthalmol.*, vol. 93, no. 8, pp. 1033–1036, Aug. 2009.
- [62] I. Krebs, S. Lie, U. Stolba, F. Zeiler, S. Felke, and S. Binder, “Efficacy of intravitreal bevacizumab (Avastin®) therapy for early and advanced neovascular age-related macular degeneration,” *Acta Ophthalmol.*, vol. 87, no. 6, pp. 611–617, Sep. 2009.
- [63] H. Ho, J. Ho, I. Rodrigues, M. Syrimi, S. Goyal, and K. S. Lim, “The Cost and Economics of Endoscopic Cyclophotocoagulation in the United Kingdom:

- A Tertiary Center Experience,” *J. Glaucoma*, vol. 28, no. 6, pp. 563–567, Jun. 2019.
- [64] A. Albahlal, A. Alshamrani, R. Khandekar, and R. Malik, “Outcome of Surgical Management of Glaucoma Following Complex Retinal Detachment Repair with Silicone Oil Tamponade: Drainage Implant Versus Cyclophotocoagulation,” *J. Glaucoma*, vol. 29, no. 3, pp. 198–204, Mar. 2020.
- [65] T. Bogunjoko, A. Hassan, A. Ogunro, T. Akanbi, M. Ulaikere, and A. Ashaye, “Trends in glaucoma procedures and surgeries at the eye foundation hospital group, Nigeria,” *Niger. J. Clin. Pract.*, vol. 22, no. 11, pp. 1606–1610, Nov. 2019.
- [66] C. Paul, S. Kaus, H. H. Müller, F. M. Schröder, and W. Sekundo, “Trabeculectomy offers better intraocular pressure reduction in inpatient comparison to transscleral cyclophotocoagulation,” *Graefe’s Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.*, vol. 257, no. 11, pp. 2481–2487, Nov. 2019.

Seznam tabulek

Tabulka 2.1 Klasifikace zrakového postižení dle WHO [1].....	11
Tabulka 2.2 Shrnutí odlišností v diagnostice v ČR a ve světě [2] [3].	13
Tabulka 2.3 Odlišnosti aktuálně používaných metod v léčbě katarakty v rozvojových a vyspělých zemích [5] [6] [7].	15
Tabulka 2.4 Výsledky základních případů nákladové efektivity – muži [13].	19
Tabulka 2.5 Údaje o vstupních nákladech použité v modelu [19].	26
Tabulka 2.6 Požadavky na zdroje a náklady na provádění 269 300 primárních screeningů ročně a 27 000 sekundárních screeningů ve 14 diagnostických centrech po celé zemi [20].....	27
Tabulka 2.8 Filtrující operace nepenetrující – přehled zákroků [16].	29
Tabulka 2.9 Souhrn miniaturizovaných přístrojů používaných při léčbě glaukomu [24].....	31
Tabulka 4.1 Univerzální tabulka hodnot plnění významu funkce [31].	39
Tabulka 4.2 Stanovení vzájemné důležitosti kritérií v páru [29].....	39
Tabulka 4.3 Saatyho matice párového porovnávání [29].	40
Tabulka 5.1 SWOT analýza kliniky Gemini.	43
Tabulka 5.2 Výpočet SWOT analýzy	44
Tabulka 5.3 Přehled diagnostických přístrojů na českém trhu (katarakta, VPMD, glaukom).	46
Tabulka 5.4 Hodnocená kritéria, jejich bodované pořadí a hodnocení příslušných variant IOL Master 700 a IOL Master 500 dle kritérií skupinou odborníků.	52
Tabulka 5.5 Saatyho matice pro IOL Master 700 a IOL Master 500	52
Tabulka 5.6 Výpočet váhy kritérií pro IOL Master 700 a IOL Master 500	52
Tabulka 5.7 Váhy kritérií pro IOL Master 700 a IOL Master 500	53
Tabulka 5.8 Vstupní hodnoty multikriteriálního rozhodování	53
Tabulka 5.9 Vstupní hodnoty MCDA s maximalizačními kritérii	53
Tabulka 5.10 Pomocné výpočty pro normalizovanou kritériální matici	54
Tabulka 5.11 Normalizovaná kritériální matice	54
Tabulka 5.12 Vážená kritériální matice, stanovení ideálních a bazálních hodnot... ..	54
Tabulka 5.13 Výpočet vzdáleností od ideální varianty D ⁺	54

Tabulka 5.14 Výpočet vzdáleností od bazální varianty D^-	54
Tabulka 5.15 Výsledný efekt	55
Tabulka 5.16 Hodnocená kritéria, jejich bodované pořadí a hodnocení příslušných variant Pentacam 70700 a Pentacam starší generace dle kritérií skupinou odborníků... 55	
Tabulka 5.17 Saatyho matice pro Pentacam 70700 a Pentacam starší generace.....	56
Tabulka 5.18 Výpočet váhy kritérií pro Pentacam 70700 a Pentacam starší generace	56
Tabulka 5.19 Váhy kritérií pro Pentacam 70700 a Pentacam starší generace.....	56
Tabulka 5.20 Vstupní hodnoty multikriteriálního rozhodování	57
Tabulka 5.21 Pomocné výpočty pro normalizovanou kritériální matici	57
Tabulka 5.22 Normalizovaná kritériální matice	57
Tabulka 5.23 Vážená kritériální matice, stanovení ideálních a bazálních hodnot... 57	
Tabulka 5.24 Výpočet vzdáleností od ideální varianty D^+	58
Tabulka 5.25 Výpočet vzdáleností od bazální varianty D^-	58
Tabulka 5.26 Výsledný efekt	58
Tabulka 5.27 Hodnocená kritéria, jejich bodované pořadí a hodnocení příslušných variant DGH Scanmate A+B a OTI-Scan 2000 dle kritérií skupinou odborníků..... 59	
Tabulka 5.28 Saatyho matice pro DGH Scanmate A+B a OTI-Scan 2000.....	59
Tabulka 5.29 Výpočet váhy kritérií pro DGH Scanmate A+B a OTI-Scan 2000 ...	59
Tabulka 5.30 Váhy kritérií pro DGH Scanmate A+B a OTI-Scan 2000.....	60
Tabulka 5.31 Vstupní hodnoty multikriteriálního rozhodování	60
Tabulka 5.32 Vstupní hodnoty MCDA s maximalizačními kritérii	60
Tabulka 5.33 Pomocné výpočty pro normalizovanou kritériální matici	61
Tabulka 5.34 Normalizovaná kritériální matice	61
Tabulka 5.35 Vážená kritériální matice, stanovení ideálních a bazálních hodnot... 61	
Tabulka 5.36 Výpočet vzdáleností od ideální varianty D^+	61
Tabulka 5.37 Výpočet vzdáleností od bazální varianty D^-	61
Tabulka 5.38 Výsledný efekt	62
5.39 Hodnocená kritéria, jejich bodované pořadí a hodnocení příslušných variant OCT Spectralis a SOCT Revo NX 130 dle kritérií skupinou odborníků..... 63	
Tabulka 5.40 Saatyho matice pro OCT Spectralis a SOCT Revo NX130	63

Tabulka 5.41 Výpočet váhy kritérií pro OCT Spectralis a SOCT Revo NX130.....	63
Tabulka 5.42 Váhy kritérií pro OCT Spectralis a SOCT Revo NX130	64
Tabulka 5.43 Vstupní hodnoty multikriteriálního hodnocení.....	64
Tabulka 5.44 Pomocné výpočty pro normalizovanou kritériální matici	64
Tabulka 5.45 Normalizovaná kritériální matice	65
Tabulka 5.46 Vážená kritériální matice, stanovení ideálních a bazálních hodnot...	65
Tabulka 5.47 Výpočet vzdáleností od ideální varianty D^+	65
Tabulka 5.48 Výpočet vzdáleností od bazální varianty D^-	65
Tabulka 5.49 Výsledný efekt.....	65
Tabulka 5.50 Hodnocená kritéria, jejich bodované pořadí a hodnocení příslušných variant TRC-50DX a Daytona A10600 dle kritérií skupinou odborníků.	66
Tabulka 5.51 Saatyho matice pro TRC-50DX a Daytona A10600	66
Tabulka 5.52 Výpočet váhy kritérií pro TRC-50DX a Daytona A10600.....	67
Tabulka 5.53 Váhy kritérií pro TRC-50DX a Daytona A10600	67
Tabulka 5.54 Vstupní hodnoty multikriteriálního hodnocení.....	67
Tabulka 5.55 Vstupní hodnoty MCDA s maximalizačními kritérii	68
Tabulka 5.56 Pomocné výpočty pro normalizovanou kritériální matici	68
Tabulka 5.57 Normalizovaná kritériální matice	68
Tabulka 5.58 Vážená kritériální matice, stanovení ideálních a bazálních hodnot...	68
Tabulka 5.59 Výpočet vzdáleností od ideální varianty D^+	69
Tabulka 5.60 Výpočet vzdáleností od bazální varianty D^-	69
Tabulka 5.61 Výsledný efekt.....	69
Tabulka 5.62 Hodnocená kritéria, jejich bodované pořadí a hodnocení příslušných variant aplanační tonometr Keeler a Tonoref III dle kritérií skupinou odborníků.	70
Tabulka 5.63 Saatyho matice pro aplanační tonometr Keeler a Tonoref III	70
Tabulka 5.64 Výpočet váhy kritérií pro aplanační tonometr Keeler a Tonoref III..	70
Tabulka 5.65 Váhy kritérií pro aplanační tonometr Keeler a Tonoref III	71
Tabulka 5.66 Vstupní hodnoty multikriteriálního hodnocení.....	71
Tabulka 5.67 Pomocné výpočty pro normalizovanou kritériální matici	71
Tabulka 5.68 Normalizovaná kritériální matice	72
Tabulka 5.69 Vážená kritériální matice, stanovení ideálních a bazálních hodnot...	72

Tabulka 5.70 Výpočet vzdáleností od ideální varianty D^+	72
Tabulka 5.71 Výpočet vzdáleností od bazální varianty D^-	72
Tabulka 5.72 Výsledný efekt	72
Tabulka 5.73 Hodnocená kritéria, jejich bodované pořadí a hodnocení příslušných variant Humphrey Field Analyzer 750i a Mikroperimetr MAIA dle kritérií skupinou odborníků	73
Tabulka 5.74 Saatyho matice pro Humphrey Field Analyzer 750i a Mikroperimetr MAIA	73
Tabulka 5.75 Výpočet váhy kritérií pro Humphrey Field Analyzer 750i a Mikroperimetr MAIA	74
Tabulka 5.76 Váhy kritérií pro Humphrey Field Analyzer 750i a Mikroperimetr MAIA	74
Tabulka 5.77 Vstupní hodnoty multikriteriálního hodnocení	75
Tabulka 5.78 Pomocné výpočty pro normalizovanou kritériální matici	75
Tabulka 5.79 Normalizovaná kritériální matice	75
Tabulka 5.80 Vážená kritériální matice, stanovení ideálních a bazálních hodnot... ..	75
Tabulka 5.81 Výpočet vzdáleností od ideální varianty D^+	76
Tabulka 5.82 Výpočet vzdáleností od bazální varianty D^-	76
Tabulka 5.83 Výsledný efekt	76
Tabulka 5.84 Náklady na roční provoz IOL Master 700 a IOL Master 500	77
Tabulka 5.85 Náklady na roční provoz Pantacam 70700 a Pentacam starší generace	77
5.86 Náklady na roční provoz DGH Scanmate A+B a OTI-Scan 2000	78
Tabulka 5.87 Náklady na roční provoz OCT Spectralis a SOCT Revo NX130.....	78
Tabulka 5.88 Náklady na roční provoz TRC-50DX a Daytona A10600	79
Tabulka 5.89 Náklady na roční provoz aplanačního tonometru Keeler a Tonoref III	79
Tabulka 5.90 Náklady na roční provoz perimetru Humphrey a mikroperimetru MAIA	80
Tabulka 5.91 Výsledky CEA a ICER pro IOL Master 700 a IOL Master 500	80
Tabulka 5.92 Výsledky CEA a ICER pro Pentacam 70700 a Pentacam starší generace	81
Tabulka 5.93 Výsledky CEA a ICER pro DGH Scanmate A+B a OTI-Scan 2000	81

Tabulka 5.94 Výsledky CEA a ICER pro OCT Spectralis a SOCT Revo NX130..	81
Tabulka 5.95 Výsledky CEA a ICER pro sítnicovou kameru TRC-50DX a Daytona A10600.....	81
Tabulka 5.96 Výsledky CEA a ICER aplanačního tonometru Keeler a Tonoref III	82
Tabulka 5.97 Výsledky CEA a ICER pro Humphrey Field Analyzer 750i a mikroperimetr MAIA.....	82
Tabulka 5.98 Náklady na jednoho pacienta metodou klasické fakoemulzifikace...	83
Tabulka 5.99 Náklady na jednoho pacienta metodou laserem asistované operace katarakty.....	84
Tabulka 5.100 Náklady na operaci katarakty pro jednoho pacienta z hlediska plátce ZP.....	85
Tabulka 5.101 Náklady na léčbu jednoho pacienta látkami Avastin a Eylea.....	86
Tabulka 5.102 Náklady na látku Eylea pro léčbu jednoho pacienta z hlediska plátce ZP.....	87
Tabulka 5.103 Náklady na chirurgickou léčbu jednoho pacienta modifikovanou trabekulektomií.....	88
Tabulka 5.104 Náklady na laserovou léčbu jednoho pacienta cyklofotokoagulací.	89
Tabulka 5.105 Náklady na operaci glaukomu modifikovanou trabekulektomií z hlediska plátce ZP.....	90
Tabulka 5.106 Náklady na operaci glaukomu metodou cyklofotokoagulace z hlediska plátce ZP.....	90