

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

На правах рукопису

УДК 537.312.62

621.317.42

МІНОВ Юрій Дмитрович

**РОЗРОБКА ТА ОПТИМІЗАЦІЯ
ІМПУЛЬСНО-РЕЛАКСАЦІЙНОЇ
СКВІД-МАГНІТОМЕТРИЧНОЇ СИСТЕМИ
ДЛЯ БІОМАГНІТНИХ ТА КАРДІОЛОГІЧНИХ
ДОСЛІДЖЕНЬ**

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 фізики НАН України.

ЛННБ України ім.В.Стефаника



00760932 (R)

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 технічних наук,
старший науковий співробітник
ЧЕБОРИН О. Г.

Провідна організація: Інститут металофізики НАН України.

Захист відбудеться «27» листопада 1997 р. о 14.00
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 «23» січня 1997 р.

Учений секретар
спеціалізованої вченої ради

Гуменюк-Сичевський В. І.

Актуальність теми.

Створення нових наукоємких технологій, розробка та вдосконалення нових методів діагностики й неруйнівного контролю для потреб народного господарства і медицини неможливі без розвитку засобів вимірювальної техніки, заснованих на використанні нових фізичних ефектів. Одним з перспективних напрямків у галузі вимірювань надслабких магнітних полів є використання ефекту квантової інтерференції у надпровідниках. Надпровідникові квантові інтерференційні детектори (СКВІДи) мають чутливість на рівні $(10 \pm 15) \cdot 10^{-15}$ Тл/ $\sqrt{\text{Гц}}$, що дозволяє реєструвати навіть надслабкі магнітні поля, пов'язані з біологічною активністю живих організмів. Беручи до уваги той факт, що магнітні поля практично не спотворюються біологічними тканинами, а вимірювання безконтактне та пасивне, можна стверджувати, що дослідження з використанням СКВІД-магнітометрів є новим напрямком вивчення життєдіяльності біологічних об'єктів, здатним дати нову, найбільш повну інформацію, яку неможливо одержати традиційними засобами. В результаті виконання цієї дисертаційної роботи стало можливим одержати таку інформацію про серцево-судинну систему людини, що послугувало основою для розробки нових методів діагностики її захворювань.

Перша магнітокардіограма (МКГ) була зареєстрована в 1970 році в США. З того часу йшло безперервне вдосконалення з відповідним підвищенням коштовності вимірювальної техніки, засобів машинної обробки та подання інформації, методик проведення вимірювань. Зараз у світі активно працюють декілька біомагнітних лабораторій, які проводять дослідження з використанням СКВІД-магнітометричних систем: в США, Фінляндії, Германії, Нідерландах, Росії, Італії, Україні, Японії та інших країнах. Для нормальної роботи вони звичайно потребують коштовних магнітоекраниваних камер, висококваліфікованого обслуговування та безперервного охолодження чутливих елементів системи рідким гелієм. Усі ці фактори обмежують застосування таких систем у клінічних умовах, незважаючи на визнану діагностичну значущість. Тому є досить важливим створення СКВІД-магнітометра, здатного працювати в умовах промислових завод міської клініки, без магнітного екранування. Головними перешкодами на цьому шляху слід вважати флуктуації магнітного поля Землі з амплітудою близько $3 \cdot 10^{-13}$ Тс/ $\sqrt{\text{Гц}}$ поблизу нульової частоти, значну амплітуду промислової завади 50 Гц, а також шум, пов'язаний з роботою асинхронних двигунів, зміною навантаження в електричній мережі та ін. Існує кілька методів боротьби з переліченими шумами (використання антен градієнтометричного типу, обмеження смуги

ЛІС ім. В. Стефаніса
 1974 Україна

частот, адаптивна цифрова фільтрація та ін.), проте обов'язковою умовою успішного застосування цих методів є значний динамічний діапазон вимірювальної системи при відсутності спотворень у вимірювальному сигналі. Існує протиріччя в одночасному вимірюванні надслабкого сигналу і сильної завади, яка перевищує його на 4-5 порядків. Його можна подолати вибором відповідного принципу роботи та побудови СКВІД-магнітометричної системи.

Вирішальною умовою успішного використання вимірювальної системи в клінічній практиці є нескладне налагодження і обслуговування, стабільність параметрів системи та постійна готовність до роботи.

На виконання цих умов впливають принцип роботи та складність електронної схеми магнітометра, а також ступінь автоматизації процесів налагодження і вимірювання. Стабільність параметрів системи безпосередньо пов'язана з постійністю у часі параметрів СКВІДу та астабілізмом вимірювальної антени, який не повинен змінюватись під час коливань рівня гелію в криостаті та термоцикловань. Так, вимірювальні СКВІД-системи фірми Сименс та Філіпс (Германія), ВТІ (США) потребують постійного підтримування у криостаті температури рідкого гелію, що є необхідною умовою збереження їх параметрів та довговічності.

Під час МКГ-досліджень слід звернути увагу на вплив $1/f$ шуму, який може призвести до значних змін нульового рівня, що неприпустимо при вирішенні цілого ряду завдань діагностики. Усі ці питання розглядаються в представленій роботі.

Мета роботи. Розробка та оптимізація імпульсно-релаксаційної СКВІД-магнітометричної кардіологічної системи, здатної працювати в умовах промислового міста без магнітного екранування, проведення клінічних досліджень.

Наукова новизна.

1. Результати досліджень та оптимізації імпульсно-релаксаційного режиму роботи гістерезисного СКВІДа з позитивним потоковим зворотним зв'язком дозволили в кілька разів збільшити коефіцієнт перетворення вхідного сигналу в частоту релаксаційних коливань (РК) та знизити вплив флуктуацій струму живлення на вихідний сигнал.

2. Аналіз шумових властивостей СКВІДа показав, що наявність в реальному магнітометрі сильного негативного зворотного зв'язку усуває зворотний динамічний вплив інтерферометра на індуктивність вхідної котушки.

3. Експериментальні дослідження діаграм спрямованості градієнтометра першого порядку довели, що існує сильна залежність

поточною чутливістю антени від кута між магнітним диполем і вертикальною віссю.

4. Запропонована конструкція механізму балансування градієнтметра дозволила усунути вплив змін рівня гелію в криостаті на ступінь балансу антени.

5. Використання в трансформаторі потоку надпровідної пластини спеціальної форми (концентратора потоку) дозволило збільшити значення параметра зв'язку, а також використовувати вхідні котушки, значно більших розмірів, ніж вхідний контур СКВІДу.

6. Використання біомагнітної вимірювальної системи в умовах кардіологічної клініки дозволило розробити нові діагностичні методи та критерії оцінки стану серцево-судинної системи людини.

Новизна технічних рішень підтверджена трьома авторськими свідоцтвами на винаходи.

Практична цінність. 1. Використання одержаних результатів дозволяє оптимальним чином проектувати чутливі елементи та вхідні ланцюги РК СКВІД-магнітометрів.

2. В результаті проведених досліджень розроблено імпульсно-релаксаційний СКВІД-магнітометр "Курс-М", який є основою вимірювальної кардіологічної системи.

3. Розроблена та впроваджена в клінічну практику автоматизована СКВІД-магнітометрична система, за допомогою якої проведено діагностичне обстеження більше 600 пацієнтів. Завдяки цьому створено нові методи діагностики серцево-судинних захворювань.

Основні положення, що виносяться на захист.

1. Результати досліджень РК СКВІДів з додатковим позитивним зворотним зв'язком, які дали змогу послабити вплив флуктуацій струму живлення й збільшити в кілька разів ухил керуючої характеристики, що зменшило вплив шумів з боку електронного блока.

2. Результати оптимізації конструкції трансформатора потоку, які сприяють підвищенню чутливості СКВІД-магнітометра.

3. Розроблена імпульсно-релаксаційна СКВІД-магнітометрична кардіологічна система для клінічних досліджень в умовах електромагнітних перешкод промислового міста.

Апробація роботи. Основні положення і результати дисертаційної роботи доповідались на:

- X+XVIII (1983+1995) семінарах з прикладної надпровідності, м.Київ;
- Міжнародних симпозиумах "Фізика низьких температур і криоелектроніка" (Йена, НДР, 1983, 1984, 1986);

-V Всесоюзній нараді "Проблеми створення перетворювачів форми інформації", (Київ, 1984);

-II нараді наукового центру "СКВІД" по прикладним дослідженням (Свердловськ, 1989);

-Європейській конференції з прикладної надпровідності (EUCAS'93), (Геттінгем, Германія, 1993);

-XIII IMEKO World Congress (Турін, Італія, 1994);

-European Iron Club (Гамбург, Германія, 1995);

-Науково-технічній конференції "Фізичні методи і засоби контролю матеріалів та виробів" (Львів, 1996);

-Міжнародній конференції "Biomag-96" (Санта Фе, США, 1996).

Магнітометр "Курс-М" експонувався на Лейпцігському осінньому ярмарку і був відмічений великою Золотою медаллю.

Публікації. За темою дисертації опубліковано 32 наукові праці і одержано 3 авторські свідоцтва на винаходи.

Структура та обсяг роботи. Дисертаційна робота складається з вступу, чотирьох розділів, заключення, списку літератури та додатка. Робота викладена на 105 сторінках машинописного тексту і включає 42 рисунки.

Зміст дисертації.

У *вступі* наведені приклади застосування СКВІД-магнітометрів як інструменту для дослідження надслабких магнітних полів. Обґрунтовані переваги його застосування для дослідження полів біологічних об'єктів. Це в першу чергу надчутливість $(10 \pm 15)^{-15}$ Тс/ $\sqrt{\text{Гц}}$, безконтактність, пасивність, можливість отримувати найбільш достовірну інформацію про джерело сигналу.

Як класичний приклад електричної та магнітної активності біологічного об'єкта розглянуто виникнення хвилі деполяризації в серцевому м'язі. Показані переваги МКГ з динамічним картуванням перед ЕКГ. Сформульовані основні напрямки вдосконалення СКВІД-магнітометрів. Сформульована мета дисертаційної роботи.

В *першому розділі* розглядаються основні рівняння, що характеризують динаміку виникнення РК в нешунтованих джозефсонівських контактах. Одержано рівняння для періоду РК з урахуванням впливу джозефсонівської індуктивності L_c , ємності контактів C та нормального опору R_n .

Запропоновано та досліджено метод введення додаткового позитивного зворотного зв'язку (ДПЗЗ) в схемі ГРК з метою послаблення впливу на вихідний сигнал флуктуацій струму живлення. Для

цього базисна схема ГРК (рис.1) модифікується шляхом зміни схеми підключення СКВІДу до шини живлення (рис.2).

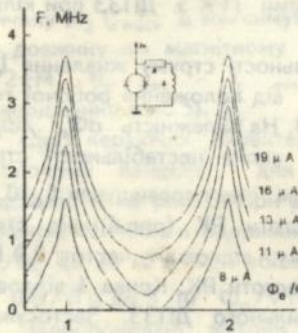


Рис. 1. Сім'я керуючих характеристик для базисної схеми СКВІДа

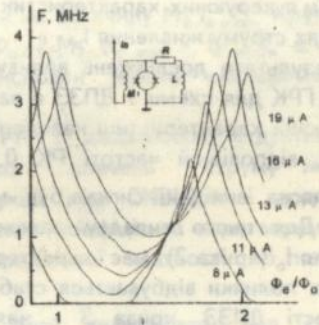


Рис. 2. Сім'я керуючих характеристик для модифікованої схеми СКВІДа

У даній схемі за рахунок індуктивного зв'язку шини живлення із СКВІДом у нього вводиться додатковий магнітний потік:

$$\Phi_{b1} = M_1 I_b \quad (1)$$

Частота РК залежить тепер від струму живлення I_b як безпосередньо, так і через додатковий магнітний потік Φ_{b1} (1). Сенс такого підключення полягає у видозміні функції $F(I_b)$ з метою зменшення похідної

$$dF/dI_b = dF/dI_c + (dF/dI_c) (dI_c/d\Phi_{b1}) \quad (2)$$

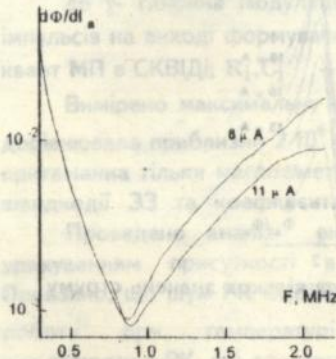


Рис. 3. Залежність коефіцієнта перетворення нестабільності струму живлення СКВІДа у частоту РК

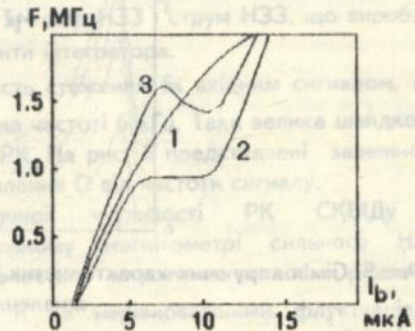


Рис. 4. Залежність частоти ГРК від струму живлення I_b

Розрахунок показує, що на сигнальній характеристиці існують області, в яких виконується умова $dF/dI_b = 0$. На рис.2 наведена експериментально знята сім'я керуючих характеристик для схеми ГРК з ДПЗЗ при кількох значеннях струму живлення I_b .

Результати досліджень впливу нестабільності струму живлення I_b на частоту ГРК для схеми з ДПЗЗ в залежності від положення робочої точки на керуючій характеристиці наведені на рис.3. На залежність $d\Phi_0/dI_b (F)$ у точці, відповідній частоті РК 0,9 МГц, вплив нестабільності струму живлення на вихідний сигнал був мінімальним і не перевищував $5 \cdot 10^{-4} \Phi_0 / \mu\text{кА}$. Для цього випадку залежність частоти РК (рис.4) від струму живлення I_b (крива 2) має характерну полочку, відповідну частоті 0,9 МГц. В межах полочки відбувається стабілізація частоти РК. Крива 1 відповідає відсутності ДПЗЗ, крива 3 - наявності сильного ДПЗЗ. Застосування стабілізації частоти РК дозволило значно спростити схему джерела струму живлення та послабити вплив електромагнітних перешкод на ланцюги живлення СКВІДу. Крім того, з метою підвищення чутливості РК СКВІДа нами була запропонована та досліджена схема ГРК, яка дозволяє значно збільшити ухил керуючої характеристики та зменшити шуми, що проникають з боку електронного блока. Це досягається ввімкненням додаткової індуктивності зв'язку у шунтуючий ланцюг (рис.5).

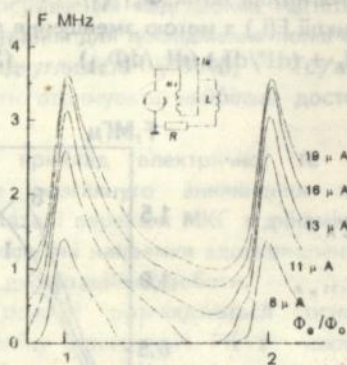


Рис.5. Сім'я керуючих характеристик ГРК для кількох значень струму живлення

При цьому в кожному періоді РК струм, що повертається з індуктивності шунта у СКВІД під час переключення ДП в надпровідний стан із резистивного, через індуктивний зв'язок із СКВІДом вносить в нього додатковий магнітний потік:

$$\Phi_{b2} = M_2 I_c \quad (3)$$

Керуюча характеристика зміщується вздовж осі магнітного потоку в той чи інший бік в залежності від напрямку магнітного потоку Φ_{b2} (3). При цьому мінімуми керуючої характеристики зміщуються вздовж потоку на величину $M_2 I_{c \max}$, а максимуми - тільки на величину $M_2 I_{c \min}$. Крутий схил має довжину по магнітному потоку $\Phi_0/2-M_2(I_{c \max} - I_{c \min})$, а пологий $\Phi_0/2+M_2(I_{c \max} - I_{c \min})$. Ці висновки мають експериментальне підтвердження (рис.5).

Сім'я керуючих характеристик ГРК з додатковою індуктивністю в шунтуючому ланцюгу для декількох значень струму живлення представлена на рис. 5. При взаємоіндукції між СКВІДом і додатковою котушкою $M_T=60\text{нГн}$ одержано збільшення коефіцієнта перетворення з $10\text{ мГц}/\Phi_0$ до $30\text{ мГц}/\Phi_0$ і збільшення роздільної здатності по потоку з $5 \cdot 10^{-6}\text{ Ф}_0/\sqrt{\text{Гц}}$ до $3 \cdot 10^{-6}\text{ Ф}_0/\sqrt{\text{Гц}}$.

Запропоновані методи можуть бути використані для суттєвого покращення характеристик СКВІД-магнітометра на РК.

Другий розділ дисертації присвячений розробці принципу побудови криоелектронного магнітометра на основі відносно низькочастотних (одиниці мГц) СКВІДів. Розглянута робота магнітометра як послідовне перетворення магнітного потоку (МП) у частоту РК, формування імпульсів однакової вольт-секундної площі, інтегрування послідовності імпульсів і перетворення вихідної напруги інтегратора у МП зворотного зв'язку (ЗЗ). Одержано вираз для петльового коефіцієнта підсилення при розімкненому ЗЗ:

$$G = 2\gamma U \tau_0 R_1 R_2 (\omega R_3 C_1 + 1) / I_f R_f R_4 R_5 (\omega R_1 C_1 + 1) (\omega R_2 C_2 + 1), \quad (4)$$

де γ - глибина модуляції частоти РК; U, τ_0 - амплітуда та довжина імпульсів на виході формувача; R_f, I_f - опір НЗЗ і струм НЗЗ, що виробляє квант МП в СКВІДі; R_i, C_i - елементи інтегратора.

Вимірено максимальну швидкість стеження за вхідним сигналом, яка дорівнювала приблизно $2 \cdot 10^6\text{ Ф}_0/\text{с}$ на частоті 6 кГц . Така велика швидкість притаманна тільки магнітометру на РК. На рис. 6 представлені залежності швидкодії ЗЗ та коефіцієнта підсилення G від частоти сигналу.

Проведено аналіз енергетичної чутливості РК СКВІДУ з урахуванням присутності в реальному магнітометрі сильного НЗЗ. Показано, що шум РК СКВІДа визначається класичним тепловим режимом роботи при температурі $4,2\text{ К}$ та нерівноважними флуктуаціями, пов'язаними з РК, які додатково підвищують шумову температуру СКВІДа. Наведені основні робочі характеристики РК-магнітометра "КУРС-2М".

Коефіцієнт перетворення магнітний потік-частота - $20 \text{ МГц}/\Phi_0$; динамічний діапазон - 140 дБ; роздільна здатність по МП - $5 \mu\Phi_0/\sqrt{\text{Гц}}$; чутливість до магнітного поля - $30 \text{ ГТ}/\sqrt{\text{Гц}}$; смуга частот по рівню 3 дБ - $0 \div 50 \text{ кГц}$; максимальна швидкодія - не менше $3 \cdot 10^6 \Phi_0/\text{с}$.

Описаний процес калібровки магнітометра та наведені параметри калібровочної котушки, за допомогою якої була проведена атестація магнітометра, що виявила відносну похибку вимірювання величини магнітної індукції у межах 2,2%.

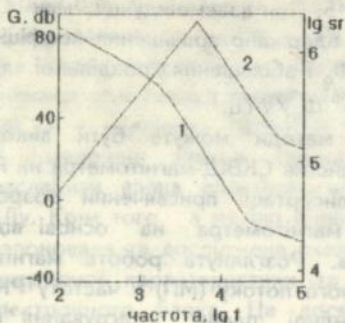


Рис. 6. Частотні характеристики РК-магнітометра "Курс-М"

Аналіз недоліків, властивих магнітометрам з використанням принципів ВЧ- і ПТ-СКВІДів, показує, що імпульсно-релаксаційний режим роботи найкращим чином забезпечує вимоги, які ставляться до криоелектронних вимірювальних систем у випадку їх роботи в умовах високого рівня електромагнітних перешкод промислового міста. Це в першу чергу висока швидкодія, значний динамічний діапазон при чутливості, близькій до чутливості ПТ-СКВІДів.

У третьому розділі проведено оптимізацію СКВІД-детектора як одного з найважливіших елементів магнітометра. Вирішено проблему узгодження СКВІДа, що працює в режимі РК, з імпульсним підсилювачем. Для цього схема ДМП (рис.7) доповнена двома опорами $R1$ і $R2$. Коли СКВІД перебуває у надпровідному стані, опори $R1$ і $R2$ ввімкнені паралельно і їх сумарний опір становить 50 Ом. Це забезпечує добре узгодження ДМП з мікрокабелем та підсилювачем імпульсів. Крім того, той самий сигнальний мікрокабель з хвильовим опором 50 Ом використовується водночас для подачі до СКВІДа струму живлення. Вхідна котушка трансформатора потоку зашунтована опором близько 2 Ом, що

разом з вхідною індуктивністю утворює ФНЧ з частотою зрізу близько 100 кГц.

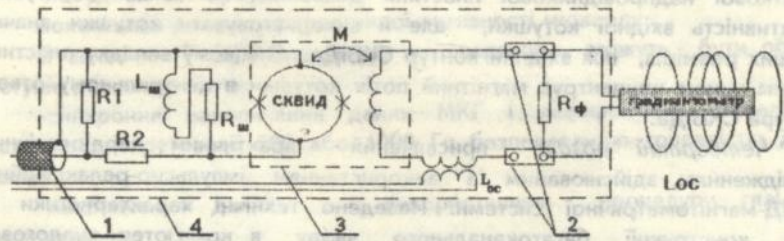


Рис.7. Електрична схема ДМП з вимірювальною антеною:
 1-коаксіальний мікрокабель, 2-ніобійові термінали,
 3 та 4- відповідно внутрішній та зовнішній надпровідні екрани.

Оптимізована конструкція трансформатора потоку з урахуванням індуктивності вимірювальної антени та геометрії тонкоплівкового СКВІДу. Наведені результати експериментальних досліджень залежності коефіцієнта зв'язку трансформатора потоку від відстані s між вхідною котушкою і контуром СКВІДа. Дослідження проводились для одношарової та двошарової вхідних котушок, намотаних ніобійовим дротом діаметром 50 мкм. Вони підтвердили розрахунки, згідно з якими коефіцієнт зв'язку змінюється несуттєво майже до відстані s , приблизно рівній радіусу дроту вхідної котушки. Результати досліджень представлені на рис.8.

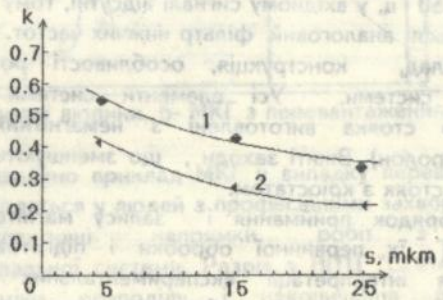


Рис.8. Графік залежності коефіцієнта зв'язку трансформатора потоку від товщини ізоляції: 1-одношарова, 2- двошарова вхідні котушки.

Запропоновано і досліджено метод коригування індуктивності надпровідної вхідної котушки за допомогою свинцевої пластини спеціальної форми, з напіврозрізом вздовж осі симетрії. Використання додаткової надпровідникової пластини дозволило не тільки коригувати індуктивність вхідної котушки, але й використовувати котушки значно більших розмірів, ніж вхідний контур СКВІДа. В цьому випадку пластина певним чином концентрує магнітний потік котушки в центральному отворі контура СКВІДа.

Четвертий розділ присвячений практичним кардіологічним дослідженням, здійснюваним з використанням імпульсно-релаксаційної СКВІД-магнітометричної системи. Наведено технічні характеристики та опис конструкції багатоканального вводу в комп'ютер аналогових сигналів від кріоелектронних магнітометрів "Курс-2М" та електрокардіографа.

Описано програму вводу та первинної обробки біомагнітометричної інформації, за допомогою якої здійснюється керування пристроєм багатоканального вводу аналогових сигналів для забезпечення прийому сигналів по МКГ- та ЕКГ- каналах з заглушенням мережевої перешкоди в МКГ каналі і підвищенням відношення сигнал/шум за рахунок накопичення. Програма оформлена у вигляді модуля AVE92.OBJ, працює в режимі реального часу, забезпечуючи оперативну обробку та відображення сигналів безпосередньо в процесі вимірювань, це скорочує час обстеження пацієнта і обробки інформації та зменшує об'єм пам'яті, необхідної для збереження даних.

Для заглушення мережевої завади використовується цифровий п'ятиполосний фільтр з номінальними частотами 50, 100, 150, 200 і 250 Гц. Ширина смуги заглушення на рівні 6дБ дорівнює ± 0.235375 Гц. Частоти, вищі 250 Гц, у вхідному сигналі відсутні, тому що перед пристроєм вводу знаходиться аналоговий фільтр нижчих частот.

Описані склад, конструкція, особливості розміщення і роботи кардіологічної системи. Усі елементи системи позиціонування та вимірювального стояка виготовлені з немагнітних матеріалів (дерево, текстолит, капрон). Вжиті заходи, що зменшують сейсмічні впливи на вимірювальний стояк з кріостатом.

Описано порядок приймання і запису магнітокардіосигналів. Для реєстрації МКГ, їх первинної обробки і підготовки інформації, яка необхідна для інтерпретації експериментальних даних і медичної діагностики, використовуються три блоки програм:

-введення в ПЕОМ і попередня обробка МКГ ;

- морфологічний аналіз кривих МКГ та побудови миттєвих карт для різних інтервалів кардіоциклу;
- побудова електродинамічних моделей серця і оцінка їх параметрів, локалізація джерел аритмогенної активності міокарду .

В залежності від вимог лікаря - оператора можуть бути обрані наступні режими роботи:

- синхронне накопичення даних МКГ і референтного каналів з частотою дискретизації 500 або 1000 Гц безперервною тривалістю до 3 хвилин;

- накопичення даних з використанням процедури real-time усереднення;

- тривале накопичення сигналів з метою виявлення повільнопротікаючих процесів і наступного дослідження методами аналізу часових рядів (частота дискретизації 125 Гц, час запису 10 хвилин).

Описано основні МКГ-вимірювання з використанням біомагнітної системи. Це діагностика порушень процесу реполяризації передсердь та шлуночків, ризик-аналіз, аналіз ST-T сегмента, діагностика перевантаження залізом крові методом МКГ-картування, виявлення додаткового шляху проведення при WPW синдромі.

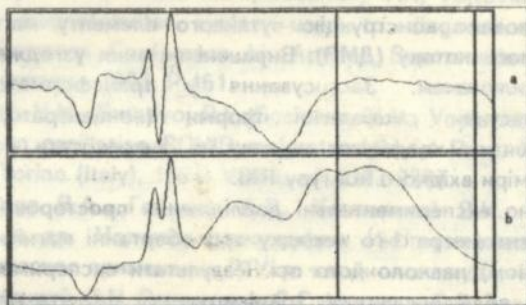


Рис. 9. а- МКГ здорової людини, б- МКГ з перевантаженням крові залізом

На рис. 9б наведено приклад МКГ у випадку перевантаження крові залізом, що спостерігається у людей з професійними захворюваннями.

Описано перспективні напрямки робіт з використанням біомагнітної вимірювальної системи. Разом з НІТЦ "СОНАР" проводились дослідження динаміки розподілу і накопичення дрібнодисперсних феромагнітних матеріалів в організмі тварин.

Проводились експерименти по вивченню за допомогою СКВІД магнітометра електрохімічних процесів, зокрема процесу корозії

Виявлено високу чутливість методу і можливість дослідження динаміки процесу корозії в різноманітних матеріалах і електролітах.

Висновки

1. Запропоновано методи та експериментально досліджені можливості направленої зміни керуючої характеристики ГРК. Введення позитивного зворотнього зв'язку у шунтуючий ланцюг детектору дозволило збільшити крутизну схилу керуючої характеристики з 10 до 30 МГц/ Φ_0 . Результати досліджень дозволили усунути вплив флуктуацій струму живлення СКВІДа на частоту РК. Так, у діапазоні 10% зміни струму живлення, коефіцієнт перетворення його у вихідний сигнал не перевищував $5 \cdot 10^{-4} \Phi_0 / \mu\text{кА}$.

2. У результаті аналізу та експериментальних досліджень режиму РК у гістерезисному двохконтактному СКВІДі розроблений і створений магнітометр, що має високі динамічні характеристики: швидкість відстеження вхідного сигналу - $3 \cdot 10^5 \Phi_0 / \text{с}$, смуга пропускання - 0-50 кГц, внутрішня роздільна здатність по потоку - не гірше $5 \cdot 10^{-6} \Phi_0 / \text{Гц}^{1/2}$, динамічний діапазон - 140 дБ.

3. Проаналізовані шумові властивості РК СКВІДа. Показано, що наявність в реальному магнітометрі сильного негативного зворотнього зв'язку усуває зворотній динамічний вплив інтерферометра на індуктивність вхідної котушки.

4. Оптимізовано конструкцію чутливого елементу магнітометра - детектора магнітного потоку (ДМП). Вирішені питання узгодження ДМП з імпульсним підсилювачем. Застосування у трансформаторі потоку надпровідної пластини спеціальної форми (концентратора потоку) дозволило збільшити коефіцієнт зв'язку та використати котушки, що перевищують розміри вхідного контуру НКІ.

5. Проведено експериментальні дослідження просторової чутливості планарного градієнтметра 1-го порядку при обертанні магнітного диполя (котушки зі струмом) навколо його осі. Результати експерименту виявили сильну залежність величини сигналу градієнтметра від кута між магнітним диполем та вертикальною віссю.

6. В результаті оптимізації конструкції антенного блоку досягнуто високої стабільності параметрів балансування при термоцикуваннях вимірювального зонду.

7. На основі імпульсно-релаксаційного СКВІД-магнітометра створено вимірювальну біомагнітну кардіологічну систему, що включає в собі СКВІД-магнітометр "КУРС-2М", пристрій багатоканального вводу сигналу в ПЕОМ, цифровий адаптивний фільтр, пристрій позиціонування та пакет прикладних програм. За допомогою вимірювальної системи обстежено більше ніж 600 пацієнтів, підтверджено діагностичну значущість магнітокардіографії та

розроблено методичні рекомендації по її застосуванню.

За темою дисертації опубліковано 32 наукові праці і одержано 3 авторські свідоцтва на винаходи.

Основний зміст дисертації представлено у наступних роботах:

1. Войтович И.Д., Минов Ю.Д., Сосницкий В.Н. Релаксационные колебания в СКВИДах // Proc. XV Int.Symp. Low Temp.Phys. and Cryoelectronic - Jena: FSU (Germany), 1983- P.7-32.

2. Войтович И.Д., Минов Ю.Д., Сосницкий В.Н., Сутковой П.И. Анализ характеристик импульсного магнитометра на релаксационных колебаниях // Тез. докл. на 16 Междунар. конф. "Физика низких температур и криоэлектроника". - ГДР, 1984-С.37-41.

3. Войтович И.Д., Сосницкий В.Н., Минов Ю.Д., Сутковой П.И. Интегральный криоэлектронный детектор магнитного потока // Физико-технологические принципы создания компонентов ЭВМ.- Киев, 1986.- С.42-45.

4. А.с. 1243509 СССР МКИ³ G 01 R 33/035 Сверхпроводящий генератор/ Ю.Д. Минов, В.Н. Сосницкий, П.И.Сутковой.-Заявлено 26.11.84.

5. Будник Н.Н., Минов Ю.Д., Сосницкий В.Н., Сутковой П.И., Коррекция управляющей характеристики релаксационного СКВИД-детектора // Радиотехника и электроника.-1993. -Вып.8.- С.1526-1531.

6. Gapeljuk A.V., Primin M.A., Sosnitsky V.N, Vojtovich I.D., Minov Yu.D A SQUID - magnetometer system used to diagnosticute some carc.aal deseases // European Conference on Applied Superconductivity EUCAS'93- Gottingen, Germany, 1993. P.461.

7. Budnik N.N., Sutkovoij P.I., Sosnitsky V.N., Vojtovich I.D., Minov Yu.D Pulse-relaxation oscillation SQUID magnetometer // Proc. XIII IMEKO World Congress. - Torino (Italy), 1994- Vol.III. - P.2383-2387

8. Бобров В.А., Гапелюк А.В., Козловский В.И., Сосницкий В.Н., Минов Ю.Д. и др. Магнитокардиография: Инструментальные средства и первое клиническое применение // Укр. кардиолог. журн.-1995.-№2-С.5-14.

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

10. V.N.Sosnitsky, N.N.Budnik,P.I.Sutkovoij,I.D. Vojtovich A.V.Gapeljuk, Yu.D.Minov, Computer-Aided Biomagnetic Investigation Systems // J. Control systems and mashines (USIM)- 1995.-N3-P.31-46.

11. Sosnitsky V.N., Gapelyuk A.V., Minov Yu.D., Stadnyuk L.A., Chaikovskiy J.A The MCG mapping for individual choose of the antiarrhythmic drugs // Book of abstracts 10-th International Conference on Biomagnetism, Biomag96- Santa Fe, New Mexico, USA, Febr. 16-21, 1996- P.242.

АННОТАЦИЯ

Минов Ю.Д. **Разработка и оптимизация импульсно-релаксационной СКВИД-магнитометрической системы для биомгнитных и кардиологических исследований.**

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 05.13.08 - вычислительные машины, системы, сети, элементы и устройства вычислительной техники и систем управления. Институт кибернетики им. В.М.Глушкова НАН Украины, г.Киев, 1997г.

Защищаются 32 научные работы и 3 авторских свидетельства, которые содержат сведения о разработках и исследованиях измерительных СКВИД-магнитометрических устройств для исследований сверхмалых магнитных полей, связанных с деятельностью биологических объектов, в частности сердечно-сосудистой системы человека. Предложены и исследованы методы коррекции управляющей характеристики СКВИД-магнитометра, работающего в режиме релаксационных колебаний, позволившие существенно улучшить метрологические характеристики магнитометрической системы. Проведены клинические испытания системы, показавшие ее диагностическую значимость.

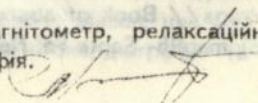
ABSTRACT

Yu.D. Minov **DESIGN AND OPTIMIZATION OF PULSE-RELAXATION SQUID-MAGNETOMETER SYSTEM FOR BIOMAGNETIC AND CARDIOLOGICAL INVESTIGATIONS**, a manuscript.

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, 1997.

Thirty-two scientific papers and three inventions are defended, that contain results of design of measurement SQUID-magnetometer devices for investigations of superweak magnetic fields induced by biological objects (in particularly, human heart). Utilization of pulse-relaxation SQUID's operating mode considerably increased its dynamic and noise properties. Methods of correction of SQUID control characteristics was proposed. All that allowed to metrological performances of magnetometer system. Above system was tested in clinical environment and was demonstrated diagnostic significance for heart diseases.

Ключові слова: надпровідність, СКВІД, магнітометр, релаксаційні коливання, магнітні вимірювання, магнітокардіографія.



Підп. до друку 17.01.97. Формат 60x84/16. Напір офе. Офе друк.
Ум. друк. арк. 0,82. Ум. фарбо-відб. 0,94. Обл.-вид. арк. 1,0.
Зам. 22, Тираж 100 прим.

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

11/10/97

АННОТАЦИЯ

Минько Ю.Д. Разработка и оптимизация компьютерно-релаксационной СКВИД-магнетометрической системы для биологических и кардиологических исследований.

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 05.13.08 - вычислительные машины, системы, сети, элементы и устройства вычислительной техники и систем управления. Институт кибернетики им. В.М.Глушкова НАН Украины, г.Киев, 1997.

Защищено 32 научные работы и 3 авторских свидетельства, которые содержат сведения о разработке и исследовании компьютерных СКВИД-магнетометрических устройств для исследования сверхслабых магнитных полей, связанных с деятельностью биологических объектов, в частности сердечно-сосудистой системы человека. Предложена и исследована методика коррекции управляющей характеристики СКВИД-магнетометра, работающего в режиме релаксационных измерений, позволяющая существенно улучшить метрологические характеристики магнетометрической системы. Проведены экспериментальные испытания системы, показавшие ее пригодность к практической значимости.

ABSTRACT

Yu.D. Minov DESIGN AND OPTIMIZATION OF THE RELAXATION SQUID-MAGNETOMETER SYSTEM FOR BIOLOGICAL AND CARDIOLOGICAL INVESTIGATIONS, a manuscript.

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, 1997.

Thirty-two scientific papers and three inventions are defended, that contain results of design of measurement SQUID-magnetometer devices for investigations of superweak magnetic fields induced by biological objects (in particular, heart) in the SQUID magnetometer. The method of correction of SQUID control characteristics was proposed and tested in experimental laboratory. The method allowed to improve metrological characteristics of the SQUID magnetometer for heart diseases.

Ключевые слова: релаксационный СКВИД-магнетометр, сверхслабые магнитные поля, биологические объекты, метрология.

10/11/21

AB 36.780