

BULLETIN 2'2013
ENGINEERING
ACADEMY
OF UKRAINE



2' 2013

ВІСНИК

ІНЖЕНЕРНОЇ
АКАДЕМІЇ
УКРАЇНИ

ТЕОРЕТИЧНИЙ І НАУКОВО-ПРАКТИЧНИЙ ЖУРНАЛ ІНЖЕНЕРНОЇ АКАДЕМІЇ УКРАЇНИ

THEORETICAL AND APPLIED SCIENCE JOURNAL ENGINEERING ACADEMY OF UKRAINE

Журнал друкує статті науковців вузів та установ України, інших країн відповідно до рубрик:

Авіаційна й космічна техніка
Військово-технічні проблеми
Геологія, видобування та переробка корисних копалин
Інженерні проблеми агропромислового комплексу
Інформаційні системи, обчислювальна й електронна техніка, системи зв'язку та приладобудування
Комунікації (транспортні системи та ін.)
Матеріалознавство
Машинобудування
Медична інженерія
Металургія
Нафтогазові технології
Охорона навколишнього середовища (інженерна екологія) і ресурсозбереження
Стандартизація, метрологія і сертифікація
Будівництво і будіндустрія
Технологія легкої промисловості
Технологія харчової промисловості
Хімічні технології й інженерна біотехнологія
Економіка, право та керування в інженерній діяльності
Енергетика

Матеріали друкуються українською, російською або англійською мовами.

Номер затверджено на засіданні Вченої ради Кіровоградського національного технічного університету

Протокол № 9 від 18.04.2013 р.

Вісник Інженерної академії України включений у новий Перелік наукових фахових видань України, в яких можуть публікуватися результати дисертаційних робіт на здобуття наукових ступенів доктора і кандидата наук в галузі технічних наук (Постанова президії ВАК України від 14.04.2010 р. № 1-05/3)

Співзасновники:

Кіровоградський національний технічний університет
Інженерна академія України
Університет внутрішніх справ

Journal submits articles of researchers of universities and institutions of Ukraine and other countries in accordance with headings:

Aviation and Space Engineering
Military and Engineering Problems
Geology, Mining and Processing of Minerals
Engineering Problems of Agroindustrial Complex
Information Systems, Computer and Electronic Engineering, Communication Systems and Instrument Engineering
Communications (Transport Networks and others)
Material Science
Mechanical Engineering
Medical Engineering
Metallurgy
Oil-and-Gas Technologies
Preservation of Environment (Ecological Engineering) and Resource Saving
Standardisation, Metrology and Certification
Building and Construction Engineering
Technology of Light Industry
Technology of Food Industry
Chemical Technologies and Engineering Biotechnology
Economics, Law and Management in Engineering
Power Engineering

Materials are submitted in Ukrainian, Russian or English languages.

The issue is approved at the meeting of Academic Council of Kirovograd National Technical University

Protocol No. 9 dated 18.04.2013

Bulletin of Engineering academy of Ukraine is included into the new List of Scientific special editions of Ukraine, in which results of dissertation works may be published for to be conferred with academic degrees of doctor and candidate of sciences in the field of engineering sciences (Decree of presidium of the Ukraine HCC No. 1-05/3 dated 14.04.2010)

Cofounders:

Kirovograd National Technical University

Engineering Academy of Ukraine
University of Internal Affairs

Охрименко К.Я., Eichhorn K. (К.К. Охрименко), Манзюра А.В.	236
ОСОБЕННОСТИ ВЛИЯНИЯ ПЕРЕКОСА НА ТОЧНОСТЬ ЗУБЧАТЫХ ПЕРЕДАЧ	236
Охрименко К.Я., Eichhorn K. (К.К. Охрименко), Манзюра А.В.	243
ВЛИЯНИЕ ЭКСЦЕНТРИСИТАТА НА ТОЧНОСТЬ КОСОЗУБЫХ КОЛЁС ЭВОЛЬВЕНТНОГО ЗАЦЕПЛЕНИЯ	243
 Медична інженерія	
Кучерук В.Ю., Рейда О.М., Волошина А.А. Дідич В.М.	250
МЕТОД ВИМІРЮВАННЯ ВЕЛИЧИНІ РН КРОВІ З ВИКОРИСТАННЯМ КАТЕТЕРА ШВАНА-ГАНЦА	250
 Стандартизація, метрологія і сертифікація	
Возняк О.М., Дрючин О.О., Коломійчук І.В., Тихонов В.К.	254
ОПРАЦЮВАННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ НЕПРЯМИХ ВИМІРЮВАНЬ З ВИКОРИСТАННЯМ ЛІНІЙНОЇ АПРОКСИМАЦІЇ	254
Девін Л.М., Стажнів М.Є., Квасніков В.П.	257
ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНА СИСТЕМА ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ПРОЦЕСУ РІЗАННЯ	257
Карпов Ю. О., Каців С. Ш., Козловський А. В.	262
РОЗШІРЕННЯ ОБЛАСТІ ЗАСТОСУВАННЯ СИМВОЛІЧНОГО МЕТОДУ	262
РОЗРАХУНКУ ЕЛЕКТРИЧНИХ КІЛ ЗА РАХУНОК ВИКОРИСТАННЯ МЕТОДІВ	262
НЕСТАНДАРТНОГО АНАЛІЗУ (ЧАСТИНА 2)	262
Квасніков В.П., Зенкін М.А., Грозенко Я.В.	266
ЗМЕНШЕННЯ ПОХИБОК ВИМІРЮВАНЬ У СУЧАСНИХ КООРДИНАТНО-ВИМІРЮВАЛЬНИХ СИСТЕМАХ	266
Кухарчук В. В., Каців С. Ш., Говор І. К., Биковський С. О.	271
ІДЕНТИФІКАЦІЯ ЕЛЕКТРОДИНАМІЧНОЇ СКЛАДОВОЇ АМПЛІТУДНО-ЧАСТОТНО-ЧАСОВОГО СПЕКТРУ	271
ВІБРОСИГНАЛУ В РЕЖИМІ КОРОТКОГО ЗАМИКАННЯ ЗА ДОПОМОГОЮ ШТУЧНОЇ НЕЙРОПОДІБНОЇ МЕРЕЖІ	271
Рудик А.В., Семенова О.О., Семенов А.О.	276
АМПЛІТУДНО – ФАЗОВИЙ МЕТОД ВИМІРЮВАННЯ ПАРАМЕТРІВ РЕЗОНАНСНИХ КОНТУРІВ	276
 Будівництво і будіндустрія	
Лапенко О.І.	282
НАПУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНИЙ СТАН І НЕСУЧА ЗДАТНІСТЬ СТАЛЕЗАЛІЗОБЕТОННИХ ЕЛЕМЕНТІВ НА СТИСК	282
ПРИ НАЯВНОСТІ СКЛЕЮВАННЯ	282
Лапенко О.І., Скребнева С.М.	286
РОЗРОБКА І ВПРОВАДЖЕННЯ «ПЕРВОЛІНУ» В СИСТЕМІ ТЕПЛОЗАХИСТУ БУДІВЕЛЬ	286
 Економіка, право та керування в інженерній діяльності	
Зенкін М.А., Демиденко О.О.	290
ФОРМУВАННЯ ТА РОЗВИТОК ІННОВАЦІЙНОЇ ОСВІТИ В УКРАЇНІ	290
Осауленко І. А.	294
ВИЗНАЧЕННЯ СТРАТЕГІЧНИХ ЦЛІЙ РЕГІОНАЛЬНОГО РОЗВИТКУ ЯК СКЛАДОВА ПРОЕКТНОЇ ДІЯЛЬНОСТІ	294
Осауленко І. А.	298
МЕХАНІЗМИ КООРДИНАЦІЇ В РЕГІОНАЛЬНИХ ПРОЕКТНО-ОРІЄНТОВАНИХ СТРУКТУРАХ	298
Степура В.С.	302
ВИЗНАЧЕННЯ ВАРІАНТУ БУДІВНИЦТВА ДОРІГ НА ОСНОВІ ПОРІВНЯЛЬНОЇ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНІСТІ	302
 Енергетика	
Брикайло Р.В.	310
КОРОЗІЯ ЗОВНІШНІХ ПОВЕРХОНЬ НАГРІВАННЯ	310
ПИЛОВУГЛЬНОГО КОТЛА І ШЛЯХИ БОРОТЬБИ З НЕЮ	310

МЕДИЧНА ІНЖЕНЕРІЯ

УДК 621.3.083

В.Ю. Кучерук¹, д.т.н., проф.

О.М. Рейда¹, к.т.н., доцент

А.А. Волошина¹

В.М. Дідич²

МЕТОД ВИМІРЮВАННЯ ВЕЛИЧИНИ рН КРОВІ З ВИКОРИСТАННЯМ КАТЕТЕРА ШВАНА-ГАНЦА

¹ Вінницький національний технічний університет, e-mail: kucheruk@mail.ru

² Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова

У статті пропонується спосіб визначення величини рН у кров'яному потоці. Вимірювання пропонується проводити за допомогою катетера Швана-Ганца методом індикаторного розчину. В будову катетера входить 4 трубки: температурний сенсор типу RTD, два іон-селективних електроди, побудованих на іон-селективних польових транзисторах, один з яких визначає величину рН, а інший величину CO₂, отвір для введення сольового розчину та трубка для надування маленького балону. Такий пристрій дозволить проводити вимірювання безпосередньо в потоці крові.

Ключові слова: кислотно-основний стан, рН, індикаторний розчин, катетер Швана-Ганца, RTD, іон-селективний електрод, рівняння Нернста.

Вступ та актуальність проблеми дослідження. Концентрація водневих іонів в біологічних тканинах і рідинах організму є одним з жорстко контролюваних параметрів гомеостазу. Термін «кислотно-основний стан» (КОС) застосовується для інтегальної характеристики співвідношення кислих і основних продуктів у біологічних рідинах організму. КОС є одним з факторів, що визначають характер метаболічних реакцій у клітинах організму. КОС відображає стан клітинного метаболізму, газотранспортної функції крові, зовнішнього дихання і водно-сольового обміну. Зміни КОС лежать в основі або супроводжують багато патологічних станів організму [1]. Показник КОС регулює величина рН у крові людини. Спочатку для вимірювання рН використовувався платиновий електрод, але такий метод не забезпечував швидкого аналізу зразків крові. В даний час методи вимірювання рН включають в себе: колориметричний метод, який використовує лакмусові паперові стрічки, що дозволяє відрізнити кислоти від лугів. Більш точний спосіб включає індикаторні флюоресцентні фарби і дає можливість проводити внутрішньосудинне вимірювання рН. Існують спеціальні комерційні системи для вимірювання внутрішньоартеріального рН і газів крові, наприклад, Paratrend 7 + [2]. Цей метод значно скоротив час вимірювання, але не підвищив точності; скляні електроди, вони найбільш часто використовуються в апараті для визначення КОС і газів крові [3]. Використання скляних електродів має високу точність вимірювання, але потребує затрат часу, використання додаткових розчинів (буферів), а також спеціальних навиків виконання вимірювань, адже при незначному відхиленні від інструкції результат вимірювання буде хибним.

Виходячи з вище зазначеного, у статті пропонується спосіб вимірювання величини рН крові людини, який базується на виконанні внутрішньосудинного вимірювання.

Постановка задачі. Сучасний рівень розвитку медицини в першу чергу вимагає від медичних рН-метрів високої чутливості та точності. Медична діагностика потребує такого режиму роботи, при якому електроди повинні контактувати з організмом людини, а результати відображатися практично миттєво. Медичні рН-метри працюють в стаціонарному режимі, використовуючи велику кількість буферних розчинів для отримання потрібного результату. Постає проблема безпосереднього визначення величини рН, тобто вимірювання стану КОС у кров'яному потоці. Дослідження кислотно-лужного середовища крові внутрішньосудинно являється основною задачею лабораторної діагностики.

Виклад основного матеріалу. При вимірюванні та дослідженні кров'яного потоку пропонується використати катетер спеціальної будови. Цей катетер називається катетером

Швана–Ганца [4]. Він являє собою спеціалізовану модифікацію плаваючого катетера для легеневої артерії. Завдяки такому катетеру можна використовувати метод індикаторного розчину для визначення серцевого викиду. Цей метод найпростіше пояснити так – наприклад, є потік рідини з резервуару через насос і витікання рідини через трубу з іншого боку. Індикатор вводиться вище насоса за потоком з постійною швидкістю подачі, вимірюваної, наприклад, в m^3/s . Індикатор змішується з рідиною, і детектор, встановлений нижче за потоком, ніж насос, вимірює концентрацію індикатора в m^3/m^3 на л^8 . Введення індикатора починається в момент часу, який на осі відзначений буквою i , коли показник концентрації C буде постійним, як показано на графіку (рисунок 1). Чим вище виміряна концентрація індикатора, тим нижче швидкість потоку, і навпаки.

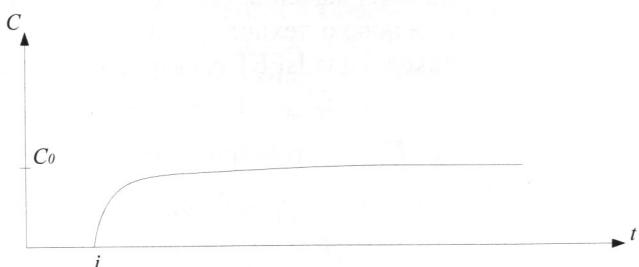


Рисунок 1. Графічне зображення принципу введення індикатора, за методом індикаторного розчину

При використанні катетера Швана – Ганца, індикаторною речовиною, що використовується в клінічній практиці, є сольовий розчин, який вводиться після охолодження у крижаному резервуарі. Концентрацію цього індикатора можна просто визначити за допомогою реєстрації температури крові в точці, розташованій нижче, ніж точка введення індикатора в потоці. Оскільки зазвичай вводиться тільки

10 мл індикатора, то кров, що циркулює знову швидко нагрівається і рециркуляція не відбувається на вигляді кривої концентрації. Підвищення температури охолодженого сольового розчину під час ін'екції компенсується введенням коригувального коефіцієнта при розрахунках. Цей катетер містить чотири окремих трубки різних діаметрів (рисунок 4). Одна трубка закінчується приблизно за 30 см до кінчика катетера і використовується для введення охолодженого сольового розчину. У другій трубці розміщуються два тонких електроди, які призначені для визначення температури досліджуваного середовища, за допомогою резистивного датчика температури (RTD) [5], розташованому поблизу кінчика катетера. RTD є одним з найбільш точних датчиків температури (абсолютна похибка складає менше $0,026^\circ\text{C}$).

Він не тільки забезпечує достатню точність, але і відмінну стійкість та повторюваність, що є найбільш важливим фактором в медичній практиці. Найбільш поширеним RTD є платиновий датчик з температурним коефіцієнтом 0,00385. Опір RTD змінюється лінійно від температури, згідно рівняння

$$R_{RTD}(T) = R_0(1 + \alpha T),$$

де R_0 – опір при температурі 0°C ; α – ТКО (платина – $3,911 \times 10^{-3}^\circ\text{C}^{-1}$, мідь – $4,3 \times 10^{-3}^\circ\text{C}^{-1}$).

Третя трубка закінчується в кінчику катетера, в середині якої міститься pH-датчик. Як іон-селективний електрод використовується IsFET (ion-selective field effect transistor). Принцип будови таких електродів базується на використанні іон-селективних польових транзисторів [6]. Такий підхід, при якому електроди замінюються польовими транзисторами, є досить новим напрямком вимірювання, але вже успішно зумівшим себе зарекомендувати у лабораторній практиці. Іон-селективні, або, більш загальне визначення, іон-чутливі польові транзистори (IsFET) були розроблені в 70-х роках, як альтернатива скляним електродним для вимірювання pH. Іон-селективні польові транзистори використовуються як транзистори МОП структури, де металевий затвор не використовується як електрод порівняння. Замість цього середовище IsFET знаходитьться в безпосередньому контакті з діелектричною поверхнею затвору (рисунок 2). Діелектрична поверхня затвору є непроникною для іонів (ефект ізолятора), але дозволяє виконувати оборотні поверхневі реакції з H^+ іонами. Залежно від кислотного або лужного характеру вимірюваного розчину функціональні групи діелектричної поверхні приймають або відхиляють H^+ іони (амфотерність функціональних груп). Це веде до позитивного (приймання H^+ в кислотному середовищі) або негативного (відхилення H^+ у лужному середовищі) заряду поверхні затвора. Залежно від значення pH, певний заряд поверхні може використовуватися для управління польовим ефектом в каналі.

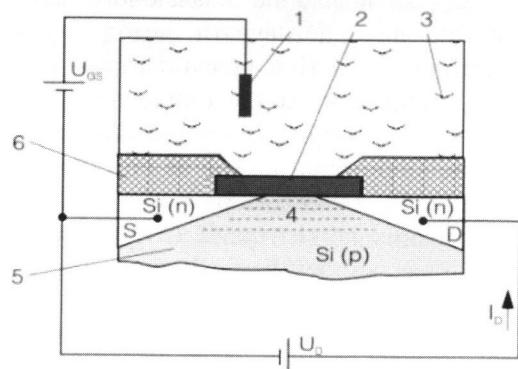


Рисунок 2 – Графічне зображення загального принципу будови IsFET структури: 1 – електрод порівняння; 2 – діелектрична поверхня затвору; 3 – середовище; 4 – N-проводниковий канал; 5 – Р-кремнієва підкладка; 6 – діелектрична поверхня

універсальна газова стала ($8,3143 \text{ Дж}/(\text{моль} \cdot \text{К})$); T – абсолютна температура, К; n – число моль електронів приймаючих участь в процесі, 1/моль; F – постійна Фарадея ($96485,35 \text{ Кл} \cdot \text{моль}^{-1}$); a_{ion} – активність іонів H^+ .

З цього рівняння можна побудувати температурну залежність зміни потенціалу від значення pH (ізотермічна крива (рисунок 3), перерахунок потенціалу в значення pH при певній температурі).

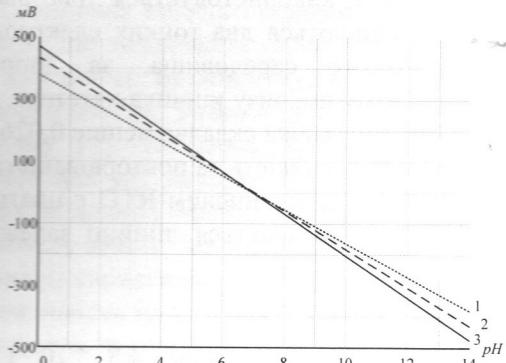


Рисунок 3 – Графічне зображення ізотермічних кривих: 1 - при 8°C , крутізна $-55,8 \text{ мВ}/\text{pH}$; 2 - при 37°C , крутізна $-61,5 \text{ мВ}/\text{pH}$; 3 - при 61°C , крутізна $-66,3 \text{ мВ}/\text{pH}$

адаптивними реакціями насамперед легенів і нирок. Організм завдяки кислотному середовищу. Продукцією цього є 3 типи кислот: CO_2 (угільна кислота), органічні кислоти і неорганічні кислоти – утворюються при метаболізмі [1].

CO_2 – це основний продукт окислення субстратів при утилізації вуглеводів і жирів. Хоча CO_2 не є кислотою, при розчиненні цієї речовини у воді утворюється угільна кислота, кількість якої досить суттєва і становить 12000 – 20000 ммоль/добу. У зв'язку з цим накопичення CO_2 може знижувати pH в організмі. Поряд з іон-селективним електродом для визначення pH, у третьій трубці розміщується іон-селективний електрод для визначення CO_2 . У більшості випадків іон-селективний електрод являє собою пристрій, основним елементом якого є мембрана, що має проникливість тільки для певного іона. Між розчинами електролітів, розділених мембраною, встановлюється стабільна різниця потенціалів, яка алгебраїчно складається з двох міжфазних стрибків потенціалу і дифузійного потенціалу, що виникає

Процеси, які ведуть до створення потенціалу заряду i , отже до напруги управління між затвором і «витоком» описуються рівнянням Нернста, яке також описує зв'язок вимірювання температури RTD датчиком і величиною вимірюваного pH [7]. Рівняння Нернста визначає залежність вимірюваної напруги від вмісту іонів водню (значення pH) і температури. Це є основою технології вимірювання pH також і для IsFET електродів.

$$U_{GS} = U_0 + k \cdot \log a_{\text{ion}},$$

де U_{GS} – потенціал між затвором і витоком; U_0 – нульова напруга, В;

$$k = \frac{2,3RT}{nF} \quad \text{– коефіцієнт Нернста; } R \text{ –}$$

На відміну від скляних електродів, фактично ніякі сторонні іони не можуть прилаштовуватися на IsFET затвор. Абсолютна похибка вимірювання $<0.01 \text{ pH}$ (у діапазоні між pH 0 і 14) при 40°C є майже граничною.

Відносна постійність концентрації водневих іонів в тканинах і рідинах організму має важливе фізіологічне значення, так як навіть невеликі зміни pH впливають на ферментативну активність і, отже, на метаболізм.

Негайний захист від зсуvin концентрації H^+ здійснюють фізико-хімічні механізми, тоді як виведення надлишку водневих іонів регулюється фізико-хімічні механізми впливають на адаптивними реакціями насамперед легенів і нирок. Організм завдяки кислотному середовищу. Продукцією цього є 3 типи кислот: CO_2 (угільна кислота), органічні кислоти і неорганічні кислоти – утворюються при метаболізмі [1].

всередині мембрани. Склад стандартного розчину повинен бути по можливості близький до складу вимірюваного. Шукану концентрацію визначають з рівняння

$$\lg C = \frac{zE}{q} + \lg C_0,$$

де C – показник вимірюваної концентрації іонів; C_0 – початкове значення концентрації; z – число заряду іонів; q – ізотермічна стала (при 25 °C, 58,5 мВ); E – різниця потенціалів ЕРС, В.

Використаний тип іон-селективного електроду, дозволяє визначати концентрацію неіонних речовин (газових). Газочутливі іон-селективні електроди, які використовуються для визначення вмісту в крові NH₃, CO₂, SO₂, H₂S, включають в себе іон-селективний електрод і електрод порівняння, які контактирують з невеликим обсягом допоміжного розчину, який відділений від досліджуваного розчину газовим прошарком або гідрофобною газопроникаючою мембраною, наприклад, полівеніліденфторидною. В основі їх дії лежать реакції за участю газів.

Саме через присутність мембрани в іон-селективних електродах, використовується два електроди, один для визначення pH, інший – CO₂.

Четверта трубка використовується для надування маленького гумового балона на кінчику катетера. Як тільки катетер вводиться у вену, балон надувається, і венозна кров, що повертається переносить катетер до тих пір, поки його кінчик не досягає легеневої артерії. Загальний принцип будови розробленого катетера для визначення pH кров'яного потоку, зображеній на рисунку 4.



Рисунок 3 – Загальний принцип будови розробленого катетера для визначення pH кров'яного потоку

Висновок. Запропонований прилад дозволить замінити стаціонарні медичні pH-метри. До його переваг можна віднести високу чутливість та швидкодію. А використання безпосереднього контакту електродів з досліджуваним середовищем зможе підвищити якість лабораторних обстежень. Всі датчики стабільно взаємодіють між собою та не впливають на правильність показів один одного. Весь механізм працює як інформаційно-вимірювальна система, яка може керуватися за допомогою зовнішнього пристрою керування, вся вимірювана інформація відображається на пристрії відображення.

Список літературних джерел

1. Циганенко А.Я. Клиническая биохимия: [учебное пособие для студентов медицинских вузов]/ Циганенко А.Я., Жуков В.И., Мясоедов В.В., Завгородний И.В. - Москва.: «Триада-Х», 2002. – 504 с.
2. Endoh H. Continuous intra-jugular venous blood-gas monitoring with the Paratrend 7 during hypothermic cardiopulmonary bypass/ H. Endoh, T. Honda, S. Oohashi, Y. Nagata, C. Shibue, K. Shimoji// The British Journal of Anaesthesia, Dallas, USA, 1999.
3. Мембранны електроди. Пер. з анг./ Під ред. канд. хім. наук А.А. Белюстина.- Л.: Хімія, 1979. – 360 с.
4. Роузен М. Чрескожная катетеризация центральных вен/ Роузен М., Латто Я.П., Шенг У. – М.: Медицина, 1986. – 160 с
5. Денисенко В.В. Термометры сопротивления, термисторы и термопары./ В.В. Денисенко, А.Н. Халявко //ПиКад. – 2005. - №1. – С. 50-54.
6. Братов А.В. Ионоселективный полевой транзистор, чувствительный к ионам калия в растворе./ Братов А.В.// Журнал прикладной химии. – 1990. – т.63. - №10. – С. 2203 - 2206.
7. Костюк П.Г. Біофізика: підручник/ Костюк П.Г., Зима В.Л., Магура І.С., Мірошниченко М.С.– К.: Київський національний університет ім. Тараса Шевченка, 2008. – 567