

Національна академія наук України  
Інститут кібернетики імені В. М. Глушкова

На правах рукопису

УДК 537.312.62

621.317.42

СУТКОВИЙ Павло Гнатович

РОЗРОБКА ТА ДОСЛІДЖЕННЯ  
ІМПУЛЬСНО-РЕЛАКСАЦІЙНИХ  
СКВІД-МАГНІТОМЕТРИЧНИХ СИСТЕМ  
ДЛЯ ВИВЧЕННЯ МАГНІТНОЇ СПРИЙНЯТЛИВОСТІ  
БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН IN VIVO

05.13.08 — обчислювальні машини, системи, мережі, елементи  
та пристрої обчислювальної техніки та систем  
керування

Автореферат дисертації на здобуття наукового ступеня  
кандидата технічних наук

Київ 1997

009.03  
Дисертацією є рукопис.

Робота виконана в Інституті  
кова НАН України.

ЛННБ України ім.В.Стефаніка



00760935 (U)

Наукові керівники: член-кореспондент НАН України

доктор технічних наук, професор  
ВОЙТОВИЧ І. Д.,

кандидат технічних наук,  
старший науковий співробітник  
СОСНИЦЬКИЙ В. М.

Офіційні опоненти: доктор технічних наук, професор

БОНДАРЕНКО С. І.,

кандидат фізико-математичних  
наук,  
старший науковий співробітник  
МОІСЕЄВ Д. П.

Провідна організація: Інститут металофізики НАН України.

Захист відбудеться «27» лютого 1997 р. о 14<sup>00</sup>  
год. на засіданні спеціалізованої вченої ради Д 01.39.04 при  
Інституті кібернетики імені В. М. Глушкова НАН України  
за адресою:

252022 Київ 22, проспект Академіка Глушкова, 40.

З дисертацією можна ознайомитися в науково-технічному  
архіві інституту.

Автореферат розісланий «28» січня 1997 р.

Учений секретар  
спеціалізованої вченої ради

Гуменюк-Сичевський В. І.

## ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

**Актуальність теми.** За останні роки спостерігається відчутний прогрес у використанні надпровідникових квантових інтерференційних детекторів (СКВІДів) у галузі вимірювання надслабких магнітних полів біологічного походження та їх градієнтів. Перевагами біомагнітних вимірювань є їх безконтактність, неінвазивність та пасивність, що дозволяє класифікувати подібні дослідження як неруйнівні методи контролю біологічних об'єктів. У цьому зв'язку особливий інтерес викликають біосептометричні системи, що реалізують магнітометричні методи неінвазивного дослідження магнітних властивостей біологічних тканин - магнітну біопсію. Фізична суть подібних досліджень полягає в намагнічуванні об'єкта, що становить інтерес, та вимірюванні сигналу його магнітної сприйнятливості. При цьому можливе використання як різних варіантів поля намагнічування (постійне або змінне, просторово однорідне або неоднорідне), так і різних конструкцій антен (коаксіальні, планарні градієнтометри). Тому актуальною задачею є вибір оптимальної конструкції біосептометричної системи з урахуванням аналізу переваг і недоліків можливих варіантів поля намагнічування, а також мети дослідження.

В тілі здорової дорослої людини - приблизно 4 грами заліза. Із них близько трьох грамів постійно включені в біохімічну активність (переважно на транспорт та накопичення кисню), а один грам вміщується у двох специфічних молекулах протеїну - феритині та гемосидерині. Докладний баланс між абсорбцією заліза і його втратою визначає реальний розмір цього резерву або "накопичення заліза", і будь-які виявлені його варіації становлять клінічний інтерес. Печінка - головний орган, який накопичує залізо, і відомо, що рівень його накопичення печінкою точно відображає накопичення всього людського організму. Стандартна процедура дослідження - вимірювання вмісту заліза в хірургічно видаленій тканині печінки безпосередньо методами хімічного аналізу. Незручність, болісність та згубність такого інвазивного підходу сильно обмежують його широке застосування. Окрім того, уявна на перший погляд точність цього аналізу дуже обмежена випадковістю місця взяття проби при можливій неоднорідності розподілу заліза по печінці. За рядом причин не підходять такі неінвазивні методи, як ядерна резонансна спектроскопія, комп'ютерна томографія та ЯМР-спектроскопія (потреба досить високих радіоактивних доз від короткоживучих ізотопів, неможливість визначення високих рівнів концентрації заліза та ін.). Не має необхідної точності і метод, що заснований на аналізі вмісту феритину в сироватці крові.

Зазначені вище недоліки обумовлюють необхідність розвитку нових технологій та технічних засобів дослідження магнітних властивостей біологічних тканин живих організмів (рис. 1). Серед яких вирізняється магнітна біопсія, як найбільш перспективний з точки зору

ІНСТИТУТ ВІСЬОТІВНИХ  
АН України

клінічного застосування метод вимірювання концентрації заліза в органах людини.

**Мета роботи** полягала в розробці та дослідженні СКВІД-магнітометричної системи, що має високі динамічні характеристики, підвищену перешкодозахищеність, проста і надійна в експлуатації, та створенні на її основі комплексу для вивчення магнітної сприйнятливості біологічних тканин *in vivo*.

**Методи дослідження** базувались на елементах теорії надпровідникових пристроїв, теорії електричних кіл, методах математичних розрахунків на ПЕОМ, на експериментальних випробуваннях створених систем та їх основних вузлів, включаючи досліду експлуатацію в клінічних умовах.

**Наукова новизна** результатів роботи полягає в наступному:

1. Запропоновані та обгрунтовані принципи використання імпульсного режиму роботи двоконтактних гістерезисних СКВІДів для побудови СКВІД-магнітометричних систем.

2. В результаті проведених теоретичних та експериментальних досліджень релаксаційних коливань в СКВІДах створена основа для побудови частотно-імпульсних магнітометрів.

3. Запропоновані та проаналізовані принципи побудови імпульсно-релаксаційних СКВІД-магнітометрів з частотним зчитуванням, що мають параметри, котрі необхідні для створення систем для біомагнітних досліджень.

4. Розроблена та випробувана в клінічних умовах установка для вивчення магнітної сприйнятливості біологічних тканин *in vivo*, яка дозволила не тільки досліджувати вміст заліза в печінці, але й вимірювати в змінному полі намагнічування магнітоплетизмограми серця та печінки, а також реєструвати наявність заліза в серцевому м'язі.

Дані положення є основними і виносяться на захист. Новизна технічних рішень підтверджена п'ятьма авторськими свідоцтвами на винаходи.

**Практична цінність.** Результати вивчення імпульсного режиму роботи СКВІДу та релаксаційних коливань в ньому є основою для створення нового класу СКВІД-магнітометричних систем з високими динамічними характеристиками, що дозволяють проводити біомагнітні вимірювання без магнітоекранованої кімнати за умов промислового міста. Створений на цьому принципі магнітометр "КУРС-М" відзначений великою Золотою медаллю на Лейпцігському ярмарку.

Висока швидкодія та широкий динамічний діапазон розробленого СКВІД-магнітометра забезпечили можливість створення установки для вимірювання магнітної сприйнятливості біологічних об'єктів *in vivo* в широкому діапазоні частот, що дозволяє досліджувати магнітну сприйнятливості як статичних об'єктів (печінка,

розподіл та біотрансформація магнітних агентів по організму), так і динамічних (гемодинаміка, рух стінок серця з переобтяженням залізом).

**Реалізація результатів роботи.** Імпульсний СКВІД-магнітометр був впроваджений в НДІ ЕФА ім. Д.В.Єфремова (м. С.-Петербург) для системи стабілізації постійного струму. Модифікація імпульсно-релаксаційного СКВІД-магнітометра "КУРС-М" використовується у складі біомагнітного кардіометричного комплексу в Українському НДІ кардіології ім. М.Д.Стражеска. Розроблена установка для неінвазивного вивчення магнітної сприйнятливості біологічних тканин, що використовується в спільних роботах з Інститутом медицини праці АМНУ та НІТЦ "Сонар" НАНУ.

**Апробація роботи.** Основні положення та результати дисертаційної роботи були представлені на VIII, XI-XVIII семінарах з прикладної надпровідникової електроніки та біомагнетизму (Київ, 1981-1995 рр.); XIII, XVI і XVIII міжнародних симпозіумах з фізики низьких температур та кріоелектроніки (Йена, 1981, 1984, 1986 рр.); V Всесоюзній нараді "Проблеми створення перетворювачів форми інформації" (Київ, 1984 р.); II нараді наукового центру "СКВІД" з прикладних досліджень (Свердловськ, 1989 р.); Європейській конференції з прикладної надпровідності (EUCAS'93) (Геттінген, Німеччина, 1993 р.); XIII ІМЕКО World Congress (Турин, Італія, 1994 р.); засіданні European Iron Club (Гамбург, Німеччина, 1995 р.); науково-технічній конференції "Фізичні методи і засоби контролю матеріалів та виробів" (Львів, 1996 р.); міжнародній конференції "Biomag-96" (Санта Фе, США, 1996 р.).

**Публікації.** За темою дисертації опубліковано 23 наукові роботи, отримано 5 авторських свідоцтв на винаходи.

**Структура та обсяг роботи.** Дисертація складається з вступу, п'яти розділів, висновку та списку літератури з 120 найменувань. Загальний обсяг дисертації становить 161 сторінку, включаючи 67 рисунків і 2 таблиці.

## ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ

**У вступі** обгрунтована актуальність досліджень та сформульована мета роботи, показана її наукова новизна і практична цінність.

**Розділ 1** містить аналітичний огляд літератури з проблеми вимірювання магнітної сприйнятливості біологічних тканин *in vivo* та існуючих СКВІД-магнітометричних систем, а також обгрунтування напрямів досліджень і розробок.

Проаналізовані роль у розвитку патологій підвищеного накопичення заліза в організмі, переваги методів біомагнітометрії в діагностиці пов'язаних з ним захворювань, що підтверджує актуальність дисертаційної роботи.

Розглянуті принципи вимірювання магнітної сприйнятливості біологічних тканин *in vivo*. На основі зіставлення переваг та недоліків існуючих біосасептометричних систем обґрунтовано вибір для розробки біосасептометра змінного струму з однорідним полем намагнічування, оскільки він дозволяє: 1) перемістивши спектр вимірюваних сигналів в область вище 10 Гц, суттєво зменшити необхідну величину поля намагнічування, а також виключити вплив 1/f шумів вимірювальної СКВІД-системи; 2) підвищити чутливість біосасептометра до глибоко залеглих тканин і тим самим зменшити похибку визначення концентрації заліза, пов'язану з неточністю визначення товщини жирового прошарку; 3) у масштабі реального часу вимірювати магнітну сприйнятливості також динамічних об'єктів (магнітоплетизмографія). Крім того, розміщення котушок намагнічування поза криостатом з СКВІД-системою надає більше свободи у виборі конфігурації системи.

З урахуванням виявлених підвищених вимог до динамічних параметрів СКВІД-магнітометричної системи при вимірюваннях в змінному полі намагнічування проаналізовані відомі вч- та пс-СКВІД-системи, в результаті чого запропоновано використання імпульсного режиму роботи СКВІДу, який поєднує високі динамічні характеристики, притаманні вч-СКВІДам, і достатню чутливість (близьку до чутливості пс-СКВІДів).

**Розділ 2** присвячений дослідженню імпульсного режиму роботи нешунтованого гістерезисного двоконтактного СКВІДу.

Досліджені шумові властивості СКВІДів на основі тунельних контактів Nb-Nb<sub>2</sub>O<sub>5</sub>-Pb, виготовлених методами

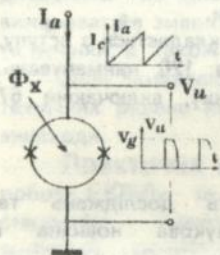


Рис. 1

електронно-променевого напорошення та фотолітографії, у режимі їх зміщення пилоподібним струмом від зовнішнього джерела (рис. 1). При частоті струму зміщення СКВІДу 30 кГц виміряний і приведений до одиначної полоси шумовий потік склав  $5 \cdot 10^{-5} \Phi_0 \Gamma \text{ц}^{-1/2}$ . З підвищенням частоти опитування до 100 кГц рівень шумового потоку знижувався до  $2,4 \cdot 10^{-5} \Phi_0 \Gamma \text{ц}^{-1/2}$ , що добре узгоджується з даними [1,2]. Оцінено вклад шумів запропонованої електроніки зчитування

$\Delta \Phi \approx \frac{\sqrt{F}}{2} \delta I \Phi_0 \Gamma \text{ц}^{-1/2}$ , обумовлений кінцевістю та нестабільністю часу

переключення імпульсних схем  $\Delta t$ . Зростання цього "шуму" з підвищенням частоти опитування СКВІДу  $F$  ( $4,3 \cdot 10^{-6} \Phi_0 \Gamma \text{ц}^{-1/2}$  та  $7,9 \cdot 10^{-6} \Phi_0 \Gamma \text{ц}^{-1/2}$  при частотах опитування 30 кГц та 100 кГц, відповідно для елементної

бази, що застосовувалась) обмежує можливість подальшого поліпшення чутливості СКВІДу у даному імпульсному режимі шляхом підвищення частоти струму зміщення.

Наведені описи та результати експериментальних досліджень практичних магнітометричних пристроїв на основі імпульсних СКВІДів. Один из них, що виробляв напругу, пропорційну величині критичного струму СКВІДу, був впроваджений в НДІ ЕФА (м. С.-Петербург) при розробці системи стабілізації постійного струму електромагнітів прискорювачів. Більш функціонально завершений пристрій являв собою імпульсний СКВІД-магнітометр, який мав власний зворотний зв'язок (ЗЗ) по магнітному потоку. При цьому одержані такі основні його характеристики: частота струму зміщення - 100 кГц; потокова чутливість -  $(6,5 \div 8,6) \cdot 10^{-5} \Phi_0 \Gamma \text{ц}^{-1/2}$ ; динамічний діапазон - 100 дБ; швидкість стегнення - 100  $\Phi_0/\text{с}$ ; частотна полоса вхідного сигналу - 10 кГц.

Недоліки, притаманні режиму тестування СКВІДу зовнішнім джерелом імпульсного струму зміщення, можна усунути заміною останнього генератором релаксаційних коливань (ГРК) на самому СКВІДі. Дослідженню режиму релаксаційних коливань (РК) в двоконтактних гістерезисних СКВІДах присвячений розділ 3. Перше повідомлення про ГРК на одиночному джозефсонівському тунельному контакті (ДТК) було опубліковане ще в 1968 р. [3]. Пізніше в [1] РК використовувались як допоміжний режим при дослідженні енергетичної чутливості СКВІДу, що працює в імпульсному режимі. На відміну від цього нами показано, що РК у СКВІДах можна використовувати за прямим призначенням як основний режим перетворення магнітного потоку, що реєструється, в частоту з вимірюванням останньої відомими методами.

Якщо зашунтувати ДТК послідовно включеними опором  $R$  та індуктивністю  $L$  (рис. 2), то при подачі струму зміщення  $I_a$ , що задовольняє умові  $I_c < I_a < V_g / R$  ( $I_c$  - максимальний критичний струм;  $V_g$  - напруга щілини ДТК), в системі виникає автоколивальний процес з періодом

$$T = \tau \cdot \ln \left[ \left( 1 + \frac{I_c R}{V_g - V_a} \right) \left( 1 - \frac{I_c}{I_a} \right)^{-1} \right], \quad (1)$$

де  $\tau = \frac{L}{R}$ ,  $V_a = I_a R$ .

Наведені вище дані практично вичерпують відомі з літератури найпростіші уявлення про РК в ДТК. Тому цілком природно було в дисертації використати більш суворий підхід на основі рівняння, що описує роботу ГРК з урахуванням ефектів Джозефсона, власного опорю  $R_0$  та ємності  $C$  ДТК:

$$(\tau \cos \varphi + \tau_D) \dot{\varphi} + \sin \varphi = \eta - \dot{U}, \quad (2)$$

де  $\eta = \frac{I_a}{I_c}$ ,  $\tau_D = \frac{L_D}{R_0}$ ,  $L_D = \frac{\Phi_0}{I_c}$  - джозефсонівська індуктивність при  $\varphi = 0$ ,

$\dot{U} = \frac{\dot{V}}{R I_c}$ ,  $\dot{V}$  - напруга на СКВІДі в квазістатичному режимі, що реально використовується.

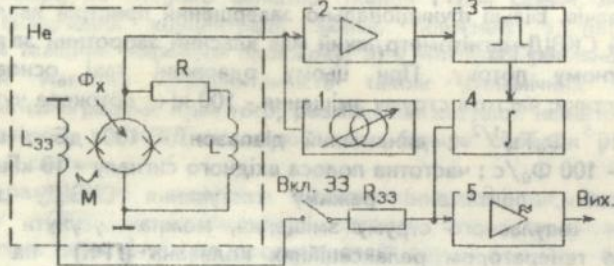


Рис. 2

Аналіз впливу джозефсонівської індуктивності на період РК приводить до висновку, що її слід враховувати лише при дуже високих частотах РК, коли  $\tau_D \sim \tau$ , або при роботі в режимі  $\eta \approx 1$ . На практиці ці умови не зустрічаються, тому подальші оцінки проводились без урахування впливу джозефсонівської індуктивності на частоту РК.

Порівняння залежностей періоду ГРК з ідеальною (1) та реальною формами ВАХ показало, що при не дуже великих  $\eta$  ( $< 5$ ) урахування реальної форми ВАХ дає поправки порядку одиниць %. В більшій мірі відмінність форми ВАХ від ідеальної проявляється при наближенні  $\eta$  до його критичного значення для реальної форми ВАХ  $\eta_{кр}^p$ , котре в свою чергу менше  $\eta_{кр} = V_g / (I_c R)$  (для ідеальної моделі). Однак в області  $\eta < \eta_{кр}^p$  цілком достатня для практичного застосування точність досягається без урахування особливостей реальної форми ВАХ.

Розглядаються питання оптимізації режиму роботи ГРК з метою досягнення максимальної глибини модуляції частоти РК  $\Delta f$ . Очевидно, що необхідно прагнути до максимальної величини параметру  $\gamma = \frac{I_c - I_{c \min}}{I_c}$ , який характеризує глибину модуляції критичного струму СКВІДу і визначається конструкцією та технологією його виготовлення. Для СКВІДів з малим значенням  $\gamma$  за рахунок забезпечення  $\eta$  близьким до 1 можна досягти деякого збільшення абсолютної величини глибини

модуляції частоти  $\tau \Delta F = \frac{1}{\ln(1-\eta^{-1})} - \frac{1}{\ln(1-(1-\gamma)\eta^{-1})}$ , однак для

високоякісних СКВІДів з великим  $\gamma$  більш доцільним є використання режиму з великим  $\eta$ .

Для побудови магнітометрів важливою є диференціальна чутливість ГРК по магнітному потоку  $\frac{dF}{d\Phi}$ . З технічної точки зору вимірювання в частотній області самі по собі мають перевагу порівняно з аналоговими. У даному випадку отримане співвідношення між відносними змінами магнітного потоку і частоти РК

$$\frac{\delta F}{F} \approx \frac{\pi \gamma}{(\eta + \gamma - 1)^{1,1}} - 1 \left( \frac{\eta}{\eta + \gamma - 1} \right) \frac{\delta \Phi}{\Phi} \quad (3)$$

засвідчує наявність ще додаткового виграшу, оскільки відносна зміна частоти може на порядок перевищувати відповідну відносну зміну вимірюваного магнітного потоку.

Чутливість магнітометра залежить від шумових параметрів ГРК. Теорія шуму пс-СКВІДів, в тому числі і працюючих в імпульсному режимі [1,2], розвинута та підтверджена експериментально досить добре. Як можливе додаткове джерело шумового струму нами оцінено вклад енергії шуму шунтуючого  $RL$  - ланцюга  $\epsilon_{RL}$  відносно енергетичної чутливості СКВІДу в імпульсному режимі  $\epsilon_V$  [2]

$$\frac{\epsilon_V}{\epsilon_{RL}} = \frac{\pi \gamma^2 (1-\gamma)}{2} \beta_c^{1/10}, \quad (4)$$

де  $\beta_c = \frac{2\pi I_c R^2 C}{\Phi_0}$  - безрозмірна ємність ДТК. Через те що  $\beta_c \gg 1$ , при всіх

реальних значеннях  $\gamma = 0,5 \div 0,8$   $\epsilon_V > \epsilon_{RL}$ . Це означає, що  $RL$  - ланцюг не обмежує енергетичну чутливість ГРК, а гранична чутливість РК-магнітометра визначається чутливістю СКВІДу, що працює в імпульсному режимі, котра, в свою чергу, близька до чутливості традиційних пс-СКВІДів.

Наведені результати експериментальних досліджень ГРК. СКВІДи на основі ДТК типу  $NbN-NbN_xO_y-Nb$  [4], шунтовані зовнішнім послідовним  $RL$  - ланцюгом ( $R=1,6$  Ом;  $L=0,5$  мкГн), мали  $I_c=3 \div 20$  мкА,  $\gamma = 0,7 \div 0,9$ . Виміряні залежності  $F_{rel}$  від  $\Phi$  демонструють суттєвий вплив  $\eta$  на  $\Delta F$ . При  $\eta = 3,3$  отримано коефіцієнт перетворення СКВІДу  $K = 2,5 \cdot 10^8$  Гц/Φ<sub>0</sub>, що підтверджує теоретичні передумови ефективного використання ГРК у СКВІД-магнітометрі.

У розділі 4 викладені принципи побудови рк-СКВІД-магнітометрів з частотно-імпульсним зчитуванням сигналу з датчика, що на відміну від

відомих систем зчитування усередненої напруги [5] підвищує перешкодостійкість приладу та знижує вимоги до підсилювача, а порівняно висока частота РК поряд з можливістю досягнення великої глибини ЗЗ в широкій полосі частот без суттєвих фазових зсувів дозволяють реалізувати гранично високу швидкодію.

Принцип роботи такого магнітометра (рис. 2, де 1 - джерело струму зміщення; 2 - імпульсний підсилювач; 3 - формувач імпульсів; 4 - інтегратор; 5 - буферний підсилювач) полягає в підсиленні імпульсів, що надходять з датчика (ГРК), перетворенні їх частоти в напругу шляхом формування імпульсів постійної вольт-секундної площі, їх інтегруванні та замкненні ЗЗ на СКВІД.

Запропонований рк-СКВІД-магнітометр з частотно-імпульсним зчитуванням, що характеризується надзвичайною простотою, містить в колі ЗЗ єдиний частотнозалежний елемент - інтегратор (на відміну від традиційних схем потокової модуляції, що містять також узгоджувач трансформатор та синхронний детектор). Завдяки цьому вдалося одержати аналітичний вираз у явному вигляді для петлевого коефіцієнта підсилення РК-магнітометра з розімкненим колом ЗЗ:

$$K(\omega) = \frac{2\gamma_f I_0 \tau_1 \Delta U}{I_0 R_0 c} \cdot \frac{R_4 R_8}{R_2 R_6} \cdot \frac{(\omega^2 \tau_1 \tau_2 + 1 - j\omega \tau_2)}{\left[ (\omega \tau_2)^2 + 1 \right]} \cdot \frac{(1 - j\omega \tau_3)}{\left[ (\omega \tau_3)^2 + 1 \right]} \quad (5)$$

Залежність (5) дозволяє розраховувати всі елементи кола ЗЗ за наперед заданими його параметрами.

Наведені результати експериментальних досліджень створеного базового зразка магнітометра "КУРС-М" з описаним вище ГРК: діапазон частот РК - 1÷8 МГц; індуктивність СКВІДу - 90 пГн; критичний струм СКВІДу - 5÷10 мкА; індуктивність вхідної котушки - 1 мкГн; вхідний струм на квант  $\Phi_0$  - 0,6 мкА; полоса частот ЗЗ - 0÷50 кГц; внутрішня чутливість до магнітного потоку -  $8 \cdot 10^{-6} \Phi_0 \Gamma \text{ц}^{-1/2}$ ; максимальна швидкодія на частоті 4 кГц -  $2 \cdot 10^6 \Phi_0 / \text{с}$ ; динамічний діапазон - 130 дБ.

Зважаючи на залежність частоти ГРК не тільки від критичного струму  $I_c$ , але і від струму зміщення  $I_0$  (1), такі фактори, як нестабільність цього струму, наведення завад на шині зміщення та низькочастотні флуктуації величини критичного струму, можуть проявлятися у вигляді удаваного сигналу на виході представленого вище РК-магнітометра, особливо коли йдеться про його використання в системах, що потребують довгочасної стабільності рівня вихідного сигналу. Усунути зазначений недолік дозволяє запропонована схема рк-СКВІД-магнітометра з автотулювальною за рахунок використання одночасно двох робочих точок на керуючій характеристиці СКВІДу з подальшим формуванням на виході інтегратора імпульсного сигналу із скважністю, пропорційною вимірюваному магнітному потоку.

Розрахунок петльового коефіцієнта підсилення магнітометра з автомодуляцією показує, що крім усунення зазначеного вище недоліку в режимі роботи рк-СКВІДу з автомодуляцією його коефіцієнт перетворення підвищується в  $1/2(1-\gamma_f)$  разів, де  $\gamma_f = \frac{F_{\max} - F_{\min}}{F_{\max}}$  - відносна глибина модуляції частоти РК.

Важливим питанням при побудові РК-магнітометра з автомодуляцією є вибір її амплітуди  $\Phi_m$ . Показано, що оптимальною є  $\Phi_m = 0,25 \Phi_0$ . При цьому динамічний діапазон магнітометра максимальний. Аналізується також вплив асиметрії керуючої характеристики СКВІДу на вихідний сигнал РК-магнітометра з автомодуляцією. Оскільки показано, що додатковий вихідний сигнал магнітометра при цьому пропорційний ступеню асиметрії СКВІДу та  $\Phi_m$ , то він є постійним і не позначається на характеристиках даного РК-магнітометра.

**Розділ 5** присвячений побудові біомагнітних сасептометрів на базі розробленого імпульсно-релаксаційного СКВІД-магнітометра.

На рис. 3, де 1 - СКВІД-магнітометр; 2 - підсилювач потужності; 3 - задаючий генератор; 4 - синхронний детектор; 5 - датчик переміщення ліжка; 6 - джерела живлення; 7 - АЦП; 8 - ПЕОМ; 9 - система котушок намагнічування; 10 - СКВІД-датчик; 11 - криостат; 12 - градієнтометр; 13 - ємкість з водою; 14 - печінка; 15 - тіло пацієнта; 16 - ліжко позиціонування, представлено розроблений сасептометр з коаксіальним градієнтометром другого порядку ( $\varnothing$  22 мм, база 60 мм) та горизонтально розміщеними котушками намагнічування (дві секції

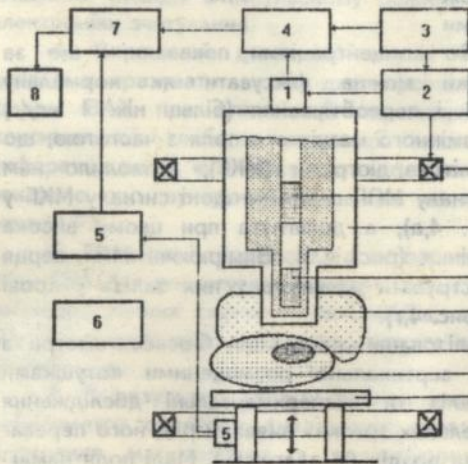


Рис. 3

розміром  $2,0 \times 2,0$  м на відстані 1,09 м, створюване поле 90 мкТл). Біосасептометр може працювати у двох режимах: 1) вимірювання магнітогепатограм (МГГ), частота поля намагнічування 14 Гц; 2) вимірювання магнітоплетизмограм (МПГ) - 111 Гц. Сигнал, створюваний в градієнтометрі безпосередньо полем намагнічування, подається механічною балансуванням градієнтометра (до  $10^{-3}$ ) і остаточно виключається

активною компенсацією в колі ЗЗ магнітометра.

Подано розрахунок наведених у даному біосептометрі магнітних полів та вимірюваних сигналів, який дозволив визначити вклад різних частин тіла пацієнта та деталей самої установки. Так, зокрема, показано, що найближча до печінки тканина - легені дає несуттєвий вклад у вимірюваний сигнал лише при високих концентраціях заліза в печінці, а у нормі вклад сигналу від легенів все ж необхідно враховувати. З іншого боку, шляхом вибору необхідної товщини кришки ємкості з водою можна взаємно виключити вклад у сигнал, що вимірюється, її самої та заглиблення в ній.

Наведені результати виконаних на даній установці експериментальних досліджень МГГ та МПГ. Вимірювання МГГ здорової людини та зварювальника, який страждає на професійні захворювання, а також дані калібровки за розчинами хлориду заліза з різними його концентраціями показали, що за допомогою описаної установки можна фіксувати як нормальну концентрацію ( $0,1 \pm 1$  мг/г), так і переобтяження (більш ніж 1 мг/г) залізом печінки. Використання змінного магнітного поля з частотою, що перевищує спектр частот магнітокардіограми (МКГ), дозволило нам розв'язати задачу виділення сигналу МПГ серця на фоні сигналу МКГ у масштабі реального часу (рис. 4,а), а досягнута при цьому висока чутливість - виміряти МПГ печінки (рис. 4,б). Вимірюючи МПГ серця зварювальників, вдалося зареєструвати наявність у них заліза у крові (рис. 4,в) та у серцевому м'язі (рис. 4,г).

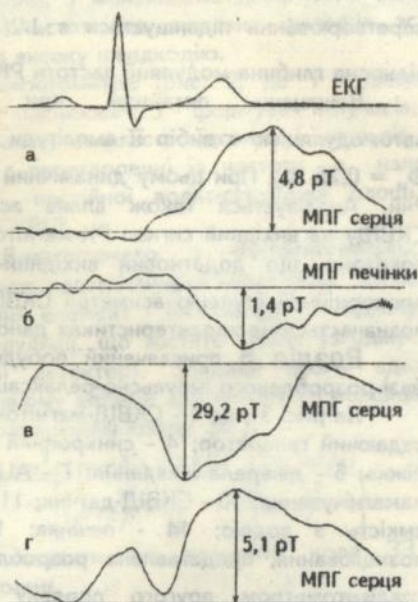


Рис. 4

Запропонована та проаналізована конструкція біосептометра з планарним градієнтметром і вертикально розміщеними котушками намагнічування. Проведені аналіз та експериментальні дослідження даного біосептометра на модельних зразках виявили ряд його переваг (компактність, висока просторова роздільна здатність). Малі поля намагнічування, робота поза областю  $1/f$  шумів, використання планарного

градієнтометра створюють передумови для можливого переведу такої системи на високотемпературні надпровідникові (ВТНП) СКВІДи.

**У висновку** сформульовані такі основні результати дисертації:

1. Внаслідок проведеного аналізу існуючих систем магнітної біопсії обгрунтований вибір біосенсометра змінного струму з просторово однорідним полем намагнічування. Сформульовані основні вимоги щодо необхідної для нього СКВІД-магнітометричної системи: широкий динамічний діапазон ( $\geq 120$  дБ), висока швидкодія ( $\geq 10^6$  Ф<sub>0</sub>/с), завадозахищеність.

2. На основі зіставлення переваг і недоліків традиційних вч- та пс-СКВІД-систем запропоноване використання імпульсного режиму роботи СКВІДу, що поєднує високі динамічні характеристики, притаманні вч-СКВІДам, та достатню чутливість (близьку до чутливості пс-СКВІДів).

3. В результаті проведеного дослідження імпульсного режиму роботи нешунтованих двоконтактних СКВІДів виявлені його переваги перед режимами роботи традиційних вч- та пс-СКВІДів:

- велика амплітуда імпульсу переключення, що припускає безпосереднє підключення підсилювача до СКВІДу;
- високі динамічні характеристики;
- перешкодозахищеність;
- спрощення технології виготовлення СКВІДів.

Експериментально підтверджена залежність чутливості СКВІДу від частоти тестуючого струму зміщення. В той же час аналіз вкладу шумів електроніки зчитування показав, що суттєве підвищення частоти струму зміщення СКВІДу в імпульсному режимі обмежене елементною базою електроніки зчитування.

4. Виконаний детальний аналіз РК в гістерезисних СКВІДах дозволив врахувати вплив джоузефсонівської індуктивності, реальної форми ВАХ при оптимізації параметрів ГРК з метою одержання максимальної глибини модуляції частоти та досягнення високої диференціальної чутливості по магнітному потоку. При цьому також показано, що шунтуючий *RL*-ланцюг не обмежує чутливості СКВІДу в режимі РК.

5. Проведені теоретичні та експериментальні дослідження режиму РК у СКВІДах послугували основою для створення нового класу СКВІД-магнітометричних систем - рк-СКВІДів, які мають високу швидкодію, хорошу енергетичну чутливість, високу перешкодозахищеність, просту конструкцію.

6. В результаті аналізу роботи імпульсно-релаксаційного СКВІД-магнітометра отримано аналітичний вираз для петльового коефіцієнта підсилення магнітометра з розімкненим колом ЗЗ, що дозволяє проектувати коло ЗЗ з наперед заданими параметрами. Проаналізовано вплив нестабільності струму зміщення на вихідний сигнал магнітометра та

запропоновані схемні рішення, які дозволяють не тільки усунути цей ефект, але й підвищити коефіцієнт перетворення СКВІДу.

7. На базі розробленого імпульсно-релаксаційного магнітометра, з урахуванням виконаного розрахунку наведених в біосапетометрії магнітних полів, проведеного аналізу і експериментальних досліджень біосапетометрів як з коаксіальним, так і з планарним градієнтметрами створено кріоелектронний комплекс для біосапетометричних досліджень, який відзначається гнучкістю і універсальністю при підготовці експериментів, з потенційною можливістю переведення його на ВТНП СКВІДи.

8. Продемонстрована можливість проведення за допомогою розробленого біосапетометра досліджень як магнітної біопсії, так і магнітоплетизмографії. При цьому реєструвались переобтяження залізом печінки, вміст його у пацієнта у нормі, наявність заліза в серцевому м'язі. Вперше виконані вимірювання МПГ серця в змінному полі намагнічування, а також МПГ печінки.

#### ПУБЛІКАЦІЇ ПО ТЕМІ ДИСЕРТАЦІЇ

Основні положення дисертації викладені в таких публікаціях:

1. Войтович І.Д., Королев А.Н., Сосницький В.Н., Сутковой П.И. Устройство для исследования зависимости критического тока джозефсоновского контакта от магнитного поля // Запоминающие устройства. - Киев: ИК АН УССР, 1980. - С. 63-67.
2. Будник Н.Н., Минов Ю.Д., Сосницький В.Н., Сутковой П.И. Исследования релаксационных колебаний в двухконтактных СКВИДах // Физико-технологические вопросы кибернетики. - Киев: Ин-т кибернетики им. В.М. Глушкова АН УССР, 1984. - С.48-53.
3. Magnetic susceptibility investigations of human blood and internal organs / V.N. Sosnitsky, I.P. Lubyanova, Minov Yu.D., ... P.I. Sutkovej // Superconductive electronics and biomagnetism. - Kiev, 1994. - P. 63-76.
4. Computer-Aided Biomagnetic Investigation Systems / I.D. Vojtovich, V.N. Sosnitsky, Yu.D. Minov, P.I. Sutkovej et al. // Control systems and machines (USIM). - 1995. - N3. - P.31-46.
5. Registration of iron ferromagnetic impurities / V.N. Sosnitsky, P.I. Sutkovej, O.M. Mikhajlik et all. // Clinical and Laboratory Haematology. - 1995. - N17. - P.378-379.
6. Войтович І.Д., Сосницький В.Н., Сутковой П.И., Ниженковский И.В. Импульсный магнитометр // Материалы 13 Междунар. конф. "Физика низких температур и криоэлектроника". - Йена, 1981. - С.203-207.
7. Войтович І.Д., Минов Ю.Д., Сосницький В.Н., Сутковой П.И. Анализ характеристик импульсного магнитометра на релаксационных колебаниях // Материалы 16 Междунар. конф. "Физика низких температур и криоэлектроника". - Йена, 1984. - С.143-148.

8. Быстродействующий импульсно-релаксационный веберметр / И.Д. Войтович, В.Н. Сосницкий, ... П.И. Сутковой // Материалы 18 Междунар. конф. "Физика низких температур и криоэлектроника". - Йена, 1986.- С.115-120.

9. System for magnetic susceptibility investigations of human blood and liver / V.N. Sosnitsky, N.N. Budnik, ... P.I. Sutkovej // Book of abstracts 10-th Intern. Conf. on Biomagnetism Biomag96.- Santa Fe (New Mexico, USA), 1996.- P.197.

10. Registration of iron overload by means of SQUID-magnetometry when coupled with low-temperature ESR spectroscopy / E.A. Bakai, V.N. Sosnitsky, ... P.I. Sutkovej // Book of abstracts 10-th Intern. Conf. on Biomagnetism Biomag96.- Santa Fe (New Mexico, USA), 1996.- P.198.

11. Анализ характеристик однородно намагничивающихся систем для "магнитной биопсии" / С.С. Романович, В.Н. Сосницкий, ... П.И. Сутковой // Фізичні методи та засоби контролю матеріалів та виробів: Матеріали доп. наук.-техн. конф. - Київ-Львів: Вид-во Дослідного Центру Міносвіти України, 1996.- С. 90-91.

12. А.с. 1031314 СССР, МКИ<sup>3</sup> G 01 R 33/08 Магнитометр / И.Д. Войтович, В.Н. Сосницкий, П.И. Сутковой и др. - Заявл. 16.12.81.

13. А.с. 988072 СССР, МКИ<sup>3</sup> G 01 R 33/035 Сверхпроводящий магнитометр / В.Н. Сосницкий, П.И. Сутковой. - Заявл. 08.06.81.

14. А.с. 1274467 СССР, МКИ<sup>4</sup> G 01 F 33/035 Сверхпроводящий магнитометр / Ю.Д. Минов, В.Н. Сосницкий, П.И. Сутковой. - Заявл. 26.11.84.

15. Сосницкий В.Н., Романович С.С., Иванова С.Л., Будник Н.Н., Сутковой П.И., Минов Ю.Д. Исследование наведенных магнитных полей биологических объектов. - Киев, 1995. - 26с. -(Препр./ Ин-т кибернетики им. В.М. Глушкова НАН Украины; 95-5).

#### СПИСОК ЦИТОВАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Gutmann P., Kose V. Grenzaufloesung von SQUID mit Hysterese // PTV Mitteilungen. - 1980. - N1. - S.1-6.

2. Снигирев О.В. Предельная чувствительность СКВИДов постоянного тока на туннельных джозефсоновских переходах // Радиотехника и электроника. - 1984. - N11. - С. 2216-2223.

3. Vernon F.L., Pedersen K.I. Relaxation oscillations in Josephson junctions // J. Appl. Phys. - 1968. - 39, N6. - P.2661-2664.

4. Krivoj G.S., Komashko V.A. RF pump SQUID with large output signal // Mod. Phys. Lett. - 1991. - B5. - P.365-373.

5. Gudoshnikov S.A., Maslennikov Yu.V., Semenov V.K., Snigirev O.V. and Vasiliev A.V. // IEEE Trans. Magn.- 1989. - 25. - P.1178.

П.И. Сутковой РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ ИМПУЛЬСНО-РЕЛАКСАЦИОННЫХ СКВИД-МАГНИТОМЕТРИЧЕСКИХ СИСТЕМ ДЛЯ ИЗУЧЕНИЯ МАГНИТНОЙ ВОСПРИИМЧИВОСТИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ *IN VIVO*.

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 05.13.08 - вычислительные машины, системы и сети, элементы и устройства вычислительной техники и систем управления, Институт кибернетики имени В.М.Глушкова НАН Украины, Киев, 1996.

Защищается 23 научные работы и 5 авторских свидетельств, которые содержат результаты исследований в области разработки СКВИД-магнитометрических систем и их использования для изучения наведенных магнитных полей биологических объектов. Предложено новое направление СКВИД-магнитометрии - использование импульсно-релаксационного режима работы СКВИДа. Высокие динамические характеристики разработанного импульсно-релаксационного СКВИД-магнитометра позволили создать криоэлектронный комплекс для изучения магнитной восприимчивости биологических тканей *in vivo* на переменном поле намагничивания. Продемонстрировано его использование в клинических условиях для исследования содержания железа в печени, крови, сердечной мышце.

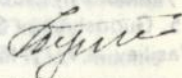
P.I.Sutkovej DESIGN AND INVESTIGATION OF PULSE-RELAXATION SQUID-MAGNETOMETER SYSTEMS FOR MAGNETIC SUSCEPTIBILITY STUDY OF BIOLOGICAL TISSUES *IN VIVO*.

Dissertation work for a Scientific Degree of the Candidate of the Technical Science to be earned. Speciality: 05.13.08- computers, systems and nets, elements and devices of computer technology and control systems. V.M.Glushkov Institute of Cybernetics of the National Academy of Sciences of the Ukraine, Kyiv, 1996.

Twenty-three scientific papers and five inventions are defended, that contain results of investigations in region of SQUID-magnetometer systems design and their application for biological object's induced magnetic field study. The new direction of SQUID-magnetometry has been proposed - the utilization of pulse-relaxation SQUID's operating mode. Designed pulse-relaxation SQUID-magnetometer's high dynamic properties have allowed to construct cryoelectronic complex for magnetic susceptibility study of biological tissues *in vivo* with the alternating magnetization field. It's utilization for study of iron contents in a liver, a blood and a heart muscle have been demonstrated in the clinical conditions.

**Ключові слова:**

надпровідність, СКВІД, біомагнетизм, магнітна сприйнятливість.



Підп. до друку 17.01.97. Формат 60x84/16. Папір офс. Офс. друк.  
Ум. друк. арк. 0,82. Ум. фарбо-відб. 0,94. Обл.-вид. арк. 1,0.  
Зам. 21. Тираж 100 прим.

---

Редакційно-видавничий відділ з поліграфічною дільницею  
Інституту кібернетики Імені В.М.Глушкова НАН України  
252022 Київ 22, проспект Академіка Глушкова, 40



441025

AB 36.781