

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»
ФАКУЛЬТЕТ ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙ

УДК 621.37:621.391

«Допущено до захисту»

Завідувач кафедри біомедичної
інженерії та телекомунікацій
к.т.н., доц. Нікітчук Т.М.

« 15 » 12 2020 р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА МАГІСТЕРСЬКА РОБОТА

на тему

ДОСЛІДЖЕННЯ ФАКТОРІВ ЗМІНИ ВНУТРІШНЬООЧНОГО ТИСКУ
за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія»
освітній ступінь «магістр»

Виконавець роботи
студент 2 курсу, гр.БІм-19-1

15.12.20. 
(дата, підпис)

Перегуда Д.О.

Керівник роботи
к.т.н., доц.

15.12.20р. 
(дата, підпис)

Коренівська О.Л.

Житомир
2020

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»
ФАКУЛЬТЕТ ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙ

Пояснювальна записка
до кваліфікаційної магістерської роботи
на тему
ДОСЛІДЖЕННЯ ФАКТОРІВ ЗМІНИ ВНУТРІШНЬООЧНОГО ТИСКУ

Виконав: студент 2 курсу, групи БІм-19-1
спеціальності

163 «Біомедична інженерія»

Перекуда Д.О.

Керівник Коренівська О.Л.

Рецензент Нікітчук Т.М.

Житомир
2020

«Затверджено»

Завідувач кафедри біомедичної
інженерії та телекомунікацій

 Т.М. Нікітчук

« 15 » вересня 2020 р.

Завдання на кваліфікаційну магістерську роботу

Перелуча Денис Олександрович

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи дослідження факторів зміни
внутрішньочерепного тиску

затверджено наказом по університету від «16» 10 2020 р. № 365/с

2. Мета дослідження дослідити фактори які впливають
на вимірювання внутрішньочерепного тиску

3. Вихідні дані (характеристики об'єкта, умов дослідження та ін.
Параметри впливу: геометрія ока, жорсткість склери,
неоднорідність рогівки. Вимірювання ВОР за методом Мокінакова.

4. Основні задачі дослідження аналіз методів вимірювання ВОР,
вплив геометрії ока, жорсткості склери, неоднорідності рогівки на вимір ВОР.

5. Термін подання роботи до захисту 10 грудня 2020 р.

6. Дата видачі завдання « 15 » вересня 2020 р.

Науковий керівник

Завдання прийняв
до виконання


(підпис)


(підпис)

Коренісевич О.П.
(прізвище, ініціали)

Перелуча Д.О.
(прізвище, ініціали)

АНОТАЦІЯ

В данній магістерській роботі виконано аналіз сучасних методів вимірювання внутрішньоочного тиску, та проведено дослідження впливу геометрії ока, жорсткості склери, неоднорідність рогівки ока на вимір тонометричного тиску за методом Маклакова.

Розроблено математичні моделі на яких показується як саме патології ока впливають на вимір внутрішньоочного тиску.

Проведено теоретичні дослідження параметрів вимірювання внутрішньоочного тиску за методом Маклакова.

ANNOTATION

In this master's thesis the analysis of modern methods of measurement of intraocular pressure is carried out, and research of influence of geometry of an eye, rigidity of a sclera, inhomogeneity of a cornea on measurement of tonometric pressure by Maklakov's method is carried out.

Mathematical models have been developed which show how eye pathologies affect the measurement of intraocular pressure.

Theoretical researches of parameters of measurement of intraocular pressure by Maklakov's method are carried out.

РЕФЕРАТ

Кваліфікаційна магістерська робота містить 51 сторінку, , 20 джерел посилення.

Об'єкт дослідження: Метод вимірювання внутрішньоочного тиску.

Предмет дослідження: Фактори впливу на внутрішньоочний тиск.

Ціль дослідження: Дослідження впливу геометрії ока, жорсткості склери та неоднорідності рогівки на зміну тиску при вимірюванні за методом Маклакова.

Задачі дослідження:

1. Провести аналіз методів вимірювання внутрішньоочного тиску.
2. Провести порівняльний аналіз приладів і способів вимірювання внутрішньоочного тиску.
3. Дослідження впливу геометрії жорсткості склери, рогівки та неоднорідність рогівки ока на тонометричний тиск.

Методи дослідження: аналіз, синтез, порівняння та ідеалізація.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. Огляд та аналіз відомих методів та засобів вимірювання внутрішньоочного тиску	9
1.1 Внутрішньоочний тиск	9
1.2 Пальцевий метод визначення внутрішньоочного тиску	13
1.3 Інструментальні методи виміру ВОТ	17
1.4 Пневматична безконтактна тонометрія.....	18
1.5 Глаукома.....	20
1.6 Одиниці виміру ВОТ.....	23
1.6.1 Середні межі норми ВОТ	25
1.8 Ригідність ока, Еластотонометрія по Філатову-Кальфа	29
РОЗДІЛ 2. Розробка математичної моделі	31
2.1 Математична модель виміру ВОТ по методу Маклакова	31
РОЗДІЛ 3. Дослідження факторів зміни внутрішньоочного тиску	38
3.1 Вплив геометрії ока на тонометричний тиск	38
3.2 Вплив жорсткості склери і рогівки на тонометричний тиск	41
3.3 Вплив неоднорідності рогівки на тонометричний тиск	46
ВИСНОВКИ.....	50

ВСТУП

Серед причин безповоротної сліпоти одне з перших місць у світі займає первинна глаукома. За даними Flanagan J.G. у світі страждають первинною глаукомою більше 60 млн. чоловік, а в структурі первинного виходу на інвалідність це захворювання виходить на 1 місце. Її поширеність збільшується з віком, досягаючи у осіб старше 70-ти років - 10%.

Нині відсутня єдина думка авторів про найбільш точні способи визначення внутрішньоочного тиску. Проте, незважаючи на недоліки і помилки у вимірі, внутрішньоочний тиск залишається найбільш важливим, доступним для визначення первинних ризиків виникнення глаукоми.

Вирішення цього питання клінічної офтальмології бачиться у виявленні найбільш простого, доступного і в той же час достовірного способу офтальмотонометрії на баї наявного арсеналу сучасних приладів, а, можливо, і в розробці нових оригінальних прийомів.

Вивчення впливу різних параметрів на тонометричний тиск може допомогти з'ясувати причини виникнення неточностей при вимірюванні внутрішньоочного тиску за методом Маклакова. Завдяки цьому можуть бути створені нові методи дослідження внутрішньоочного тиску і лікування захворювань ока.

Вчені які займалися дослідженням вимірювання внутрішньоочного тиску:

A. Von Graefe, H. Schiotz, A.H. Маклаков, Bernard Golman.

Мета моєї роботи - пояснити з механічної точки зору залежність тонометричного тиску від маси вантажу при вимірюванні внутрішньоочного тиску. А також показати, як на значення тонометричного тиску впливають: геометрія ока., жорсткості склери, неоднорідність рогівки.

1. Геометрія ока. Вважається, що для нормального ока радіус кривизни рогівки 7.8 мм, радіус кривизни склери 12 мм. Але такі очі зараз зустрічаються рідко. Це пов'язано з поширенням хвороб очей, після яких форма і об'єм ока може

змінюватися. Набагато частіше зустрічаються очі еліпсоїдної форми. На рис. 1.22 представлені різні форми ока при міопії і гіперметропії.

2. Жорсткості склери. Наприклад, при міопії жорсткість склери зменшується, при глаукомі жорсткість склери збільшується.

3. Неоднорідність рогівки. Рогівка і так неоднорідна по радіусу, а при патології ця неоднорідність стає більше.

РОЗДІЛ 1

ОГЛЯД ТА АНАЛІЗ ВІДОМИХ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ВИМІРЮВАННЯ ВНУТРІШНЬООЧНОГО ТИСКУ

1.1 Внутрішньоочний тиск

Внутрішньоочний тиск (ВОТ) визначається динамічним балансом між формуванням внутрішньоочної рідини і її відтоком, які за нормальних умов є практично рівними, і кровонаповненням внутрішньоочних судин в конкретний момент часу.

Для забезпечення відтоку внутрішньоочної рідини тиск в оці має бути вищий за тиск в епісклеральних судинах, який складає 6...8 мм. ртутного стовпчику, але нижче перфузійного тиску в сітківці і увеальному тракці, інакше в них припиняється потік крові і око, як аналізатор, гине.

Поняття внутрішньоочна рідина є украй широким, оскільки має на увазі усю рідину, що знаходиться усередині зовнішньої капсули ока, не роблячи відмінностей між рідиною, що заповнює передню, задню, скловидну камери ока і між тканинною. Навіть сама зовнішня капсула має значний вміст води. Для того, щоб розрізняти і виділяти рідину передньою і задньою камер, наприклад від рідини склоподібного тіла, правильніше називати її камерною рідиною.

Очне яблуко влаштоване таким чином, що камерна рідина є не тканиною, а продуктом утворення клітин пігментного і непігментного епітелію війкового тіла. Вона є трансклітковою рідиною, у формування хімічного складу якої вкладносять наступні фізіологічні процеси: дифузія, фільтрація, діаліз, активний транспорт і піноцитоз.

Рідина, що потрапила в передню камеру, відтікала різними шляхами:

- основним - через систему трабекулярний апарат і шлемів канал;
- додатковим - увеосклеральний відтік;
- заднім - через склоподібне тіло, судинну оболонку, сітківку і зоровий нерв.

За нормальних умов внутрішньоочний тиск рівномірно розподіляється по усій зовнішній капсулі ока, проте, відомо, що ВОТ в задній камері вище, ніж в передній, а в супраувеальном просторі на 2 мм рт. ст. нижча, ніж в передній камері. Очне яблуко можна розглядати як гідростатичну систему, що складається з декількох закритих і напівзакритих порожнин, відокремлених один від одного еластичними мембранами. Кожна з цих порожнин має свій рівень тиску.

Слід розуміти, що ми вимірюємо тиск ока, або очний тиск, який в офтальмології рутинно називається внутрішньоочним. Як встановлено М.М. Дроновим, рівень очного тиску визначається сумою тисків рідини в передній камері, задній камері, кришталіку, склоподібного тіла, увеального тракту, сітківки, диску зорового нерва, рідини супраувеального простору, еластичності рогівки і склери, атмосферного тиску, тиском (тонусом) екстраокулярних м'язів і тиском вмісту орбіти

Тиск в оці вище за тиск у будь якій іншій ділянці тіла, де воно зазвичай не перевищує 5..6 мм. рт. ст. і вище за цереброспінальний, яке дорівнює 7 мм. рт. ст., поступається тільки серцевому і артеріальному тиску.

Вимірювання ВОТ, тобто офтальмотонуса роблять двома основними методами: пальцевим і інструментальним.

1.2 ПАЛЬЦЕВИЙ МЕТОД ВИЗНАЧЕННЯ ВНУТРІШНЬООЧНОГО ТИСКУ

Пальпація є простою, всякому доступним і легко засвоюваним методом дослідження ВОТ. Є дві варіації цього методу (рисунки 1.1...1.5) :

1. Безпосередня пальпація очного яблука (після його анестезії), якою користуються, найчастіше, на операційному столі.

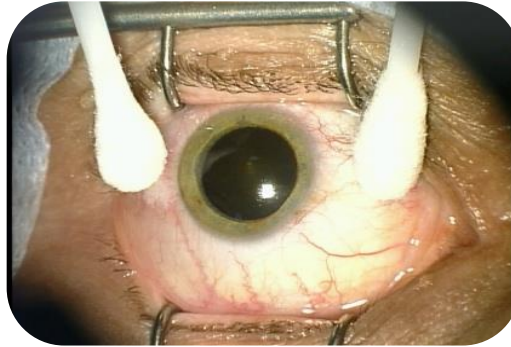


Рисунок 1.1 – Пальпація очного яблука палочками

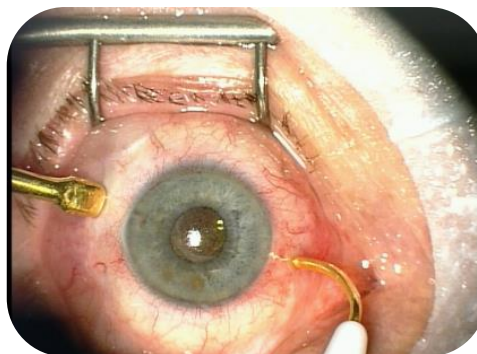


Рисунок 1.2 – Пальпація очного яблука інструментами



Рисунок 1.3 – Пальпація очного яблука пальцями

Пальпація через повіки. В цьому випадку хворого просять спокійно закрити очі і дивитися вниз. Кінці вказівних пальців обох рук кладуть на м'яку частину верхнього століття вище за верхній край хряща, пальцями роблять поперединне натискання і отримують враження про міру твердості ока. Завжди, для порівняння, необхідно зробити дослідження і другого ока.



Рисунок 1.4 – Правильна пальпація очного яблука



Рисунок 1.5 – Неправильна пальпація очного яблука

Для реєстрації отриманих результатів за пропозицією Боумена прийнята трибальна система оцінки офтальмотонуса. Результати дослідження записуються таким чином:

- TN - нормальний стан ВОТ;
- Т 1 - ясне ущільнення ока порівняно з нормою;
- Т 2 - значне збільшення щільності ока, але таке, при якому пальцями ще робиться вдавнення фіброзної оболонки і зміна форми ока;
- Т 3 - таке сильне збільшення щільності, що навіть інтенсивне натискання не робить вдавнення очного яблука, "око тверде як камінь".

Сумнівне підвищення ВОТ позначається Т-х. Цифри з протилежним знаком (Т-1, Т-2, Т-3) означають три міри пониження ВОТ. Звичайно, метод пальпаторного дослідження ВОТ неточний, приблизний і недопустимий при наукових або клінічних дослідженнях. І, проте, він завжди збереже своє значення в офтальмологічній практиці для швидкого орієнтування в такому важливому питанні, як стан офтальмотонуса.

Важливо, що він дуже легкий в проведенні дослідження і завжди, так би мовити, під рукою, або вірніше, в руках дослідника, і всякий лікар повинен його засвоїти.

1.3 ІНСТРУМЕНТАЛЬНІ МЕТОДИ ВИМІРУ ВНУТРІШНЬООЧНОГО ТИСКУ

Інструментальні методи виміру ВОТ називаються тонометрією, а прилади для виміру ВОТ називаються тонометрами. Основний принцип тонометрії полягає в тому, що під дією зовнішніх сил (під дією тонометра) оболонки очного яблука деформуються. Деформації рогової оболонки за формою можуть бути у вигляді вдавнення (імпресії) і сплюснення (аппланації).

За принципом дії на зовнішню оболонку ока і тонометри діляться на 2 основні види. Перший вид тонометрів - імпресивні тонометри, побудовані на принципі вдавнення склери (імпресія - вдавнення) за допомогою спеціального стержня (плунжера). Другий вид тонометрів - аппланаційні, коли робиться сплюснення рогової оболонки якою-небудь плоскою поверхнею - аппланації.

З перших років свого існування (друга половина XIX століття) і до наших днів уся інструментальна тонометрія розвивається по цих двох основних напрямках: вдавнення і сплюснення, у зв'язку з чим і усі методи виміру ВОТ діляться на імпресивні і аппланаційні.

Перший тонометр був створений Грефе (A. Von Graefe) в 1862 р. і був імпресивним. Услід за ним з'явилося багато інших імпресивних приладів, як правило, грубих і дуже неточних (рисунок 1.6).



Рисунок 1.6 – Тонometr Грeфe

У 1905 р. з'явився імпресивний тонометр Шиотца (H. Schiotz), який був значно точнішим інструментом, в порівнянні з іншими імпресивними тонометрами, порівняно простий конструкції і користування, у зв'язку з чим швидко отримав широке розповсюдження (рисунок 1.7).

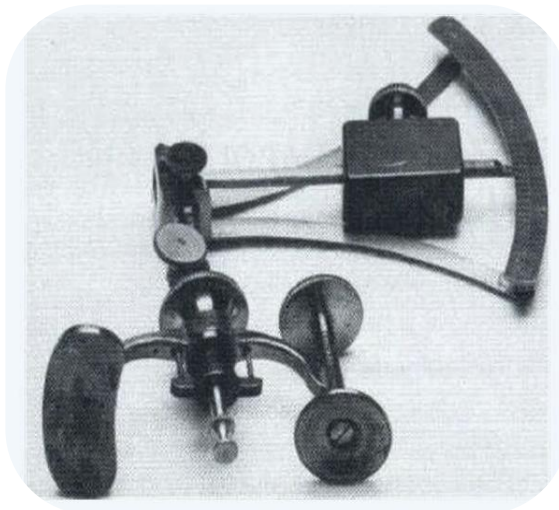


Рисунок 1.7 – Тонометр Шиотца

Тонометр А. Н. Маклакова, запропоновані ним в 1884 р., започаткував усю аппланаційну тонометрію. Аппланаційні тонометри, у свою чергу, розділяються на два види: в одному - маса тонометра постійна і вимірюється відсоток

сплющення рогівки, викликаний цим тонометром. У другому типі аппланаційних тонометрів постійним є майданчик, до розмірів якої слід сплюснути рогівку, а маса тонометра змінюється (рисунок 1.8).



Рисунок 1.8 – Тонometr Маклакова

Для виміру ВОТ, у більшості випадків, використовується тонометр Маклакова, враховуючи його переваги. Недоліки тонометра Маклакова:

- не дозволяє диференціювати кільце сльози від діаметру площини сплющення рогівки;
- скляні або фарфорові площини тонометра при необережному використанні виходять з ладу, тріскаються і розбиваються;
- погано стерилізується, а епідеміологічна обстановка диктує досить жорсткі вимоги до сучасних аппланаційних тонометрів.

Нині найбільш точним, "еталонним" тонометром є тонометр Гольдмана, який визначає істинний офтальмотонус - " P_o ". Взагалі у всьому світі користуються даними тільки істинного офтальмотонуса (P_o), а не тонометрическим тиском - " P_t " (малюнок 1.9).



Рисунок 1.9 – Тонometr Гольдмана

Будь-які маніпуляції, при яких здійснюється навіть мінімальна дія на рогівку, можуть виявитися небезпечними для ока. Контакт рогівки з робочим майданчиком тонометрів призводить до мікроерозій, використання анестетиків, спеціальної фарби і дезинфікуючих препаратів небажані у найбільш чутливих пацієнтів, крім того, застосування цих методик протипоказане за наявності якої-небудь патології рогівки.

Істотні обмеження у використанні контактних методів привели до появи спеціальної апаратури, що дозволяє здійснювати вимір ВОТ без контакту з рогівкою. У клінічній практиці широко використовується індикатор внутрішньоочного тиску ИГД- 02 "ПРА" (рисунок 1.10)

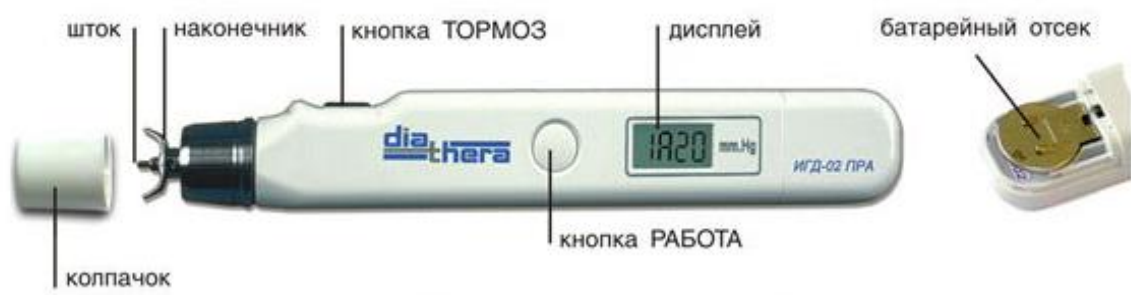


Рисунок 1.10 – Індикатор ИГД – 02

Принцип дії приладу базується на обробці функції руху штока в результаті його вільного падіння і взаємодії з пружною поверхнею верхнього слою ока. При

вимірі ВОР у момент падіння штока створюється короткочасна компресія ока за рахунок його деформації через повіку в області склери.

При обробці мікропроцесором функції руху штока для аналізу використовується та її ділянка, в якій повіка під основою штока стискається повністю за рахунок оптимально вибраних розмірів, маси і висоти падіння штока і діє як жорстку передатну ланку.

Індикатор відрізняється ергономічним дизайном, компактним, зручним і простим в застосуванні. Вимір офтальмотону є можливий в положенні лежачи і сидячи, що істотно економить час при скринінговому обстеженні і полегшує проведення тонометрії хворим з патологією хребта, дихальної системи і ожиріння (рисунок 1.11).



Рисунок 1.11 – Індикатор ИГД – 02

Розробляються тонометри електричні, електромеханічні, фотоелектричні, безконтактні, самозаписуючі і т. д.

Тоноручка є кишеньковим і комп'ютерним варіантом то-нометра. Наконечник має захисне латексне покриття. Тono-ручка не реагує на пульс і дихання, особливо корисна для індикації ВОР у хворих з травмованими, набряклими або пересадженими рогівками (рисунок 1.12).

Тоноручкою можна виміряти очний тиск через м'яку контактну лінзу і у будь-якому положенні пацієнта.



Рисунок 1.12 – Тоноручка

Для розвитку сучасної тонометрії характерний перехід до динамічних досліджень ВОР з можливим графічним записом його величини і прагнення до більшої точності виміру.

1.4 ПНЕВМАТИЧНА БЕЗКОНТАКТНА ТОНОМЕТРІЯ

Пневматична тонометрія - безконтактна тонометрія з використанням струменя повітря, винайдена Bernard Grolman в 1971 р. Перевагою цього методу є можливість виміру ВОР без безпосереднього контакту приладу з рогівкою ока, отже, він не вимагає місцевої анестезії і виключає ризик інфікування.

Техніка виконання. Вимір проводиться в положенні пацієнта сидячи. Голова хворого поміщається перед апаратом. Відбувається рух потоку повітря тривалістю до 3 мс (моргання триває 10 мс). Тиск вимірюється по мірі сплюснення рогівки від певного фіксованого тиску повітря, і результат виноситься на екран тонометра (рисунок 1.13, 1.14).



Рисунок 1.13 – Положення пацієнта.



Рисунок 1.14 – Безконтактний тонометр

Пневматична тонометрія безконтактна тонометрія з використанням струменя повітря, винайдена Bernard Grolman в 1971 р. Перевагою цього методу є можливість виміру ВОТ без безпосереднього контакту. Отримання точних даних можливе при низькому або нормальному ВОТ. Цей прилад корисний для проведення масових скринінгових програм по виявленню глаукоми. Може використовуватися у дорослих і дітей.

Пневмотонометр, поєднаний з пахиметром, здійснює пошук і виявлення лівого і правого зіниць пацієнта в автоматичному режимі. Вимір ВОТ і центральної товщини рогівки робиться відразу після виявлення зіниці і виконується без участі лікаря. Розрахунок компенсованого ВОТ виконується з урахуванням значення центральної товщини рогівки (малюнок 1.15).



Рисунок 1.15 – Пневмотонометр TX-20P

Оскільки усі виміри проводяться за дуже короткий час, то рухи пацієнта під час дослідження не впливають на кінцевий результат. Окрім значення центральної товщини рогівки на екрані ТХ - 20р відображається пахиметричне зображення, що забезпечує можливість виявлення аномалій рогівки. Ергономічний дизайн і поворотний механізм 5,7" рідкокристалічного дисплея дозволяє лікареві працювати як сидячи, так і стоячи.

Фірма Reichert, що є світовим лідером в області безконтактної тонометрії, має новітню розробку в цій області - портативний, ручний, безконтактний тонометр. Його відмінною рисою є відсутність дроту живлення і мала вага. Цей прилад працює від зарядних батарей з тривалим терміном дії і може бути використаний для діагностики пацієнтів де б не знаходився лікар (рисунок 1.16).



Рисунок 1.16 – Ручний тонометр РТ 100

1.5 ГЛАУКОМА

Термін "глаукома" об'єднує велику групу захворювань, часто різного походження і з різною течією. Проте за відсутності лікування результат у цих різних захворювань один - атрофія зорового нерва і сліпота. За даними Всесвітньої Організації Охорони здоров'я глаукома є основним захворюванням, яке, за відсутності своєчасного лікування, безповоротно викликає сліпоту. Більше 5 млн. чоловік втратили зір внаслідок глаукоми, що складає 13,5% від усіх сліпих у світі.



Рисунок 1.17 –
Нормальний зір



Рисунок 1.18 –
Зір з глаукомою

Причини розвитку глаукоми: в здоровому оці постійно підтримується певний тиск (18-22 мм рт. ст.) завдяки балансу припливу і відтоку рідини. При глаукомі порушується циркуляція рідини. Рідина накопичується, і внутрішньоочний тиск починає рости. Зоровий нерв і інші структури ока випробовують підвищене навантаження, порушується кровопостачання ока. В результаті очний нерв атрофується, і зорові сигнали перестають поступати в головний мозок. Людина починає гірше бачити, порушується периферичний зір, внаслідок чого обмежується зона видимості; і у результаті може настати сліпота.

Останнім часом все більша увага приділяється вивченню ролі механічного чинника в розвитку глаукоми. Наприклад, в роботі розглядаються моделі, що характеризують різні аспекти поведінки ґратчастої пластинки зорового нерва.

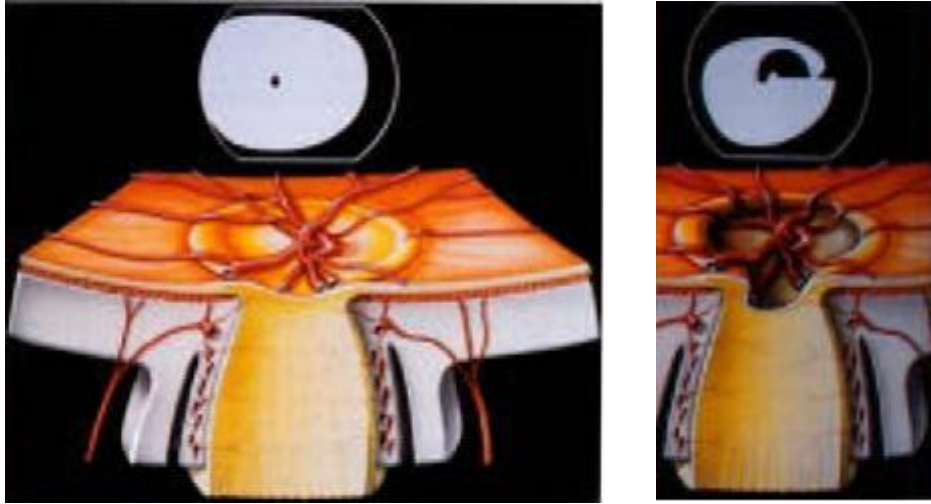


Рисунок 1.19-1.20. Диск зорового нерва в нормі (ліворуч) і в розвиненій стадії глаукоми (справа). У верхній частині малюнка представлені зміни полів зору. При глаукомі виражений прогин диска.

Вивчаються вікові зміни біомеханічних властивостей фіброзної оболонки ока. Автори приходять до висновку, що зниження біомеханічних параметрів фіброзної оболонки з віком може впливати на показники ВОР, вимірювані за допомогою тонометрів, і якість діагностики глаукоми. Відомо, що із-за запальних процесів в рогівці, аутоімунних хвороб або глаукоми, в очах може розвинутися крайова дистрофія рогівки. Дистрофія рогівки представляє з себе певну групу захворювань, основними прояви яких являється виникнення різних порушень трофіки, а також структури оболонки самої рогівки ока. Найчастіше, в результаті початку розвитку дистрофії рогівки, відбувається безповоротне і постійно прогресуюче зниження зору.

Глаукому супроводить і інше захворювання: дистрофія рогівки крайова ектатична. Це хвороба неясної етіології, що характеризується розвитком дрібноточкових помутнінь в рогівці і вростанням в неї кровоносних судин з подальшим стоншуванням і ектазією змінених ділянок, що призводить до розвитку астигматизму і значного пониження зору.

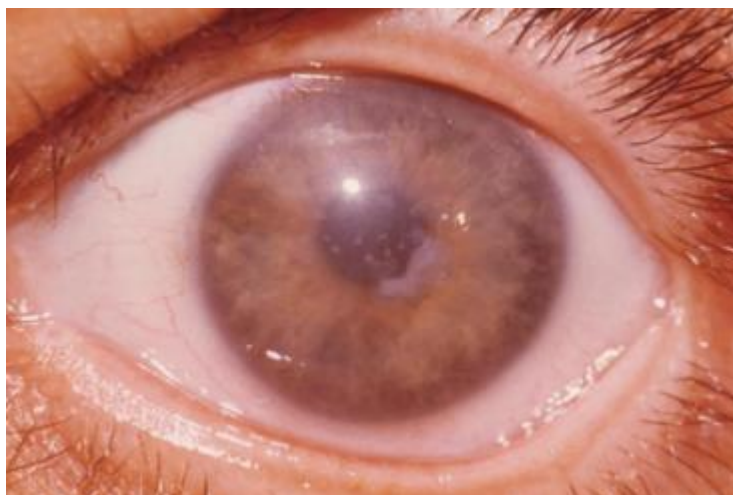


Рисунок 1.21 - Крайова дистрофія рогівки

Вивчення глаукоми продовжує залишатися актуальною проблемою.

1.6 ОДИНИЦІ ВИМІРУ ВНУТРІШНЬООЧНОГО ТИСКИ

У 1977 р. Всесвітня конференція охорони здоров'я прийняла рішення про приведення усіх одиниць виміру в медицині у відповідність з Міжнародною системою одиниць (СІ). І майже усі медичні дисципліни вже перейшли на систему СІ, але не офтальмологія. Правда, були вже спроби перевести вимір ВОТ в систему СІ. Так, Н.И. Кучерявий і Л.А. Золотарева запропонували вимірювати ВОТ в гектопаскалях (гПа) з розрахунку, що 1 мм. рт.ст. = 1,3332 гПа. Для зручності виміру ними зроблені вимірювальні лінійки типу Поляка, але градуйовані в гПа.

Вони вважають, що істинне ВОТ в нормі дорівнюють 9-22 мм. рт.ст., що дорівнює 12-29 гПа. ТонOMETричний тиск в нормі - 18-27 мм. рт.ст, що дорівнює 24-36 гПа. По існуючій зараз класифікації глаукоми компенсований тиск "а" - до 27 мм. рт.ст. (до 36 гПа в системі СІ), помірно підвищене "в" - від 28 до 32 мм. рт.ст. (від 37 до 43 гПа), високе "с" - більше 32 мм. рт.ст. (понад 43 гПа).

Паскаль дорівнює тиску (механічній напрузі), що викликається силою, рівною одному ньютону, рівномірно розподіленою по нормальній до неї поверхні площею один квадратний метр : $1 \text{ Па} = 1 \text{ Н/м}^2 = 1 \text{ Дж/м}^3 = 1 \text{ кг/ (м}\cdot\text{О)}$.

Одиниця названа на честь французького фізика і математика Блеза Паскаля. На практиці застосовують і наближені значення: $1 \text{ атм} = 0,1 \text{ МПа}$ і $1 \text{ МПа} = 10 \text{ атм}$. 1 мм водного стовпа приблизно дорівнює 10 Па.

Stepanic запропонував вимірювати ВОТ не в гПа, а в кілопаскалях. Тоді 1 мм рт. ст. = 0,1333 кПа. Середнє істинне ВОТ = 15-16 мм. рт.ст., що відповідає 2 кПа, нижня межа норми приблизно дорівнює 8 мм. рт.ст., що відповідає 1 кПа, верхня межа норми - 3 кПа (таблиця 1.1).

Таблиця 1.1 – Співвідношення тиску мм. рт.ст. до кПа

мм рт. ст.	кПа
5	0,665
6	0,798
7	0,931
8	1,064
9	1,197
10	1,333
11	1,463
12	1,596
13	1,729
14	1,862
15	1,995
16	2,128

мм рт. ст.	кПа
30	3,999
31	4,123
32	4,256
33	4,389
34	4,522
35	4,655
36	4,788
37	4,921
38	5,054
39	5,187
40	5,320
41	5,453

мм рт. ст.	кПа
17	2,261
18	2,394
19	2,527
20	2,666
21	2,793
22	2,926
23	3,059
24	3,192
25	3,325
26	3,458
27	3,591
28	3,724
29	3,857

мм рт. ст.	кПа
42	5,586
43	5,719
44	5,852
45	5,985
46	6,118
47	6,251
48	6,384
49	6,517
50	6,650
51	6,783
52	6,916
55	7,315
60	7,981

1.6.1 СЕРЕДНІ МЕЖІ НОРМИ BOT

Нормальна величина BOT приблизно однакова на обох очах однієї і тієї ж людини. Допустима в нормі різниця не перевищує 3-4 мм. рт.ст. Якщо різниця BOT 2-х очей у однієї і тієї ж людини більше ніж 4-5 мм. рт.ст., то навіть при нормальних величинах (наприклад, 18 і 24 мм. рт.ст.) - це є істотною основою для підозри на глаукому.

Нормальне BOT є пульсуючим, що відбиває судинне походження внутрішньоочної рідини. Амплітуда пульсу може бути вища при гіпертонії, внаслідок посиленого викиду крові з серця, або аортальної регургітації. Недостатність аортального клапана викликає у фазу діастолі потік крові у зворотному напрямі (регургітація), т. е. частина крові поступає з аорти назад в лівий шлуночок. Амплітуда пульсу в цьому випадку зростає за рахунок зниження диастолічного тиску.

BOT змінюється з дихальним циклом, мабуть, через зміни у венозному тиску.

BOT дещо міняється з віком. Найбільшу величину воно має у новонароджених, потім поступово зменшується до 10 років. З 20 років відзначається тенденція до повільного зростання тиску, а після 70 років - до незначного його зниження. Але вікова різниця середніх значень офтальмотонуса дуже незначна (максимальний до 1,5 мм. рт.ст.). Вважається, що у жінок BOT злегка вище, ніж у чоловіків. Але середня різниця у край невелика і складає 0,5 мм. рт.ст.

Величина BOT у осіб, що мешкають в різних кліматичних зонах, приблизно однакова. Проте, відмічено, що зі збільшенням висоти над рівнем моря і пониженням температури навколишнього повітря тонометричний тиск очей має тенденцію до зниження. Встановлено, що у жителів високогірного Паміру гідродинамічні показники достовірно відрізняються від жителів долинних зон нижчими показниками, що пов'язано з перебудовою кровообігу судинного русла увеального тракту.

Значно більше виражені сезонні відмінності: літом ВОР трохи менше, ніж взимку. На цій підставі В. Bengsson запропонував від загально-прийнятої норми влітку віднімати, а взимку додавати 1 мм. рт.ст. В літературі немає даних, які б вказували на вплив національних або расових особливостей, а також умов живлення і життя на ВОР.

Доведено, що помірна фізична робота тимчасово знижує рівень офтальмотонуса. Помітно впливає на ВОР зміна положення тіла. При вертикальному положенні офтальмотонус на 1-4 мм. рт.ст. нижча, ніж при горизонтальному.

На офтальмотонус здорових очей впливає велика кількість фізіологічних чинників, а це може призводити до неадекватної оцінки тонометрії. Вивчений вплив фізіологічних чинників на коливання ВОР і встановлено, що при вживанні 1 літра води ВОР здорових очей збільшується в середньому на 4,4 мм рт.ст. і залишається таким (підвищеним) до 140 хвилин (2,5 години). При вживанні 1 чашки кави, ВОР збільшується в середньому на 4 мм. рт.ст. і тримається 95 хвилин (1,5 години). При прийомі алкоголю - на 3,7 мм. рт.ст. і тримається в середньому 1 годину.

Фізичні вправи викликають негайне різке зниження ВОР в середньому на 4,3 мм. рт.ст. з подальшим відновленням до початкового за 65 хв.

Слід пам'ятати, що одноразова тонометрія не є надійним методом ранньої діагностики глаукоми. По результату одноразової тонометрії, навіть при отриманні величини ВОР, яка на 2-4 мм. рт.ст. перевищує верхню межу норми, не можна ставити діагноз глаукоми, якщо немає ніяких інших доказів цього захворювання.

Центральна товщина рогівки впливає на точність виміру ВОР апланатичним тонометром. Товста рогівка вимагає більшої сили для сплюснення і, навпаки, тонка рогівка легше апланується. Відносно тонка рогівка є чинником ризику, пов'язаним з переходом офтальмогіпертензії в глаукому. Відхилення від нормальної товщини рогівки впливають на тонометричні дані здорових осіб. Н.

Goldman et T. Schmidt засновували свої тонометричні показники на тому, що нормальна середня товщина рогівки дорівнює 520 мкм.

Раніше вважали, що варіації в товщині рогівки зустрічаються рідко в здорових очах. З появою ультразвукових контактних пахиметрів і приладів для оптичної когерентної томографії переднього відрізка ока товщина рогівки була визначена точніше, і стало очевидним, що варіації в товщині рогівки відзначаються значно частіше, ніж представлялося раніше. Виявлена залежність міри розвитку глаукомного процесу від товщини рогівки.

У хворих з ЦТР менше 500 мкм частота стадій, що далеко зайшли і термінальних, вища, ніж у пацієнтів з більш високими показниками товщини рогівки. При тонких рогівках документовані більш високі рівні істинного BOT. Вимір корнеального гістерезису дає можливість визначення опору рогівки, що представляє сукупність її товщини, жорсткості, гідратації і інших чинників.

Відмічена сильна кореляція між BOT і систолічним артеріальним тиском. Вважають, що підвищення систолічного артеріального тиску посилює фільтрацію водянистої вологи і викликає невелике, але стійке підвищення BOT. Також знайдена позитивна кореляція між BOT і масою тіла, і вважають, що огрядність може сприяти зниженню відтоку внутрішньоочної рідини.

Нині поняття про "норму" включає не лише середні цифри тонометричного тиску, але і наявність балансу припливу і відтоку водянистої вологи, а також співвідношення між BOT і судинним тиском внутрішньоочних капілярів.

По рівню BOT виділяють 3 міри тензії ока : офтальмонормотонією, офтальмогіпотонією і офтальмогіпертензією. Під терміном "офтальмогіпертензія" розуміють всяке перевищення нормальних показників BOT і нічого більшого. До теперішнього часу верхній рівень BOT, верхня межа офтальмонормотонії визначена досить чітко. Для тонометра Шиотца - 25 мм. рт.ст. Для тонометра Маклакова масою в 10 гр - 27 мм. рт.ст. для тонометричного BOT і 21 мм рт.ст. - при визначенні істинного BOT (P_o).

Деякі автори вважають, що величина тонометричного BOT в 27 мм рт.ст. по Маклакову є пограничною зоною норми, і особи з таким BOT потребують

обстеження і спостереження для виключення глаукоми. Проте у ряду літніх людей із-за вікової ригідності склери тонометричного ВОР може бути в нормі не лише 27, але і 28, 29, 30 і 31 мм. рт.ст.

Даних про нижню межу офтальмотонуса в нормі значно менше. Проте, підсумовуючи ці дані, можна вважати нижньою межею тонометричного тиску - 12 мм. рт.ст. і нижньою межею істинного ВОР (P_o) - 8 мм. рт.ст. при вимірі тонометром Маклакова в 10 гр.

У кожної людини є своя нормальна величина ВОР, особисто його норма офтальмотонуса, своя індивідуальна толерантність (тобто переносимість) зорового нерва до ВОР. І ця індивідуальна толерантність

висунулася на одно з перших місць в сучасному вивченні проблем глаукоми. Встановлено, що величина нормального ВОР, отримана на підставі обробки результатів масових досліджень здорових осіб, настільки не відповідає реальній нормі, що велике число хворих сліпне при так званому "нормальному" ВОР.

Доведено, що чутливість до підвищеного ВОР у очей, страдаючих глаукомою, значно вище, ніж у очей нормальних, не хворіючих глаукомою. А так, то орієнтування на середньостатистичну величину норми ВОР, отриману шляхом виміру його у здорових осіб втрачає всяке значення. Якщо чутливість зорового нерва до ВОР у пацієнтів з глаукомою значно вище, ніж у здорових осіб, то абсолютно не можна орієнтуватися на норму ВОР, виведену для здорових очей, для очей з глаукомою.

Невизначеність верхньої межі норми ВОР зумовила пошук додаткових критеріїв для визначення індивідуальної чутливості очей до гіпертензії. Так з'явилися показники Резе, Лобштейна, коефіцієнт трофіки Скрипки, показник трофіки Шлопак, толерантний тиск Водовозова, проба Маринчева та ін.

Виходячи з міркувань про оборотність дефектів поля зору (при нормалізації ВОР відбувається часткова оборотність дефектів поля зору і поліпшення інших функцій зору), А. М. Водовози запропонував визначати толерантний тиск шляхом інтенсивного медикаментозного пониження ВОР і періодичного виміру зорових

функцій і ВОР. Саме те ВОР, при якому реєструється максимальне поліпшення функцій, пропонується вважати толерантним.

Фактично, визначається те ВОР, при якому ще збереглися, але загальмовані надмірним тиском (що знаходяться в парабіозі) нервові елементи ока знову починають функціонувати.

Багато дослідників вважають, що межу між нормальним і патологічним ВОР слід шукати в індивідуальній чутливості кровообігу в зоровому нерві або обміні речовин в нім.

1.8 РИГІДНІСТЬ ОКА. ЕЛАСТОНОМЕТРІЯ ПО ФИЛАТОВУ, КАЛЬФА

Величина внутрішньоочного тиску залежить від об'єму утримуваного ока і ригідності його оболонок. Дослідження ригідності оболонок ока потрібне для отримання достовірної інформації про величину внутрішньоочного тиску. Завдання визначення показника ригідності ока ускладнюється багатьма побічними чинниками. Серед них: реакція внутрішньоочних судин на зміну офтальмотонуса, в'язкопружна реакція ока на навантаження. Істотний вплив на показники ригідності робить об'єм очного яблука.

Із-за цих чинників до теперішнього часу теорія ригідності ока розроблена не повністю, а методи її дослідження можна розглядати як орієнтовні. Найзручніший і простіший метод дослідження еластичності ока - еластонометрія. Цей метод розроблений В. П. Філатовим і С. Ф. Кальфа. Для еластонометрії застосовують набір тонометрів Маклакова вагою 5; 7,5; 10 і 15 г. За допомогою цих тонометрів в порядку зростання їх ваги роблять підряд чотири виміри внутрішньоочного тиску.

Кожним тонометром тиск вимірюють 2 рази. Для аналізу використовують середні величини з двох вимірів. На основі цих даних будують криву, яка називається еластокривою. При аналізі кривої враховують її початок, розмах, форму і еластопідйом (різниця показань тонометрів більшої і меншої ваги).

Останній, по С.Ф. Кальфа може служити мірою ригідності ока. У нормальних очах її початок не перевищував 21 мм. рт.ст., розмах її знаходився в межах від 7 до 12 мм рт. ст. і дорівнював в середньому 9,9 мм. рт.ст., а максимальне значення не перевищувало 30 мм. рт.ст.

Форма нормальної кривої близька до прямої лінії. Високий показник початку кривої (вище 21), її висока зламана свідчать про патологію ока. Злам кривої може відбуватися через те, що при патології жорсткість склери збільшується. При невеликому навантаженні в 5 і 7.5 р. склера ще не впливає, вплив склери починається при навантаженні в 10 р.

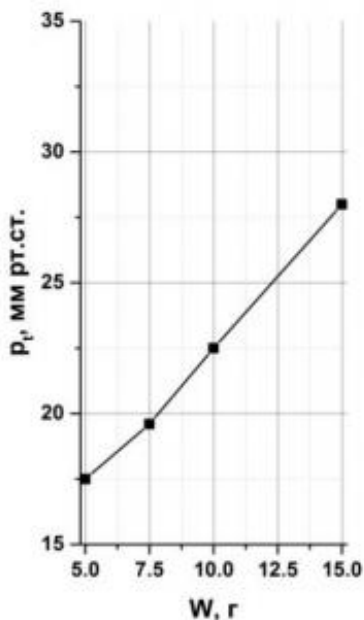


Рисунок 1.18 – Нормальна еластотонетрична крива

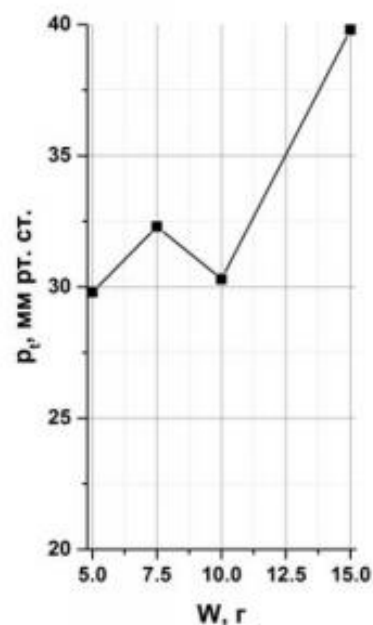


Рисунок 1.19 – Патологічна еластотонетрична крива

С. Ф. Кальфа висунув також гіпотезу про судинно-рефлекторний механізм регуляції ВОТ і ролі його порушення в патогенезі глаукоми. 18 Вимір еластопідйому по методу С. Ф. Кальфа дозволяв оцінювати індивідуальну ригідність ока і реакцію внутрішньоочних судин на швидке підвищення офтальмотонуса. Цей метод незабаром був введений у вітчизняну клінічну практику для ранньої діагностики глаукоми.

РОЗДІЛ 2 РОЗРОБКА МАТЕМАТИЧНОЇ МОДЕЛІ

1.1 МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ВИМІРУ ВОТ ПО МЕТОДУ МАКЛАКОВА

У роботі розглянуто два модельні завдання, проведений аналіз впливу пружних і геометричних властивостей склери і рогівки на зміну тиску в оці при його навантаженні. Модель №1: очне яблуко моделюється двома сферичними сегментами різного радіусу з різними властивостями - склера і рогівка (рис. 2.1). Покладалося, що до вантаження очей заповнений нестискуваною рідиною з тиском p_0 .

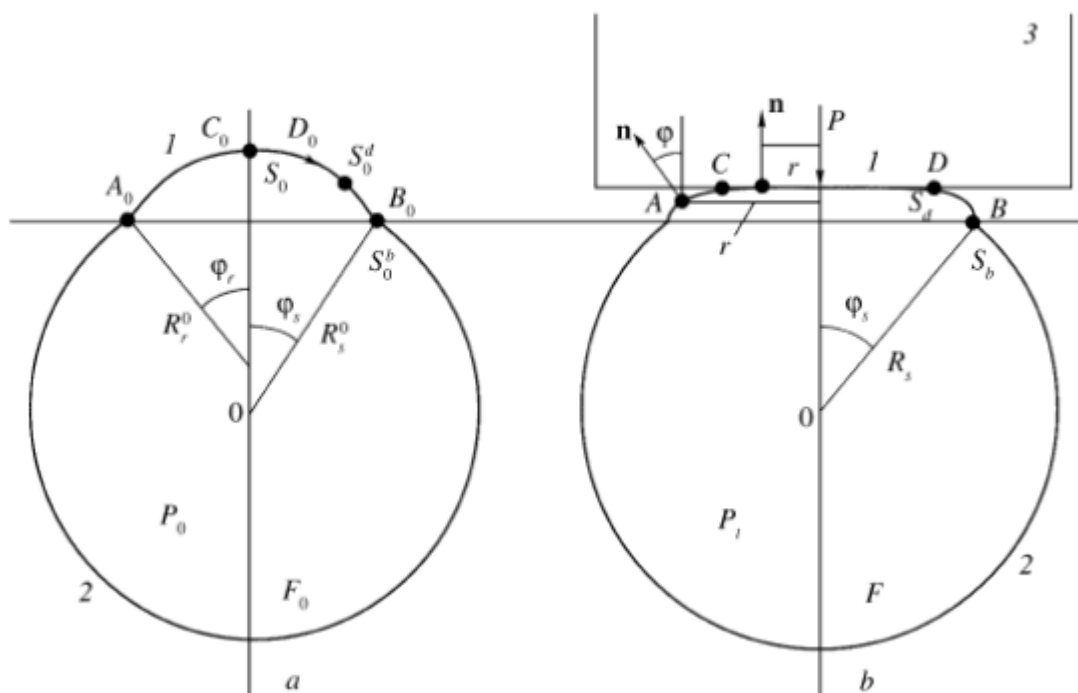


Рисунок 2.1 –

Модель №1. Два зв'язані сферичні сегменти перед навантаженням (а), навантажені тонометром (b) 1 -роговиця, 2 - склера, 3 – тонометр

Деформований стан оболонки на ділянці DB описується системою рівнянь, що складається з геометричних співвідношень і рівнянь рівноваги оболонки:

$$\begin{aligned}
 (r_0 T_1)' - T_2 \cos \varphi &= 0, & r' &= \lambda_1 \cos \varphi, & -T_2 \sin \varphi - r_0 \varphi' T_1 + \lambda_1 r \Delta p &= 0, \\
 \varphi_0 &= \frac{s_0}{R_0}, & r_0 &= R_r^0 \sin \varphi_0, \\
 \varepsilon_2 &= \frac{r}{r_0} - 1, & T_2 &= \nu_r T_1 + E_r h_r \varepsilon_2 + T_0 (1 - \nu), & (1.1) \\
 \lambda_1 &= 1 + \varepsilon_1, & \varepsilon_1 &= \frac{(T_1 - T_0)(1 - \nu_r^2)}{E_r h_r} - \nu_r \varepsilon_2
 \end{aligned}$$

В цій системі Δp - різниця тисків усередині і зовні оболонки T_1, T_2 - проекції тангенціальних зусиль в навантаженій оболонці на меридіональну площину і перпендикулярно до неї, T_0 - тангенціальні зусилля в ненавантаженому стані ($T_1 = T_2 = T_0$), $\varepsilon_1, \varepsilon_2$ - додаткові деформації оболонки, h_r - товщина рогівки, r - відстань до осі симетрії φ - кут між нормаллю n до оболонки, що утворює, і віссю симетрії в деформованому стані, штрихом позначена похідна по s_0 .

З диференціальних рівнянь в системі (1.1) визначаються T_1, r, φ як функції s_0 . Інші величини виражаються через них. На ділянці під вантажем система (1.1) спрощується, оскільки в ній $\varphi = 0$.

Геометричні співвідношення скорочуються до двох рівнянь:

$$(r_0 T_1)' - T_2 = 0, \quad r' = \lambda_1. \quad (1.2)$$

При інтеграції системи (1.1), (1.2) потрібне виконання умов обмеженості рішення при $s_0 = 0$, умови безперервності функцій T_1, r, φ в точці D (у тому числі рівність $r(s_d) = d/2$ при умові сполучення в точці B).

$$r(s_b) = r_b, \quad r_b = R_s^0 \sin \varphi_s \left(1 + \frac{(1 - \nu_s) R_s^0 (p - p_0)}{2 E_s h_s} \right), \quad (1.3)$$

де h_s - товщина склери, а величина r_b знайдена з умов її деформації.

Для обчислення r_b записується зменшення об'єму ΔV в результаті дії вантажу

$$\Delta V = \pi \int_0^{s_b} (r_0^2 \sin \varphi_0 - r^2 \lambda_1 \sin \varphi) ds_0, \quad (1.4)$$

яке компенсується розтягуванням склери

$$\Delta V = \Lambda(p - p_0), \quad \Lambda = \frac{3(1 - \nu_s)R_s^0}{2E_s h_s} V_s, \quad (1.5)$$

де Λ - податливість ока при підвищенні тиску, V_s і V_r - об'єми сегментів $A_0 C_0 D_0 B_0$ і $A_0 F_0 B_0$ відповідно.

Отже, в системі (1.1), (1.2) задані усі геометричні і фізичні параметри оболонок і величини P, d, p . Величини $p_0 s_d \Delta V$ підлягають визначенню в процесі рішення.

Модель №2: око розглядається як м'яка сферична оболонкою, механічні властивості якої однорідні (рисунок. 2.2). Тут також покладалося, що до вантаження очей заповнений нестискуваною рідиною з тиском p_0 .

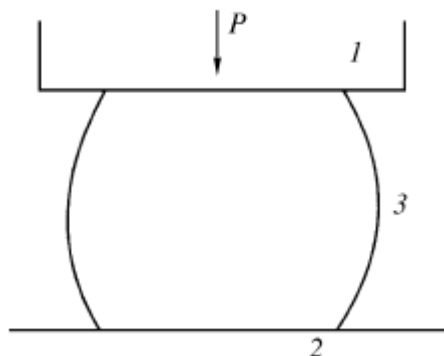


Рисунок 2.2 – Модель №2. М'яка сферична оболонка

Деформований стан оболонки описується системою рівнянь (1.1), міняються лише граничні умови, які тепер перетворюються на умови симетрії відносно площини, рівновіддаленої від площин вантажу і опори.

Використовуючи отримані розрахунки, автори роботи приходять до висновку, що використовуваний на практиці зв'язок між внутрішньоочним тиском p_0 і діаметром d плоскої частини області деформації рогівки ока при вимірі по методу Маклакова задовільно описується рішеннями модельних завдань тільки в тих випадках, якщо оболонку рахувати або м'якою в тангенціальному напрямі. Це виведення погано узгоджується з існуючими представленнями і експериментальними даними.

Відзначається, що широко використовуване твердження про те, що зміна тиску усередині оболонки при її вантаженні співпадає зі зміною тиску в тій же оболонці після введення в неї додаткового об'єму рідини ΔV , рівного кількості "зміщеної рідини", не узгоджується з точними рішеннями для модельних завдань. Також відзначається, що на істинний внутрішньоочний тиск впливають параметри не лише рогівки, але і склери.

У цих моделях передбачається, що рогівка однорідна, а в реальному оці навіть без патології рогівка неоднорідна. Також рогівка ортотропна і має жорсткість на вигин.

Мета моєї роботи - пояснити з механічної точки зору залежність тонометричного тиску від маси вантажу при патології. А також показати, як на значення тонометричного тиску впливають: геометрія ока., жорсткості склери і рогівки, неоднорідність рогівки.

1. Геометрія ока. Вважається, що для нормального ока радіус кривизни рогівки 7.8 мм, радіус кривизни склери 12 мм. Але такі очі зараз зустрічаються рідко. Це пов'язано з поширенням хвороб очей, після яких форма і об'єм ока може змінюватися. Набагато частіше зустрічаються очі еліпсоїдної форми. На рис. 1.22 представлені різні форми ока при міопії і гіперметропії.

2. Жорсткості склери і рогівки. Наприклад, при міопії жорсткість склери зменшується, при глаукомі жорсткість склери збільшується.

3. Неоднорідність рогівки. Рогівка і так неоднорідна по радіусу, а при патології ця неоднорідність стає більше.

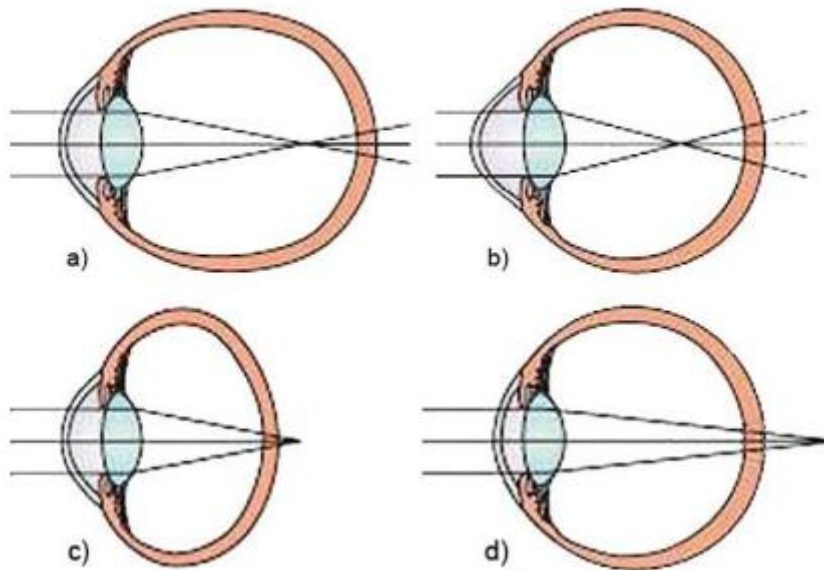


Рисунок 2.1 – види міопій

Як вже відзначалося в п. 1.1. вплив товщини рогівки на тонометричний тиск менше всього, коли вимір ВОТ відбувається методом Маклакова. Попри те, що сучасні методи виміру ВОТ зручні, не вимагають анестезії, виключають ризик інфікування, вони не завжди точні. У зв'язку з цим тонометр Маклакова досі застосовується, особливо після кераторефракційних операцій. У еластотонометрії також використовується тонометр Маклакова. Тому вивчення цього методу і побудова математичних моделей досі актуальна.

Таблиця 2.1 Модуль пружності роговиці.

$E_{\varphi} = E_{\theta} = 1 \text{ МПа}$	$E_r = 0.01 \text{ МПа}$
$\nu_{r\varphi} = \nu_{r\theta} = 0.01$	$\nu_{\theta\varphi} = 0.449$
$G_{r\varphi} = G_{r\theta} = 0.029 \text{ МПа}$	$G_{\theta\varphi} = 0.214 \text{ МПа}$

Таблиця 2.2 Модуль пружності склери.

$E_{\varphi} = E_{\theta} = 3 \text{ МПа}$	$E_r = 0.03 \text{ МПа}$
$\nu_{r\varphi} = \nu_{r\theta} = 0.01$	$\nu_{\theta\varphi} = 0.449$
$G_{r\varphi} = G_{r\theta} = 0.087 \text{ МПа}$	$G_{\theta\varphi} = 0.6 \text{ МПа}$

Корнеосклеральна оболонка ока моделюється зв'язаними сферичними сегментами з різними пружними властивостями. Складена оболонка до вантаження заповнена нестискуваною рідиною з тиском p (істинний тиск). Вимір внутрішньоочного тиску тонометром Маклакова моделюється контактними завданнями в програмному пакеті Ansys.

Матеріали задаються як трансверсально-ізотропні. Неоднорідність рогівки спочатку не враховується..

На першому кроці прикладається внутрішній тиск, на наступних кроках прикладається сила $F = mg$, де m - маса вантажу, g - прискорення вільного падіння. Послідовно до штампу прикладалися сили (як в еластотонетрії), рівні 5 г (0,05 Н), 7.5 г (0,075 Н), 10 г (0,1 Н) і 15 г (0,15 Н), і фіксувалася площа контакту.

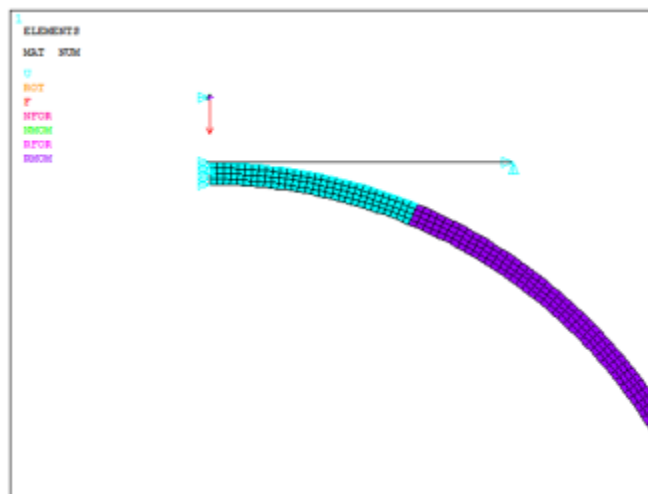


Рисунок 2.1. Створення контактної пари "поверхня - поверхня"

У математичних моделях, представлених в п. 2.1, враховується тільки геометрія ока, неоднорідність матеріалу і жорсткість рогівки на вигин не враховуються. Проте, експериментальні дослідження свідчать про те, що матеріал рогівки, як і матеріал склери, відрізняється біомеханічною анізотропією і неоднорідністю. Склера - трансверсально-ізотропний матеріал, рогівка - ортотропний. При навантаженні, відповідній нижній межі нормального внутрішньоочного тиску (10 мм. рт.ст.), тангенціальний модуль пружності рогівки складає $0,34 \div 0,54$ МПа. Модуль Юнга склери у напрямі товщини складає в середньому 0,5 МПа, тоді як в тангенціальному напрямі цей показник міняється в межах 3-40 МПа. Тому в цій роботі, матеріали рогівки і склери розглядаються як трансверсальноізотропні матеріали, рогівка розглядається, як неоднорідна.

РОЗДІЛ 3

3.1 ВПЛИВ РІЗНИХ ПАРАМЕТРІВ НА ТОНОМЕТРИЧЕСКОЕ ТИСК

Вплив геометрії ока на тонометричний тиск Для аналізу впливу геометрії ока на показники тонометричного тиску в моделі змінювався радіус кривизни рогівки : 7.8 мм, 9 мм, 10 мм, 12 мм. Радіус кривизни склери вважався постійним: 12 мм. Було вибрано саме такі значення, тому що прийнято вважати, що 12 мм, 7.8 мм щонайближче до середньої геометрії око. Але як відзначалося раніше, форма і об'єм ока можуть мінятися із-за розвитку різних хвороб, наприклад, міопії. Після кераторефракційних операцій радіус може збільшитися.

Оскільки еластокриві міняються, ясно, що радіус кривизни рогівки впливає на показники. При збільшенні радіусу, росте площа контакту, відповідно тонометричний тиск стає менше. Нижче представлені математичні моделі, розподіл контактної напруги (маса вантажу 5 г) і еластокриві для двох випадків.

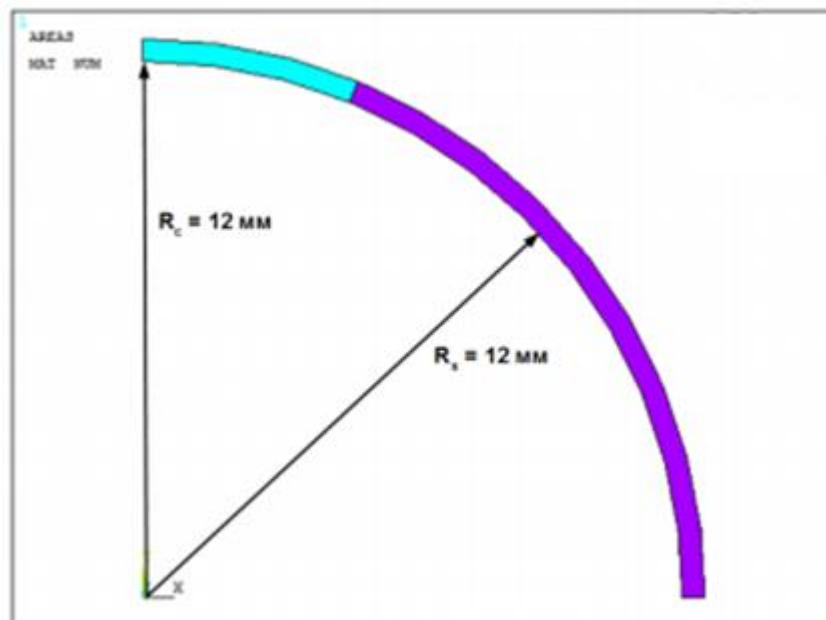


Рисунок 3.1 - Модель ока з рівним радіусом $R_s = R_c = 12 \text{ mm}$

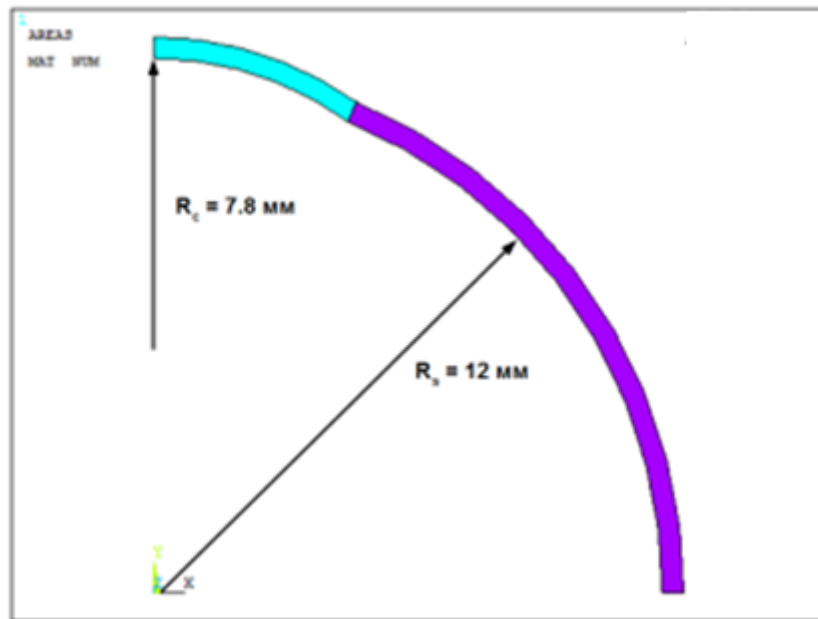


Рисунок 3.2 - Модель ока з не рівним радіусом $R_s = 12 \text{ mm}$ $R_c = 7.8 \text{ mm}$

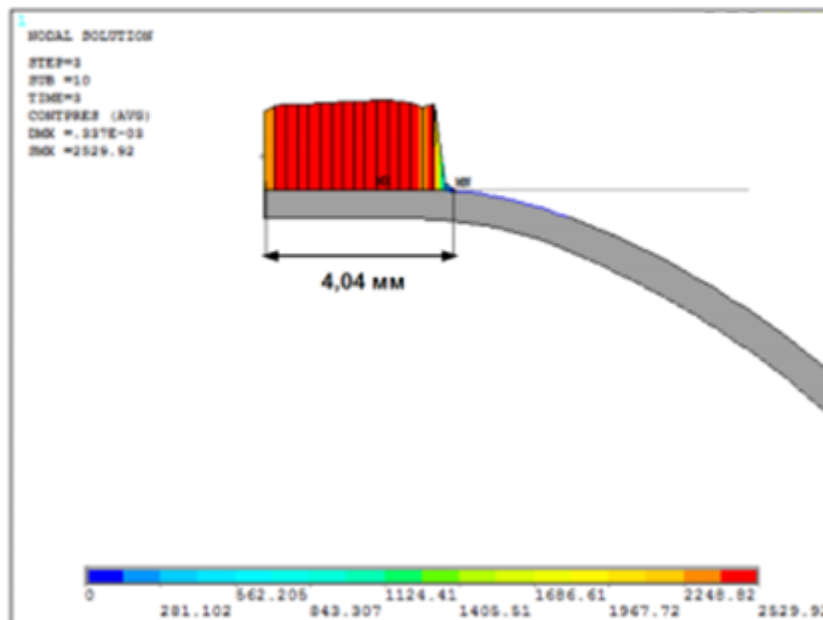


Рисунок 3.3 - Розподіл напруги при виміру ВОР тонометром Маклакова
(вантаж 5г) модель ока з рівним радіусом $R_s = R_c = 12 \text{ mm}$

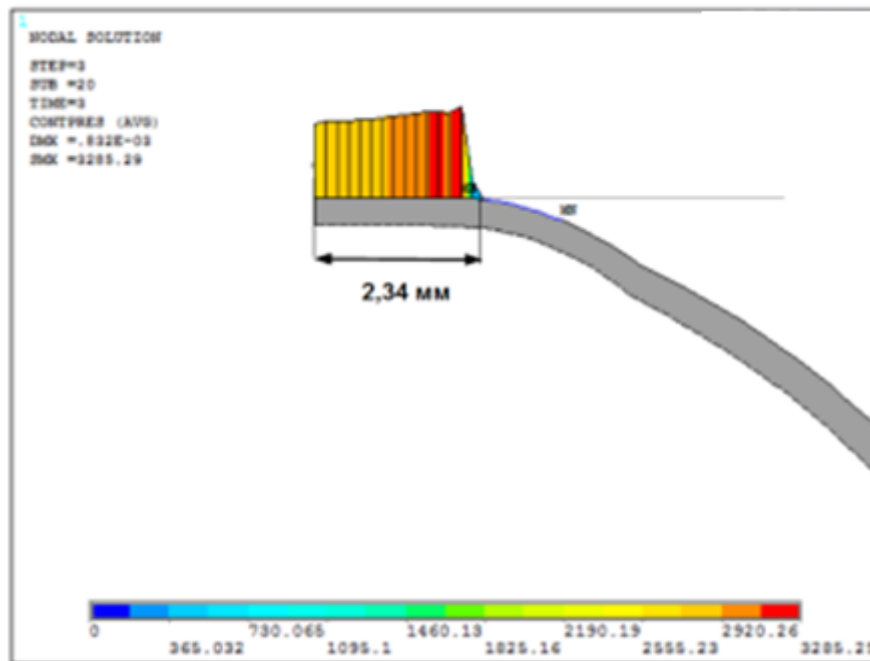


Рисунок 3.4 - Розподіл напруги при виміру ВОТ тонометром Маклакова (вантаж 5г) модель ока з не рівним радіусом $R_s = 12$ мм $R_c = 7.8$ мм

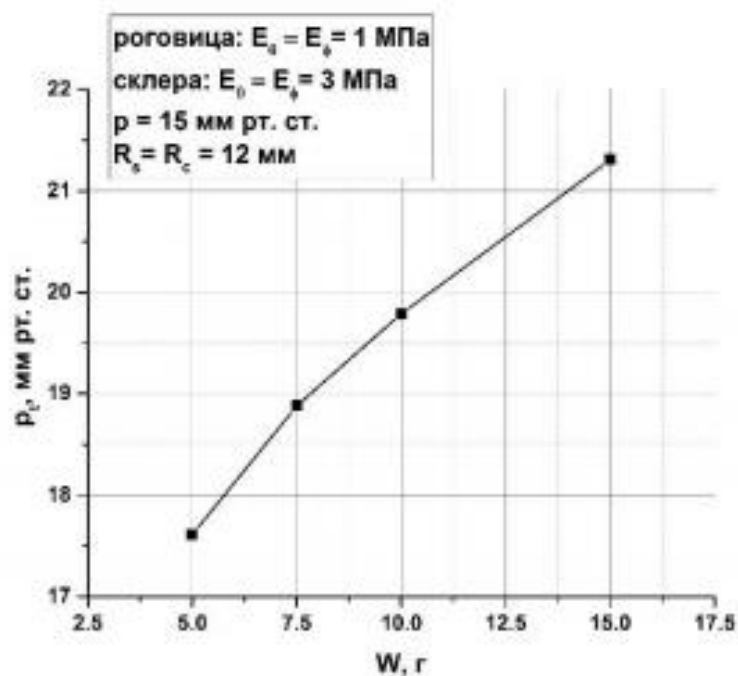


Рисунок 3.5 - Розподіл напруги при виміру ВОТ тонометром Маклакова (вантаж 5г) модель ока з рівним радіусом $R_s = R_c = 12$ мм

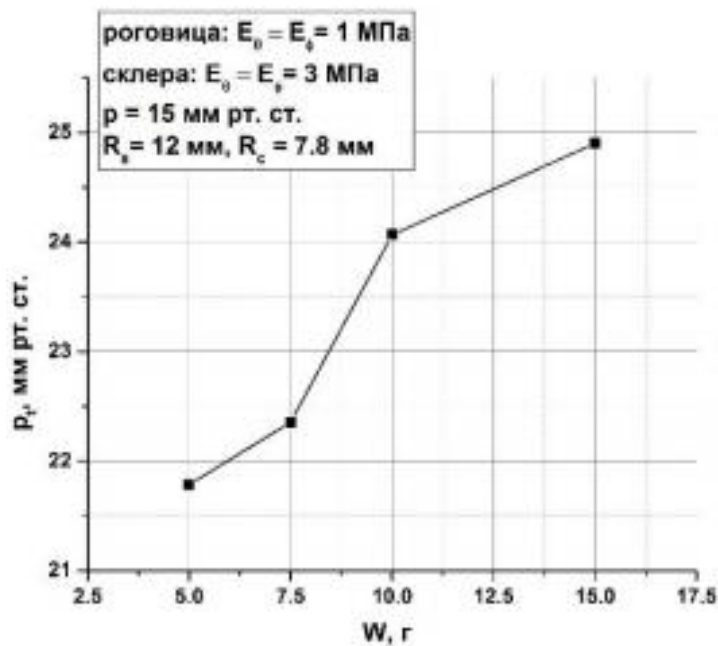


Рисунок 3.4 - Розподіл напруги при виміру ВОТ тонометром Маклакова (вантаж 5г) модель ока з не рівним радіусом $R_s = 12$ мм $R_c = 7.8$ мм

Модель, в якій, $R_s = 12$ мм $R_c = 7.8$ мм, найбільш близька до геометрії людського ока. Можна дійти висновку, що в простіших моделях, наприклад, коли радіуси рогівки і склери рівні, значення тонометричного тиску трохи занижуються. Для отримання точніших результатів, при подальших розрахунках використовується модель, в якій, $R_s = 12$ мм $R_c = 7.8$ мм.

3.2 ВПЛИВ ЖОРСТКОСТІ СКЛЕРИ І РОГІВКИ НА ТОНОМЕТРИЧЕСКУЮЕ ТИСК

Відомо, що при глаукомі жорсткість склери стає більше. Тому досліджувалося, як впливає зміна жорсткості склери на показники тиску. Для цього тангенціальні модулі пружності склери варіювалися в межах, вказаних в таблиці 3.1.

Також мінялися значення модуля пружності рогівки: $E_\varphi = E_\theta = 0.3$ МПа.

Таблиця 3.1 - Тангенціальний модуль пружності склери і рогівки

Склера: $E_{\varphi} = E_{\theta}$, МПа	3	5	10	15	20	30
Роговиця: $E_{\varphi} = E_{\theta}$, МПа	0.5	1	3	5		

Таблиця 3.2 Значення модуля пружності тканин очей людини, отримані різними авторами

Вид глазной ткани	Модуль упругости, МПа	Литературный источник
Роговица	0,54	S. Woo и соавт., 1972
	57,0	T. Andreasser, A.Simonsen, 1980
	9,0	C. Edmund, 1989
	0,34	D. Hoeltzel и соавт., 1992
	8,6 – 13,0	T. Seiler и соавт., 1992; J. Hjortdal, 1996
	10,3	M. Smolek, 1994
	13,6	E. Iomdina, 2004
Склера	5,5	A. Kobayashi и соавт., 1971
	4,76	J. Battaglioli и R. Kamm, 1984
	5,3 – 41,0	A. Arciniegas и Amaya L., 1986
	1,8 – 2,9	T. Friberg, J. Lace, 1988
	17,4 – 44,2	Е.Н. Иомдина, 1984, 2000
	28,5 – 36,0	E. Spoerl и соавт., 2005

Чому розглядалися саме такі значення модулів пружності? У представлена таблиця зі значеннями модуля пружності, отриманими різними авторами при дослідженні механічних властивостей очних тканин (Таблиця. 3.2).

Значення тангенціальних модулів пружності можуть змінюватися в межах, вказаних в таблиці 3.1. При обчисленні тонометричного тиску з'ясувалося, що на нього впливає як жорсткість склери, так і жорсткість рогівки.

При певних параметрах отримані залежності тонометричного тиску від маси вантажу, які не є лінійними, в кривій з'являється полого ділянка (рис. 3.5).

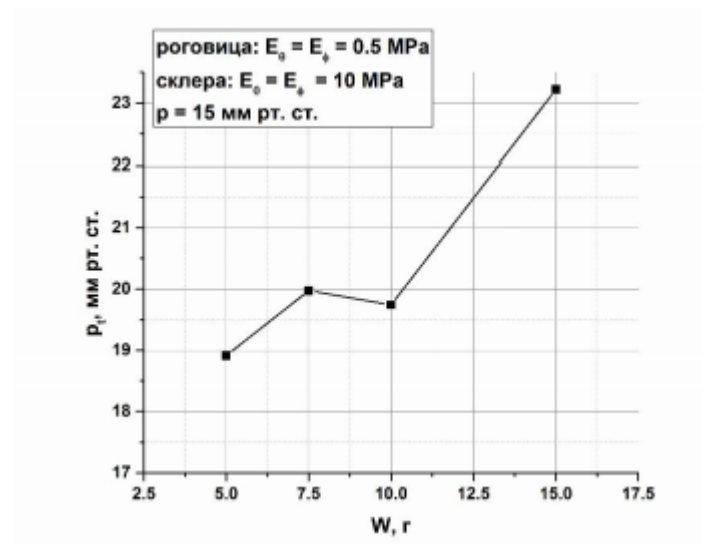


Рисунок 3.5 - Залежність тонометричного тиску від маси вантажу з пологою ділянкою.

Також отримані криві, що мають злам, що добре узгоджується з еластикривою, отриманою Кальфа (рис. 3.6).

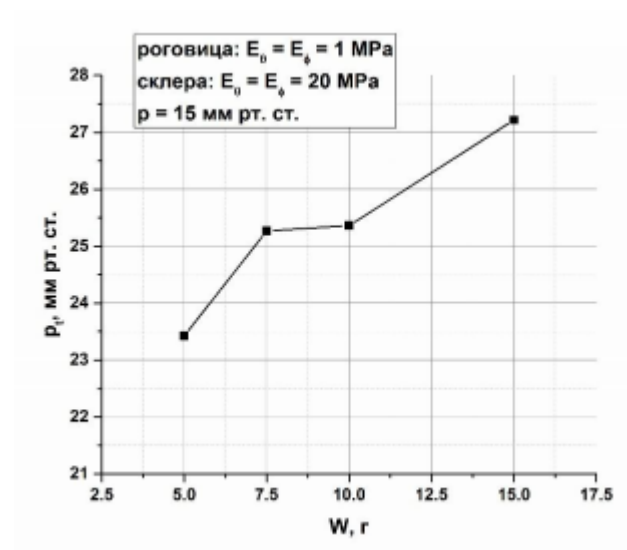


Рисунок 3.6 - Залежність тонометричного тиску від маси вантажу на Злам.

В деяких випадках, коли ро́гівка або склера стають жорсткіше, площа контакту збільшується нерівномірно, за рахунок чого і відбуваються скачок в значеннях тиску. Нижче представлені розподіли контактної напруги при вимірі внутрішньоочного тиску тонометром Маклакова (вантажі 5 г, 7.5 г, 10 г, 15 г.) для моделі, в якій модулі пружності ро́гівки $E_\varphi = E_\vartheta = 0.5$ МПа, модулі пружності склери $E_\varphi = E_\vartheta = 10$ МПа. При таких параметрах з'являється злам в залежності.

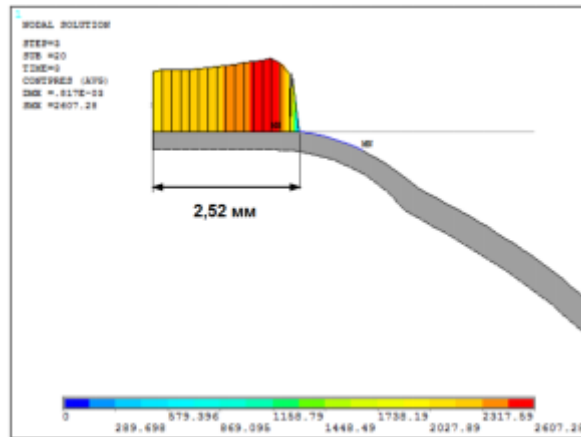


Рисунок 3.7. модуль пружності ро́гівки $E_\varphi = E_\vartheta = 0.5$ МПа модуль пружності склери $E_\varphi = E_\vartheta = 10$ МПа, груз 5 г

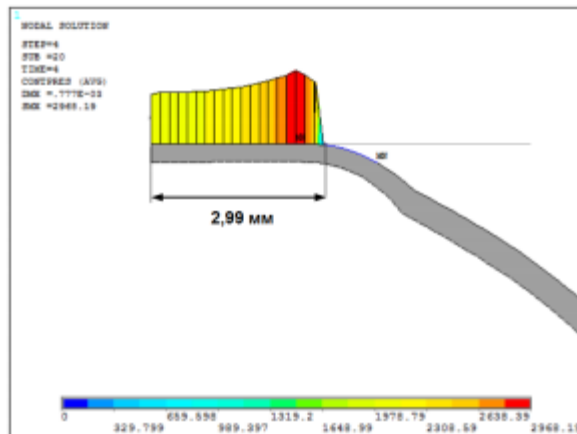


Рисунок 3.8. модуль пружності ро́гівки $E_\varphi = E_\vartheta = 0.5$ МПа модуль пружності склери $E_\varphi = E_\vartheta = 10$ МПа, груз 7.5 г

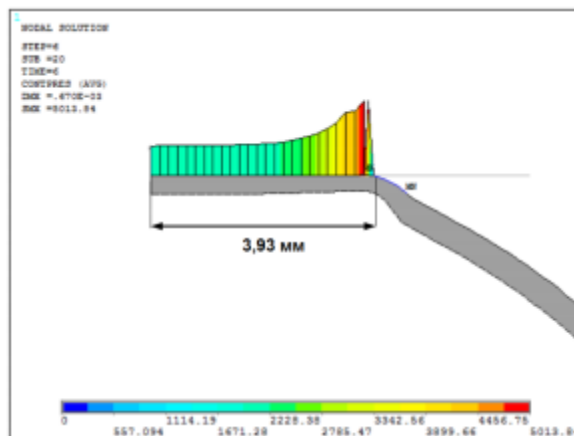


Рисунок 3.9. модуль пружності ро́гівки $E_{\varphi} = E_{\vartheta}=0.5$ МПа модуль пружності склери $E_{\varphi} = E_{\vartheta}=10$ МПа, груз 10 г

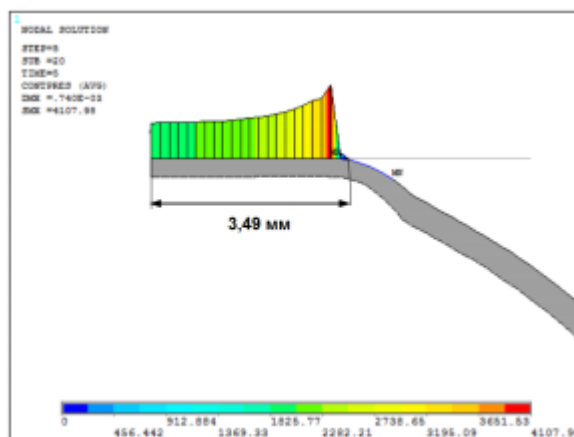


Рисунок 3.10. модуль пружності ро́гівки $E_{\varphi} = E_{\vartheta}=0.5$ МПа модуль пружності склери $E_{\varphi} = E_{\vartheta}=10$ МПа, груз 15 г

Таким чином при жорсткій склері, в залежності від тонометричного тиску від маси вантажу тонометра дійсно з'являється злам.

3.3 ВПЛИВ НЕОДНОРІДНОСТІ РОГІВКИ НА ТОНОМЕТРИЧНИЙ ТИСК

Як відзначалося в п.3.3. при глаукомі може розвинутися крайова дистрофія рогівки або дистрофія рогівки крайова ектатична, при яких неоднорідність рогівки збільшується. Ці явища моделювалися за допомогою додавання м'якої вставки різних розмірів в рогівку. На рис. 3.11 представлена модель ока з м'якою вставкою великого розміру (площа A2). Значення тангенціальних модулів пружності рогівки і склери варіювалися в тих же межах, що і в п. 3.2.

Таблиця 3.3 - Тангенціальні модулі пружності склери і рогівки

Склера: $E_\varphi = E_\theta$, МПа	3	5	10	15	20	30
Роговиця: $E_\varphi = E_\theta$, МПа	0.5	1	3	5		

Модулі пружності вставки : $E_\varphi = E_\theta = 0.3$ МПа. У усіх випадках в залежності тонометрического тиску від маси вантажу з'являвся злам. Але на останньому етапі навантаження тиск зростав не сильно, оскільки площа контакту продовжувала швидко збільшуватися із-за м'якості вставки.

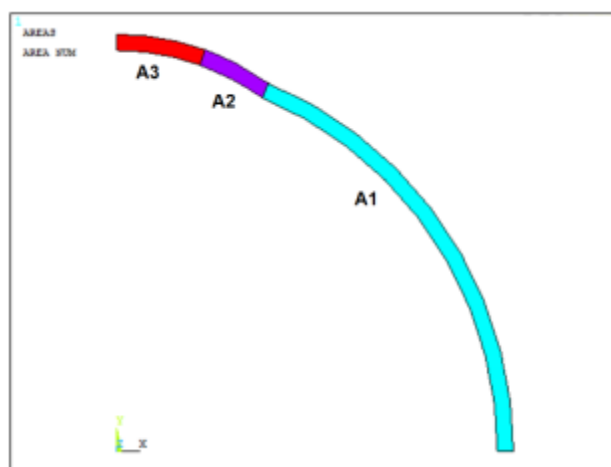


Рисунок 3.11 - Математична модель ока з м'якою вставкою в рогівці (площа A2) великого розміру

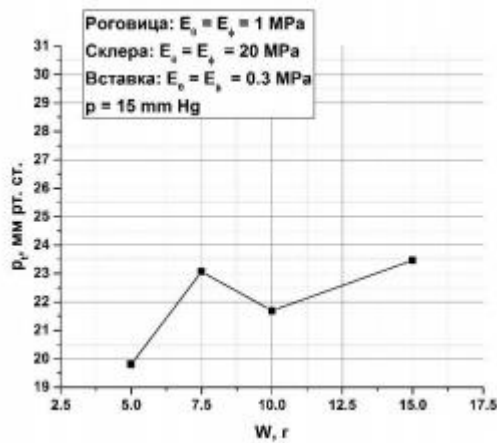


Рисунок 3.12 - Залежність тонометрического тиску від маси вантажу для цієї моделі

Далі зменшувався розмір вставки. В даному випадку відбувається великий стрибок тиску на останньому кроці вантаження. Дійсно, коли вантаж досягає кінця вставки, площа контакту росте повільно, і тонометричний тиск сильно зростає.

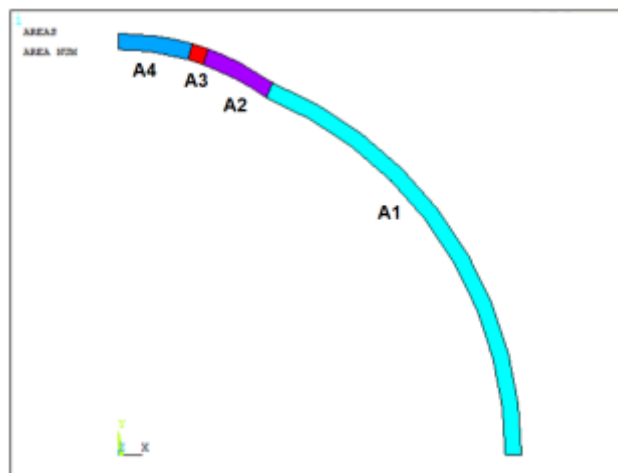


Рисунок 3.13 - Математична модель ока з м'якою вставкою в рогівці (площа A3) середнього розміру

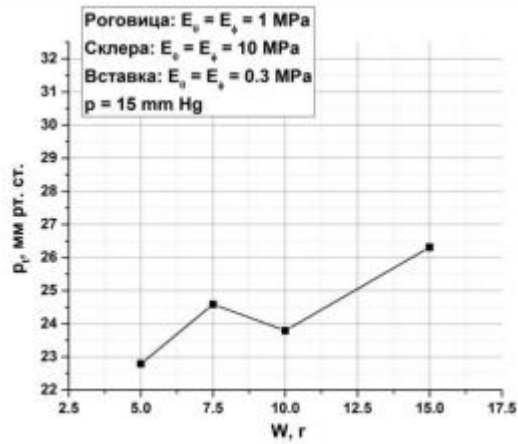


Рисунок 3.14 - Залежність тонометрического тиску від маси вантажу для цієї моделі.

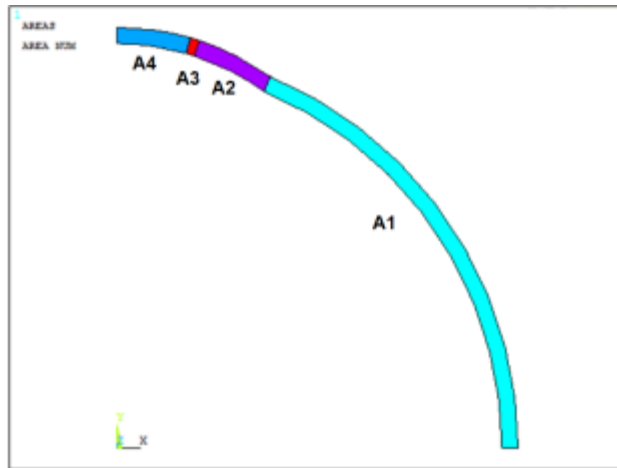


Рисунок 3.15 - Математична модель ока з м'якою вставкою в рогівці (площа A3) маленького розміру.

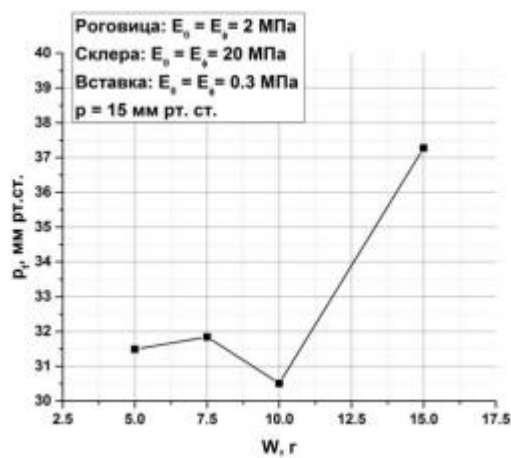


Рисунок 3.16 - Залежність тонометрического тиску від маси вантажу для цієї моделі.

Глаукома - хвороба очей, викликана підвищенням внутрішнього тиску. Щоб змодельовати глаукому, підвищувався внутрішній тиск: $p = 33$ мм. рт.ст. На рис. 3.17 представлена залежність тонометричного тиску від маси вантажу для одного з випадків. Використовувалася модель зі вставкою середнього розміру.

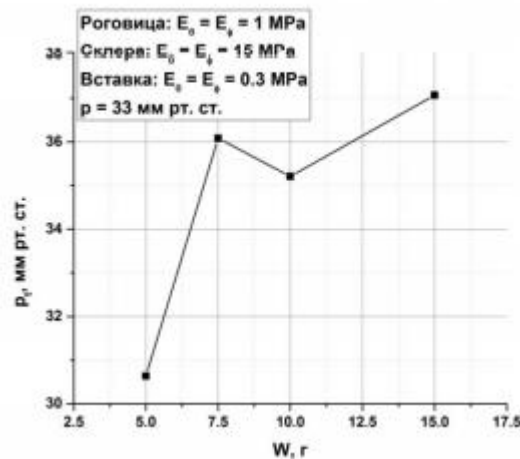


Рисунок 3.17 - Залежність тонометричного тиску від маси вантажу для моделі зі вставкою середнього розміру і великим внутрішнім тиском $p = 33$ мм рт.ст.

Використовуючи модель, що враховує підвищений внутрішній тиск, як при глаукомі, а також неоднорідність рогівки, отримані залежності тонометричного тиску від маси вантажу із зломом. Можна зробити висновок, що моделі з м'якими вставками невеликих розмірів найточніше моделюють око з патологією, оскільки отримані залежності тонометричного тиску від маси вантажу краще всього узгоджуються з еластокривими Кальфа.

ВИСНОВКИ

В магістерській роботі було виконано дослідження факторів зміни внутрішньоочного тиску.

Проведено порівняльний аналіз відомих методів, приладів вимірювання ВОТ. Дослідили принцип роботи тонометра Маклакова, межі та норми внутрішньоочного тиску. Дослідили причини виникнення захворювань ока.

Розроблено математичну модель, як саме впливає геометрія ока, жорсткість склери та неоднорідність рогівки на вимір ВОТ.

Були отримані наступні результати і зроблені відповідні висновки:

1. Тонотричний тиск, отриманий тонометром Маклакова, залежить від геометрії ока, зокрема від радіусу кривизни рогівки. Отримано, що при збільшенні радіусу кривизни рогівки, площа контакту також збільшується, а тонотричний тиск зменшується.

2. Жорсткості склери і рогівок впливають на тонотричний тиск. При глаукомі жорсткості склери і рогівки можуть збільшуватися, тому в роботі варіювалися тангенціальні модулі пружності. При певних параметрах отримані залежності тонотричного тиску від маси вантажу, при яких в кривій, характеризуючою еластотонотрією, з'являється полога ділянка, або злам.

3. Рогівка - неоднорідний матеріал навіть в здоровому людському оці. При патології ця неоднорідність зростає. Наприклад, при таких захворюваннях, як крайова дистрофія рогівки або дистрофія рогівки крайова ектатична. Щоб вивчити вплив неоднорідності рогівки на тонотричний тиск, використовувалася математична модель з м'якою вставкою в рогівку. В цьому випадку площа контакту росте нерівномірно. І в залежності від тонотричного тиску від маси вантажу для таких моделей краще всього узгоджуються з патологічними кривими Кальфа. Тут також почало кривій починається вище за 21 мм рт. ст., є присутнім злам при навантаженні 10 р.

Дослідження факторів зміни внутрішньоочного тиску потрібні, щоб краще зрозуміти механіку людського ока. Це може допомогти з'ясувати причини виникнення різних патологій. Завдяки цьому можуть бути створені нові методи дослідження внутрішньоочного тиску і лікування захворювань ока.