

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

УДК 616.61-78

«Допущено до захисту»

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

« 14 » 12 2020 р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему «Дослідження ефективності роботи апарату для гемодіалізу»

за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія»
освітній ступінь «магістр»

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

14.12

(дата, підпис)

Черниш О.В.

Керівник роботи
к.т.н., доц.

(дата, підпис)

Коломієць Р.О.

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 ефективності роботи апарату для гемодіалізу

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

163 «Біомедична інженерія»

Черниш О.В.

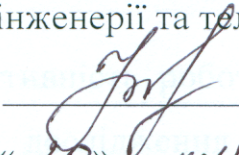
Керівник Коломієць Р.О.

Рецензент Нікітчук Т.М.

Житомир
2020

«Затверджено»

Завідувач кафедри біомедичної
інженерії та телекомунікацій

 Т.М. Нікітчук
« 20 » червня 2020 р.

Завдання на кваліфікаційну магістерську роботу

Черниш Олександр Васильович
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи: Дослідження ефективності роботи апарату для гемодіалізу затверджено наказом по університету від «16» жовтня 2020 р. № 365/с
2. Мета дослідження: Дослідити ефективність роботи апарату під час проведення процедури для гемодіалізу.
3. Вихідні дані (характеристики об'єкта, умов дослідження та ін.): для дослідження брались результати аналізів пацієнтів з обласної лікарні відділення гемодіалізу, використовувався апарат фірми B.Braun, а модель апарату dialog⁺ SW 9.xx Dialysis Machines.
4. Основні задачі дослідження: 1) Розробити методику проведення вимірювань фізіологічних параметрів людини; 2) Провести дослідження ефективності роботи апарату для гемодіалізу по креатиніну, сечовині, вага пацієнта; 3) Провести обробку даних експерименту.
5. Термін подання роботи до захисту Грудень 2020
6. Дата видачі завдання « 20 » червня 2020 р.

Науковий керівник
Завдання прийняв
до виконання


(підпис)

(підпис)

Коломієць Р.О.
(прізвище, ініціали)
Черниш О.В.
(прізвище, ініціали)

АНОТАЦІЯ

У даній роботі було досліджено ефективність роботи апарату під час проведення процедури гемодіалізу. У ході дослідження було використано сучасний апарат для гемодіалізу принцип роботи якого полягає в очищенні крові поза тілом. Тому під час гемодіалізу кров відбирається з судини і пропускається через синтетичний фільтр, який називається діалізатором. У цьому діалізаторі кров очищується перед поверненням у тіло, тому цей діалізатор є так звана "штучна нирка".

Було досліджено вплив апарату для гемодіалізу на результати аналізів пацієнта, а також проведена статистична обробка результатів дослідження.

ABSTRACT

In this work was studied the effectiveness of the system during hemodialysis. The study used a modern machine for hemodialysis principle of which is to clean the blood outside the body. Therefore, during hemodialysis, blood is taken from the vessel and passed through a synthetic filter called a dialyzer. In this dialyzer, the blood is purified before returning to the body, so this dialyzer is a so-called "artificial kidney".

The influence of the hemodialysis machine on the results of the analysis of visitors was investigated, and also the statistical survey of results of research was carried out.

РЕФЕРАТ

Повний обсяг пояснювальної записки складає 59 сторінок. Вона містить 32 рисунка та 22 таблиці.

Метою магістерської роботи є дослідження ефективності апарату для гемодіалізу. Було досліджено ефективність роботи апарату по результатам аналізів креатиніну, сечовини, а також ваги пацієнта.

В розділі “Аналітичний огляд літературних джерел” розглядаються які бувають методи гемодіалізу, розглядається будова апарата і його основні частини.

В розділі “Опис методики проведення процедури гемодіалізу”, наведено опис досліду, складові досліду та схема проведення досліду.

В розділі “Результати вимірювання”, наведені результати до та після досліду. Виконано статистичну обробку результатів.

У висновку підсумовуються результати по виконанню даної роботи.

Зміст

Вступ.....	7
Розділ 1 Аналітичний огляд літературних джерел.....	8
1.1 Модальності гемодіалізу.....	10
1.2 Обладнання для гемодіалізу.....	15
Розділ 2 Опис методики проведення процедури гемодіалізу.....	28
2.1 Апарат для гемодіалізу.....	29
2.2 Розхідний матеріал для проведення процедури.....	30
Розділ 3 Результати дослідження.....	35
Розділ 4 Статистична обробка даних.....	38
4.1 Розрахунок кореляції.....	48
Висновки.....	59

ВСТУП

Актуальність теми. Магістерська робота присвячена темі дослідження ефективності роботи апарату для гемодіалізу. На сьогодні у світі відсутні принципово нові досягнення щодо попередження розвитку хронічних ниркових захворювань або альтернативних методів ниркової замісної терапії. Гемодіаліз залишається одним із найбільш популярних та поширених методів позаниркового очищення крові, який зберігає життя хворим з хронічною нирковою недостатністю та запобігає виникненню ускладнень, забезпечуючи прийнятну його якість та соціальну адаптацію. При цьому середній вік діалітичних пацієнтів у Європі – 64 роки, в Україні – 42 роки. Як правило, гемодіаліз призначається людині, коли її нирки здатні виконувати тільки 10–15 відс. своїх функцій.

Метод гемодіалізу заснований на принципі дифузії та конвекції речовин з малою і середньою молекулярною масою через напівпроникну мембрану, що дозволяє видалити з крові токсичні речовини і продукти метаболізму [2]. Лікування хворих на хронічну ниркову недостатність методом гемодіалізу здійснюється в амбулаторному режимі у медичних закладах.

Об'єктом дослідження є процес очищення крові пацієнта під час процедури гемодіалізу.

Предметом дослідження є числові характеристики цього процесу та їх зв'язок із фізіологічними показниками людини.

Для того щоб досягнути поставленої мети необхідно **вирішити наступні задачі:**

1. Провести аналіз з яких елементів складається апарат для гемодіалізу, а також як відбувається сам процес очищення крові під час процедури.
2. Розробити порядок проведення дослідів
3. Провести статистичну обробку отриманих даних
4. Довести можливий взаємозв'язок отриманих даних

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

Гемодіаліз – метод лікування гострої або хронічної ниркової недостатності, заснований на екстракорпоральній обробці крові в масообмінних пристроях (діалізаторі, гемофільтрів) діалізуючим розчином з метою корекції основних уремичних синдромів (очищення крові від уремичних токсинів, видалення надлишку рідини, нормалізації електролітного складу крові і кислотно-основного стану).

Гемодіаліз може застосовуватися також для лікування отруєнь речовинами з низькою і середньою молекулярною масою (часто - в поєднанні з гострою нирковою недостатністю), для видалення надлишку рідини в випадках рефрактерної до медикаментозного лікування серцевої недостатності, в ряді особливих клінічних ситуацій (видалення контрастної речовини після рентгено-контрастних досліджень у пацієнтів зі зниженою функцією нирок для профілактики її різкого падіння) [1].

Таблиця 1.1 – Основні уремичні синдроми і можливості гемодіалізу в їх корекції

Накопичення уремичних токсинів	Можливості гемодіалізу	Можливі негативні ефекти
- низькомолекулярних, не пов'язаних з білками	ефективний	—
- середньомолекулярних	ефективний при використанні середньо- або високопоточних діалізних мембран	—

Продовження таблиці 1.1

-Затримка рідини, обсяг Na-залежна артеріальна гіпертензія	видалення надлишку рідини, нормалізація рівня Na + в крові	—
- Обсяг-Na-незалежна артеріальна гіпертензія	частково ефективний (корекція обміну Ca ++, Mg ++, корекція гіперпаратиреозу , видалення уремичних токсинів)	істотні коливання ОЦК і рівня електролітів здатні погіршити перебіг АГ
- анемія	непрямо частково ефективний (видалення уремичних токсинів, корекція гіперпаратиреозу)	крововтрати, пов'язані з ГД, призводять до залізодефіциту, з діалізуючого розчину в кров можуть надходити ендотоксини, алюміній, хлор і хлорорганічні речовини
- низько обмінні остеодистрофії	—	високий рівень Ca ++ в діалізаті (> 1,5 ммоль / л) сприяє прогресуванню
- Білково-енергетична недостатність	видалення сечовини - необхідний компонент білкового обміну	з діалізуючого розчину в кров можуть надходити ендотоксини

Як видно з таблиці, гемодіаліз здатний лише частково скоригувати уремичний синдром, а крім того, може і сам провокувати несприятливі явища, тому повинен застосовуватися в комплексі з дієтою, медикаментозною терапією, фізичними, хірургічними методами лікування, реабілітаційними заходами.

1.1 Модальності гемодіалізу

Протягом всієї історії клінічного використання гемодіалізу найважливішим компонентом його вдосконалення були розробки способів підвищити ефективність виведення уремичних токсинів і розширення спектра виведених токсинів. Розвиток відбувався за двома пов'язаними напрямками: підвищення проникності діалізної мембрани і збільшення частки конвективного транспорту.

Перенесення розчинених речовин через мембрану можливий двома фізичними процесами: дифузією, коли розчинена речовина проникає через напівпроникну мембрану в результаті градієнта концентрації, і конвекцією, коли розчинена речовина переміщається через напівпроникну мембрану разом з розчинником по градієнту гідравлічного тиску.

При гемодіалізі постійна висока дифузія через діалізну мембрану підтримується безперервним відтворенням градієнта концентрації розчиненої речовини: безперервної доставкою до мембрани неочищеної крові з високою концентрацією діалізуючої речовини, з одного боку, і безперервним потоком свіжого діалізуючого розчину, з іншого боку. Ці потоки в діалізаторі організовані протипотіком для підтримки градієнта концентрацій по всій довжині діалізатора: на вході в діалізатор кров з високим вмістом діалізуючої речовин контактує з відтікаючим діалізатом, що увібрав в себе деяку концентрацію речовин при протіканні по діалізаторів, а на виході з діалізаторів частково очищена кров контактує зі свіжим діалізуючим розчином, ще не містить в собі видалених розчинених речовин. Ефективність підтримки градієнта концентрації і, отже, дифузії визначається:

- швидкістю потоку крові,
- проникністю мембрани і
- швидкістю потоку діалізуючого розчину.

Останній фактор - найбільш легко коригується, але його величина в реальному діалізній практиці - 500 мл / хв - встановлено на значенні, подальше перевищення якого не призводить до помітного збільшення швидкості перенесення розчинених речовин, оскільки обмежуючим фактором (поряд із властивостями самої мембрани) виступає швидкість доставки до мембрани кров'ю розчинених речовин. Цей фактор є найбільш складним в доведенні до високих значень, оскільки визначається можливостями судинного доступу: для артеріо-венозної фістули максимальний кровотік (без рециркуляції) обмежений, як правило, 300 мл / хв; для центральних катетерів він може бути вище, але ефективне і безпечне використання катетерів обмежена в часі. Мірою ефективності очищення за рахунок дифузії є кліренс діалізаторів - умовна частка крові, яка виходить з діалізаторів повністю очищеної від розчиненої речовини: кліренс діалізаторів в 260 мл / хв при кровотоці в 300 мл/хв фактично означає, що концентрація речовини на виході з діалізаторів знизиться на 87% ($= 260/300$), а в формальному поданні з 300 мл крові, що надійшли в діалізатор за хвилину, 260 мл вийде з діалізаторів повністю очищеної, а 40 мл збереже вихідну концентрацію (зрозуміло, що ці дві умовні частини ніде не розділені, а перемішані) [3].

Для конвекції швидкість перенесення розчинених речовин через мембрану визначається:

- швидкістю перенесення самого розчинника - тобто швидкістю ультрафільтрації та
- так званим коефіцієнтом просіювання - показником тієї частки розчиненої речовини певної молекулярної маси і хімічних властивостей, яка проходить через мембрану разом з розчинником; для низькомолекулярних речовин цей коефіцієнт дорівнює 1,0, з ростом молекулярної ваги коефіцієнт знижується і на якомусь специфічному для кожної мембрани

рівні досягає нульового значення: речовини з даної і більшою молекулярною масою конвекцією (а тим більше - дифузією) будуть збережені.

У стандартному гемодіалізі основним механізмом переносу розчинених речовин є дифузія, конвекційний компонент очищення незначний, оскільки обсяг ультрафільтрації в зіставленні з обсягом розподілу розчинених речовин - невеликий.

Для того щоб збільшити конвекційне перенесення, необхідно збільшити ультрафільтрацію до величин, порівнянних з об'ємом розподілу (≈ 40 літрів всіх рідинних секторів для більшості речовин), однак видаляти такий обсяг рідини, не заповнюючи його, неможливо по гемодинамічним причинам. Звідси народився (і проіснував кілька років) виключно конвекційний діалізний метод - гемофільтрація - який відмовляється від дифузійного очищення і, відповідно, від діалізуючого розчину, але вимагає великих обсягів розчину заміщення - до 25 і більше літрів на сеанс. Гемофільтрація забезпечує гарне очищення від середньо- і високомолекулярних уремичних токсинів в зіставленні з дифузійним транспортом на стандартному гемодіалізі, але по очищенню від низькомолекулярних речовин гемофільтрація програє стандартному діалізу, оскільки очищає від них той же об'єм крові, що і для високомолекулярних речовин, а високий дифузний кліренс для низькомолекулярних речовин забезпечує за сеанс значно більший обсяг очищення. Крім того, значні обсяги розчинів заміщення робили цей метод дорогим, і широкого застосування він не знайшов.

Цих недоліків позбавлений метод, що поєднує в собі гемодіаліз (дифузний транспорт для видалення низькомолекулярних речовин) і гемофільтрацію (конвекційний транспорт для видалення високомолекулярних речовин) - гемодіафільтрація, при якій звичайний потік діалізуючого розчину уздовж мембрани поєднується з високою ультрафільтрацією (до 20 літрів за сеанс) через високопроникну мембрану, компенсуючої трохи меншим об'ємом розчином заміщення. Практичним метод став тоді, коли розчин заміщення став готуватися

з діалізаторів безпосередньо в процесі діалізу фільтрацією через спеціальний фільтр - гемодіафільтрації on-line. Перші результати виявилися дуже обнадійливими: у порівнянні зі стандартним гемодіалізом ГДФ on-line забезпечувала кращу виживаність пацієнтів, менше прогресування діалізного амілоїдозу, проте незабаром стало ясно, що ключовим фактором у цьому перевагу є використання для ГДФ on-line ультрачистого діалізата, що не застосовувався в стандартному діалізі. Залишаючись недоведеними в строгих порівняннях, вигоди ГДФ on-line, ймовірно, існують щодо певних категорій пацієнтів або окремих синдромів: пацієнти старшого віку, з цукровим діабетом; синдром інтрадіалісної гіпотонії, діалізний амілоїдоз. Величина цих вигод в порівнянні з сучасним стандартним гемодіалізом залишається нез'ясованою і повинна співвідноситися з істотним збільшенням вартості, пов'язаних з необхідністю забезпечувати і постійно контролювати якість ультрачистої діалізата. Без виконання зазначеної вимоги ГДФ on-line застосовуватися не повинна.

Гемодіафільтрації розділяється за часом поповнення обсягу ультрафільтрації:

- до ультрафільтрації (предилюція)
- або після ультрафільтрації (постдилюція).

Додавання розчину заміщення до гемофільтрів знижує ефективність очищення, оскільки в гемофільтрів надходить істотно (приблизно на чверть) розведена кров. Однак якщо розчин заміщення надходить у кров після гемофільтрів, протягом чого відбувається істотна (також приблизно на чверть) гемоконцентрація, що пов'язано з ризиком тромбоутворення і також може знижувати ефективність очищення. Оптимальним вирішенням цієї дилеми є спеціально розроблена технологія «мід-дилюції» - введення розчину заміщення в середину діалізаторів; при цьому в першій половині діалізаторів ГДФ протікає в більш ефективному режимі постдилюції, а в другій половині діалізаторів - що виключає надлишкову гемоконцентрацію предилюцію. Зрозуміло, що для цієї

технології потрібні спеціальні гемофільтри, і на практиці цей підхід майже не використовується [4].

На практиці виділяють «низькоефективну» і «високоефективну» ГДФ, яка передбачає 5-15 л або 15-25 л фільтрації, відповідно. В обсерваційному спостереженні DOPPS тільки високоефективна, але не низькоефективна ГДФ забезпечувала перевагу в виживаності, хоча і не виключено, що це перевага пояснювалося використанням надчистого діалізата, що не застосовувався в альтернативних методах.

У прагненні підвищити біосумісність діалізного лікування ГДФ відтворена і у варіанті, що виключає надходження з розчином заміщення навіть відносно невеликих кількостей ацетату, присутнього в бікарбонатному діалізуючому (і, відповідно, заміщає) розчині в концентрації 3 і більше ммоль/л. Необхідний рівень рН кислотного концентрату забезпечує додавання соляної кислоти. Технологія названа безацетатна біофільтрація і також поки не знайшла широкого застосування. Така заміна кислоти в кислотному концентраті, можливо, буде значима і в стандартному гемодіалізі.

Конвекційний транспорт значною мірою використовується і в високопоточному гемодіалізі, де присутня так звана внутрішня гемофільтрація: в зв'язку з незначним трансмембранним тиском і через високий коефіцієнт ультрафільтрації (КУФ) діалізаторів створюється ситуація, коли в «артеріальному» наприкінці діалізаторів по градієнту гідравлічного тиску відбувається значне конвекційне перенесення з крові в діалізат (внутрішня гемофільтрація), а в «венозній» наприкінці діалізатора - зворотний конвекційне перенесення з діалізата в кров (внутрішнє заповнення обсягу). Оскільки в венозному кінці діалізатора діалізуючий розчин «свіжий», цей потік не знижує ефективність очищення, але його наявність пред'являє до діалізуючого розчину такі ж вимоги, як і до розчину заміщення в ГДФ on-line.

Ізольована ультрафільтрація («сухий діаліз») не є самостійною методикою, і використовувалася раніше в складі «послідовного» діалізу, коли через погану переносимість неякісного, за сучасними мірками, діалізу

(ацетатний діалізуючий розчин, незадовільна очистка води, анемія, відсутність точного контролю ультрафільтрації) не вдавалося забезпечити необхідний обсяг ультрафільтрації за сеанс (як правило, через важку внутрішню діалізну гіпотонію), і необхідний обсяг ультрафільтрації видалявся після закінчення сеансу гемодіалізу. У такому режимі видалення рідини пацієнтом переносилося легше; необхідно, однак, враховувати, що в ході ізольованою ультрафільтрації з крові втрачається значна кількість бікарбонатів, що веде до ацидозу; крім того, подовжується час лікування. Європейські рекомендації по найкращій діалізній практиці не рекомендують використання послідовного діалізу. Ізольована ультрафільтрація іноді застосовується для дегідратації у пацієнтів без азотемії з важкої рефрактерної серцевої недостатності. Однак і тут є актуальною втрата бікарбонатів, яка виправдовує використання режиму гемодіалізу замість ізольованої ультрафільтрації [7].

Продовжені методики діалізу (повільний високопоточний гемодіаліз, гемодіафільтрації, гемофільтрація) використовуються, головним чином, в гострому діалізі і розглянуті у відповідному розділі).

1.2 Обладнання для гемодіалізу

Проста з точки зору фізики процедура перенесення води і розчинених речовин по градієнтам концентрацій і тиску через напівпроникну мембрану між насосом крові і діалізуючою рідиною на практиці реалізується в досить складному обладнанні, що об'єднує в собі системи датчиків і контролерів тиску, потоку, температури і провідності, а також моніторів, що відображають хід процесу та інших пристроїв безпеки для забезпечення надійного лікування. Інтегрована система дозволяє оператору управляти потоками крові і діалізата, а також важливими комплексними характеристиками процесу, таким як ультрафільтрація, адекватність діалізу, склад діалізуючого розчину і тиску в контурах апарату. Хоча технологічний прогрес останніх десятиліть зробив процес діалізу відносно простим для нефролога, він не змінив одну з основних

догм медицини: не нашкодь. Істотна зміна складу пацієнтів на діалізі за останні роки з ростом частини осіб старшого віку, пацієнтів з діабетом і серцево-судинною патологією поставило перед технологією діалізу складні завдання. Тому для практикуючого нефролога виключно важливо знати і розуміти термінологію, значення і можливості управління основними операційними процесами в гемодіалізних апаратах.

Ціла система «тривоги» вбудована в апарати для того, щоб сигналізувати (візуально і звуковими сигналами) про загрозливі або сталися порушення функціонування системи. Тривоги ніколи не повинні сприйматися полегшено, і відключення тривог є, безумовно, неприйнятною практикою. Діапазон тривог повинен завжди бути встановлений на передбачений виробником рівень за замовчуванням, і оператор не повинен міняти цей діапазон, особливо - в ході лікування. Всі тривоги по контуру крові (повітряний детектор, датчики венозного і артеріального і трансмембранного тиску, витоку крові, механічне пошкодження обертання насоса крові) повинні автоматично зупиняти насос по крові, віджимати лінію венозного повернення і зупиняти ультрафільтрацію (УФ), ізолюючи тим самим пацієнта від апарату. Це, однак, не виправляє автоматично операційні характеристики, що викликали тривогу. Підготовлений сестринський персонал, вжити усвідомлені активні (і інтерактивні) дії завжди є кінцевою ланкою в забезпеченні безпеки.

1.2.1 Контур крові. Контур крові складається з наступних компонентів:

- монітори тиску (артеріальна - перед насосом, і венозний - після діаліз-затору)
- Кровопрвідні магістралі
- насос по крові
- гепаріновий насос
- детектор витоку крові
- затискачі

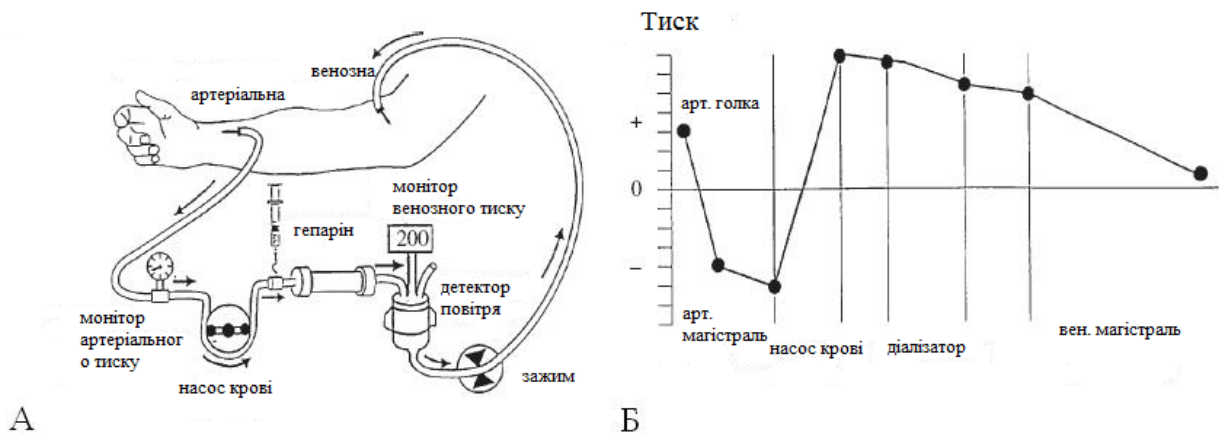


Рисунок 1.1 – Контур крові (А) і зміна тиску крові по ходу магістралі (для артеріо-венозної фістули, при використанні центрального катетера профіль тиску буде відображати центральний венозний тиск, близьке до 0)(Б)

1.2.2 Монітор артеріального тиску (перед насосом). Монітор відображає тиск між точкою забору крові і насосом по крові. Тиск, негативний перед насосом, стає найвищим позитивним після насоса. Тривога з цього монітора може вказувати на незадовільне функціонування судинного доступу, невіддале положення фістальної голки або перегин магістралі. У цьому сегменті тиск зазвичай негативний (нижче атмосферного), що призводить до надходженню повітря всередину магістралі при поганому з'єднанні. Малий внутрішній діаметр голки або катетера привертає до збільшення негативного тиску, особливо, при великому кровотоці. Вихід тиску в артеріальній магістралі за встановлені межі зупиняє кровотік і включає відповідну тривогу.

Причини тривоги із-за низького артеріального тиску:

- зниження артеріального тиску у пацієнта;
- перегин магістралі;
- тромбування;
- присмоктування стінки судини до голки.

Причини тривоги із-за високого артеріального тиску:

- підйом артеріального тиску у пацієнта;
- роз'єднання магістралі між точкою забору крові і насосом;

- непережата магістраль з фізіологічним розчином (і т.п.), під'єднана до артеріального порту для введення препаратів;
- пошкодження насосного сегмента (перевірити витік крові)[6].

1.2.3 Монітор венозного тиску (після діалізатора). Збільшення венозного тиску може відбуватися при появі опору току крові на будь-якій ділянці від бульбашкової камери до «венозної» голки, включаючи тиск в судинному доступі. На виході тиску в венозній магістралі з встановленого діапазону апарат реагує зупинкою насоса з перетисканням затискачів і перетворенням венозного повернення.

Причини тривоги із-за низького венозного тиску:

- роз'єднання контуру крові в будь-якій точці після насоса крові, включаючи вхід голки в венозне русло;
- низький приплив крові (до насоса);

Причини тривоги із-за високого венозного тиску:

- перегин венозної магістралі;
- тромбування бульбашкової камери;
- порушення відтоку в венозній частині судинного доступу.

1.2.4 Кровопрвідні магістралі. Кровопрвідні магістралі виконуються з біосумісного і нетоксичного матеріалу, а насосний сегмент оброблений силіконом для мінімізації тромбування. З полівінілхлоридної основи магістралей в циркуляцію може звільнятися діетілгексилфталат, що володіє гепатотоксичністю і (дуже рідко) приводить до анафілактичних реакцій. Внутрішня поверхня магістралей різних виробників може відрізнятися за якістю (гладкість) і, відповідно, тромбогенністю. Надмірно жорсткі магістралі ускладнюють заправку їх в направляючі прорізи і насос гемодіалізного апарата, відволікаючи зусилля персоналу в відповідальний і напружений період підготовки сеансу.

1.2.5 Насос по крові. Кров прокачується по контуру перистальтичним впливом насоса на насосний сегмент магістралі. Кровотік становить від 200 до 500 мл/хв. Насос зазвичай має два ролика, перетискаючий насосний сегмент і просувний чергову порцію крові уздовж магістралі. Насос працює від електричного струму низької напруги для виключення ризику ураження струмом. Ролики притискаються до траку пружинами для запобігання надлишкової/недостатньої сили притиснення при використанні насосних сегментів різної жорсткості. Проте, при зміні типу використовуваних магістралей у відділенні потрібно контролювати за адекватністю сили притиснення насосного сегмента до траку. У більшості сучасних апаратів вбудоване джерело безперебійного живлення, що дозволяє продовжити роботу насоса на 15-30 хвилин при відключенні електропостачання; в будь-якому випадку, насос можна повертати вручну при короткостроковому відключенні для запобігання тромбування (2-3 обороти кілька разів на хвилину) або для повернення крові з припиненням сеансу.

Розрахунок швидкості кровотоку по магістралі, яка відображається на дисплеї, здійснюється за формулою:

$$\text{Кровоток} = \text{частота обертання ротора насосу (об/хв)} \times \\ \times \text{об'єм сегменту між роликами } (\pi \times d^2/4 \times l),$$

де d - внутрішній діаметр сегмента, l - подвійна довжина сегмента між роликами). Таким чином, безпосередньо вимірюється (і задається) швидкість обертання ротора насоса, а точність відображення швидкості кровотоку на дисплеї визначається правильним заданням оператором діаметра сегмента і - найбільш лабільною величиною - наповненістю сегмента кров'ю (фактичної площею перетину сегмента, оскільки $\pi \times d^2/4$ - площа перетину тільки круглого, максимально наповненого сегмента). При недостатньому припливі крові для насосного сегменту магістралі, він (частково або майже повністю) спадає, і частота обертання насоса перестає відображати реальну швидкість кровотоку.

При цьому фіксується різко негативний тиск в артеріальній магістралі. Недостатня подача може бути обумовлений не поганим забором крові з судинного доступу (або перегином магістралі), а відносною невідповідністю заданого кровотоку можливостям судинного доступу при дуже високих швидкостях кровотоку (> 400 мл / хв). В такому випадку слід задавати більш реалістичний кровотік.

1.2.6 Гепариновой насос. Гепариновий насос - зазвичай шприцевий, хоча іноді використовуються і роликові насоси. Апарати мають опцію відключення гепаринового насоса за встановлений час до закінчення сеансу. Гепарин вводиться в сегмент магістралі з позитивним тиском (після насоса по крові) для запобігання ризику повітряної емболії. Ця обставина висуває певні вимоги до надійності поршнів шприців, які повинні протягом 3-4 годин витримувати значний тиск.

1.2.7 Повітряний детектор. Повітряний детектор - один з найбільш відповідальних пристроїв діалітичних апаратів. Його розташовують на рівні бульбашкової камери («повітряної пастки») або під нею. Типовим обсягом повітря, що викликає клініку повітряної емболії вважається 60-120 мл (1 мл/кг/хв), хоча ця величина може варіювати, особливо при швидкому введенні, а нетипові, але важкі реакції можуть розвиватися і від попадання зовсім невеликих об'ємів повітря.

Можливі місця надходження повітря в кров'яний контур:

- артеріальна голка, особливо, при незадовільному заборі крові
- насосний сегмент, пошкоджений роликовим насосом (невідповідність магістралі насосного тракту, некоректна заправка сегмента в насос, незадовільна якість магістралі)
- відкриті пакети і магістралі з інфузійними розчинами.

Вимоги до детектора повітря апарату:

- переважно - ультразвуковий (виявляє зміни частоти ультразвуку, викликане проходженням по повітряній піні);
- повинен реагувати на появу повітря в крові, суміші крові і фізрозчину і в чистому фізрозчині;
- повинен активувати тривогу з зупинкою насоса і перетисканням венозної магістралі (зажим повинен утримувати тиск до 800 мм Нg, яке може зберігатися в кров'яному контурі навіть при зупинці насоса);
- має бути надмірної чутливості (для запобігання помилкового спрацьовування)[5].

1.2.8 Затискачі на магістралі. Затискачі повинні бути здатні протистояти тиску в магістралі до 800 мм Нg, автоматично закриватися при порушенні функціонування контуру крові і при припиненні електропостачання (в цьому випадку їх можна відкрити вручну).

1.2.9 Контур діалізуєуючої рідини. Діалізатом зазвичай прийнято називати діалізуючий розчин, який пройшов діалізатор, проте нерідко діалізатом називають і свіжий діалізуючий розчин. Тут ці поняття використовуються окремо.

Сучасні діалізні апарати передбачають одноразове проходження контуру діалізуючим розчином. Поруч свіжий діалізуючий розчин і відпрацьований діалізат знаходяться тільки в балансувальній камері, розділені гнучкою мембраною. Підготовка безпечного діалізата включає в себе регуляцію гідравлічного тиску, температури, концентрацій, потоків, а також ефективну дезінфекцію та очистку контуру.

Ключові компоненти / процеси контуру діалізірующего розчину включають:

- нагрівання
- дегазація

- пропорціональність (змішування компонентів концентратів і води)
- моніторинг
- ультрафільтрація (УФ)
- дезінфекція

1.2.10 Нагрівання діалізату. У більшості апаратів ведеться підігрів вхідної води (не діалізуючого розчину) до температури тіла і одночасно - дегазація, що покращує процес змішування. Внутрішнє обмеження діапазону температури - 33-39°C. Управління встановленої температурою здійснюється зворотним зв'язком по температурі діалізуючого розчину перед діалізатором. У ряді сучасних апаратів зроблена спроба регулювати температуру діалізуючого розчину для забезпечення сумарного нульового балансу теплопередачі пацієнта (з урахуванням притоку і відтоку розчину). Можливі клінічні переваги цього методу в частині підвищення гемодинамічної стабільності і комфорту для пацієнта ще не цілком ясні [10].

1.2.11 Дегазація діалізуючого розчину. Метою дегазації розчину є запобігання виходу розчиненого повітря в сектор діалізата, що може порушувати потоки діалізуючого розчину навколо волокон і зменшувати площу контакту з кров'ю, знижуючи ефективність діалізаторів. Поява повітряних бульбашок (які можуть змінювати свій обсяг на відміну від рідини) в пристроях підрахунку ультрафільтрації здатне спотворити отримані апаратом дані про обсяг УФ. Дегазація здійснюється створенням значного негативного тиску в обсягах, по яких протікає вода для діалізу, попередньо нагріта до температури тіла. Альтернативним методом дегазації є нагрівання води до 85°C з подальшим охолодженням перед пропорціональністю.

1.2.12 Пропорціональність діалізуючого розчину. Пропорціональність забезпечує змішування підігрітої води з одним або більше потоками концентратів для приготування діалізуючого розчину заданого складу і

провідності в певних фізіологічних межах з концентратів: «кислотного», що містить хлориди натрію, калію, кальцію і магнію, а також оцтову кислоту для забезпечення необхідної кислотності «бікарбонатного», що містить тільки бікарбонат натрію (або в альтернативній прописи - бікарбонат і хлорид натрію).

У зв'язку з тим, що навіть незначні концентрації ацетатного іона (3 ммоль /л) можуть негативно впливати на гемодинамічну стабільність, головним чином - при високопоточних методиках лікування, існує пропис «кислотного» концентрату, в якому необхідна кислотність досягається додаванням соляної кислоти, що повністю виключає присутність іонів ацетату [12].

Бікарбонатний розчин переважно використовують свіжим, оскільки він здатний повільно звільняти CO_2 в повітря, змінюючи рН за рахунок накопичення гідроксиду натрію. Крім того, на відміну від кислотного концентрату, бікарбонатний концентрат являє собою субстрат для можливого бактеріального росту з утворенням ендотоксинів. Ця проблема вирішена в більшості сучасних діалітичних апаратів можливістю використання сухого бікарбонатного порошку в якості джерела бікарбонатного концентрату. Розчинення бікарбонату натрію здійснюється безпосередньо в ході приготування діалізуючого розчину, оскільки в повільному потоці води через порошок виходить насичений розчин бікарбонату натрію (8,4%), що відповідає стандартному бікарбонатному концентрату.

Потенційні проблеми пропорційності:

- неправильне використання концентратів (звертайте увагу на колірне кодування концентратів: червона - кислотний, синя - бікарбонатний) або невідповідність використовуваних концентратів схемою пропорційності (34: 1 або 44: 1);
- незадовільне змішування
- засмічення фільтра концентрату
- кристалізація солей в контурі
- некоректні дії оператора

1.2.13 Моніторинг контуру діалізуючого розчину. Рекомендований рН діалізуючого розчину - 6,8-7,6. Не всі діалізні апарати забезпечені монітором рН. Температурний датчик розташований безпосередньо перед діалізатором і має короткий зворотний зв'язок з нагрівальним елементом для швидкої корекції режиму його роботи і підтримки температури в діапазоні $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$. Зазвичай встановлюють значення від 35 до 42 $^{\circ}\text{C}$. Більш холодний діалізат використовують для профілактики гіпотонії, хоча його використання може зробити діаліз некомфортним для пацієнта. Нагрівання діалізуючого розчину вище 42 $^{\circ}\text{C}$ може привести до денатурації білків, а температуру вище 45 $^{\circ}\text{C}$ - до гемолізу. Діалізуючий розчин, що вийшов із заданого діапазону безпеки не надходить до пацієнта і зливається в дренаж.

1.2.14 Провідність. Провідність діалізуючого розчину відстежується для контролю правильності розведення води: концентрати. Одиницями виміру провідності є мілісіменси на см, допустимий діапазон - 12-16 мСі/см. На провідність крім іонного складу діалізуючого розчину може впливати температура розчину і співвідношення концентрацій хлориди/бікарбонати, тому вимірювана провідність автоматично перераховується на стандартну температуру в 25 $^{\circ}\text{C}$. Виключно важливо регулярно перевіряти правильність функціонування системи вимірювання провідності прямим вимірюванням рівня натрію діалізуючого розчину. На жаль, як метод полум'яної фотометрії, так і метод іоноселективного вимірювання рівня електролітів обмежені в надійності через проблеми стандартизації[13].

1.2.15 Тиск в діалізуючому розчині і контроль ультрафільтрації. Тиск вимірюється в діапазоні -400 - +350 ммНг з точністю $\pm 10\%$, межі тривоги встановлюються в діапазоні $\pm 10\%$. Бажано, щоб позитивний тиск діалізата не перевищувало тиску в секторі крові (ризик потрапляння нестерильного діалізата через розрив мембрани або зворотної фільтрації – див. нижче). Однак зворотна фільтрація типова на частини довжини діалізата при використанні

високопоточних діалізаторів і гемофільтрів, тому при їх застосуванні потрібні всі заходи запобігання контамінації діалізуючої рідини: строгий контроль надійності роботи реверсивного осмосу, регулярна дезінфекція системи розподілу «чистої» води, відсутність місць застою в цій системі (не петльові ділянки, баки), регулярна заміна «стерилізуючих» фільтрів діалізуючої рідини в гемодіалізному апараті.

Історично ультрафільтрація (УФ) управлялася емпіричним підбором трансмембранного тиску. Метод був неточним, оскільки поряд з трансмембранним тиском на обсяг УФ впливає ступінь гідратації, рівень тиску крові та інші фактори. Це компенсувалося використанням ваг-ліжок для безперервної оцінки маси тіла і необхідної корекції трансмембранного тиску.

Сучасні апарати забезпечують задану швидкість (і обсяг) ультрафільтрації зіставляючи потоки діалізуючого розчину до діалізаторів та діалізата від діалізаторів волюметричного - за обсягом - або флоуметричного - по швидкості.

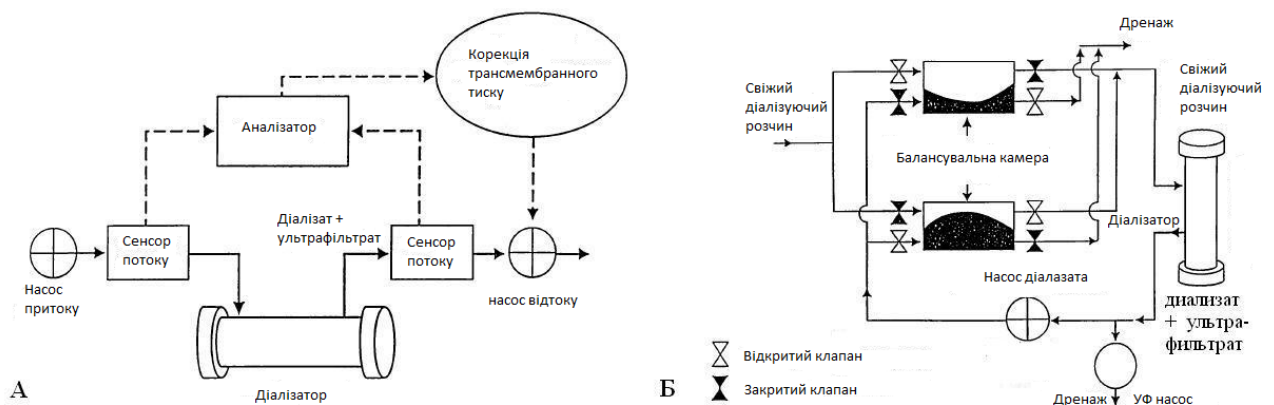


Рисунок 1.2 – Схема управління ультрафільтрацією при флоуметричному (А) і волюметричному (Б) контролі

У першому випадку рівність притоку і відтоку об'єму рідини забезпечується протіканням по роздільним секторам одного і того ж об'єму спареної балансувальної камери: поки нова порція свіжого діалізуючого розчину витісняє такий же обсяг діалізату з однієї балансувальної камери в дренаж, відпрацьований діалізат витісняє такий же обсяг свіжого діалізуючого розчину з іншої балансувальної камери в діалізатор. По завершенні циклу перемиканням

клапанів змінюються функціями, що дає безперервний потік діалізуючого розчину. Рівність об'ємів притоку і відтоку рідини забезпечується тим, що вона дозується фіксованим об'ємом балансуваної камери, розділеної гнучкою мембраною на сектори свіжого діалізуючого розчину і відпрацьованого діалізату. Власне ультрафільтрація забезпечується точним додатковим насосом, який до потоку через балансувальну камеру відпрацьованого діалізата в дренаж, строго рівному потоку свіжого діалізуючого розчину (наприклад, 500 мл/хв), додає додатковий потік діалізату із заданою швидкістю (швидкістю ультрафільтрації), наприклад, 10мл/хв, в результаті чого обсяг діалізату що зливається за сеанс (наприклад, 4 години) перевищує обсяг що надходить свіжий діалізат на 2,4 літра; цей додатковий обсяг рідини, отриманий з крові, і являє собою обсяг ультрафільтрації.

1.2.16 Датчик витоку крові. Датчик призначений для контролю цілісності діалізної мембрани в ході сеансу діалізу. Інфрачервоний або світловий детектор встановлений в контурі діалізата після діалізаторів і реагує на помутніння діалізата за рахунок витоку крові в діалізат в об'ємі від 0,25 до 0,35 мл/л діалізата (втрата 30-40 мл крові за сеанс). Сенсор встановлений в нижній частині спеціальної камери, так щоб можлива поява повітряних міхурів на впливало на її роботу. Знизити прозорість середовищ між джерелом світла і датчиком крім помутніння діалізата можуть і біоплівки і інші відкладення на внутрішній поверхні камери, тому її роблять легко доступною для очищення. Монітор при спрацьовуванні включає звукові і видимі сигнали і негайно зупиняє насос по крові. Витік крові в діалізат вимагає зміни діалізаторів.

1.2.17 Дезінфекція і промивка контуру діалізуючої рідини. Дезінфекції повинні піддаватися всі відрізки контуру, включаючи коннектори діалізата і заборники концентратів. Ефективна дезінфекція вимагає адекватного часу експозиції відповідно до інструкцій по експлуатації обладнання.

Зливна магістраль діалізата не повинна мати контакту з дренажною системою, відділяючись від неї повітряним зазором [14].

Теплова дезінфекція може привести до карамелізації глюкози і порушення функціонування детекторів крові і клапанів.

Можливі джерела ендотоксинів/бактеріального забруднення діалізуючого розчину:

- забруднена вода для діалізу
- безпосередній контакт зливної магістралі з дренажем
- мертвий простір в трубопроводах
- неадекватна дезінфекція

Висновок до розділу 1

На основі проведеного огляду літературних джерел можна визначити, що об'єктом дослідження буде процес очищення крові пацієнта під час процедури гемодіалізу, а предметом дослідження є числові характеристики цього процесу та їх зв'язок із фізіологічними показникам людини.

РОЗДІЛ 2

ОПИС МЕТОДИКИ ПРОВЕДЕННЯ ПРОЦЕДУРИ ГЕМОДІАЛІЗУ

Перед тим як підключати апарат до пацієнта потрібно провести підготовку апарату до процедури і складається із таких етапів:

1. Закріпити в тримачі діалізатор;
2. Навішування на апарат кровопровідних магістралей згідно вказаної інструкції;
3. Безпосередньо перед сеансом підготувати концентрат для діалізуючого розчину
4. Апарат повинен пройти обов'язкове автоматичне тестування за заданою програмою, що забезпечує перевірку придатності всіх блоків апарату.
5. Підготовка контуру кровообігу полягає в заповненні і промиванні діалізатора та магістралей фізіологічним розчином в суворій відповідності з інструкцією із застосування діалізаторів. Для цього артеріальна магістраль під'єднується до флакону або мішку з 400 мл стерильного фізіологічного розчину хлориду натрію.
6. Після чого включається насос крові і зі швидкістю насоса з якою зручно медичному персоналу починається заповнення фізіологічним розчином, яке починає надходити по артеріальній лінії в кровопровідний контур діалізатора, витісняючи з нього повітря.

Після того як апарат пройшов підготовку можна перейти до підключення пацієнта:

1. Медичний персонал виконує пункцію фістули голками для судинного доступу пацієнта і з'єднує їх із магістралями апарата “штучна нирка”.
2. Антикоагуляція (гепаринізація) проводиться з урахуванням стану системи згортання пацієнта, маси тіла, наявності прихованих осередків кровотечі.
3. Лікар, який проводить гемодіаліз, контролює або виставляє параметри швидкості кровотоку (150-350 мл/хв), потоку діалізуючого розчину (500 мл/хв), провідності і температури діалізуючого розчину (36-38 С°), часу і

обсягу ультрафільтрації. Обсяг ультрафільтрації встановлюється виходячи з різниці між поточним і сухою вагою, яка визначається шляхом зважування пацієнта до і після процедури.

2.1 Апарат для гемодіалізу

Для проведення процедури гемдіалізу був використаний апарат фірми B.Braun, а модель апарату dialog⁺ SW 9.xx Dialysis Machines.

DIALOG + є приладом для проведення гемодіалізу або будь-якого іншого екстракорпорального методу лікування.

За допомогою даного апарату забезпечується проведення діалізної терапії, гемофільтрації і гемодіафільтрації в режимі «он-лайн».

Прилад оснащений кольоровим сенсорним монітором. Зображення про процес проведення процедури виводяться на ньому у вигляді піктограм. Передбачено наявність режиму самотестування і можливість індивідуально запрограмувати всі параметри.



Рисунок 2.1 – Апарати для гемодіалізу

Характеристики апарату наведені в таблиці – 2.1

Параметр	Значення, опис
Функції	гемодіаліз, гемодіафільтрації, гемофільтрація
Розрахунок Kt/V	присутній на апараті
Монітор артеріального тиску	присутній на апараті
Насос крові (мл / хв)	15 - 600 мл/хв
Насос гепарину (мл / хв)	від 1,5 до 10 мл / год
Розміри шприца	від 20 до 50 мл
Потік діалізату (мл / хв)	300 - 800 мл/хв
ультрафільтрація	0 – 4 000 мл/ч (при кроці 1 мл/г)

2.2 Розхідний матеріал для проведення процедури

Для проведення процедури використовуються дорого вартісний розхідний матеріал туди входить:

- Діалізатори
- Бікарбонатний картридж
- Кровопрвідні магістралі
- Кислотний концентрат

Діалізатор - це штучний фільтр, що містить дрібні волокна. Волокна порожнисті з мікроскопічними порами в стінках, також відомі як напівпроникна діалізна мембрана. Для виведення токсинів під час гемодіалізу, спеціальна діалізна рідина протікає через фільтр, і вимиває волокна ззовні, в той час як кров тече через порожнисте волокно. Завдяки напівпроникності крізь мембрану можуть проходити токсини, сечовина та інші дрібні часточки.

Під час процедури використовується діалізатор **Diacap α Polysulfone** (рис. 2.2) – інноваційна версія добре відомого полісульфонових діалізаторів. В результаті застосування нового полісульфонового волокна з оптимізованої

структурою мембрани, отримані показники конвекційного і дифузійного транспорту, що перевищують досягнень раніше.

Ця система технічної експертизи і наскрізного моніторингу гарантують стабільну високу якість продукції.



Рисунок 2.2 – Діалізатор

Переваги даного діалізатора:

- виняткова біосумісність
- Мінімальне зменшення лейкоцитів і тромбоцитів
- Доведене утримання ендотоксину і мінімальна потреба в антикоагуляції
- Ефективне видалення уремичних токсинів
- Постійна висока якість
- Безпека і простота в роботі
- Доступні 5 високопроникних і 5 низькопроникних версій
- Відокремлювана етикетка дає 100% відстеження і полегшує документування

Технічні характеристики різних розмірів діалізатора приведені в таблиці

2.1.

Таблиця 2.1 – Технічні характеристики різних об'ємів діалізаторів

Параметри	LO PS 10	LO PS 12	LO PS 15	LO PS 18	LO PS 20
Коефіцієнт ультрафільтрації	6,8 мл/г/мм рт.ст.	7,9 мл/г/мм рт.ст.	9,8 мл/г/мм рт.ст.	12,3 мл/г/мм рт.ст.	13,7 мл/г/мм рт.ст.
Ефективна площа поверхні	1,0 м ²	1,2 м ²	1,5 м ²	1,8 м ²	2,0 м ²
Об'єм заповнення об'єму крові	58 мл	68 мл	90 мл	110 мл	121 мл
Максимальний трансмембранний тиск	600 mmHg	600 mmHg	600 mmHg	600 mmHg	600 mmHg
Максимальний потік крові	400 ml/min	500 ml/min	500 ml/min	500 ml/min	500 ml/min
Максимальний тиск за сторони крові	600 mmHg	600 mmHg	600 mmHg	600 mmHg	600 mmHg
Максимальний потік діалізату	800 ml/min	800 ml/min	1000 ml/min	1000 ml/min	1000 ml/min
Максимальний тиск зі сторони діалізату	500 mmHg	500 mmHg	500 mmHg	500 mmHg	500 mmHg

Також використовується картридж Sol-Cart B® (рис.-2.3) з гідрокарбонатом натрію – сучасна альтернатива рідкому лужному бікарбонатному концентрату 8,4% для гемодіалізу.

Характеристики бікарбонатного картриджа:

- Корпус картриджа виготовлений з поліпропілену;

- Один фільтр на вході картриджа і один на виході;
- Ємність картриджа 650 г-відповідає 6,5 л рідкого 8,4% концентрату, 760 г - 7,6 л, 1100 г-11 л. Це дає можливість проводити процедуру гемодіалізу протягом 6, 7 і 9 годин відповідно при потоці 500 мл/хв.

Переваги даного картриджа:

- Простий у використанні завдяки мінімальній вазі;
- Висока якість;
- Вимагає менше місця для зберігання;
- Порошок натрію гідрокарбонату відповідає вимогам Європейської Фармакопеї;
- Може бути використаний з усіма поширеними типами апаратів для гемодіалізу.



Рисунок 2.3 – бікарбонатний картридж

Набір разових кровопровідних систем (рис.2.4) - трас (артерія/вена) призначені для застосування при проведенні процедури гемодіалізу, на апаратах «штучна нирка», що складається з системи пластикових трубок з вставленими в їх атромбогенними пастками на артеріальній і венозній частинах, насосним сектором, портами для ін'єкцій, венозної пасткою, встановленою голкою в частині біля пацієнта, затискачі та різнокольорові конектори на кінцях, присутність ін'єкційних портів, присутність затискачів на артеріальній і венозній частинах трасі, присутність дренажного мішка для промивної води, присутність пластмасової голки, кольорове маркування трас.

Переваги кровопровідних магістралей:

- Колірне кодування компонентів
- Затискачі On-Off
- простота



Рисунок 2.4 – Кровопровідні магістралі

РОЗДІЛ 3

РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Для дослідження було взято результати аналізів пацієнтів з обласної лікарні і поділені на різні групи.

Результати аналізів 1 групи в складі з 10 чоловік, час процедури тривав 4 години дані занесені в таблицю 3.1.

Таблиця 3.1 – Результати аналізів першої групи

	Креатинін до, мкмоль/л	Креатинін після, мкмоль/л	Сечовина до, ммоль/л	Сечовина після, ммоль/л
1	635	282	25,0	7,6
2	786	343	25,5	10,5
3	764	443	36,7	16,4
4	805	312	22,4	8,0
5	528	153	28,9	7,0
6	806	320	26,2	8,7
7	818	271	28,0	7,6
8	564	209	22,3	8,4
9	1065	590	28,0	12,3
10	940	469	18,4	7,7

Група номер 2 в кількості 8 осіб, час процедури тривав 3 години отримані результати аналізів занесені в таблицю 3.2.

Таблиця 3.2 – Результати аналізів другої групи

	Креатинін до, мкмоль/л	Креатинін після, мкмоль/л	Сечовина до, ммоль/л	Сечовина після, ммоль/л
1	523	194	17,3	4,9
2	808	285	31,0	13,5
3	570	249	21,0	8,7
4	683	413	20,0	9,7
5	470	243	17,5	8,6
6	575	330	19,9	8,0
7	600	349	18,0	7,5
8	690	338	28,2	12,7

Також для більш детального дослідження протягом 5 місяців було взято результати аналізів 4 пацієнтів.

Таблиця 3.3 – Результати аналізів протягом 5 місяців для 1 пацієнта

Місяць	Креатинін до, мкмоль/л	Креатинін після, мкмоль/л	Сечовина до, ммоль/л	Сечовина після, ммоль/л	Вага до, кг	Вага після, кг
1	494	261	18,3	8,9	64	62,5
2	570	249	21	8,7	64,5	63,2
3	588	269	18,2	8,5	64	62,7
4	711	238	28,0	13,1	63,5	63,0
5	594	249	26,0	13,2	63,3	62,8

Таблиця 3.4 – Результати аналізів протягом 5 місяців для 2 пацієнта

Місяць	Креатинін до, мкмоль/л	Креатинін після, мкмоль/л	Сечовина до, ммоль/л	Сечовина після, ммоль/л	Вага до, кг	Вага після, кг
1	782	430	25	15,5	56,8	56
2	980	395	28,0	13,4	56,1	55,2
3	735	326	18,7	9,5	57,4	56,2
4	995	498	21,9	10,7	56,5	55,9
5	678	333	21,7	8,1	56,0	55,0

Таблиця 3.5 – Результати аналізів протягом 5 місяців для 3 пацієнта

Місяць	Креатинін до, мкмоль/л	Креатинін після, мкмоль/л	Сечовина до, ммоль/л	Сечовина після, ммоль/л	Вага до, кг	Вага після, кг
1	702	326	28,4	13,3	76,9	75,9
2	690	338	28,2	12,7	77,0	75,8
3	538	278	27,2	10,9	77,4	75,9
4	638	242	18,9	7,1	78,5	75,8
5	667	284	21,9	8,7	77,4	75,7

Таблиця 3.6 – Результати аналізів протягом 5 місяців для 4 пацієнта

Місяць	Креатинін до, мкмоль/л	Креатинін після, мкмоль/л	Сечовина до, ммоль/л	Сечовина після, ммоль/л	Вага до, кг	Вага після, кг
1	1045	480	26,4	11,5	159	155,4
2	1065	590	28,0	12,3	159	155,5
3	1055	507	28,0	12,9	160	155,5
4	1156	710	23,0	12,5	160	155,5
5	1084	508	25,6	12,8	159	155,0

РОЗДІЛ 4

СТАТИСТИЧНА ОБРОБКА ДАНИХ

Проаналізуємо для кожної групи в скільки ж разів апарат для гемодіалізу виводить токсинів по отриманим мною даним і занесемо до таблиці 4.1. Для цього беремо результат аналізу до процедури ділимо на результат після процедури:

$$\text{Ефект. роботи} = \frac{\text{Креатинін до (сечовина до)}}{\text{Креатинін після (сечовина після)}}$$

Таблиця 4.1 – Ефективність роботи апарату для гемодіалізу першої групи

	Креатинін до, мкмоль/л	Креатинін після, мкмоль/л	Ефект. роботи	Сечовина до, ммоль/л	Сечовина після, ммоль/л	Ефект. роботи
1	635	282	2,25	25,0	7,6	3,29
2	786	343	2,29	25,5	10,5	2,43
3	764	443	1,72	36,7	16,4	2,24
4	805	312	2,58	22,4	8,0	2,80
5	528	153	3,45	28,9	7,0	4,13
6	806	320	2,52	26,2	8,7	3,01
7	818	271	3,02	28,0	7,6	3,68
8	564	209	2,70	22,3	8,4	2,65
9	1065	590	1,81	28,0	12,3	2,28
10	940	469	2,00	18,4	7,7	2,39
Ср.знач			2,43			2,89

Таблиця 4.2 – Ефективність роботи апарату для гемодіалізу другої групи

	Креатинін до, мкмоль/л	Креатинін після, мкмоль/л	Ефект. роботи	Сечовина до, ммоль/л	Сечовина після, ммоль/л	Ефект. роботи
1	523	194	2,70	17,3	4,9	3,53
2	808	285	2,84	31,0	13,5	2,30
3	570	249	2,29	21,0	8,7	2,41
4	683	413	1,65	20,0	9,7	2,06
5	470	243	1,93	17,5	8,6	2,03
6	575	330	1,74	19,9	8,0	2,49
7	600	349	1,72	18,0	7,5	2,40
8	690	338	2,04	28,2	12,7	2,22
Ср.знач			2,11			2,43

А також перевіримо ефективність роботи апарату для окремих пацієнтів з різною ваговою категорією в яких протягом 5 місяців брались результати аналізів. Оскільки через хронічну хворобу нирок в організмі людини накопичується надлишок рідини , тому вага є також ключовим параметром для дослідження. Тому пацієнт намагається досягти значення своєї “сухої ваги” – це ідеальна вага без урахування зайвої рідини, яка накопичується в організмі через ниркову недостатність. Цю вагу бажано досягати до закінчення кожної процедури гемодіалізу.

Таблиця 4.3 – Ефективність роботи апарату для 1 пацієнта протягом 5 місяців

	Креатинін до, мкмоль/л	Креатинін після, мкмоль/л	Ефект. роботи	Сечовина до, ммоль/л	Сечовина після, ммоль/л	Ефект. роботи
1	494	261	1,89	18,3	8,9	2,06

Продовження таблиці 4.3

2	570	249	2,29	21	8,7	2,41
3	588	269	2,19	18,2	8,5	2,14
4	711	238	2,99	28,0	13,1	2,14
5	594	249	2,39	26,0	13,2	1,97
Ср.знач			2,35			2,14

Таблиця 4.4 – Вага пацієнта і її різниця

Місяць	Вага до, кг	Вага після, кг	Різниця, кг
1	64	62,5	1,5
2	64,5	63,2	1,3
3	64	62,7	1,3
4	63,5	63,0	0,5
5	63,3	62,8	0,5

Для пацієнта із “сухою вагою” 63 кг було побудовано графік залежності креатиніну до і після проведення процедури гемодіалізу (рисунок – 4.1) , щоб наглядно побачити ефективність роботи апарату для гемодіалізу.

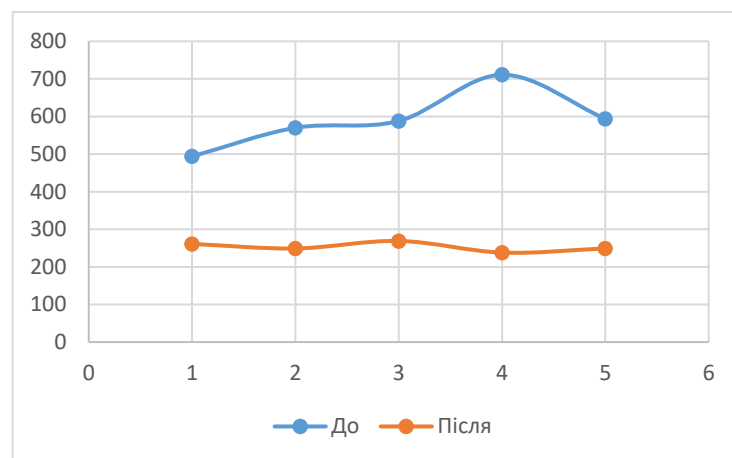


Рисунок 4.1 – Графік залежності креатиніну до і після проведення процедури гемодіалізу

Аналогічно із сечовиною і вагою (рисунок – 4.2-4.3).

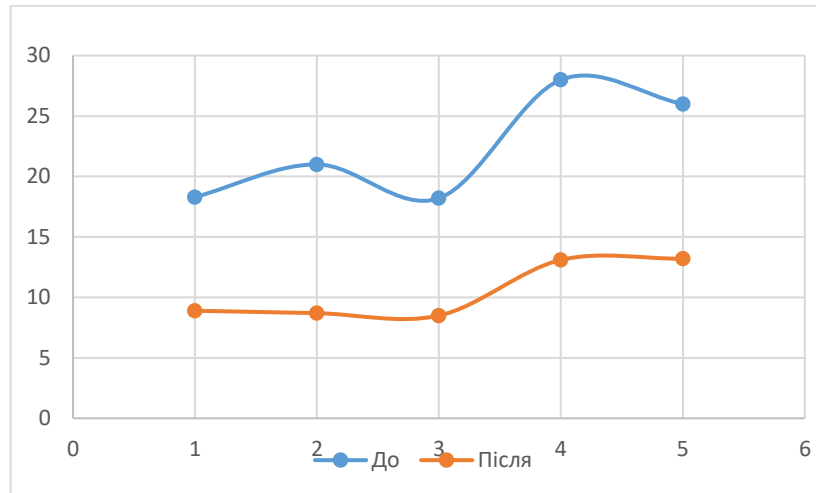


Рисунок 4.2 – Графік залежності сечовини до і після проведення процедури гемодіалізу

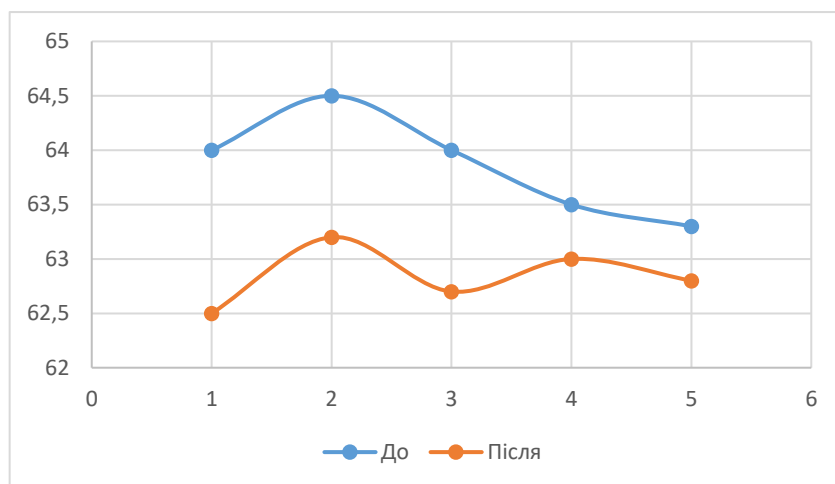


Рисунок 4.3 – Графік залежності ваги до і після проведення процедури гемодіалізу

Аналогічно для пацієнта із “сухою вагою” 55 кг це пацієнт 2.

Таблиця 4.5 – Ефективність роботи апарата для 2 пацієнта протягом 5 місяців

	Креатинін до, мкмоль/л	Креатинін після, мкмоль/л	Ефект. роботи	Сечовина до, ммоль/л	Сечовина після, ммоль/л	Ефект. роботи
1	782	430	1,82	25	15,5	1,61

Продовження таблиці 4.5

2	980	395	2,48	28,0	13,4	2,09
3	735	326	2,25	18,7	9,5	1,97
4	995	498	2,00	21,9	10,7	2,05
5	678	333	2,04	21,7	8,1	2,68
Ср.знач			2,12			2,08

Таблиця 4.6 – Вага пацієнта і її різниця

Місяць	Вага до, кг	Вага після, кг	Різниця, кг
1	56,8	56	0,8
2	56,1	55,2	0,9
3	57,4	56,2	1,2
4	56,5	55,9	0,6
5	56,0	55,0	1

Для пацієнта із “сухою вагою” 55 кг було побудовано графік залежності креатиніну до і після проведення процедури гемодіалізу (рисунок – 4.4) , щоб наглядно побачити ефективність роботи апарату для гемодіалізу.

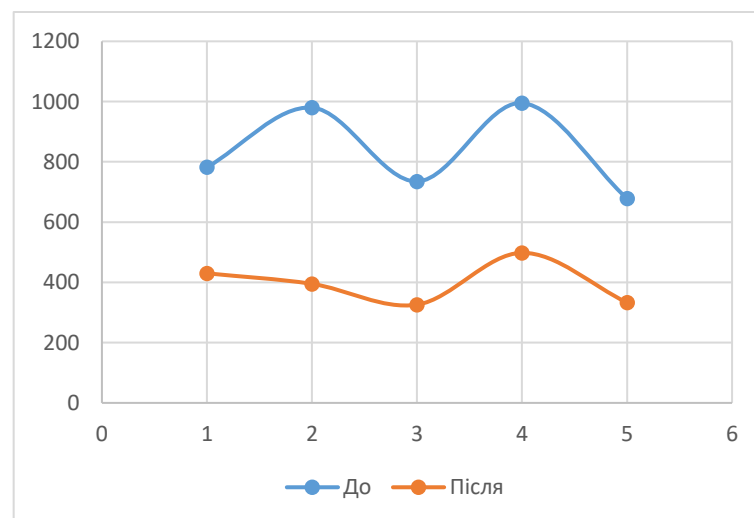


Рисунок 4.4 – Графік залежності креатиніну до і після проведення процедури гемодіалізу

Аналогічно із сечовиною і вагою (рисунок – 4.5-4.6).

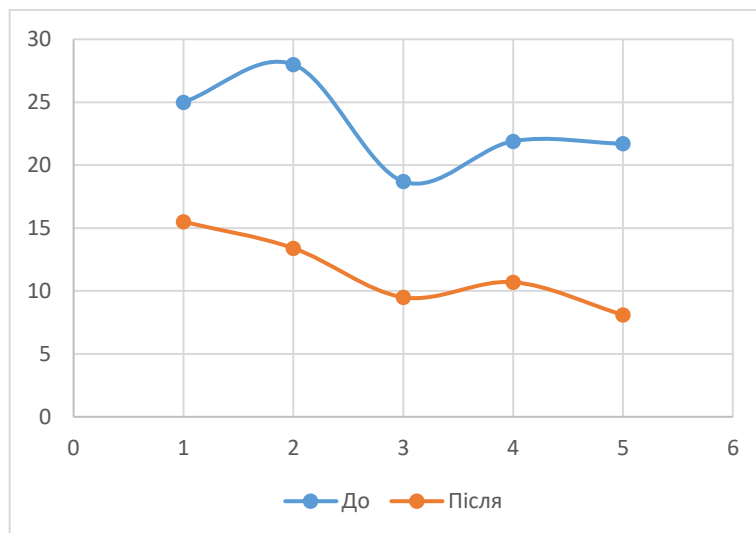


Рисунок 4.5 – Графік залежності сечовини до і після проведення процедури гемодіалізу

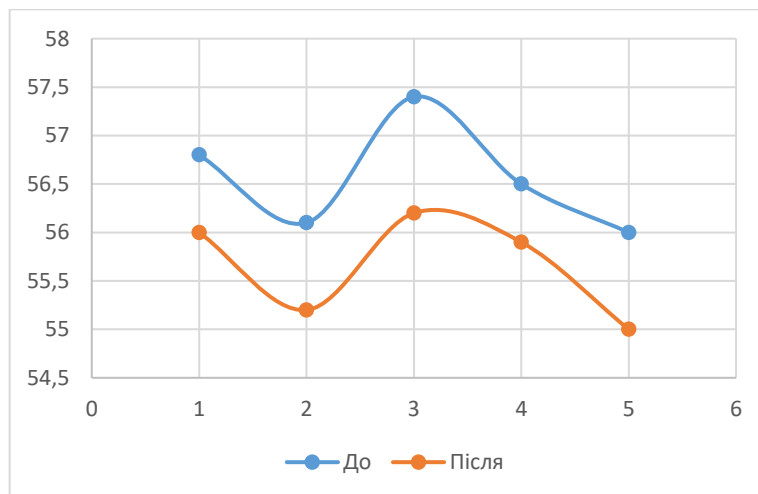


Рисунок 4.6 – Графік залежності ваги до і після проведення процедури гемодіалізу

Далі для пацієнта із “сухою вагою” 75,8 кг це пацієнт 3.

Таблиця 4.7 – Ефективність роботи апарата для 3 пацієнта протягом 5 місяців

	Креатинін до, мкмоль/л	Креатинін після, мкмоль/л	Ефект. роботи	Сечовина до, ммоль/л	Сечовина після, ммоль/л	Ефект. роботи
1	702	326	2,15	28,4	13,3	2,14
2	690	338	2,04	28,2	12,7	2,22
3	538	278	1,94	27,2	10,9	2,50
4	638	242	2,64	18,9	7,1	2,66
5	667	284	2,35	21,9	8,7	2,52
Ср.знач			2,22			2,41

Таблиця 4.8 – Вага пацієнта і її різниця

Місяць	Вага до, кг	Вага після, кг	Різниця, кг
1	76,9	75,9	1
2	77,0	75,8	1,2
3	77,4	75,9	1,5
4	78,5	75,8	2,7
5	77,4	75,7	1,7

Для пацієнта із “сухою вагою” 75,8 кг було побудовано графік залежності креатиніну до і після проведення процедури гемодіалізу (рисунок – 4.7) , щоб наглядно побачити ефективність роботи апарату для гемодіалізу.

Аналогічно із сечовиною і вагою (рисунок – 4.8-4.9).

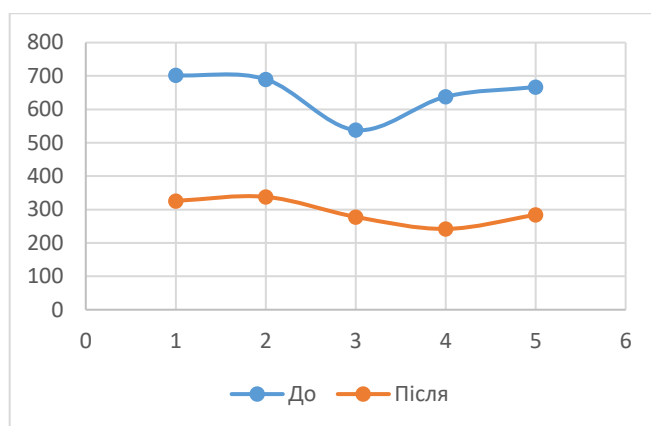


Рисунок 4.7 – Графік залежності креатиніну до і після проведення процедури гемодіалізу

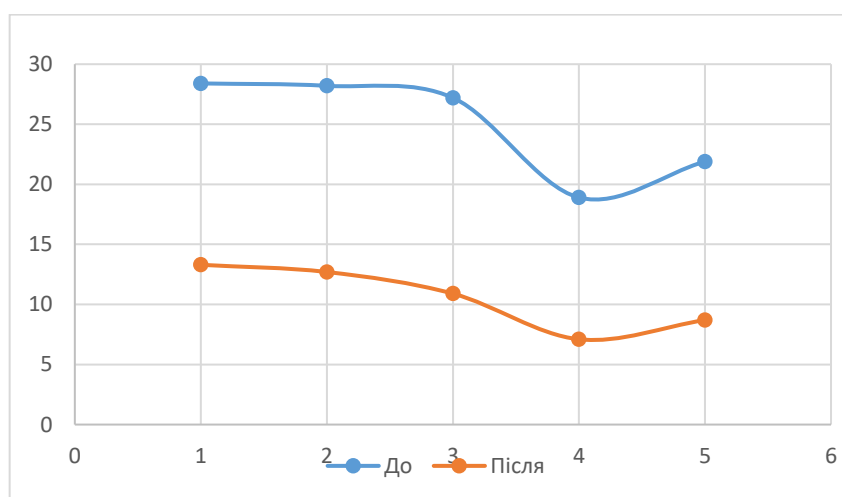


Рисунок 4.8 – Графік залежності сечовини до і після проведення процедури гемодіалізу

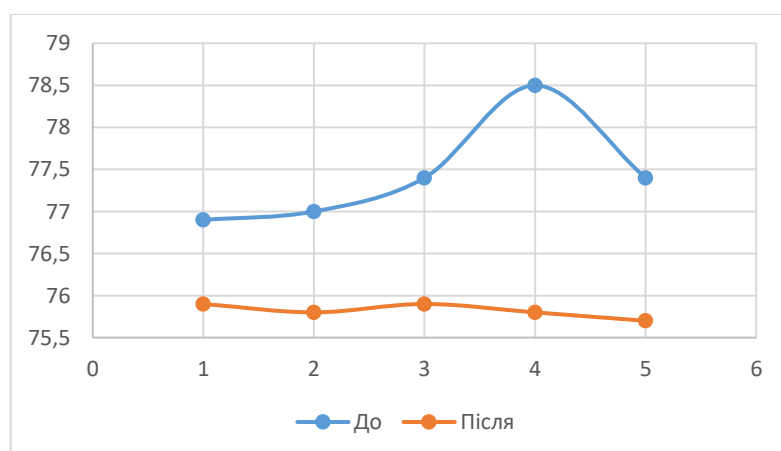


Рисунок 4.9 – Графік залежності ваги до і після проведення процедури гемодіалізу

Далі для пацієнта із “сухою вагою” 155,4 кг це пацієнт 4.

Таблиця 4.9 – Ефективність роботи апарата для 3 пацієнта протягом 5 місяців

	Креатинін до, мкмоль/л	Креатинін після, мкмоль/л	Ефект. роботи	Сечовина до, ммоль/л	Сечовина після, ммоль/л	Ефект. роботи
1	1045	480	2,18	26,4	11,5	2,30
2	1065	590	1,81	28,0	12,3	2,28
3	1055	507	2,08	28,0	12,9	2,17
4	1156	710	1,63	23,0	12,5	1,84
5	1084	508	2,13	25,6	12,8	2,00
Ср.знач			1,97			2,12

Таблиця 4.10 – Вага пацієнта і її різниця

Місяць	Вага до, кг	Вага після, кг	Різниця, кг
1	159	155,4	3,6
2	159	155,5	3,5
3	160	155,5	4,5
4	160	155,5	3,5
5	159	155,0	4

Для пацієнта із “сухою вагою” 155,4 кг було побудовано графік залежності креатиніну до і після проведення процедури гемодіалізу (рисунок – 4.10) , щоб наглядно побачити ефективність роботи апарату для гемодіалізу.

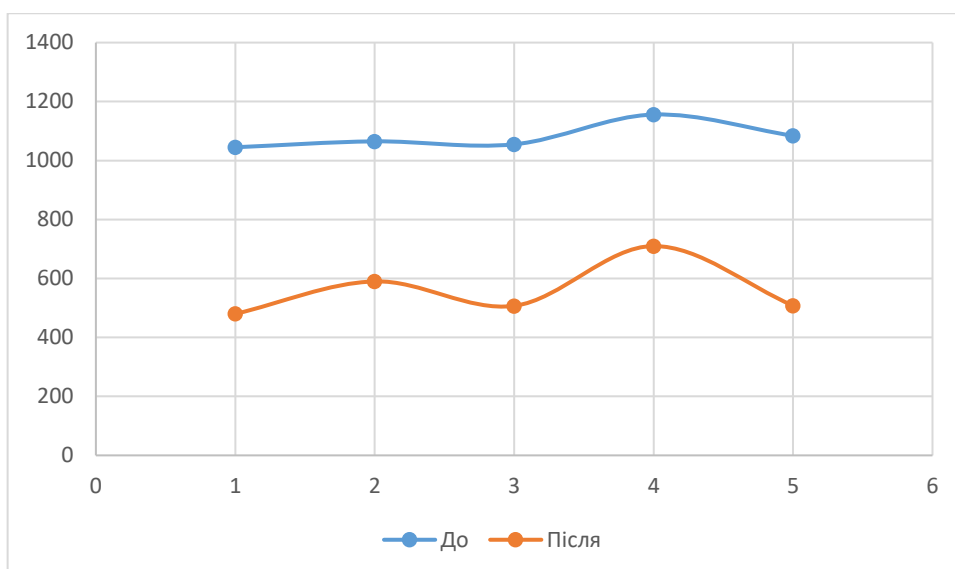


Рисунок 4.10 – Графік залежності креатиніну до і після проведення процедури гемодіалізу

Аналогічно із сечовиною і вагою (рисунок – 4.11-4.12).

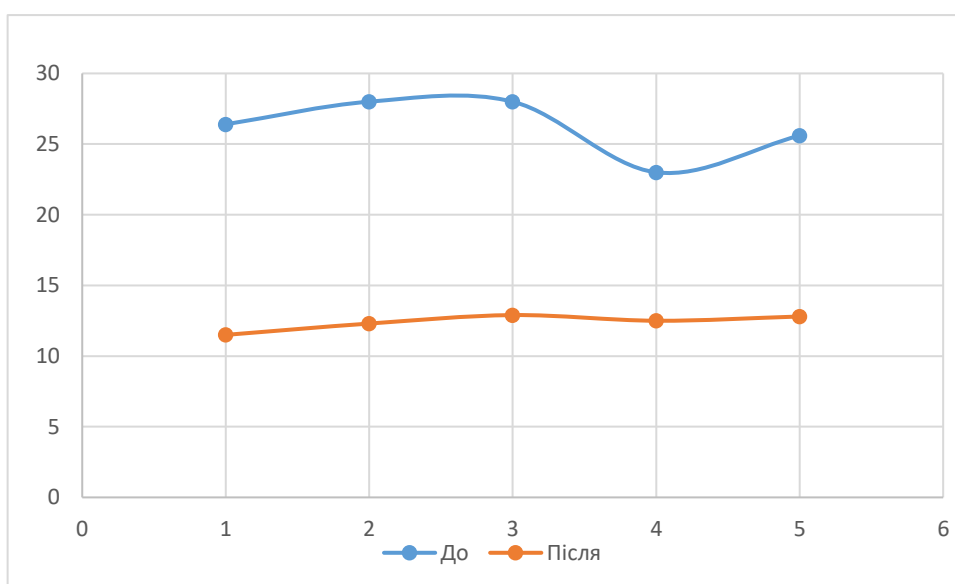


Рисунок 4.11 – Графік залежності сечовини до і після проведення процедури гемодіалізу

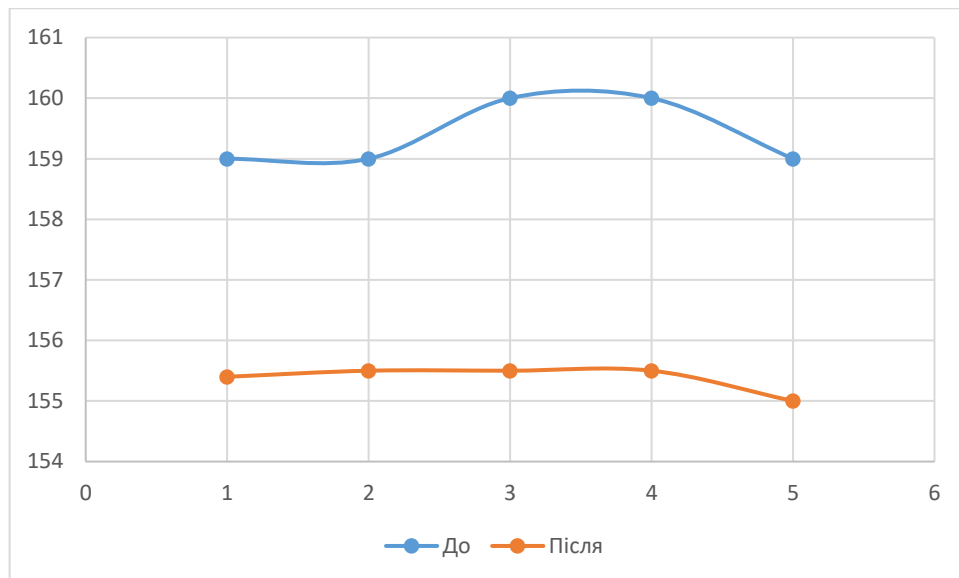


Рисунок 4.12 – Графік залежності ваги до і після проведення процедури гемодіалізу

Як можна спостерігати для кожного пацієнта різна ефективність роботи апарату це пояснюється багатьма факторами, а саме це залежить від ваги, тривалості процедури зросту людини, а також чи дотримується пацієнт дієти, оскільки в різних продуктах харчування міститься речовини, які або погано впливають на організм або добре. Ось як для різних вагових категорій, можна спостерігати що накопичення шкідливих речовин для кожного пацієнта різна тому і ефективність роботи апарату також різна.

4.1 Розрахунок кореляції

Для дослідження залежності використаємо кореляцію. Кореляційний аналіз – це статистичне дослідження (стохастичної) залежності між випадковими величинами (від лат. correlatio - співвідношення). У найпростішому випадку досліджують дві вибірки (набори даних), у загальному – багатовимірні комплекси (групи) геологічних параметрів або об'єктів.

Кількісна міра кореляційного зв'язку оцінюється за значеннями коефіцієнтами кореляції у межах від -1 до +1. Від'ємні значення коефіцієнтів указують на зворотний зв'язок, додатні - на прямий. Нульове значення може свідчити про відсутність зв'язку. Інтенсивність зв'язку (слабкий зв'язок –

помірний - суттєвий - сильний) оцінюється за абсолютним значенням коефіцієнтів кореляції.

Розрахунок коефіцієнта кореляції відбувався за методом Пірсона, нехай, є дві вибірки:

$$x^m = (x_1, \dots, x_m), y^m = (y_1, \dots, y_m),$$

Тоді коефіцієнт кореляції розраховують за формулою:

$$r_{xy} = \frac{\sum_{i=1}^m (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^m (x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^m (y_i - \bar{y})^2}} = \frac{cov(x, y)}{\sqrt{s_x^2 s_y^2}}$$

де $\bar{x}, \bar{y}$ – вибіркові середні x^m і y^m , s_x^2, s_y^2 – вибіркові дисперсії, $r_{xy} \in [-1, 1]$.

Таблиця 4.11 – Показники кореляції

Кореляція	Негативна	Позитивна
Відсутня	–0,09 до 0,0	0,0 до 0,09
Низька	–0,3 до –0,1	0,1 до 0,3
Середня	–0,5 до –0,3	0,3 до 0,5
Висока	–1 до –0,5	0,5 до 1

Кореляційні зв'язки можна вивчати на якісному рівні з діаграм розсіювання емпіричних значень змінних X і Y (рисунку 4.13) і відповідним чином їх інтерпретувати. Так, наприклад, якщо підвищення рівня однієї змінної супроводжується підвищенням рівня іншої, то йдеться про позитивну кореляцію або прямий зв'язок (рисунку 4.13 в, г). Якщо ж зростання однієї змінної супроводжується зниженням значень іншої, то маємо справу з негативною кореляцією або зворотним зв'язком (рисунку 4.13 а, б). Нульовою називається кореляція за відсутності зв'язку змінних (рисунку 4.13 д). Проте нульова загальна

кореляція може свідчити лише про відсутність лінійної залежності, а не взагалі про відсутність будь якого статистичного зв'язку.

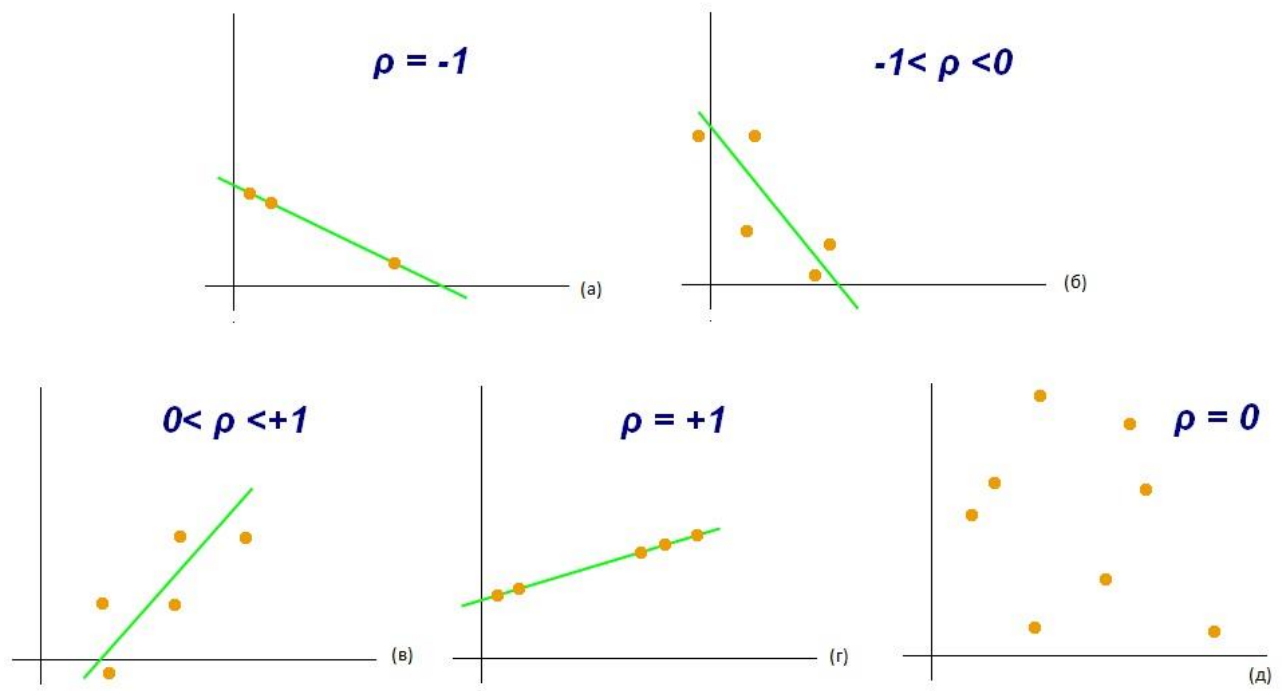


Рисунок 4.13 – Діаграми розсіювання емпіричних значень змінних X і Y :

- а) строга негативна кореляція; б) негативна кореляція; в) позитивна кореляція
г) строга позитивна кореляція; д) нульова кореляція;

Для дослідження використовувалось середовище Microsoft Excel, в якій вводимо числа для розрахунку. Використання середовища Microsoft Excel зумовлене тим що в ньому є готова функція кореляції “PEARSON” яка і буде використовуватись для дослідів (рисунок - 4.14).

B13 $\times$ $\checkmark$ f_x =PEARSON(B3:B7;C3:C7)						
	A	B	C	D	E	F
1						
2		Креатинін до, x	Креатинін після, y			
3		1045	480			
4		1065	590			
5		1055	507			
6		1156	710			
7		1084	508			
8						
9						
10						
11						
12		Коефіцієнт кореляції				
13		0,89				

Рисунок 4.14 – Розрахунок коефіцієнту кореляції

За такою аналогією розраховуємо коефіцієнти кореляції для пацієнтів з різною ваговою категорією у яких брали результати аналізів протягом 5 місяців.

Для пацієнта 1 із “сухою вагою” 63 кг розраховуємо кореляцію креатиніну до і після гемодіалізу, аналогічні дії робимо для сечовини і ваги.

Таблиця 4.12 – Розрахунок коефіцієнтів кореляції для 1 пацієнта

Креатинін до, мкмоль/л	Креатинін після, мкмоль/л	Сечовина до, ммоль/л	Сечовина після, ммоль/л	Вага до, кг	Вага після, кг
494	261	18,3	8,9	64	62,5
570	249	21	8,7	64,5	63,2
588	269	18,2	8,5	64	62,7
711	238	28,0	13,1	63,5	63,0
594	249	26,0	13,2	63,3	62,8
Коефіцієнт кореляції		Коефіцієнт кореляції		Коефіцієнт кореляції	
-0,68		0,95		0,25	

Отже для 1 пацієнта із “сухою вагою” 64 кг коефіцієнти кореляції по креатиніну, сечовині і вазі складають -0,68, 0,95, 0,25 відповідно. Будуємо графіки (рисунок 4.15-4.17).

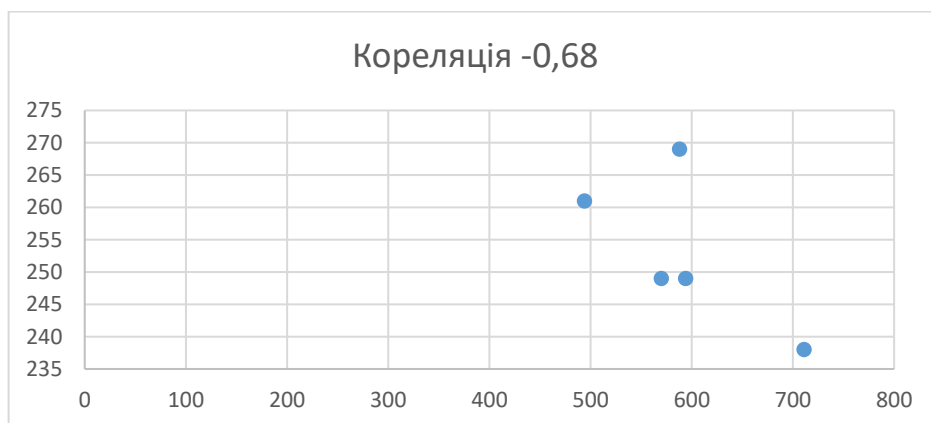


Рисунок 4.15 – Графік кореляції по креатиніну для 1 пацієнта

Можна зробити висновок що при кореляції $-0,68$ ми спостерігаємо негативну кореляцію.

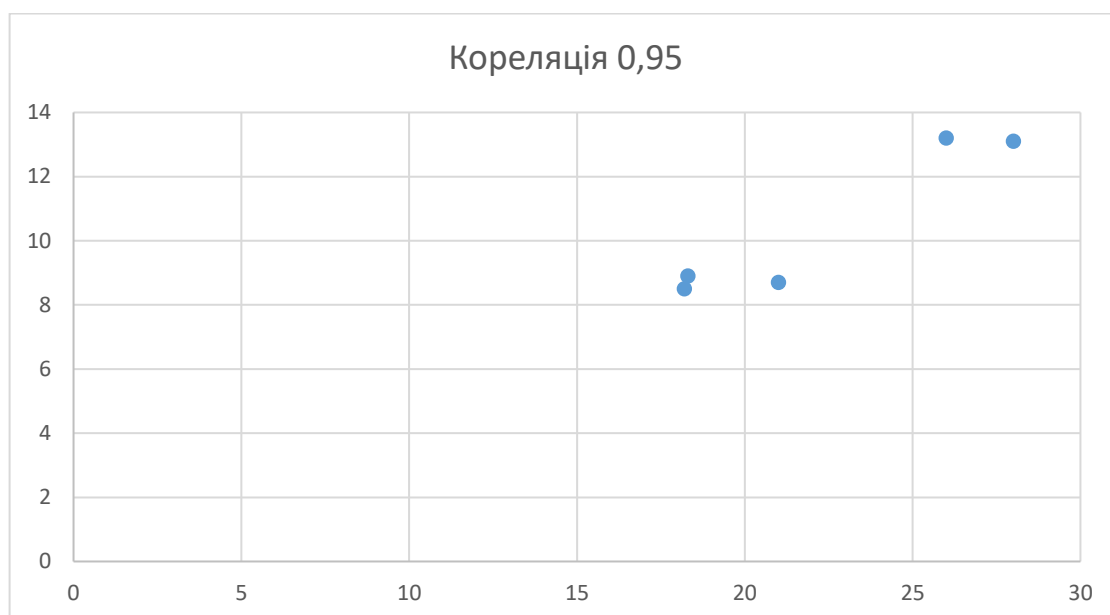


Рисунок 4.16 – Графік кореляції по сечовині для 1 пацієнта

Дивлячись на графік і на основі показника кореляції $0,95$ спостерігається виска позитивна кореляція.

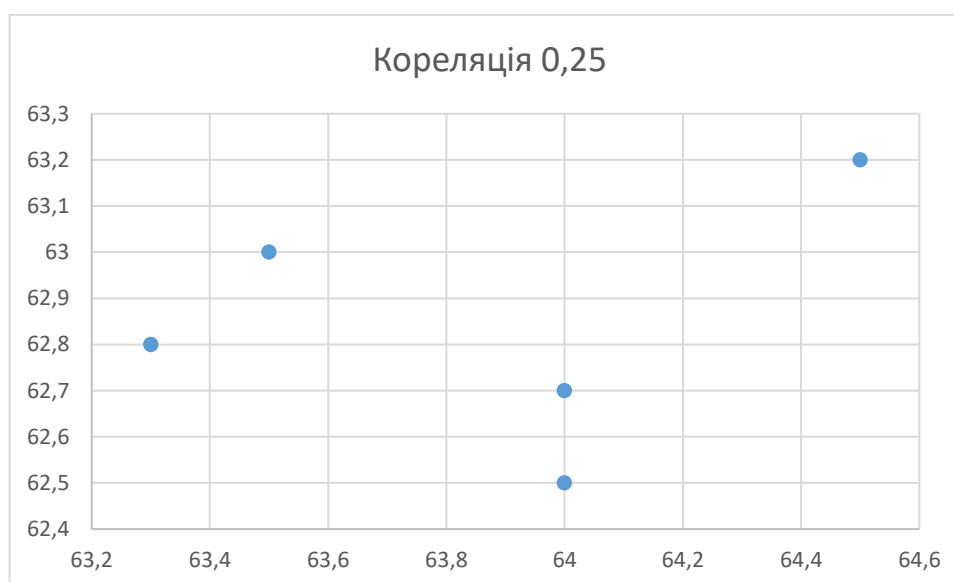


Рисунок 4.17 – Графік кореляції по вазі для 1 пацієнта

Розглянувши графік і коефіцієнт кореляції можна стверджувати що прослідковується слабка кореляція.

Для пацієнта 2 із “сухою вагою” 55 кг розраховуємо коефіцієнти кореляції і заносимо до таблиці - 4.13.

Таблиця 4.13 – Розрахунок коефіцієнтів кореляції для 2 пацієнта

Креатинін до, мкмоль/л	Креатинін після, мкмоль/л	Сечовина до, ммоль/л	Сечовина після, ммоль/л	Вага до, кг	Вага після, кг
782	430	25	15,5	56,8	56
980	395	28,0	13,4	56,1	55,2
735	326	18,7	9,5	57,4	56,2
995	498	21,9	10,7	56,5	55,9
678	333	21,7	8,1	56,0	55,0
	Коефіцієнт кореляції		Коефіцієнт кореляції		Коефіцієнт кореляції
	0,75		0,74		0,92

Отже для 2 пацієнта із “сухою вагою” 55 кг коефіцієнти кореляції по креатиніну, сечовині і вазі складають 0,75, 0,74, 0,92 відповідно. Будуємо графіки (рисунок 4.18-4.20).

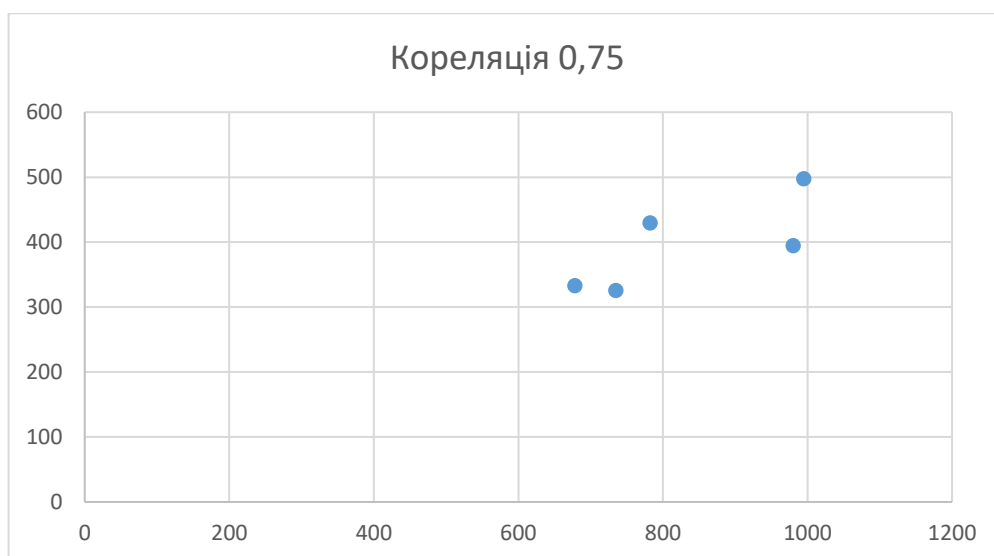


Рисунок 4.18 – Графік кореляції по креатиніну для 2 пацієнта

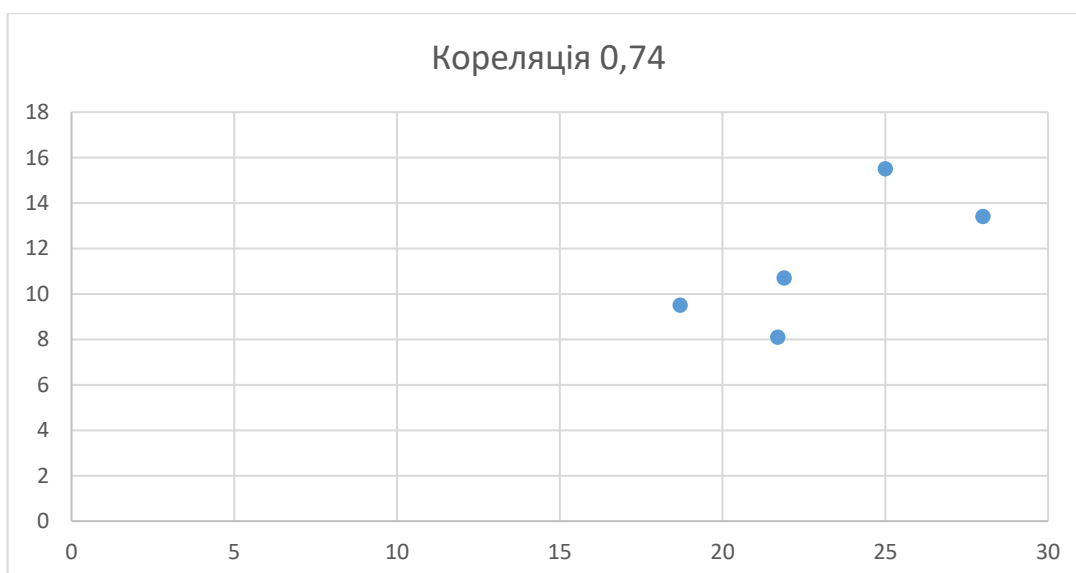


Рисунок 4.19 – Графік кореляції по сечовині для 2 пацієнта

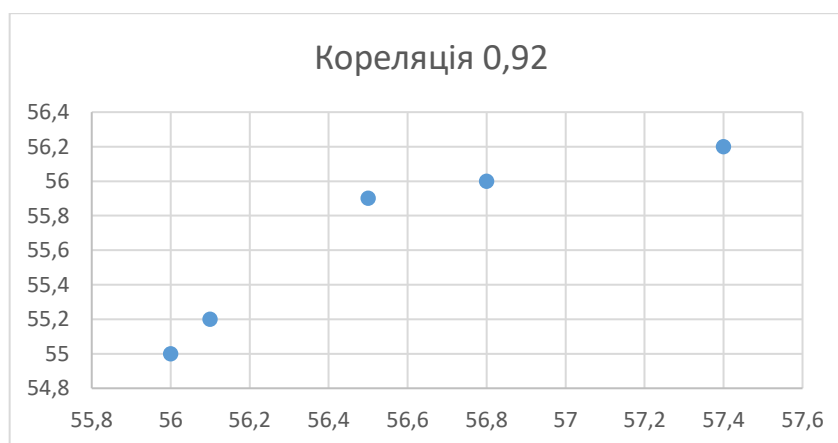


Рисунок 4.20 – Графік кореляції по вазі для 2 пацієнта

Розглянувши графіки і коефіцієнти кореляції можна стверджувати що прослідковується висока кореляція.

Для пацієнта 3 із “сухою вагою” 75,8 кг розраховуємо коефіцієнти кореляції і заносимо до таблиці - 4.14.

Таблиця 4.14 – Розрахунок коефіцієнтів кореляції для 2 пацієнта

Креатинін до, мкмоль/л	Креатинін після, мкмоль/л	Сечовина до, ммоль/л	Сечовина після, ммоль/л	Вага до, кг	Вага після, кг
702	326	28,4	13,3	76,9	75,9
690	338	28,2	12,7	77,0	75,8
538	278	27,2	10,9	77,4	75,9
638	242	18,9	7,1	78,5	75,8
667	284	21,9	8,7	77,4	75,7
	Коефіцієнт кореляції		Коефіцієнт кореляції		Коефіцієнт кореляції
	0,56		0,97		-0,25

Отже для 3 пацієнта із “сухою вагою” 75,8 кг коефіцієнти кореляції по креатиніну, сечовині і вазі складають 0,56, 0,97, -0,25 відповідно. Будуємо графіки (рисунок 4.21-4.23).

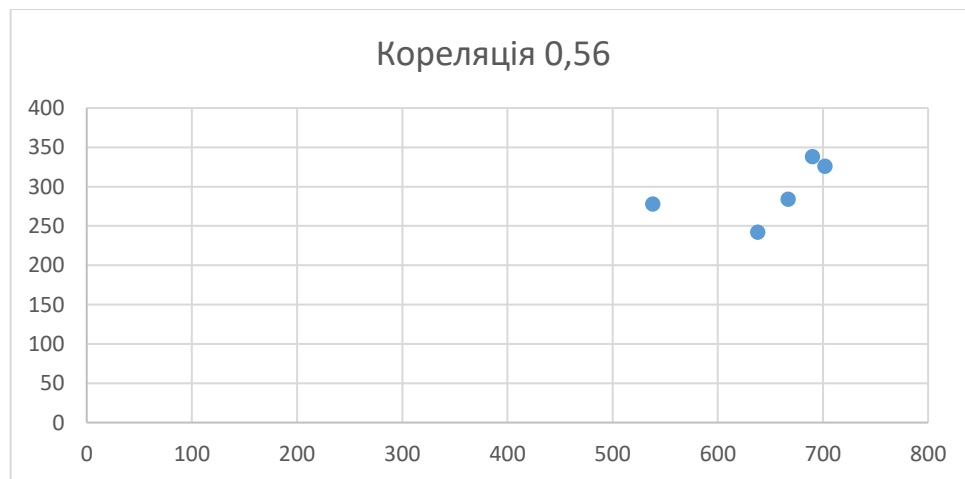


Рисунок 4.21 – Графік кореляції по креатиніну для 3 пацієнта

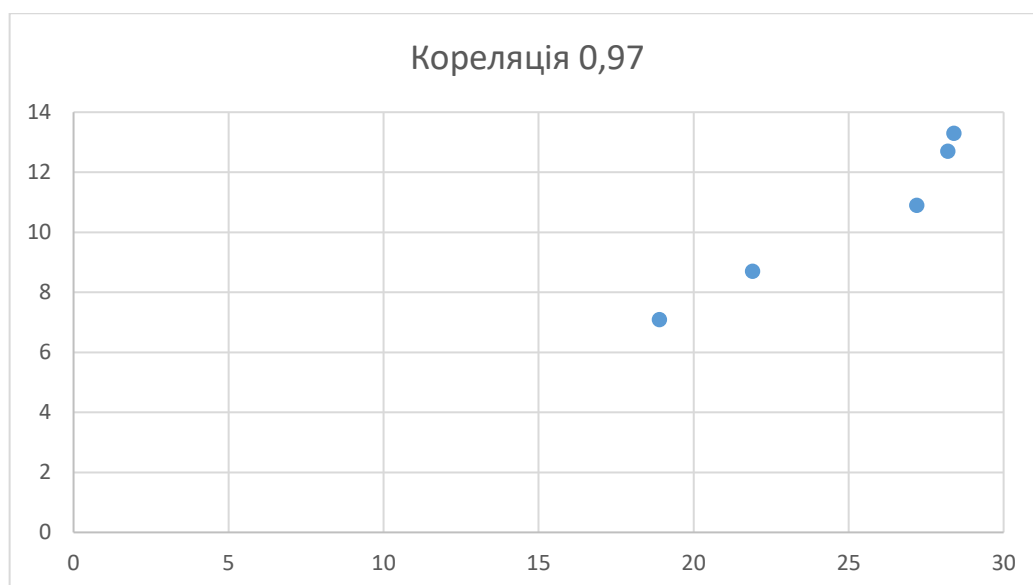


Рисунок 4.22 – Графік кореляції по сечовині для 3 пацієнта

Розглянувши 2 графіка і їх коефіцієнти кореляції можна стверджувати що прослідковується висока кореляція.

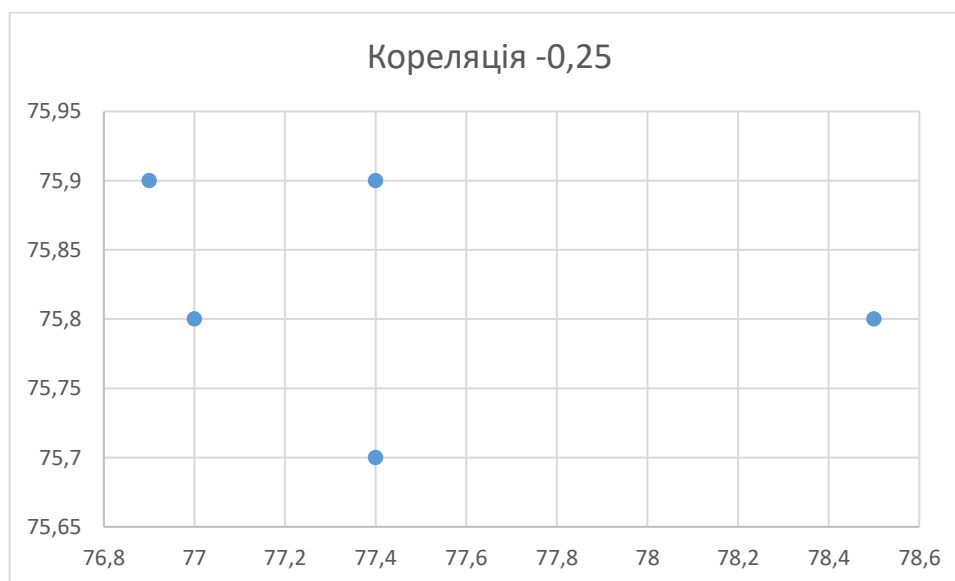


Рисунок 4.23 – Графік кореляції по вазі для 3 пацієнта

На основі коефіцієнта кореляції $-0,25$ і графіка можна стверджувати що присутня негативна кореляція.

Для пацієнта 4 із сухою вагою 155,4 кг розраховуємо коефіцієнти кореляції і заносимо до таблиці - 4.15.

Таблиця 4.15 – Розрахунок коефіцієнтів кореляції для 2 пацієнта

Креатинін до, мкмоль/л	Креатинін після, мкмоль/л	Сечовина до, ммоль/л	Сечовина після, ммоль/л	Вага до, кг	Вага після, кг
1045	480	25	15,5	159	155,4
1065	590	28,0	13,4	159	155,5
1055	507	18,7	9,5	160	155,5
1156	710	21,9	10,7	160	155,5
1084	508	21,7	8,1	159	155,0
	Коефіцієнт кореляції		Коефіцієнт кореляції		Коефіцієнт кореляції
	0,89		0,3		0,51

Отже для 4 пацієнта із “сухою вагою” 155,4 кг коефіцієнти кореляції по креатиніну, сечовині і вазі складають 0,89, 0,3, 0,51 відповідно. Будуємо графіки (рисунок 4.24-4.26).

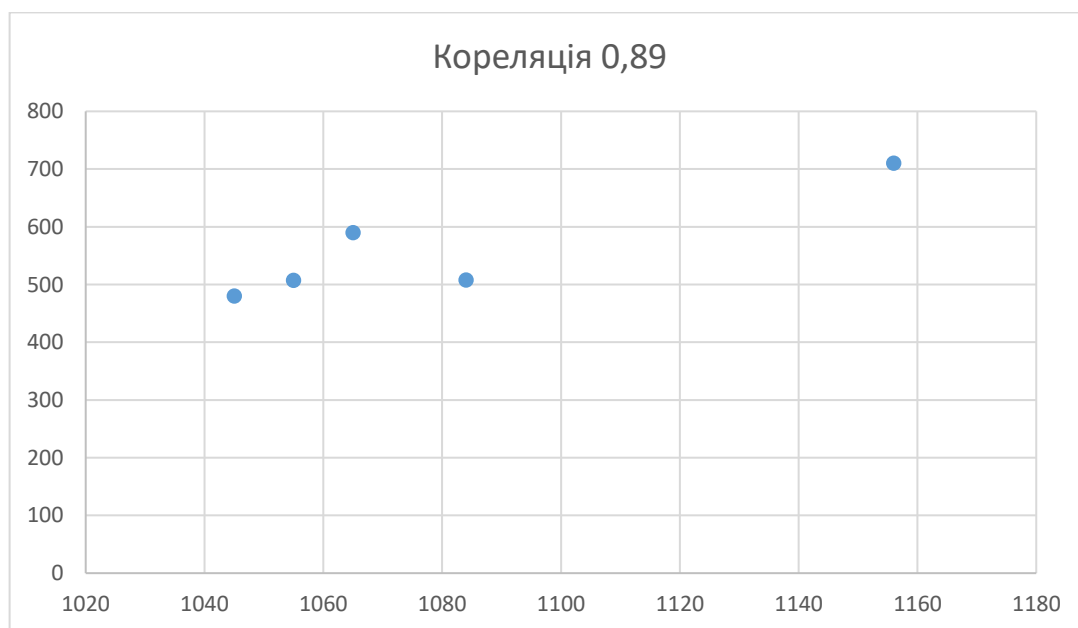


Рисунок 4.24 – Графік кореляції по креатиніну для 4 пацієнта

При коефіцієнті кореляції 0,89 спостерігається висока позитивна кореляція.

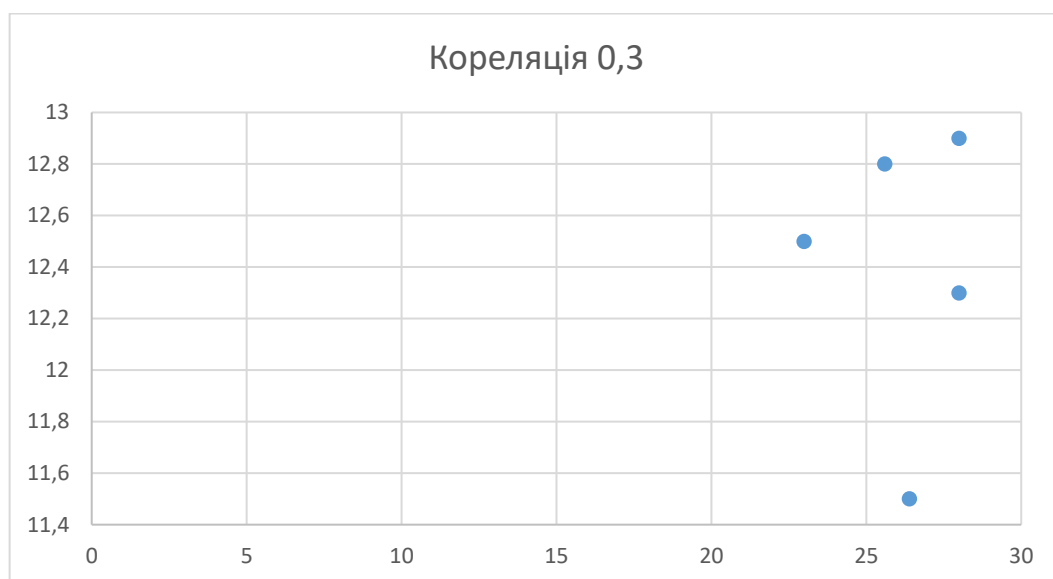


Рисунок 4.25 – Графік кореляції по сечовині для 4 пацієнта

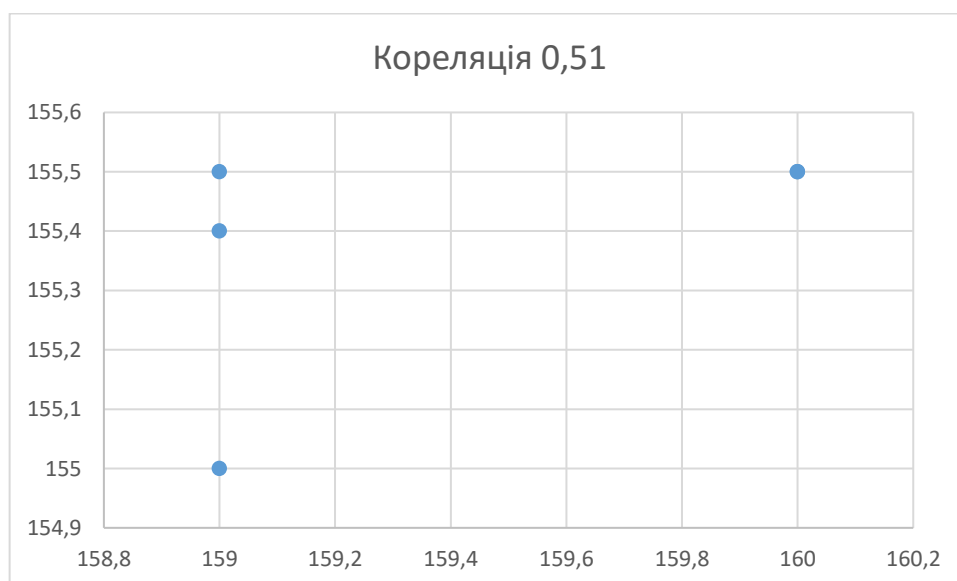


Рисунок 4.26 – Графік кореляції по вазі для 4 пацієнта

При коефіцієнті кореляції 0,51 спостерігається висока позитивна кореляція.

ВИСНОВКИ

1. Було розглянуто будову та принцип роботи апарату для гемодіалізу, завдяки чому можна було визначитись із об'єктом дослідження і з предметом дослідження.
2. Розроблено порядок проведення досліду. Дослідження ефективності роботи апарату для гемодіалізу, а також вплив на фізіологічні показники. Дослід був у наступному: довести чи дійсно апарат “штучна нирка” виводить величезну кількість токсинів і нормалізує водний баланс у хворих на хронічну хворобу нирок. Доведення цієї ефективності відбувалось на основі числових характеристик процесу очищення крові пацієнта під час процедури гемодіалізу.
3. Проведено статистичну обробку отриманих даних. А саме було сформовано 2 групи по тривалості процедури, 1 група тривалість процедури складав 3 години, а 2 група тривалість 4 години. Цей розподіл був потрібний для того щоб дізнатись чи залежить ефективність роботи апарату від часу. Як показав дослід ефективність роботи апарату від часу залежить, оскільки середня ефективність роботи в 2 групах показало різні значення. Тому для того щоб зрозуміти від чого ж залежить ще ефективність роботи апарату, було взято окремих пацієнтів з різною ваговою категорією, а результати записувались наприкінці кожного місяця протягом 5 місяців. Отримані в досліді результати довели те що ефективність роботи апарату залежить від параметрів самого пацієнта таких як вага, зріст, а також чи дотримується пацієнт дієти.
4. Доведено можливий взаємозв'язок отриманих даних шляхом розрахування та представлення графічного відображення кореляції.