

ŠIAULIŲ UNIVERSITETO
GAMTOS MOKSLŲ FAKULTETO
FIZIKOS KATEDRA

MONIKA ŠIDLAUSKYTĖ
Optometrijos studijų programos studentė

**DIFRAKCINIŲ INTRAOKULINIŲ LĘŠIŲ KOMPIUTERINIS
MODELIAVIMAS**
BAKALAURO DARBAS

Darbo vadovas:
doc. dr. V. Girdauskas

Šiauliai, 2011

SIAULIAI UNIVERSITY
FACULTY OF NATURAL SCIENCES
DEPARTMENT OF PHYSICS

MONIKA SIDLAUSKYTE
Student of Optometry study program

**COMPUTER MODELLING OF DIFFRACTIVE INTRAOCULAR
LENSES**
BACHELOR'S WORK

Research supervisor:
Dr. assoc. prof. V. Girdauskas

Siauliai, 2011

TURINYS

SANTRAUKA	4
SUMMARY	5
ĮVADAS	6
1. INFORMACIJOS ŠALTINIŲ APŽVALGA	8
1. 1. Žmogaus akių optinė sistema	8
1. 2. Kataraktos chirurgija	10
1. 3. Intraokulinių lęšių atsiradimas	11
1. 4. Intraokulinio lęšio galia	12
1. 5. IOL aberacijos	15
2. INTRAOKULINIAI LĘŠIAI	17
2. 1. Asferiniai lęšiai	17
2. 2. Toriniai lęšiai	20
2. 3. Daugiažidiniai lęšiai	20
2. 3. 1. Zoniniai refrakciniai lęšiai	21
2. 3. 2. Difrakciniai lęšiai	22
2. 3. 3. Aukštesnės eilės difrakciniai lęšiai	25
2. 3. 4. Akomoduojantys IOL	26
2. 4. Fakiniai IOL	27
3. DIFRAKCINIŲ IOL DIFRAKCINIO EFEKTYVUMO TYRIMAS	28
3.1 Pirmos eilės difrakcinis lęšis	28
3. 2. Aukštesnės eilės difrakcinis lęšis	33
IŠVADOS	37
LITERATŪRA	38
PRIEDAI	44

SANTRAUKA

Baigiamajame darbe nagrinėjamas difrakcinių IOL ir aukštesnės eilės difrakcinių IOL difrakcinis efektyvumas. Tyrimo objektas – paprastųjų difrakcinių IOL ir aukštesnės eilės difrakcinių IOL difrakcinio efektyvumo tyrimas. Tyrimo tikslas – atlikti difrakcinių intraokulinių lęšių optinių savybių kompiuterinį modeliavimą, skirtingo paviršiaus profilio lęšiams ir išnagrinėti šių lęšių parametrus. Pasiiekti darbo tikslui išskirti tokie uždaviniai:

- 1) Susipažinti su intraokulinės akių ydų korekcijos principais ir metodais;
- 2) Susipažinti su difrakcinių intraokulinių lęšių veikimo principais ir jų charakteristikomis;
- 3) Ištirti difrakcinių intraokulinių lęšių optines savybes kompiuterinio modeliavimo metodu, skirtingo paviršiaus profilio lęšiams;
- 4) Apibendrinti tyrimo rezultatus ir padaryti išvadas.

Pagrindiniai darbo rezultatai: nustatytas paprastųjų difrakcinių IOL difrakcinis efektyvumas, esant skirtingiems bangos ilgiams, taip pat aukštesnės eilės difrakcinių IOL difrakcinis efektyvumas, esant skirtingiems parametrams α .

Atlikus tyrimą galima teigti, kad paprastieji difrakciniai optiniai lęšiai fokusuoja į reikiamą difrakcijos eilę su dideliu difrakciniu efektyvumu tik vieno bangos ilgio šviesą. Keičiant bangos ilgį difrakcinis efektyvumas mažėja $\sim 40\%$, pasireiškia stiprios chromatinės aberacijos. Aukštesnės eilės difrakciniai IOL, esant įvairioms difrakcinėms eilėms, fokusuoja skirtingus bangos ilgį į bendrą židinį, taip sumažindami chromatinės aberacijas, todėl, jie yra pranašesni už paprastus difrakcinius IOL.

SUMMARY

The conventional diffractive IOL and multi – order diffractive IOL diffractive efficiencies are analysed in the Final Thesis. The object of the research – a conventional diffractive IOL and multi-order diffractive IOL diffractive efficiency study. The aim of the research – a diffractive intraocular lenses in the optical properties of the computer modeling of surface profile of the different lenses and to consider these lens parameters. In order to reach object of the research to raise the following tasks:

- 1) Go to the intraocular correction of eye defects principles and techniques;
- 2) Go to the diffractive intraocular lenses in their operating principles and characteristics;
- 3) Set the diffractive intraocular lens optical characteristics of the computer simulation, the surface profile of different lenses;
- 4) Summarize the results and draw conclusions.

The main result: the conventional diffractive IOL diffractive efficiency at different wavelengths, as well as a multi – order diffractive IOL diffractive efficiency at different maximum phase change.

The investigation suggests that the simple diffractive optical lens focuses on the required number of diffraction with high diffraction efficiency of a single wavelength of light. Changing the wavelength diffractive efficiency decreases $\sim 40\%$, gets a strong chromatic aberration. Multi - order diffractive IOL at various diffractive orders, focuses on different wavelengths to a common focus, and form a clear image, because they are superior to the simple diffractive IOL.

IVADAS

Lietuvoje taikomi moderniausi akių gydymo ir chirurgijos metodai sugrąžinantys gerą regėjimą ne tik kataraktos kamuojamiems ligoniams, bet apie akinius, kontaktinius lęšius leidžia pamiršti net ir milžinišką akių „pliusą“ ar „minusą“ turintiems žmonėms.

Intraokulinės operacijos – tai dirbtinio lęšiuko implantavimas į akies vidų, siekiant koreguoti turimą refrakcijos ydą. Pirmosios refrakcinės intraokulinės korekcijos operacijos Europoje atliktos prieš 20 metų. Per šį laikotarpį daugeliu medicininių tyrimų patvirtinta, jog šių operacijų rezultatai puikūs ir ilgalaikiai, jos netraumuoja akių. Operacijomis gali būti gydoma įvairaus stiprumo trumparegystė bei toliaregystė, astigmatizmas, katarakta, tobulinamos presbiopijos gydymo galimybės. Intraokulinė korekcija priklauso nuo daugybės dalykų – refrakcijos ydos laipsnio, akies ašies ilgio, vyzdžio pločio, ir kitų dalykų. Visa tai nustatoma atlikus tyrimus.

Intraokulinių operacijų metu naudojami įvairių formų ir tipų intraokuliniai lęšiai. Intraokulinis lęšis (IOL) - dirbtinis lęšis, kuris įdedamas į akies vidų pašalinus sudrumstėjusį natūralų lęšiuką (kataraktos operacijos metu) ar refrakcijos ydos korekcijos tikslu. Viena iš intraokulinių lęšių rūšių yra daugiažidininiai difrakciniai intraokuliniai lęšiai, turintys skirtingas zonas toliui, vidutiniam atstumui bei artimam matymui. Šitie lęšiai užtikrina vienalaikį matymą, kai akis vienu metu fokusuoja vaizdą ir iš toli, ir iš arti. Vienu metu lęšis sukuria kelis vaizdus, bet smegenys išsirenka tik vieną vaizdą, o kitus ignoruoja. Intraokuliniams lęšiams keliama daug reikalavimų – jie turi atkurti akies lęšiuko optines savybes ir užtikrinti pooperacinę regėjimo kokybę. Intraokulinių lęšių kokybę lemia tam tikri parametrai, tokie kaip aberacijos, galia, difrakcinis efektyvumas. Tikslus IOL galios parinkimas išlieka pagrindinis sėkmingos operacijos komponentas.

Refrakcijos ydų korekcijos ir kataraktos operacijų galimybės naudojant daugiažidinius difraccinius intraokulinius lęšius atskleidžia pasirinktos temos aktualumą.

Darbo tikslas:

- Atlikti difraccinių intraokulinių lęšių optinių savybių kompiuterinį modeliavimą, skirtingo paviršiaus profilio lęšiams ir išnagrinėti šių lęšių parametrų įtaką jų difrakciniam efektyvumui.

Tyrimo objektas:

- Paprastų difrakcinių IOL ir aukštesnės eilės difrakcinių IOL difrakcinio efektyvumo tyrimas.

Pasiekti darbo tikslui iškelti tokie uždaviniai:

- Susipažinti su intraokulinės akių ydų korekcijos principais ir metodais;
- Susipažinti su difrakcinių intraokulinių lęšių veikimo principais ir jų charakteristikomis;
- Ištirti difrakcinių intraokulinių lęšių optines savybes kompiuterinio modeliavimo metodu, skirtingo paviršiaus profilio lęšiams;
- Apibendrinti tyrimo rezultatus ir padaryti išvadas.

Tyrimo metodai:

- Mokslinės literatūros analizė;
- Difrakcinių intraokulinių lęšių savybių kompiuterinis modeliavimas.
- Rezultatų apibendrinimas.

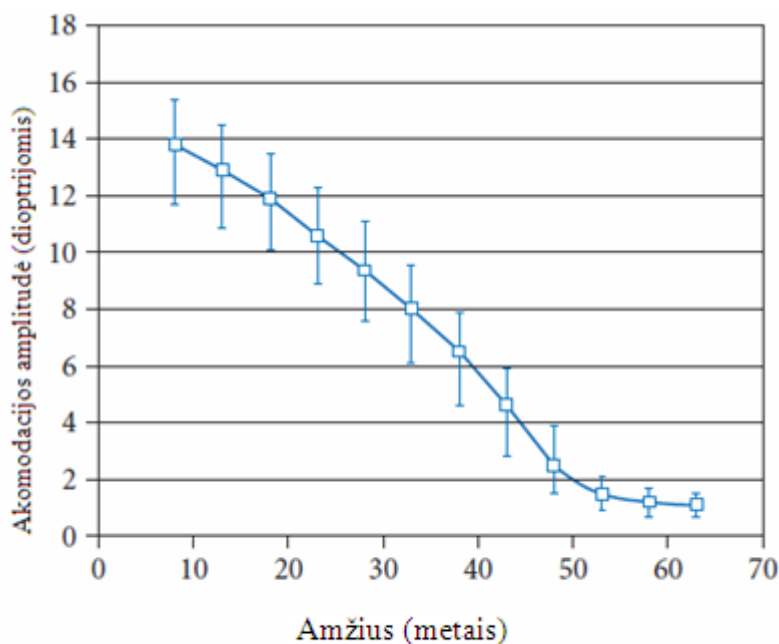
1. INFORMACIJOS ŠALTINIŲ APŽVALGA

1. 1. Žmogaus akių optinė sistema

Trumpa apžvalga pateiksime akių pagrindinius optinius elementus ir jų veikimo mechanizmus. Pirmiausia yra svarbu suvokti kaip veikia akis, kad suprastume geriau apie akių ydas ir korekciją intraokuliniais lęšiais [1, 2].

Normalioje akyje yra dvi svarbios dalys, kurios yra atsakingos už šviesos lūžimą. Rageną – tai skaidri skaidulinio dangalo dalis labiausiai išgaubta į priekį, į kurią pirmiausia patenka šviesos spindulys. Rageną panaši į apvalų išgaubtą laikrodžio stiklėlį. Jos skersmuo – apie 10 - 12 mm, o storis apie 1 mm. Rageną yra stipriausiai šviesą laužianti akies struktūra, jos optinė galia sudaro du trečdalius visos akies optinės galios. Lęšiukas laužia ir fokusuoja šviesos spindulius. Lęšis yra abipus išgaubtas, skaidrus organas. Priekinis jo paviršius atsisukęs į rainelę, o užpakalinis – į stiklakūnį. Lęšį dengia homogeninė kapsulė. Lęšis gali keisti išgaubtumą priklausomai nuo krumplyno raumenų įsitempimo. Taip reguliuojamas spindulių laužimas ir prisitaikoma ryškiai matyti skirtingai nutolusius daiktus. Lęšiuko gebėjimas keisti išgaubtumą jam suteikia galimybę įgyti maksimalią 34 D galią [3].

Akys yra skirtos suteikti žmogui matymą, tačiau kaip ir visos kūno dalys, su amžiumi keičiasi ir akių efektyvumas. Vienas padarinys yra nuolatinis akomodacijos amplitudės mažėjimas, kuris prasideda beveik iš karto po gimimo. (1 pav.) yra pateikta akomodacijos amplitudė kaip funkcija nuo amžiaus [4]. Matyti, kad su amžiumi šis diapozonas palaipsniui mažėja. Pokyčiai paprastai yra nepastebimi iki 40 – 50 gyvenimo metų. Šiuo laikotarpiu akomodacijos diapozonas yra apie 20 D, atsipalaidavus didžiausia akomodacija 23 D. Akomodacijos amplitudė sumažėja dėl to, kad akies lęšiukas netenka elastingumo. Didėjant žmogaus amžiui mažėja lęšiuko kapsulės elastingumas. Šie pakitimai leidžia daryti prielaidą, kad presbiopija yra susijusi su



1 pav. Akomodacija nuo amžiaus (Duomenų šaltinis [4]).

pakitimais lęšiuke. Lęšiuko kapsulė sustorėja apie 75 gyvenimo metus ir pasidaro mažiau paslanki ir skaidri. Literatūroje presbiopija yra priskiriama lęšiuko sklerozės procesui. Sklerozė reiškia vandens kiekio sumažėjimą lęšiuke. Krumplyne taip pat vyksta amžiniai pakitimai – procesus ciliares hialinizuojasi. Hialinizuojasi ir krumplyno raumens ciliarinė dalis. Zonulės – pas jaunas žmones yra plonesnės ir mažiau susiglaudusios tarpusavyje negu pas suaugusius. Vyresnių žmonių zonulių skaidulos yra plonesnės ir jų yra negausiai. Todėl jos gali daug greičiau nutrūkti. Pas jaunas žmones prie lęšio paviršiaus zonulės tvirtinasi siaurai. Vyresnių žmonių zonulių prisitvirtinimo vieta platėja ir tuo pačiu pasislenka link centrinės lęšiuko dalies tiek priekiniame, tiek ir užpakaliniame lęšiuko paviršiuose. Senstant akiai blogėja regėjimas, vyzdys susiaurėja, sumažėja kontrasto jautrumas, blogiau toleruoja šviesos blyksnius ir prastą apšvietimą, adaptacija tampa lėtesnė, sumažėja ašarų sekrecija.

Presbiopijos atsiradimas priklauso nuo žmogaus individualių savybių, jo profesijos ir refrakcijos ydos buvimo. Kliniškai presbiopija dažniausiai pasireiškia žmonėms virš 40 metų amžiaus, dažniausiai 44 ar 45 gyvenimo metais. Jeigu žmogaus profesija reikalauja pastovaus kruopštaus darbo iš arti, jam presbiopija gali pasireikšti ir anksčiau. Presbiopijos atsiradimo laikas priklauso ir nuo žmogaus charakterio savybių. Vienam žmogui pasidaro didelė problema ir mažiausias regėjimo pablogėjimas, kitam tai pasidaro problema tik, kai negali perskaityti pačių didžiausių raidžių. Jeigu žmogaus refrakcija hipermetropinė, ir žmogus žiūrėdamas į tolį šią refrakcijos ydą kompensuoja pastoviai naudodamas savo akomodaciją, jam presbiopija gali pasireikšti ir anksčiau [5].

Antras senėjimo poveikis, kuris vyksta akyse yra senatvinė katarakta. Katarakta yra laipsniškas akies lęšiuko drumstumas, kuris paveikia regėjimo funkcijas [6]. Iš pradžių lęšiuko sklaidos padidėjimą sukelia lęšiuko pageltimas. Šiuose lęšiuko sklaidos centruose plečiasi atsiradusios didelės drumstys. Kataraktos progresavimas iš pradžių sukelia regėjimo aštrumo ir kontrasto sumažėjimą, akys tampa jautresnės šviesai. Kataraktos sunkiausia komplikacija yra aklumas, kai akyje susidariusios drumstys visiškai nepraleidžia šviesos į tinklainę. Manoma, kad 17 milijonų žmonių visame pasaulyje yra akli dėl kataraktos [7]. Tačiau šių aklų asmenų pasiskirstymas yra netolygus, kuris didžiausias mažiau išsivysčiusiose šalyse. Aklumo dėl kataraktos paplitimas yra 0,014 % išsivysčiusiose šalyse ir 2 % neišsivysčiusiose šalyse. Dažniausia priežastis yra lęšiuko drumstumas dėl lėtinio ilgalaikio UV-B spinduliuotės saulės spindulių poveikio. Galimi kiti rečiau pasitaikantys sutrikimai, kaip trauminės, farmakologinės ir igimtos kataraktos. Ankstesnį kataraktos atsiradimą lemia ir rizikos veiksniai, pavyzdžiui, rūkymas ir netinkama mityba. Vis dėlto, kadangi saulės spindulių poveikio gaunama beveik kasdien, yra didelė

tikimybė susirgti katarakta per visą gyvenimą. Dėl šio paplitimo jau seniai ieškoma gydymo nuo kataraktos.

Šiuo metu nėra jokių priemonių užkirsti kataraktos formavimuisi. Galima tik sumažinti rizikos veiksnius, tokius kaip UV-B saulės spindulių poveikio ribojimą naudojant akinius nuo saulės, mesti rūkyti, ar sveikai maitintis, kurie gali atidėti kataraktos atsiradimą. Tačiau drumstys vis dėlto gali atsirasti.

Kataraktos gydymas yra pagrindinė priemonė atkurti prarastą regėjimą, kurią sukelia drumstys. Aklumo gydymų variacijos yra galimos išsivysčiusiose ir neišsivysčiusiose šalyse. Išsivysčiusiose šalyse kataraktos gydymo galimybės yra didelės ir įprastai suteikiamos, kai kataraktos lęšiukas sukelia gana lengvus regėjimo veiklos sutrikimus. Kataraktos operacija yra plačiausiai atliekama operacija Jungtinėse Valstijose [6]. Tačiau neišsivysčiusiose šalyse ši operacija yra negalima arba griežtai apribota lemianti visišką aklumą, dėl pilno lęšiuko drumstumo.

1. 2. Kataraktos chirurgija

Atkuriant regą dėl kataraktos, drumstas lęšiukas yra pašalinamas leisdamas šviesai patekti į akį. Ši korekcija buvo žinoma įvairiais laikotarpiais prieš šimtus metų [8]. Tačiau lęšiuko optinė geba sudaro vieną trečdalį visos akies optinės gebos, pašalinus lęšiuką pacientas paliekamas toliaregiu. Ši būseną vadinama afakija, kai lęšiuko nėra akies optinėje sistemoje. Afakija gali būti įgyta (pvz.: po kataraktos operacijos, traumos ir kt.) arba įgimta. Afakija koreguojama afakiniais akiniais. Šie didelios galios lęšiai yra probleminiai dėl įvairių priežasčių. Šios problemos apima matomo vaizdo padidinimą apie 30% ir periferijos iškraipymus, nes sferiniais akiniais negalima pataisyti įstrižo astigmatizmo [9]. Afakiją galima koreguoti implantuojant į akį dirbtinį lęšį. Pirmasis intraokulinis lęšis (IOL) buvo implantuotas 1949 metais atliekant kataraktos pašalinimo operaciją [10, 11]. IOL yra dirbtinis lęšis, kuris yra implantuojamas į akį po kataraktos lęšiuko pašalinimo ir skirtas suteikti reikiamą optinę gebą leidžiančią suformuoti normalų atvaizdą akies tinklainėje.

Šiuolaikinis kataraktos gydymas apima ekstrakapsulinę kataraktos ekstrakciją (ECCE) ir visai neseniai šios technikos variacija pradėta vadinti fakoemulsifikacija. ECCE pirmą kartą buvo atlikta daugiau nei prieš 250 metų ir buvo plačiai naudojama pašalinant drumstą lęšį [12]. Šios procedūros metu atliekamas didelis pjūvis tarp odenos ir ragenos, tuomet pašalinama priekinė kapsulės dalis, o užpakalinė lęšiuko kapsulė yra išsaugoma ir į kapsulį maišelį implantuojamas

dirbtinis lęšis. Fakoemulsifikacija pirmą kartą 1967 metais atliko Čarlis Kelmanas (Charles Kelman) [13]. Kataraktos fakoemulsifikacija ir dirbtinio intraokulinio lęšio (IOL) implantacija – tai moderniausia kataraktos operacija, masiškai atliekama visame pasaulyje, taip pat ir Lietuvoje. Šios operacijos metu fakoemulsifikatoriumi, naudojant žemo dažnio ultragarsą, susmulkinamas ir susiurbiamas lęšiuko branduolys, po to kitu instrumentu aspiruojamos žievinės struktūros. Į likusį lęšiuko kapsulių maišelį, per labai mažą ragenos arba skleros pjūvį (apie 3mm), galima implantuoti dirbtinį lęšį. Pjūviai daromi kuo mažesni siekiant skatinti greitą gijimą ir sumažinti infekcijos riziką.

Lietuvoje plačiai operuojami ligoniai naudojant moderniosios kataraktos chirurgijos technologijas. Operacijos yra labai efektyvios – regėjimas atgaunamas net iki 100 proc., jei nėra kitų akies ligų ar operacijos komplikacijų. Visų komplikacijų vidutinis dažnis yra 2 proc. operacijų, išskyrus užpakalinės kapsulės sudrumstėjimą, kuris išsivysto 25 proc. atvejų. Bet ši vėlyvoji komplikacija lengvai pašalinama lazeriu ambulatorinėmis sąlygomis [14].

1. 3. Intraokulinių lęšių atsiradimas

Seras Haroldas Ridlis (Harold Ridley), Britanijos chirurgas, besispecializuojantis oftalmologijoje, buvo nepatenkintas egzistuojančia kataraktos chirurgijos forma, kadangi tai palikdavo pacientų akis afakines, kurie tapdavo priklausomi nuo prastai padarytų akinių lęšių [12]. Ridlis įgijo pagrindinių įžvalgų apie kataraktos chirurgijos „fiksavimą“, gydant Karališkųjų oro pajėgų pilotus Antrojo pasaulinio karo metu. Britų naikintuvų stogeliai buvo pagaminti iš naujai sukurto polimero, polimetilmetakrilato (PMMA), taip pat žinomu kaip Perspex, organinio stiklo ar akrilo. Kai kuriais atvejais, kai artilerijų kulkos sudaužydavo stogelius, PMMA šukės pateko į pilotų ragenas. Ridlis gydydamas šiuos pilotus, pastebėjo, kad medžiaga nesukėlė beveik jokio uždegiminio atsako iš supančio akių audinio. Tipiškas kūno atsakas į svetimkūnį turėtų būti medžiagos atmetimas. Tačiau, PMMA nesukėlė šios reakcijos ir leido formuotis lęšio sąvokai iš „biologiškai suderinamos“ medžiagos, kuri galėtų būti implantuojama ekstrahavus drumstą lęšį. 1949 metais Ridlis implantavo pirmąjį IOL 45 metų moteriai. Po operacijos, pacientė tapo 14 D trumparegė (priešingai 20 D toliaregių afakinių pacientų). Nors galia implantuoto IOL buvo akivaizdžiai neteisinga, Ridlis sėkmingai įrodė, kad dirbtinis lęšis gali būti implantuojamas į akį, kuris sukelia pažymėtos galios pokyčius. IOL galios klaidos kilo akyje modeliuojant implantą vietoj natūralaus lęšiuko. Apytikriai natūralaus lęšio paviršiaus išlinkimo spinduliai buvo panaudoti gaminant IOL, bet į aukštesnį PMMA lūžio rodiklį nebuvo atsižvelgta. Ridlio antra operacija

baigėsi panašaus laipsnio trumparegyste, tačiau per trečiąją operaciją, IOL galia buvo tinkamai parinkta, palikdama pacientą šiek tiek trumparegiu.

Ridlio IOL išradimas tapo revoliuciniu, kadangi jis po kataraktos operacijos atkūrė normalų regėjimą. Tačiau medicinos įstaigos ne iš karto pripažino šio išradimo vertę. Vietoj to, daug žinomų oftalmologų, manė, kad šios operacijos yra komplikotos ir nepagrįstos. Ridlis priėmęs kritiką sustabdė IOL implantavimo veiklą, kuri lėmė ilgą implantacijos technologijos vystimosi užlaikymą. Per kitus dešimtmečius IOL tobulėjo ir 1981 m. JAV Maisto ir Vaistų kontrolės tarnyba patvirtino pirmąjį IOL. Nuo devinto dešimtmečio lęšiuko pašalinimas ir IOL implantavimas tapo standartine kataraktos ir refrakcijos ydų operacijų procedūra.

1. 4. Intraokulinio lęšio galia

Kaip pirmosios dvi Ridlio operacijos iliustruoja, IOL galios skaičiavimas yra svarbus, kad sumažintų refrakcijos galios klaidas akyje po operacijos. Tikslus IOL galios nustatymas išlieka pagrindinis sėkmingos operacijos komponentas. Kataraktos operacijų metu po IOL implantacijos paprastai išlieka šiek tiek trumparegystės. Tradiciniai intraokuliniai lęšiai palieka pacientą presbiopu. Skirtingai nuo natūralaus lęšio, tradicinis IOL nekeičia nei formos nei padėties ir todėl yra prarandama akomodacija. Šiuo metu yra vykdomi plataus masto IOL akomodacijos tyrimai ir naujų technologijų aprašas bus pateikiamas kitame skyriuje. Naudojant fiksuoto židinio IOL, chirurgams būtina nustatyti iki operacijos tinkamą galią, kuri gali būti sudėtinga dėl keleto priežasčių. Pirmą, natūralaus lęšio galia turi būti išvesta iš visos akies galios ir ragenos formos. Natūralaus lęšio galia turi būti atimama iš bendros akies galios prieš pašalinant natūralų lęšiuką. Paskui, po implantavimo, IOL galia turi būti įvertinta lauktoje akies padėtyje. Galiausiai, IOL galia ir ragena turi būti susieta taip, kad duotų aštrų atvaizdą akies tinklainėje.

IOL galios skaičiavimo formulės skirstomos į dvi kategorijas. Kai kurios formulės yra pagrįstos daugialype regresijos kintamųjų (SRK) analize, susijusia su akimi ir implantu, o kitos formulės yra pagrįstos teorine IOL galios verte, kuri yra gaunama nuspėjant implantuoto IOL galios vertę. SRK formulė buvo iš pradžių plačiausiai naudojama regresijos tipo formulė, kad apskaičiuoti IOL galią. SRK formulė duota [15, 16]:

$$\Phi_{IOL} = A - 0.9 K - 2.5 L, \quad (1. 4. 1)$$

kur Φ_{IOL} yra IOL galia dioptrijomis, A yra lęšio konstanta, K yra ragenos keratometrija, ir L yra ašinis akies ilgis. A konstantos vertė pateikia IOL gamintojas. Nuo jos labiausiai priklauso IOL padėtis akies viduje. Šiuolaikiniai IOL yra apie 1 mm storio ir apie vieną ketvirtadalį natūralaus lęšiuko storio. Todėl, yra IOL fiksavimo pakitimas implantuojant jį už rainelės, kuris priklauso nuo implantavimo ir chirurginės technikos formos. Siekiant atsižvelgti į šiuos veiksnius, A konstanta yra gaunama empiriškai. A konstantos vertė buvo gauta iš daugybės prieš tai atliktų implantacijų rezultatų, kaip vidurkio reikšmė. Šia konstantą taiko chirurgai operacijų metu.

Keratometrija yra ragenos galios matas. Keratometrija yra apskaičiuojama matuojant priekinį ragenos paviršiaus kreivumo spindulį R_a milimetrais. Galia yra apskaičiuojama kaip:

$$K = 1000 \frac{(n_k - 1)}{R_a}, \quad (1.4.2)$$

kur n_k yra keratometrijos lūžio rodiklis ir K yra dioptrijomis. Keratometrijos lūžio rodiklis yra efektyvus ragenos parametras, kuris įvertina galią, susijusią su užpakalinės ragenos paviršiumi į keratometrijos matavimą. Keratometrijos išmatavimui klinikiniuose prietaisuose įprastai naudojamos n_k vertės nuo 1.3315 iki 1.3375. Pastebime, kad n_k yra mažesnis nei tikrasis ragenos lūžio rodiklis.

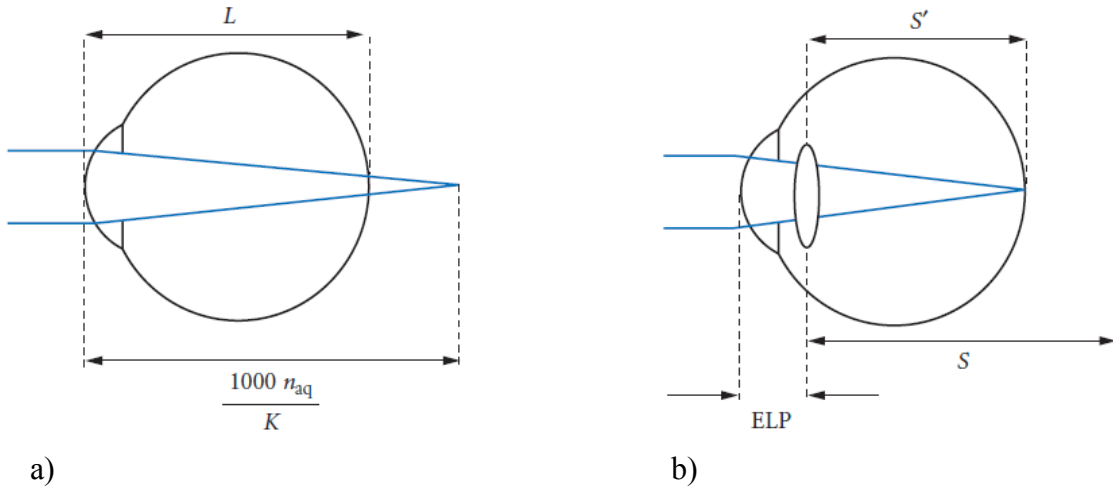
Tradiciskai, ašinis akies ilgis, L yra išmatuojamas ultragarsu. Ultragarso tyrimas, paprastai vyksta 10 MHz dažniu. Tnuomet išmatuojamas aidas nuo lęšiuko paviršių ir tinklainės. Šito aido atkeliavimo laikas yra tiesiogiai susietas su garso greičiu įvairiose akies medžiagose [17, 18]. Naudojant 10 MHz ultragarsą, aido apskaičiuota vertė yra 200 μm .

Neseniai tapo populiaru interferometrijos technika tam, kad išmatuoti ašinį ilgį [19]. Šios technikos metu, yra naudojamas Michelsono interferometras, kad išmatuoti atstumus akies viduje. Trumpomis koherentinio ilgio siauromis juostomis iš infraraudonųjų spindulių šaltinio yra šviečiama į akį. Sugrįžimo spindulys yra interferuojamas. Kadangi spindulys turi žemą koherentiškumą, kraštai pasirodo tik tuomet, kai kelio ilgiai akyje ir bandomojoje lentelėje yra beveik identiški. Pakeitus lentelės atskaitos ilgį ir stebint, kada kraštai pasirodo, gali būti tiksliai išmatuojamas akies ilgis [20]. Ašinis šios technikos sprendimas yra apie 12 μm , privesdamas prie IOL 0.015 D galios sprendinio.

IOL galios regresijos formulių alternatyva yra pagrįsta teorinėmis formulėmis [21]. Kad būtų gaunamas sprendimas apie implanto galią, teorinės formulės naudoja geometrinę optiką. Naudojami ašinio ilgio, ragenos galios ir IOL padėties po implantavimo duomenys. 2 paveikslėlyje

matyti supaprastintas akies modelis. Rageną yra modeliuojama kaip vienos galios paviršius K . Afakinėje akyje, parodytoje 2 (a) pav., rageną formuoja nutolusio objekto atvaizdą atstumu $1000 n_{aq} / K$ už ragenos viršūnės K dioptrijomis. Kai IOL yra implantuojamas į akį, jis fiksuojamas į vietą, vadinamą efektyviąją lęšio padėtimi (ELP). ELP yra gilesnė nei rainelės plokštuma užpakalinėje kameroje. 2 (b) pav., pavaizduotas implantuotas IOL afakinėje akyje. Ragenos sufokusuotas atvaizdas tampa virtualiu IOL objektu, sufokusuotas atstumu:

$$S = 1000 n_{aq} / K - ELP, \quad (1.4.3)$$



2 pav. (a) Afakinėje akyje atvaizdas sufokusuojamas atstumu $1000 n_{aq} / K$. (b) Kai efektyviojoje lęšio padėtyje (ELP) yra implantuojamas IOL, tuomet atvaizdas sufokusuojamas tinklainėje.

nuo IOL plokštumos. IOL paslenka virtualaus objekto atvaizdą ant akies tinklainės. Jei atstumas nuo IOL iki tinklainės yra S' , tai

$$\frac{n_{aq}}{S'} - \frac{n_{aq}}{S} = \phi_{IOL} = n_{aq} \left[\frac{1}{L - ELP} - \frac{1}{1000 n_{aq} / K - ELP} \right], \quad (1.4.4)$$

kuris gali būti perrašytas

$$\phi_{IOL} = \frac{n_{aq}}{K} \left[\frac{1000 n_{aq} - KL}{(L - ELP)(1000 n_{aq} / K - ELP)} \right]. \quad (1.4.5)$$

Ši gauta lygtis yra teorinė IOL galia, pagrįsta pseudoakafinės akies plonojo lęšio teorija.

Egzistuoja daugybė teorinių modelių [22, 23, 24, 25]. Jų visų veikimas pagrįstas katik nagrinėta lygtimi. Subtilūs skirtumai egzistuoja, tačiau, kiekvienas iš kintamųjų yra apskaičiuotas tuo pačiu principu. J. T. Holadėjus (J. T. Holladay) sunkiai dirbo, kad akies viduje nustatytų galimą IOL vietą, kurioje susisietų A konstantą su ELP, Holadėjaus pavadinta chirurginiu faktoriumi (SF) [26 - 31]. SF yra atstumas nuo rainelės plokštumos iki priekinės IOL plokštumos. Daugeliu atvejų teoriniai modeliai duoda puikų IOL galios apskaičiavimą. 80 procentų visų pacientų galios paklaida yra mažiau kaip 1 D [20]. Šiais laikais, vis dėlto yra sunku tiksliai prognozuoti IOL galias pacientams, kuriems buvo atliktos ragenos refrakcijos operacijos, pavyzdžiui, radialinė keratotomija (RK) ir lazerinė insitu keratomileusis (LASIK). Šitos chirurginės procedūros pakeičia ragenos formą, kad pataisytų šviesos laužimo klaidas. Tačiau, šie ragenos formos pakitimai gali turėti įtakos keratometrijos matavimui. Ragenos priekinio ir užpakalinio paviršiaus formos santykis pakinta, dėl refrakcijos pakeitimo procedūros. Todėl, keratometrijos lūžio rodiklis IOL vietos nustatyme gali sukelti nemenkas klaidas. Šiems kataraktos pacientams buvo svarstomi įvairūs metodai, kad apskaičiuoti IOL galią [32 - 42]. Tačiau, tik nedaugėlis pacientų pakliūna į šią kategoriją.

1. 5. IOL aberacijos

Aberacijos - tai optinių sistemų ydos, pavyzdžiui, lęšio sukuriamas iškreiptas objekto atvaizdas. Pagrindinės jų yra sferinė ir chromatinė aberacijos. Sferinės aberacijos gaunamos kuomet tarpusavyje lygiagretūs kraštiniai šviesos spindulių pluošteliai, praėję pro optinę sistemą, kerta optinę ašį arčiau negu centriniai spinduliai. Žmogaus ragenai turi teigiamas sferines aberacijas [43]. Natūralus lęšis kompensuoja ragenai būdingas teigiamas sferines aberacijas palikdamas akims tik minimalias teigiamas sferines aberacijas [44]. Lęšiukas sukuria neigiamas sferines aberacijas savo gradientinio indekso struktūros pagalba, asferiniu priekiniu ir užpakaliniu paviršiumi. Todėl, IOL yra gaminami su sferiniais paviršiais. Smitas (Smith) ir Lu analizavo IOL aberacijas naudojantis plonojo lęšio Seidelo (Seidel) aberacijomų formulėmis, kurias apraše Welfordas (Welford) [45, 46]. Sferinės aberacijos yra apskaičiuojamos pagal formulę:

$$\frac{y^4 \phi_{IOL}^3}{4n_{aq}^2} \left[\frac{n_{aq}^2 (2n_{aq} + n_{IOL})}{n_{IOL} (n_{aq} - n_{IOL})^2} X^2 + \frac{4n_{aq} (n_{aq} + n_{IOL})}{n_{IOL} (n_{aq} - n_{IOL})} XY + \frac{2n_{aq} + 3n_{IOL}}{n_{IOL}} Y^2 + \frac{n_{IOL}^2}{(n_{aq} - n_{IOL})^2} \right], \quad (1. 5. 1)$$

kur y yra IOL ribinio spindulio aukštis, implanto galia φ_{IOL} , vandens lūžio rodiklis $n_{aq} = 1.337$, IOL lūžio rodiklis n_{IOL} . n_{IOL} vertės, priklausomai nuo medžiagos, svyruoja nuo 1.41 iki 1.55. Formos faktorius X randamas pagal:

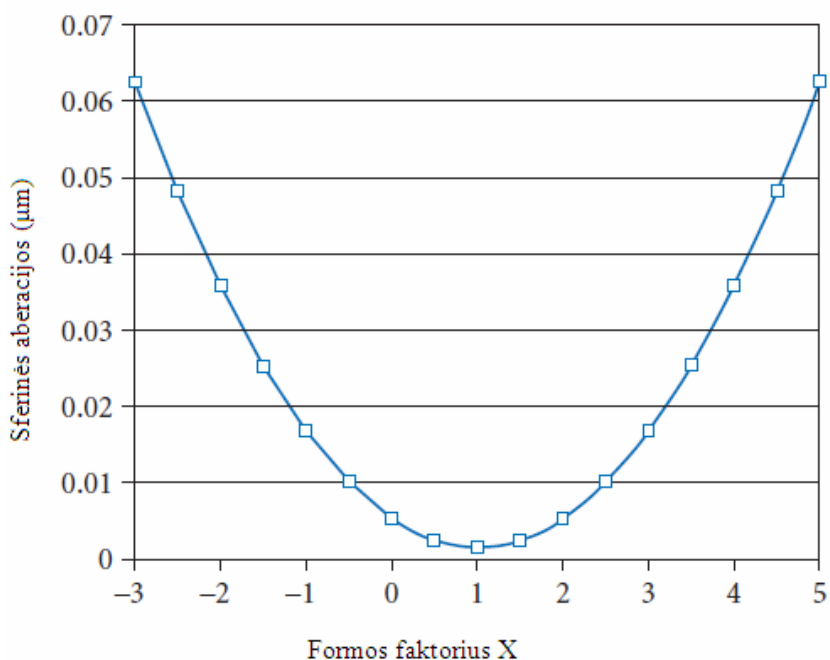
$$X = \frac{C + C'}{C - C'} \quad , \quad (1.5.2)$$

kur C yra IOL priekinio paviršiaus išlinkimas, o C' - užpakalinio paviršiaus išlinkimas. Konjugacijos faktorius yra randamas:

$$Y = \frac{S + S'}{S - S'} \quad , \quad (1.5.3)$$

kur S yra ragenos sufokusuotas atstumas nuo IOL iki virtualaus objekto, o S' yra atstumas nuo IOL iki tinklainės. Akyje, 43 D rageną formuoja nutolusio objekto atvaizdą apie 31 mm už ragenos viršūnės. IOL dažniausiai įstatomas 5 mm plokštumoje į akį. Esant tokioms sąlygoms, kad $S = 31 - 5 = 26$ mm. Jei akies ašies ilgis $L = 24$ mm, tada $S' = 19$ mm. Šiame pavyzdyje konjugacijos faktorius $Y = 6.43$. 3 Paveiksle pavaizduotos sferinės aberacijos, kaip funkcija 20 D - PMMA lęšio

formos faktoriaus su prieš tai nurodytais akių parametrais, kai $y = 2$ mm. Du pagrindiniai šio grafiko bruožai yra akivaizdūs. Pirma, sferinių aberacijų vertės yra griežtai teigiamos. Tai tinka bet kuriam teigiamos galios lęšiui su sferiniais paviršiais. Kadangi ragenos sferinės aberacijos yra teigiamos, be to IOL sferinis paviršius negali kompensuoti šių aberacijų, kaip tai daryti yra linkęs natūralus lęšis. Taigi, visos pseudoafakinės

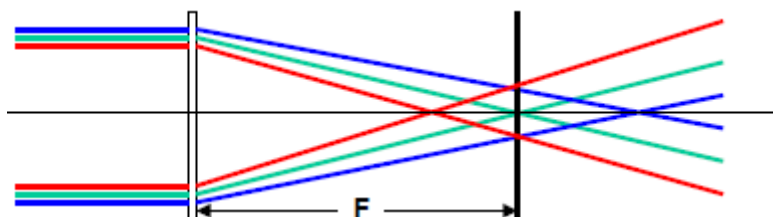


3 pav. IOL sferinių aberacijų funkcija nuo formos faktoriaus X
(Duomenų šaltinis [47])

akies sferinės aberacijos gali būti sumažintos tinkamai pasirinkus IOL formos faktorių X . 3 Paveikslėlyje matome kaip formos faktorius $X = +1.0$ mažina sferines aberacijas. Ši forma atitinka

plonąją iškilųją lęšį su plokščiuoju šonu link tinklainės. Formos faktorius $X = +1$ yra idealus tolubai ragenai ir IOL. Tačiau, natūralūs IOL pakrypimo, decentracijos, bei regiamosios ašies orientacijos pakitimai apsunkina šią lygtį. Tipiškos pakrypimo ir IOL decentracijos vertės yra mažesnės kaip 2.6° ir 0.4 mm [47]. Atchisonas (Atchison) įrodė, kad formos faktorius $X = +0.5$, dvigubai gaubtam lęšiui su mažiau išlenktu spinduliu tinklainės kryptimi, yra mažiau jautrus šioms klaidoms, todėl šiuolaikiniams sferiniams IOL yra taikomas šis formos faktorius [48, 49].

Viena iš didžiausių IOL ydų yra chromatinės aberacijos. Tai lęšio židinio ilgio nuo šviesos bangos ilgio priklausomybė, t. y. pasireiškia dispersija. Paprastieji difrakciniai optiniai lęšiai naudoja vieną difrakcijos eilę, kurioje lęšio optinė galia yra tiesiogiai proporcinga šviesos pluošto bangos ilgiui (4 pav.). Išskaidytos baltos šviesos kiekvienas bangos ilgis fokusuojamas skirtingu atstumu nuo lęšio. Ši bangos priklausomybė nuo optinės spinduliuotės galios, atvaizde gamina didėlias chromatines aberacijas. Be galo nutolusio nemonochromatinius spindulius skleidžiantį taškinį spinduolį atvaizduoja ne tašku, o erdvėje nesutampančių skirtingų spalvų taškų rinkiniu. Objekto atvaizdas plokščiame ekrane iškraipytas, jo kraštai spalvoti. Šitokios chromatinės aberacijos yra visiškai nepriimtinos, todėl ieškomi įvairiausi būdai jas panaikinti.



4 pav. paprastas difrakcinis lęšis yra dispersinis ir sutelkia skirtingus bangos ilgius į skirtingas židinio pozicijas.

2. INTRAOKULINIAI LĘŠIAI

2. 1. Asferiniai lęšiai

Neseniai, IOL gamyboje įvyko perversmas pradėjus naudoti asferinius paviršius aberacijų kontrolei [50]. Tradiciniai sferinio paviršiaus IOL siekia kuo labiau sumažinti implanto sukeltas aberacijas, o asferiniai IOL gali būti naudojami siekiant kompensuoti ragenos sukeltas sferines aberacijas. Ragenos sferinės aberacijos kyla dėl jos asferinės formos. Akies ragena ties vyzdžio plokštuma sudaro kūgį, kurio spindulys R ir jo konstanta Q yra pastovi. Ragenos nulinkimas z yra apibūdinamas kaip

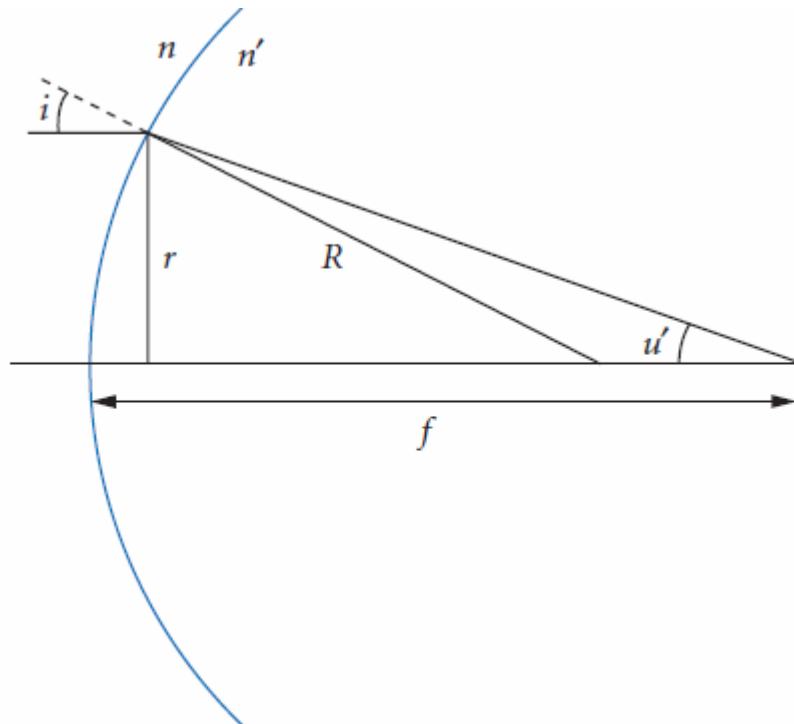
$$z = \frac{1}{Q+1} \left[R - \sqrt{R^2 - (Q+1)r^2} \right], \quad (2.1.1)$$

kur r yra radialinis atstumas nuo optinės ašies. Yra tendensija, kad ragena su amžiumi tampa labiau sferinė [51, 52], lemianti ragenos sferinių aberacijų padidėjimą [53].

Sferinio paviršiaus aberacijos gali būti randamos per ašines vertes. Sferinių aberacijų bangos fronto koeficientas W_{040} iš sferinio paviršiaus yra pateiktas [46]:

$$W_{040} = -\frac{1}{8} r(ni)^2 \left(\frac{u'}{n'} - \frac{u}{n} \right), \quad (2.1.2)$$

kur n yra lūžio rodiklis, i – ribinių spindulių ašinis kritimo kampas ant ragenos paviršiaus, u – ribinių spindulių kampas, kuris susidaro ant optinės ašies. Pirminiai parametrai žymi kintamuosius prieš ragenos paviršių, tuo tarpu sekantis parametras reiškia kintamąjį už paviršiaus. 5 paveikslėlis vaizduoja ragenos sferinių aberacijų apskaičiavimo išdėstymą nutolusiam objektui. Šiuo atveju, $u = 0$, $n = 1.0$, u' yra ribinis spindulio kampas už paviršiaus, $n' = 1.376$ yra ragenos lūžio rodiklis, ir i – ašinis ribinių spindulių kritimo kampas. Iš iliustracijos akivaizdu, kad $i = r/R$.



5 pav. ragenos sferinių aberacijų apskaičiavimo išdėstymą nutolusiam objektui
(Duomenų šaltinis [46])

Be to, paviršiaus židinio nuotolis f apskaičiuojamas pagal 11 formulę

$$f = \frac{n'}{n' - 1} R, \quad (2.1.3)$$

kuri veda prie ribinio spindulių kampo

$$u' = -\frac{(n' - 1)r}{n'R}, \quad (2.1.4)$$

Hopkinsas (Hopkins) [54] įrodė, kad korekcijos faktorius gali būti pridėtas prie sferinio paviršiaus aberacijų, kad sudarytų asferinio paviršiaus kūgį. Šis korekcijos faktorius

$$\Delta W_{040} = \frac{Q(n' - 1)r^4}{8R^3}. \quad (2.1.5)$$

Taip gauname bendras ragenos priekines sferines aberacijas, kurios apskaičiuojamos pagal formulę

$$W_{040} + \Delta W_{040} = \frac{(n' - 1)(1 + n'^2 Q)r^4}{8n'^2 R^3}. \quad (2.1.6)$$

Jei pirmesnė technika naudojama užpakaliniam ragenos paviršiui, tuomet sferinės aberacijos yra 2 eilėmis mažesnės nei priekinio paviršiaus sferinės aberacijos. Vadinasi, užpakalinės ragenos dalies indėlių į sferines aberacijas afakinėje akyje galima ignoruoti. Nors 2.1.6 formulė yra ragenos sferinių aberacijų bangos fronto koeficientas, tačiau, literatūroje naudojama šiek tiek kitokia formulė. Ragenos sferinės aberacijos buvo išreikštos Zernike daugianariu plėtimosi koeficientu c_{40} spinduliui $r = 3$ mm [55]. Šiuo atveju, ragenos sferinės aberacijos gaunamos

$$c_{40} = W_{040}(r = 3) + \Delta W_{040}(r = 3) = \frac{1}{6\sqrt{5}} \frac{81(n' - 1)(1 + n'^2 Q)}{8n'^2 R^3} = \frac{0.15}{R^3} + \frac{0.284Q}{R^3}, \quad (2.1.7)$$

c_{40} vertė yra tiesinė, atsižvelgiant į ragenos kūgio konstantą.

Į akį implantuotas asferinis IOL turėtų kompensuoti ragenos sukeltas sferines aberacijas gautas iš 2.1.7 formulės. Asferinių IOL pavyzdžiai yra Tecnis 2000 (Advanced Medical Optics,

Irvine, CA) sukurtas koreguoti ragenos 0.27 μm sferines aberacijas, AcrySof SN60WF (Alcon Laboratories, Ford Worth, TX) sukurtas koreguoti ragenos 0.20 μm sferines aberacijas ir SofPort pažangios optikos IOL (Bausch & Lomb, Rochester, NY) sukurtas kaip implantas turintis nulinę sferinę aberaciją.

2. 2. Toriniai lęšiai

Dar vienas svarbus padarinys po kataraktos operacijos yra astigmatizmas. Iš pradžių, kad būtų lengviau gaminti, tradiciniai IOL buvo gaminami kintančiai simetriški, dėl gamybos lengvumo. Tačiau, afakinėje akyje gali būti astigmatizmas. Šio astigmatizmo priežastis yra torinės formos rageną, bei optinė sistema nėra kintančiai simetriška, astigmatizmas atsiranda išilgai regėjimo ašies. Neseniai, toriniai IOL tapo prieinami, bet jų naudojimas buvo apribotas [56]. Ragenos astigmatizmą galima sumažinti operacijomis, žinomomis kaip ragenos atpalaiduojantys pjūviai ar limbo atpalaiduojantys pjūviai. Šių procedūrų metu yra padaromi lankiniai pjūviai, atitinkamai, ragenos periferijoje ar ties ragenos kraštu. Kai pjūviai užgija, jie padaro rageną labiau kintančiai simetrišką. Todėl, ragenos astigmatizmas yra sumažinamas ir galima implantuoti simetriškai kintantį IOL. Ragenos ar ragenos krašto atpalaiduojantys pjūviai yra atliekami kataraktos operacijos metu. Atpalaiduojančių pjūvių alternatyva yra atlikti refrakcijos procedūrą tokią kaip LASIK, kuri sumažina ragenos astigmatizmą. Šios procedūros metu naudojamas eksimerinis lazeris šalinantis ragenos audinį, rageną tampa plokštesnė ir labiau simetriška. Toriniai IOL yra prieinami ir atliekami panašūs, kaip 1.4. skyriuje minėti, galios apskaičiavimai [57-60]. Toriniai IOL yra prieinami ir Lietuvoje Alcon Laboratories (Ford Worth, TX) firmos. Šie IOL skirti koreguoti astigmatizmui, kol kas tik monofokaliniai ir nėra skirti koreguoti presbiopijai.

2. 3. Daugiažidiniai lęšiai

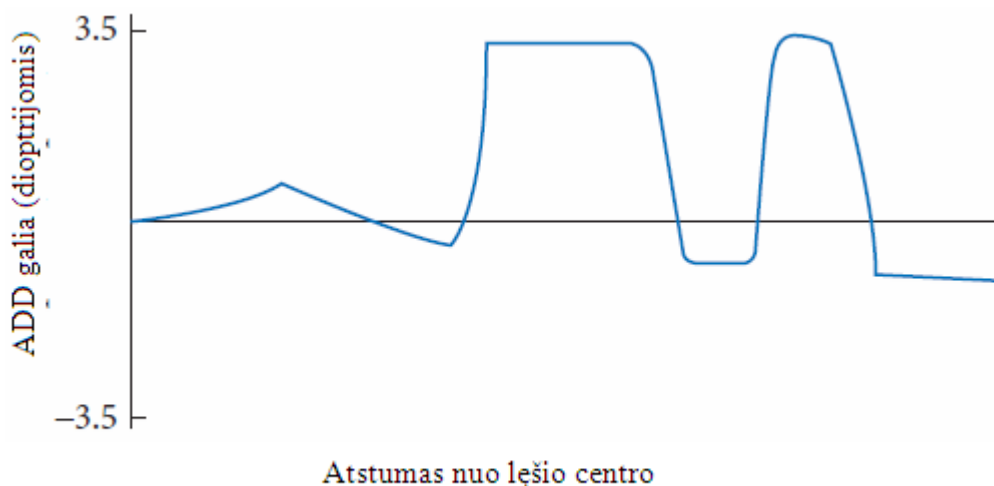
Buvo panaudota daug būdų, kad padėti sumažinti presbiopiją po kataraktos operacijos. Idealiu atveju galima implantuoti IOL, kuris turėtų pakeisti buvusio lęšio galią arba savo poziciją susitraukiant krumplyno raumenims. Klinikiniai rezultatai rodo šių lęšių gebėjimą atkurti akomodaciją.

Daugiažidiniai IOL atstovauja sėkmingą pereinamąją technologiją tarp paprastojo IOL ir akomoduojančio IOL. Daugiažidinė optika apertūros viduje turi dvi ar kelias skirtingas galias. Šitie lęšiai naudojami viena laikiu matymu, kai akis vienu metu fokusuoja vaizdą ir iš toli, ir iš arti. Vienu metu lyg ir mato kelis vaizdus, bet smegenys išsirenka tik vieną vaizdą, o kitus ignoruoja. Kai žiūrima plika akimi, tai lęšis keičia ryškaus matymo atstumą ir akis mato tik tuo atstumu ryškiai, kur sufokusuoja lęšiukas. O dirbtinis lęšis iš karto fokusuoja keliais atstumais. Pavyzdžiui, tarkime refrakcijos operacijos metu reikia vienžidinės (vienos galios) IOL galios 20 D, kad pakoreguoti paciento regėjimą. Jei vietoj to pacientui bus impantuojamas daugiažidinis lęšis, kurį sudaro dvi 20 D ir 24 D galios, tuomet po operacijos jis turės viena laikį matymą. (Pažymėkime, kad pridėjus 4 D galią IOL plokštumai yra maždaug pridėtinės 3 D akinių plokštumoje.) Jei pacientas žiūri į tolimą objektą, intraokuliniame lęšyje viena atstumo dalis taps aštriu vaizdu tinklainėje, o kita dalis sukurs miglotą vaizdą tinklainėje ir smegenys jį ignoruos. Todėl, daugiažidinė optika yra kompromisas regėjimo veikloje. Vienžidiniai lęšiai žiūrint į tolį suteikia ryškų, aukšto kontrasto vaizdą tolimiems atstumams ir labai neryškų, žemo kontrasto vaizdą artimiems objektams. Atvirkščiai žiūrint į artimus objektus, tuomet gaunamas ryškus, aukšto kontrasto vaizdas artimam objektui ir neryškus, žemo kontrasto vaizdas tolimiems objektams. Daugiažidiniai lęšiai suteikia priimtina aukšto kontrasto vaizdą tolimam ir artimam atstumams, tačiau yra prarandama šiek tiek kontrasto lyginant su vienžidiniu matymu. Kuriant daugiažidinius lęšius yra svarbus neryškos dalies atvaizdo kontroliavimas tinklainėje ir supratimas, kurias lęšio dalis panaudoti optimizuojant dizainą. Tinkamai supratęs šias sąlygas gaunamas aukštos kokybės vaizdas.

2. 3. 1. Zoniniai refrakciniai lęšiai

Daugiažidiniui lęšiui reikia dviejų ar daugiau galių, kad dalyvautų viena laikiame matyme [61]. Zoniniai refrakciniai lęšiai turi daug galių lęšyje, kurios turi skirtingas sritis ar zonas laužiančios šviesą skirtingai. Šių zonų plotis ar aukštis, lyginant su šviesos bangos ilgiu, yra didelis. Dėl šių didelių zonų, šviesos spindulių linkimą veikia refrakcija. Lęšio lokalaus paviršiaus kreivumą lemia tos vietos lęšio galia, ir skirtingos galios gali būti gaunamos tik turint sritis su skirtingais išlinkimais. Paprasčiausias zoninio refrakcinio lęšio pavyzdys tai 20 D lęšyje išgręžta 2 mm duobutė centre, o šis 2 mm plotelis sudaro 24 D lęšį. Tokio tipo lęšis veiktų kaip 20 D lęšis su 4 D ADD centre, sudarydamas daugiažidinę optiką. Viena aiški problema tai jo dizainas. Jungtis tarp dviejų lęšio plotelių bus staigi. Zoninis refrakcinis lęšis paskirsto perėjimą tarp sričių. Šis paskirstymas gali būti greitas, arba tarpinė galia gali būti įdiegiama pamažu. Aišku, šis lęšis gali

turėti daugiau nei dvi sritis, taip sukurdamas kintančios galios žiedines sritis. Be to, sritys net neturi būti koncentriniai apskritimai. Zoninių refrakcinių lęšių pavyzdžiai yra ReZoom IOL ir jo pirmtakas Array IOL (Advanced Medical Optics, Irvine, CA). 5 Paveikslėlyje pavaizduotas tokio lęšio galios profilis. Kaip ir buvo galima tikėtis vienalaikiui matymui, zoniniame refrakciniame lęšyje egzistuoja tinklainės atvaizdo kokybės suprastėjimas. Pavyzdžiui, šio tipo lęšiai gali sukelti atspindžius ir halą (aureolę) [62, 63].



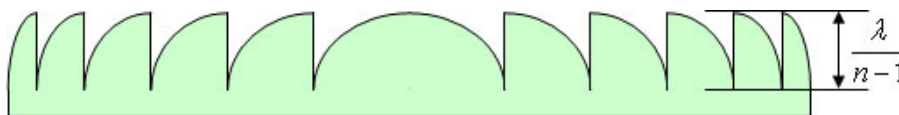
5 pav. Array lęšio galios profilis (Duomenų šaltinis [62])

2. 3. 2. Difrakciniai lęšiai

Antras optinis reiškinys naudojamas siekiant sukurti daugiažidinę optiką yra difrakcija [64 - 66]. Difrakcija tai bet koks nuokrypis nuo tiesaeigio bangos sklidimo. Difrakciniai lęšiai yra labai ploni lęšiai, kurių bendras aukštis $\lambda / (n - 1)$, kur λ yra šviesos bangos ilgis, n – lūžio rodiklis. Difrakciniai lęšiai sudaryti iš zonų, kurios plonėja link lęšio kraštų. Difrakciniuose IOL koncentrinė žiedų zonos yra gaunamos ant lęšio paviršiaus. j zonos spindulys yra:

$$r_j = \sqrt{2j\lambda_0 F}, \quad (2.3.2.1)$$

kur λ_0 yra šviesos bangos ilgis ir F – IOL židinio nuotolis. Kiekvienos zonos riboje atsiranda staigus storio šuolis (6 pav.). Lęšio daugiažidiniškumo laipsnį lemia šuolio aukštis ir zonos matmenys.

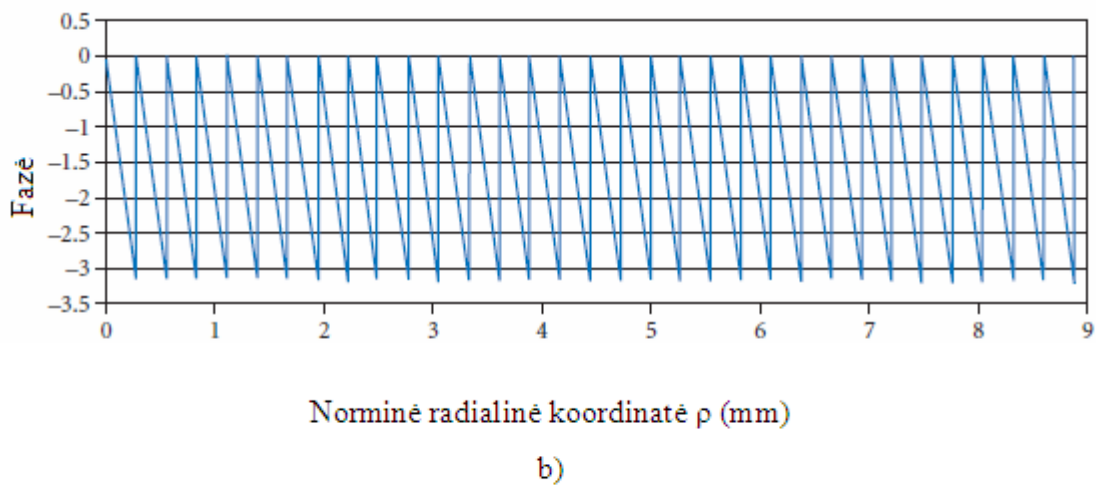
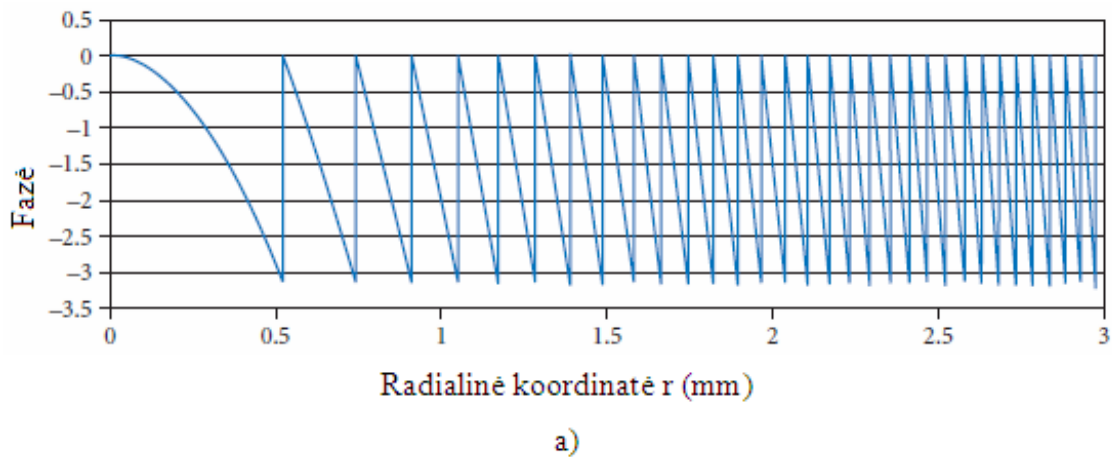


6 pav. Difrakcinio lęšio struktūra (Duomenų šaltinis [65]).

Zonų matmenys priklauso nuo laužiamosios galios. Jų plotis palaipsniui nuo lęšio centro iki jo krašto mažėja. Kiekviena zonos šuolio aukščio riba nustato, kiek šviesos pateks į židinį. Tradiciniame difrakciniame lęšyje, šio žingsnio aukštis parenkamas taip, kad vienos difrakcinės zonos viršūnė išsirikiuotų iš kart už kitos difrakcinės zonos lovelio. Difrakcinio lęšio optinė fazė $\phi(r)$ yra apskaičiuojama iš [67]

$$\phi(r) = 2\pi\alpha \left(j - \frac{r^2}{2\lambda_0 F} \right), \quad r_j \leq r < r_{j+1}. \quad (2.3.2.2).$$

Ši fazės stuktūra yra suformuota ant vieno iš išlenktų IOL paviršių. Jei yra panaudojamas kintamojo $\rho = r^2$ pakeitimas, tai fazės profilis tampa periodonis ρ . 7 Paveikslėlyje matyti abu fazės profiliai r ir ρ erdvėje bangos ilgiui 555 nm, $\alpha = 0.5$, $F = 250$ mm.



7 pav. Difrakcinio lęšio fazės profilis kaip r (a) ir ρ (b) funkcija. (b) yra periodinis
(Duomenų šaltinis [67])

Difrakcijos efektyvumas η_m yra apibrėžiamas kaip

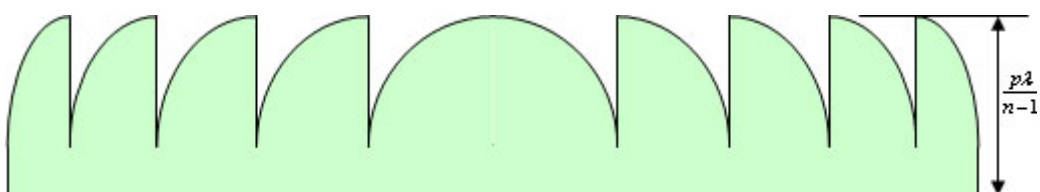
$$\eta_m = \text{sinc}^2(m - \alpha). \quad (2.3.2.3)$$

Difrakcijos efektyvumas apibūdina procentą šviesos patenkančios į kiekvieną difrakcijos eilę. Atveju, kai $m = 0$, šios eilės židinio nuotolis tampa begalinis (t.y. nulinė galia), matomas intensyviausias centrinis maksimumas. IOL laužiančioji galia yra parenkama taip, kad suteiktų geresnį regėjimą žiūrint į tolį. Kai $m = 1$, energija yra sutelkiama į 1 difrakcijos eilę. Energijos kiekis einantis į kiekvieną iš šių difrakcijos eilių atitinkamai yra η_0 ir η_1 . Panašiai, energija yra siunčiama į aukštesnes difrakcijos eiles, kurių efektyvumas yra η_m ir prideda galią m/F prie pagrindinės IOL refrakcijos galios.

Difrakcinio lęšio pavyzdys yra Tecnis ZM900 (Advanced Medical Optics, Irvine, CA), kurio $\alpha = 0.5$ ir $F = 250$ mm. Kitas difrakcinio lęšio pavyzdys būtų Acri.LISA IOL (Carl Zeiss Meditec, Oberkochen, Vokietija). Dar kitas difrakcinio lęšio variantas tai ReSTOR IOL (Alcon Laboratories, Fort Worth, TX) [68]. Šie lęšiai turi 3 mm difrakcinę stuktūrą lęšio centre, o periferijoje vien tik refrakcinę stuktūrą. Refrakcinė lęšiuko dalis užtikrina tolimo matymą, o difrakcinė lęšio dalis užtikrina tiek matymą iš arti, tiek į tolį. Šuolių aukštis tarp zonų dalių palaipsniui mažėjantis link difrakcinių zonų krašto. Šis mažėjimas yra vadinamas apodizacija. Lęšio refrakcinė dalis apsupa apodizuotą difrakcinę zoną. Esant platesniam vyzdžiui ši zona nukreipia šviesą į tolimą židinį ir yra skirta regėjimui į tolį. Priklausomai nuo vyzdžio platumo, regėjimas koreguojamas iš arti arba į tolį. Kai šviesa yra ryški ir vyzdys susitraukęs, lęšis vienu metu perduoda šviesos energiją ir tolimojo, ir artimojo matymo zonoms. Esant blogam apšvietimui ir platesniam vyzdžiui, apodizuotas difrakcinis lęšis daugiau energijos nukreipia į tolino matymo zonas, kad regėjimo sutrikimai būtų minimalūs. Kaip ir su zoniniais refrakciniais lęšiais, taip ir su šiais lęšiais egzistuoja tam tikras matomo vaizdo praradimas [69 - 71]. Šis gero vaizdo praradimas trugdo maždaug 78 proc. pacientų pasiekti regėjimo aštrumą iš arti 20/40 ar net geresnį [71]. Matymas į tolį yra pagerinamas keičiant žingsnelio aukštį ar apodizaciją, palyginant su lygiai padalintu difrakciniu lęšiu kai vyzdys platus [72,73]. Taip pat su difrakciniais lęšiais gali būti matomi atspindžiai ir halo. IOL apodizacija gerokai slopina šios nukrypusios šviesos poveikį esant plačiam vyzdžiui [73]. Lyginant su zoniniais refrakciniais lęšiais, difrakciniai lęšiai suteikia aukštos kokybės matymą [74, 75].

2. 3. 3. Aukštesnės eilės difrakciniai lęšiai

Tradiciniai difrakciniai lęšiai buvo sukurti su pirmąja difrakcine eile. Difrakcinių lęšių spektrinės charakteristikos veikiančios aukštesnių difrakcinių eilių lęšius gerokai skiriasi nuo pirmos eilės atvejo. Aukštesnės eilės difrakciniai lęšiai sutelkia daugiaspektrines optines sistemas, kurios apima ir difrakcinius optinius elementus. Zoninis difrakcinio lęšio išdėstymas yra pasirenkamas, kad perduotų sufokusuotą galią. Šio tipo lęšis yra šiek tiek gilesnis nei įprastas difrakcinis lęšis p parametru, kuris yra sveikasis skaičius ir nurodo difrakcijos eilę lęšyje. Tuo pačiu zonos dydis didėja p kartų.



8 pav. Aukštesnės eilės difrakcinio lęšio struktūra (Duomenų šaltinis [65]).

Paviršiaus profilis per tam tikrą zoną nustato difrakcijos elemento efektyvumą, arba, kitaip tariant, nustato kiek šviesos patenka įvairiose difrakcinėse eilėse. Ši reikšmingiausia techninė pažanga pritaikyta regėjimo membranai (Vision membrane), kurios optika paremta aukštesnių eilių difrakcijos principu. Šis principas leidžia regėjimo membranai būti pastoviai plonai esant visoms refrakcijos galioms ir pašalina chromatinės aberacijas, kurios padaro paprastuosius difrakcinius IOL netokius tinkamus [76].

Regėjimo membrana yra plona skliautinė membrana implantuojama į priekinę akies kamerą, taip ištaisydama refrakcijos klaidas (trumparegystę, toliaregystę, astigmatizmą) ir presbiopiją. Priklausomai nuo medžiagos, regėjimo membrana yra maždaug 450 – 600 μm storio visoms refrakcijos galioms. Regėjimo membrana naudoja pažangiausią šiuolaikinę difrakcinę optiką, kad sufokusuotų įeinančią šviesą. Jos matmenys ir skliautuota forma aprūpina puikų stabilumą, lankstumo ir mažo pjūvio suderinamumo mišinį. Regėjimo membranos dizainas suteikia nemažai privalumų akies lęšiuko keitimo operacijai. Pirmasis privalumas, kad šis lęšis yra sulankstomas ir gali būti implantuojamas per mažiau nei 2.6 mm pločio įpjovimą. Atvaizdo kokybė, kurią sudaro difrakcinė optika yra lygi refrakcinei optikai. Regėjimo membrana kraštyje turi tam tikrą kampą, kuris leidžia naudoti paprastesnę implantavimo techniką. Beto ši membrana yra ypatingai lanksti. Šiuo metu regėjimo membrana yra gaminama iš medicininio silikono, kuris buvo naudojamas daugiau kaip prieš 20 metų. Skirtingai nuo standartinių IOL, kurie naudoja refrakcinę optiką,

difrakcinėje optikoje negalima pasiklaidinti duotos medžiagos regėjimo membranos refrakcijos indeksu, kad gauti norimą lūžio efektą.

Aukštesnės eilės difrakciniai lęšiai susideda iš koncentrinų žiedinių Frenelio zonų. Aukštesnės eilės difrakciniai lęšiai skiriasi nuo standartinių lęšių tuom, kad šuolio aukštis kiekvienoje zoninėje riboje yra suprojektuotas, kad įnešti 2π fazę besikeičiančiame bangos fronte, t.y. $\varphi(r_j) = 2\pi p$, kur p yra difrakcinio lęšio eilė, ir yra sveikasis skaičius ≥ 1 , zoninių spindulių vieta yra gaunama iš lygties $\varphi(r_j) = 2\pi p_j$, kur $\varphi(r)$ yra bangos fronto fazės funkcija. Paprastiems difrakciniams lęšiams $p = 1$ [77].

Tiriamąjame dalyje mes apskaičiuosime difrakcinį efektyvumą ir palyginsime daugelio eilių difrakcinių lęšių difrakcinį efektyvumą, su paprastų difrakcinių lęšių sukurtą su pirmąja difrakcine eile difrakciniu efektyvumu. Stebėsime intensyvumo skirstinį židinio plokštumoje.

2. 3. 4. Akomoduojantys IOL

Akomodacija tai akies gebėjimas automatiškai keisti optinės sistemos parametrus, kad aiškiai matyti įvairiai nutolusius objektus. Kaip buvo minėta pirmame skyriuje, akomodacija prarandama 40 – 50 gyvenimo metais. Kataraktos pacientams gali atkurti regėjimą IOL implantacija, bet presbiopija išlieka. Daugiažidiniai IOL buvo sukurti siekiant išspręsti presbiopinių pacientų problemas. Vienalaikis matymas pagal savo pobūdį sumažina kontrastą ir vaizdo kokybę. Akomoduojantys lęšiai išvengia vienalaikio matymo problemų ir suteikia aukštos kokybės įvairiais atstumais nutolusio objekto atvaizdą. Šios rūšies lęšiai veikia panašiai kaip natūralus lęšis. Akomoduojantys IOL, kurie imituoja natūralią akies akomodaciją – esant akomodacijos pastangoms, IOL optika pajuda į priekį ir leidžia žiūrėti iš arti bei vidutiniu atstumu. Keli akomoduojantys IOL šiuo metu yra prieinami, tačiau, jų našumas yra nežymus [78]. Akomoduojančių lęšių technologijos privalumai yra greitas atsiradimas, ir kaip tikėtina ši technologija pakeis daugiažidinius IOL, kai tik bus surastas tinkamas sprendimas. Be to, kataraktos chirurgija galbūt daugiau nebereikalaus IOL implantacijos. Buvo surastas sprendimas, kad siūloma procedūra atkurianti priimtina akomodacijos lygį (greičiausiai leistų fokusuoti nuo tolimo iki 50 cm), kuri žinoma kaip refrakcinio lęšio keitimas [79]. Šios procedūros metu nekataraktinis kristalinis lęšis yra pašalinamas ir pakeičiamas IOL. Šis metodas yra viena iš galimybių pacientams su sunkia trumparegyste, nors chirurgai dvejoja atlikti šią procedūrą sveikiems, nors ir presbiopiniams lęšiams su žemais refrakcijos klaidų laipsniais. Akomoduojančio IOL sukurimui yra galimi du mechanizmai.

Pirmasis mechanizmas yra ašinis lęšio padėties poslinkis. Europoje turimi IOL, kurie naudotų ašinį judėjimą yra FDA Crystalens (Bausch & Lomb, Rochester, NY) ir ICL (HumanOptics AG, Erlangen, Vokietija). Abu lęšiai turi pluoštelio tipo plokščiųjų flangų, sklindančių nuo lęšio pusės. Šitie flanšai yra tvirtinami taip, kad lęšis išsilenktų ragenos kryptimi, kai krumplyno raumenys susitraukia. Tačiau, šią technologiją reiktų tobulinti. Sinchroniškas akomoduojantis IOL (Visiogen, Irvine, CA) yra ašinio judėjimo variacija naudojanti du lęšius, kad judėtų vienas kito atžvilgiu vietoj vieno IOL lęšio.

Antrasis akomoduojančio IOL mechanizmas yra lęšis, kuris keičia savo galią kaip atsaką į krumplyno raumenų spazmus. Šio tipo pavyzdžiai tai „Fluid Vision“ IOL (Powervision, Belmont, CA), kuris siurbia skystį iš periferinio rezervualo į lęšį su deformuotu membranos paviršiumi, kad pakeistų jo galią, ir „AkkoLens“ (AkkoLens International Delft, Olandija), kuris naudoja dvi fazės plokšteles, kurias verčia šonu, kad pasiektų galios pakitimą [80].

2. 4. Fakiniai IOL

Fakiniai IOL, kaip jų pavadinimas leidžia suprasti, yra implantuojami nepašalinus natūralaus akies lęšio. Jie skirti koreguoti trumparegystei ir toliaregystei. Kadangi natūralus lęšis lieka vietoje, fakinis IOL yra implantuojamas likusioje erdvėje. Yra kelios tinkamos vietos šiam implantavimui. Pirmoji yra priekinė kamera, kuri yra erdvėje tarp užpakalinės akies ragenos ir rainelės. Du metodai yra naudojami palaikyti priekinės kameros IOL. Pirmasis metodas yra fiksuoti lęšį kampe, kur periferinė rageną sutinka rainelę. Antrajam metodui naudojamas specialus lęšis, kuris fiksuojamas prie priekinės kameros rainelės. Pagrindinis trūkumas priekinės kameros fakinio IOL yra rizika dėl ragenos endotelio. Ragenos endotelis yra plonas sluoksnis ląstelių, kurios dengia užpakalinę ragenos paviršių. Šios ląstelės reguliuoja ragenos maistines medžiagas ir sveikatą, ir negali būti pakeičiamos. Dėl to kyla rizika įbrėžti endotelio ląsteles montuojant IOL į priekinę kamerą. Fakiniai IOL taip pat gali būti implantuojami užpakalinėje kameroje. Tuomet fakinis IOL yra įstatomas ant ploto už rainelės, bet prieš natūralų lęšį. Antrasis fakinio IOL padėties tipas reikalauja skliauto nuo implanto iki natūralaus lęšio paviršiaus, nes kontaktas tarp dirbtinio ir natūralaus lęšių gali sukelti kataraktos formavimąsi. Galimi tokie fakiniai IOL: Verisyse (Advanced Medical Optics, Santa Ana, CA), kurie fiksuojami prie rainelės, ir Visian ICL (Staar Surgical, Monrovia, CA), kurie fiksuojami užpakalinėje kameroje. Gauti puikūs rezultatai su fakiniais IOL naudojant sunkiai trumparegystei [81].

3. DIFRAKINIŲ IOL DIFRAKČINIO EFEKTYVUMO TYRIMAS

3.1 Pirmos eilės difrakcinis lęšis

Šioje dalyje norėdami rasti difrakcinių intraokulinių lęšių difrakcinį efektyvumą pasinaudosime jau minėtomis difrakcinės teorijos 3.1.1 ir 3.1.2 formulėmis ir programa „Fresnel“ difrakcinio lęšio savybėms tirti, kuri sprendžia Frenelio difrakcinį integralą [81].

Difrakcinio lęšio sukuriamos fazės pokytis $\phi(r)$ yra:

$$\phi(r) = 2\pi\alpha \left(j - \frac{r^2}{2\lambda_0 F} \right), \quad r_j \leq r < r_{j+1}. \quad (3.1.1)$$

kur $j = 0, 1, 2, \dots$.

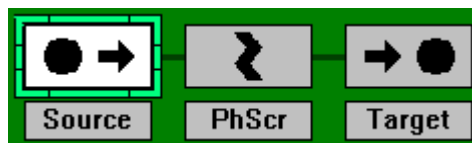
Pasirinktas maksimalus akies jautrumo bangos ilgis 555 nm (žalsva spalva), difrakcinio IOL židinio nuotolis $F = 25$ mm, parametras $\alpha = 1$.

Teorinė difrakcinio efektyvumo η_m vertė apibrėžiama formule:

$$\eta_m = \text{sinc}^2(m - \alpha) \quad (3.1.2)$$

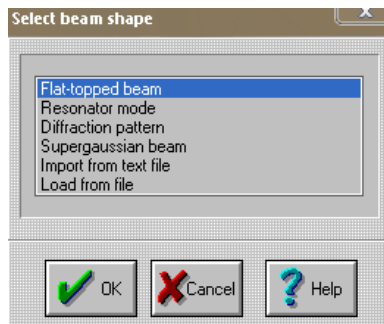
kur m yra sveikasis skaičius, parodantis difrakcijos eilę.

Kaip jau buvo minėta difrakcijos efektyvumas apibūdina procentą šviesos patenkančios į kiekvieną difrakcijos eilę. Difrakcinio efektyvumo apskaičiavimui pirmoje eilėje naudojame „Fresnel“ programą ir tokią optinę schemą (9 pav.): šaltinis, kuris spinduliuoja spindulį; fazinis ekranas – diafragma, pro kurią praėjęs spindulys difraguoja (užlinksta); plokštuma, kurioje analizuojame difrakcinį skirstinį:



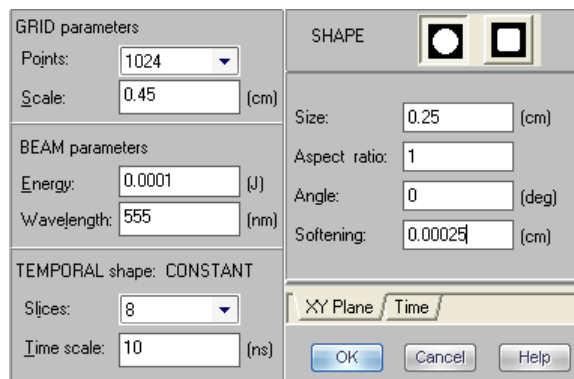
9 pav. Optinė schema

Iš duoto šviesos pluošto rūšių sąrašo pasirenkame reikalinga šviesos pluoštą, mūsų atveju vieno skersinio intensyvumo (angl. flat – topped beam).



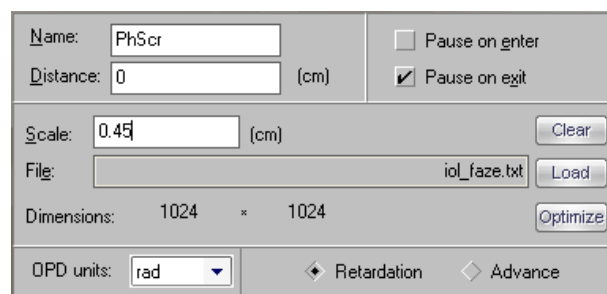
10 pav. spindulio rūšys

Tuomet spindulio parametrų lentelėje užpildome reikiamus duomenis, kaip pavaizduota 11 pav. Kur tinklo mazgų skaičius yra 1024, skaičiavimo srities krašto ilgis yra 0.45 cm, spindulio bangos ilgis $\lambda = 555$ nm.



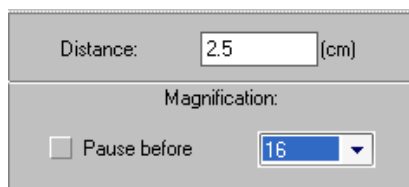
11 pav. vieno skersinio intensyvumo spindulio lentelė

„Fazinio ekrano“ lentelėje įsikeliame fazę, kuri buvo sukurta difrakcijos efektyvumo tyrimui atlikti, „Load“ mygtuku ir „Scale“ laukelyje įrašome skaičiavimo srities ilgį, mūsų atveju jis yra 0.45 cm.



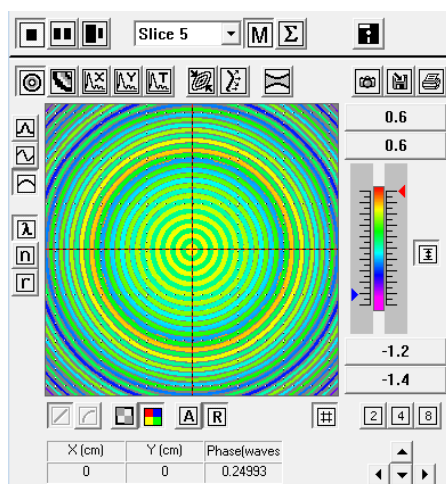
12 pav. fazinio ekrano lentelė

„Šaltinio“ lentelėje, kaip pavaizduota 13 pav. įrašome difrakcinio IOL židinio nuotolį $F = 2.5$ cm, ir pasirenkame vaizdo didinimą 16 kartų



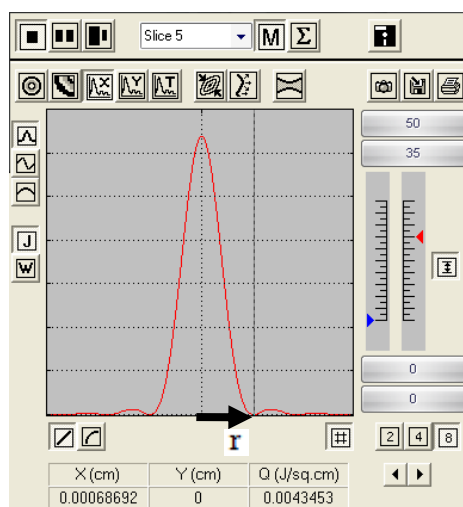
13 pav. šaltinio lentelė

Paleidus šią optinę schemą gauname šviesos intensyvumo skirstinį židinio plokštumoje, kuriame matosi difrakcines juostas (14 pav.).



14 pav. Šviesos intensyvumo pasiskirstymas

Gautą šviesos intensyvumą pavaizduojame x ašyje (15 pav.). Iš grafiko matyti, kad centrinės smailės spindulys yra $x_1 = 0.000687$ cm, kur $x_1 = r_1$. Difrakcinio efektyvumo apskaičiavimui reikalingas centrinės smailės skersmuo d_1 , kuris yra gaunamas iš $d = 2r_1$. Centrinės smailės difrakcinį efektyvumą apskaičiuojame pagal $\eta = (E_{\text{out}} / E_{\text{in}}) \cdot 100\%$, kur E_{out} yra praėjusios šviesos centrinės smailės energija, o E_{in} – visos praėjusios šviesos energija, neturinti kliūtis (diafragmos), tuomet nėra kur užlinkti spinduliui.



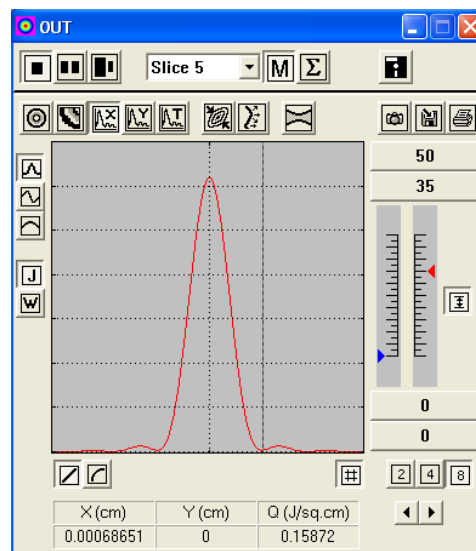
15 pav. fazės pasiskirstymo grafikas kai $\lambda = 555$ nm

Gautus rezultatus pateikiame 1 lentelėje:

x (cm)	0.000687
d (cm)	0.001374
E_{in} (J)	$1.25 \cdot 10^{-5}$
E_{out} (J)	$1.2439 \cdot 10^{-5}$
η (%)	83.9

Gautas difrakcinis efektyvumas $\eta = 83.9 \%$.

Keičiame spindulio bangos ilgį, kai $\lambda = 554$ nm. Gaunamas toks intensyvumo pasiskirstymo grafikas (16 pav.), iš kurio matyti, kad smailės $r_2 = 0.000687$ cm.



16 pav. fazės pasiskirstymo grafikas kai $\lambda = 554$ nm

Gautus rezultatus pateikiame 2 lentelėje:

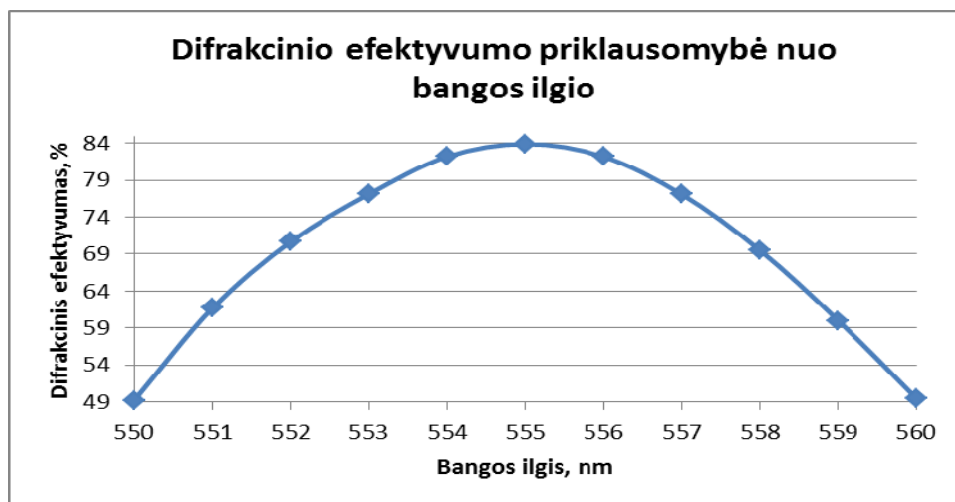
x (cm)	0.000687
d (cm)	0.001374
E_{in} (J)	$1.25 \cdot 10^{-5}$
E_{out} (J)	$1.2439 \cdot 10^{-5}$
η (%)	82.2

Gautas difrakcinis efektyvumas $\eta = 82.2 \%$.

Kartojame difrakcijos efektyvumo skaičiavimus keičiant spindulio bangos ilgį λ intervale 550 – 560 nm. Gautus grafikus ir rezultatus pateikiame prieduose (žr. 1 – 9). Bangos ilgių ir difrakcinio efektyvumo vertės pateikiamos 12 lentelėje:

Eil. Nr.	λ , nm	η (%)
1.	550	49.2
2.	551	61.7
3.	552	70.7
4.	553	77.1
5.	554	82.2
6.	555	83.9
7.	556	82.2
8.	557	77.1
9.	558	69.5
10.	559	60
11.	560	49.5

Iš gautų verčių nubraižome priklausomybės grafiką (25 pav.). Iš grafiko matyti, kad apskaičiuotos vertės yra kinta simetriškai, kurių maksimumas yra kuomet bangos ilgis $\lambda = 555$ nm. Kitaip tariant, didžiausias difrakcijos efektyvumas yra gaunamas, tik tam tikram bangos ilgiui. Šį bangos ilgį didinant ar mažinant, difrakcinis efektyvumas mažėja beveik pusiau, taip sumažindamas praeinamos šviesos intensyvumą į centrinę difrakcijos smailę. Didžiausias praeinamos šviesos intensyvumas į tinklainę pro tokį lęšį yra kai bangos ilgis $\lambda = 555$ nm, tuomet difrakcinis efektyvumas $\eta = 83.9$ %.



25 pav. Difrakcinio efektyvumo priklausomybė nuo bangos ilgio

3.2. Aukštesnės eilės difrakcinis lęšis

Aukštesnės eilės lęšio tyrimą pradėsime, apibūdindami teorinę pralaidumo funkciją. Lęšio difrakcinių zonų stuktūra yra paremta Frenelio zonų metodu, kuri apibrėžiama taip, kad optinio kelio skirtumas per j zoną yra lygus $(F_0 + jp\lambda_0)$, kur λ_0 yra bangos ilgis, F_0 yra IOL židinio nuotolis kai bangos ilgis $\lambda = \lambda_0$, ir p yra sveikasis skaičius, kuris nurodo difrakcinio lęšio eilę kaip 2π kartotinis. Lęšio plokštumoje zonų spinduliai randami pagal

$$r_j^2 = 2jp\lambda_0 F_0. \quad (3.2.1)$$

Difrakcinio lęšio, kaip difrakcinio elemento sukuriamas papildoma optinė fazė yra duota [82]

$$\phi(r) = 2\pi\alpha p \left(j - \frac{r^2}{2p\lambda_0 F_0} \right), \quad r_j \leq r < r_{j+1}, \quad \alpha = 1, \quad (3.2.2)$$

kur α keičia fazės šuolio dydį tarp dviejų gretimų Frenelio zonų.

Židinio nuotolis F , kuris priklauso nuo lęšio savybių yra duotas [67]:

$$F(\lambda) = \frac{p\lambda_0 F_0}{m\lambda}, \quad (3.2.3)$$

kur m yra sveikasis skaičius, kuris nurodo difrakcijos eilę.

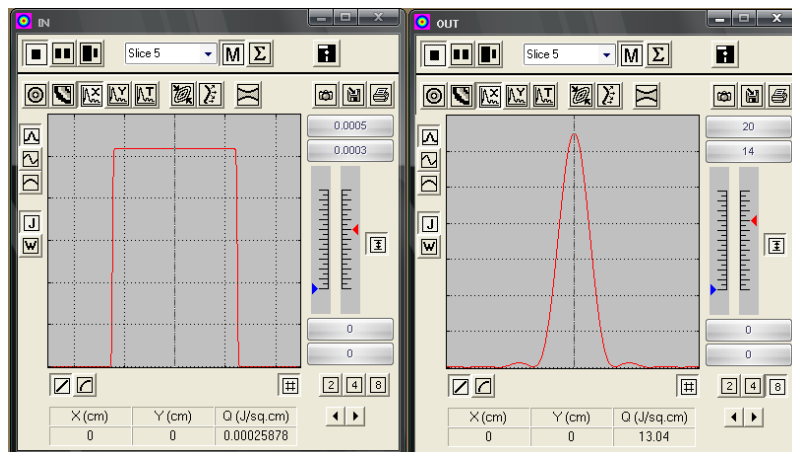
Gautas židinio nuotolis F yra proporcingas p ir atvirkščiai proporcingas smailės ilgiui λ , ir difrakcijos eilei m . Kai gautos lygties $p\lambda_0 / m\lambda$ yra lygus vienetui, tuomet $\lambda/\lambda_0 = p/m$ ir iš čia gauname, kad kelių bangos ilgių šviesa gali susifokusuoti bendrame židinyje. Iš šios lygybės galime rasti kitą bangos ilgį, kuris bus fokusuojamas židinio plokštumoje

$$\lambda = p\lambda_0 / m. \quad (3.2.4)$$

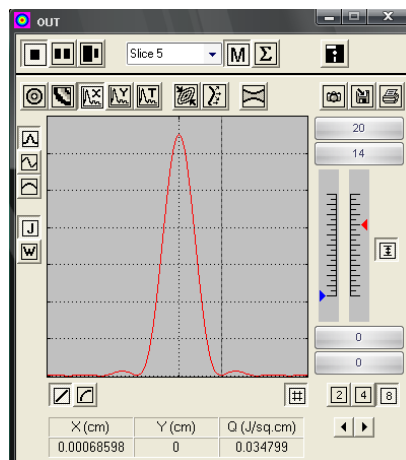
Pasinaudojus 3.2.4 formule gauname, kad centrinės smailės bangos ilgis $\lambda = 493$ nm. Naudojantis programa „Fresnel“ apskaičiuosime difrakcinį efektyvumą bangos ilgiui $\lambda_0 = 555$ nm ir centrinės smailės bangos ilgiui $\lambda = 493$ nm, bei stebėsime kaip šiuos bangos ilgius įtakoja

parametras α , kai difrakcinio lęšio eilė $p = 8$, $F_0 = 2.5$ cm. Parametrą α reikia pasirinkti tinkamai, kad abiemis fokusuojamiems židinio plokštumoje bangos ilgiams difrakcijos efektyvumas būtų vienodas, nes priešingu atveju bus iškraipomas vaizdo spalvų balansas.

Apskaičiuojame difrakcinį efektyvumą kai $\lambda_0 = 555$ nm, $\alpha = 1,0625$. Gauname tokius grafikus ir rezultatus:



26 pav. Suformuotas vaizdas židinio plokštumoje prieš fazinį ekraną, ir praėjus jį x ašyje.



27 pav. Intensyvumo pasiskirstymo grafikas kai $\lambda_0 = 555$ nm

Gautus rezultatus pateikiame 13 lentelėje:

x (cm)	0.000686
d (cm)	0.001372
E_{in} (J)	$1.25 \cdot 10^{-5}$
E_{out} (J)	$1.0978 \cdot 10^{-5}$
η (%)	34.7

Tuomet spindulio parametrų lentelėje pakeičiame bangos ilgio reikšmę kai $\lambda = 493$ nm. Stebime kaip suformuojamas vaizdas židinio plokštumoje 28 ir 29 pav. (žr. prieduose) ir gauname tokią rezultatų 14 lentelę:

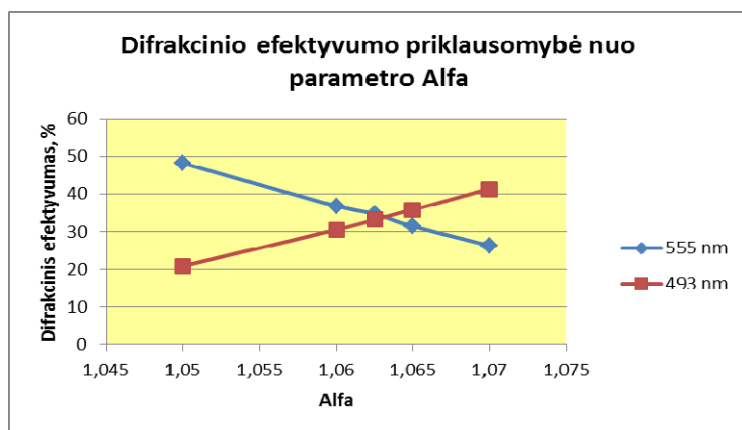
x (cm)	0.000605
d (cm)	0.001209
E_{in} (J)	$1.25 \cdot 10^{-5}$
E_{out} (J)	$1.1025 \cdot 10^{-5}$
η (%)	33.1

Naudojantis 13 ir 14 lentelėmis pastebime, kad difrakcinio efektyvumo η vertės gaunamos panašios, su 1.5 % paklaida. Iš šių duomenų galime daryti išvadą, kad esant bangos ilgiui $\lambda_0 = 555$ nm ir anksčiau minėtam bangos ilgiui $\lambda = 493$ nm, kai parametras $\alpha = 1.0625$, šios abi bangos susifokusuos židinyje $F_0 = 2.5$ cm. su vienodu difrakciniu efektyvumu.

Tokia pačia tyrimo metodika atliekame difrakcinio efektyvumo tyrimą, tiems patiems bangos ilgiams $\lambda_0 = 555$ nm, ir $\lambda = 493$ nm, keičiant parametrus α , kai $\alpha_1 = 1$, $\alpha_2 = 1.05$, $\alpha_3 = 1.06$, $\alpha_4 = 1.065$, $\alpha_5 = 1.07$. Gauti grafikai ir lentelės pateikiami prieduose (žr. 12 - 18 priedus). Gaunamos tokios difrakcinio efektyvumo vertės pateiktos 15 lentelėje, pagal jas nubraižoma difrakcinio efektyvumo priklausomybė nuo parametro α :

α	η_{m, λ_0} (%)	$\eta_{m, \lambda}$ (%)
1.0	83.9	-
1.05	48.1	20.8
1.06	36.8	30.5
1.0625	34.7	33.1
1.065	31.4	35.8
1.07	26.3	41.3

15 lentelė



43 pav. difrakcinio efektyvumo priklausomybė nuo α .

43pav. matyti, kad esant bangos ilgiui $\lambda_0 = 555$ nm ir bangos ilgiui $\lambda = 493$ nm, abi bangos fokusuojamos židinyje $F_0 = 2.5$ cm su vienodu difrakciniu efektyvumu, eant tik tam tikrai parametro vertei $\alpha = 1,0625$. Parametro alfa vertei nukrypus nedaug nuo vertės 1,0625 difrakcinis efektyvumas šiems bangos pradeda stipriai skirtis. Bangos ilgiui 493 nm, kai $\alpha_1 = 1$ difrakcinis pikas iš viso negaunamas.

IŠVADOS

1. Apžvelgus naujausius informacijos šaltinius, buvo išsiaiškinti intraokulinės akių ydų korekcijos metodai, susipažinta su intraokulinių lęšių veikimo principais ir jų tipais: asferiniais IOL, kurie naudojami kompensuoti ragenos sukeltas sferines aberacijas, toriniais IOL, skirtais koreguoti astigmatizmui, fakiniais IOL implantuojamais nepašalinus natūralaus akies lęšio, skirtais koreguoti sunkiai trumparegystei ir toliaregystei, daugiažidininiais IOL skirtais vienalaikiam matymui, kai lęšis akies tinklainėje vienu metu fokusuoja vaizdą iš toli, vidutiniu atstumu ir iš arti.
2. Atlikti IOL kompiuterinio modeliavimo rezultatai atskleidė, kad pirmos eilės difrakciniam lęšiui, 555 nm bangos ilgio šviesai, IOL difrakcinis efektyvumas siekia apie 84 %, tačiau šviesos bangos ilgiui nukrypstant nuo 555nm į mažesnių ir didesnių bangos ilgių sritį difrakcinis efektyvumas mažėja, o bangos ilgio nuokrypiui viršijus 5nm difrakcinis efektyvumas yra mažesnis už 50%.
3. Aukštesnės eilės difrakcinių IOL modeliavimo rezultatai rodo, kad tokiu lęšiu galima sufokusuoti bendrame židinyje kelių bangos ilgių šviesą su vienodu difrakciniu efektyvumu, tinkamai parinkus lęšio fazinio pralaidumo funkcijos parametą α . Nustatyta, kad bangos ilgiams 555 nm ir 493 nm, parametro α vertė turi būti lygi 1,0625, kad šių abiejų bangos ilgių šviesa būtų sufokusuotos vienodu židinio nuotoliu lygiu 2.5 cm su vienodu difrakciniu efektyvumu.
4. Nors pirmos eilės difrakciniai lęšiai turi didelį difrakcinį efektyvumą, tačiau stipri difrakcijos efektyvumo priklausomybė nuo bangos ilgio sukelia dideles tokių IOL chromatinės aberacijas. Aukštesnės eilės difrakcinių lęšių tyrimas įrodė, jog šie lęšiai gali būti suprojektuoti taip, kad įvairioms difrakcinėms eilėms, skirtingus bangos ilgius fokusuotų į bendrą židinį, su mažomis chromatinėmis aberacijomis.

LITERATŪRA

1. Smith W. J., 2000, *Modern Optical Engineering*, McGraw-Hill, New York.
2. Atchison D. A. and Smith G., 2000, *Optics of the Human Eye*, Butterworth-Heinemann, Oxford.
3. Prieiga per internetą, [žiūrėta 2011 – 03 - 22] : <http://lt.wikipedia.org/wiki/%C5%BDmogaus_akis>.
4. Duane A., 1912, “Normal Values of the Accommodation at all Ages,” *Trans. Sec. Ophthalmol.* p. 383–391.
5. Prieiga per internetą, [žiūrėta 2011 – 04 - 06] :
<http://www.bimas.lt/akys/teorija/akies_optika/akomodacija/presbiopija_pask/index.htm>.
6. National Eye Institute, 2003, Cataract—What You Should Know, *NIH Publication*, p. 3-201.
7. Javitt J. C., Wang F., and West S. K., 1996, Blindness due to Cataract: Epidemiology and Prevention, *Annu. Rev. Public Health*, p. 159–177.
8. Kansupada K. B. and Sassani J. W., 1997, Sushruta: The Father of Indian Surgery and Ophthalmology, *Doc. Ophthalmology*, p. 159 –167.
9. Jalie M., 1984, *The Principles of Ophthalmic Lenses*, Association of Dispensing Opticians, 4th ed., London.
10. Apple D. J. and Sims J., 1996, Harold Ridley and the Invention of the Intraocular Lens, *Surv. Ophthalmol.*, p. 279–292.
11. Apple D. J., 2006, *Sir Harold Ridley and His Fight for Sight*, Slack, New Jersey.
12. Obuchowska I., Mariak Z., 2005, Jacques Daviel—The Inventor of the Extracapsular Cataract Extraction Surgery, *Klin. Oczn.*, p. 567–571.
13. Kelman C. D., 1967, Phacoemulsification and Aspiration. A New Technique of Cataract Removal. A Preliminary Report, *Am. J. Ophthalmol.*, p. 23–35.
14. Prieiga per internetą, [žiūrėta 2011 – 04 - 11] :
<www.medicine.lt/index.php?pagrid=leidiniai&strid=2055&subid=gm>.
15. Retzlaff J., 1980, A New Intraocular Lens Calculation Formula, *Am. Intra-Ocular Implant Soc. J.*, p. 148–152.
16. Sanders D. R., Kraff M. C., 1980, Improvement of Intraocular Lens Power Calculation Using Empirical Data, *Am. Intra-Ocular Implant Soc. J.*, p. 268–270.
17. Binkhorst R. D., 1981, The Accuracy of Ultrasonic Measurement of Axial Length of the Eye, *Ophthalmic. Surg.*, p. 363–365.
18. Olsen T., 1989, The Accuracy of Ultrasonic Determination of Axial Length in Pseudophakic Eyes, *Acta Ophthalmol.*, p. 141–144.

19. Drexler W., Findl O., Menapace R., Rainer G., Vass C., Hitzenberger C. K., Fercher A. F., 1998, Partial Coherence Interferometry: A Novel Approach to Biometry in Cataract Surgery, *Am. J. Ophthalmol.*, p. 524–534.
20. Sanders D. R., Retzlaff J. R., Kraff M. C., 1988, Comparison of the SRK II Formula and Other Second Generation Formulas, *J. Cataract Refract. Surg.*, p. 136–141.
21. Olson T., 2007, Calculation of Intraocular Lens Power: A Review, *Acta Ophthalmol. Scand.*, p. 472–485.
22. Pomerantzeff O., Pankratov M. M., Wang G., 1985, Calculation of an IOL from the Wide-Angle Optical Model of the Eye, *Am. Intra-Ocular Implant Soc. J.*, p. 37–43.
23. Holladay J. T., Prager T. C., Chandler T. Y., Musgrove K. H., Lewis J. W., Ruiz R. S., 1988, A Three-Part System for Refining Intraocular Lens Power Calculations, *J. Cataract Refract. Surg.*, p. 17–23.
24. Retzlaff J. A., Sanders D. R., Kraff M. C., 1990, Development of the SRK/T Intraocular Lens Implant Power Calculation Formula, *J. Cataract Refract. Surg.*, p. 333–340.
25. Hoffer K. J., 1993, The Hoffer Q Formula: A Comparison of Theoretic and Regression Formulas, *J. Cataract Refract. Surg.*, p. 700–712.
26. J Holladay. T., Maverick K. J., 1998, Relationship of the Actual Thick Intraocular Lens Optic to the Thin Lens Equivalent, *Am. J. Ophthalmol.*, p. 339–347.
27. Holladay J. T., 2000, International Intraocular Lens and Implant Registry, *J. Cataract Refract. Surg.*, p. 118–134.
28. Holladay J. T., 2001, International Intraocular Lens and Implant Registry, *J. Cataract Refract. Surg.*, p. 143–164.
29. Holladay J. T., 2002, International Intraocular Lens and Implant Registry, *J. Cataract Refract. Surg.*, p. 152–174.
30. Holladay J. T., 2003, International Intraocular Lens and Implant Registry, *J. Cataract Refract. Surg.*, p. 176–197.
31. Holladay J. T., 2004, International Intraocular Lens and Implant Registry, *J. Cataract Refract. Surg.*, p. 207–229.
32. Celikkol L. C., Pavlopoulos G., Weinstein B., Celikkol G., Feldman S. T., 1995, Calculation of Intraocular Lens Power after Radial Keratotomy with Computerized Videokeratography, *Am. J. Ophthalmol.*, p. 739–749.
33. Gimbel H. V., Sun R., 2001, Accuracy and Predictability of Intraocular Lens Power Calculation after Laser in situ Keratomileusis, *J. Cataract Refract. Surg.*, p. 571–576.

34. Kim J. H., Lee D. H., Joo C. K., 2002, Measuring Corneal Power for Intraocular Lens Power Calculation after Refractive Surgery, *J. Cataract Refract. Surg.*, p. 1932–1938.
35. Rosa N., Capasso L., Romano A., 2002, A New Method of Calculating Intraocular Lens Power after Photorefractive Keratectomy, *J. Refract. Surg.*, p. 720–724.
36. Stakheev A. A., 2002, Intraocular Lens Calculation for Cataract after Previous Radial Keratotomy, *Ophthalm. Physiol. Opt.*, p. 289–295.
37. Argento C., Cosentino M. J., Badoza D., 2003, Intraocular Lens Power Calculation after Refractive Surgery, *J. Refract. Surg.*, p. 1346–1351.
38. Chen L., Mannis M. H., Salz J. J., Garcia-Ferrer F. J., Ge J., 2003, Analysis of Intraocular Lens Power Calculation in Pose-Radial Keratotomy Eyes, *J. Cataract Refract. Surg.*, p. 65–70.
39. Jarade E., Tabbara K. F., 2004, New Formula for Calculating Intraocular Lens Power after Laser in situ Keratomileusis, *J. Cataract Refract. Surg.*, p. 1711–1715.
40. Ferrara G., Cennamo G., Marotta G., Loffredo E., 2004, New Formula to Calculate Corneal Power after Refractive Surgery, *J. Refract. Surg.*, p. 465–471.
41. Savini G., Barboni P., Zanini M., 2006, Intraocular Lens Power Calculation after Myopic Refractive Surgery, *Ophthalmology*, p. 1271–1282.
42. Awwad S. T., S., Dwarakanathan W. Bowman, Cavanagh D., Verity S. M., Mootha V. V., McCulley J. P., 2007, Intraocular Lens Power Calculation after Radial Keratotomy: Estimating the Refractive Corneal Power, *J. Refract. Surg.*, p. 1045–1050.
43. Wang L., Dai E., Koch D. D., 2003, Nathoo A., Optical Aberrations of the Human Anterior Cornea, *J. Cataract Refract. Surg.*, p. 1514–1521.
44. Porter J., Guirao A., Cox I. G., Williams D. R., 2001, Monochromatic Aberrations of the Human Eye in a Large Population, *J. Opt. Soc.*, p. 1793–1803.
45. Smith G., Lu C. W., 1988, The Spherical Aberration of Intraocular Lenses, *Ophthalm. Physiol. Opt.*, p. 287–294.
46. Welford W. T., 1986, *Aberrations of Optical Systems*, Bristol.
47. Castro A., Rosales P., Marcos S., 2007, Tilt and Decentration of Intraocular Lenses In Vivo from Purkinje and Scheimplung Imaging, *J. Cataract Refract. Surg.*, p. 418–429.
48. Atchison D., 1989, Optical Design of Intraocular Lenses. III. On-Axis Performance in the Presence of Lens Displacement, *Optom. Vis. Sci.*, p. 671–681.
49. Atchison D., 1989, Refractive Errors Induced by Displacement of Intraocular Lenses Within the Pseudophakic Eye, *Optom. Vis. Sci.*, p. 146–152.

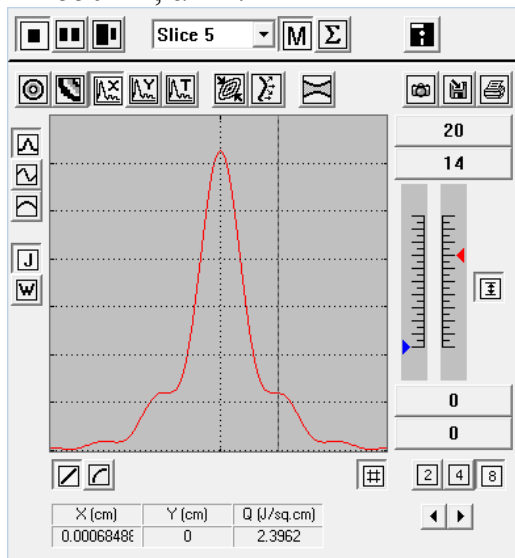
50. Holladay J. T., Piers P. A., Koranyi G., Van der Mooren M., Norrby S., 2002, A New Intraocular Lens Design to Reduce Spherical Aberration of Pseudophakic Eyes, *J. Refract. Surg.*, p. 683–692.
51. Dubbelman M., Sicam V. A., Van der Heijde R. G. L., 2006, The Shape of the Anterior and Posterior Surface of the Aging Human Cornea, *Vis. Res.*, p. 993–1001.
52. Guirao A., Redondo M., Artal P., 2000, Optical Aberrations of the Human Cornea as a Function of Age, *J. Opt. Soc.*, p. 1697–1702.
53. Oshika T., Klyce S. D., Applegate R. A., Howland H., Danasoury M., 1999, Comparison of Corneal Wavefront Aberrations after Photorefractive Keratectomy and Laser In Situ Keratomileusis, *Am. J. Ophthalmol.*, p. 1–7.
54. Hopkins H. H., 1950, *Wave Theory of Aberrations*, Clarendon, Oxford.
55. Schwiegerling J., Greivenkamp J. G., Miller. M., 1995, Representation of Videokeratoscopic Height Data with Zernike Polynomials, *J. Opt. Soc.*, p. 2105–2113.
56. Chang D. F., 2008, When Do I Use LRIs versus Toric IOLs, *Mastering Refractive IOLs: The Art and Science*, New Jersey.
57. Langenbucher A. and Seitz B., 2003, Computerized Calculation Scheme for Bitoric Eikonic Intraocular Lenses, *Ophthalm. Physiol. Opt.*, p. 213–220.
58. Langenbucher A., Reese S., Sauer T., Seitz B., 2004, Matrix-Based Calculation Scheme for Toric Intraocular Lenses, *Ophthalm. Physiol. Opt.*, p. 511–519.
59. Langenbucher A., Seitz B., 2004, Computerized Calculation Scheme for Toric Intraocular Lenses, *Acta Ophthalmol. Scand.*, p. 270–276.
60. Langenbucher A., Szentmary N., 2007, Seitz B., Calculating the Power of Toric Phakic Intraocular Lenses, *Ophthalmic. Physiol. Opt.*, p. 373–380.
61. Avitabile T., Marano F., 2001, Multifocal Intraocular Lenses, *Curr. Opin. Ophthalmol.*, p. 12–16.
62. Featherstone K. A., Bloomfield J. R., Lang A. J., Miller-Meeks M. J., Woodworth G., Steinert R. F., 1998, Driving Simulation Study: Bilateral Array Multifocal versus Bilateral AMO Monofocal Intraocular Lenses, *J. Cataract Refract. Surg.*, p. 1254–1262.
63. Sen H. N., Sarikkola A. U., Usitalo R. J., Latikainen L., 2004, Quality of Vision after AMO Array Multifocal Intraocular Lens Implantation, *J. Cataract Refract. Surg.*, p. 2483–2493.
64. Larsson M., Beckman C., Nyström A., Hård S., Sjöstrand J., 1991, Optical Properties of Diffractive, Bifocal Intraocular lenses, *Proc. SPIE*, p. 63–70.

65. Issacson A., 1991, Global Status of Diffraction Optics as the Basis for an Intraocular Lens, *Proc. SPIE*, p. 71–79.
66. Simpson M. J., 1992, Diffractive Multifocal Intraocular Lens Image Quality, *Appl. Opt.*, p. 3621–3626.
67. Faklis D., Morris G. M., 1995, Spectral Properties of Multiorder Diffractive Lenses, *Appl. Opt.*, p. 2462–2468.
68. Davison J. A. Simpson M. J., 2006, History and Development of the Apodized Diffractive Intraocular Lens, *J. Cataract Refract. Surg.*, p. 849–858.
69. Gimbel H. V., Sanders D. R., Raanan M. G., 1991, Visual and Refractive Results of Multifocal Intraocular Lenses, *Ophthalmology*, p. 881–887.
70. Post C. T., 1992, Comparison of Depths of Focus and Low-Contrast Acuities for Monofocal versus Multifocal Intraocular Lens Patients at 1 Year, *Ophthalmology*, p. 1658–1663.
71. Lindstrom R. L., 1993, Food and Drug Administration Study Update. One Year Results from 671 Patients with the 3M Multifocal Intraocular Lens, *Ophthalmology*, p. 91–97.
72. Schmidinger G., Simander C., Dejaco-Ruhswurm I., Skorpik C., Pieh S., 2005, Contrast Sensitivity Function in Eyes with Diffractive Bifocal Intraocular Lenses, *J. Cataract Refract. Surg.*, p. 2076–2083.
73. Choi J., Schwiegerling J., 2008, Optical Performance Measurement and Night Driving Simulation of ReSTOR, ReZoom, and Tecnis Multifocal Intraocular Lenses in a Model Eye, *J. Refract. Surg.*, p. 218–222.
74. Hutz W. W., Eckhardt B., Rohrig B., Grolmus R., 2006, Reading Ability with 3 Multifocal Intraocular Lens Models, *J. Cataract Refract. Surg.*, p. 2015–2021.
75. Mester U., Hunold W., Wesendahl T., Kaymak H., 2007, Functional Outcomes after Implantation of Tecnis ZM900 and Array SA40 Multifocal Intraocular Lenses, *J. Cataract Refract. Surg.*, p. 1033–1040.
76. Lane S. S., Morris M., Nordan L., Packer M., Tarantino N., Wallace III R. B., 2006, Multifocal Intraocular Lenses, *Ophthalmol Clin. N. Am.*, p. 89–105.
77. Findl O., Leydolt C., 2007, Meta-Analysis of Accommodating Intraocular Lenses, *J. Cataract Refract. Surg.*, p. 522–527.
78. Packer M., Fine I. H., Hoffman R. S., 2005, The Crystalline Lens as a Target for Refractive Surgery, *Refractive Lens Surgery*, Berlin.
79. Gobbi P. G., Fasce F., Bozza S., Brancato R., 2006, Optomechanical Eye Model with Imaging Capabilities for Objective Evaluation of Intraocular Lenses, *J. Cataract Refract. Surg.*, p. 643–651.

80. Brunette I., Bueno M., Harissi - Dagher M., Parent M., Podteteney M., Hamam H., 2003, Optical Quality of the Eye with the Artisan Phakic Lens for the Correction of High Myopia, *Optom. Vis. Sci.*, p. 167–174.
81. Leonard I. E., 1988, More on Fresnel Integrals, *Amer. Math. Monthly*, p. 43-433.
82. Buralli D. A., Morris G. M., Rogers J. R., 1989, Optical performance of holographic kinoforms, *Appl. Opt.*, p. 976–983.

PRIEDAI

$\lambda = 550 \text{ nm}$, $\alpha = 1$.

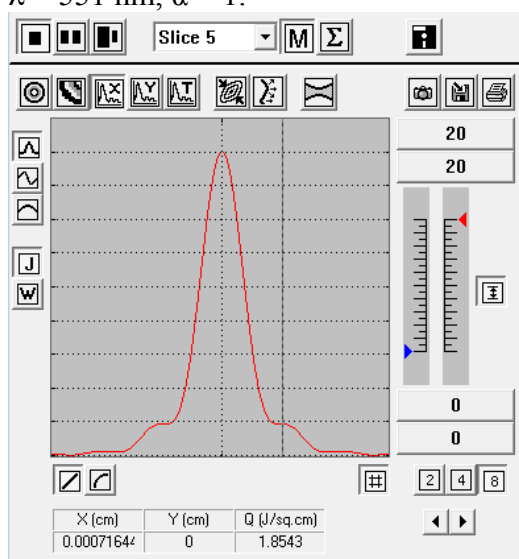


16 pav. Šviesos intensyvumo pasiskirstymas židinio plokštumos x ašyje praėjus fazinį ekraną.

Gautus rezultatus pateikiame 3 lentelėje:

x (cm)	0.000685
d (cm)	0.001372
E_{in} (J)	$1.25 \cdot 10^{-5}$
E_{out} (J)	$1.2438 \cdot 10^{-5}$
η (%)	49.2

$\lambda = 551 \text{ nm}$, $\alpha = 1$.

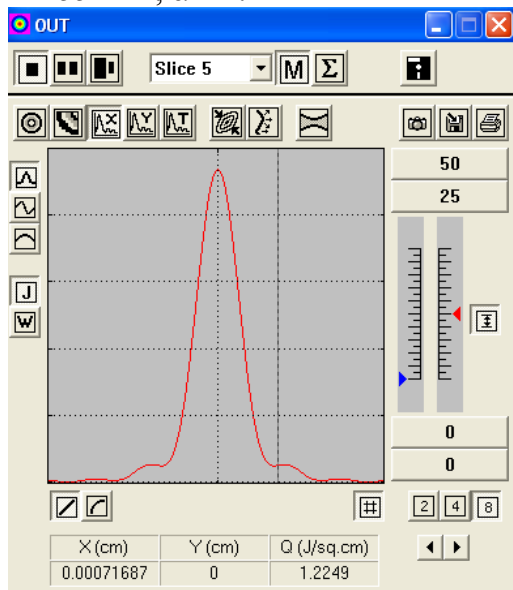


17 pav. Šviesos intensyvumo pasiskirstymas židinio plokštumos x ašyje praėjus fazinį ekraną.

Gautus rezultatus pateikiame 4 lentelėje:

x (cm)	0.000716
d (cm)	0.001432
E_{in} (J)	$1.25 \cdot 10^{-5}$
E_{out} (J)	$1.2438 \cdot 10^{-5}$
η (%)	61.7

$\lambda = 552 \text{ nm}$, $\alpha = 1$.

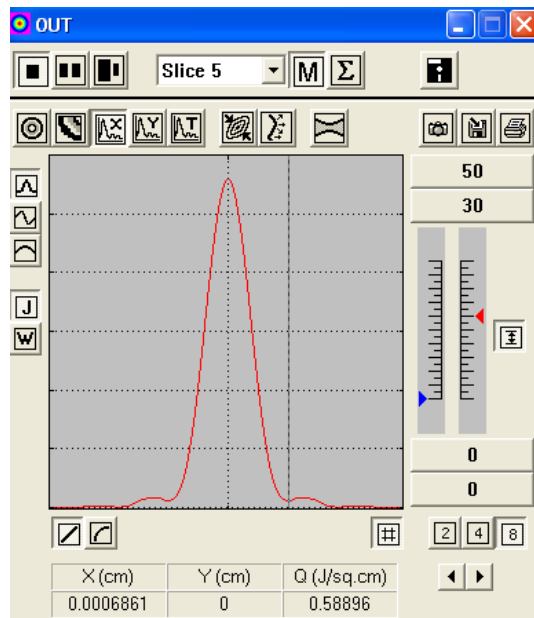


18 pav. Šviesos intensyvumo pasiskirstymas židinio plokštumos x ašyje praėjus fazinį ekraną.

Gautus rezultatus pateikiame 5 lentelėje:

x (cm)	0.000717
d (cm)	0.001434
E_{in} (J)	$1.25 \cdot 10^{-5}$
E_{out} (J)	$1.2439 \cdot 10^{-5}$
η (%)	70.7

$\lambda = 553 \text{ nm}$, $\alpha = 1$.

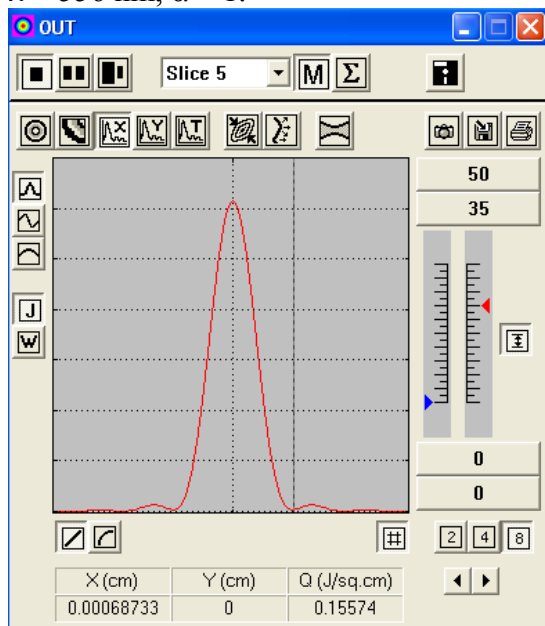


19 pav. Šviesos intensyvumo pasiskirstymas židinio plokštumos x ašyje praėjus fazinį ekraną.

Gautus rezultatus pateikiame 6 lentelėje:

x (cm)	0.000686
d (cm)	0.001372
E_{in} (J)	$1.25 \cdot 10^{-5}$
E_{out} (J)	$1.2439 \cdot 10^{-5}$
η (%)	77.1

$\lambda = 556 \text{ nm}$, $\alpha = 1$.

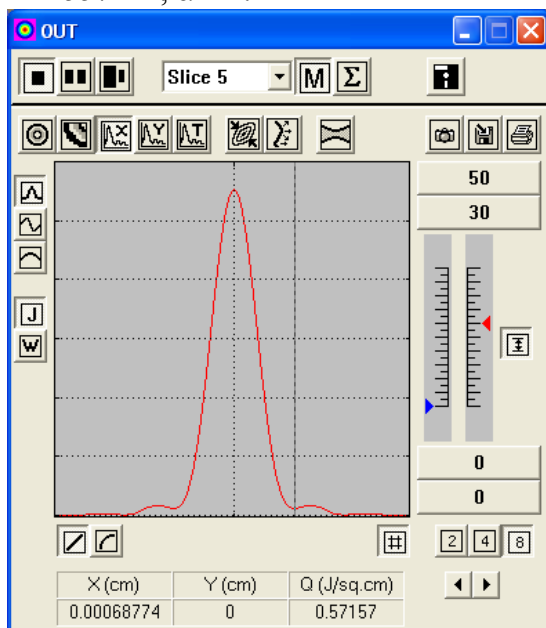


20 pav. Šviesos intensyvumo pasiskirstymas židinio plokštumos x ašyje praėjus fazinį ekraną.

Gautus rezultatus pateikiame 7 lentelėje:

x (cm)	0.000687
d (cm)	0.001374
E_{in} (J)	$1.25 \cdot 10^{-5}$
E_{out} (J)	$1.2439 \cdot 10^{-5}$
η (%)	82.2

$\lambda = 557 \text{ nm}$, $\alpha = 1$.

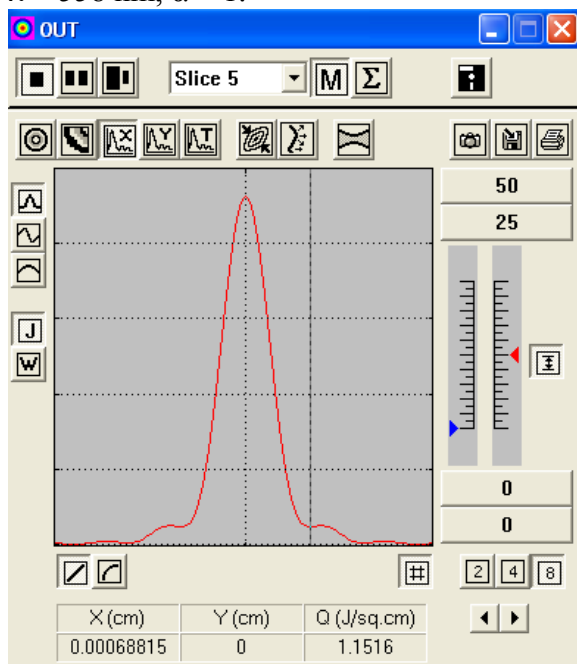


21 pav. Šviesos intensyvumo pasiskirstymas židinio plokštumos x ašyje praėjus fazinį ekraną.

Gautus rezultatus pateikiame 8 lentelėje:

x (cm)	0.000688
d (cm)	0.001372
E_{in} (J)	$1.25 \cdot 10^{-5}$
E_{out} (J)	$1.2439 \cdot 10^{-5}$
η (%)	77.1

$\lambda = 558 \text{ nm}$, $\alpha = 1$.

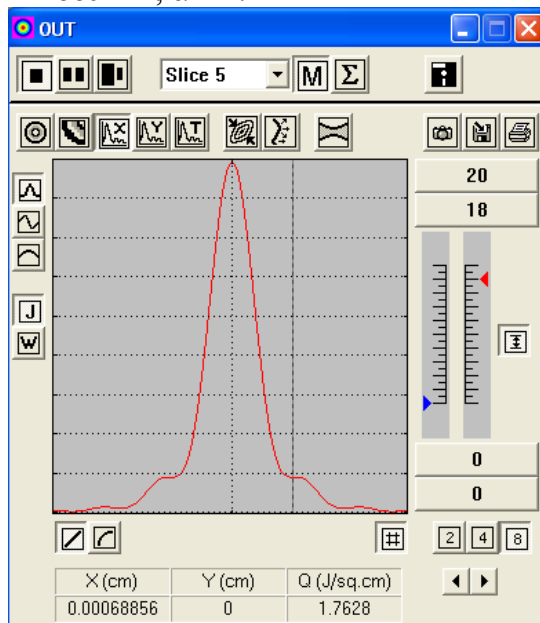


22 pav. Šviesos intensyvumo pasiskirstymas židinio plokštumos x ašyje praėjus fazinį ekraną.

Gautus rezultatus pateikiame 9 lentelėje:

x (cm)	0.000688
d (cm)	0.001372
E_{in} (J)	$1.25 \cdot 10^{-5}$
E_{out} (J)	$1.2439 \cdot 10^{-5}$
η (%)	69.5

$\lambda = 559 \text{ nm}$, $\alpha = 1$.

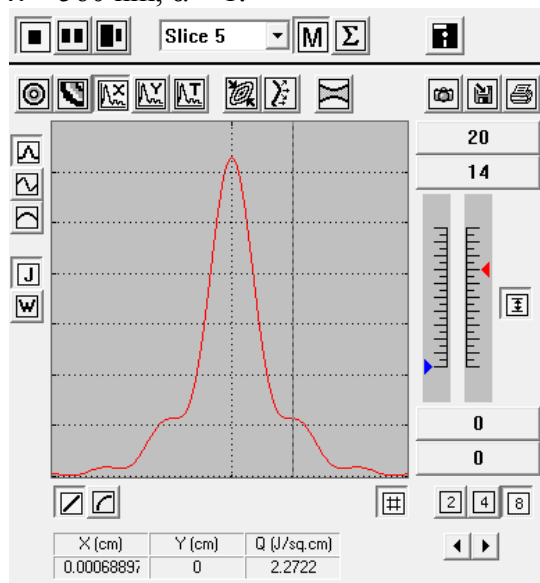


23 pav. Šviesos intensyvumo pasiskirstymas židinio plokštumos x ašyje praėjus fazinį ekraną.

Gautus rezultatus pateikiame 10 lentelėje:

x (cm)	0.000689
d (cm)	0.001372
E_{in} (J)	$1.25 \cdot 10^{-5}$
E_{out} (J)	$1.2438 \cdot 10^{-5}$
η (%)	60

$\lambda = 560 \text{ nm}$, $\alpha = 1$.

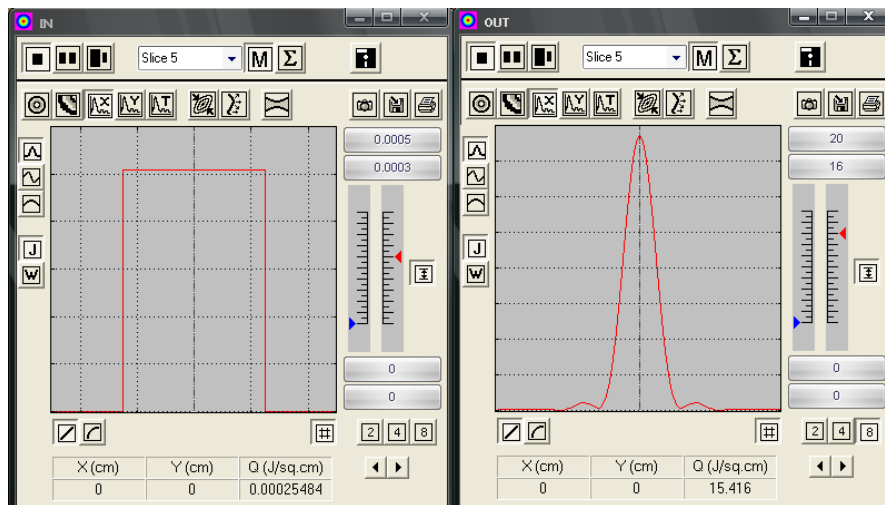


24 pav. Šviesos intensyvumo pasiskirstymas židinio plokštumos x ašyje praėjus fazinį ekraną.

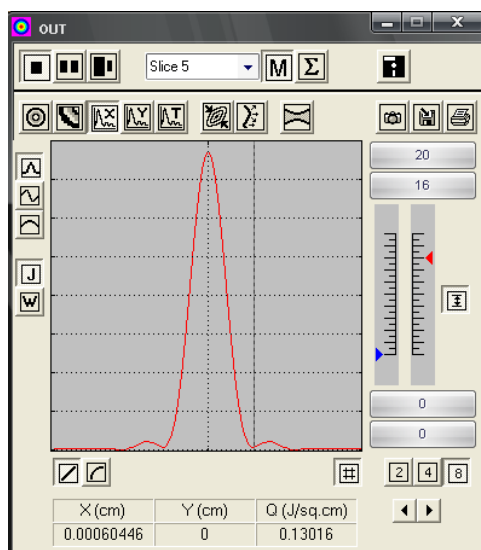
Gautus rezultatus pateikiame 11 lentelėje:

x (cm)	0.000689
d (cm)	0.001378
E_{in} (J)	$1.25 \cdot 10^{-5}$
E_{out} (J)	$1.2438 \cdot 10^{-5}$
η (%)	49.5

$\lambda = 493 \text{ nm}$, $\alpha = 1,0625$.

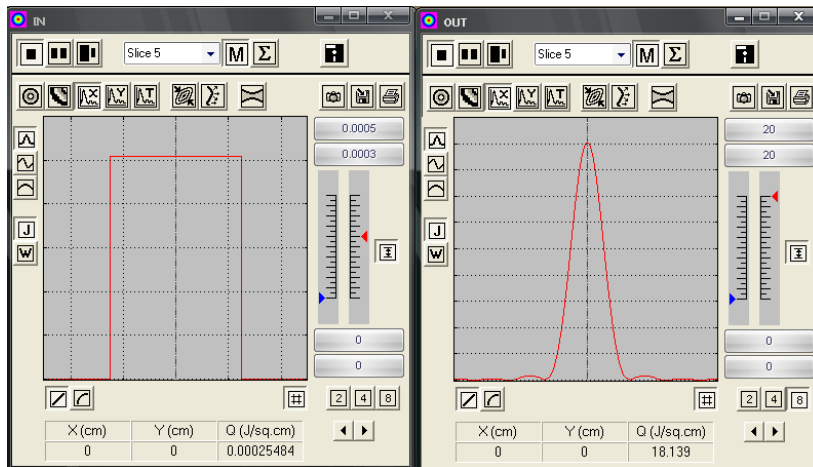


28 pav. Suformuotas vaizdas židinio plokštumoje prieš fazinį ekraną, ir praėjus jį.

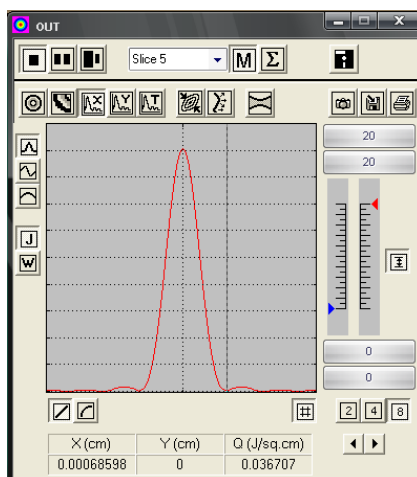


29 pav. fazės pasiskirstymo grafikas.

$\lambda_0 = 555 \text{ nm}$, $\alpha_2 = 1.05$.



30 pav. Suformuotas vaizdas židinio plokštumoje prieš fazinį ekraną, ir praėjus jį.

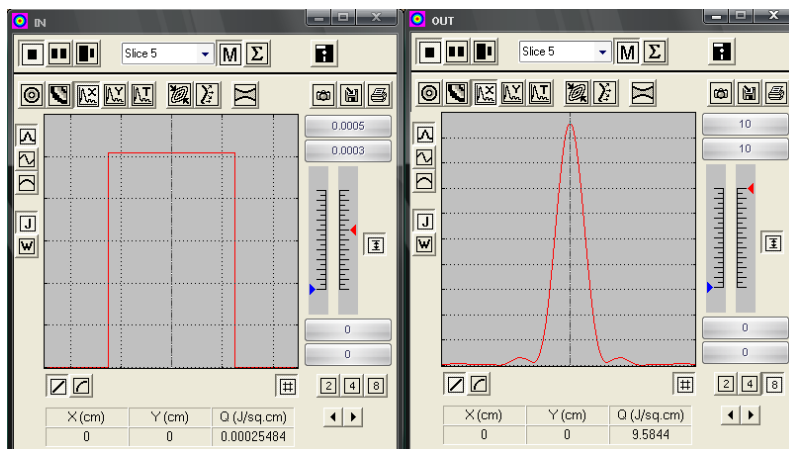


31 pav. fazės pasiskirstymo grafikas.

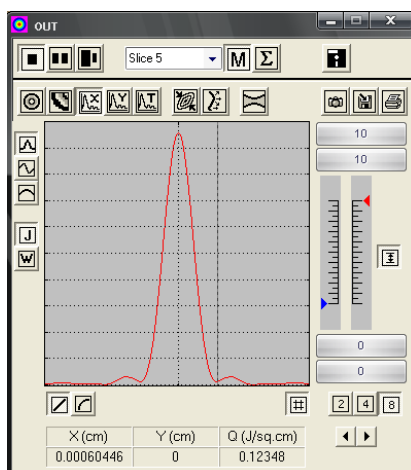
Gautus rezultatus pateikiame 7 lentelėje:

x (cm)	0.000686
d (cm)	0.001372
E_{in} (J)	$1.25 \cdot 10^{-5}$
E_{out} (J)	$1.1153 \cdot 10^{-5}$
η (%)	48.1

$\lambda = 493 \text{ nm}$, $\alpha_2 = 1.05$.



32 pav. Suformuotas vaizdas židinio plokštumoje prieš fazinį ekraną, ir praėjus jį.

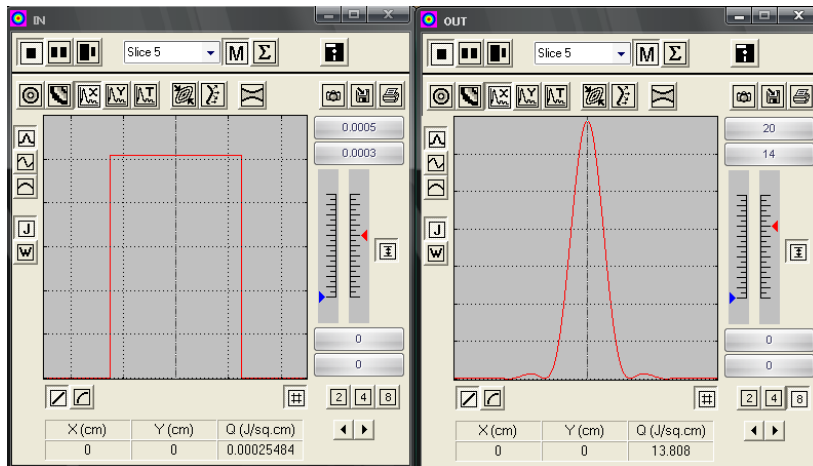


33 pav. fazės pasiskirstymo grafikas.

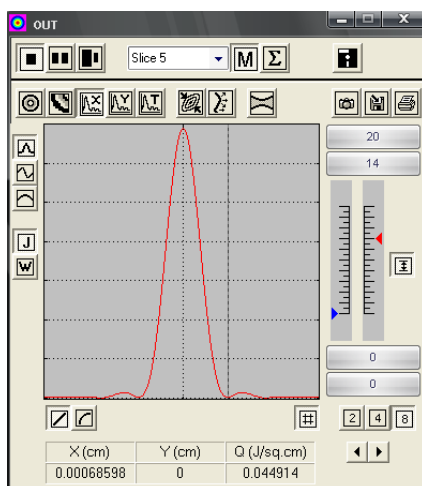
Gautus rezultatus pateikiame 8 lentelėje:

x (cm)	0.000605
d (cm)	0.001209
E_{in} (J)	$1.25 \cdot 10^{-5}$
E_{out} (J)	$1.1115 \cdot 10^{-5}$
η (%)	20.8

$\lambda_0 = 555 \text{ nm}$, $\alpha_3 = 1.06$.



34 pav. Suformuotas vaizdas židinio plokštumoje prieš fazinį ekraną, ir praėjus jį.

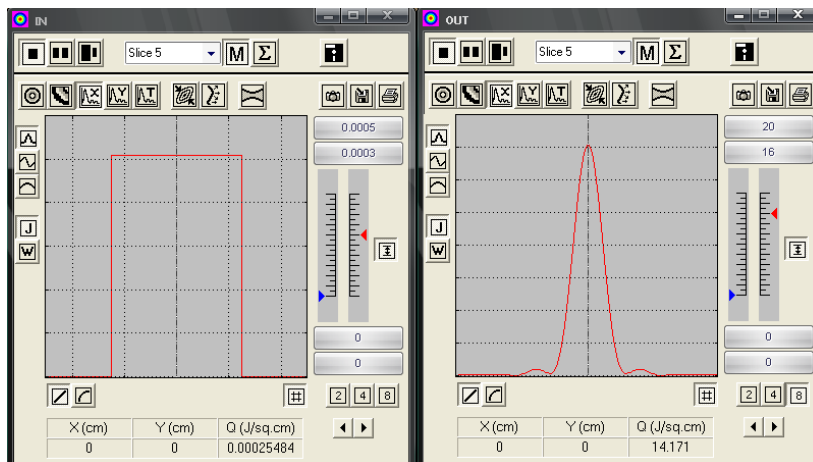


35 pav. fazės pasiskirstymo grafikas.

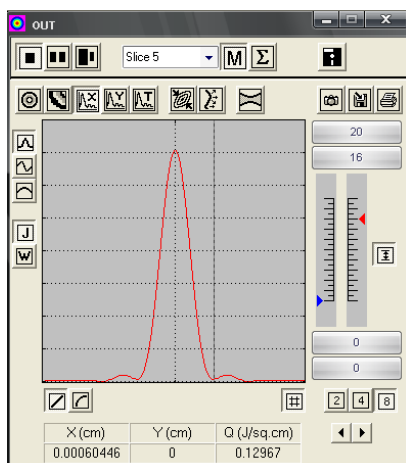
Gautus rezultatus pateikiame 9 lentelėje:

x (cm)	0.000686
d (cm)	0.001372
E_{in} (J)	$1.25 \cdot 10^{-5}$
E_{out} (J)	$1.0961 \cdot 10^{-5}$
η (%)	36.8

$\lambda = 493 \text{ nm}$, $\alpha_3 = 1.06$.



36 pav. Suformuotas vaizdas židinio plokštumoje prieš fazinį ekraną, ir praėjus jį.

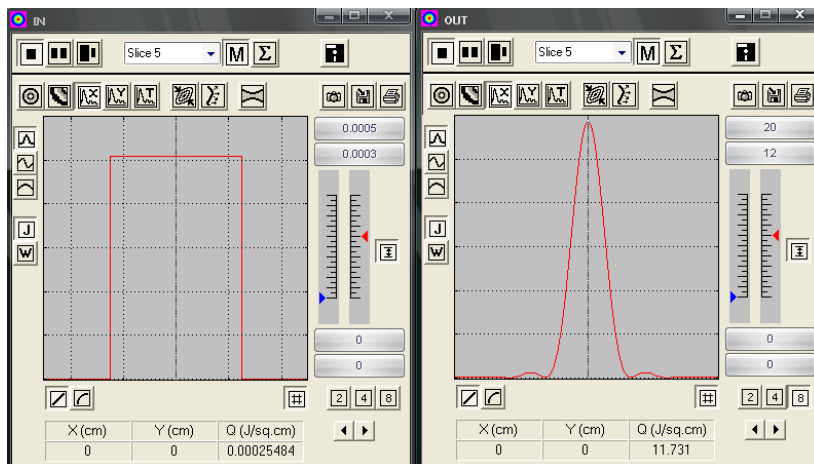


37 pav. fazės pasiskirstymo grafikas.

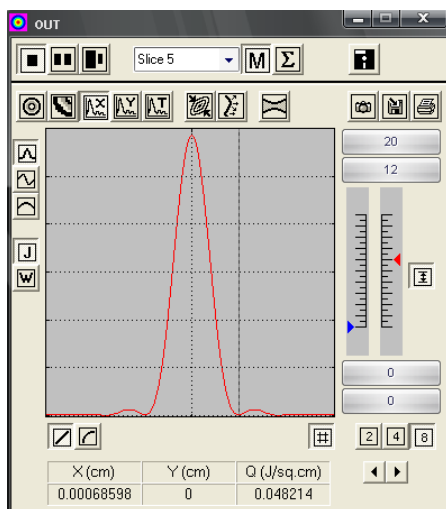
Gautus rezultatus pateikiame 10 lentelėje:

x (cm)	0.000605
d = 2 · x (cm)	0.001209
E _{in} (J)	1.25·10 ⁻⁵
E _{out} (J)	1.1023·10 ⁻⁵
η (%)	30.5 %

$\lambda_0 = 555 \text{ nm}$, $\alpha_4 = 1.065$.



38 pav. Suformuotas vaizdas židinio plokštumoje prieš fazinį ekraną, ir praėjus jį.

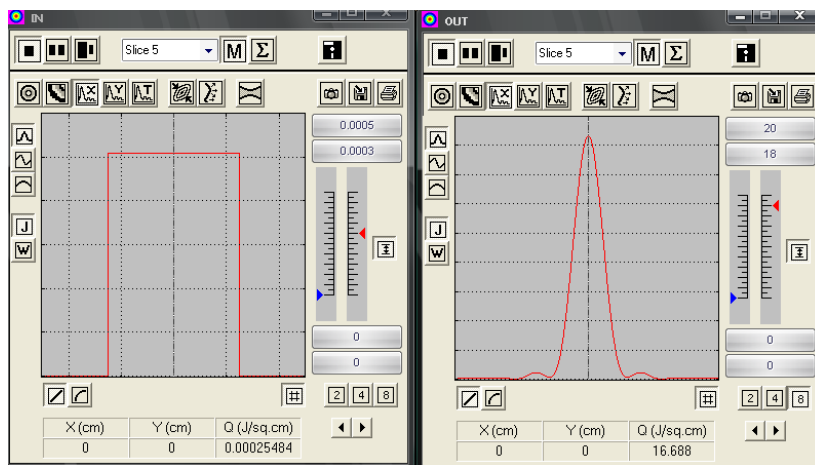


39 pav. fazės pasiskirstymo grafikas.

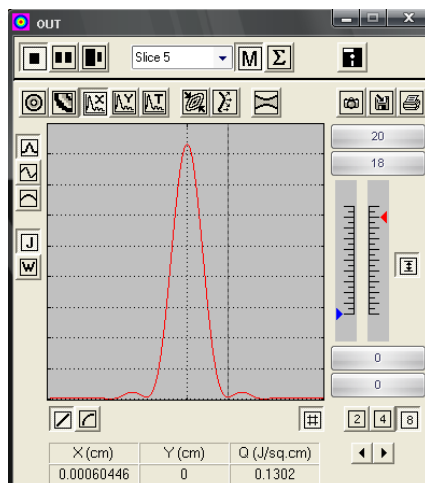
Gautus rezultatus pateikiame 11 lentelėje:

x (cm)	0.000686
d (cm)	0.001372
E_{in} (J)	$1.25 \cdot 10^{-5}$
E_{out} (J)	$1.0921 \cdot 10^{-5}$
η (%)	31.4

$\lambda = 493 \text{ nm}$, $\alpha_4 = 1.065$.



40 pav. Suformuotas vaizdas židinio plokštumoje prieš fazinį ekraną, ir praėjus jį.

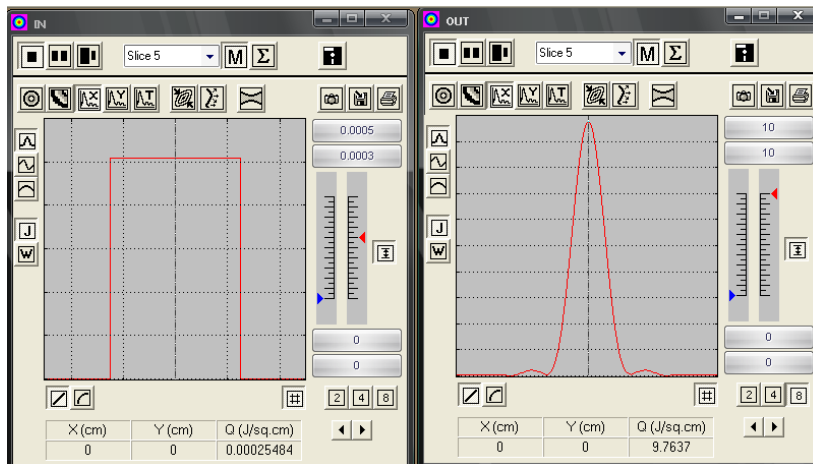


41 pav. fazės pasiskirstymo grafikas.

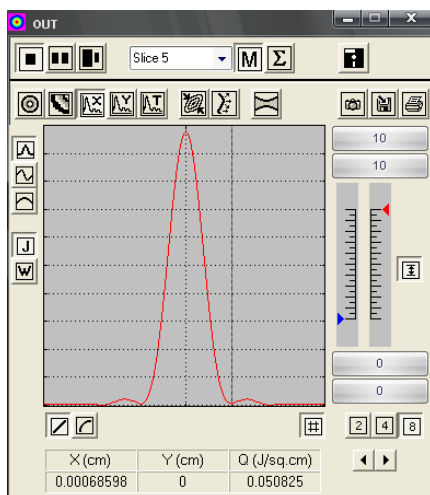
Gautus rezultatus pateikiame 12 lentelėje:

x (cm)	0.000605
d (cm)	0.001209
E_{in} (J)	$1.25 \cdot 10^{-5}$
E_{out} (J)	$1.1036 \cdot 10^{-5}$
η (%)	35.8

$\lambda_0 = 555 \text{ nm}$, $\alpha_5 = 1.07$.



42 pav. Suformuotas vaizdas židinio plokštumoje prieš fazinį ekraną, ir praėjus jį.

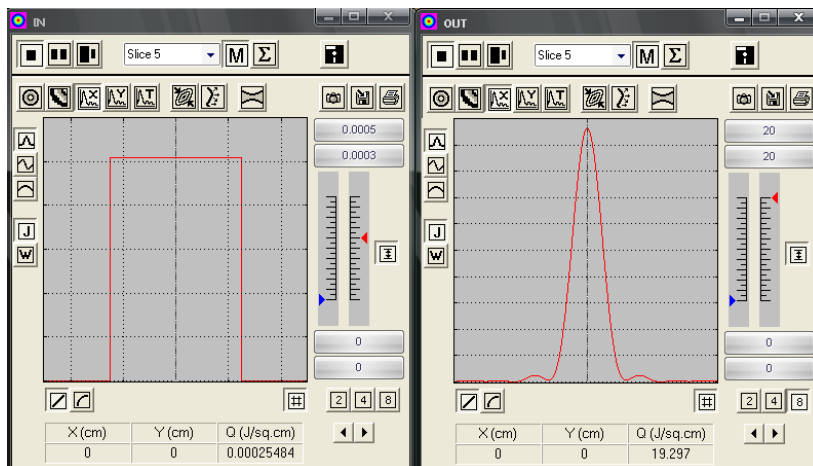


43 pav. fazės pasiskirstymo grafikas.

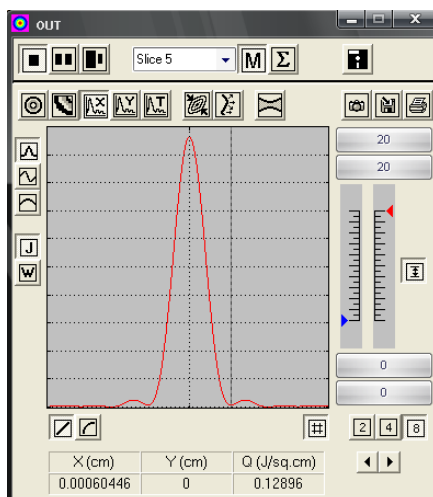
Gautus rezultatus pateikiame 13 lentelėje:

x (cm)	0.000686
d (cm)	0.001372
E_{in} (J)	$1.25 \cdot 10^{-5}$
E_{out} (J)	$1.092 \cdot 10^{-5}$
η (%)	26.3

$\lambda = 493 \text{ nm}$, $\alpha_5 = 1.07$.



44 pav. Suformuotas vaizdas židinio plokštumoje prieš fazinį ekraną, ir praėjus jį.



45 pav. fazės pasiskirstymo grafikas.

Gautus rezultatus pateikiame 14 lentelėje:

x (cm)	0.000605
d (cm)	0.001209
E_{in} (J)	$1.25 \cdot 10^{-5}$
E_{out} (J)	$1.1087 \cdot 10^{-5}$
η (%)	41.3