

УДК 616.71

DOI: 10.15587/1729-4061.2021.228735

## Розробка моделі електричного імпедансу контакту зі шкірою ємнісного активного електроду для вимірювання електрокардіограми у комбустіології

А. В. Савчук

*Довготривале вимірювання ЕКГ (електрокардіограми) у пацієнтів з опіками є складною задачею, оскільки накладання поверхневих контактних електродів може призводити до додаткових пошкоджень. Можливість реєстрації ЕКГ у пацієнтів з опіками за допомогою ємнісних електродів не підтверджена, а моделі контакту електроду з тілом пацієнта за використання засобів реабілітації відсутні.*

*В роботі модифіковано модель контакту ємнісних електродів зі шкірою та описано схемну модель контакту: шкіра – бинти (фізіологічний розчин) – плівка – активний ємнісний електрод. Оцінено вплив параметрів ємнісного електроду на амплітудно-частотні характеристики (АЧХ) контакту електроду зі шкірою і виявлено, що ємність контакту є критичною для отримання якісного сигналу ЕКГ. Розраховано параметри імпедансу бинтів, фізіологічного розчину, діелектричної плівки, та досліджено їх вплив на АЧХ. На основі модифікованої моделі проведено моделювання АЧХ контакту з урахуванням всіх розрахованих параметрів і виявлено, що отримана АЧХ контакту відповідає частотному діапазону сигналу ЕКГ. Аналіз розрахунків підтверджує можливість використання ємнісних електродів при застосуванні різних засобів для реабілітації. Виявлено, що при зміні імпедансу фізіологічного розчину від 0.1 ГОм до 1 ГОм зміни АЧХ контакту не критичні для кінцевої якості отриманого сигналу.*

*Всі розрахунки проведено шляхом моделювання в середовищі Qucs (ngspice SPICE).*

*Результати моделювання можуть бути використані в розробці нових видів ємнісних електрокардіографічних електродів. Запропонована модель може використовуватись для дослідження інших ранових покриттів, а також для моделювання фізіологічних процесів при накладанні штучної шкіри та ранових покриттів.*

*Ключові слова: електрокардіографія, ємнісні електроди, опікова травма, біомедичні електроди, моделювання імпедансу.*

### 1. Вступ

Станом на 2018 рік у світі щороку гине близько 180 тис. людей і в середньому більше 11 мільйонів людей отримали опіки і звернулися за медичною допомогою [1]. При важких опіках великих ділянок шкіри (більше 10–30 %) виникає комплекс патологічних змін, що виникають в організмі у відповідь на вплив термічного агента, що в свою чергу спричиняє розвиток опікової хвороби [2]. Одним з ме-

тодів діагностики стану пацієнта після значних опіків та появи опікової хвороби є вимірювання електрокардіограми (ЕКГ).

На перших етапах опікової хвороби при ознаках порушення життєво важливих функцій організму пацієнта проводяться реанімаційні заходи. Під час цього процесу відбувається постійний контроль за життєво важливими показниками, зокрема ЕКГ-ознаками патології роботи серцевого м'язу.

Після відновлення базових функцій організму та стабілізації стану пацієнта проводиться інтенсивна терапія. При успішній стабілізації основних показників пацієнта можна переводити в реабілітаційне відділення для відновлення пошкоджених ділянок шкіри. Коректне та повноцінне зменшення впливу опікової хвороби на загальний стан організму зменшує ймовірність появи ускладнень в процесі реабілітації.

Атріовентрикулярні, або передсердно-шлуночкові блокади можуть проявлятися в пацієнтів з опіками після хірургічних та терапевтичних процедур, а також появи міокардитів на стадії септикотоксемії [3].

Можливість постійного моніторингу ЕКГ у пацієнтів з обширними пошкодженнями шкіри дозволяє вчасно та ефективно реагувати на динаміку патологічних процесів і загалом на проходження пацієнтом всіх етапів опікової хвороби. Вимірювання ЕКГ дозволяє контролювати, в першу чергу, пульс та частоту серцевих скорочень, а також частково контролювати процес інфузійно-трансфузійної терапії та наявність аритмії у пацієнта. На стадії токсемії часто виникає недостатність функції нирок та наднирників, що спричиняє появу гіперкаліємії у пацієнта, що в свою чергу призводить до порушень серцевого ритму (брадикардія, асистолія, фібриляція шлуночків). Більшість змін в міокарді та патологічних станів роботи серця можна діагностувати за допомогою класичного методу ЕКГ.

Актуальність дослідження полягає в тому, що використання ємнісних електродів дозволить виявляти патології в роботі серця при реабілітації пацієнтів з опіками. Можливість довготривалого вимірювання ЕКГ дає можливість діагностувати патологічні процеси серцево-судинної системи, які можуть розвиватись в часі. Моделювання процесів, які відбуваються при контакті шкіри, ранових покриттів при опіках та ємнісних електродів створює передумови для створення нових систем реєстрації ЕКГ для комбустіології для використання в клінічній практиці.

## **2. Аналіз літературних даних та постановка проблеми**

Можливість використання ємнісних електродів для вимірювання ЕКГ доведена авторами у роботі [4]. У роботі [5] авторами розроблено та описано систему реєстрації ЕКГ на основі компактних ємнісних електродів, які виготовлені за технологією виробництва друкованих плат. Автори зазначають, що на сигнал ЕКГ можуть впливати артефакти руху, які вносять характерні шуми в отриманий сигнал. Дана особливість ємнісних електродів не являється перешкодою для вимірювання ЕКГ у пацієнтів з обширними опіками, оскільки реабілітація зазвичай проводиться у стаціонарі і пацієнт рідко рухається під час реабілітації. У роботі [6]

досліджувалась залежність вхідних шумів ємнісних електродів від відстані до поверхні шкіри в діапазоні частот 1–100 Гц. Експериментально виявлено, що навіть на відстані 3.2 мм середнє квадратичне значення амплітуди шумів не перевищує 17 мкВ. Якщо врахувати вищезгадані особливості реабілітації пацієнтів з опіками та виявлені авторами особливості ємнісних електродів, можна зробити припущення, що вимірювати параметри ЕКГ можна навіть через кілька шарів сухої марлевої пов'язки. Важливо зазначити, що у дослідженні [4] проведено синхронні записи сигналів ЕКГ за допомогою контактних Ag/AgCl, сухих позолочених електродів та різних видів ємнісних електродів. Показано, що ємнісні електроди можуть використовуватись для вимірювання ЕКГ на рівні з класичними контактними. При використанні ємнісних електродів з опіками дані дослідження не дають відповіді щодо можливості використання ємнісних електродів у процесі реабілітації пацієнтів з опіками та при використанні ранових покриттів. Також у роботі [4] зазначено можливість створення безпровідних систем на основі ємнісних електродів, що значно спрощує реабілітацію пацієнтів з опіками. У роботах [4–6] автори не зазначають жодних способів чи методів використання таких електродів при реабілітації пацієнтів з опіками.

Моніторинг ЕКГ при використанні ємнісних електродів вивчається у роботі [7], але застосування ємнісних електродів для довготривалих вимірювань ЕКГ у пацієнтів з опіками не описані. Важливо зазначити, що наявність бинтів, фізіологічних розчинів та антисептичних препаратів може суттєво впливати на якість та надійність вимірюваної ЕКГ ємнісними електродами, тому оцінка впливів є необхідною для подальших досліджень. Кожен з компонентів вносить свій характерний вклад у вимірюваний сигнал ЕКГ та може мати певну динаміку змін цих параметрів при довготривалих вимірюваннях. Вплив кожного фактору не є очевидним і потребує додаткового дослідження, оскільки до цього таке моделювання не проводилось в повній мірі.

Моделі контакту ємнісних електродів і тіла людини описані в роботі [8], в ній описують підключення різної кількості електродів та використання заземлюючих електродів та базових (відведення з лівої ноги) електродів. Дані моделі акцентують свою увагу на електричних топологіях підсилювачів біопотенціалів, але не визначають можливість використання таких електродів при опіках. У роботі [7] вивчено моделі електричного імпедансу між еквівалентним джерелом ЕРС в тілі людини і електродом для класичних Ag/AgCl, сухих та ємнісних електродів, але не враховувалась можлива наявність діелектричних плівок.

Пацієнти з опіками зазвичай потребують моніторингу ЕКГ протягом усього періоду лікування, але наявність постійних перев'язок та сильних пошкоджень шкіри немає можливості реєструвати ЕКГ протягом певного періоду для моніторингу змін стану пацієнта. Всі процедури, які здійснюються при реабілітації пацієнтів з опіками, визначені в [2], але не описують методології довготривалої реєстрації ЕКГ у пацієнтів з обширними опіками грудної клітини.

При опіках часто застосовують процедуру покривання бинтів плівками для пришвидшення процесу загоєння ран. Також використовують спеціальні ранові покриття, які можуть містити у собі діелектричні покриття та додаткові розчини [9], але методи та засоби для довготривалого вимірювання ЕКГ не описані у даній роботі.

Електричні моделі контакту при використанні бинтів, фізіологічного розчину та діелектричних плівок не вивчені. Також не описані методи реєстрації та добового моніторингу пацієнтів за допомогою 12 провідної ЕКГ з опіками грудної клітки. Залежності параметрів ємнісних електродів ще досліджуються, але більшість з них вже вивчені та описані у статтях [7, 8]. У моделях враховані елементи, які можуть спотворювати форму сигналу, а також адитивний шум, який виникає внаслідок фізичних процесів в різних матеріалах, але для повноцінного моделювання цього недостатньо.

Тому є підстави вважати, що доцільним є проведення дослідження моделі, яка буде враховувати вплив бинтів, фізіологічного розчину та діелектричних плівок на контакт.

### **3. Мета та задачі дослідження**

Метою дослідження є розробка моделі контакту ємнісних електродів зі шкірою для збільшення ефективності вимірювання ЕКГ у комбустіології шляхом чисельного моделювання імпедансу електричного контакту при наявності ранових покриттів різного роду. Це дасть можливість використати модель та її параметри при розробці та проектуванні нових систем реєстрації та аналізу ЕКГ для комбустіології на основі ємнісних електродів.

Для досягнення мети вирішувалися наступні задачі:

- модифікувати модель контакту ємнісних електродів зі шкірою з урахуванням фізіологічного розчину, марлевих пов'язок та діелектричної плівки поліетилену;
- розрахувати вплив вхідного опору електроду та ємності контакту ємнісного електроду зі шкірою на АЧХ контакту;
- розрахувати параметри імпедансів фізіологічного розчину, марлевих пов'язок та діелектричної плівки поліетилену для нової моделі та провести чисельне моделювання АЧХ контакту;
- оцінити вплив висихання фізіологічного розчину на АЧХ розробленої моделі контакту.

### **4. Матеріали та методи досліджень впливу контакту ємнісного електроду зі шкірою**

Оскільки схема контакту може бути замінена стандартними електричними елементами, то її моделювання можна проводити за допомогою поширених систем автоматизованого проектування (САПР). Більшість симуляторів електричних схем побудовані на програмному забезпеченні SPICE (США), які призначені для моделювання статичних і динамічних процесів в лінійних та нелінійних електричних

колах. Моделювання електричних кіл виконано за допомогою програми Qucs V0.019 (ngspice SPICE engine)

#### 4. 1. Стандартна (класична) модель активного ємнісного електроду типу буферний каскад

На рис. 1 показано електричну модель ємнісного електроду по типу буферний підсилювач [8], де  $C_{in}$  – вхідна ємність операційного підсилювача,  $R_{in}$  – вхідний опір операційного підсилювача. За властивості діелектричної плівки відповідають параметри:  $C_d$  – ємність діелектричної плівки,  $R_d$  – опір діелектричної плівки,  $C_c$  – ємність контакту шкіра-діелектрик,  $R_c$  – опір контактів діелектрика зі шкірою.

Параметри  $R_d$  та  $R_c$  розраховуються за формулою опору провідника струму:

$$R = \frac{\rho \cdot S}{D}, \quad (1)$$

де  $R$  – опір провідника, Ом;  $\rho$  – питомий опір, Ом·м;  $S$  – площа електроду, м<sup>2</sup>;  $D$  – товщина провідного матеріалу, м.

Питомий опір діелектричного покриття електроду можна взяти з таблиць [10] площа  $S=S_{Cd}$ . Товщина  $D=D_{Rd}$  відповідає товщині діелектричного покриття електроду, а товщина  $D_{Rc}$  відповідає розподіленому електричному опору контакту шкіра діелектрик. Розподілений електричний опір контакту зазвичай на кілька 5 – 10 порядків менший, ніж опір діелектричної плівки, тому його можна не враховувати в електричній моделі.

Ємність контакту розраховується за формулою плоского конденсатора:

$$C = \frac{\varepsilon \cdot \varepsilon_0 \cdot S}{d}, \quad (2)$$

де  $\varepsilon$  – діелектрична проникність матеріалу між обкладками;  $\varepsilon_0$  – діелектричною проникністю вакууму, Ф/м;  $S$  – площа електроду, м<sup>2</sup>;  $d$  – відстань між обкладками, м.

$R_{in}$  та  $C_{in}$  враховують вхідний опір та ємність операційного підсилювача, а також топологію та конструкцію ємнісних електродів, але в моделі вони не виділяються в окремі складові. Комплексна електрична ємність  $C_{in}$ , яка залежить від топології може бути виміряна безпосередньо приладом, або її параметри можуть бути взятими з експериментальних досліджень

В новій моделі імпеданс контакту шкіра-електрод  $Z_c(C_c||R_c)$  змінюється та ускладнюється для врахування впливу засобів, які використовуються при реабілітації пацієнтів з опіками.

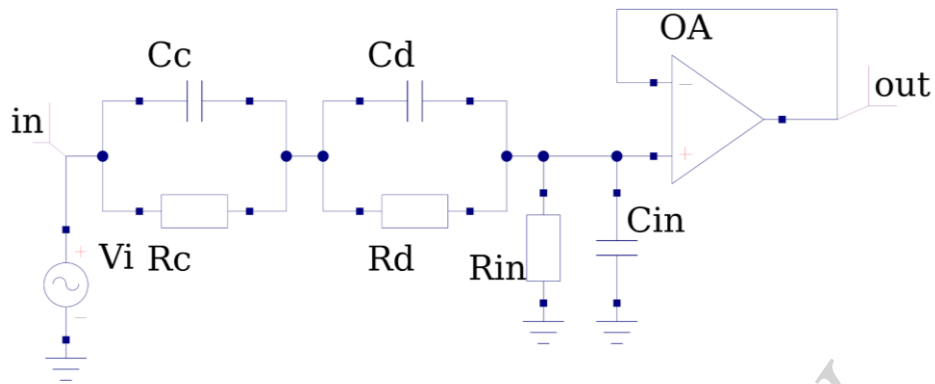


Рис. 1. Схема електричної моделі ємнісного електроду з урахуванням імпедансу шкіра – електрод та опору діелектрика (покриття електроду)

#### 4. 2. Модифікація моделі ємнісного електроду при врахуванні засобів для реабілітації

В запропонованій моделі враховується вплив бинтів, змочених фізіологічним розчином або розчинами антисептичних препаратів, а також покриття діелектричними плівками для пришвидшення загоєння опікових ран. Діелектричне покриття також враховується для повноцінного моделювання різних спеціалізованих бинтових матеріалів: стерильних адсорбуючих пов'язок для відведення ексудату з опікових ран, які можуть містити на тильній стороні діелектричні матеріали (пластик, силікон або мати губчасту структуру). На рис. 2 зображено структуру нової моделі та електричні параметри, які враховують перелічені вище реабілітаційні засоби.

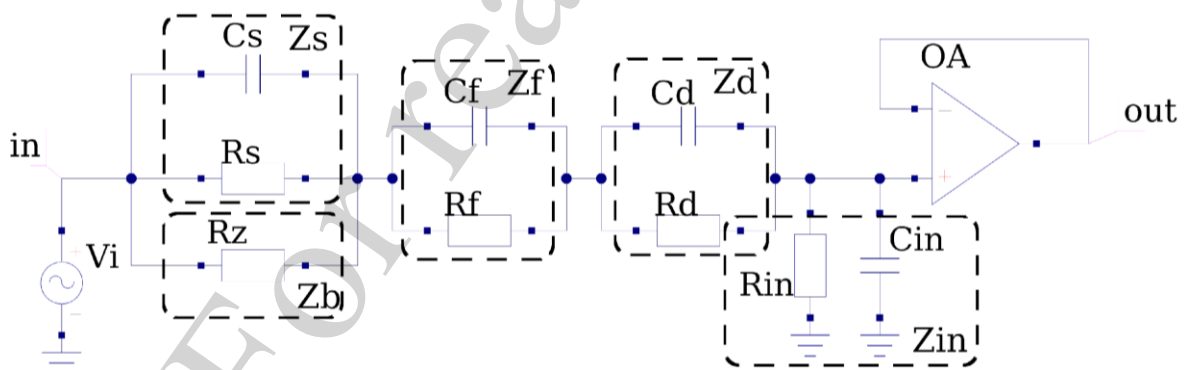


Рис. 2. Схема розробленої електричної моделі ємнісного електроду з урахуванням параметрів активного ємнісного електроду  $R_{in}$  та  $C_{in}$  та опору діелектрика  $Z_d$ , бинтів  $Z_b$ , фізіологічного розчину  $Z_s$ , діелектричної плівки  $Z_d$  та покриття електроду  $Z_f$

Нові елементи схеми включають в себе паралельне підключення імпедансу бинтів –  $Z_b$  ( $R_z$ ) та імпедансу фізіологічного розчину чи антисептичних розчинів  $Z_s$ , який врахований в моделі, як  $R_s$  та  $C_s$ . Також в моделі враховується імпеданс діе-

лектричної плівки  $Z_f$ , виражений параметрами  $C_f$  та  $R_f$ . Елементи ємнісного електроду, як і в класичній схемі, враховуються як послідовне з'єднання діелектричного покриття з еквівалентним імпедансом  $Z_d$ , визначеного з параметрами  $R_d$  та  $C_d$ , а також вхідний імпеданс  $Z_{in}$  ( $R_{in}$  та  $C_{in}$ ). Параметри моделі  $Z_d$  та  $Z_{in}$  залишаються незмінними, але передбачають врахування вхідного імпедансу буферного каскаду для отримання АЧХ всього тракту активного електроду і утвореного контакту між електродом і шкірою. Вважається, що ємнісний електрод прилягає без повітряних проміжків, а простір повністю заповнюється фізіологічним розчином чи розчином антисептичних препаратів у фізіологічному розчині, тому додаткові паразитні параметри не враховуються в моделі. Модель реалізована у програмному середовищі Qucs V0.019 (ngspice SPICE engine) (Німеччина).

## 5. Результати досліджень розрахунку та моделювання контакту

### 5.1. Модель активного ємнісного електроду типу буферний каскад

Для розрахунку параметрів моделі було використано ємнісний електрод з вхідним буфером на основі операційного підсилювача AD8603 [11]. Зовнішній вигляд ємнісного електроду показано на рис. 3.

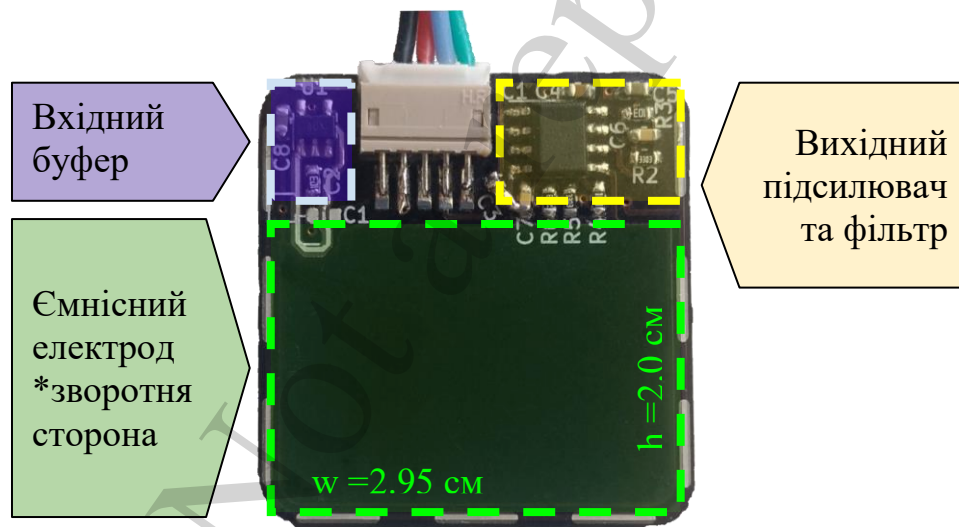


Рис. 3. Зовнішній вигляд прототипу ємнісного електроду для вимірювання електрокардіограми в комбустіології

Ємнісний активний електрод був розроблений автором роботи для попередніх досліджень. Ємнісний електрод складається з двох операційних підсилювачів, один з яких використовується в якості вхідного буфера з низьким вхідним струмом. Вихідний операційний підсилювач є активним високочастотним фільтром 1 порядку з частотою зрізу 500 Гц. Коефіцієнт підсилення підсилювального каскаду у діапазоні 0.1–200 Гц вибраний на рівні 26 дБ.

Конструкція даного ємнісного електроду передбачає екранування, розміщення всіх аналогових компонентів, а також розміщення мідного електроду на зворотній стороні друкованої плати.

Після оцифровки за допомогою АЦП (аналогово-цифрового перетворювача) ADS1115 [12] з частотою 860 Гц і передається на комп'ютер за допомогою мікроконтролера.

Габарити саме ємнісного електроду, який безпосередньо забезпечує електричний ємнісний зв'язок з поверхнею шкіри, показаний зеленим кольором. Також позначені розміри ємнісного електроду:  $w=0.0295$  м та  $h=0.02$  м, площа розробленого прототипу електроду  $S=w \cdot h=0.0295 \text{ м} \cdot 0.02 \text{ м}=0.00059 \text{ м}^2=5.9 \text{ см}^2$ . Вхідний буферний каскад виділений на рисунку фіолетовим, а вихідний каскад підсилення та попередньої аналогової фільтрації позначений жовтим кольором. Основа ємнісного електроду – друкована плата з матеріалу FR4, двохстороннім мідним покриттям 35 мкм та з лаковим покриттям з товщиною діелектрика друкованої плати – 0.02 мм. Ємнісний електрод виготовлено по стандартній технології виробництва друкованих плат.

Вхідна ємність буферного підсилювача для AD8603  $C_{in}=2.5$  пФ. Вхідний імпеданс буферного підсилювача в діапазоні частот ЕКГ більший 2.5 ГОм без врахування паразитних параметрів друкованої плати.

## **5. 2. Розрахунок впливу параметрів підсилювача/буфера на АЧХ ємнісного електроду**

На основі моделі активного ємнісного електроду типу буферний підсилювач слід визначити як впливають вхідні параметри підсилювача на отриманий сигнал. При контакті шкіра-електрод можуть відбуватись значні зміни вхідних параметрів ємнісного електроду, що в свою чергу матиме вплив на АЧХ всього буферного тракту. Є підстави вважати, що збільшення відстані від шкіри до електроду буде зменшувати ємність контакту і при певному значенні електричної ємності електроду впливом інших параметрів уже не можна буде нехтувати. Описані вище процеси будуть призводити до спотворення вимірюваного сигналу ЕКГ і як наслідок до низької діагностичної цінності такого вимірювання. Тому слід розглянути вплив кожного компоненту на АЧХ електроду, для виокремлення впливу кожного з них на вхідний сигнал. Для цього змодельуємо АЧХ при зміні вхідного опору та при зміні електричної ємності електроду.

Параметри моделі для 10 різних значень вхідного опору  $R_{in}$ , рівномірно розподілені в діапазоні від 1 ГОм до 10 ГОм. На рис. 4 представлено результати моделювання АЧХ схеми (рис. 1) з відповідними параметрами, описаними вище.

На графіку видно, що вхідний імпеданс буферного підсилювача впливає тільки на низькочастотну характеристику утвореного аналогового фільтра. При збільшенні вхідного імпедансу частотна характеристика фільтру високих частот зміщується в сторону нижніх частот, які не характерні для спектру ЕКГ [13] і отже можуть не враховуватись при вимірюванні.



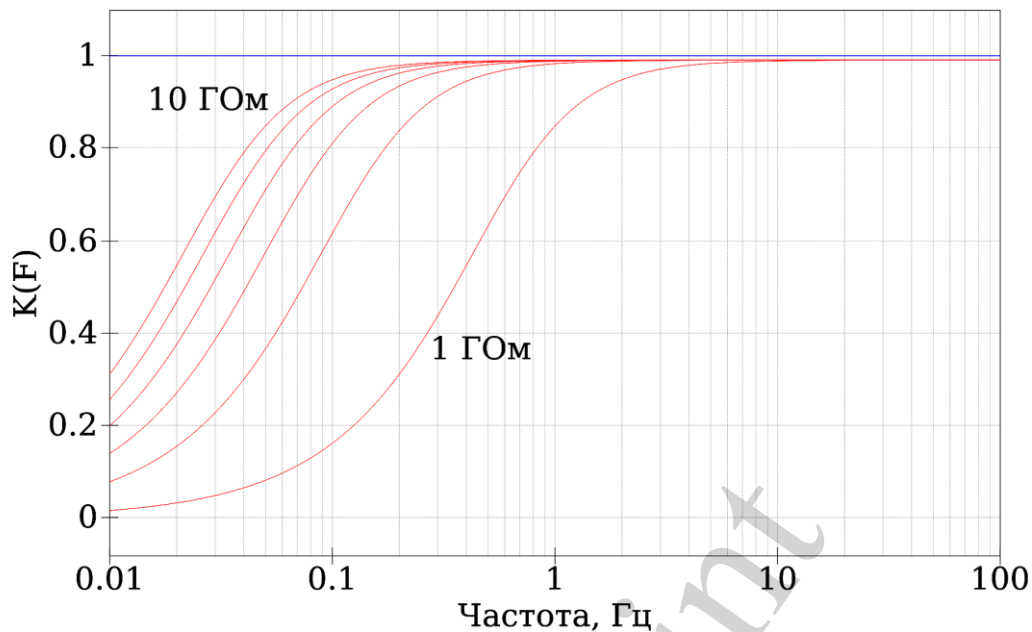


Рис. 4. АЧХ буфера зі змінним входним опором  $R_{in}$  починаючи з 1 ГОм до 10 ГОм з кроком 2 ГОм

При входному імпедансі менше 2 ГОм частотні характеристики каскаду починають істотно впливати на входний сигнал, тому високий входний імпеданс вибраного підсилювача дозволяє мінімізувати спотворення низькочастотних характеристик сигналу ЕКГ [14].

Також дуже важливим параметром ємнісного електроду є ємність контакту шкіра-електрод, яка залежить від параметрів діелектричного покриття електроду, відстані від шкіри до електроду. Тому важливим є врахування мінімальної ємності контакту шкіра електрод за якої все ще можлива реєстрація ЕКГ без значних спотворень. На рис. 5 показано результати моделювання ємнісного контакту ідеального джерела напруги та ємності електроду з різними значеннями електричної ємності, утвореної діелектриком, яким покритий мідний електрод.

Вибраний діапазон зміни ємності контакту дозволяє оцінити нижній поріг ємності при якому ємнісний електрод значно погіршує частотні характеристики контакту. З графіка на рис. 5 видно, що при ємності контакту нижче 30 пФ ємнісний електрод значно спотворює отриманий сигнал і відповідно не може використовуватись для вимірювання ЕКГ. Збільшення ємності більше 30 пФ покращує відтворення амплітудних характеристик контакту в діапазоні 1 – 100 Гц, а також свідчить про розширення низькочастотного діапазону сигналу від 0.5 Гц при 30 пФ до 0.05 Гц при 300 пФ.

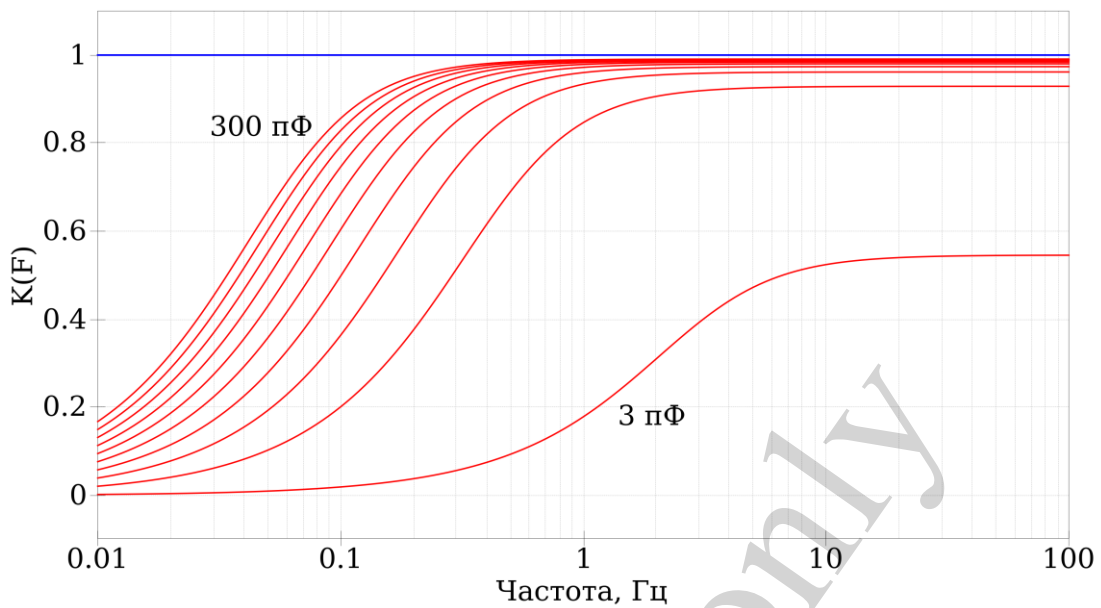


Рис. 5. Амплітудно-частотна характеристика входного підсилювача ємнісного електроду зі змінною електричної ємності  $C_s$  контакту шкіра-електрод починаючи з 3 пФ до 300 пФ з кроком 30 пФ

### 5. 3. Розрахунок параметрів моделі та їх вплив на амплітудно-частотну характеристику контакту

Площа електроду  $S=S_s=S_b=S_d$  для всіх параметрів однакова і рівна – 5.9 см<sup>2</sup>. Товщина прошарку між ємнісним електродом і шкірою вважається однаковою для імпедансів фізіологічного розчину та марлевих пов'язок та виміряна експериментальним шляхом за допомогою штангенциркуля і дорівнює товщині 8 шарів марлевої пов'язки  $D=D_s=D_b=1$  мм. Взнявши розрахований в попередньому розділі електричний питомий опір фізіологічного розчину рівний  $\rho_s=1.3 \cdot 10^{-3}$  Ом·м, площу електроду та товщину прошарку за формулою ємності плоского конденсатора отримаємо електричний опір. Після розрахунку отримаємо імпеданс фізіологічного розчину  $R_s=Z_s=2.2 \cdot 10^{-3}$  Ом для даної моделі. Оскільки імпеданс фізіологічного розчину не залежить від частоти в межах частотного діапазону, характерного для сигналу ЕКГ. Електрична ємність марлевих пов'язок  $C_b$  згідно формули (2) ємності конденсатора рівна  $C_b=5.2$  пФ. Знаючи питомий опір бавовни рівний  $\rho_b=10^{18}$  Ом·м можна розрахувати електричний опір марлевої пов'язки  $R_b$ , який після відповідних розрахунків за формулою (1) рівний  $R_b=1.7 \cdot 10^{18}$  Ом.

Електричний опір поліетиленової плівки теж розраховується за формулою (1). Питомий електричний опір поліетиленової плівки береться з відповідних таблиць і рівний  $\rho_f=10^{12}-10^{13}$  Ом·м, отже опір поліетиленової плівки рівний  $R_f=1.7 \cdot 10^{13}$  Ом. Для визначення електричної ємності поліетиленової плівки потрібно взяти з відповідних таблиць [10] значення відносної діелектричної проникності для поліетилену, яке рівне  $\epsilon_f=3.5$  на частоті 50 Гц. Товщина одного шару поліетиленової плівки, яка використовуються при накладанні бинтів не перевищує 9 мкм. Підставив-

ши відповідні параметри у формулу для ємності плоского конденсатора (2), при використанні одного шару поліетиленової плівки, отримаємо електричну ємність поліетиленової плівки  $C_f=2.03$  нФ.

Для нової моделі були розраховані такі невідомі параметри електричної схеми:

$Z_s=2.2 \cdot 10^{-3}$  Ом – електричний імпеданс фізіологічного розчину;

$C_b=5.2 \cdot 10^{-12}$  Ф – електрична ємність сухих марлевих пов'язок;

$R_b=1.7 \cdot 10^{18}$  Ом – електричний опір сухих марлевих пов'язок;

$C_f=2.03 \cdot 10^{-9}$  Ф – електрична ємність діелектричної плівки поліетилену;

$R_f=1.7 \cdot 10^{13}$  Ом – електричний опір діелектричної плівки поліетилену.

Використовуючи розраховані вище параметри та запропоновану модель можна розрахувати АЧХ контакту. На рис. 6 представлено результати моделювання контакту: шкіра – бинти – фізіологічний розчин – поліетиленова плівка – ємнісний електрод.

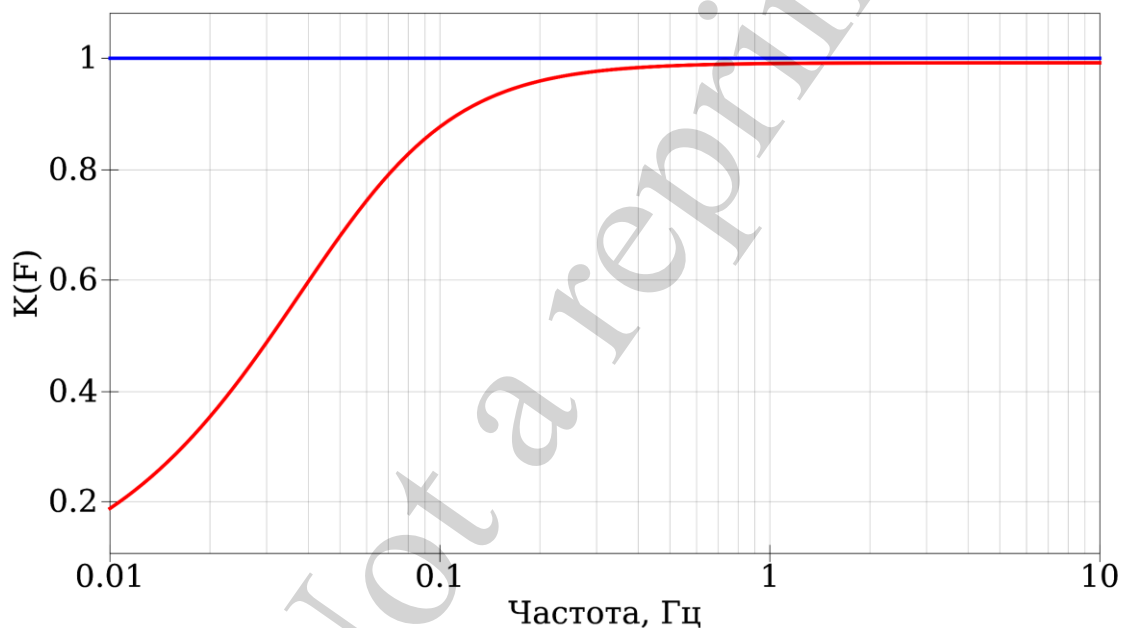


Рис. 6. АЧХ контакту: шкіра – бинти (фізіологічний розчин) – плівка – ємнісний електрод в частотному діапазоні від 10 мГц до 100 Гц

Розрахований АЧХ контакту дозволяє оцінити амплітуди сигналу ЕКГ у низько-частотному діапазоні. З графіка АЧХ видно, що гранична частота за якої починається падіння амплітуди на  $-3$  дБ рівна  $0.06$  Гц, що дозволяє зробити висновок, що розроблена модель контакту допускає можливість вимірювання ЕКГ при наявності перелічених вище матеріалів між шкірою та електродом.

#### 5. 4. Моделювання зміни імпедансу фізіологічного розчину при висиханні

Випаровування води з фізіологічного розчину призводить до збільшення концентрації NaCl у розчині, що в свою чергу збільшує іонну провідність та відповід-

но зменшує питомий опір зразка. Згідно розрахунків, проведених вище, імпеданс фізіологічного розчину  $Z_s$  з концентрацією 0.9 % NaCl не перевищує 2.2 мОм. Імпеданс цієї ділянки схеми на 12 порядків нижчий за вхідний імпеданс операційного підсилювача, але повинен враховуватися у новій моделі, оскільки може змінюватись в широкому діапазоні.

Для того щоб оцінити, як зміна імпедансу впливає на частотні характеристики контакту та при якому значенні сигнал ЕКГ починає спотворюватися, змодельовано АЧХ схеми при п'яти різних значеннях імпедансу фізіологічного розчину. АЧХ такої моделі при зміні імпедансу для моделювання вибрана у діапазоні 100 МОм – 1 ГОм з кроком 225 МОм і показана на рис. 7.

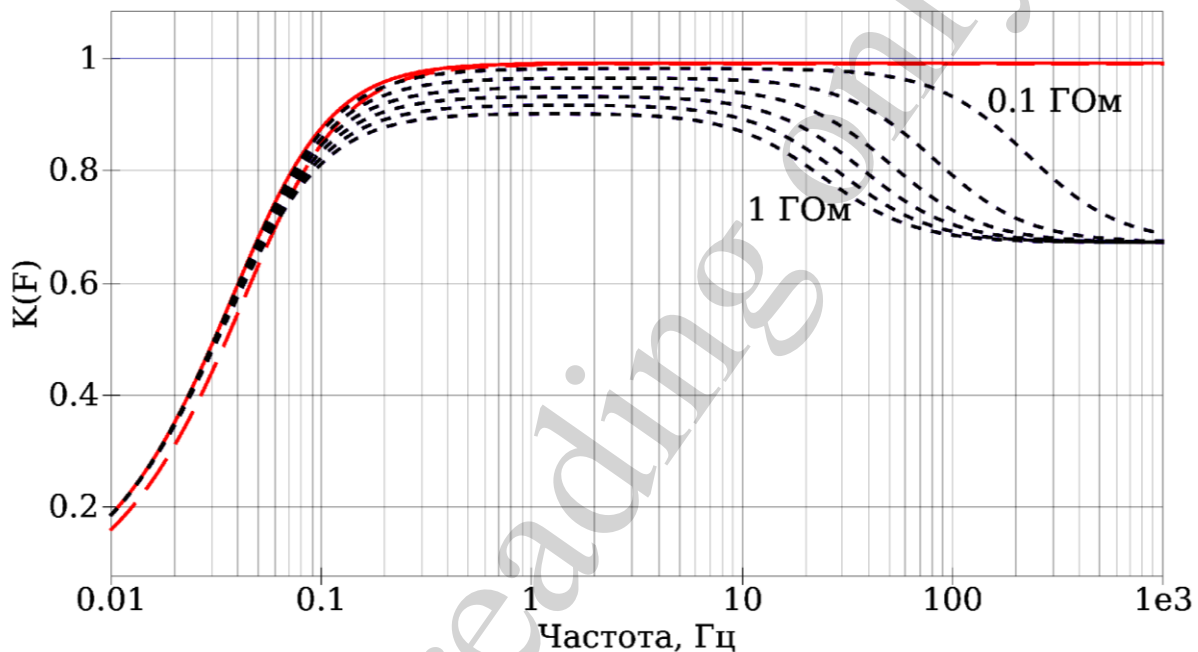


Рис. 7. АЧХ моделі при значеннях імпедансу фізіологічного розчину від 0.1 ГОм до 1 ГОм з кроком 225 МОм

Визначено, що при довготривалих вимірюваннях тільки імпеданс фізіологічного розчину може мати суттєвий вплив на сигнал. Враховуючи вищесказане, проведене моделювання АЧХ з погіршенням імпедансу фізіологічного розчину до 1 ГОм, доводить, що навіть при некоректному накладанні електродів АЧХ контакту не повинно спотворювати сигнал ЕКГ.

Загалом проведене моделювання дає оцінку впливів кожного елементу моделі на АЧХ контакту: шкіра – бинти (фізіологічний розчин) – плівка – ємнісний електрод. Визначено, що вхідний опір буфера не повинен бути нижчим, ніж 2 ГОм для даного типу та конструкції електроду для того, щоб низькочастотний діапазон (менше 0.1 Гц) сигналу не спотворювався. З отриманих даних видно, що вхідний опір не впливає на амплітуду складову сигналу ЕКГ, а основний вплив вносить

ємність контакту шкіра – електрод  $C_c$ , яка не повинна бути меншою, ніж 90 пФ. Подальше зменшення ємності контакту  $C_c$  погіршує низькочастотні характеристики сигналу, а також може суттєво зменшувати амплітуду сигналу ЕКГ в характерному частотному діапазоні 0.5–40 Гц.

Моделювання контакту: шкіра – бинти (фізіологічний розчин) – плівка – ємнісний електрод підтверджує, що АЧХ системи не буде впливати на вимірний сигнал ЕКГ. Отримані результати показують, що у всьому діапазоні сигналів ЕКГ (0.5–40 Гц) амплітуда сигналу зменшується менш ніж на 1 % і тільки при частоті 90 мГц зменшується на 20 %.

Виявлено, що зменшення провідності фізіологічного розчину, наприклад внаслідок висихання, починає впливати на АЧХ системи тільки при значеннях електричного опору більше 2 МОм та практично не впливає на низькочастотну складову сигналу ЕКГ.

## **6. Обговорення результатів дослідження та моделювання контакту ємнісного електроду шкірою для вимірювання ЕКГ при наявності засобів реабілітації після опіків**

Запропоновано модифікацію моделі (рис. 1) контакту ємнісних електродів зі шкірою. Це важливо, тому що наявність різноманітних матеріалів може спотворювати сигнал і навіть призвести до хибної інтерпретації сигналу ЕКГ. Ненадійність результатів вимірювання зменшує діагностичну цінність вимірної ЕКГ для якісної постановки діагнозу пацієнту. У запропонованій модифікації моделі (рис. 2) враховано наявність в контакті бинтів фізіологічного розчину та поліетиленової плівки.

Розрахована АЧХ, показана на рис. 5, показує наскільки важливими є саме ємність контакту, оскільки зменшення ємності нижче 30 пФ значно зменшує нижній поріг частоти та амплітуду сигналу. Такі спотворення є недопустимими в клінічній практиці і повинні сигналізуватись за допомогою додаткових систем контролю за станом контакту, оскільки це може вплинути на інтерпретацію результату та постановку діагнозу лікарем. Вплив на АЧХ при зміні вхідного опору (рис. 5) підсилювача є менш критичним і не залежить від способу накладання електродів. Вхідний опір при такому типі ємнісного електроду залежить тільки від вибору вхідного буфера/підсилювача та топології друкованої плати, тому може бути нівельований ще на етапі розробки ємнісного електроду.

Розрахунок параметрів моделі показав, що при розрахованій площі електроду  $5.9 \text{ см}^2$  та товщині марлевої пов'язки просякненої фізіологічним розчином 1 мм імпеданс такого контакту рівний імпедансу фізіологічного розчину  $Z_b=Z_s=2.2 \cdot 10^{-3} \text{ Ом}$  і в більш загальному випадку може спрощуватись до імпедансу фізіологічного розчину. В свою чергу, наявність в структурі контакту фізіологічного розчину збільшує частотний діапазон АЧХ контакту, що позитивно впливає на частотні характеристики контакту загалом і зменшує вплив відстані між шкірою та електродом на АЧХ системи. Важливою особливістю ємнісних електродів є можливість реєструвати сигнал навіть

через діелектричні плівки, але дана особливість не враховувалась при моделюванні класичних електродів [7, 8]. Моделювання контакту при наявності бинтів покритих одним шаром поліетиленової плівки товщиною 9 мкм показує, що загальний АЧХ контакту моделі (рис. 6) зберігає всі властивості ємнісного електроду. В свою чергу наявність діелектричного контакту унеможливує використання класичних гелевих та сухих електродів для ЕКГ, оскільки таке застосування не описане у відповідній літературі [2].

Також у клінічній практиці важливими є стабільність та відтворюваність результату при довготривалих вимірюваннях, оскільки це дозволяє збільшити діагностичну цінність електрокардіографічного методу оцінки роботи серця. Для підтвердження цієї вимоги було проведено дослідження впливу висихання фізіологічного розчину на АЧХ контакту (рис. 7). Досліджено тільки вплив фізіологічного розчину як базової основи для антисептиків, але в клінічній практиці часто використовують інші антисептики на основі інших речовин, провідність яких може відрізнятися від провідності фізіологічного розчину.

Загалом довготривалі вимірювання у пацієнтів з обширними опіками не проводяться саме по причині відсутності надійного та зручного методу реєстрації ЕКГ у таких пацієнтів. У зв'язку з цим, довготривалі моніторингові дослідження ЕКГ у пацієнтів з опіками проводяться рідко, що унеможливує методичний збір великої кількості даних для аналізу. Відсутність таких баз даних із ЕКГ пацієнтів з опіками ускладнює розробку методів діагностики на основі статистичної обробки та аналізу повільних змін у роботі серця під час реабілітації пацієнтів з опіками. Тому створення систем довготривалих вимірювань ЕКГ у пацієнтів з опіками є перспективним напрямом досліджень.

Додаткові дослідження контакту ємнісних електродів з іншими матеріалами потребують вивчення впливу процесів заживлення ран та часті зміни бинтів на сигнал, отриманий за допомогою ємнісних електродів. Також є необхідними вивчення впливу спеціальних ранових покриттів при реєстрації ЕКГ за допомогою ємнісних електродів. Основними рановими покриттями являються: губки із природних полімерів (колагену, хітозану, альгінових кислот, похідних целюлози), гідрогелеві і гідроколоїдні покриття, біосумісні матеріали, що здатні розсмоктуватися та різні види ксеношкіри [15–17].

## **7. Висновки**

1. Запропоновано та проаналізовано електричну модель контакту: шкіра – бинти (фізіологічний розчин) – плівка – ємнісний електрод. Дана модель враховує електричний імпеданс фізіологічного розчину, електричну ємність сухих марлевих пов'язок, електричний опір марлевих пов'язок, електричну ємність діелектричної плівки поліетилену та електричний опір поліетиленової плівки. Основною відмінністю розробленої моделі від стандартних моделей ємнісних електродів є врахування бинтів, просякнутих фізіологічним розчином та зверху покритих поліетиле-

новою плівкою. Така модель дозволяє оцінити можливість використання ємнісних електродів для вимірювання ЕКГ при реабілітації пацієнтів з опіками.

2. При моделюванні впливу основних параметрів ємнісного електроду визначено, що для використаного типу ємнісних електродів ємність контакту повинна бути більше 30 пФ, а вхідний опір підсилювача повинен бути більше 2 ГОм. Виявлено, що при зменшенні вхідного опору менше 2 ГОм та зменшенні вхідної ємності менше 10 пФ частотні характеристики вхідного каскаду починають суттєво спотворювати сигнал ЕКГ.

3. Розраховано невідомі параметри компонентів контакту, а саме імпеданс фізіологічного розчину, імпеданс марлевих пов'язок, імпеданс діелектричної плівки та АЧХ нової моделі (рис. 6). Визначено, що електричний імпеданс фізіологічного розчину для площі електроду  $5.9 \text{ см}^2$  та товщини контакту в 1 мм рівний  $Z_s=2.2 \text{ мОм}$ . Електрична ємність сухих марлевих пов'язок при тих же параметрах відстані та площі рівна  $C_b=5.2 \text{ пФ}$ , а електричний опір  $R_b$  більше  $10^{18} \text{ Ом}$ . Електрична ємність діелектричної плівки рівна  $2.03 \text{ нФ}$ , а її електричний опір  $R_f=1.7 \cdot 10^{13} \text{ Ом}$ .

4. Для оцінки можливості використання ємнісних електродів для довготривалого вимірювання ЕКГ було проведено моделювання АЧХ контакту, при якому враховувався процес висихання фізіологічного розчину. При моделюванні було обрано вузький діапазон зміни опору фізіологічного розчину: 1 ГОм – 0.1 ГОм. Зменшення опору нижче 0.1 ГОм значно покращує характеристики контакту. Моделювання показало, що навіть значне збільшення опору фізіологічного розчину не призводить до кардинальних змін АЧХ контакту, а отже й на характеристики отриманого сигналу ЕКГ. Розраховані параметри контакту для нової моделі дозволили провести моделювання контакту з врахуванням бинтів, фізіологічного розчину та плівки та оцінити АЧХ контакту. Проведене дослідження підтвердило, що ємнісні електроди можуть використовуватись у комбустіології для контролю за життєво важливою функцією організму пацієнта при реабілітації після опікової травми.

## Література

1. Burns (2018). World Health Organization. URL: <https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/burns>
2. Козинець, Г. П., Слесаренко, С. В., Сорокіна, О. Ю., Клигуненко, О. М., Циганков, В. П. (2008). Опікова травма та її наслідки. Дніпропетровськ, 224.
3. Передерій, В. Г., Ткач, С. М. (2010). Основи внутрішньої медицини. Т. 3. Вінниця, 1006.
4. Lin, B.-S., Chou, W., Wang, H.-Y., Huang, Y.-J., Pan, J.-S. (2013). Development of Novel Non-Contact Electrodes for Mobile Electrocardiogram Monitoring System. IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine, 1, 1–8. doi: <https://doi.org/10.1109/jtehm.2013.2253598>

5. Wannenburg, J., Malekian, R., Hancke, G. P. (2018). Wireless Capacitive-Based ECG Sensing for Feature Extraction and Mobile Health Monitoring. *IEEE Sensors Journal*, 18 (14), 6023–6032. doi: <https://doi.org/10.1109/jsen.2018.2844122>
6. Sullivan, T. J., Deiss, S. R., Cauwenberghs, G. (2007). A Low-Noise, Non-Contact EEG/ECG Sensor. 2007 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference. doi: <https://doi.org/10.1109/biocas.2007.4463332>
7. Chi, Y. M., Jung, T.-P., Cauwenberghs, G. (2010). Dry-Contact and Non-contact Biopotential Electrodes: Methodological Review. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 3, 106–119. doi: <https://doi.org/10.1109/rbme.2010.2084078>
8. Sun, Y., Yu, X. B. (2016). Capacitive Biopotential Measurement for Electrophysiological Signal Acquisition: A Review. *IEEE Sensors Journal*, 16 (9), 2832–2853. doi: <https://doi.org/10.1109/jsen.2016.2519392>
9. Нагайчук, В. І. (2010). Сучасні підходи до надання допомоги хворим з опіками. *Мистецтво лікування. Сучасні препарати та технології*, 5 (71), 24–27. URL: <http://www.health-medix.com/articles/misteztvo/2010-05-27/10VINHZO.pdf>
10. Volume Resistivity (2021). *Specialchem*. URL: <https://omnexus.specialchem.com/polymer-properties/properties/volume-resistivity>
11. Precision Micropower, Low Noise CMOS, Rail-to-Rail Input/Output Operational Amplifiers (2008). AD8603/AD8607/AD8609. Analog Devices, Inc. URL: [https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8603\\_8607\\_8609.pdf](https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8603_8607_8609.pdf)
12. ADS111x Ultra-Small, Low-Power, I2C-Compatible, 860-SPS, 16-Bit ADCs With Internal Reference, Oscillator, and Programmable Comparator (2018). Texas Instruments. URL: [https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1113.pdf?ts=1613353031876&ref\\_url=https%253A%252F%252Fwww.ti.com%252Fproduct%252FADS1113](https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1113.pdf?ts=1613353031876&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.ti.com%252Fproduct%252FADS1113)
13. Kwon, O., Jeong, J., Kim, H. B., Kwon, I. H., Park, S. Y., Kim, J. E., Choi, Y. (2018). Electrocardiogram Sampling Frequency Range Acceptable for Heart Rate Variability Analysis. *Healthcare Informatics Research*, 24 (3), 198. doi: <https://doi.org/10.4258/hir.2018.24.3.198>
14. Karki, J. (2020). Understanding Operational Amplifier Specifications. Texas Instruments Incorporated. URL: <https://www.ti.com/lit/pdf/sloa011>
15. Tenenhaus, M., Rennekampff, H.-O. (2020). Topical agents and dressings for local burn wound care. UpToDate, Inc. URL: [https://www.uptodate.com/contents/topical-agents-and-dressings-for-local-burn-wound-care?search=Topical%20agents%20and%20dressings%20for%20local%20burn%20wound%20care&source=search\\_result&selectedTitle=1~150&usage\\_type=default&display\\_rank=1](https://www.uptodate.com/contents/topical-agents-and-dressings-for-local-burn-wound-care?search=Topical%20agents%20and%20dressings%20for%20local%20burn%20wound%20care&source=search_result&selectedTitle=1~150&usage_type=default&display_rank=1)
16. Коваленко, О. М. (2010). Сучасні ранові покриття (огляд). *Сучасні медичні технології*, 4, 88–97.
17. Douglas, H. E., Wood, F. (2017). Burns dressings. *Australian Family Physician*, 46 (3), 94–97.