

УДК 615.844: 618.19-002

ДОСЛІДЖЕННЯ ЕЛЕКТРОСТИМУЛЮЮЧОГО ВПЛИВУ НА БІОЛОГІЧНО АКТИВНІ ТОЧКИ ПРИ ДІАГНОСТИЦІ ТА ЛІКУВАННІ МАСТИТИВ

*Смердов А.А., д.т.н. проф., Дрипан Ю.А., ст. викл.
Кременчуцький державний політехнічний університет
імені Михайла Остроградського
39614, Кременчук, вул. Першотравнева, 20.
E-mail: kafea@politech.poltava.ua*

На основании теоретических исследований изучена взаимосвязь между электрическими параметрами анатомических слоев биологической ткани и компонентами вектора состояния биообъекта, составлены эквивалентные модели замещения биоткани, проведен их анализ, верификация и идентификация. Приведены результаты обработки клинических данных с помощью разработанного алгоритма. Спроектирован прибор, который обеспечивает измерение рассмотренных параметров модели, а также позволяет с лечебной целью воздействовать на БАТ двухполярными импульсами разной амплитуды и частоты.

Ключевые слова: биологически активные точки, мастит, двухполярные импульсы.

The basis of theoretical researches intercommunication is studied between the electric parameters of anatomic layers of biological fabric and components of vector of the state of bioobject, the equivalent models of substituting for biofabric are made, their analysis, verification and authentication, is conducted. The results of processing of clinical data are resulted by the developed algorithm. A device, which provides measuring of the considered parameters of model, and also allows with a medical purpose to influence on BAP by the two-arctic impulses of different amplitude and frequency, is projected.

Keywords: biologically active points, venerable, two-arctic impulses.

Вступ. Останніми роками прогресивно зростає частота раку молочної залози. За даними ВОЗ, наприкінці ХХ сторіччя на рак молочних залоз щорічно хворіли близько 750 тис. жінок, що може з'явитися головною причиною смертності жінок у віці від 40 до 55 років [1]. Чинників, що впливають на підвищення частоти захворюваності раком молочної залози множина. Одними з них є мастити.

За визначенням ВОЗ мастит – запалення молочної залози, що виникає в результаті впливу факторів зовнішнього й внутрішнього середовища при зниженні резистентності організму людини й ускладненні інфекцією (ВОЗ, гістологічна класифікація захворювань молочної залози, 1984 р.). За даними різних авторів [1, 2], маститами страждає від 30% до 80% жінок, тобто це захворювання з повним правом можна віднести до найбільш поширених жіночих хвороб.

Актуальність проблеми. Соціальний та демографічний розвиток країни до певної міри стримується поширенням таких захворювань, як мастити. За своїм розповсюдженням та економічним значенням мастити стоять на одному з перших місць серед жіночих хвороб, і тому їх віднесено до першорядної проблеми сучасної сімейної медицини.

Статистичні дані про рівень захворювання маститом свідчать, що, незважаючи на наявність достатньо ефективних лікувальних засобів, а також сучасних систем профілактики, захворювання тримається на високому рівні і досягає за даними різних авторів від 30% до 80% усіх жінок молодого репродуктивного віку. Економічні втрати лише від

знаходження на лікарняному в період хвороби сягають (43 - 65)%, що в середньому становить від 700 до 900 грн. на одне ліжко-місце на рік. Застосування хімічних препаратів, зокрема на основі антибіотиків і гормонів, часто призводить до небажаних наслідків: забруднення молока молоді мами, пригнічення функцій материнського організму та зниження імунітету дитини, виникнення адаптації до їх дії. Крім того, надмірне застосування різних лікарських і хімічно активних речовин, котрі акумулюються, призводять до зростання алергічної симптоматики до ліків, зміни патологічної структури захворювань, розвитку хронічної токсикоінфекції та інших ускладнень.

До ефективних немедикаментозних методів лікування різних акушерсько-гінекологічних захворювань відносять методи із застосуванням електромагнітного впливу УВЧ, КВЧ, НВЧ, лазерного випромінювання, електропунктури та магнітотерапії. Ці методи передбачають вплив фізичними факторами на зони Захар'їна - Геда і на більш локалізовані зони - біологічно активні точки (БАТ) [3].

Вплив на БАТ слабким електричним струмом трансформувався в окрему різновидність рефлексотерапії - електропунктуру (без порушення цілісності шкіри) та електроакупунктуру (через попередньо введену голку) [4]. Хоча в акушерській практиці електропунктура почала застосовуватись більше тридцяти років тому, на сьогоднішній день в цій галузі залишається багато непорозуміlostей, пов'язаних, по-перше, з механізмом її дії, по-друге, з

методиками застосування і, по-третє, розвитком її технічного оснащення.

У зв'язку з цим актуальність дослідницької роботи визначається: по-перше, подальшою потребою пошуку нових способів електропунктурної терапії; по-друге, розвитком сучасного технічного забезпечення, яке б задовольняло особливості його застосування в практичній медицині; по-третє, потребою вдосконалення методик електропунктури з урахуванням специфіки технічного оснащення, яке використовується в діагностично-лікувальному процесі.

Мета роботи. Дослідження можливості діагностики і своєчасного лікування маститу при дії на відповідні БАТ двохполярними імпульсами різної форми і частоти.

Матеріал і результати дослідження. Апаратна реалізація. Внаслідок того, що комплексний опір БАТ має широкий динамічний діапазон, був спроектований і розроблений універсальний апарат, за допомогою якого можна вести пошук біологічно активних точок (БАТ), а при попаданні активного електроду на БАТ, прилад повинен автоматично перейти в режим електропунктурної стимуляції. Принципова відмінність нашого приладу від розроблених раніше подібних пристроїв - забезпечення почергової дії на БАТ імпульсами негативної і позитивної полярності різної форми з можливістю регулювання амплітуди і частоти проходження імпульсів (рис. 1).

Структурна схема приладу приведена на рис. 2. Пристрій містить активний та пасивний електроди, автономне джерело живлення, два RC-генератори імпульсів, два компаратори - визначники біологічно активних точок, а також модулятор імпульсів, попередній підсилювач, світлоу та звукову сигналізацію.

Розробка моделі. Кожна частина тіла з погляду електромагнітної дії є сукупністю тканин із різними електричними властивостями. На підставі аналізу будови шкіри будується модель, що враховує анатомічні особливості тканин з різними електричними властивостями. На підставі аналізу будови шкіри будується модель, що враховує анатомічні особливості будови шкіри (рис. 3). У даній роботі тестовим сигналом струму є двохполярні вейвлет-імпульси прямокутної форми [5], які забезпечують незбудження біотканини [5, 6].

$$U_{p_i} = \left[1 - \frac{C^*(R_1 + R_2)^{-1}}{\Delta t} \right] I_i R_1 + \left(\frac{C R_1 R_2 (I_i - I_{i-1})}{\Delta t} \right) + \frac{C (R_1 + R_2) U_{p_{i-1}}}{\Delta t}, \quad (2)$$

де Δt - крок дискретизації сигналів $I(t)$ і $U(t)$.

Для визначення властивостей досліджуваної ділянки шкіри необхідно вирішити зворотне завдання.

Параметри моделі (R_1 , R_2 , C) можна знайти, використовуючи рівняння (1) і (2). Для цього складемо наступний функціонал:

Як вектор стану біооб'єкту (БО) відповідно до завдання дослідження ми взяли двокомпонентний вектор комплексного електричного опору (імпедансу) частини тіла, що піддається діагностичному обстеженню:

$$Z(t) = \begin{pmatrix} z_1(t) \\ z_2(t) \end{pmatrix},$$

де $z_1(t) = R$ - активний опір ланки; $z_2(f) = X = 1/2\pi f C^*$ - реактивний опір (реактанс), f - частота електричного лану, що впливає.

Моделювати електричні властивості біотканини доцільно з використанням RC-ланцюгів.

Як модель зазвичай використовують еквівалентну електричну схему тканин організму [7].

Для складання еквівалентної електричної моделі всі шари шкіри замінюють послідовно сполученими RC-ланцюжками [7-9]. При цьому вважають, що кожен шар володіє своїм значенням електричного опору, який можна приблизно оцінити. А відповідна ємність C^* є моделлю електричного подвійного шару на межі розподілу провідник - діелектрик. Для спрощення складна електрична схема заміщення біотканини зводиться до еквівалентного триелементного ланцюжка.

При цьому нами зроблені наступні припущення: 1) основний внесок в опір приелектродної області біотканини вносить саме епідерміс, а за властивості ємностей в цій же області відповідає контакт епідерміс-дерма; 2) властивостями ємностей внутрішніх, глибоко лежачих, шарів тканини можна нехтувати внаслідок великої провідності цих тканин.

Проаналізувавши отриману остаточну електричну схему, можна звести її до двох фізичних моделей (рис. 4, де R_1 - опір верхніх шарів епідермісу, R_2 - опір глибоких шарів тканини (м'язи і кровоносні судини); C - ємність, що характеризує реактивні властивості верхніх шарів шкіри.

Розрахунок моделей дає значення вихідної напруги:

для першої моделі -

$$U_{p_i} = \frac{I_i / C (1 + R_1 / R_2) + R_2 \left(\frac{I_i - I_{i-1}}{\Delta t} \right) + U_{i-1} / \Delta t}{1 / \Delta t + 1 / C R_2}; \quad (1)$$

для другої моделі -

$$\Phi = \sum_{i=1}^N (U_i - U_{p_i})^2, \quad (3)$$

де U_i - відліки реального сигналу $U(t)$, а U_{p_i} - відліки напруги, обчислені за формулами (1) і (2); N - число відліків сигналів.

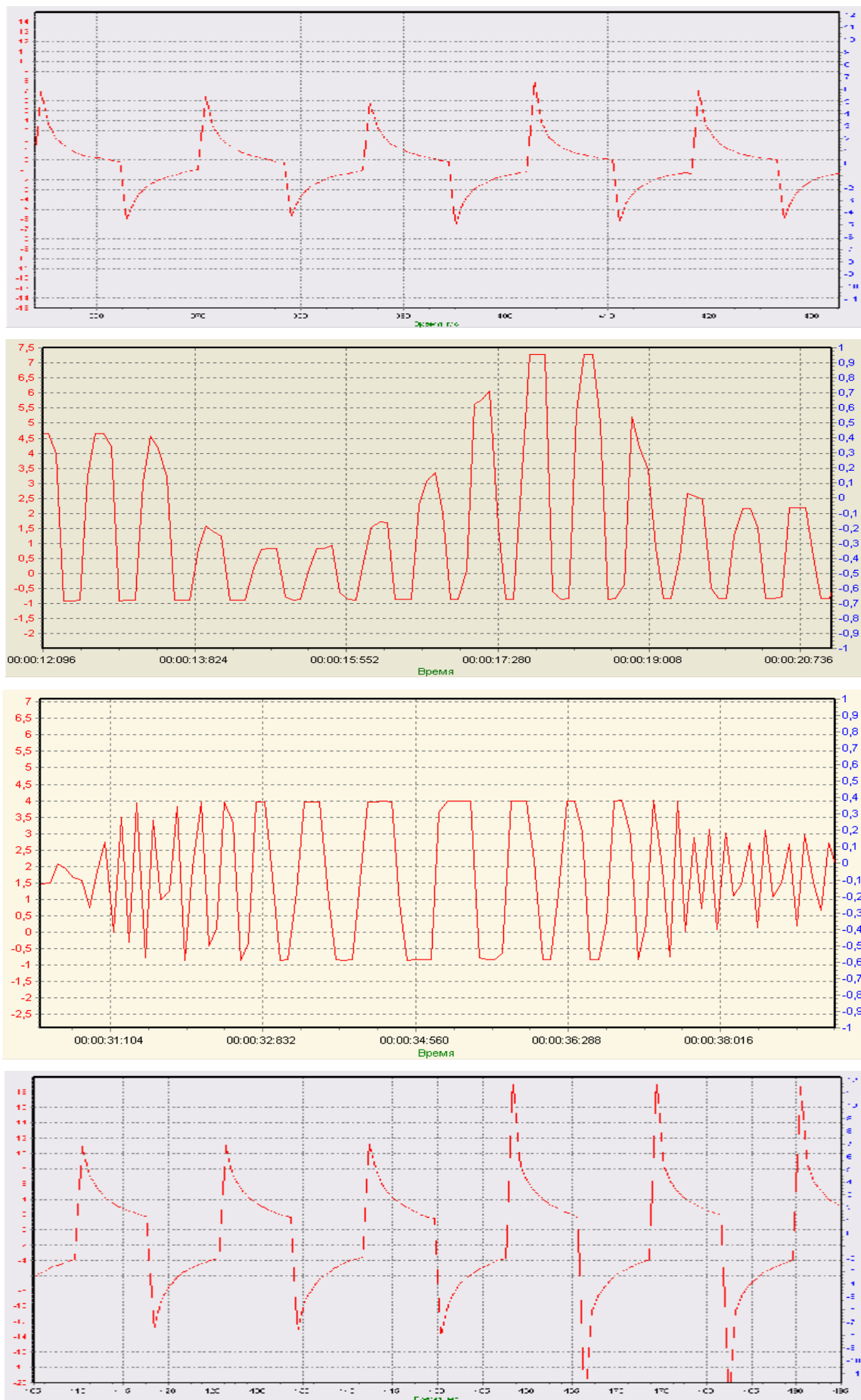


Рисунок 1 – Форма стимулюючих імпульсів різної частоти та амплітуди

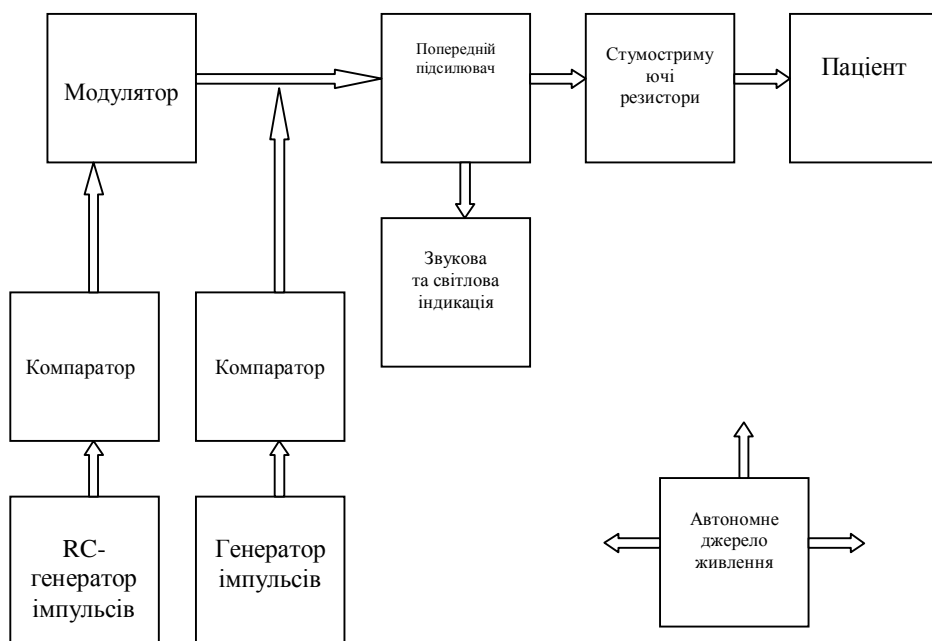


Рисунок 2 – Структурна схема приладу

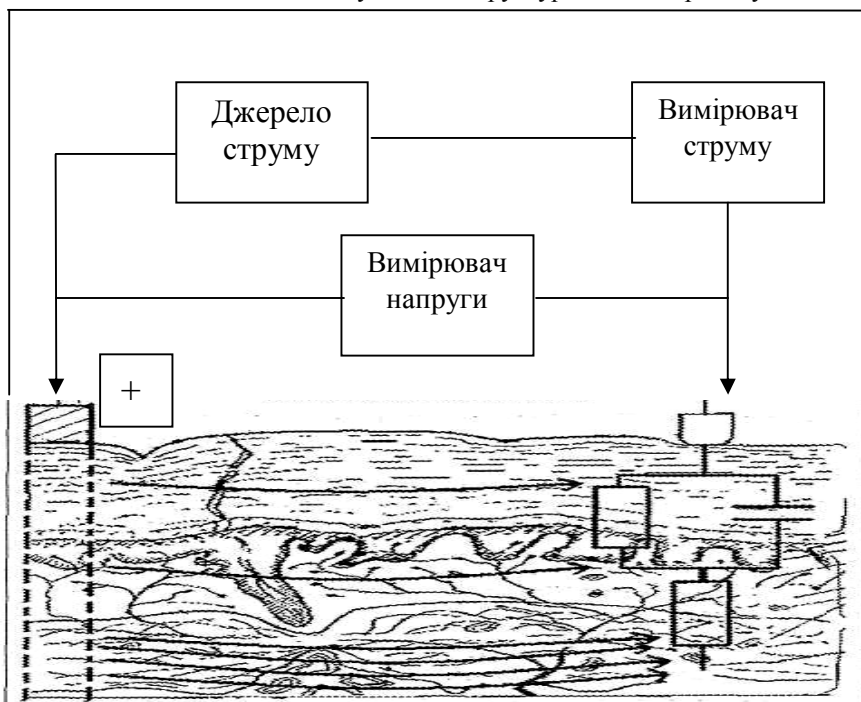


Рисунок 3 – Перетин силовими лініями електричного струму шарів шкіри при нашкірному розташуванні електродів

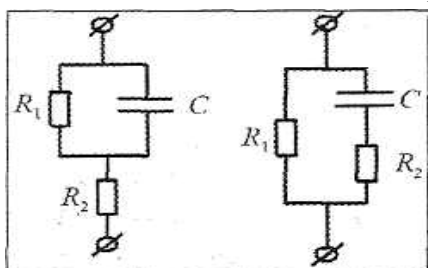


Рисунок 4 – Моделі, що відображають електричні властивості шарів шкіри

Ідентифікація моделі. Для ідентифікації параметрів моделі використана система

комп'ютерної математики і математичного моделювання Matlab 7.0 [10-12].

Вираз для чисельного розрахунку функціонала необхідно нормувати. Для цього нормований вираз (1) слід підставити в (3):

Відомі два варіанти мінімізації функціонала:

1) рішення системи рівнянь вигляду:

$$\begin{cases} \frac{\partial \Phi(\bar{R}_1, \bar{R}_2, \bar{C})}{\partial \bar{R}_1} = 0; \\ \frac{\partial \Phi(\bar{R}_1, \bar{R}_2, \bar{C})}{\partial \bar{R}_2} = 0; \\ \frac{\partial \Phi(\bar{R}_1, \bar{R}_2, \bar{C})}{\partial \bar{C}} = 0. \end{cases} \quad (5)$$

або 2) знаходження його мінімуму.

$$\Phi = \sum_{i=1}^N \left[\tilde{U}_i - \frac{\tilde{I}_i \tilde{R}_1}{1 + a\tilde{C}\tilde{R}_1 + a\tilde{C}\tilde{R}_2} - \frac{a\tilde{C}\tilde{R}_1 \tilde{R}_2 (\tilde{I}_i - \tilde{I}_{i-1})}{1 + a\tilde{C}\tilde{R}_1 + a\tilde{C}\tilde{R}_2} - \frac{a\tilde{C}(\tilde{R}_1 + \tilde{R}_2) \tilde{U}_{P_{i-1}}}{1 + a\tilde{C}\tilde{R}_1 + a\tilde{C}\tilde{R}_2} \right]^2, \quad (4)$$

де величини з тильдами - вже нормовані значення величин; a - коефіцієнт нормування.

У систему Matlab убудовано два методи знаходження мінімуму функції декількох змінних (квазі-ньютоновський метод і симплекс-метод Нелдера-Міда), а також метод найменших квадратів (МНК-метод рішення системи нелінійних рівнянь алгебри). Авторами розглядалося декілька типів вейвлетів: Морлета, Добеши, Хаара, «гаусівській» вейвлет, вейвлети Шеннона та Майєра і ін. Похибки визначення номіналів параметрів моделі складають не більше 0,001% за номінальних початкових умов для всіх вейвлетів.

Порівняння методів. За критерій непридатності методу було прийнято відхилення результатів розрахунку від номінальних більш ніж на 50%. Були досліджені похибки визначення параметрів при варіації початкового наближення рішення. За наслідками досліджень діапазон можливої зміни застосовності методів має наступний вигляд:

- метод найменших квадратів (МНК) має мінімальний діапазон зміни початкових умов, але різниться найбільшою точністю в околиці рішення;

- симплекс-метод має найбільшу стійкість до варіації початкових параметрів (до 2-х порядків від номінальної величини).

Найбільш чутливим до зміни початкових умов в даній моделі виявився параметр моделі R_2 (тобто, саме він визначав максимальну похибку методу).

Верифікація моделі. Для верифікації алгоритму за допомогою програмно-апаратного комплексу, була досліджена вибірка з 18-ти пацієнок хірургічного відділення 1-ої міськлікарні. Результати дослідження потім порівнювалися з раніше отриманими за допомогою інших систем [11], які в даний час можуть визначати тільки активні (R) і реактивні (C) складові шкірного імпедансу (табл. 1).

Таблиця 1 – Результати досліджень реальних сигналів вимірювання електрошкірного опору пацієнок

№ досліджуваної пацієнтки	Значення, еквівалентних складових моделі		Еквівалентні значення, визначені за допомогою іншого алгоритму [9]	
	Значення активного опору R_1 , МОм	Значення ємності C, нФ	Значення активного опору R, МОм	Значення ємності C, нФ
1	5,03	12,99	5,02	13,03
2	3,71	15,70	3,72	15,71
3	9,18	12,47	9,18	12,48
4	5,90	14,03	5,78	14,10
5	12,52	9,50	12,60	10,10
6	3,44	11,34	3,45	11,35
7	9,37	5,30	9,35	5,40
8	10,95	4,38	11,01	4,40
9	5,26	10,83	5,32	11,11
10	2,28	14,95	2,26	15,01
11	3,07	3,96	3,11	4,01
12	14,84	4,83	14,79	4,80
13	2,67	14,85	2,76	14,81
14	1,13	9,53	1,12	9,47
15	8,44	19,33	8,45	19,30
16	9,42	4,07	9,46	4,12
17	3,33	17,43	3,36	17,41
18	7,31	4,82	7,32	4,82

Результати досліджень показують, що дана схема розрахунку дозволяє визначати імпеданс біотканини за експериментальними даними з відносною точністю до 8-10 % як при умовно нормальному стані людини, так і при підозрі на гострий мастит. Також було виявлено, що зі збільшенням терміну прийому лікарських препаратів у пацієнток декілька збільшується (в кожному випадку індивідуально) активний опір шкіри, що може слугувати критерійним показником при обстеженні і діагностиці маститу.

Максимальні значення похибок порівняно з аналогічним алгоритмом [11]: $\partial R_1 = 3,3\%$; $\partial C = 6,1\%$.

Результати досліджень показують, що дана схема розрахунку дозволяє визначати імпеданс біотканини за експериментальними даними з відносною точністю до 8-10 % як при умовно нормальному стані людини, так і при підозрі на гострий мастит. Застосування розглянутого алгоритму до сигналів, отриманих в клінічній практиці, можна зробити висновок про необхідність фільтрації даного сигналу, що полягає в усуненні височастотних перешкод і видаленні постійної складової [12]. Відносна, різниця результатів: $\partial R_1 = 11,8\%$; $\partial R_2 = 8,5\%$; $\partial C = 11,2\%$.

Висновки. Таким чином, на підставі аналізу біомедикотехнічних аспектів даних досліджень розроблена модель біооб'єкту (шкіри і підшкірної тканини в області точок акупунктури), що з певною точністю описує властивості цього об'єкту. Проведена ідентифікація і верифікація моделі та алгоритму автоматизованого розрахунку параметрів біооб'єкту: похибка визначення параметрів для випадку модельних розрахунків по відомих параметрах складала не більше 0,1%. Проведено порівняння декількох можливих методик реалізації алгоритму за швидкодією і точністю, а також їх стійкості до зміни початкового наближення рішення. Розроблений алгоритм застосований до сигналів, отриманих у клінічній практиці з вибірки з 18-ти пацієнток; була вивчена стійкість алгоритму і оцінена точність порівняно з існуючими аналогами. Даний алгоритм дозволяє визначати імпеданс з

похибкою від 3 до 12%, але володіє більшою простотою реалізації та швидкодією.

Спроекований прилад, забезпечує вимірювання розглянутих параметрів моделі, а також дозволяє впливати на БАТ з лікувальною метою двохолярними імпульсами різної амплітуди та частоти.

ЛІТЕРАТУРА

1. Двойрин В.В., Аксель Е.М., Трапезников Н.Н. Заболеваемость и смертность от злокачественных новообразований населения России и некоторых других стран СНГ. - М. ОНЦ РАМН, 1995.-16 с.
2. Буйлин В.А. Низкоинтенсивная лазерная терапия в гинекологии: Информационно-методический сборник-М.:«Фирма Техника», 1998.-64с.
3. Абакумов В.Г. та ін. Біомедичні сигнали та їх обробка.- К.:ВЕК+, 1997.-352с.
4. Самосюк І.З., Лысенко В.П. Акупунктура. Энциклопедия.- К.,М.: Укр.энциклопедия, АСТ-Прес,-1994.-397с.
5. Дьяконов В.П. Вейвлеты. От теории к практике. - М.: Солон - Р, 2002.
6. Емельянова В.О. и др. Биокоррекция. Модели, приборы, системы. - Ставрополь.:Пресса, 1997.-192с.
7. Давид Р. Введение в биофизику. - М.: Мир, 1982.
8. Самусев Р.П., Липченко В.Я. Атлас анатомии человека. - М": ОНИКС АЛЪЯНС-В, 2000.
9. Портнов Ф.Г. Электронпунктурная рефлексотерапия. - Рига: Зинатне.1987.
10. Стояновский Д.Н. Рефлексотерапия// Под ред. С.М. Зольникова.-Кишинев: Катря Молдовеняске, 1987.- 381с.
11. Дьяконов В.П. MATLAB 6/6.1/6.5, Simulink4/5. Основы применения. -М.: Солон-Пресс, 2004.
12. Чен К., Джиблин П., Ирвинг А. MatLab в математических исследованиях. - М.: Мир, 2001.
13. Дьяконов В.П. Вейвлеты. От теории к практике. - М.: Солон - Р, 2002.

Стаття надійшла 20.03.2007 р.
Рекомендовано до друку к.т.н., доц.
Мосьпаном В.О.