

ВИМІРЮВАННЯ ФІЗИКО-МЕХАНІЧНИХ ПАРАМЕТРІВ РЕЧОВИНИ

УДК 681.2.08

DOI: 10.31471/1993-9981-2019-2(43)-25-31

КОНТРОЛЬ ЗМОЧУВАЛЬНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ ПОВЕРХОНЬ ШТУЧНИХ СУДИН

¹М. М. Чуйко, ¹Л. А. Витвицька¹, ²З. Я. Витвицький, ²Х. З. Лаврук, ¹Б. С. Бережницький

¹. Івано-Франківський національний університет нафти і газу, м. Івано-Франківськ, вул. Карпатська 15 м. Івано-Франківськ, 76019, e-mail: zarichna@nung.edu.ua

². Івано-Франківський національний медичний університет, м. Івано-Франківськ, вул. Галицька, 2. e-mail: radiology@ifnmu.edu.ua

Проаналізовано вплив поверхневих властивостей різних твердих матеріалів на процес розтікання по них крові. На основі залежності швидкості згортання крові від змочувальних властивостей твердих поверхонь, по яких вона розтікається, обґрунтовано актуальність розроблення експрес-методу контролю процесу змочування кров'ю поверхонь штучних судин для запобігання тромбоутворення. Визначено роботу адгезії, яка витрачається при відтікання краплі. Розроблено імпедансний метод, в основі якого закладено існування взаємозв'язку між швидкістю відтікання та зміною імпедансу плоского конденсатора, між обкладинками якого знаходиться досліджувана система кров – імплантат. Між електродний простір комірки (досліджувану систему) можна розглядати як неоднорідний діелектрик, що представляє собою сукупність шарів крові, повітря та зразка імпланту. Кожен із цих шарів можна представити за допомогою набору конденсаторів та резисторів паралельно та послідовно з'єднаних між собою. В процесі відтікання крові по нахилений поверхні досліджуваного зразка матеріалу імплантата, який знаходиться на нижній обкладинці конденсатора відбувається перерозподіл шарів крові, повітря та зразка імпланту, тобто змінюється діелектрична проникність міжелектродного середовища. В роботі наведено конструкцію ємнісного первинного перетворювача, який представляє собою плоский конденсатор із змінною відстанню між пластинами, а також функціональну схему всього пристрою, що реалізує імпедансний метод. За вимірними значеннями при відтіканні крові, яка наноситься на поверхню зразка імплантата з постійною витратою визначається динаміка зміни імпедансу в часі, здійснюється апроксимація отриманих часових залежностей. Визначальним параметром для встановлення ступеня змочування є кут нахилу цих залежностей, побудованих у графічному вигляді. Розроблена система градації ступеня змочування за 5-ти бальною системою. Наведені графічні залежності для встановлення ступеня змочування кров'ю найбільш використовуваних матеріалів при створенні штучних судин, що підтвердило необхідність нанесення спеціальних покриттів для збільшення часу згортання крові.

Ключові слова: згортання, кров, ступінь змочування, швидкість відтікання, адгезія, імпеданс.

Проанализировано влияние поверхностных свойств различных твердых материалов на процесс растекания по ним крови. На основе зависимости скорости свертывания крови от смачивающих свойств твердых поверхностей, по которым она растекается, обоснована актуальность разработки экспрес-метода контроля процесса смачивания кровью поверхностей искусственных сосудов для предотвращения тромбообразования. Определена работа адгезии, которая расходуется при оттоке капли. Разработан импедансный метод, в основе которого заложено существование взаимосвязи между скоростью оттока и изменением импеданса плоского конденсатора, между обкладками которого находится исследуемая система кровь - имплант. Междуэлектродное пространство ячейки (исследуемую систему) можно рассматривать как неоднородный диэлектрик, что представляет собой совокупность слоев крови, воздуха и образца имплантата. Каждый из этих слоев можно представить с помощью набора конденсаторов и резисторов параллельно и последовательно

соединенных между собой. В процессе оттока крови по наклонной поверхности исследуемого образца материала импланта, который находится на нижней пластине конденсатора, происходит перераспределение слоев крови, воздуха и образца импланта, то есть меняется диэлектрическая проницаемость междуэлектродной среды. За динамикой изменения импеданса определяется степень смачивания. В работе приведена конструкция емкостного первичного преобразователя, который представляет собой плоский конденсатор с переменным расстоянием между пластинами, а также функциональную схему всего устройства, реализующего импедансный метод. По измеренным значениям при оттоке крови, которая наносится на поверхность образца импланта с постоянным расходом, определяется динамика изменения импеданса во времени, осуществляется аппроксимация полученных временных зависимостей. Определяющим параметром для установления степени смачивания является угол наклона этих зависимостей, построенных в графическом виде. Разработана система градации степени смачивания по 5-ти бальной системе. Приведенные графические зависимости для установления степени смачивания кровью наиболее используемых материалов при создании искусственных сосудов, что подтвердило необходимость нанесения специальных покрытий для увеличения времени свертывания крови.

Ключевые слова: свертывание, кровь, степень смачивания, скорость оттока, адгезия, импеданс.

The influence of the surface properties of different solid materials on the process of blood flowing through them is analyzed. Based on the dependence of the blood coagulation rate on the wetting properties of the solid surfaces on which it spreads, the urgency of developing an express method of controlling the process of blood wetting of the artificial vessels surfaces to prevent thrombosis is substantiated. The adhesion work which is consumed of blood drainage is determined. The impedance method was developed, which is based on the relationship between the flow rate and the change in impedance. The impedance method was developed, which is based on the relationship between the flow rate and the change in impedance of the flat capacitor, between the plates of which is the investigated system blood – implant. The interelectrode space of the cell (the investigated system) can be considered as a heterogeneous dielectric, which is a collection of blood, air, and implant samples. Each of these layers can be represented by a set of capacitors and resistors in parallel and connected in series. In the course of blood drainage on the inclined surface of the test sample of implant material, which is located on the bottom plate of the condenser, the redistribution of blood layers, air and sample of the implant occurs, that is, the dielectric constant of the electrode medium changes. The design of the device implementing the impedance method and the results of laboratory tests are presented. Graphic dependencies for establishing the wetting degree of blood the most used materials in the creation of artificial vessels, which confirmed the need for special coatings to increase the blood coagulation time.

Key words: coagulation, blood, degree of wetting, flow rate, adhesion, impedance.

При виготовленні таких апаратів, як «штучне серце», «штучна нирка», а також імплантів, стентів судин, необхідно враховувати фізико-хімічні явища, які мають місце при контакті крові з твердою поверхнею. Ці явища мають визначальний вплив на процес кровообігу і на загальний стан організму.

Відомо, що однією з основних властивостей крові, яка складається з рідкої частини (плазми) і формених елементів (еритроцитів, лейкоцитів, тромбоцитів та ін.), є її здатність згортатися або згущуватися. Крім біохімічних і гематологічних змін крові при її контакті з твердою поверхнею великого значення набувають змочування і

розтікання поверхнею твердого тіла. Тому змочування необхідно враховувати при створенні і використанні імплантів та стентів кровоносних судин, при виборі матеріалів елементів конструкцій матеріалів, з якими контактує кров.

На даний час найбільш використовуваним методом оцінки змочування поверхонь кров'ю, є визначення крайового кута змочування і кута нахилу досліджуваної твердої поверхні, при яких відбувається відтікання крапель крові [1]. В якості досліджуваних поверхонь використовуються гладкі поліровані пластинки, на які наносяться краплі цитратної крові, плазми

і сироватки. Цитратною кров'ю є розчин, що містить $0,5 \text{ см}^3$ цитрату на 10 см^3 крові для запобігання її згущування. При визначенні кута відтікання використовуються краплі рідини однакової маси. Для порівняння визначається змочування цих же досліджуваних твердих поверхонь водою. Встановлено, що цитратна кров і плазма змочують поверхні дещо гірше, ніж вода. Однак, більш важливим і актуальним завданням є дослідження змочувальних властивостей і швидкості згортання цільної крові.

Із збільшенням крайового кута і зменшенням роботи адгезії крові швидкість згортання падає, а час згортання, відповідно, збільшується. На змочуваній твердій поверхні в порівнянні з незмочуваною збільшується концентрація тромбоцитів, що сприяє згортанню. При цьому згортання крові на олеофобній поверхні протікає менш інтенсивно, ніж на олеофільній.

Для хірургічних апаратів, апаратів штучного кровообігу (АШК) і інструментів, в яких кров стикається з чужорідною поверхнею, важливо застосовувати такі матеріали, при контакті з якими кров згущується повільніше.

Хоча не виявлена кореляція між крайовим кутом для крапель води і крові, але на гідрофобних поверхнях збільшується крайовий кут як води, так і крові. Звідси можна чекати зниження швидкості згортання крові на гідрофобних поверхнях.

Тому контактуючі з кров'ю гумові деталі (клапани, діафрагми, сполучні трубки і ін.) в апаратах АШК виготовляють з введенням в гуму кремнійорганічних рідин в кількості до 8% для підвищення її гідрофобних властивостей.

Металеві деталі АШК покривають тонким шаром лаку, що приводить до збільшення крайового кута змочування від 70° до 100° і обумовлює зниження швидкості згортання.

Деякі синтетичні деталі АШК також вимагають гідрофобізації.

Однак різноманітні покриття імплантів з різних сплавів володіють неоднаковими властивостями до тромбоутворення на їх поверхні в залежності від їх матеріалу, дизайну, покриття, приєднаних фармакотерапевтичних агентів, кількості і довжини самих імплантів.

На основі аналізу різних методів дослідження стану кровоносних судин та

впливу на процес кровообігу їх поверхневих властивостей визначено, що для створення імплантів судин та підбору матеріалу для апаратів штучного кровообігу, штучної нирки і т. д. особливо важливу роль відіграють саме поверхневі властивості судин, які одночасно повинні бути і частково проникними для певних складових крові і добре проводити кровотік, не спричиняючи хімічних змін крові. На даний час не існує універсального методу для контролю поверхневих властивостей твердих тіл, тому виникає необхідність розроблення такого методу, який би дозволив в експресному режимі проводити даний контроль саме за взаємодією поверхні судини із ще не згорнутою кров'ю.

У статті подано опис методу експрес-контролю ступеня змочування кровоносних судин та пристрою, що реалізує запропонований метод.

Змочувальні властивості рідин визначаються на основі адгезійної взаємодії, яка виникає на границі розділу рідина - тверде тіло. Величину цієї взаємодії можна визначити в процесі видалення рідини з поверхні твердого тіла.

Адгезія рідини оцінюється роботою W_a , яку треба виконати для відриву рідини від твердої поверхні, тобто для відновлення початкового стану контактуючих тіл. Таким чином, робота адгезії є важливою характеристикою взаємодії на межі розділу рідина – тверде тіло.

При видаленні рідини з твердої поверхні можливий або адгезійний відрив по межі рідина–тверде тіло, або когезійний відрив, коли порушується межа рідина–рідина. В деяких випадках має місце адгезійно - когезійний відрив.

Для визначення роботи, що виникає при контакті рідини з твердим тілом, необхідно знати площу її контакту з поверхнею тіла. Ця площа визначається здатністю рідини змочувати тверді поверхні [2].

Робота адгезії рідини на межі з твердою фазою описується наступною залежністю:

$$W_a = \sigma_{pe} \cdot (1 + \cos \theta), \quad (1)$$

де σ_{pe} – поверхневий натяг на межі розділу рідина – газ, θ – крайовий кут змочування,

який залежить від поверхневих натягів на границях розділу тверде тіло – рідина – газ.

У випадку визначення роботи адгезії сферичної краплі, яка стикається з газовим середовищем, береться до уваги площа контакту краплі на границі розділу рідина – газ. Тоді роботу W , що витрачається для видалення краплі, слід розділити на площу контакту S з газовим (а не твердим) середовищем.

З урахуванням того, що форма краплі змінюється при її відриванні, роботу адгезії виражають наступним чином:

$$W_a' = \frac{W}{S} = \frac{3}{5} \sigma_{pz} \left[1 - \left(\frac{2 - 3 \cos \theta + \cos^3 \theta}{4} \right)^{1/3} \right]. \quad (2)$$

При розташуванні системи «тверде тіло–рідина-газ» між обкладинками конденсатора утворюється ємнісна комірка. При відтіканні рідини поверхнею твердого тіла відбувається перерозподіл зарядів рідини та твердого тіла. При цьому в якості діелектрика може виступати або повітря (якщо рідина і тверде тіло провідні), або повітря і непровідна рідина (якщо провідником є тверде тіло), або повітря, рідина та тверде тіло (якщо рідина і тверде тіло є діелектриками).

Обґрунтування запропонованого експрес-методу здійснено на основі взаємозв'язку між швидкістю відтікання та зміною імпедансу вимірювальної комірки (плоского конденсатора), в якій знаходиться досліджувана система кров – імплант. Міжелектродний простір комірки (досліджувану систему) можна розглядати як неоднорідний діелектрик, що представляє собою сукупність шарів крові, повітря та зразка імпланту. Кожен із цих шарів можна представити за допомогою набору конденсаторів та резисторів паралельно та послідовно з'єднаних між собою [3].

При нанесенні постійного об'єму крові ($0,1 \text{ см}^3$) на поверхню зразка імпланту визначальною характеристикою зміни загального ємнісного імпедансу конденсатора є зміна форми крапель рідини при її відтіканні похилою поверхнею твердого тіла (кут нахилу 15°). Швидкість відтікання крові визначається її змочувальними властивостями відносно досліджуваної твердої поверхні, а також діелектричними проникностями усіх середовищ, що присутні між обкладинками конденсатора [4].

Запропонований метод реалізований у

пристрої, функціональна блок-схема якого подана на рис. 1.

Основними вузлами пристрою є:

1 — вузол прецизійного переміщення поршня дозатора (електромеханічний блок);

2 — вузол вимірювання імпедансу (вимірювальний блок);

3 — вузол визначення ступеня змочування за отриманими залежностями та керування роботою пристрою (блок оброблення та інформації);

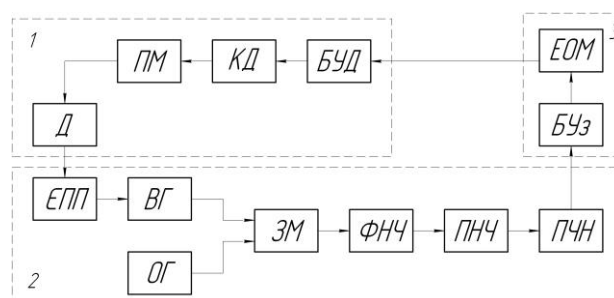


Рисунок 1 — Функціональна блок-схема пристрою.

У вузол 1 входить чотириобмотковий кроковий двигун КД, який через передавальний механізм ПМ дискретно переміщує вгору-вниз поршень дозатора Д для нанесення крові на поверхню зразка. Робота двигуна керується ЕОМ через блок управління двигуном БУД почерговою подачею на його обмотки імпульсів напруги 5 В, сили струму 1 А і тривалістю близько 10 мс. Застосований в пристрої кроковий двигун при подачі одного імпульса на відповідну обмотку дає можливість отримати мінімальний кут обертання на його валі, рівний 108 кутових хвилин.

Блок БУД по команді ЕОМ здійснює перемикання обмоток двигуна для його вмикання, реверсу чи зупинки, а також запобігає проходженню в інші блоки пристрою імпульсних перешкод внаслідок роботи сильно струмових обмоток двигуна. Передавальний механізм ПМ призначений для передачі обертового руху валу двигуна в поступальний рух поршня (при оберті валу на 360° столик переміщується на 0,5 мм).

Вузол 2 складається із ємнісного первинного перетворювача ЕПП, сигнал з якого подається на вимірювальний генератор ВГ. У змішувачі ЗМ порівнюється частота

вимірювального генератора ВГ та опорного генератора ОГ. Різниця частот через фільтр низьких частот ФНЧ, підсилювач ПНЧ та перетворювач «частота-напруга» ПЧН подається на блок узгодження БУз для введення в ЕОМ.

Вузол 3 — це персональна ЕОМ з блоком узгодження БУз. ЕОМ призначена для керування всією роботою пристрою, а також для визначення ступеня відтікання крові досліджуваною твердою поверхнею. Визначення здійснюється шляхом порівняння кутів нахилу отриманих залежностей зміни імпедансу в часі, що визначається за різницею частот сигналів від ВГ та ОГ.

Конструктивно пристрій виконаний у вигляді трьох окремих, кабельно з'єднаних між собою, модулів: електромеханічного 1, вимірювального електричного 2 та ЕОМ 3.

Управління всім процесом контролю ступеня змочування крові здійснюється за допомогою ЕОМ за закладеною в її пам'ять програмою. Значення номеру зразка, а також всі необхідні команди про початок і кінець вимірювання вводяться через клавіатуру. На екрані монітора висвічується інформація про хід виконання програми, а також результати вимірювання.

Ємнісний первинний перетворювач (рис. 2) представляє собою плоский конденсатор із змінною відстанню між пластинами – рухомою 1 і нерухомою 2. Налаштування відстані між електродами забезпечується конструкцією, що представляє собою рухомий гвинт 3, закріплений у втулці 4. Рух пластин здійснюється у направляючих 5. Зразок судини чи досліджуваного матеріалу розташовується на слюдяній підкладці, розміщеній на нерухомій пластині.

Розроблений пристрій дозволяє проводити експрес-контроль змочувальних властивостей матеріалів імплантів за ступенем змочування їх кров'ю шляхом визначення залежності зміни діелектричних властивостей системи кров – імплант, зокрема імпедансу середовища вимірювальної комірки в залежності від швидкості відтікання крові досліджуваною поверхнею.

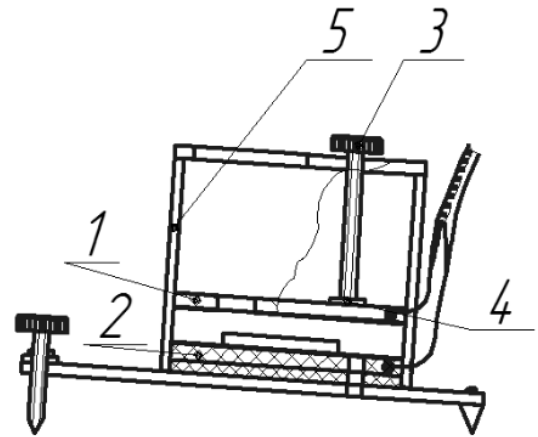
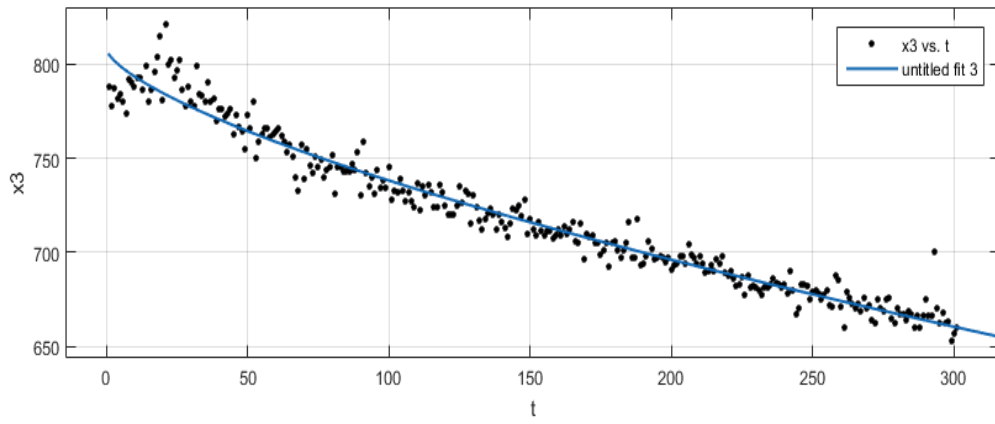


Рисунок 2 — Ємнісний перетворювач (дати перероблений рисунок).

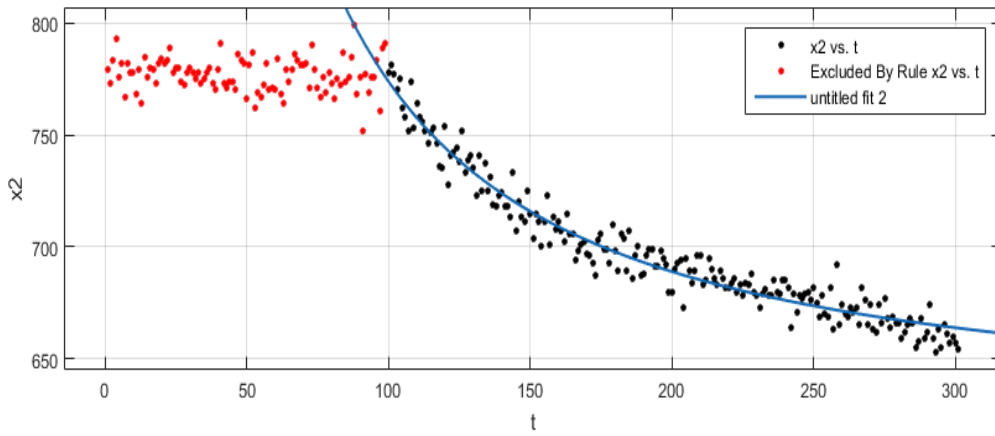
Оцінка ступеня змочування імпедансним методом здійснюється за кутами нахилу кривих відтікання, тобто за зміною в часі імпедансу ємнісної комірки, з якої відтікає кров по нахиленій поверхні. Пропонується. Градація результатів вимірювань проводиться шляхом розбиття діапазону зміни кута нахилу для набору контрольованих поверхонь на 5 ділянок, а ступінь змочуваності оцінюється за бальною системою:

- 1 бал - низький ступінь змочування;
- 2 бала - середньо-низький ступінь змочування;
- 3 бала - середній ступінь змочування;
- 4 бала - середньо-високий ступінь змочування;
- 5 балів - високий ступінь змочування.

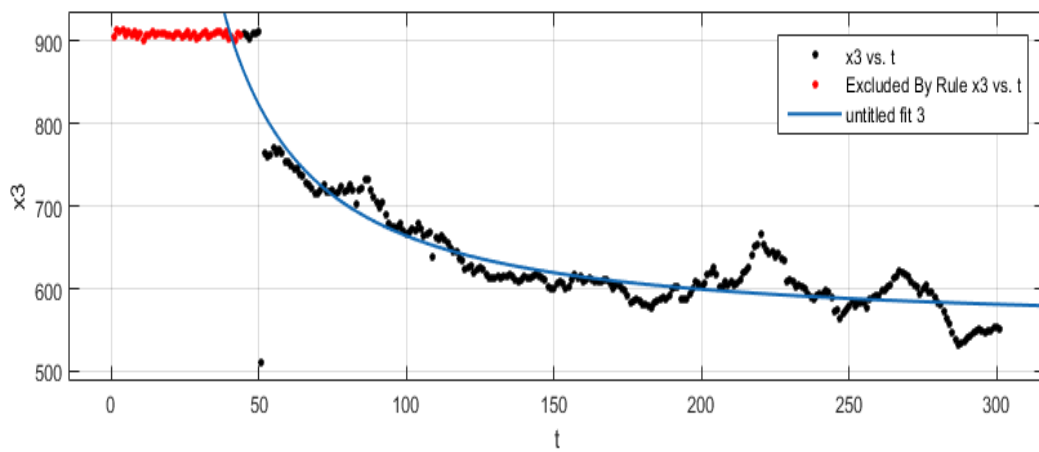
Так, в ході лабораторних досліджень розробленого пристрою здійснено контроль ступеня змочування кров'ю зразків твердих матеріалів, використовуваних в АШК та для виготовлення імплантів. На рис. 3 подано графіки зміни імпедансу в часі при відтіканні крові на зразках: нержавіюча сталь (а) та нержавіюча сталь, покрита лаком МК-4 (б); гума на основі каучуку СКГ МХП ВТ 51-54 (в) та гума з нанесеною кремнійорганічною рідиною (г). Вибір зразків дав можливість дослідити вплив покриття на змочувальні властивості цих поверхонь.



a)



b)



e)

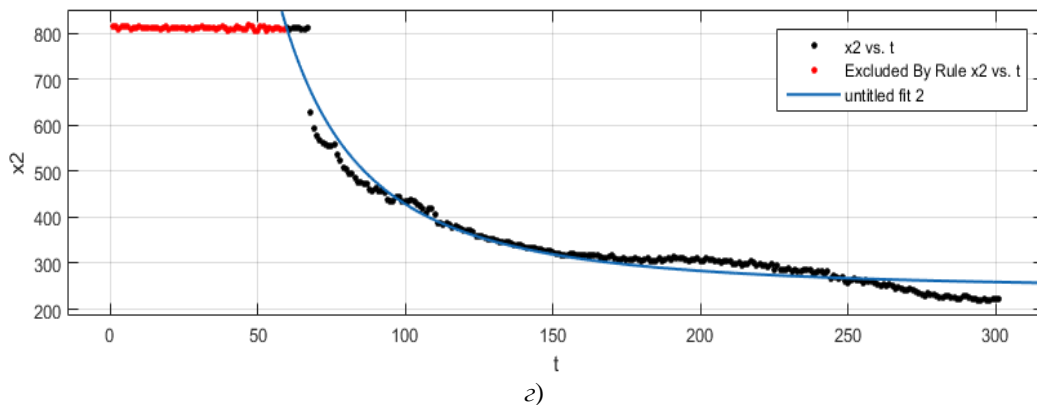


Рисунок 3 – Експериментальні дані та апроксимаційні залежності зміни імпедансу в часі при відтіканні крові поверхнями твердих зразків.

Нанесення покриттів на зразки матеріалів імплантів сприяє підвищенню гідрофобних властивостей матеріалів, що підтверджують графіки експериментальних досліджень, адже при збільшенні крайового кута змочування імплантів збільшується кут нахилу отриманих залежностей зміни імпедансу вимірювальної комірки в процесі відтікання крові його поверхнею.

Таким чином, розроблений пристрій, який реалізує ємнісний метод експрес-контролю та методика градації твердих поверхонь за їх змочувальними властивостями дозволяє здійснювати підбір таких матеріалів, які при контакті з кров'ю не впливають на зміну її властивостей.

Список використаних джерел

1. Бобров В. А. Нанотехнології в розробці і дослідженні нових тромборезистентних і антипроліферативних покриттів стентів для судин малого діаметра / В. А. Бобров, О.Н. Лазаренко, В. І. Смержевський –К.: В-во Здоров'я України. – Київ, 2007. – 156 с.
- 2- Becky L. and Abraham M. The exponential power law: partial wetting kinetics and dynamic contact angles. *Colloid Surfaces A: Physicochem. Eng. Aspects.* 2004. Vol. 250. Pp. 409–414.
3. Бальцер О. Ю. Вплив крайових ефектів на ємність плоского конденсатора. / О.Ю. Бальцер, Ю. П. Мінаєв, В.І. Тищук, М. М.

Циганок// Наукові записки Рівненського педінституту. - 1997.- С. 66 – 73.

4. Пат.97595 U Україна МПК(2012.01) G01N 13/00. Спосіб контролю змочуваності рідиною поверхні твердого тіла / Чуйко М.М., Витвицька Л.А.-№а201015707; заявл. 27.12.2010; опубл. 27.02.2012, Бюл. №4.

References

1. Bobrov V. A. Nanotekhnolohiyi v rozrobtsti i doslidzhenni novykh tromboresystentnykh y antyproliferyativnykh pokryt' stentiv dlya sudyn maloho diametra / V. A. Bobrov, O.N. Lazarenko, V. I. Smorzhevs'kyu –K.: V-vo Zdorov'ya Ukrainy. Kyuyiv, 2007. 156 z.
2. Becky L. and Abraham M. The exponential power law: partial wetting kinetics and dynamic contact angles. *Colloid Surfaces A: Physicochem. Eng. Aspects.* 2004. Vol. 250. Pr. 409–414.
3. Bal'tser O. Yu. Vplyv krayovykh effektiv na yemnist' ploskoho kondensatora. / O.Yu. Bal'tser, Yu. P. Minayev, V.I. Tyshchuk, M. M. Tsyhanok. *Naukovi zapysky Rivnens'koho pedinstytutu.* 1997. P. 66 – 73.
4. Pat.97595 U Ukrainy MPK(2012.01) G01N 13/00. Sposib kontrolyu zmochuvanosti ridynoyu poverkhni tverdogo tila / Chuyko M.M., Vytvyts'ka L.A.- №a201015707; yayavl. 27.12.2010; opubl. 27.02.2012, Byul. №4.