

ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ
УНІВЕРСИТЕТ РАДІОЕЛЕКТРОНІКИ

КУЗІН Антон Іванович

УДК 615.471

**Методи та апаратура неінвазивних досліджень
електричної активності шлунково-кишкового тракту**

Спеціальність 05.11.17 – медичні прилади та системи

Автореферат дисертації
на здобуття вченого ступеня кандидата технічних наук

Харків – 2002

Дисертацією є рукопис

Робота виконана в Харківському національному університеті радіоелектроніки Міністерства освіти і науки України.

Науковий керівник - доктор технічних наук, професор
Лагутін Михайло Федорович,
Харківський національний університет радіоелектроніки,
професор кафедри Радіоелектронних приладів.

Офіційні опоненти: доктор технічних наук, професор
Піротті Євген Леонідович,
Національний технічний університет “Харківський
політехнічний інститут”, професор кафедри вищої математики;

кандидат технічних наук, доцент
Ляшенко Геннадій Анатолійович,
Харківський військовий університет Міністерства Оборони
України.

Провідна установа - АТ **Науково-дослідний інститут радіотехнічних
вимірювань**, Національне космічне агенство України,
м.Харків.

Захист відбудеться “**26**” червня 2002 року о **13³⁰** годині на засіданні спеціалізованої вченої ради К 64.052.05 при Харківському національному університеті радіоелектроніки за адресою: 61166, м. Харків, просп. Леніна, 14, зал засідань.

З дисертацією можна ознайомитись у бібліотеці Харківського національного університету радіоелектроніки (61166, Харків, пр. Леніна, 14).

Автореферат розісланий “25” травня 2002 р.

Вчений секретар
спеціалізованої вченої ради

Мустецов М.П.

ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

Актуальність теми. Сьогодні у медичній практиці після оперативних втручань в органи шлунково-кишкового тракту (ОШКТ) швидкість відновлення моторики контролюється за допомогою рентгенографічних та/або сцинтиграфічних методів діагностики. Однак наочність і можливість кількісної оцінки моторики цих методів супроводжується ризиком накопичування дози рентгеновського випромінювання у пацієнта та медперсоналу, що накладає обмеження на контингент, який обстежують та, на частоту проведення діагностичних процедур, які самі по собі, у зв'язку із частим введенням контрастної речовини, травмують прооперований орган, погіршують стан хворого. Тому перспективними являються напрямки розробки методів та апаратури моніторингу моторики ОШКТ, що виключають цей ризик. Зараз в стадії експериментальних досліджень знаходяться неінвазивні методи дослідження моторики шлунку. Оцінені недоліки моніторингу інтенсивності й напрямку перистальтики по біопотенціалах, що реєструються з проєкцій шлунку на поверхню черевної стінки. Використання цих методів ускладнюється тим, що після операції шов на черевній стінці, порушуючи картину поля, не дає чітко встановити напрямок моторики. Крім того, згадані методи не можливо розповсюдити на кишечник тому, що останній значно відділений від поверхні шаром жирової тканини, яка є просторовим фільтром низьких частот, який зменшує та викривляє рівень корисного сигналу. Тому було запропоновано метод оцінки моторики, в якому використовуються відведення від кінцівок [5], та прилад, що дозволяє проводити цю оцінку [4]. В основу реалізації апаратної частини приладу було покладене використання вузькосмугових резонансних активних фільтрів (РАФ), параметри яких повинні відповідати характеристикам електричної активності (ЕА) ОШКТ.

Мале відношення сигнал/шум на поверхні тіла, наявність потужних артефактів і зосередженість спектру ЕА ОШКТ в області наднизьких частот та аритмічність патологічної моторики вимагають вдосконалення методів спектрального аналізу сигналів, що реєструють в умовах обмеженого часу реалізації.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Дисертація є частиною планових робіт Харківського національного університету радіоелектроніки (ХНУРЕ) в рамках наукового напрямку “Розробка нових способів і комп'ютерних систем медичної діагностики та лікування” за темою НДР № 400. Вибраний напрямок досліджень співпадає з основними науковими та навчальними інтересами кафедри Радіоелектронних пристроїв (РЕП) ХНУРЕ, де виконано роботу. Матеріали роботи використовувались в НДР ВН.1.99 № 0100U0034484, “Органна та поліорганна недостатність, як основна причина несприятних кінців хвороби при тяжкій політравмі та інших механічних ушкодженнях”, замовник – Харківський науково-дослідний інститут експериментальної та невідкладної медицини АМН України; ДДР 01980002620, “Гнійно-септичні ускладнення після оперативних втручань на органи черевної порожнини”, замовник – Харківський державний медичний університет МОЗ України.

Мета і задачі дослідження. Метою роботи є розробка методів та апаратури неінвазивних досліджень електричної активності органів шлунково-кишкового тракту.

Основні задачі дослідження такі:

- обґрунтувати параметри резонансних активних фільтрів для використання в електроентерографічній апаратурі реєстрації електричної активності органів шлунково-кишкового тракту при відведенні від кінцівок;
- провести порівняльні експериментальні дослідження з метою оцінки інформативності реєстрації моторики органів шлунково-кишкового тракту при запропонованому відведенні;
- обґрунтувати параметри електрогастрографічної апаратури нового покоління для багатоканальної реєстрації електричної активності шлунку з відведенням від проекцій на черевну стінку. Сигнал багатоканального моніторингу доповнює інформацію, що одержується при відведенні від кінцівок стосовно шлунку;
- обґрунтувати ефективність застосування алгоритму мінімізації представлення сигналу в надлишковому базисі для спектрального аналізу сигналу електричної активності органів шлунково-кишкового тракту;

Об'єктом дослідження є електрична активність шлунково-кишкового тракту, що реєструється на поверхні тіла людини.

Предметом дослідження є методи та апаратура неінвазивних досліджень електричної активності шлунково-кишкового тракту.

Методи досліджень. При розробці запропонованого методу реєстрації електричної активності органів шлунково-кишкового тракту використовувались методи: проведення верифікуючих експериментів, обчислення статистичних оцінок експериментальних даних.

В процесі досліджень, що направлені на обґрунтування параметрів апаратури електроентерографії, використовувались методи комп'ютерного моделювання аналогових приладів.

Спектральний аналіз електроентерограми проводився в реальному масштабі часу за допомогою алгоритму мінімізації представлення сигналу в надлишковому базисі. Ядром алгоритму є нейронна мережа.

Обґрунтування параметрів апаратури електрогастрографії проводилося за даними експериментальних досліджень та клінічних випробувань.

Наукова новизна. Розроблено метод неінвазивної реєстрації електричної активності органів шлунково-кишкового тракту при відведенні від кінцівок, який дозволяє визначати наявність моторики.

Розроблено модель високоефективного електроентерографічного відведення від кінцівок.

Обґрунтовано параметри резонансних активних фільтрів для використання в апаратурі електроентерографії.

Обґрунтовано параметри апаратури електрогастрографії нового покоління.

Практичне значення отриманих результатів. Розроблений електроентерограф пройшов апробацію у Харківській міській клінічній лікарні №31.

Електрогастрограф та електроентерограф, на основі рекомендацій, які викладено в дисертації, проходить апробацію при одночасній роботі із засобами інвазивної діагностики у Харківському науково-дослідному інституті експериментальної та невідкладної медицини АМН України.

Методика розробки та технічні вимоги до електроентерографа й електрогастрографа використовуються при викладанні курсів “Обробка біомедичної інформації” і “Біотелеметрія” на кафедрі РЕП ХНУРЕ. Електроентерограф використовується в навчальному процесі у циклі лабораторних робіт до курсу “Радіоелектронні медичні пристрої” для студентів спеціальності “Медичні радіоелектронні пристрої та системи” та аналогічної спеціалізації по спеціальності “Радіотехнічні пристрої, системи та комплекси”.

Особистий внесок здобувача. Усі основні результати дисертаційної роботи отримано автором самостійно. В роботах, що опубліковані у співавторстві, здобувачу належить: в [1] синтез функціональної та принципової схеми неінвазивного комп'ютерного електрогастроентерографа; в [2] синтез і аналіз принципової схеми резонансного активного фільтру та метод її дослідження за допомогою програмних пакетів моделювання; в [3] результати експериментів по підвищенню характеристик підсилювача сигналу електрогастрограми, результати дослідження електричних характеристик електродів, блок-схема електрогастрографа, функціональна схема приладу для проведення електроентерогастрографічної експрес-діагностики та стимуляції; в [4] розробка запропонованого пристрою для моніторингу скорочувальної функції шлунково-кишкового тракту, метод проведення моніторингу, метод вимірювання, спосіб візуалізації та аналізу результатів; в [5] спосіб застосування універсального електроентерогастрографа для оцінки функціонального стану шлунково-кишкового тракту; в [6] особливості розробки та застосування нейронних мереж до обробки сигналу електричної активності шлунку при відведенні з поверхні тіла, результати спектрального аналізу електроміограми, електроентерограми шлунку і електрогастрограми за допомогою алгоритму мінімізації надлишкового представлення сигналу; в [7] аналітичний огляд існуючої у країнах СНД та дальнього зарубіжжя апаратури неінвазивної реєстрації електричної активності шлунково-кишкового тракту.

Апробація результатів дисертації. Результати проведених теоретичних та експериментальних досліджень повідомлені й обговорені: на 6-й Міжнародній конференції “Теорія і техніка передачі, прийому й обробки інформації” Туапсе-Харків, 2000 р, ХТУРЕ; на 6-му Молодіжному форумі “Радіоелектроніка і молодь у XXI столітті”, Харків, 2002 р., ХНУРЕ.

Публікації. Основні положення дисертації опубліковані в 7 роботах, із них 3 статті у наукових збірках, 2 патенти України, 2 матеріали і тези доповідей конференцій.

Структура дисертації. Дисертація складається із вступу, 4 розділів, висновків та додатка. Вона має обсяг 129 сторінок, текст основної частини складає 107 сторінок. Робота містить 42 рисунки, 1 таблицю. Список використаних джерел містить 101 найменування.

ЗМІСТ ДИСЕРТАЦІЇ

Вступ містить обґрунтування актуальності напрямку обраного автором дисертаційної роботи; формулювання мети і задач дослідження; визначення наукової новизни й практичної цінності отриманих результатів, а також дані про особистий внесок в публікації й апробації результатів роботи.

У першому розділі проведено огляд методів реєстрації ЕА ОШКТ на поверхні тіла

і всередині. Показані особливості сигналів, що реєструються від різних відведень. Проаналізовані обмеження неінвазивних методів. Визначені основні характеристики сигналу, що принципово можуть бути отримані. Розглянуті моделі ЕА ОШКТ й показано, що найбільш суттєвим фактором, який обмежує можливості реєстрації є жировий шар під поверхнею черевної стінки. У зв'язку з цим запропонована вдосконалена модель (рис. 1), в якій торс представлено у вигляді приплюсненого циліндра, стінки якого складаються із декількох шарів з різною провідністю. Істотним є те, що для реєстрації ЕА ОШКТ використовуються відведення від кінцівок, що дозволяють знімати сигнал обходячи сальник. Таким чином отримано надійний доступ до показника частоти ЕА кишечника і, отже, до моніторингу його перистальтики.

Недоліком такого відведення є неможливість просторового детектування джерел ЕА всередині конкретного органу ШКТ, але апріорна інформація про частоти коливань пейсмейкерів цих органів дозволяє проводити моніторинг ЕА та перистальтики шлунку й кишечника в цілому.

Логічним здається подальший пошук відведень, розташованих на торцях приплюсненого циліндру, що дозволить ввести просторове детектування всередині окремого органу ШКТ й підвищити інформативність методу.

Проаналізовані методи обробки сигналів ЕА ОШКТ: класичні (періодограмний і коррелограмний); параметричні (АР-модель, АРСС-модель, СС-модель). Зроблено висновок про те, що в перетворенні Фур'є та побудованих на ньому методах існує протиріччя між дозволом по часу й дозволом по частоті. Тобто, роблячи розмір вибірки більшим, одержуємо краще розрізнення спектральних складових сигналу, але втрачаємо спроможність одстежувати поведінку цих спектральних складових у часі. Означені методи ґрунтуються на поданні про повні, не надлишкові базиси: Фур'є, дискретного косінусного перетворення, вейвлет та ін. Розкладання в цих базисах сигналу одне. Однак відомо поняття надлишкового базису. Сигнал в цьому базисі може мати багато розкладів. Важливо вміти вибрати один оптимальний розклад, спираючись на певний критерій. Використання надлишкових базисів дозволяє значно збільшити дозвіл по частоті, що важливо для електроентерографії і електрогастрографії при дослідженні різних типів аритмій.

Задача вибору одного розкладу сигналу з усіх можливих зводиться до так званої задачі мінімізації палива. Математично ця задача представляється у вигляді, коли необхідно мінімізувати K (K - ціле, більше нуля), за умови, що:

$$\begin{cases} Ax = b, A \in R^{M \times N}, x \in R^N, b \in R^M \\ x_k \neq 0, k = k_1, k_2, \dots, k_K \end{cases} \quad (1)$$

Вирішити таку задачу прямо складно із-за значних обчислювальних витрат, тому переходять до близької задачі, мінімізуючи першу норму вектору x . Тобто знаходять

$$\begin{cases} \text{Min} \|x\|_1 \\ Ax = b \end{cases} \quad (2)$$

Рішення (2) буде точним рішенням (1) у випадку, якщо будь-які стовпці матриці A не корелюють між собою, т.т. за допомогою суперпозиції декількох стовпців не можна отримати інший стовпець.

Що до аналізу сигналів параметрами в задачі (2) будуть:

$$b = s(t) \in R^M \quad \text{s сигнал, який треба проаналізувати,}$$

$$A = \{\phi_{\gamma 1}, \phi_{\gamma 2}, \dots, \phi_{\gamma N}\} \in R^{M \times N} \quad \text{s матриця надлишкового базису.}$$

Тоді $x = [\alpha_{\gamma_1}, \alpha_{\gamma_2}, \dots, \alpha_{\gamma_N}]^T \in R^N$ – вектор розкладу в базисі.

Знаходячи $\text{Min} \|x\|_1$, одержуємо розклад сигналу $s(t)$ в базисі A . При цьому розклад містить мінімальну кількість спектральних складаючих.

Задачі мінімізації першої норми зводяться до задач лінійного програмування, для їхнього вирішення розроблені такі алгоритми як Симплекс метод, метод внутрішньої області, Калмакара та ін. Але, при збільшенні вектору b означені алгоритми не можуть застосовуватися для аналізу сигналів в реальному масштабі часу. Наблизиться до цього можна, використовуючи нейронні мережі з їх розвиненим паралелізмом.

Для вирішення задачі (2) розроблена нейронна мережа [6], що описується наступною системою лінійних диференціальних рівнянь першого порядку:

$$\begin{cases} \frac{dx}{dt} = -A^T J A x - y - b J - P_{\Omega}(x + A^T y) \\ \frac{dy}{dt} = -A J x + A^T y - P_{\Omega}(x + A^T y) J + b \end{cases}$$

де: $u \in O R^M$, $P_W(x) = [P_W(x_1), P_W(x_2), \dots, P_W(x_n)]^T$ – оператор проєкції в базисі.

Мережа тривка за критерієм Ляпунова та сходиться до істинного рішення.

Модель нейронної мережі (рис. 2) зібрана в SIMULINK MATLAB 6.0.

Достовірність спектральних оцінок, одержаних за допомогою алгоритму мінімізації подання сигналу в надлишковому базисі (МПСНБ) підтверджена в дисертації серією моделювань з використанням в якості тестових сигналів найбільш близьких до реальних сигналів електроентерограми (ЕЕНГ) й електрогастрограми (ЕГГ). Порівняння проведено з результатами, що одержані на основі алгоритмів швидкого перетворення Фур'є (ШПФ). Частота дискретизації 1 Гц та розмір вибірки 64 відліки для алгоритмів, що порівнювалися були вибрані однаковими. Переваги використання запропонованого алгоритму можна оцінити розглянувши рис.3. Тестовий сигнал являв собою суму трьох синусоїд з частотами 3; 3,5; 5 періодів/хвилину (рис. 3.а). Фазові площини, що одержано за допомогою ШПФ та МПСНБ зображені на рис.3.б і рис.3.в відповідно.

Аналіз результатів моделювання показав, що фазові площини, які одержані двома різними способами ідентичні, отже не викликає сумніву достовірність застосування МПСНБ в спектральному аналізі сигналів ЕЕНГ та ЕЕГ; як слідує з кількісних оцінок – спектр, отриманий за допомогою МПСНБ показав в 3,8 рази менший дозвіл по частоті, ніж одержаний за допомогою ШПФ ($DF_{ШПФ} = 1/64 \approx 0,016$ Гц; $DF_{МПСНБ} = 0,25$ п/хв $\approx 0,00417$ Гц); фазова площина, що одержано за допомогою МПСНБ дозволяє більш однозначно трактувати зміну сигналу в часі. Тому спектральний аналіз сигналів ЕА ОШКТ проводився в подальшому з використанням алгоритму МПСНБ.

У другому розділі, на основі даних аналізу ЕА ОШКТ та запропонованої моделі відведення від кінцівок проведений структурний синтез пристрою реєстрації сигналу ЕЕНГ – селективного електроентерографа (СЕ) (рис. 4) [1]. Особливістю пристрою є роздільне й одночасне спостереження ЕА основних ОШКТ, що зумовлене застосуванням резонансних активних фільтрів (РАФ) [2].

В ході апробації СЕ були зафіксовані розбіжності між очікуваними результатами й тими, що реєструються. Встановлено, що причиною стали індивідуальні особливості ЕА ОШКТ пацієнтів. Це вимагало проведення

досліджень РАФ з метою виявити можливості оперативної зміни частоти, регулювання добротності, зміни коефіцієнта підсилення.

По складеній топологічній моделі (рис.5.а) виведено комплексний коефіцієнт передачі $W(p)$. Порівнюючи з канонічними формулами, встановлено, що РАФ поєднує в собі властивості фільтру низьких частот, фільтру високих частот й смугового фільтру другого порядку.

$$W(p) = \frac{(pC1 + G1)(pC1 + pC2 + G3)G_2}{pC1pC2G_2 + G1G4(pC1 + pC2 + G3) \left[1 + \frac{(pC1 + G1)(pC1 + pC2 + G3)G_2}{(pC1pC2G_2 + G1G4(pC1 + pC2 + G3))K_v} \right]}$$

Дослідження математичної моделі РАФ проведено в MathCAD. Один з результатів наведено на рис.5.б, де показаний вплив коефіцієнта підсилення активного елемента на амплітудо- і фазочастотні характеристики. Результати дослідження підтверджені і доповнені моделюванням принципової схеми РАФ в Electronics Workbench та P-CAD 2001. Моделювання прискорило процес вдосконалення характеристик РАФ.

В результаті моделювання й проведених експериментальних досліджень встановлено, що: 1) коефіцієнти підсилення РАФ повинні змінюватися водночас та на одне і теж значення в усіх каналах; 2) діапазон електронної зміни частоти РАФ повинен складати не менше $\pm 10\%$ від центральної частоти повільних хвиль відповідного ОШКТ; 3) зважаючи на тривалий період заспокоєння РАФ, зумовлений добротністю 100, для забезпечення точності та повторюваність результату необхідно передбачити схеми подавлення паразитних коливань в кожному РАФ.

У третьому розділі, на основі аналізу характеристик наявної на світовому ринку апаратури реєстрації сигналу ЕГГ і виходячи з відомих обмежень неінвазивних методів реєстрації ЕА ОШКТ, обґрунтовані параметри приладу і засобів обробки сигналів нового покоління для здійснення високоефективної електрогастрографічної діагностики.

Для обґрунтування ряду параметрів проведені спеціальні дослідження:

- дрейфу електродної різниці потенціалів й рівня шумів: електродів з нержавіючої сталі з площею активної поверхні $8,2 \text{ см}^2$; хлорсрібних електродів ($7,4 \text{ см}^2$); та запропонованих автором хлорсрібних електродів ($1,8 \text{ см}^2$).

Встановлено, що електричні параметри розроблених хлорсрібних електродів задовольняють вимогам якісної реєстрації ЕА ОШКТ з поверхні тіла, особливо в режимі тривалого моніторингу.

- зміни межелектродного опору постійному струму. Встановлено, що після закінчення процесу стабілізації параметрів електродів, цей опір не перевищує $2,5 \text{ кОм}$. Отже, електрогастрографічне (і електроентерографічне) відведення можна представити як джерело ЕРС, а не джерело струму, тоді у вхідних каскадах електрогастрографа потрібно застосовувати операційні підсилювачі з біполярними транзисторами на вході, що призводить до зниження рівня шумів в області частот ЕА ОШКТ.

- впливу схемотехнічних рішень вхідних каскадів підсилювача сигналу ЕГГ на коефіцієнт ослаблення синфазної складової (КОСС). Встановлено: для того, щоб добитися рівня сигналу синфазної завади який не перевищує одиницю молодшого розряду дванадцятіразрядного аналогово-цифрового перетворювача (АЦП), необхідно, щоб КОСС і $124,4 \text{ дБ}$ в діапазоні частот сигналу ЕГГ. Такого

подавлення можна досягти живлячи вхідні каскади напругою, що коливається в такт синфазній заваді.

За обґрунтованими параметрами розроблено та виготовлено електрогастрограф, структурна схема якого наведена на рис.6.

Четвертий розділ містить методику і результати апробації запропонованого методу та основні положення що до застосування електростимулюючих сигналів з флікер-спектром для впливу на моторику.

Перевірка відповідності показань селективного електроентерографа дійсної моторної активності ОШКТ проводилася під час апробації в Харківській міській клінічній лікарні №31. Вибіркова група складалася з 28 пацієнтів.

Всього було зроблено 79 реєстрації.

Методика апробації полягала в наступному:

- 1) до операції проводився контрольний замір ЕА ОШКТ, в ході якого кожний РАФ настраювали на частоту з максимальною амплітудою селектированого сигналу (підстройка під індивідуальні особливості пацієнта), після цього показання СЕ записували на накопичувач на жорсткому магнітному диску (НЖМД);
 - 2) в першу добу після операції на шлунку (ваготомія або резекція), але не раніше ніж через 12 годин, натошак робили другий замір ЕА ОШКТ, на рис.7.а відзначений слабкий сигнал;
 - 3) за стандартною методикою барієвої діагностики наявності моторики, пацієнт приймав 200 мл сульфату барія;
 - 4) через 20-30 хв. робили рентгенівський знімок шлунку (рис.7.б) і кишечника (рис.7.в), що показував наявність або, як в даному випадку – відсутність моторики;
 - 5) для активації моторики пацієнту внутрішньо вводили 10 мл 10% розчину серотоніна-адипіната;
 - 6) робили повторну рентгенографію шлунку і кишечника (рис.8.б і рис.8.в відповідно), що показувала появу або затримку моторики при цьому з допомогою СЕ водночас виробляли замір ЕА ОШКТ по встановлених раніше параметрах частоти, (зразок запису наведено на рис.8.а). Збільшення амплітуди сигналу ЕЕнГ на 25% в порівнянні із першим заміром і поява періодичних заломів фази трактували як ознаку наявності моторики в конкретному органі ШКТ.
- Результати апробації зведені в таблицю 1 і показують, що імовірність правильного визначення або не визначення наявності моторики в різних ОШКТ не знижується за 83 %.

Точність й повторюваність результатів реєстрації електроентерограми підтримувалася шляхом проведення періодичних перевірок за допомогою осцилографа, вольтметра і генератора сигналів.

З метою виявлення часової кореляції сигналів неінвазивних реєстрації ЕА шлунку були водночас проведені електрогастрографія і електроентерографія. Оцифрований сигнал ЕА шлунку записували на НЖМД для подальшої обробки в MATLAB.

Результати обробки наведені на рис.9, де рис.9.а та рис.9.в – це електрогастрограма і електроентерограма шлунку відповідно, а рис.9.б та рис.9.г їхні фазові площини. Фазові площини демонструють достатній часовий зв'язок, що також підтверджує достовірність запропонованого методу.

Після методу діагностики і моніторингу наступним етапом в дослідженні ЕА ОШКТ є розробка засобів терапевтичного впливу на неї. В зв'язку з цим,

розглядається можливість змінювати моторику ОШКТ електричним сигналом із фліккероподібним спектром.

Таблиця 1

До введення серотоніну

Реєструють моторику, людей Імовірність **реєстрації** електро-
ентерографом Не реєструють моторику, людей Імовірність **нереєстрації** електро-
ентерографом

	Рентген			СЕ		
Шлунок	7	7	1	21	19	0,9
Дванадцяти- перстна кишка	16	15	0,94	12	12	1
Тонка й підвздошна кишки	19	17	0,89	9	8	0,89
Товста кишка	24	20	0,83	4	4	1

Після введення серотоніну

Реєструють моторику, людей Імовірність **реєстрації** електро-
ентерографом Не реєструють моторику, людей Імовірність **нереєстрації** електро-
ентерографом

	Рентген			СЕ		
Шлунок	24	24	1	4	4	1
Дванадцяти- перстна кишка	28	28	1	2	2	1
Тонка й підвздошна кишки	26	26	1	2	2	1
Товста кишка	25	25	1	3	3	1

Електрорефлексотерапія таким сигналом заснована на біофізичному феномені системоорганізуючої ролі динамік зв'язаних фізіологічних систем. В організмі людини і тварини можна знайти безліч інтегральних показників, що містять інформацію про роботу органів, які виконують єдину функцію. Наприклад: струм іонного каналу через мембрану клітки, спектр R-R кардіоінтервалів та ін. Динаміка цих показників має спектр вигляду $1/f$.

Вплив імпульсами струму на біологічно активні точки (БАТ) і рефлекторні зони давно використовується при лікуванні хвороб шлунку та кишечника. Однак в останні роки встановлено, що найбільш фізіологічним є вплив фліккероподібними сигналами малої інтенсивності (так званний адекватний інформаційний терапевтичний режим) з високим, тривалим терапевтичним впливом. Дослідження показали, що впливу фліккерним магнітним полем низької частоти при стимуляції виявляють істотний системоорганізуючий ефект.

Тому автором розроблено генератор шуму, структурна схема якого наведена на рис. 10. На виході отримано сигнал зі спектром вигляду $1/f$, в діапазоні частот

від 10^{-2} до 10 Гц. Амплітуда струму, що витікає з активного електроду, стабілізується в залежності від опору навантаження і змінюється в межах від 0 до 100 мкА, що дозволяє змінювати інтенсивність впливу в широких межах.

Додатково генератор обладнано таймером (не показаний), що має діапазон часу відключення від 10 до 300 с.

Використовуючи зображений на рис.10 формувач сигналів, для модуляції некогерентного джерела світла фахівці відділу Нетрадиційної медицини Інституту терапії АМН України відзначають істотний загальний терапевтичний ефект, що

дозволяє надіятися на ефективність електростимуляції ОШКТ. БАТ, на які повинно робитися вплив за допомогою генератора, розміщені на руках (10 II show-sang-ly на лівій і на правій), на торсі (точки реакції шлунку 12 XIV chezhung-vang), на вушних раковинах (АТ87 – точка шлунку, АТ88 – точка дванадцятиперстної кишки).

Об'єднавши в одному корпусі електроентерограф і генератор 1/f-шуму, отримано принципово новий пристрій (рис. 11), який дозволить оперативно і мобільно контролювати і, при необхідності, стимулювати моторику, доповнюючи біологічний зворотний зв'язок організму.

ОСНОВНІ РЕЗУЛЬТАТИ РОБОТИ ТА ВИСНОВКИ

1. Визначення патологій моторики шлунково-кишкового тракту та відновлення моторики, відсутньої після оперативних втручань зараз контролюється за допомогою травмуючих пацієнта процедур рентгенівських та сцинтиграфічних технологій, при яких у ОШКТ вводиться речовина для підвищення контрастності при оцінці її руху. Ці методи супроводжуються ризиком накопичення дози у пацієнтів та медперсоналу, особливо у разі необхідності повторних (частих) застосувань такої інвазивної діагностики.

Неінвазивні дослідження при встановленні електродів відведення безпосередньо на поверхні оперованої черевної стінки над шлунком в деяких випадках не можливе. До того ж сигнали органів ШКТ при такому відведенні значно ослабляються шаром жирової тканини та викривляються в спектрі, що призводить до зниження відношення сигнал/шум.

Методи спектрального аналізу надзвичайно низькочастотних сигналів ОШКТ, особливо в умовах дії артефактів міоелектричного походження та довгострокового моніторингу, потребують удосконалення.

2. Виходячи із цього, для досягнення сформульованої у дисертації мети були визначені задачі досліджень найбільш принципових питань у медичній практиці:

- на основі аналізу моделей електричної активності ОШКТ необхідно впровадити відведення від кінцівок або інше відведення, коли вдається в деякій мірі обійти вплив жирового шару;

- у зв'язку з тим, що кожний орган ШКТ функціонує на характерній частоті застосувати вузькосмугову селекцію сигналів;

- запатентовані автором метод та засоби апаратурної реалізації повинні бути детально обґрунтовані та оцінені їх потенційні можливості для неінвазивної діагностики одночасно динаміки різних відділів ШКТ та їх зв'язків особливо при біостимулюванні моторики;

- визначення просторових параметрів моторики шлунку, що потребує вдосконалення багатоканальної апаратури моніторингу сигналів елетрогастрограми, а також для оцінки достовірності електроентерографічної апаратури при одночасній роботі двох різних засобів;

- поява нових методів фільтрації та відображення сигналів, окрім ШПФ потребує провести порівняльну оцінку їх можливостей в умовах обмежень сигналів у часі та явної аритмічності у патології дуже важливих органів;

- досвід експлуатації електрогастрографа потребує підвищення стабільності електричних характеристик електродів для відведення при довгостроковому моніторингу;

- необхідно провести клінічну апробацію запропонованого методу при відведенні від кінцівок та провести експериментальні дослідження для обґрунтування медико-технічних вимог на апаратно-програмні засоби неінвазивних досліджень.

3. На основі проведеного у роботі огляду та аналізу методів обробки електричних сигналів моторики ОШКТ встановлено, що алгоритм оптимізації надлишкового представлення сигналів із використанням нейронних мереж є найефективнішим при виявленні нестационарних сигналів ЕА ОШКТ в умовах типових промислових завод та артефактів м'язової міоактивності інших органів. При реалізації алгоритму створюється особливий вигляд фазового портрету частотного спектру із підвищеною (у порівнянні із використанням алгоритму БПФ) розрізнявальною здатністю по частоті та з більш однозначною інтерпретацією змін частоти сигналів, яка буває при патологічних процесах у ОШКТ.

4. Розроблено апаратно-програмний засіб реєстрації електроентерограми, який відображає евакуаторну функцію та взаємодію основних відділів ШКТ. В запропонованій медичній системі використовується відведення від кінцівок. Показано, що така методика відведення більш ефективна, бо дозволяє зменшити ослаблюючий вплив жирового шару на сигнал. Подальше вдосконалення цієї ідеї має перспективи визначення просторових характеристик ЕА ОШКТ.

5. Запропоновано апаратний засіб вузькосмугової обробки сигналів на резонансних активних фільтрах. Проведено апробацію його при біохімічній стимуляції, яка підтвердила можливість дослідження системи збуджування ОШКТ та виявлення послідовності динаміки їх взаємоз'язку.

6. Проведено моделювання РАФ та отримані результати, які дозволили забезпечити необхідну стабільність резонансної частоти та можливість її перестройки для пошуку, якщо у процесі оперативного втручання вона змінилася. На основі РАФ та засобів електричної та хімічної біостимуляції, створено мобільний медичний засіб з автономним живленням для діагностики та відтворення міодинаміки на тих частотах, які зафіксовано у до операційному стані безпосередньо біля лежачого хворого.

7. Проведено експериментальне дослідження процесів на електродах та запропоновано хлорсрібні електроди нової конструкції, впровадження яких дозволило підвищити стабільність реєстрації при багаточасовому моніторингу ОШКТ. На основі вдосконалених підсилювачів розроблено електрогастрограф нового покоління та проведено обґрунтування МТВ до нього.

8. Метод, методика та засіб ЕЕГ апробовано у Харківській міській клінічній лікарні №31 (філії кафедри Хірургічних хвороб Харківського державного медичного університету МОЗ України). Розроблено комплект апаратури на базі РАФ та засобів нового покоління ЕЕГ для одночасних досліджень разом з інвазивним зондом, який вводиться безпосередньо у шлунок. Одночасні випробування сплановані в Харківському науково-дослідному інституті експериментальної та невідкладної медицини АМН України.

9. На основі аналізу опублікованих та оригінальних експериментальних досліджень, проведених у Відділі нетрадиційної медицини Інституту терапії АМН України, синтезовано флер-шумовий сигнал для цілей загальної електротерапії. Встановлено, що такий сигнал має системо-організуючий вплив. Зарубіжний досвід електростимуляції біологічно активних точок дозволяє надіятися на системо-

організуючий ефект флікер-сигналу при дії на точки та зони, через які можна впливати на динаміку ЕА ОШКТ.

10. У дисертації на основі науково-технічних досліджень та медичної апробації обґрунтовано вихідні дані на запропонований засіб діагностики ОШКТ.

Проведені експериментальні випробування дослідних зразків апаратних та програмних засобів. Одержані результати технічних випробувань підготовлені для узгодження із ДУО „Політехмед” медико-технічних вимог для створення партії засобів, необхідної для медико-технічних випробувань.

ПУБЛІКАЦІЇ ПО ТЕМІ ДИСЕРТАЦІЙНОЇ РОБОТИ

1. Лагутин М.Ф., **Кузин А.И.** Неинвазивный компьютерный электрогастроэнтерограф // Радиотехника. № 120, 2001, с. 199-202.
2. **Кузин А.И.**, Журавель В.В. Активный фильтр с повышенной избирательностью для регистрации электроэнтерогастрограммы // Радиоэлектроника и информатика – 2001 - № 4. с. 24 - 25.
3. **Кузин А.И.**, Лагутин М.Ф. Аппаратура и методика неинвазивной электроэнтерогастрографии // Радиотехника. № 124, 2002, с. 203-208.
4. Пат. № 34856 А, Україна, МПК А61В5/05. Універсальний ентерогастрограф / Хаджієв О.Ч., Лупальцов В.І., Лагутін М.Ф., Ягнюк А.І., **Кузін А.І.**, Оразкулієва Л.Ч.; Харківський державний медичний університет - № 99074009; Заявл. 13.07.99; Опубл.: Промислова власність. Офіційний бюлетень. 2001. -№.3.
5. Пат. № 38311 А, Україна, МПК А61В5/05. Спосіб оцінки функціонального стану шлунково-кишкового тракту / Хаджієв О.Ч., Лупальцов В.І., Сімоненков О.П., **Кузін А.І.**; Харківський Державний Медичний Університет- № 2000063603; Заявл. 21.06.2000; Опубл.: Промислова власність. Офіційний бюлетень. 2001. -№.5.
6. Журавель В.В., **Кузин А.И.** Применение нейронных сетей в обработке сигнала электрогастрограммы // Доклад на 6-м Международном молодежном форуме “Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке”, 23-25 апреля 2002 г. Харьков, ХНУРЭ. с. 347-348.
7. Лагутин М.Ф., **Кузин А.И.** Радиоэлектронная система неинвазивной диагностики активности желудочно-кишечного тракта // Доклад на 6-й Международной конференции “Теория и техника передачи, приема и обработки информации”, 17-19 сентября 2000 г. Харьков. ХТУРЭ. с. 514-516.

АНОТАЦІЯ

Кузін А.І. Методи та апаратура неінвазивних досліджень електричної активності шлунково-кишкового тракту. – Рукопис.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 05.11.17 – медичні прилади та системи. – Харківський національний університет радіоелектроніки, Харків, 2002.

Розроблено метод оцінки інтенсивності та напрямку моторики по біопотенціалах, що реєструються від кінцівок. В ході розробки методу досліджені: поведінка електродів для відведення наднизькочастотних біопотенціалів з поверхні тіла; можливості резонансних активних фільтрів в підстройці до індивідуальних характеристик електричної активності органів шлунково-кишкового тракту; методи цифрового спектрального аналізу

сигналів шлунку та кишечнику в тому числі алгоритм мінімізації представлення сигналу в надлишковому базисі з використанням нейронної мережі; вплив схемотехнічних рішень підсилювачів біопотенціалу шлунку на шумові характеристики сигналу при відведенні від проекцій на черевну стінку. Вірогідність методу підтверджена рентгенографією, що була проведена водночас.

На основі проведених експериментальних та теоретичних досліджень обґрунтовані параметри апаратури електроентерографії та вдосконалені характеристики апаратури електрогастрографії.

Ключові слова: електроентерографія, електрогастрографія, моторика.

АННОТАЦИЯ

Кузин А.И. Методы и аппаратура неинвазивных исследований электрической активности желудочно-кишечного тракта. – Рукопись.

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 05.11.17 – медицинские приборы и системы. – Харьковский национальный университет радиоэлектроники, Харьков, 2002.

Разработан метод оценки интенсивности и направления моторики по биопотенциалам, регистрируемым от конечностей. Достоверность метода подтверждена одновременно проводимой рентгенографией. В ходе разработки метода исследованы: поведение электродов для отведения сверхнизкочастотных биопотенциалов с поверхности тела; возможности резонансных активных фильтров в подстройке к индивидуальным характеристикам электрической активности органов желудочно-кишечного тракта; методы цифрового спектрального анализа сигналов желудка и кишечника в том числе алгоритм минимизации избыточного представления сигнала с использованием нейронной сети; влияние схемотехнических решений усилителей биопотенциалов желудка на шумовые характеристики сигнала при отведении от проекции на брюшную стенку.

На основе проведенных экспериментальных и теоретических исследований обоснованы параметры аппаратуры электроентерографии и усовершенствованы характеристики аппаратуры электрогастрографии.

Ключевые слова: электроентерография, электрогастрография, моторика.

ABSTRACT

Kuzin A.I. Methods and technique for noninvasive gastrointestinal electrical activity studies. – Manuscript.

Dissertation for a degree of Candidate of Sciences in Technics on the specialty 05.11.17 – Medical devices and systems. – Kharkiv National University of Radioelectronics. Kharkiv. Ukraine. 2002.

A method for estimating intensity and direction of gastrointestinal motor activity is presented. In the approach cutaneous electrodes are placed on the limbs. Reliability of the method has been proved by simultaneously-conducted roentgenography.

While developing the method the following problems have been researched into:

Restrictions and possibilities of gastrointestinal electrical activity (GiEA) recordings from the skin surface. This theoretical study has resulted in proposing limbs recording model which suggests an idea of avoiding the omenta.

Noise and drift parameters of commonly-used electrodes within the range of electroenterogram frequencies. The performances of Ag/AgCl and stainless steel electrodes with different active surface are measured and compared. It has been concluded that silver/silver chloride electrodes meet the requirements of adequate recording as far as electrode exchange current exceeds a hundredfold input bias and/or offset current of the input stage amplifier.

Possibilities of the resonance active filters in electroenterogram signal preprocessing. In order to fit individual electrical parameters of GiEA such features of the proposed filters as are explored: frequency, gain, merit adjustment and phase detection.

Restrictions and possibilities of GiEA analysis methods. Apart from theoretical comparisons, the excessive signal representation algorithm based on a neural network has been explored in practice. The algorithm showed 3.75 times higher spectral resolution and more distinct time-frequency plot than Fourier fast transform.

Stability of electro gastrogram recordings. The compromise between high input impedance and acceptable signal-to-noise rate has been found by improving a multichannel electrogastrograph circuitry.

Informativeness of electroenterogram. In order to estimate the knowledge of the recordings from the limbs, stomach electroenterography and electrogastrography were done simultaneously. The experiments indicated sufficient time correlation between the signals, which implies at least equal usefulness compared to electrogastrography.

The said explorations have also let one rationalize parameters for the equipment to be used in the above-mentioned method.

Keywords: motor activity, electroenterogram, electrogastrogram.