



УНИВЕРЗИТЕТ У НОВОМ САДУ
ПРИРОДНО МАТЕМАТИЧКИ ФАКУЛТЕТ
ДЕПАРТМАН ЗА ФИЗИКУ



Оптичка биометрија на ОА-1000 апарату

Дипломски рад

Ментор
Проф. др Оливера Клисурић

Студент
Драган Голубовић 80/12

Садржај

1. Увод	3
2. Људско око.....	4
3. Увод у биометрију	6
Интерференција.....	6
Рефлектометрија	8
Ултразвук.....	8
4. Биометрија	9
5. ОА-1000.....	15
6. Пахиметрија	24
7. Експеримент.....	28
8. Закључак.....	34
9. Литература	35
10. Биографија	37

1. Увод

Људско око представља један од најважнијих људских органа, због тога је од велике важности што прецизније познавање његове унутрашњости и спољашњости. Још у најранијој историји очима и њиховом познавању је придавана велика пажња. На пример, прва операција катаракте¹, реклинација, први пут је изведена пре готово 2600 година у Индији.

Људско око је поред саме медицине било предмет истраживања још једне науке, физике. Највећи број првих сазнања о оку проналазимо управо у записима славних физичара. Леонардо Да Винчи је у 15. веку објаснио да око функционише на принципу тамне коморе, Кеплер 1604. године тумачи оптичке законе рефракције ока. Такође, треба истаћи и немачког физичара Хелмхолца који је 1851. године изумео офталмоскоп. Наглим развојем физике, а самим тим и технологије у претходних 100 година драстично се повећао и број информација које можемо сазнати о органу чула вида. У савремено доба разним уређајима могуће је одредити прецизно диоптрију ока, могуће је посматрати очно дно, очно сочиво... Могуће је чак добити и тродимензионалне слике различитих очних структура. Такође, оно чему је развој физике и технологије допринео, а о чему ћемо посебно говорити у овом раду је што прецизније познавање унутрашњих димензија ока.

Дакле, циљ овог рада ће бити да се одреде димензије одрђених делова ока:

- мерење дебљине рожњаче помоћу ОА-1000 апарата и класичног пахиметра и поређење ових вредности за истог испитаника
- мерење аксијалне дужине ока и
- мерење аксијалне дужине предње очне коморе.

¹ Болест коју карактерише замућење очног сочива и која без правилне интервенције води слепилу.

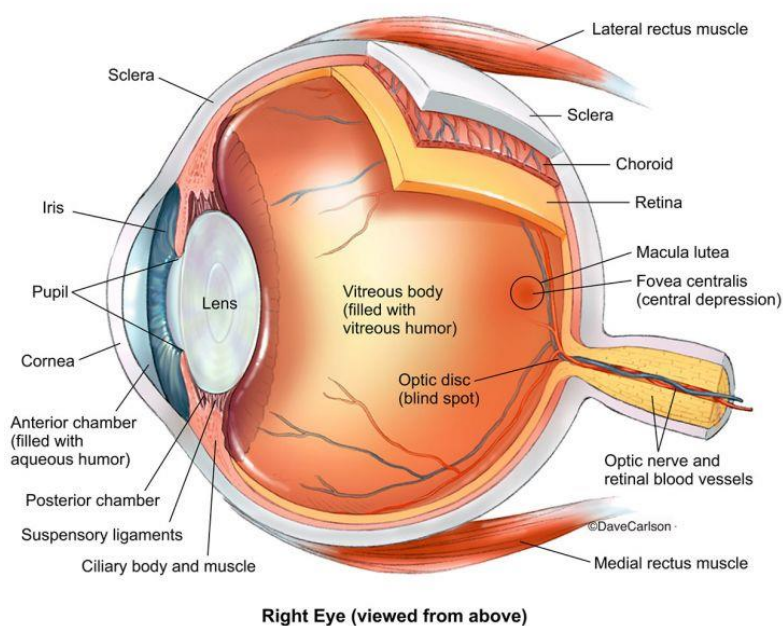
2. Људско око

Људско око је парни орган смештен у глави, у очним дупљама. Њега чине очне јабучице и помоћне структуре ока. У овом раду ћемо се бавити разним мерењима унутрашњих структура ока, па је потребно навести шта све улази у састав очне јабучице.

Очна јабучица је смештена у предњем делу орбите, облика је неправилне лопте и на њој се описују предњи и задњи пол, екватор, меридијани и видна линија. Очна јабучица је сложене грађе и у њен састав улазе омотачи или опне очне јабучице и прозачан садржај очне јабучице. Омотаче очне јабучице делимо на:

- спољашњу или фиброзну опну - рожњача и беоњача,
- средњу или судовну опну – ирис, цилијарно тело и судовњача и
- унутрашњу опну или мрежњачу.

Садржај очне јабучице (слика 1) чине прозачни делови очне јабучице који пропуштају и преламају светлосне зраке и одржавају сталност интраокуларног притиска.



Слика 1 - Попречни пресек ока [21]

Прозрачан састав очне јабучице чине:

- очна водица која испуњава предњу и задњу очну комору,
- сочиво и
- стакласто тело.

За потребе овог рада од кључног су нам значаја следећи делови људског ока: рожњача, сочиво и ретина.

Рожњача је провидна, предња петина фиброзне опне. Има улогу да пропушта светлост и, такође, да прелама светлост зато што има облик конвексно-конкавног сочива. Просечна, нормална, дебљина рожњаче износи око 530 μm . Рожњача нема ни крвних ни лимфних судова да би била потпуно провидна. У грађи рожњаче разликује се неколико слојева.

Сочиво је део прозрачног садржаја очне јабучице, смештен иза дужице, а испред стакластог тела. Има функцију да прелама светлосне зраке и да омогући акомодацију ока за гледање блиских предмета. Облика је биконвексног сочива и на њему разликујемо предњу и задњу страну. Сочиво заједно са цилијарним телом има могућност промене преломне моћи и код сочива та промена износи око 14 диоптрија, са 20 на 34 диоптрије, колико је највећа преломна моћ сочива.

Унутрашњи омотач очне јабучице, ретину, чине рецептори који примају светлосне таласе и претварају их у нервни импулс који дуж видног живца одлази до централног нервног система. Ретина се састоји из предњег слепог дела и задњег оптичког дела који су раздвојени назупченом линијом. У слепом делу нема рецептора и он није осетљив на светлост, док је задњи или видни део ретине у потпуности попуњен рецепторима и осетљив је на светлост. Постоје два типа рецептора, чепаићи и штапићи. Први су одговорни за дневно и колорно виђење, док су други одговорни за гледање ноћу. Дебљина ретине износи од 100 до 250 μm .

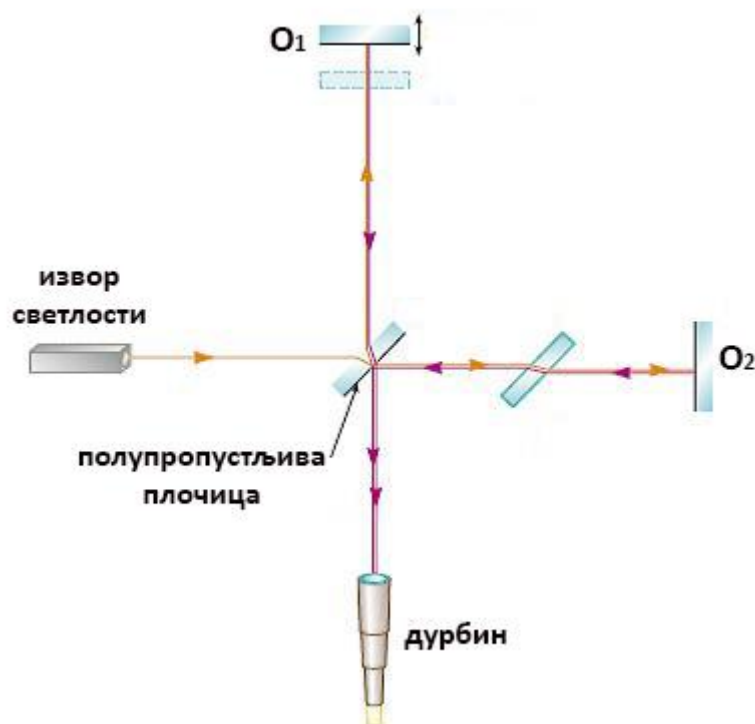
Тakoђе је важно споменути и предњу очну комору. То је простор који се налази иза рожњаче, а испред дужице. Предњи зид коморе је рожњача, а задњи дужица и сочиво [1].

3. Увод у биометрију

Интерференција

Интерференција таласа је међусобно деловање два или више таласа који истовремено пролазе кроз исти простор. Одвија се код свих врста таласа, како механичких тако и електромагнетних и уопштено код свих врста периодичних помераја. Амплитуда резонантног таласа може бити и већа и мања од амплитуда поједних изворних таласа, што зависи од односа између њихових фаза. Два интерферирајућа таласа исте таласне дужине, амплитуде и фазе се појачавају међусобно док ако су фазно померени за половину таласне дужине тада се међусобно поништавају. Интерференција се може приметити само ако у сваком делу простора у којем се таласи шире постоји стална разлика између тих таласа и ово правило се назива правило кохерентности, јер се тиме осигурава стални просторни распоред минимума и максимума резонантног таласа. Њутнови таласи и пруге интерференције пример су интерференцијских слика насталих слагањем кохерентних снопова светлости. Како растојања између минимума и максимума интерференцијске слике зависе од таласне дужине интерферирајућих таласа, могуће је мерењем тих размака одредити таласну дужину и обрнуто, ако познајемо таласну дужину можемо мерити размаке између ових екстрема.

Интерферометар је мерни инструмент који електромагнетне или механичке таласе извора прима помоћу детектора па се помоћу пруга интерференције таласа производе прецизна мерења. Први интерферометар применио је Томас Јанг у експерименту у ком је истраживао природу светлости 1805. године. Најзначајнији допринос у развоју интерферометра дао је Алберт Абрахам Мајкелсон који је помоћу интерферометра 1877. Године покушао да измери брзину светлости, док је 1887. Године заједно са Едвардом Вилијамсом Морлијем доказао непостојање етра. Такође је унапредио и оптичке астрономске интерферометре којима је мерио размере звезда. На слици 2. је приказан Мајкелсонов интерферометар.



Слика 2 – Мајкелсонов интерферометар [20]

Данас се оптички интерферометри широко користе за бројне намене: у спектроскопији, астрономији, физици, геодезији и области од нама великог значаја биометрији.

Рефлектометрија

Рефлектометрија је метода која користи рефлексију таласа од површина и унутрашњих структура ради детекције или карактеризације објеката. Постоји више различитих форми рефлектометрије који могу да буду класификовани на више начина. На основу тога коју врсту зрачења користе, делимо је на електромагнетну, ултразвучну и таласночестичну рефлектометрију. Такође, рефлектометрију можемо поделити и на основу таласне пропагације, на основу коришћених дужинских скала, на основу методе мерења и апликационог домена.

Ултразвук

Звук се дефинише као механички лонгитудинални талас који се простире кроз сва агрегатна стања материје. Када је звучна фреквенција између 20-20000 Hz, људско ухо може да региструје звук. Ултразвуком сматрамо звучне таласа који имају фреквенцију већу од 20000 Hz и људско ухо их не може регистровати. У офталмологији већина А скен и Б скен ултразвучних сонди користи фреквенцију реда величине MHz, што зависи од произвођача. Фреквенција је прилагођена димензијама ока, јер што је фреквенција већа апсорпција ултразвука у очним структурама је већа, а домет ултразвула мањи. Такође, да бисмо добили што бољу резолуцију ултразвучне слике потребно је користити што већу фреквенцију. Балансирање између ова два ограничења од кључне је важности, па се због тога фреквенције ултразвука које се користе у офталмологији крећу од 7 до 10 MHz. Брзина звука је директно зависна од густине ткива кроз који пролази. Звук путује брже кроз чврста, а спорије кроз течна ткива, тако да на ултразвучном снимку можемо јасно да разликујемо различита ткива. Ова особина је велику примену пронашла управо у офталмологији, зато што се око управо састоји и од чврстог и од течног ткива.

4. Биометрија

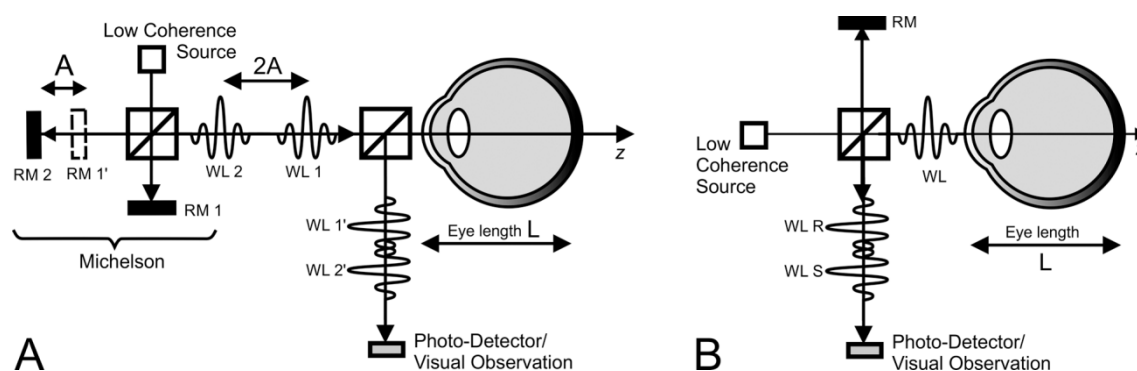
Оптичка биометрија је високо прецизна неинвазивна метода за мерење анатомских карактеристика ока. Представља тренутни стандард за мерење оптичке јачине интраокуларног сочива у клиничке сврхе. Прецизна мерења су од кључног значаја за одређивање тачне оптичке јачине интраокуларног сочива пре убацивања импланта при операцији катаракте. Оптичка биометрија такође позната као и офталмичка биометрија, која користи парцијалну кохерентну интерферометрију постала је златни стандард у оптичкој биометрији. Њене одлике су висока прецизност, једноставност употребе, неинвазивност и комформитет за пацијента. Прецизност оптичке биометрије је у више наврата потврђена различитим научним студијама. Због одређених мана ултразвучне биометрије, оптичка биометрија је постала процедура избора у окуларној биометрији претходних година.

Развој ултразвучних метода прегледа ока започео је 1956. године у пионирским радовима Мундита и Хјуџса, да би А слику или А скен увео Оксала 1957. године, а Б слику или Б скен, Баум 1958. Године. Ултразвучна биометрија је инвазивна процедура која захтева директан контакт са рожњачом као и коришћење анестетика, што никако није пријатно за пацијента. Штавише ултразвучна биометрија захтева велико искуство и увежбаност особе која је изводи у циљу избегавања грешака за време мерења због великог притиска ултразвучне сонде на рожњачу. Такође, ова метода захтева подешавање брзине ултразвука за различите уређаје и оптичке услове попут псеудофакије или силиконског уља унутар ока.

Специјална верзија Мајкелсоновог интерферометра која користи два зрака светлости и која елиминише утицаје лонгитудалних очних покрета током мерења користећи рожњачу као референту површину искоришћена је за добијања првог аксијалног мерења ока *in vivo*. Ова техника је све више развијана до тренутно потпуно компјутерски контролисаног имиџинга. Двозрачна верзија овог уређаја се назива парцијални кохерентни интерферометар. Помоћу њега можемо да

вршимо мерења не само паралелна видној оси већ и у произвољним угловима од интереса. У зависности од врсте мерења прецизност ове методе је од 0,3 до 10 μm .

У септембру 1999. године се појавио први аутоматизовани неинвазивни оптички биометар који је произвео Карл Цајс Медитек: IOL Master. IOL Master ради на принципу модификованог Мајкелсоновог интерферометра и користи инфрацрвну ласерску свестлост (таласне дужине 780 nm) за поновљива и прецизна мерења. Техника на којој се заснива IOL Master је управо парцијална кохерентна интерферометрија. Сигнал добијамо као резултат интерференције између светлости рефлектоване од сузног филма и светлости рефлектоване од ретиналног пигментног епитела [8]. На слици 3. можемо видети шему рада парцијалног кохерентног интерферометра.



Слика 3 – Шема парцијалног кохерентног интерферометра [10].

А) Двоструки сноп парцијалног кохерентног интерферометра. Узорак (око) је осветљен двоструким снопом генерисаним Мајкелсоновим интерферометром.

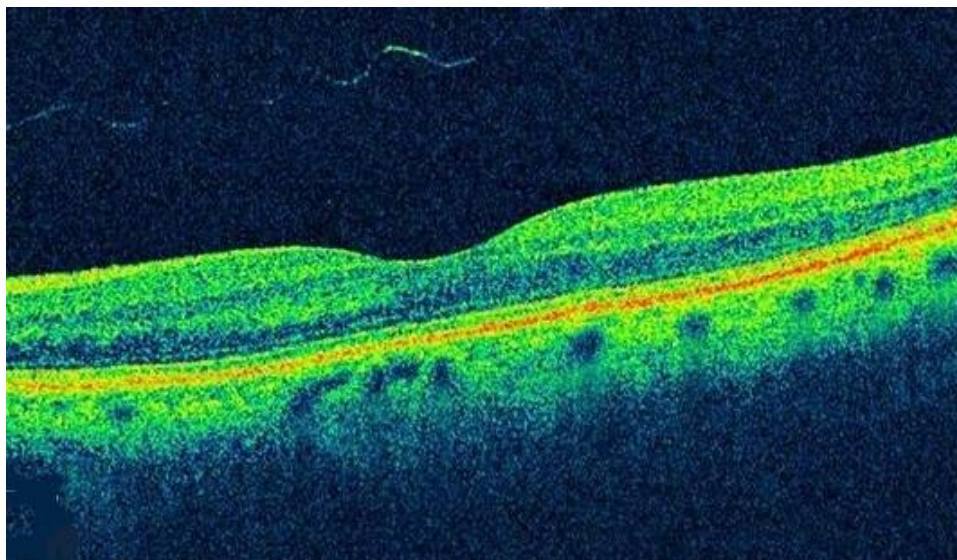
В) Рефлектометар парцијалног кохерентног интерферометра. Узорак (око) представља једно огледало класичног Мајкелсоновог интерферометра

Више студија је потврдило предност овакве методе у односу на ултразвучну.

Један од разлога велике прецизности ове методе је смањена зависност биометричких мерења од искуства испитивача, пошто је у овој методи за мерење потребно само да се правилно позиционира апарат у односу на пацијентово око, док је све остало аутоматизовано.

PCI² - Парцијална кохерентна интерферометрија као биометрија је прилагођена како испитивачу тако и пацијенту. Са друге стране, прецизност ове методе је статистички супериорнија у односу на ултразвучне методе, тако да је PCI постаје метода избора за интраокуларна мерења и припреме за операције катаракте. Међутим, у одређеним ситуацијама (нистагмус, кератопатија, макулопатија аблација ретине) PCI не може да изврши тачна мерења. У овим случајевима ултразвучна биометрија остаје незамењива.

Поред PCI, постоје и новоразвијене методе као што је оптичка кохерентна томографија (ОСТ³) која је такође у могућности да изврши биометријска мерења *in vivo*. ОСТ метода користи закаснели одјек и густину ткива да би се помоћу инфрацрвеног светла рефлектованог од унутрашњег ткива добила мерења, односно слика ткива од интереса. ОСТ метода се заснива на PCI методи. С обзиром да је брзина светлости велика, закаснели ехо не може да се мери директно и морају да се користе интерферционне технике [26]. На слици 4. је приказан снимак очног дна добијен ОСТ апаратом. Ово је приказ попречног пресека ретине, а удубљење које видимо на слици представља жуту мрљу односно тачку јасног вида.

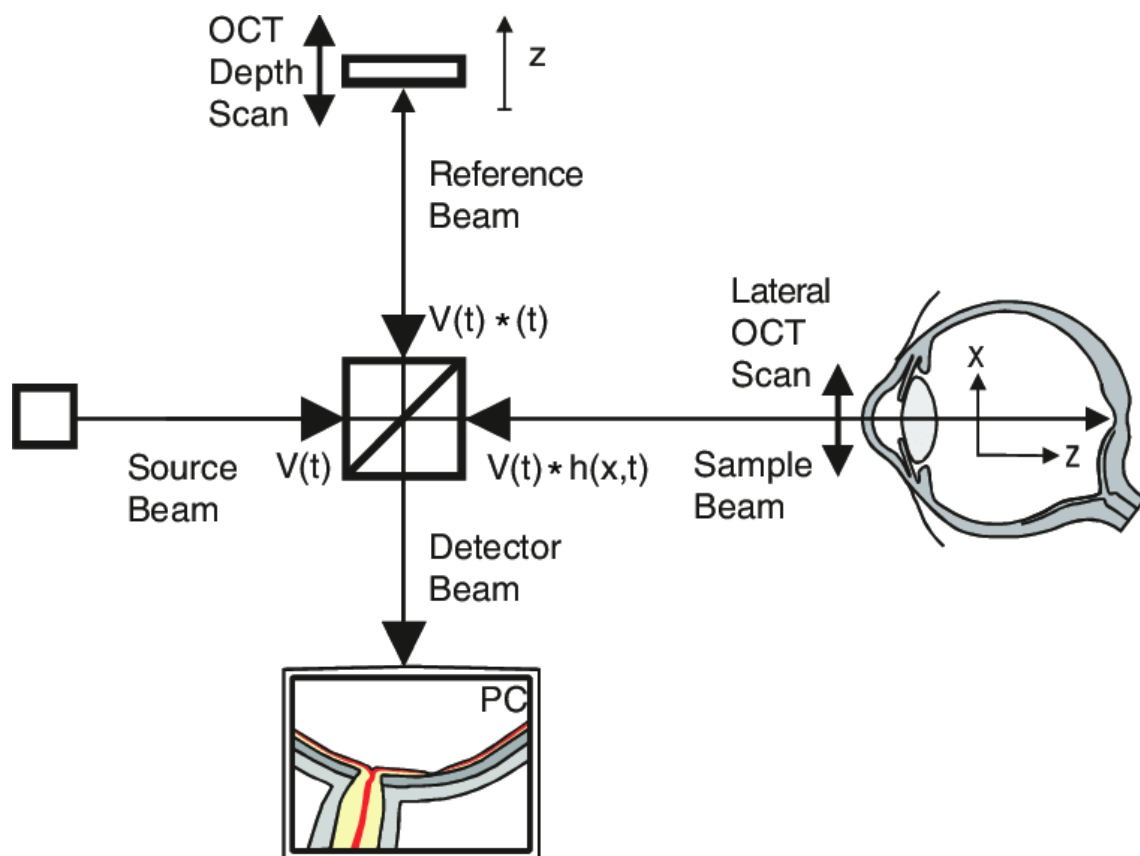


Слика 4 – Приказ ретине добијен помоћу ОСТ [22]

² Partial Coherence Interferometry

³ Optical Coherence Tomography

Конкретније, ОСТ се базира на ниско-кохерентној интерферометрији. У конвенционалној интерферометрији са дугачким кохерентним дужинама (на пример ласери), интерференција светлости се дешава на дистанцама које се мере у метрима. У ОСТ методи ова интерференција је скраћена на микрометарска растојања захваљујући коришћењу широкопропустних светлосних извора (на пример извори који емитују светлост у широком опсегу фреквенција). Широкопропусни светлосни извори могу да буду генерисани помоћу суперлуминисцентних диода или помоћу ласера са екстремно ниским пулсем (фемтосекунд ласери). Бела светлост је пример широкопојасних извора са ниском снагом [26].



Слика 5 – Шема оптичког кохерентног томографа [19]

Светлост у ОСТ систему (слика 5) се дели у две „руке“, „рука“ узорак (*sample beam*) која садржи предмет од значаја и референтна „рука“ (*reference beam*) која је најчешће огледало. Комбинација рефлектоване светлости од „руке“ узорак и референтна светлост од референтне „руке“ нам даје скок у интерферентном шаблону, али само ако је светлост од обе „руке“ прешла

идентично оптичко растојање (под идентичним се подразумева разлика у растојању мања од кохерентне дужине). Скенирањем огледала из референтне „руке“, можемо добити рефлективни профил узорка. Ово представља домен ОСТ. Области узорка које рефлектују назад више светлости ће направити јачу интерференцију од области које рефлектују мање светлости. Било која светлост која је изван опсега ниске кохеренције неће интерферирати уопште. Овај рефлективни профил називамо А скен и он садржи информацију о просторним димензијама и локацији структура у предмету од интереса. Попречно пресечни томограф (Б скен) се може постићи латералним комбиновањем серије А скенова [26].

Парцијална кохерентна интерферометија и оптичка кохерентна томографија су пронашле јако велику примену за високо прецизна и бесконтактна мерења. У обе методе позиција дубине светлостно реемитујућих објеката се мере такозваним дубинским скенером који користи позадинску расејану светлост. Скорашњи почетак коришћења широкопојасних извора светлости је драматично увећао дубинску резолуцију у PCI и ОСТ методама. Поред проблема везаног за просторну кохеренцију који се јављао код неких извора светлости, код широкопојасних извора светлости губитак дубинске резолуције повезан је са дисперзијом. Због тога дисперзија мора да буде пажљиво компензована за ултрависоке резолуције ОСТ. Најчешће се неки додатни дисперзиони материјал физички унесе у референтну „руку“ интерферометра. Дисперзија светлости има више консеквенци за PCI и ОСТ, опсег PCI и имиджинг ОСТ се заснива на подударану таласних дужина. Због тога је, дубинска резолуција повезана са кохерентном дужином светлости коришћене за дубинско скенирање. Прецизна биометрија је од кључног значаја за прецизна извођења операција катаракте као и рефрактивних операција [5].

Оптичка биометрија која користи 780 nm инфрацрвену светлост се показала да има 8 пута бољу резолуцију у односу на ултразвук од 10 MHz, ово је мерење аксијалних дужина у оку учинило веома прецизним и избегнут је утицај оператора у мерењима. На повећање прецизности утиче и то што у односу на ултразвучну методу није потребан директан контакт са рожњачом тако да се избацује и ефекат

који настаје услед компресије рожњаче. С обзиром да оптичка биометрија мери дужину до центра макуле она нам даје рефрактивну аксијалну дужину за разлику од анатомске аксијалне дужине коју даје ултразвучна биометрија. Оптичка биометрија је такође у могућности да мери тачну дебљину ретине, док је ултразвук увек додавао стандард од 200nm на аксијалну дужину [6].

Упркос свему, ултразвучна биометрија и даље налази примену међу офталмолозима, на пример када је потребно извршити мерење код присуства веома узрапредовале катаракте или кореналних едема где је оптичка биометрија непримењива због немогућности да светлост прође кроз ова ткива. Такође, ултразвук не захтева да пацијент фиксира поглед на мету код људи који имају нарушен вид до те мере да не могу да прате мету погледом. Можда и највећа предност ултразвучне биометрије је њена цена. Далеко је приступачнија у односу на оптичку биометрију⁴, али као што смо већ навели захтева искуство и прецизност оператера. Морамо навести да се у неким клиничким истраживањима показало нешто што је било потпуно супротно теорији и првим практичним резултатима. Наиме, упркос много прецизнијим подацима добијеним оптичком биометријом када су се посматрали учинци клиничких интервенција дошло се до тога да успешност операција изведених на основу мерења оптичким биометром у односу на ултразвучне биометре и није толико велика. Без обзира на то, потребно је још једном нагласити да су подаци добијени у оптичкој биометрији далеко прецизнији (максимална прецизност 3–20 μm , док је то код ултразвучних техника око 100 μm), посебно када мерење изводе оператори без претходног искуства [6].

⁴ подаци из 2000. године

5. OA-1000

Уређај на коме су вршена мерења у овом раду производи фирма TOMEY и уређај се назива OA-1000. Овај уређај се не базира ни на једној од поменутих метода већ на потпуно новој, названој оптичка ниско-кохерентна рефлектометрија (OLCR⁵). Иако ова метода спада у грану оптичке биометрије, она се не заснива ни на PCI, ни на OCT.

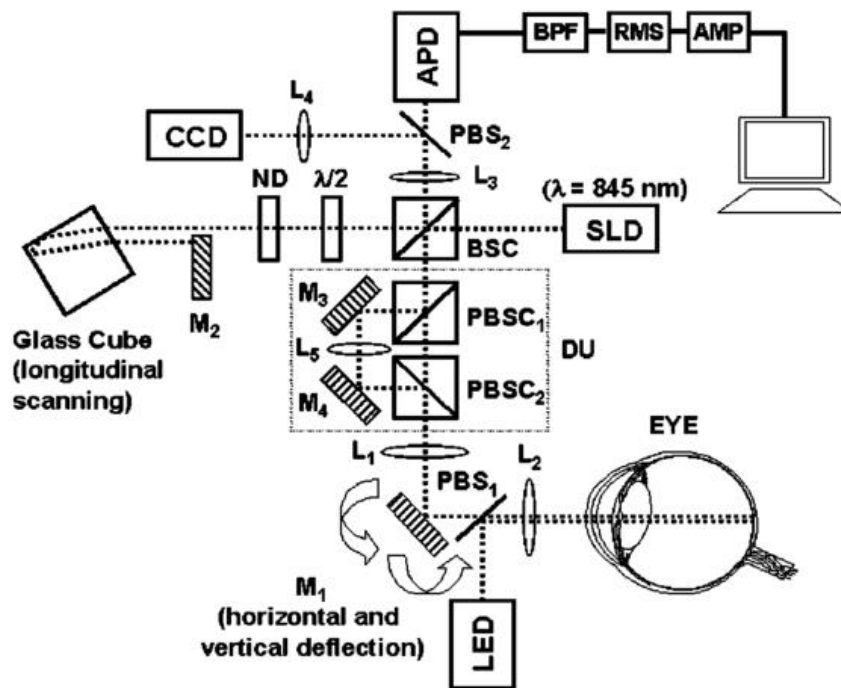
Оптичка ниско-кохерентна рефлектометрија је техника базирана на интерферометрији и дизајнирана је да детектује и локализује рефлекторе. Ова техника је нагло почела да се нашироко испитује и тестира. Сада је могуће да се скенирају узорци са високом просторном резолуцијом и константним високим брзинама. OLCR је дизајниран да нам достави симултана мерења високе прецизности, високе стабилности и високе репродукционалности на местима где долази до дефеката дуж оптичких таласовода. Узорци које користимо имају веома велику ширину спектра.

На слици 6 је приказана шема једног OLCR уређаја. Зрак таласне дужине 845 nm потиче са супер луминисцентне диоде (SLD) и дели се на узоркујући и референтни зрак помоћу BSC.⁶ Узоркујући зрак затим пролази кроз систем сочива L1 и L2, скреће помоћу огледала M1 и долази до ока. Инцидентни, узоркујући зрак се делимично рефлектује од рожњаче и ретине и враћа се назад у BSC истим путем. Референтни зрак се усмерава у стаклену коцку. Зрак бива преломљен, једном на површини коцке, два пута у њеној унутрашњости и једном на изласку и усмерен на огледало M2. Рефлектовањем на M2 зрак се враћа назад истим путем и рекомбинује се у BSC са узоркујућим зраком. Стаклена коцка се ротира константном фреквенцијом од 3,2 Hz и тиме мења оптичку путању референтног зрака. Само за одређену угаону позицију коцке где се оптичка дужина референтног и узоркујућег зрака поклапају добијамо интерференцију ова два зрака. Помоћу сочива L3 шаљемо интерферентни зрак на фотодиоду. Свака

⁵ Optical Low Coherence Reflectometry

⁶ Beamsplitter cube – коцка за поделу зрака

површина коцке нам даје једну лонгитудиналну слику, тако да при ротацији од 3,2 Hz добијамо 12,8 лонгитудиналних слика у секунди [7].

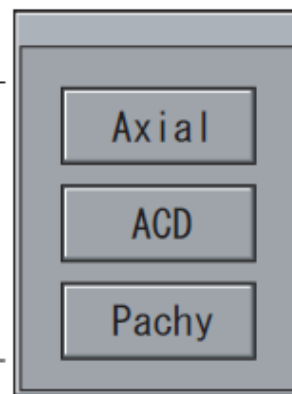


Слика 6 – Шема оптичког ниско кохерентног рефлектометра [7]

Помоћу уређаја OA-1000 смо у могућности да меримо више различитих параметара у унутрашњости људског ока (слика 7).

Главна подела је на:

- мерње аксијалне дужине ока,
- ACD – мерења у предњој очној комори и
- PACHY – мерење дебљине рожњаче.

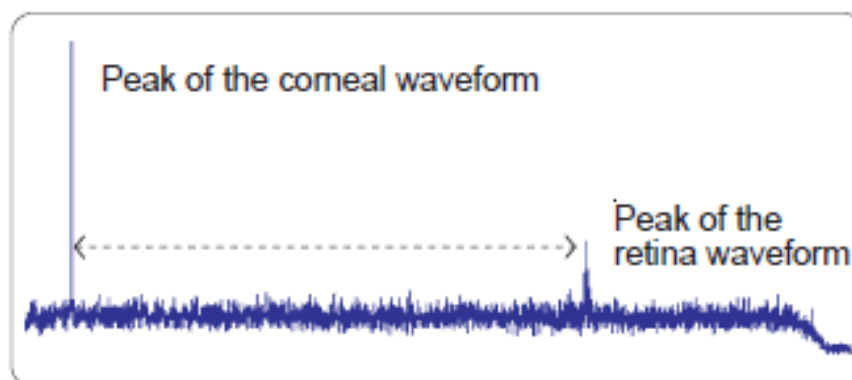


Слика 7 – Режи́ми рада OA1000 [2]

Избор врсте мерења вршимо тако што у падајућем менију одаберемо једну од три понуђене опције у зависности од мерења које вршимо.

Под аксијалном дужином ока подразумевамо растојање од рожњаче до ретине. Као што на слици 8. можемо видети, у току мерења на уређају добијамо два пика. Први пик одговара светлости која се рефлектује од рожњаче док други пик одговара рефлектованој светлости са ретине. Растојање између два пика управо представља аксијалну дужину ока. Узевши у обзир да OA-1000 у овом режиму мерење врши од лакрималног флуида (суза) са површине рожњаче до ретиналног пигментног епитела, у неким случајевима је могуће да се јави и трећи пик између два приказана.

Axial length measurement (Axial)



Слика 8 – Мерење аксијалне дужине [2]

Ако се ово догоди овакво мерење морамо избацити јер ће апарат сам по себи мерење извршити између прва два пика. Ова појава може да утиче на дужину у износу од 0,15 до 0,35 mm.

Аксијална дужина коју добијамо у овом мерењу је вредност која се калкулише претварањем оптички добијене дужине у ултразвучну аксијалну дужину помоћу корекционе формуле која је добијена на основу клиничких резултата:

$$УАД = \frac{ОД - 1.4678}{0.9581}$$

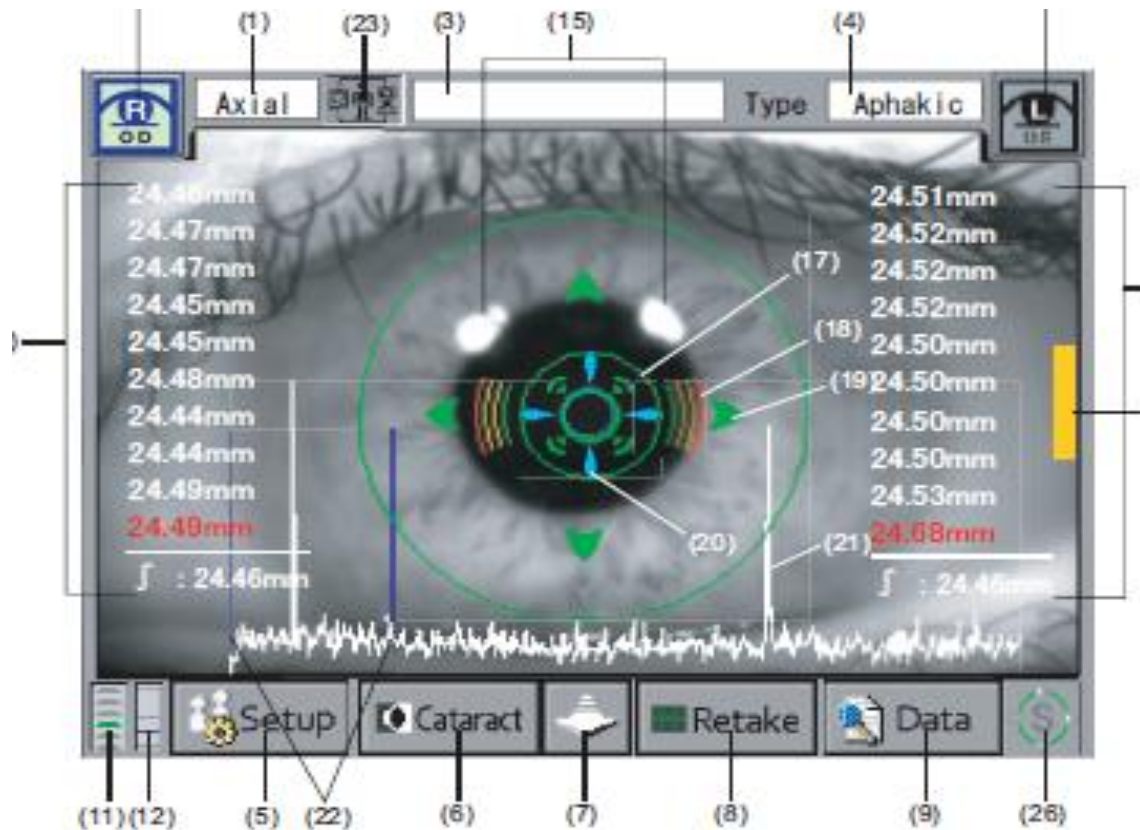
УАД – ултразвучна аксијална дужина

ОД – оптичка дужина

Некада се такође може догодити и да сигнал који добијамо са ретине буде изузетно мали, најчешће код особа са великом миопијом или катарактом и када је SNR⁷ број мањи од пет тада се захтева ново мерење да би се добила поуздана информација.

⁷ однос сигнала и шума, већа вредност показује мањи шум односно тачније мерење док мања вредност показује већи шум и нетачније мерење.

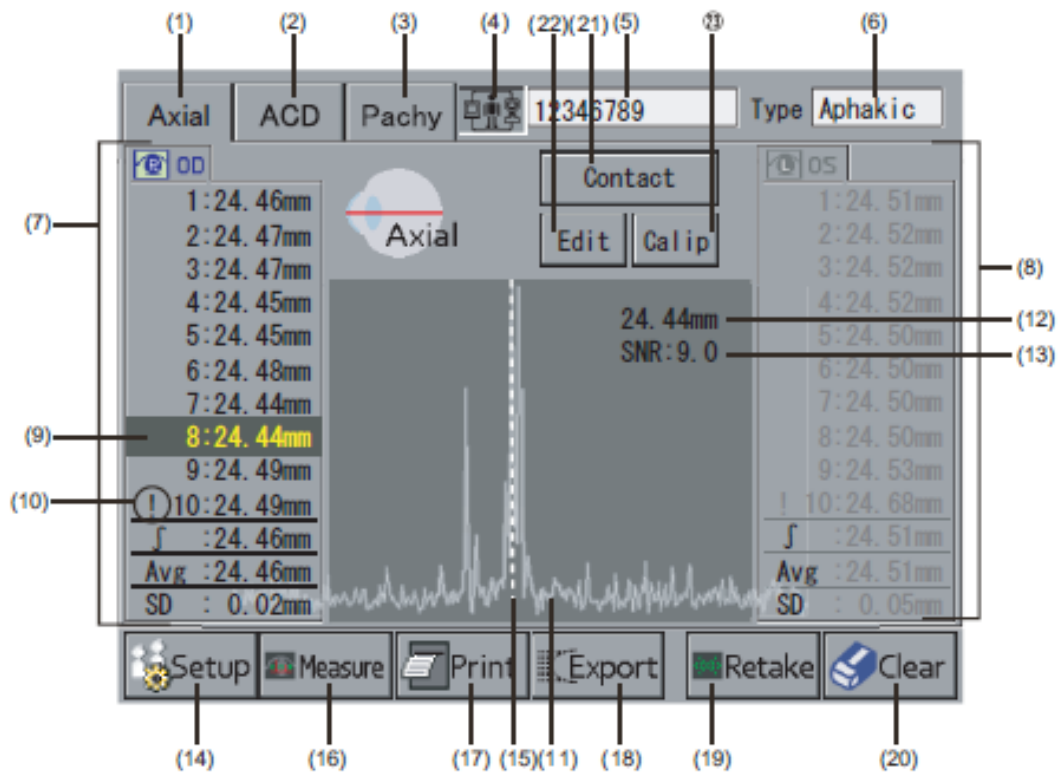
На слици 9. можемо да видимо приказ (на екрану OA-1000 апарата) мерења аксијалне дужине ока.



Слика 9 – Мерење аксијалне дужине ока [2]

Као што се може приметити мерења су на овом пробном примеру вршена за оба ока и добијане су вредности за десно око од 24,44 mm до 24,49 mm што нам показује високу прецизност овог инструмента. У дну слике можемо видети и приказ графикона о коме смо говорили где се јасно виде два бела пика која припадају рефлексијама од рожњаче и од ретине.

Након извршених мерења, а пре штампања резултата, ОА-1000 нам нуди опцију уласка у следећи мод рада који је приказан на слици 10. Овде имамо могућност да проучимо добијене резултате након мерења, под редним бројем (1), (2) и (3) су нам означене врсте мерења у овом случају је то аксијална дужина, под бројем (6) видимо да се ради о афакичном оку. Такође у овом прозору имамо прилику да компјутер изврши аутоматско рачунање средње вредности 10 мерења као и грешке мерења.



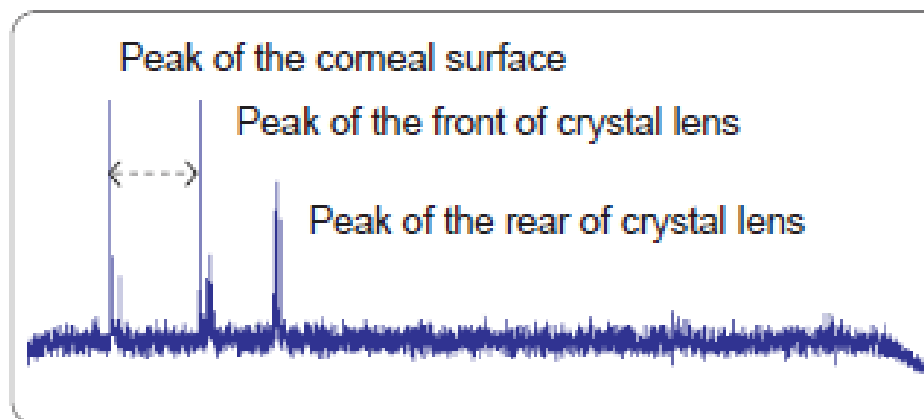
Слика 10 – Преглед измерених резултата [2]

OA-1000 као грешку мерења узима стандардну девијацију. Стандардна девијација је апсолутна мера дисперзије у основном скупу мерења. Она нам говори колико у просеку елементи у скупу одступају од аритметичке средине скупа [24].

Она је у овом случају 0,02 mm. Такође, важно је напоменути величину означену бројем (13), SNR. Овај број нам је од пресудног значаја за тачност мерења и што је већи то је боље јер је онда јачина сигнала већа у односу на позадински шум. Сам уређај је калибрисан тако да уколико су у току мерења добијени резултати за које је SNR мањи од 2, такви се резултати аутоматски избацују и уређај уместо броја исписује текст ERROR (грешка). Уколико је SNR вредност између 2 и 3, резултат мерења ће бити приказан, али ће уз њега стајати узвичник, док ако је SNR већи од 3 мерење се нормално читава. Након проучавања резултата у овом режиму можемо и одштампати резултате.

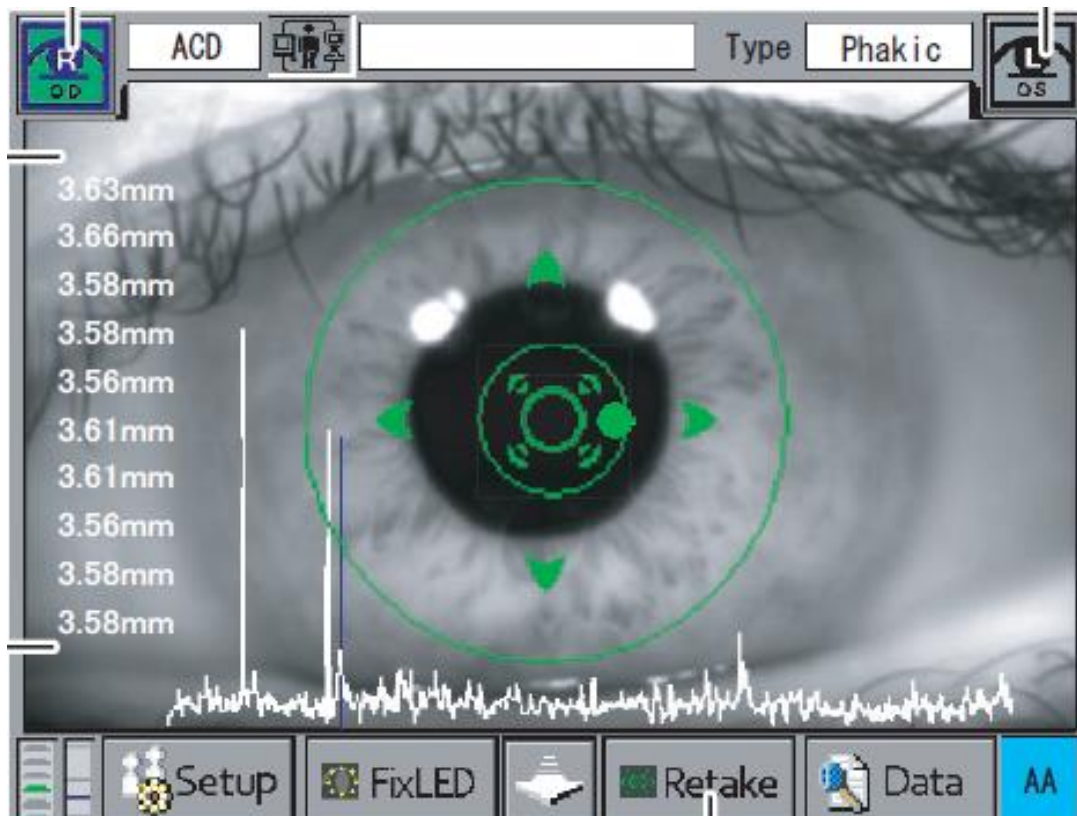
Мерења у предњој очној комори су можда и највише коришћена карактеристика биометра. Разлог томе је што на основу мерења које добијамо у овом режиму рада можемо израчунати диоптрију очног сочива што је даље од велике користи хирурзима при планирању операција катаракте. Као што на слици 11. можемо видети ситуација је сада мало другачија јер имамо више пикова. Пикови редом одговарају следећим структурама: први пик поново одговара рефлектованом зраку од рожњаче, други пик одговара зраку рефлектованом о предње опне очног сочива, док трећи пик одговара зраку рефлектованом од задње опне очног сочива. Видимо да растојање на слици 11. обележено стрелицом представља управо дужину предње очне коморе, док удаљеност између другог и трећег пика одговара димензији очног сочива. У извођењу нашег експеримента детаљније ћемо се посветити бројевним вредностима ових димензија.

Anterior chamber measurement (ACD)



Слика 11 – Мерење предње очне коморе [2]

На слици 12. можемо да видимо приказ мерења у „ACD“ режиму, видимо са леве стране мерења добијена за десно око као и да се вредности дубине предње очне коморе крећу од 3,56 mm до 3,66 mm. На графику у доњем делу слике можемо видети три пика као што смо нешто раније и објаснили.



Слика 12 – Мерење предње очне коморе [2]

6. Пахиметрија

Пахиметрија или мерење дебљине рожњаче је трећи и последњи режим рада овог уређаја. Мерење дебљине рожњаче своју клиничку примену налази најчешће код пацијената који имају глауком, или који сумњају на глауком. Наиме, да би се поставила дијагноза да неко има глауком потребно је да испуњава два од три услова: повишен очни притисак, испад у видном пољу или промене на очном дну. Да би дијагноза била прецизна потребно је да сваки од ова три услова буде детаљно испитан. Пахиметрија нам управо помаже у испитивању првог услова тј. повишеног очног притиска. Нормалне вредности очног притиска варирају од 12 до 22 mmHg. Када неко има вредности очног притиска од 19 до 25 mmHg ради се и пахиметрија зато што дебљина рожњаче утиче на саму стандардну процедуру мерења очног притиска. Свака особа је посебна и може имати тању рожњачу, па када је то случај, и са очним притиском од 19 mmHg она испуњава услов повишеног очног притиска. Са друге стране, неко може имати дебљу рожњачу па и са очним притиском од 25 mmHg не мора бити испуњен услов о повећању очног притиска. На слици 13. видимо тачне вредности корекције очног притиска у mmHg за одређене вредности дебљине рожњаче.

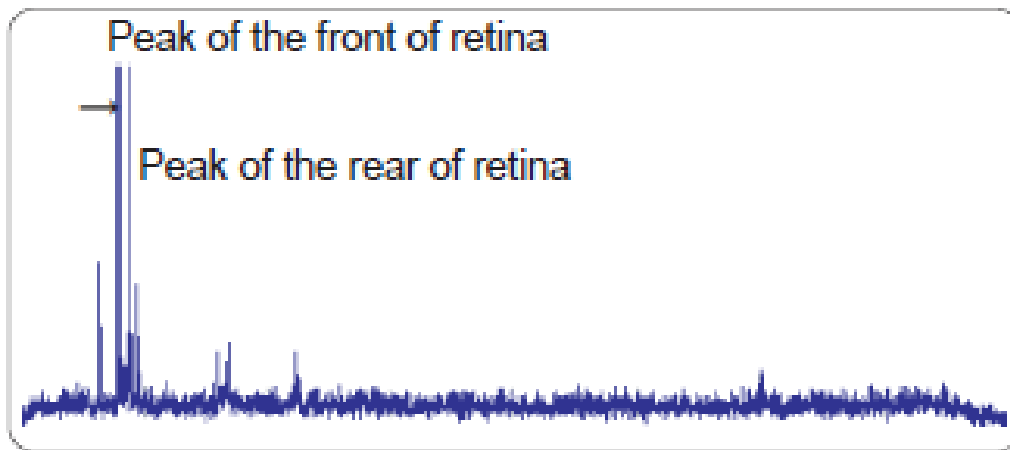
Central corneal thickness (μm)	Correction value (mmHg)
410	10
415	10
420	9
425	9
430	8
435	8
440	7
445	7
455	6
465	6
475	5
485	4
495	4
505	3
515	2
525	1
535	1
545	0
555	-1
565	-1
575	-2
585	-3
595	-4
605	-4
615	-5
625	-6
635	-6
645	-7

Abbreviations: μm = microns, mmHg = millimeter mercury.

Слика 13 – Табела поправке очног притиска у зависности од дебљине рожњаче [23]

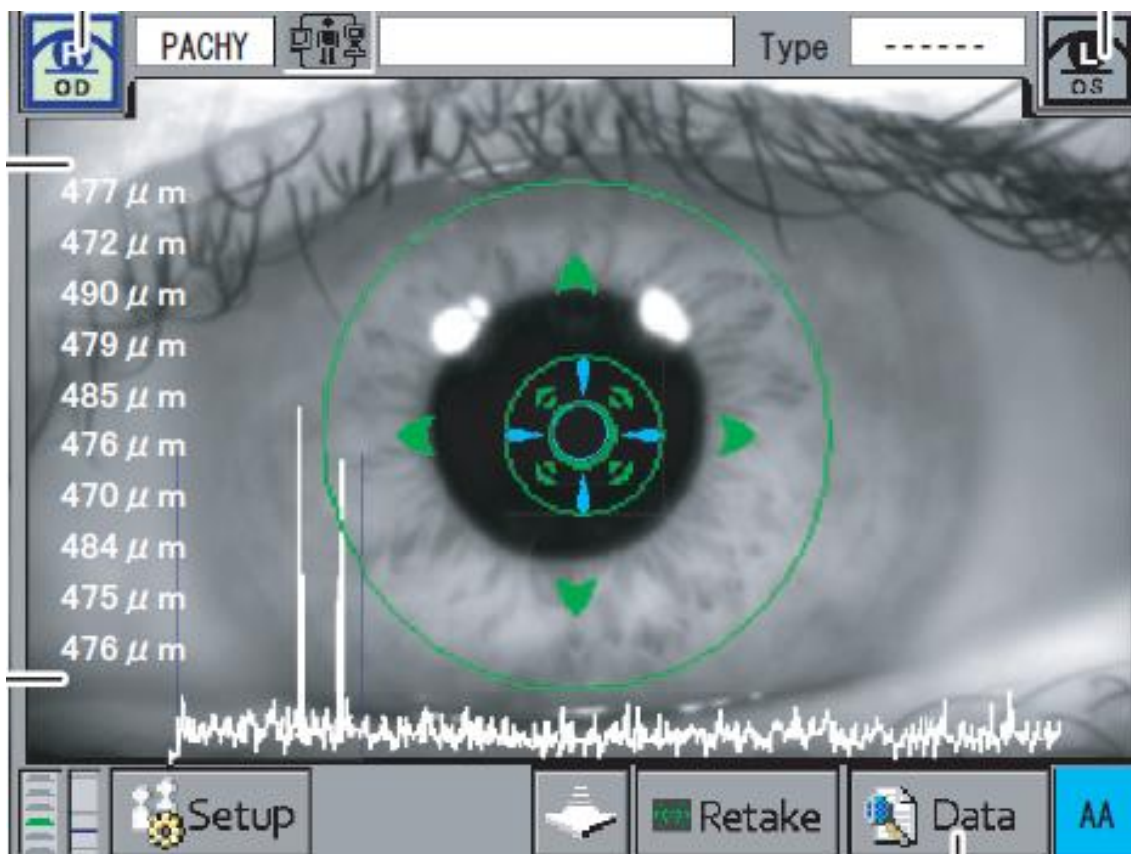
У експрменту који ћемо радити ћемо управо приказати разлике у мерењу дебљине рожњаче на ОА-1000 и на класичном мануелном пахиметру. На слици 14. видимо да за мерење дебљине рожњаче имамо два пика који потичу од предњег и задњег епитела рожњаче.

Corneal thickness measurement (Pachy)



Слика 14 – Мерење дебљине рожњаче [2]

На слици 15. можемо видети како изгледа ток мерења у овом режиму рада уређаја. Као што видимо сада је селектован режим рада „РАСНУ“ што одговара управо пахиметрији. Приказана су мерења за десно око тако да можемо видети да компјутер врши 10 мерења и да су на пробном примеру добијане вредности од 470 μm до 490 μm . Такође, на слици 15. можемо да видимо како изгледају пикови који се добијају рефлексijом од предње односно задње ивице рожњаче.



Слика 15 – Мерење дебљине рожњаче [2]

Друга битна подела у току мерења на коју је неопходно обратити пажњу након одабира шта меримо је какво око меримо, тако да имамо следећу поделу:

- факично око тј. око са пристивством природног очног сочива
- афакично око тј. око где је извршена екстракција очног сочива
- PMMA LENS је метода у којој се мерење врши док се на оку налази ПММА контактено сочиво
- SILICON LENS је метода у којој се мерење врши са приством силикон хидрогел сочива
- ACRYLIC LENS је метода у којој се мерење врши са присуством акрилног сочива

У нашем експерименту радићемо са факичним оком.



Слика 16 – Подела према врсти пацијентовог ока и контактеног сочива уколико постоји [2]

7. Експеримент

Циљ нашег експеримента је био да покажемо начин рада једног биометријског уређаја, у нашем случају то је био ОА-1000 као и да добијене резултате упоредимо са другим уређајем. На ОА-1000 апарату смо прво мерили аксијалну дужину целог ока, затим аксијалну дужину предње очне коморе и за крај смо мерили дебљину рожњаче. Управо смо мерења добијена у мерењу дебљине рожњаче користили за упоређивање са другим уређајем, у нашем случају пахиметром и добијене вредности смо продискутовали.

Мерења су вршена на миопном пацијенту⁸, без других очних болести старости 56 година.

Рефрактивна грешка нашег пацијента је била следећа:

десно око : $-1.50 \text{ DSph}/-3.50 \text{ Dcylax}75^\circ$

лево око : $-2.25 \text{ DSph}/-2.25 \text{ Ccylax}80^\circ$

⁸ Миопе су особе се рефрактивном грешком таквом да је за њено исправљање потребно дати минус сферну диоптрију. За миопе је карактеристично да се лаички називају кратковидима из разлога што на близину виде одлично док на даљину виде лошије. Код особа са миопијом очекивано је да око буде нешто веће од просека, али то није обавезно.

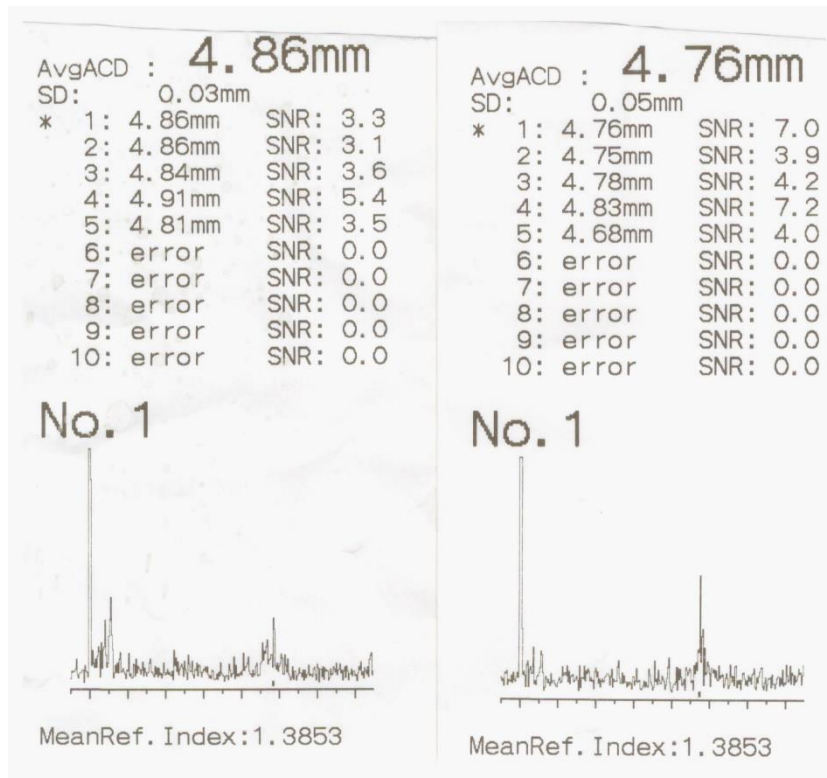
Као што смо већ напоменули у првом делу експеримента смо мерили дужину ока и добијене резултате можемо видети на слици број 17:



Слика 17 – Резултати мерења аксијалне дужине ока

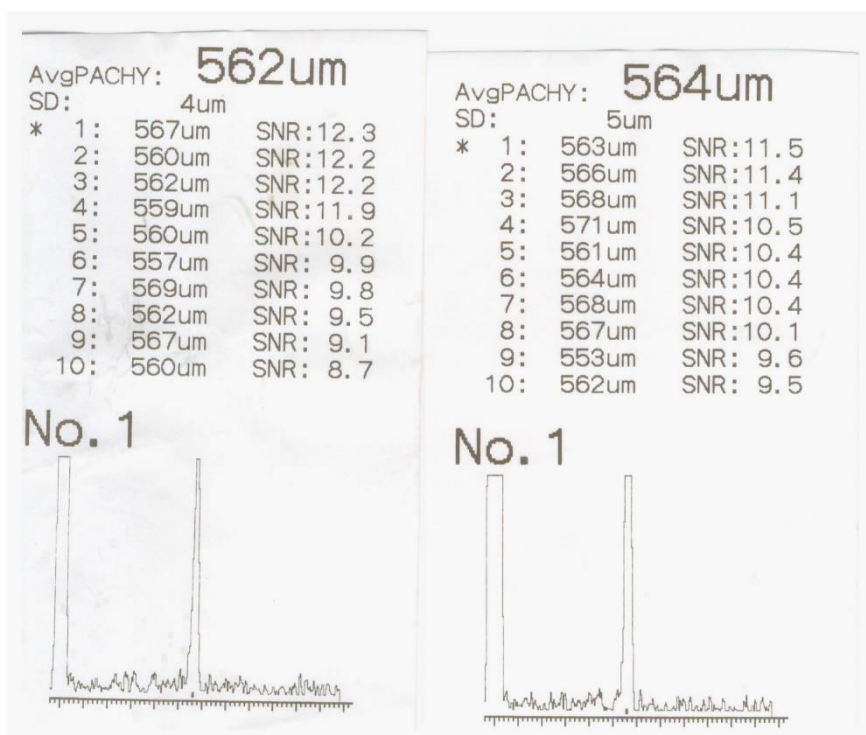
Видимо да смо за десно око добили средњу вредност 26,09 mm, а за лево око 25,88 mm. На слици 17. је приказано како изгледа када се подаци одштампају. Као што смо већ навели, а сада можемо видети на слици 17. да код мерења за десно око под редним бројем 2, SNR има вредност 2,5 и тај резултат је означен узвичником, док је под редним бројем 10, вредност за SNR једнака нули и тај резултат уопште није узет у обзир. Посматрајући SNR параметар за оба ока можемо закључити да су резултати веома поуздани због доста ниског шума и отуда је и стандардна девијација веома ниска, 0,06 mm за десно и 0,02 mm за лево око.

У другом делу експеримента смо мерили дубину предње очне коморе. Нажалост ова мерења нису била најуспешнија, али смо резултате оставили као приказ како изгледа када су мерења нешто непрецизнија. На слици 18. видимо да је SNR вредност за оба ока доста нижа у поређењу са мерењима за дужину целог ока, као и да је за већину мерења уређај прочитао грешку. Лако нас може заварати приказана вредност за стандардну девијацију која је релативно мала, свега 0,03 mm односно 0,05 mm. Међутим то у овом случају и није најбоље јер овде морамо узети у обзир да се није мерила читава аксијална дужина ока већ само предња очна комора која чини петину од укупне дужине, па би задовољавајућа мерења била са стандардном девијацијом не већом од 0,01 mm.



Слика 18 – Резултати мерења предње очне коморе

Последњи и нама најбитнији трећи део прве фазе експеримента је представљао мерење дебљине рожњаче. Овде смо добили веома добре резултате које ћемо у закључку упоредити са мерењима на класичном пахиметријском уређају. Анализирајући добијене резултате у овом моду мерења на слици 19. можемо видети да је дебљина рожњаче за десно око 562 μm односно за лево око 564 μm што су вредности нешто мало веће од просечних. И из табеле са слике 13. можемо да видимо да је корекција за ове вредности -1 односно вредност очног притиска треба умањити за 1 mmHg након мерења да би се добила тачна вредност. Видимо да нам је однос сигнала и шума био одличан, просечне вредности око 10 као и да нам је стандардна девијација 4 μm и 5 μm што нам гарантује веома прецизне резултате.



Слика 19 – Резултати мерења дебљине рожњаче

У другој фази експеримента радили смо на класичном пахиметру, у овом случају са АТР-ом⁹ произвођача „REICHERTA“ из 2005. године. Овај апарат се користи као бесконтактни тонометар¹⁰ као и пахиметар. Користећи овај уређај као резултат добијамо три вредности: средњу вредност дебљине рожњаче засновану на више мерења¹¹ затим најнижу измерену вредност и вредност стандардне девијације. Приликом мерења на истом пацијенту добили смо следеће податке:

Десно око:

-средња вредност дебљине рожњаче 557 μm

-најнижа измерена вредност 531 μm

-стандардна девијација 4,7 μm

Лево око:

-средња вредност дебљине рожњаче 561 μm

-најнижа измерена вредност 533 μm

-стандардна девијација 4,5 μm

Можемо видети да мерењем на овом уређају добијамо нешто мање података, али да се вредности дебљине рожњаче у границама стандардне девијације поклапају са истим мерењима на ОА-1000 апарату. Нарочито се добро поклапају вредности за стандардне девијације. Једина предност коју видимо код ОА-1000 уређаја је у мањем распону мерених вредности¹² са тим што се ограничавамо да је можда у питању само случајност јер су мерења вршена само на једном пацијенту који је невољним покретом ока или главе могао да допринесе овом већем распону мерених вредности.

⁹ Ауто тонометар и пахиметар

¹⁰ Апарат за одређивање очног притиска код кога нема контакта сонде и ока, самим тим се избегава давање анестезије пацијенту и омогућава се и оптометристима да раде на њему, али је његова прецизност нешто мања тако да се дијагноза глаукома никако не поставља без додатних прегледа.

¹¹ У упутству произвођача нисмо пронашли податак о броју мерења

¹² Најнижа измерена вредност 553 μm , за средњу вредност 564 μm

8. Закључак

У овом раду смо потврдили да је оптичка биометрија будућност у интраокуларним мерењима. Не само што се добијају веома прецизни резултати већ је сам ток мерења изузетно једноставан и не захтева висок ниво квалификованости за руковање самим апаратом. Видели смо да су мерења дебљине рожњаче помоћу ОА-1000 и класичног пахиметра дала веома блиске резултате, узмимо пример за десно око где смо мерењем на ОА-1000 добили вредности од 562 μm , док смо помоћу пахиметра (који тренутно представља први избор у мерењима дебљине рожњаче због високе цене прегледа на ОСТ апарату) добили вредност 557 μm . Међутим права предност ОА-1000 апарата је то што може прецизно да мери више ствари тако да смо поред веома прецизних вредности за дебљину рожњаче били у могућности да измеримо и аксијалну дужину ока. Вредност тог мерења од 26 mm спада у веће од просека, али је то било и очекивано јер је пацијент био миоп. Такође смо измерили и аксијалну дужину предње очне коморе и добили вредности које би нам биле од велике користи при евентуалној операцији катаракте. Иако се оптичка биометрија и даље користи највише при операцијама катаракте, несумњиво је да ће развојем технике и са могућношћу да се интраокуларна растојања мере што прецизније доћи до нових сазнања о самом оку, а самим тим и о бољем и бржем лечењу. Узмимо само за пример да су некада, не тако давно до пре десетак година, људи губили у потпуности свој вид због неадекватног лечења и пре свега касне дијагнозе глаукома или због прекасне дијагнозе аблације ретине. Данас уз помоћ ОСТ апарата могуће је видети промене у најранијој фази болести, када је јако мала шанса да дође до неког већег оштећења вида. Даљим развојем и усавршавањем апарата попут ОА-1000 и сличних, моћи ћемо да приметимо одређене очне болести и пре онога што сада сматрамо за „најранију фазу“.

9. Литература

1. Љубица Стошић Џуња, Анатомија за студенте здравствене неге, Нови Сад, 2012
2. OA-1000 – упутство за коришћење
3. ATP – упутство за коришћење
4. A – Scan Biometry, Rhonda G Waldron, 2016.
5. A. F. Fercher, C. K. Hitzenberger, M. Sticker, R. Zawadzki, Numerical dispersion compensation for Partial Coherence Interferometry and Optical Coherence Tomography, Optics Express (2001) Vol. 9, Issue 12, pp. 610-615
6. Wendy W. Lee, Ultrasound Vs. Optical Biometry, 2011
7. Gregor F. Schmid: Axial and peripheral eye length measured with optical low coherence reflectometry, Journal of Biomedical Optics (2003) 8(4), 655–662
8. <https://cataract-community.zeiss.com/optical-biometry-explained>
9. Wolfgang Drexler, Oliver Findl, Rupert Menapace, Georg Rainer, Clemens Vass, Christoph K. Hitzenberger, Adolf F. Fercher: Partial Coherence Interferometry: A Novel Approach to Biometry in Cataract Surgery, American Journal of Ophthalmology Volume 126, Issue 4, October 1998, Pages 524-534
10. Christoph K. Hitzenberger, Wolfgang Drexler, Rainer A. Leitgeb, Oliver Findl, Adolf F. Fercher: Key Developments for Partial Coherence Biometry and Optical Coherence Tomography in the Human Eye Made in Vienna, Investigative Ophthalmology & Visual Science July 2016, Vol.57, OCT460-OCT474.
11. Hyo Kyung Lee and Mee Kum Kim: Comparison of a new swept-source optical biometer with a partial coherence interferometry, BMC Ophthalmology (2018) 18:269
12. Pipat Kongsap: Comparison of a new optical biometer and a standard biometer in cataract patients, Eye and Vision (2016) 3:27
13. [http://www.msac.gov.au/internet/msac/publishing.nsf/Content/25CD90028E6B86F4CA25801000123B5E/\\$File/1050-Assessment-Report.pdf](http://www.msac.gov.au/internet/msac/publishing.nsf/Content/25CD90028E6B86F4CA25801000123B5E/$File/1050-Assessment-Report.pdf)
14. http://www.ijo.cn/en_publish/2008/2/200802015.pdf
15. [https://www.ajo.com/article/S0002-9394\(98\)00113-5/pdf](https://www.ajo.com/article/S0002-9394(98)00113-5/pdf)

16. <https://en.wikipedia.org/wiki/Ultrasound>
17. <https://crstodayeurope.com/articles/2015-jul/physics-lesson-differences-in-pci-and-olcr-optical-biometry/>
18. https://en.wikipedia.org/wiki/Corneal_pachymetry
19. A. F. Fercher, W. Drexler, C. K. Hitzenberger and T. Lasser: Optical coherence tomography—principles and applications, Rep. Prog. Phys. 66 (2003) 239–303
20. <http://fizis.rs/%D0%B3%D0%B8%D0%BC%D0%BD%D0%B0%D0%B7%D0%B8%D1%98%D0%B0/iii-%D1%80%D0%B0%D0%B7%D1%80%D0%B5%D0%B4/%D1%82%D0%B0%D0%B%D0%B0%D1%81%D0%BD%D0%B0-%D0%BE%D0%BF%D1%82%D0%B8%D0%BA%D0%B0/interferencija-svetlosti/>
21. <https://www.pptometrists.co.za/eye-care/anatomy-of-the-eye/>
22. <https://www.rsipvision.com/explaining-oct-scans/>
23. Jitendra Jethani, Paaraj Dave, Monica Jethani, Yogesh Desai, Purvi Patel: The applicability of correction factor for corneal thickness on non-contact tonometer measured intraocular pressure in LASIK treated eyes, Saudi J Ophthalmol. Jan-Mar 2016; 30(1):25-8
24. https://sr.wikipedia.org/wiki/%D0%A1%D1%82%D0%B0%D0%BD%D0%B4%D0%B0%D1%80%D0%B4%D0%BD%D0%B0_%D0%B4%D0%B5%D0%B2%D0%B8%D1%98%D0%B0%D1%86%D0%B8%D1%98%D0%B0
25. [http://www.msac.gov.au/internet/msac/publishing.nsf/Content/25CD90028E6B86F4CA25801000123B5E/\\$File/1050-Assessment-Report.pdf](http://www.msac.gov.au/internet/msac/publishing.nsf/Content/25CD90028E6B86F4CA25801000123B5E/$File/1050-Assessment-Report.pdf)
26. https://en.wikipedia.org/wiki/Optical_coherence_tomography

10. Биографија

Драган Голубовић рођен 24.02.1993. у Мајданпеку. Похађао Математичку гимназију у Београду. Члан Менсе. 2015. године дипломирао на струковним студијама Природно-математичком факултету у Новом Саду – Департман за физику смер оптометрија са просеком 9,20. Од 2016. године директор Голумбо доо. Ожењен и отац двоје деце.

UNIVERZITET U NOVOM SADU

PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj:

RBR

Identifikacioni broj:

IBR

Tip dokumentacije:

Монографска документација

TD

Tip zapisa:

Текстуални штампани материјал

TZ

Vrsta rada:

Дипломски рад

VR

Autor:

Драган Голубовић

AU

Mentor:

Проф. др Оливера Клисурић

MN

Naslov rada:

Оптичка биометрија на ОА-1000 апарату

NR

Jezik publikacije:

српски

JP

Jezik izvoda:

српски/енглески

JI

Zemlja publikovanja:

Србија

ZP

Uže geografsko područje:

Војводина

UGP

Godina:

2020

GO

Izdavač:

Ауторски репринт

IZ

Mesto i adresa: Природно математички факултет, Трг Доситеја Обрадовића ,
MA Нови Сад

Fizički opis rada 10 поглавља/ 41 страница / 19 слика
FO

Naučna oblast: Медицинска физика
NO

Naučna disciplina: Медицинска физика
ND

Predmetna odrednica/ ključne reči: Оптометрија, оптичка биометрија, интерферометрија
PO

Čuva se: Библиотека департмана за физику, ПМФ Нови Сад
ČU

Važna napomena: нема
VN

Izvod: У овом раду је извршено мерење дебљине очне рожњаче
IZ помоћу апарата који се заснива на оптичкој биометрији, мерење дебљине очне рожњаче помоћу пахиметра као и опис свих могућности рада на ОА-1000 уређају.

Datum prihvatanja teme od NN
veća: Септембар 2020
DP

Datum odbrane:
DO Септембар 2020

Članovi komisije:
KO

Predsednik: Проф. др. Маја Стојановић

Član: Проф. др. Оливера Клисурић

Član: Проф. др. Наташа Тодоровић

Član:

UNIVERSITY OF NOVI SAD

FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:

ANO

Identification number:

INO

Document type:

Monograph publication

DT

Type of record:

Textual printed material

TR

Content code:

Graduation thesis

CC

Author:

Dragan Golubović

AU

Mentor/comentor:

Prof. dr Olivera Klisurić

MN

Title:

Optical biometry on OA-1000 device.

TI

Language of text:

Serbian

LT

Language of abstract:

English

LA

Country of publication:

Serbia

CP

Locality of publication:

Vojvodina

LP

Publication year:

20

PY

Publisher:

Author's reprint

PU

Publication place: Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja Obradovića 4,
PP Novi Sad

Physical description: 10 chapters/ 41 pages/ 19 pictures
PD

Scientific field: Medical physics
SF

Scientific discipline: Medical physics
SD

Subject/ Key words: Optometry, optical biometry, interferometry
SKW

Holding data: Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4
HD

Note: none
N

Abstract: This paper presents measure of corneal thickness on device which is
AB based on principals of optical biometry, measure of corneal thickness with pachymeter and description of all functions of OA-1000 device.

Accepted by the Scientific Board: September 2020
ASB

Defended on: September 2020
DE

Thesis defend board:
DB

President: Prof. dr Maja Stojanović
Member: Prof. dr Olivera Klisurić
Member: Prof. dr Nataša Todorović