

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Сумський державний університет

Факультет електроніки та інформаційних технологій

Кафедра електроніки, загальної та прикладної фізики

«До захисту допущено»

Завідувачка кафедри

_____ Лариса ОДНОДВОРЕЦЬ

31 травня 2024 року

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня бакалавр

зі спеціальності 171 – Електроніка

освітньо-професійної програми «Електронні інформаційні системи»

на тему: **МАГНІТОРЕЗИСТИВНІ ДАТЧИКИ І АКСЕЛЕРОМЕТРИ**

В СИСТЕМАХ СПОРТИВНОЇ ЕЛЕКТРОНІКИ

здобувача групи ЕП-01 Фатюшина Володимира Володимировича

Кваліфікаційна робота містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело.

_____ Володимир ФАТЮШИН

Керівник, завідувачка кафедри електроніки, загальної та прикладної фізики,

д-р. фіз.- мат. наук, професор

_____ Лариса ОДНОДВОРЕЦЬ

Суми – 2024

СУМСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ФАКУЛЬТЕТ ЕЛЕКТРОНІКИ ТА ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ
Кафедра електроніки, загальної та прикладної фізики
Спеціальність 171 – Електроніка, освітньо-професійна програма
«Електронні інформаційні системи»

ЗАТВЕРДЖУЮ
Зав. кафедри ЕЗПФ
Л.В.Ододворець
«01» травня 2024 року

ІНДИВІДУАЛЬНЕ ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ БАКАЛАВРА
Фатюшина Володимира Володимировича

Тема роботи: **«МАГНІТОРЕЗИСТИВНІ ДАТЧИКИ І
АКСЕЛЕРОМЕТРИ
В СИСТЕМАХ СПОРТИВНОЇ ЕЛЕКТРОНІКИ»**

затверджена наказом СумДУ від «24» квітня 2024 р., № 0417-VI

2. Термін здачі здобувачем закінченої роботи 24 травня 2024 року

3. Вихідні дані до роботи (актуальність, мета):

Широке застосування в спортивній і медичній електроніці знайшли магніторезистивні датчики та акселерометри. Магніторезистивні датчики – це пристрої, дія яких ґрунтується на явищах електромагнетизму та магнітної індукції (намагнічування, перемагнічування, розмагнічування). Магніторезистивні датчики і акселерометри використовуються в контрольно-вимірювальній техніці та сенсорній електроніці для вимірювання деформацій і фізичних параметрів (тиску, вібрації, прискорення); визначенні параметрів коливальних процесів, а також у біомедичних вимірюваннях для фіксації біологічних параметрів людини і контролю його стану при фізичних навантаженнях.

Мета роботи полягала у вивченні фізичних процесів, конструктивно-технологічних особливостей, робочих параметрів та характеристик магніторезистивних елементів і акселерометрів, які застосовуються в спортивній та медичній електроніці; дослідженні температурних і польових залежностей магніторезистивних елементів.

4. Зміст текстової частини роботи (перелік питань, які необхідно розробити):

1. Магніторезистивний ефект: теоретичні основи та результати експериментів.

2. Конструктивно-технологічні особливості магніторезистивних датчиків та акселерометрів.

3. Сучасні сенсорні системи спортивної електроніки на основі магніторезистивних елементів та акселерометрів.

4. Методика вимірювання робочих характеристик магніторезистивних елементів датчиків.

5. Результати вимірювань та розрахунків.

6. Висновки.

7. Список використаних джерел.

4. Перелік графічного матеріалу для презентації:

Слайди № 1-2. Актуальність і мета роботи.

Слайди № 4-8. Фізичні основи магніторезистивного ефекту.

Слайди № 9-12. Конструкція магніторезистивних датчиків різних типів.

Слайди № 12-13. Акселерометри в сучасних спортивних електронних системах.

Слайди № 14-15. Методика і результати вимірювань.

Слайд №16. Висновки.

Слайд №17. Подяка.

6. Дата видачі завдання 01.05.2024 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№	Назва етапів виконання кваліфікаційної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка про стан вик. роботи
1.	Аналіз літературних даних	до 07.05.2024 р.	<i>вик.</i>
2.	Проведення вимірювань, моделювання, розрахунків, обробка результатів	до 22.05.2023 р.	<i>вик.</i>
3.	Оформлення тексту кваліфікаційної роботи	до 26.05.2023 р.	<i>вик.</i>
4.	Попередній захист роботи	31.05.2024 р., 10-00, онлайн	<i>вик.</i>
5.	Захист кваліфікаційної роботи	05.06.2024 р., 10-00, онлайн	

Здобувач вищої освіти

Керівник

Володимир ФАТЮШИН

Лариса ОДНОДВОРЕЦЬ

АНОТАЦІЯ

Обсяг роботи: 49 сторінок, 21 рисунок, 17 використаних джерел.

Актуальність теми роботи:

Використання сенсорної електроніки в спортивній діяльності та медичній діагностиці направлене на комплексний контроль за станом людини, що дозволяє використовувати існуючі результати спортсмена в плануванні його підготовки, а пацієнта при лікуванні. Для того, щоб спортивне тренування стало дійсно керованим процесом, необхідно, щоб тренер вирішував завдання з урахуванням результатів об'єктивних вимірювань. Тренування, побудоване з урахуванням тільки самопочуття спортсмена та інтуїції тренера, не може дати вислких результатів у сучасному спорті. Тільки узгодженість комплексу об'єктивних і суб'єктивних показників та контроль параметрів сучасними сенсорними електментами може забезпечити успіх.

Найбільш використовуваними в спортивній і медичній електроніці є магніторезистивні датчики та акселерометри. Магніторезистивні датчики – це пристрої, дія яких основана на явищах електромагнетизму та магнітної індукції (намагнічування, перемагнічування, розмагнічування осердь імпульсним або безперервним струмом). Магніторезистивні датчики і акселерометри використовуються в контрольно-вимірювальній техніці та сенсорній електроніці для вимірювання деформацій та фізичних параметрів (тиску, вібрації, прискорення); визначенні параметрів коливальних процесів, а також у біомедичних вимірюваннях для фіксації біологічних параметрів людини і контролю його стану при фізичних навантаженнях.

Мета роботи: вивчення фізичних процесів, конструктивно-технологічних особливостей, робочих параметрів та характеристик магніторезистивних елементів і акселерометрів, які застосовуються в спортивній та медичній електроніці; вивченні температурних і польових залежностей магніторезистивних елементів.

Результати роботи доповідались на Міжнародній Науково-технічній конференції молодих вчених «Фізика, електроніка, електротехніка» (м. Суми, 2024 р.).

Отримані результати:

1. У ході виконання кваліфікаційної роботи бакалавра розглянуті питання стосовно фізичних процесів, конструктивно-технологічних особливостей, робочих параметрів і характеристик магніторезистивних елементів та їх температурних і польових залежностей; застосування магніторезистивних та різних типів датчиків в спортивній і медичній електроніці.

2. Показано, що дослідження магніторезистивних властивостей датчиків магнітного поля є основною процедурою на шляху до створення пристроїв на їх основі, оскільки дозволяє визначити ефективність його використання і конкретне функціональне призначення (детектування сильних або слабких магнітних полів).

3. З використанням лабораторного стенду проведені вимірювання зміни вольт-амперних характеристик ВАХ характеристик магніторезистивних елементів в магнітному полі або під дією температури.

4. Установлено, що вольт-амперні характеристики мають лінійний характер, що є необхідним для створення датчика магнітного поля, при збільшенні напруги від 0 до 5 В величина струму збільшується від 0 до 30 мА, в магнітному полі крива має більший кут нахилу, що пояснюється зміною траєкторії руху носіїв заряду в матеріалі чутливого елемента під дією сили Лоренца.

5. Показано, що в температурному інтервалі 40 – 80 °С характер ВАХ практично не змінюється (стабільна робота магніторезистора), при $t > 80^{\circ}\text{C}$, ВАХ змінюють свій характер, що пов'язано із температурною залежністю фізичних параметрів напівпровідникових матеріалів. Чутливість магніторезистора в магнітному полі 30 мТл збільшується від 4,60 до 4,88 мА/В.

6. Магніторезистивні датчики і акселерометри знайшли широке застосування в спортивних тренажерах, вони збирають дані про тренування та допомагають відстежувати свій прогрес. Набір датчиків, які вбудовуються в спортивний тренажер, залежать від типу тренажера, його функціонального призначення та типу контролю біомедичних сигналів.

Рекомендації щодо використання: врахування чутливості опору до магнітного поля нанорозмірних плівкових матеріалів при розробці систем спортивної та медичної електроніки.

Публікація: Результати кваліфікаційної роботи бакалавра були представлені та обговорені на XIII Міжнародній науково-практичній конференції «Перспективи розвитку науки і практики» (м.Прага, Чеська Республіка, 2021 р.) та Міжнародній науково-технічній конференції «Фізика, електроніка, електротехніка, ФЕЕ-2024» (м. Суми, Україна, 2024 р.)

Ключові слова: магніторезистивні датчики, акселерометри, гоніометри, тренажери, спортивна і медична електроніка.

ЗМІСТ

	стор.
ВСТУП	8
РОЗДІЛ 1 ПРИНЦИПИ ФУНКЦІОНУВАННЯ МАГНІТОРЕЗИСТИВНИХ ДАТЧИКІВ І АКСЕЛЕРОМЕТРІВ У СИСТЕМАХ СПОРТИВНОЇ ЕЛЕКТРОНІКИ	9
1.1 Якісне пояснення магніторезистивного ефекту.....	9
1.2. Властивості напівпровідникових матеріалів магніточутливих елементів...	10
1.3 Конструктивно-технологічні особливості магніторезистивних елементів.....	13
1.4 Технології виготовлення магніторезистивних елементів.....	16
1.5 Температурна залежність робочих параметрів магніторезистивних датчиків.....	21
1.6 Залежність опору від орієнтації елемента в магнітному полі	23
1.7 Реабілітаційні роботи та інтелектуальні датчики для біомедичних застосувань	26
РОЗДІЛ 2 МЕТОДИКА ЕКСПЕРИМЕНТУ І РЕЗУЛЬТАТИ ВИМІРЮВАНЬ	32
2.1 Блок-схема лабораторного стенду для дослідження впливу фізичних факторів на параметри магніторезистивних елементів.....	32
2.2 Результати вимірювань та їх обговорення.....	34
РОЗДІЛ 3 БІОМЕДИЧНІ ЗАСТОСУВАННЯ МАГНІТОРЕЗИСТИВНИХ СЕНСОРІВ І АКСЕЛЕРОМЕТРІВ В СПОРТИВНІЙ ЕЛЕКТРОНІЦІ	38
3.1. Актуальність використання електронних методів та засобів біомедичних і спортивних вимірювань	38
3.2 Структурна схема процесу вимірювань і характеристика біосигналів.....	38
3.3 Датчики і сенсорні елементи в спортивній електроніці.....	41
3.3.1 Бігова доріжка.....	41
3.3.2 Тренажер для греблі.....	44
3.3.3 Датчики, які використовуються в орбітреку.....	45
ВИСНОВКИ	47
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	48

ВСТУП

Використання сенсорної електроніки в спортивній діяльності та медичній діагностиці направлене на комплексний контроль за станом людини, що дозволяє використовувати існуючі результати спортсмена в плануванні його підготовки, а пацієнта при лікуванні. Для того, щоб спортивне тренування стало дійсно керованим процесом, необхідно, щоб тренер вирішував завдання з урахуванням результатів об'єктивних вимірювань. Тренування, побудоване з урахуванням тільки самопочуття спортсмена та інтуїції тренера, не може дати високих результатів у сучасному спорті. Тільки узгодженість комплексу об'єктивних і суб'єктивних показників та контроль параметрів сучасними сенсорними елементами може забезпечити успіх.

Найбільш використовуваними в спортивній і медичній електроніці є магніторезистивні датчики та акселерометри. Магніторезистивні датчики – це пристрої, дія яких основана на явищах електромагнетизму та магнітної індукції. Найбільш цікавими є тонкоплівкові металеві магнітні матеріали сенсорів в електронних системах, на основі яких виготовляються датчики магнітного поля, елементи пам'яті ЕОМ, логічні мікросхеми та магнітні підсилювачі [1]. Магнітоопір (магніторезистивний ефект) - зміна електричного опору матеріалу в магнітному полі, який залежить і від орієнтації зразка відносно магнітного поля. Це пов'язано з тим, що магнітне поле не змінює проекцію швидкості частинок на напрямок магнітного поля, але завдяки силі Лоренца закручує траєкторії в площині, перпендикулярній магнітному полю [2].

Мета кваліфікаційної роботи бакалавра полягала у вивченні фізичних процесів, конструктивно-технологічних особливостей, робочих параметрів та характеристик магніторезистивних елементів та датчиків різного функціонального призначення, які застосовуються в спортивній та медичній електроніці; вивченні температурних і польових залежностей магніторезистивних елементів.

Результати роботи в 2021-2024 рр. доповідались на Міжнародних науково-технічних конференціях в м. Прага (Чехія) та Суми (Україна).

РОЗДІЛ 1

ПРИНЦИПИ ФУНКЦІОНУВАННЯ МАГНІТОРЕЗИСТИВНИХ ДАТЧИКІВ І АКСЕЛЕРОМЕТРІВ У СИСТЕМАХ СПОРТИВНОЇ ЕЛЕКТРОНІКИ

1.1. Якісне пояснення магніторезистивного ефекту

Магніторезистивний ефект - зміна електричного опору матеріалу в магнітному полі, можна якісно зрозуміти, якщо розглянути траєкторії позитивно заряджених частинок (наприклад, дірок) в магнітному полі. Нехай через зразок проходить струм j вздовж осі X . Частинки володіють тепловою швидкістю або, якщо дірковий газ вироджений, то середня швидкість частинок дорівнює швидкості фермій (швидкості частинок на рівні Фермі), які повинні бути багато більше швидкості їх направлено руху (дрейфу). Без магнітного поля носії заряду рухаються прямолінійно між двома зіткненнями.

У зовнішньому магнітному полі B (перпендикулярному току) траєкторія буде являти собою ділянку циклоїди довжиною l (довжина вільного пробігу), і за час вільного пробігу (час між двома зіткненнями) уздовж поля E частинка пройде шлях менший, ніж l , а саме:

$$l_x \approx l \cos \phi \approx \left(1 - \frac{\mu^2 B^2}{2}\right) \quad (1.1)$$

Оскільки за час вільного пробігу τ частинка проходить менший шлях уздовж поля E , то це рівносильно зменшення дрейфової швидкості, або рухливості, а тим самим і провідності діркового газу, тобто опір повинен зростати. Різницю між опором при остаточному магнітному полі і опором в відсутність магнітного поля прийнято називати магнітоопором [3].

Також зручно розглядати не зміну повного опору, а локальну характеристику провідника - питомий опір в магнітному полі $\rho(B)$ і без

магнітного поля $\rho(0)$. При обліку статистичного розкиду часів (і довжин) вільного пробігу, отримаємо:

$$\Delta\rho(B) = \rho(B) - \rho(0) = \rho(0)\mu^2 B^2, \quad (1.2)$$

де μ - рухливість заряджених частинок.

Це приводить до позитивного магнітоопору. У тривимірних обмежених зразках на бічних гранях виникає різниця потенціалів завдяки ефекту Холла, в результаті чого носії заряду рухаються прямолінійно, тому магнітоопір з цієї точки зору повинно бути відсутнім. Насправді воно має місце і в цьому випадку, оскільки холівське поле компенсує дію магнітного поля лише в середньому, як якщо б всі носії заряду рухалися з однієї і тієї ж (дрейфовою) швидкістю. Однак швидкості електронів можуть бути різні, тому на частки, що рухаються зі швидкостями, більшими середньої швидкості, магнітне поле діє сильніше, ніж холівське. Навпаки, більш повільні частки відхиляються під дією холівського поля. В результаті розкиду часток за швидкостями зменшується внесок у провідність швидких і повільних носіїв заряду, що призводить до збільшення опору, але в меншому ступені, ніж в необмеженому зразку [4].

1.2.Властивості напівпровідникових матеріалів магніторезистивних елементів

Усі метали і напівпровідники в магнітному полі змінюють опір. У більшості випадків опір зростає монотонно разом з полем. Зміна опору в сильному ступені залежить від температури: чим нижче температура, тим більше його величина. Рухливість носіїв струму у металів становить сотні, а в напівпровідників від одиниць до сотень тисяч $\text{см}^2\text{в}^{-1}\text{с}^{-1}$. Напівпровідники гірше проводять електричний струм тому, що концентрація носіїв струму у них менше, ніж у металів. У провідників 10^{22} - 10^{23} см^{-3} .

Технічне використання ефекту Гауса висуває вимоги до напівпровідникових матеріалів. Основними з них є:

- 1) поєднання великої рухливості носіїв струму з мінімальними температурними залежностями;
- 2) високий питомий опір;
- 3) отримання лінійної залежності опору магнітрезистора від напруженості магнітного поля і струму при можливо менших значеннях індукції подмагнічуючого поля;
- 4) відсутність випрямляючого ефекту на контактах підкладки провідника з металевими струмопідводами;
- 5) технологічність виготовлення і максимальна механічна міцність перетворювачів;
- 6) стабільність властивостей напівпровідникового матеріалу.

Жоден з відомих матеріалів не відповідає повною мірою всім перерахованим вище вимогам. Тому вибір матеріалу в значній мірі визначається областю використання магнітрезистора.

Високу рухливість носіїв струму мають: антимонід індію (InSb) і арсенід індію (InAs), евтектичні сплави типу InSb - NiSb і InSb - GaSb, а також германій (Ge), телур (HgTe) і селенід (HgSe) ртуті, антимонід (GaSb) і арсенід (GaAs) галію. З таблиці видно, що збільшення концентрації носіїв струму веде до зменшення температурного коефіцієнта опору [4].

Залежність концентрації носіїв струму від температури в напівпровідників з власною провідністю може бути представлена виразом

$$n = \frac{2(2\pi \sqrt{m_n m_p} kT)^{3/2}}{h^3} \exp\left(-\frac{\Delta E}{2kT}\right), \quad (1.3)$$

де ΔE - ширина забороненої зони, eВ;

T - абсолютна температура, ° К;

k - постійна Больцмана, рівна $(1,38044 \pm 0,00007) 10^{-23}$ Дж/град;

h - постійна Планка, рівна $(6, 62517 \pm 0,00023) 10^{-34}$ Дж·с;

m_n^* і m_p^* - ефективні маси негативних і позитивних носіїв струму;

m - маса електрона $m=9,1 \cdot 10^{-28}$ кг

Із формули (1.3) видно, що концентрація носіїв струму експоненціально залежить від абсолютної температури і позначається найбільш суттєво, коли kT менше ширини забороненої зони. У металів і напівпровідників з $n > 10^{19}$ см⁻³ концентрація практично не залежить від температури.

У домішкових напівпровідників залежність концентрації носіїв струму від температури має більш складний вираз. При великій ширині забороненої зони можна знехтувати власною провідністю.

Антимонід індію є одним з кращих напівпровідників матеріалів для виготовлення магніторезистора. Рухливість електронів цього матеріалу досягає 100 000 см²В⁻¹с⁻¹. Завдяки цьому спостерігається сильна залежності опору магніторезистора від величини магнітного поля. Через високу рухливості електронів магнітні поля з індукції вище 0,3 Тл для антимоніду індію є сильними, і крива залежності питомого опору напівпровідника в полях з більш високою індукцією стає лінійною.

При відповідному виборі матеріалу можуть бути виготовлені магніторезистори з високою чутливістю до магнітних полюсів і малою температурною залежністю. Евтектичні сплави на основі антимоніду індію володіють властивостями, аналогічними властивостям InSb.

Так, наприклад, магніторезистори у формі меандру з InSb з $n=1,5 \cdot 10^{17}$ см⁻³ і початковим опором $R_0=20$ Ом мають відносну зміну опору близько 6 в полі з індукцією $B = 1$ Тл і температурний коефіцієнт опору 0,02-0,05 проц/град. Зміна опору меандру з антимоніду індію з високою рухливістю носіїв струму при кімнатній температурі в зазначеному вище поле може досягати 25-28.

Арсенід індію володіє рухливістю носіїв струму до 36000 см²В⁻¹с⁻¹ і відповідно меншою залежністю опору від магнітного поля. Так, диск Корбіно з цього матеріалу при індукції 1 Тл має відносний опір 5,5 Ом. Перевагою арсеніду індію є слабка залежність електропровідності від температури [5].

1.3 Конструктивно-технологічні особливості магніторезистивних елементів

Ефект Гауса максимальний у напівпровідникових матеріалів з великою рухливістю носіїв струму, але такі матеріали, володіють малим питомим опором, тому, щоб підвищити омичний опір магніторезистора, їх необхідно робити у вигляді тонких ниток. Прикладом можуть бути «Вісмутові спіралі» магніторезистори, які використовують для виміру сильних магнітних полів.

Напівпровідниковий магніторезистор зазвичай має ізоляційну підкладку товщиною 0,1-0,5 мм, на яку наклеєний шар речовини товщиною близько 20 мкм. До напівпровідникової пластини підпаюємо або приварюємо струмопідведення. Часто для збільшення активного опору і одержання невеликих габаритів магніторезистора напівпровідникова пластина виготовляється у формі меандру. Принциповий вигляд магніторезистора представлений на рис. 1.1. а. При такій конструктивній формі можна шляхом зміни довжини, ширини і товщини окремих ділянок меандру, а також шляхом вибору напівпровідникового матеріалу варіювати опором магніторезистора при відсутності магнітного поля в широких межах - від 1 Ома до 100 кОм.

Як відомо, коефіцієнт форми довгого напівпровідникового магніторезистора дуже малий через різницю потенціалів Хола, що виникають на бічних гранях. Тому напівпровідникову пластину поділяють на поперечні провідникові смуги. Це рівносильно послідовному з'єднанню ряду коротких магніторезистивних елементів. Відстань між нанесеними провідними смугами повинна бути в 4-5 разів менше ширини напівпровідникової пластини. Загальний вигляд магніторезистора з поперечними смугами показаний на рис. 1 б. Коефіцієнт форми у такого магніторезистора дорівнює 0,9-0,95. В даний час розроблені евтектичні сплави напівпровідникових матеріалів InSb-NiSb. У таких напівпровідниках смуги утворюються в процесі росту кристала. Так, наприклад, евтектичний сплав InSb-NiSb містить 1,8% по вазі NiSb у формі паралельних голок діаметром приблизно 1 мкм і довжиною 50 мкм [6].

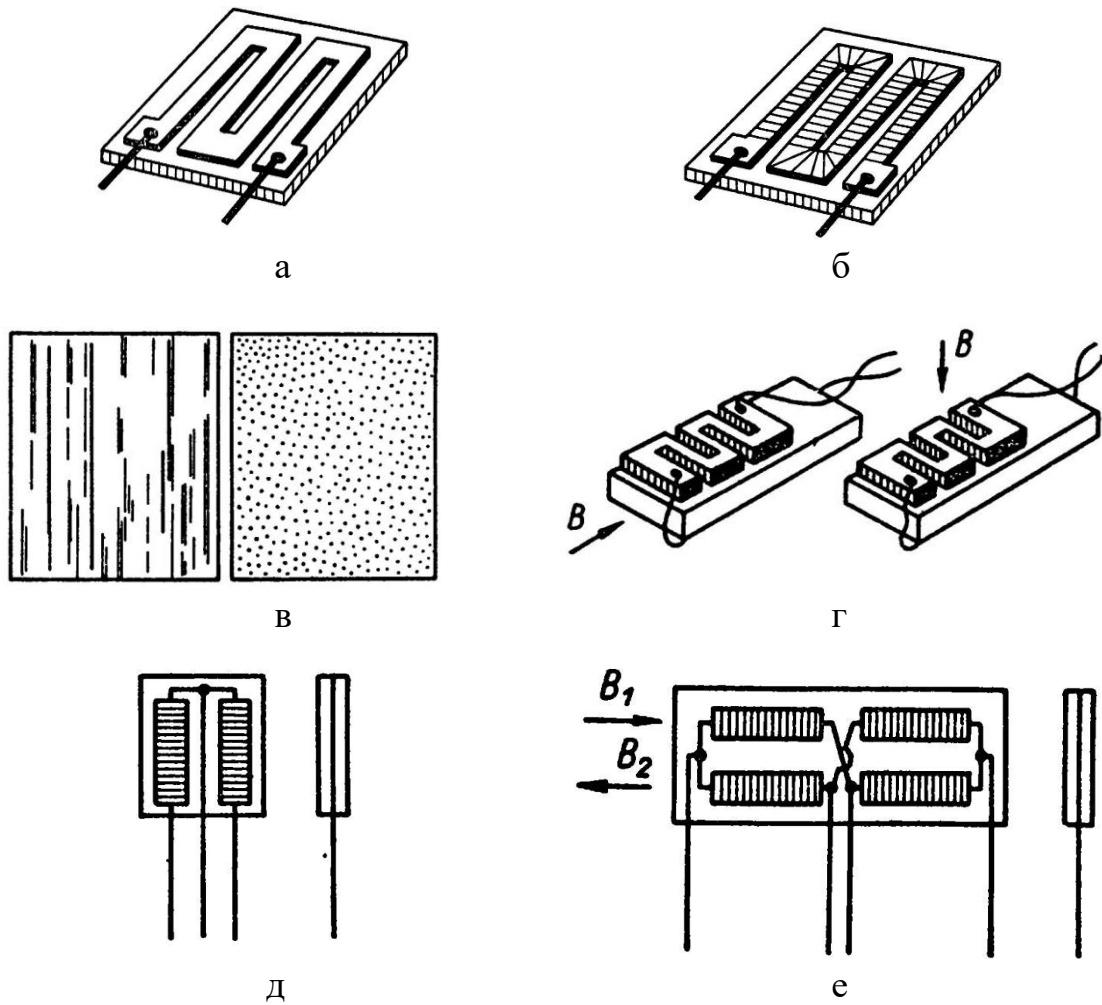


Рис. 1.1. Конструкція магніторезистора [6]:

- а - магніторезистори з напівпровідниковою пластиною у формі меандру;
- б - магніторезистори з поперечними провідними смугами на напівпровідниковій пластині;
- в - евтектичний сплав InSb-NiSb в розрізі при 200-кратному збільшенні;
- г - магніторезистори з евтектичної речовини для виміру осьових полів в електричних котушках і в зазорах магнітопроводів;
- д - диференціальний перетворювач;
- е - диференціальна мостова схема на магніторезисторах

На рис. 1.1. е показана диференціальна мостова схема на магніторезисторах. Схема виготовлена на одній підкладці, що зменшує температурну похибку і розкид параметрів матеріалу плечей моста. Площа ізоляційної підкладки 30 мм². Такі перетворювачі використовуються в вимірниках малих переміщень. При зсуві магніторезистори в магнітній системі, наприклад, типу квадрупольного прирощення магнітних потоків, що впливають на суміжні плечі моста, протилежні за знаком.

Магніторезистори, розраховані на великі струми навантаження, мають напівпровідникову пластину товщиною до декількох міліметрів. Пластина найчастіше спаюється з окремих секцій по торцевих площинах. По суті це рівносильно послідовному з'єднанню декількох коротких магніторезистивних елементів. Часто між секціями впаюються мідні пластини, що сприяє кращому тепловідводу. Підкладка у потужних магніторезистивних елементів застосовується рідко.

Для збільшення абсолютного зміни опору використовують послідовно з'єднані магніторезистори. Компактна конструкція при послідовному з'єднанні дисків Корбіна виходить, якщо першу пару дисків, розділену тонким діелектриком, з'єднати загальним кільцевим електродом, припаяними до окружності дисків. Зв'язок з третім диском здійснюється за допомогою центрального електрода. Для використання в магнітовідводах з кільцевим зазором магніторезистори виготовляють трубчастої форми [6].

1.4 Технології виготовлення магніторезистивних елементів

Магніторезистори поділяються на кристалічні й плівкові. Кристалічні володіють наступними перевагами: високою чутливістю і стабільністю, надійністю, простотою виготовлення, великим терміном служби, великими струмами навантаження. Завдяки цим перевагам кристалічні магніторезистори одержали більш широке поширення.

Технологія виготовлення і правильний вибір матеріалу у великій мірі визначають параметри магнітрезистора, а саме: чутливість до магнітного поля, якість контактів, рівень власних шумів, потужність розсіювання.

Магнітрезистори найчастіше виготовляються у вигляді тонких напівпровідникових пластин з формою прямокутника, меандру або диска Корбіно. Напівпровідниковий матеріал розрізається на окремі круглі пластини, з яких у подальшому вирізають заготовки для магнітрезистора. Напрямок площини різання визначається структурою матеріалу. Для напівпровідників зі слабо вираженою анізотропією (антимонід індію, арсенід індію) напрямком площини різання зазвичай вибирається перпендикулярно осі вирощування кристала. Евтектичні сплави розрізають паралельно розташуванню голок.

Різка матеріалу може здійснюватися алмазними або абразивними дисками товщиною 0,15-0,25 мм при швидкості обертання 3000 об/хв. При виготовленні великих партій пластин доцільно розрізати речовина на поздовжньо-стрічковому верстаті. Гітара верстата набирається з ножів, виготовлених зі сталі У8А 0,2Х7 мм.

Товщина прокладок між ножами визначається механічною міцністю речовини і для монокристалів германію та кремнію дорівнює 0,4-0,5 мм, а для антимоніду і арсеніду індію 0,7-0,8 мм. В якості емульсії при різанні останніх вживається абразивний порошок з величиною зерна 14-20 мкм з водою. Отримані пластини шліфуються з одного боку. Для цього їх наклеюють на коло з оптичного скла пінцетом або шелаком. Емульсією при шліфовці служить вода з абразивним порошком. Для отримання рівної поверхні напівпровідника, її обробляють спочатку великим, а потім дрібним порошком. При обробці на алмазних притиральних колах також дотримуються черговість крупнозернистих і дрібнозернистих покриттів. Пластини з антимоніду індію очищають від клейких речовини і знежирюють шляхом кип'ятіння в чотири хлористому вуглеці. Після травлення заготовки опускають у киплячу дистильовану воду.

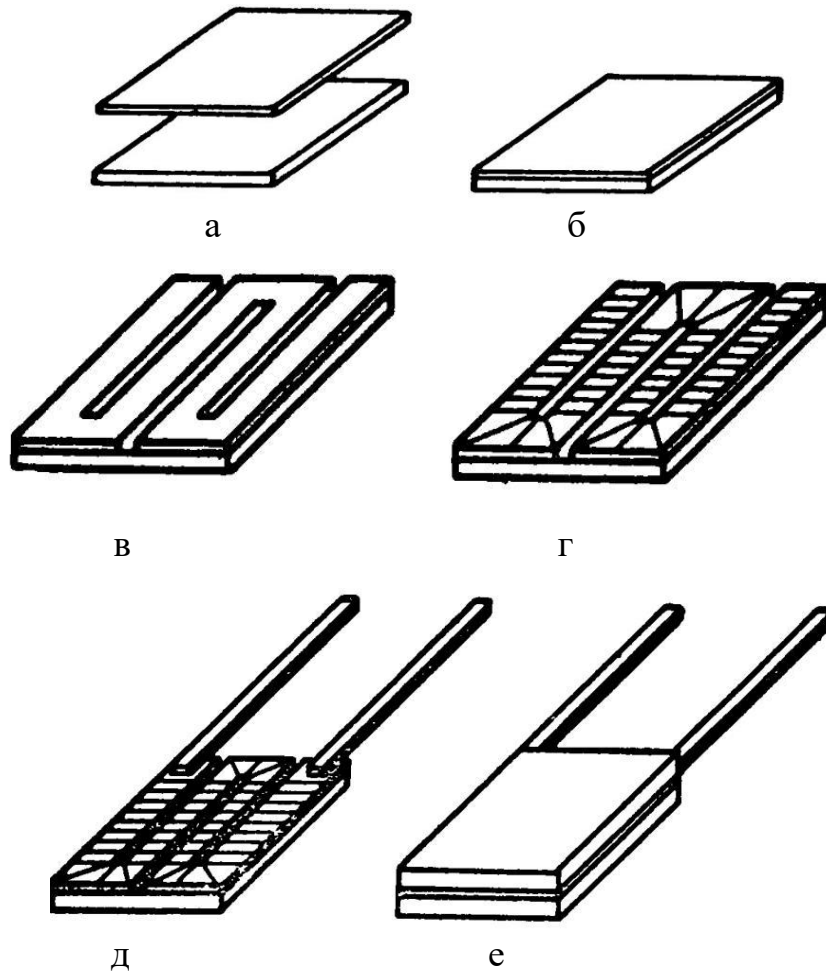


Рис. 1.2. Схема виготовлення магніторезистора на підкладці [6]:

- а - напівпровідникова пластина і підкладка,
- б - наклеєний на підкладку напівпровідник;
- в - відшліфована до заданої товщини і вирізана на ультразвуковому верстаті напівпровідникова пластина;
- г - пластина з нанесеними провідними смугами;
- д - пластина з припаяними електродами;
- е - пластина з захисним шаром і маркуванням

Аналогічно готують напівпровідникові заготовки з арсеніду індію, проте травлення необхідно проводити в киплячій 5-10% соляній кислоті. На рис. 2 представлена схема виготовлення магніторезистора на ізоляційній підкладці. Напівпровідникова пластина після промивки наклеюється полірованою широкою гранню на поліровану поверхню підкладки з алунда, скла або фериту за допомогою епоксидного клею. Подальші операції вказані на малюнку. У разі використання евтектичних сплавів операція г відпадає. Шліфування в операції б необхідна для досягнення заданої товщини напівпровідникової пластини. Для створення контактів і нанесення проводять перемичок необхідно залудити місця пайки.

Як флюс при паянні антимоніду індію служить хлористий цинк. Флюс для арсеніду індію складається з 15% хлорид амонію, 70% хлористого цинку, 10% гліцерину і 5% дистильованої води. Пайка здійснюється паяльником з жалом діаметром 2-3 мм. Припоєм служить найчастіше олово або індію. Після пайки пластину кип'ятять у дистильованій воді, а потім сушать.

Механічний спосіб обробки сплаву з метою зменшення товщини напівпровідникової пластини досить трудомісткий. У зв'язку з цим запропоновано ряд фізико-хімічних методів отримання тонких магніторезистивних елементів. Так, наприклад, з елемента III групи виготовляють тонку фольгу, а елемент V групи нагрівають до газоподібного стану. Потім обидва компоненти нагрівають до отримання хімічної реакції, при якій утворюється бінарна сполука стехіометричного складу $A_{III}B_V$. З отриманої плівки вирізають пластину. Фізико-хімічний спосіб виготовлення магніторезистора припускає наявність спеціально приготовленою із з'єднання $A_{III}B_V$ пластини, на одній із широких граней якої методом легування в газоподібній фазі або методом дифузії створюють тонкий напівпровідниковий шар з високою рухливістю носіїв струму. При цьому кристалічна структура пластини зберігається. Вихідний високоомний напівпровідник виконує роль підкладки і практично не впливає на роботу магніторезистора. В якості матеріалу такої пластини можна використовувати InSb, InAs, InP, GaAs та ін магніторезистори на основі полікристалічних і монокристалічних плівок

арсеніду індію, отриманих методом дискретного випаровування у вакуумі, описані в роботі [3]. Пластини розмірами (2x0,2) мм² при кімнатній температурі мають опір 200 Ом – 2 кОм і мають коефіцієнт зміни опору в полі з індукцією 0,7 Тл біля 60%. Як підкладки використовують пластини полірованого рубіна і граната та кристалів напівізоляційного арсеніду галію [7].

Надлишок індію в матеріалі пластин розташовується у вигляді тонких ниток, що збільшує ефект Гауса магніторезистора. Рухливість електронів 8500 - 16400 см²/В·с, термічний коефіцієнт опору дорівнює $\beta = (3-10) \cdot 10^{-4}$ град⁻¹.

Для магніторезистора у вигляді прямокутної пластини величина струму може бути розрахована на основі загального співвідношення:

$$I_{\max} = \sqrt{\frac{2\eta(T - T_{cp})(\omega + d)\omega d}{A\rho_0[1 + (\Delta\rho / \rho_0)B]}} \quad (1.4)$$

де A - тепловий еквівалент роботи;

η - коефіцієнт тепловіддачі;

T - температура напівпровідникової пластини;

T_{cp} - температура навколишнього середовища;

ω, d - ширина і товщина напівпровідникової пластини відповідно;

ρ_0 - питомий опір напівпровідника при відсутності магнітного поля;

$(\Delta\rho / \rho_0)B$ - відносна зміна опору для B_{\max} .

Для магніторезистора у вигляді тонкої прямокутної пластини з поверхнею $2\omega d$ величина струму буде розраховуватись за формулою:

$$I = \sqrt{\frac{2\eta\Delta T\omega^2 d}{A\rho_0(1 + \omega^2 B_{\max})}} \quad (1.5)$$

де ΔT - допустимий перегрів напівпровідникової пластини.

На рис. 1.3. а і б зображені вольт-амперні характеристики магніторезистора з антимоніду і арсеніду індію електронної провідності при різних значеннях

магнітної індукції. Початкові ділянки характеристик лінійні. Потужність, розсіюється на напівпровідниковій пластині, при цьому мала і не викликає неприпустимого перегріву. При збільшенні струму падіння напруги зростає і досягає максимального значення. Для пластин з антимоніду індію при збільшенні перегріву спостерігається перехід до власної провідності.

З кривих видно, що величина струму, що пропускається через магніторезистори, при дотриманні заданої нелінійності характеристик із зростанням магнітної індукції зменшується. Це цілком узгоджується з виразами (1.4) і (1.5), так як з ростом індукції зростає питомий опір напівпровідника. При розігріві напівпровідника електричним струмом спостерігається також його температурна залежність становить:

$$\rho(T) = R_n(T) / \mu(T), \quad (1.6)$$

де $R_n(T)$ - залежність постійної Холла від температури;

$\mu(T)$ - залежність рухливості носіїв струму від температури.

Це вносить суттєві поправки до виразу (1.4) і (1.5). За вольт-амперних характеристик можна визначити допустиму амплітуду струму для роботи магніторезистора в заданих температурних режимах. Максимальне допустиме значення струму живлення слід вибирати в межах лінійної ділянки характеристики при екстремальних значеннях магнітної індукції поля, що впливає на магніторезистори [8].

Значення струму живлення може бути знайдено з виразу:

$$I_B = I_0 \sqrt{\frac{1}{1 + (\Delta\rho/\rho)_B}}, \quad (1.7)$$

де I_0 - допустимий струм при відсутності магнітного поля.

На вольт-амперних характеристиках (рис. 1.3. а) нанесені значення струмів живлення, розраховані з виразу (1.7) для помітних величин магнітної індукції при сталій потужності розсіювання на напівпровідниковій пластині. У вольт-амперних характеристиках магніторезистори з арсеніду індію електронної

провідності ($\sigma = 150 \text{ Ом}^{-1}\text{см}^{-1}$; $\mu_n = 2,3 \cdot 10^4 \text{ см}^2/\text{В}\cdot\text{с}$) за наявності магнітного поля спостерігається ділянка з негативним опором. З підвищенням B максимум характеристики зміщується в бік менших струмів і великих напруг. Крутизна ділянок позитивного і негативного змін опору збільшується [9].

Як відомо, в діапазоні температур 230 - 320 К зміна опору арсеніду індію відбувається в основному за рахунок зміни рухливості носіїв струму, так як їх концентрація залежить від температури незначно. Однак зі збільшенням індукції магнітного поля зменшується рухливість носіїв, а отже, і температурний коефіцієнт зміни рухливості електронів. При деяких значеннях магнітної індукції настає рівність температурних змін рухливості і концентрації. У цьому випадку практично відсутня залежність опору магніторезистора від температури. Подальше збільшення індукції викликає переважаючий зростання концентрації носіїв струму в порівнянні з їх рухливістю, і електропровідність напівпровідника збільшується [10].

1.5 Температурна залежність робочих параметрів магніторезистивних елементів

Температурна залежність параметрів магніторезистивних елементів буде різною при вимірюванні повного опору, збільшення опору в магнітному полі і відносного зміни опору. Опір магніторезистора прямокутної форми можна знайти з виразу:

$$R = \rho_B \frac{a}{\omega d} (1 + \omega_B^2 B^2), \quad (1.8)$$

де ρ_B - питомий опір матеріалу в магнітному полі;

d - товщина напівпровідникової пластини;

μ_B - рухливість носіїв струму в магнітному полі.

Отже, повний опір при температурі T складається з опору при відсутності магнітного поля $R_0(T)$ і збільшення опору в полі з індукцією B :

$$\Delta R(T) = R_0(T)\mu^2(T)B^2 \quad (1.9)$$

Температурна залежність опору від зміни рухливості носіїв струму зазвичай нелінійна. Звідси видно, що температурні коефіцієнти повного опору, повного прирощення опору, а також відносної зміни опору залежать від магнітного поля. Температурна залежність опору буде малою або рівною нулю, якщо температурні коефіцієнти постійної Холла β_{RH} і рухливості $\beta\mu$ мають протилежні знаки і однакові за величиною.

Температурний коефіцієнт відносної зміни опору може бути досить малим, якщо рухливість носіїв струму слабо залежить від температури [10]. У магніторезисторах, виконаних з високолегованих напівпровідників і мають позитивний температурний коефіцієнт, падає зі збільшенням індукції магнітного поля, що пояснюється зменшенням рухливості носіїв струму в поле і зменшенням залежності її від температури. Оптимальна концентрація домішок, відповідна нульовий температурний коефіцієнт опору при $T = 293 \text{ }^\circ\text{K}$, може бути обчислена з виразу:

$$n_e = \frac{3}{2} C_l \Delta E_0 \sqrt{T} \exp[-\Delta E_0 / 2kT], \quad (1.10)$$

де

$$C_l = \frac{(2\pi\sqrt{m_n m_p})^{3/2} k^{1/2}}{h}, \quad (1.11)$$

де ΔE_0 - енергія дисоціації; T - задана температура; k - постійна Больцмана; h - постійна Планка; m_n і m_p - ефективні маси електронів і дірок

Температурний коефіцієнт опору магніторезистора на основі антимоніду індію, який має оптимальну концентрацію домішок, не перевищує за абсолютним значенням $3 \cdot 10^{-4} \text{ град}^{-1}$ в інтервалі температур 250 - 330 К і $10^{-4} \text{ град}^{-1}$ в температурному інтервалі 283 - 310 $^\circ\text{K}$, рухливість електронів $\mu_n = 4 \cdot 10^4 \text{ см}^2/\text{В}\cdot\text{с}$.

1.6. Залежність опору від орієнтації елемента в магнітному полі

Вплив форми напівпровідникової пластини на ефект Гаусса може бути зменшено, якщо вимірювання провести на довгому тонкому стрижні. Тим не менш, неоднорідності розподілу домішок також впливають на гальваномагнітні ефекти, правда, менш явно, ніж форма напівпровідникової пластини магнітрезистора. Так, наприклад, монокристали антимоніду індію з домішкою заліза дають сильну анізотропію поперечної зміни опору в магнітному полі навіть тоді, коли неоднорідність не виявляється при холловських вимірах.

Найбільш сильна зміна опору спостерігається в тому випадку, якщо зразки відрізані паралельно напрямку $[1;1;1]$. Відносна зміна опору для стрижнів, відрізаних перпендикулярно цьому напрямку мало значення, які були менше на два порядки. Для інших напрямків значення цієї величини лежать між двома межами, не залежними від кристалографічної орієнтації. Зразки, відрізані паралельно і перпендикулярно напрямку $[1;1;1]$, розрізнялися не тільки за значенням зміни опору, але також по залежності ефекту Гауса від кута між напрямками магнітної індукції і струму в магнітрезисторі.

Анізотропія залежності опору від магнітного поля в антимоніді індію тим менше, чим вище швидкість вирощування кристалів. Це підтверджується припущенням, що причиною сильних змін $\Delta\rho/\rho_0$ є наявність шарів з мінливих концентрацією домішок. Іншим доказом цього служить залежність анізотропії електронної концентрації, так як анізотропія не існує в області власної провідності, що викликано відсутністю домішок.

$$\frac{\Delta\rho}{\rho_0} = \left[1 - \frac{1}{\langle n \rangle \langle \frac{1}{n} \rangle} \right] \frac{\mu^2 (B_y^2 + B_z^2)}{1 + (\mu B_x)} = \left[1 - \frac{1}{\langle n \rangle \langle \frac{1}{n} \rangle} \right] \frac{(\mu B)^2 \sin^2 \varphi}{1 + (\mu B)^2 \cos^2 \varphi}, \quad (1.11)$$

де $\langle n \rangle$ - просторове середнє електронної концентрації;

φ - кут між напрямками струму I і поля B ;

V_x , V_y , V_z - поздовжній, поперечний і перпендикулярний компоненти магнітного поля.

До тих пір поки не існує поздовжнього компонента B , відносна зміна опору пропорційно B . На рис. 1.3 б представлені криві, обчислені з рівняння (1.11) і певні експериментально. Зразок, відрізаний під кутом рис. 1.3, а до перпендикуляру, спрямованого до шарів, має відносну зміну питомого опору. 0° навколо своєї осі в порівнянні із зразками, характеристики яких позначені суцільними лініями. При розгляді впливу форми, неоднорідності і змішаної провідності на ефект Гауса виявляється гарне відповідність між експериментальними і розрахунковими даними в разі електронної рухливості носіїв струму.

При повороті магнітрезистора з оптимальною геометрією в однорідному магнітному полі величина магнітного потоку, що пронизує напівпровідникову пластину (Рис.1.4), змінюється за синусоїдальним законом [13, 14].

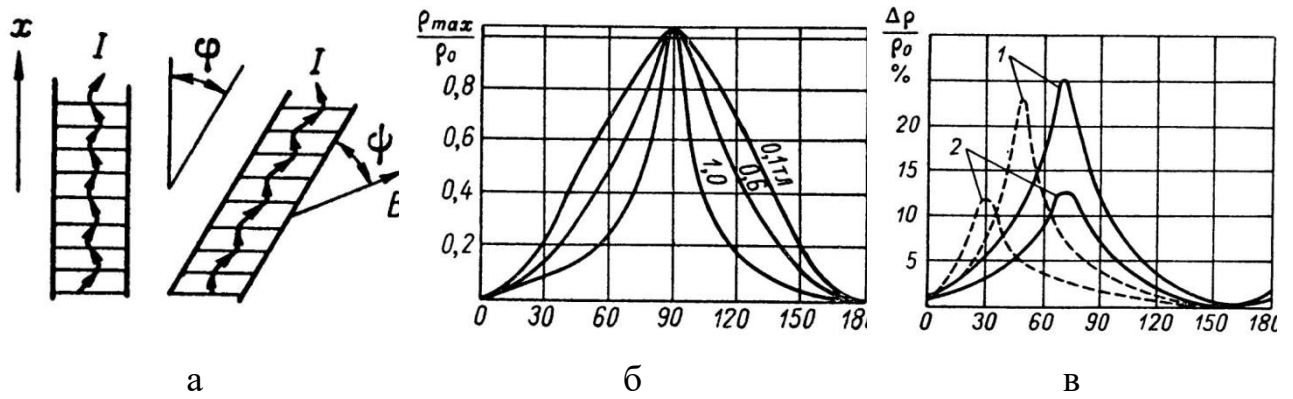


Рис. 1.3. Залежність опору від орієнтації в магнітному полі [12]:

а - лінії струму в зразку з віссю, перпендикулярній до шарів, і в зразку з віссю під кутом ϕ до перпендикуляру, опущеного на шари;

б - нормалізований відносний опір магніторезистора в залежності від кута між напрямками струму і магнітної індукції;

в - відносний опір двох зразків магніторезистора (криві 1 і 2) як функція кута між напрямками струму і магнітної індукції

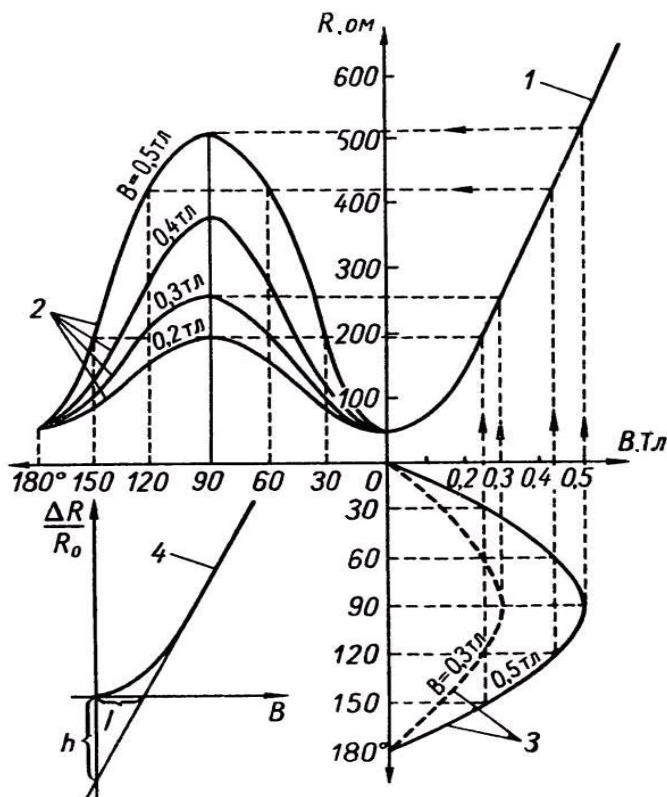


Рис. 1.4. Залежності опору магніторезистора від кута повороту в магнітному полі [13]:

1 - залежність опору від величини магнітної індукції;

2 - залежність опору від кута повороту;

3 - зміна магнітного потоку через площину магніторезистора при повороті;

4 - відносний опір магніторезистора як функція магнітної індукції

1.7 Реабілітаційні роботи та інтелектуальні датчики для біомедичних застосувань

Технологія захоплення руху відіграє важливу роль у розпізнаванні дій, оцінці рухових функцій і спритній взаємодії людини з роботом для реабілітаційних роботів і інтелектуальних протезів. Це дозволяє машині допомагати користувачам і покращувати якість життя в таких сферах, як догляд за людьми похилого віку, фізична реабілітація, повсякденний журнал життя, особиста фізична форма та допомога людям з когнітивними розладами та руховими дисфункціями.

Гоніометр (або кутовий кодер) — ще один широко використовуваний пристрій захоплення руху, який використовується в реабілітаційній робототехніці. Але його невідповідність людському суглобу, який має кілька ступенів свободи, порушує природну схему руху людини та призводить до дискомфорту та навіть травми суглоба при тривалому застосуванні. Носимі датчики руху, такі як датчики на основі сили, поверхневі електроміографічні датчики, м'які датчики деформації і мікроінерційні датчики, можуть подолати такі проблеми. Носимі датчики є багатообіцяючими інструментами для реабілітаційних екзоскелетів наступного покоління, таких як м'які екзокостюми, в яких важливі легкість і комфорт. Серед цих датчиків інерційні датчики, що носяться на тілі, включаючи мікроакселерометри та мікрогіроскопи, є найбільш часто використовуваними переносними датчиками руху через їх здатність безпосередньо вимірювати рух сегмента тіла, що важливо не лише для кількісної оцінки рухової функції, а також взаємодія та контроль реабілітаційних роботів і протезів.

Незважаючи на популярне використання інерційних датчиків для захоплення руху, все ще існують проблеми з технікою виявлення динамічного руху людських кінцівок. По суті, акселерометр виявляє загальне прискорення сили тяжіння та прискорення руху, що не дозволяє йому незалежно визначати швидкість руху або кут орієнтації, а оцінка орієнтації на основі гіроскопа страждає від інтегральної помилки дрейфу. Швидкість руху зазвичай оцінюється

за допомогою інтеграла прискорення руху. Однак через відсутність точного прискорення руху, навіть обробленого методом фільтрації шуму та синтезу, прискорення руху, визначене інерційними датчиками, все ще містить шуми та помилки, що викликає кумулятивну помилку в інтегралі для оцінки швидкості руху. Для вирішення проблеми дрейфу було запропоновано різноманітні алгоритми калібрування, включаючи метод на основі моделі, метод на основі машинного навчання, метод оновлення нульової швидкості та метод оцінки дрейфу (Рис.1.5).

Однак ці методи обмежуються лише додатками, встановленими на ногах або хвостовиках, і великі перешкоди при прискоренні, спричинені ударом ноги, погіршують продуктивність відстеження швидкості. Найкращим зараз методом вважають, метод адаптивного фільтра, який використовують адаптивно регулюючи коваріаційну матрицю шуму для регулювання ваги акселерометра в алгоритмі об'єднання даних на основі моделі, які здатні впоратися з тимчасовим або короткочасним захопленням динамічного руху. Оцінка положення за допомогою адаптивного фільтра здебільшого або навіть лише покладається на інтеграл гіроскопа у високодинамічному русі. Таким чином, методи адаптивного фільтра, що використовують недорогі мікроінерційні датчики, страждають від серйозної проблеми дрейфу при фіксуванні довгострокового динамічного руху.

Швидкість руху та прискорення руху вимірюються за допомогою безінтегрального підходу за допомогою датчика мікропотуку, кути орієнтації потім точно визначаються шляхом поєднання швидкості руху та прискорення, виявлених датчиком потоку, з інерційними величинами, виявленими інерційними датчиками. Таким чином, авторами [15] створена модель нейронної мережі, щоб охарактеризувати природну координацію всередині кінцівок для нижньої кінцівки людини та використовується для визначення руху стегна з руху гомілки під час ходьби та бігу людини (Рис.1.6).

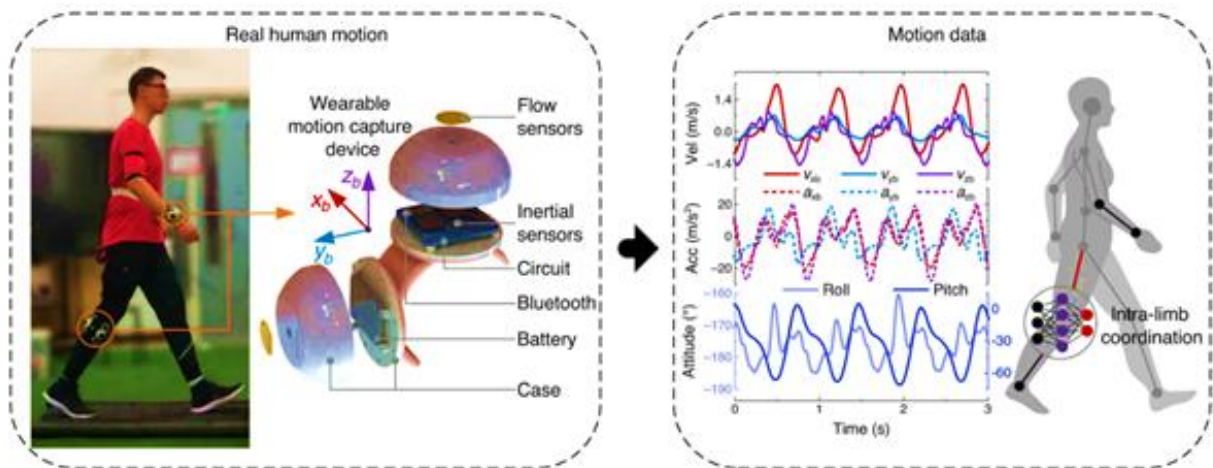


Рис.1.5. Мобільний пристрій на тілі людини для контролю руху на основі трьохосьових інерційних датчиків (а); інформація про рух людини (швидкість та прискорення руху та кути орієнтації), які вимірюються датчиками (б). Адаптовано з роботи [15]

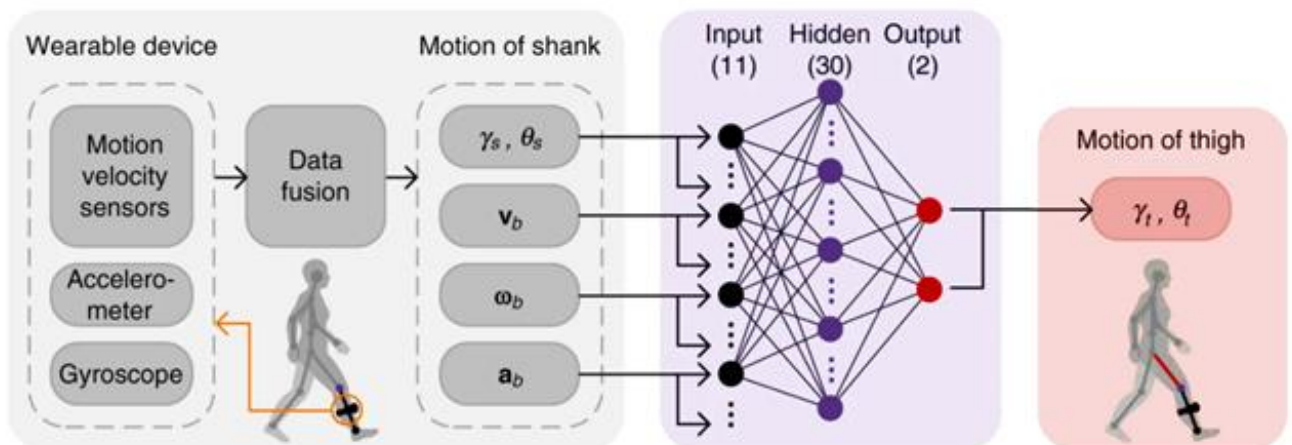


Рис.1.6. Принцип фіксації руху нижньої кінцівки переносним пристроєм: рух людини безпосередньо вимірюється пристроєм; модель нейронної мережі внутрішньої координації кінцівок між гомілкою та стегном має 30 прихованих нейронів і використовує інформацію про рух гомілки; рух ноги визначається за рухом гомілки, виміряним носієм, що включає в себе модель координації між кінцівками

Датчики, що реагують на прискорення та дозволяють його вимірювати, називають акселерометрами. Розрізняють акселерометри лінійного та кутового прискорення. За первинним сигналом вони відносяться до класу механічних, а за типом можуть бути п'єзоелектричними, п'єзорезистивними, ємнісними, тепловими, лазерними та ін.

Акселерометри – це прилади для прийому і перетворення інформації про прискорення з метою одержання кількісного результату у формі, яка буде зручною для подальшого використання. Тобто, це датчики, які призначені для вимірювання прискорення об'єкта (кутового чи лінійного), що рухається. Наразі існує багато видів акселерометрів: ємнісні, оптичні, струнні, п'єзоелектричні, п'єзорезистивні та інші. Всі вони відрізняються за такими параметрами, як чутливість, діапазон вимірювань, стійкість до впливу зовнішніх факторів, габарити, собівартість та інші. Корпорацією Analog Devices розроблені схеми перетворення слабких електричних сигналів, які знімаються із зазначених гребінчастих структур (Рис.1.7 – 1.9).

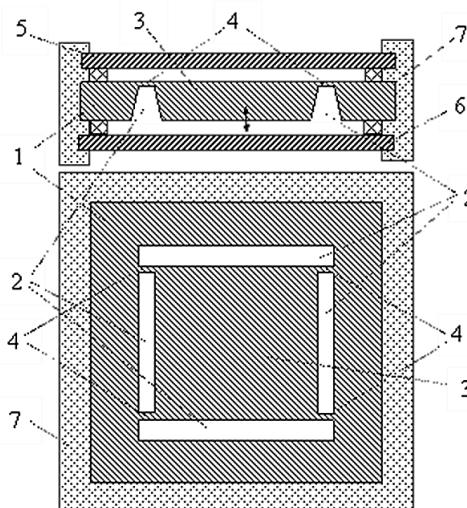


Рис. 1.7. Структура сенсора ємнісного акселерометра маятникового типу: 1 – кристал кремнію, 2 – витравлені ділянки, 3 – інерційна маса, 4 – тонкі перемички, 5, 6 – металеві електроди, 7 – корпус

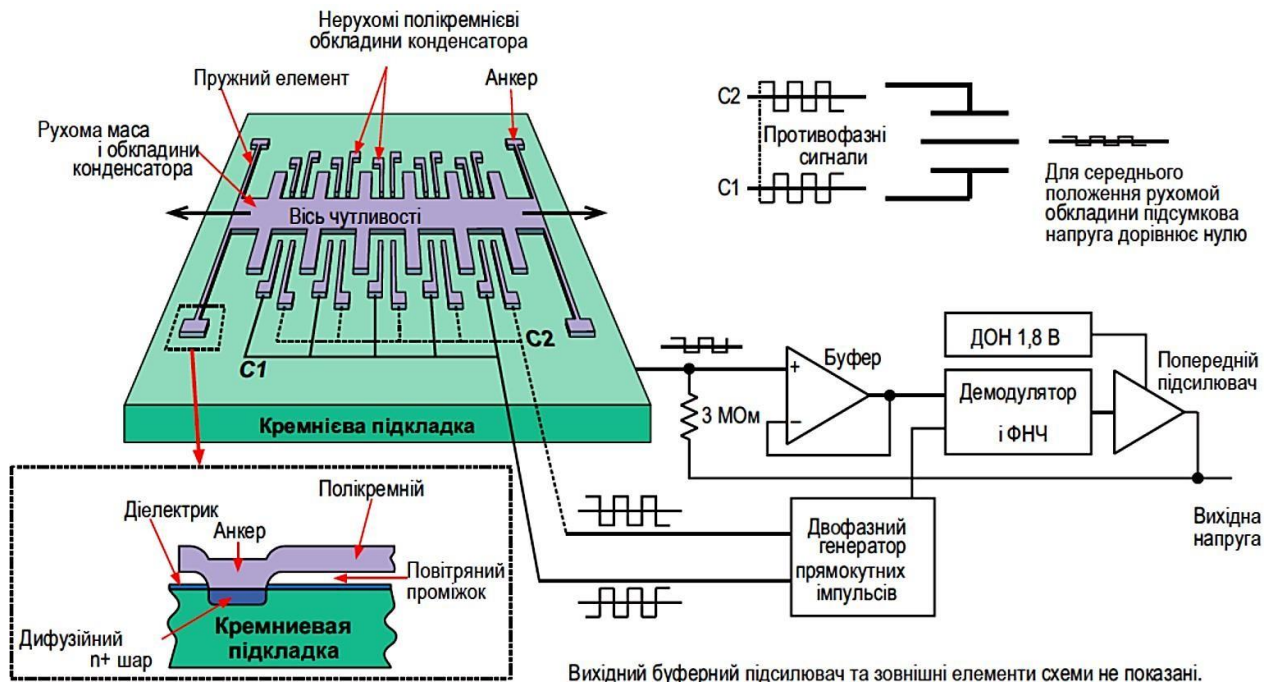


Рис. 1.8. Пояснення принципу дії акселерометра ADXL50

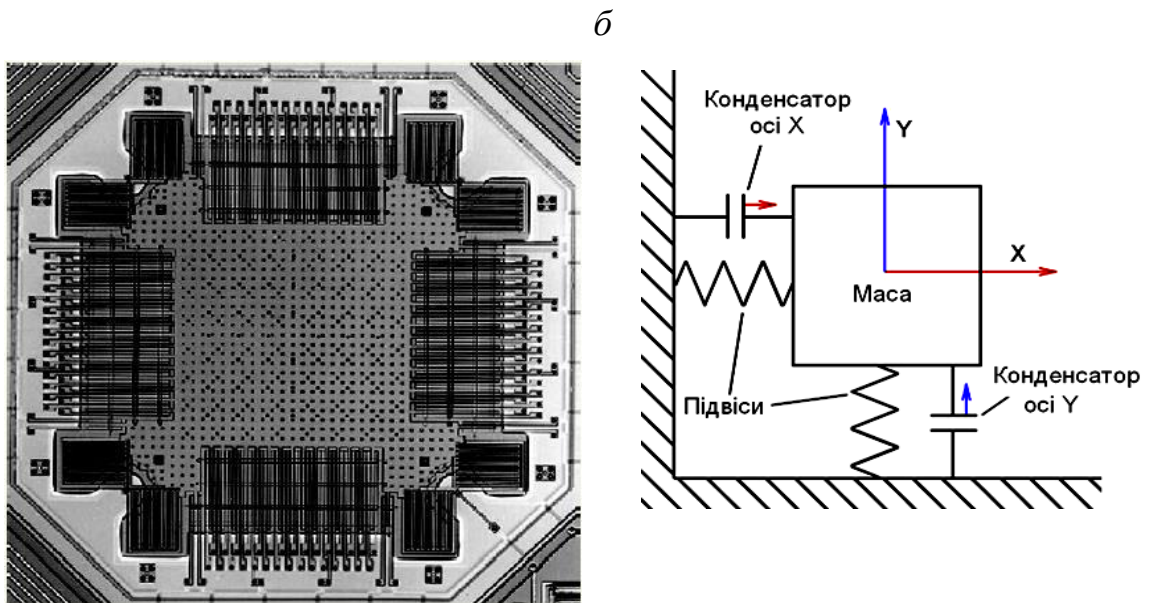


Рис. 1.9. Зовнішній вигляд (а), та структура сенсора (б) акселерометра ADXL202

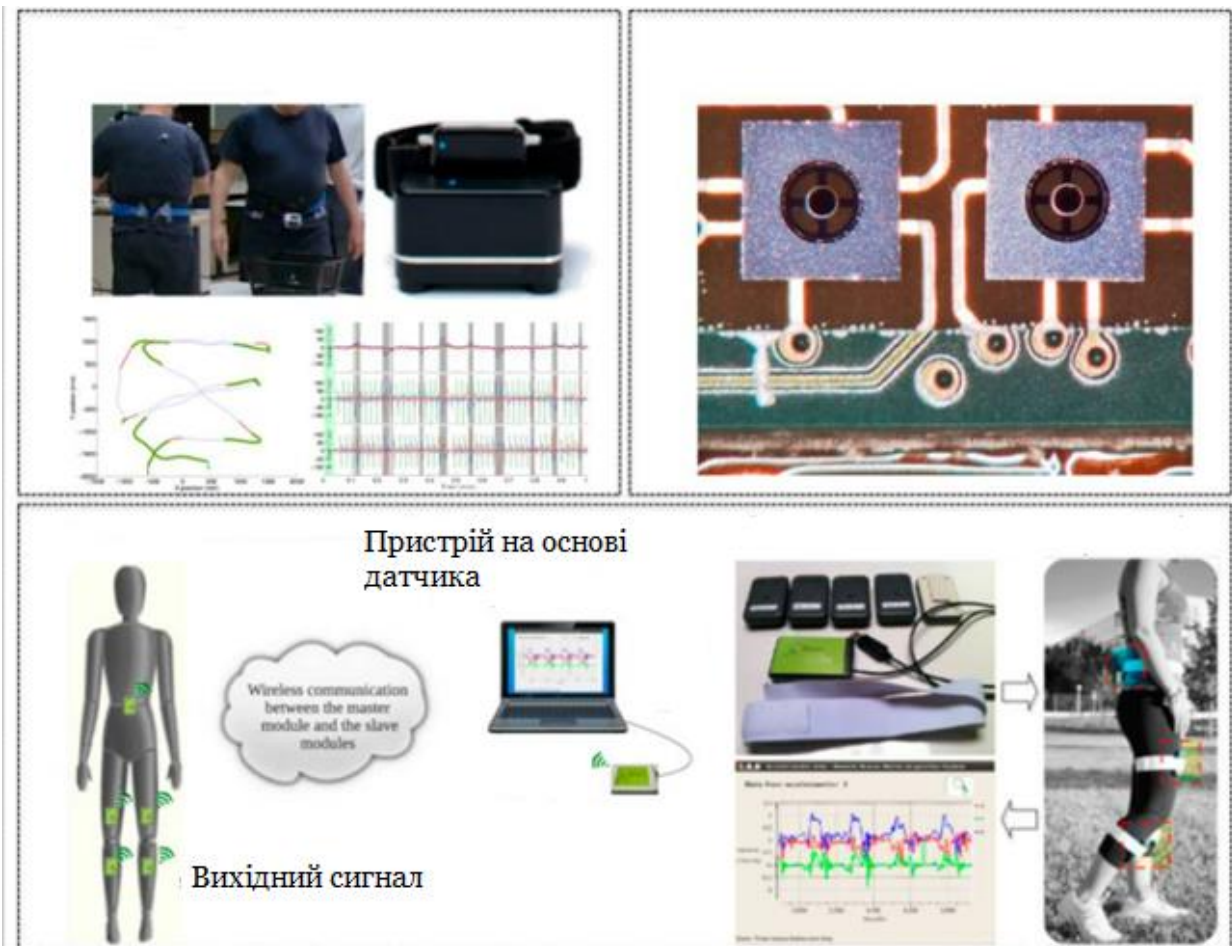


Рис.1.10. Використання мобільних датчиків в інформаційних реабілітаційних системах для безперервного моніторингу поворотів під час спонтанної щоденної діяльності; кремнієвий п'єзорезистивний датчик на основі MEMS для тактильного сприйняття. Адаптовано з роботи [15]

Варто зазначити, що сенсорні технології MEMS для вимірювання фізичних змінних є стандартизовані, широко використовуються нові сенсорні елементи на молекулярній основі та біосенсорних технологій, наприклад, BioMEMS, що дає можливість раннього виявлення біохімічних маркерів захворювання та хімічних/біологічних забруднень .

Таким чином, потенційні дослідження та розробка нових принципів сенсорики можуть представляти собою майбутні наукові та технологічні прориви з негайним впливом на промисловість, електроніку та медицину..

РОЗДІЛ 2

МЕТОДИКА ЕКСПЕРИМЕНТУ І РЕЗУЛЬТАТИ ВИМІРЮВАНЬ

2.1. Блок-схема лабораторного стенду для дослідження впливу фізичних факторів на параметри магніторезистивних елементів

Схематично даний лабораторний стенд можна поділити на такі функціональні блоки: джерело живлення, яке призначене для живлення всієї установки; блок керування (в ньому розташовані такі елементи, як вимикачі, регулятор температури, регулятор для зміни ВАХ магніторезистора); нагрівальний елемент, магнітний елемент для дослідження фізичних факторів; блок індикації призначений для реєстрування даних (в нашому випадку вона складається з світлодіодів а також з вимірюючих пристроїв-тестерів); досліджуваний елемент (магніторезистор).

Схематично дану структуру можна зобразити в наступному вигляді:

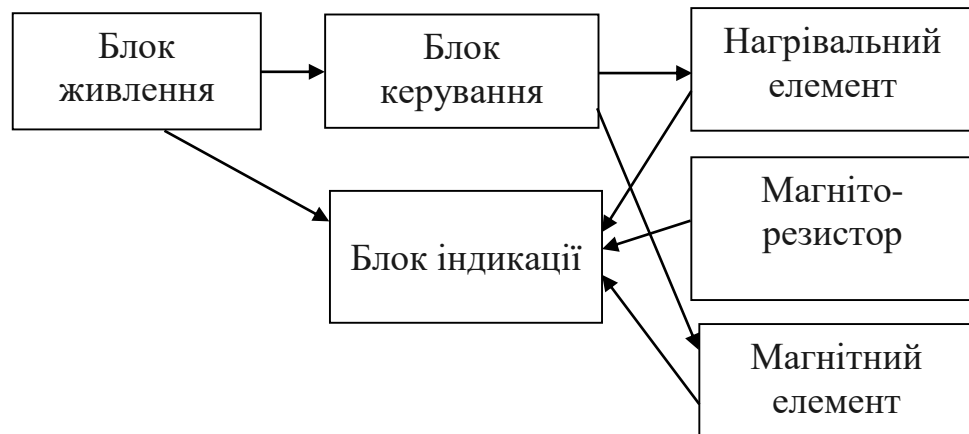


Рис. 2.1. Блок схема для дослідження фізичних факторів на параметри магніторезистивних елементів

Дана принципова схема призначена для дослідження будь яких елементів магнітоелектроніки, оскільки при дослідженні було використано електромагніт, а також нагрівальний елемент, а досліджуваний зразок можна змінювати.

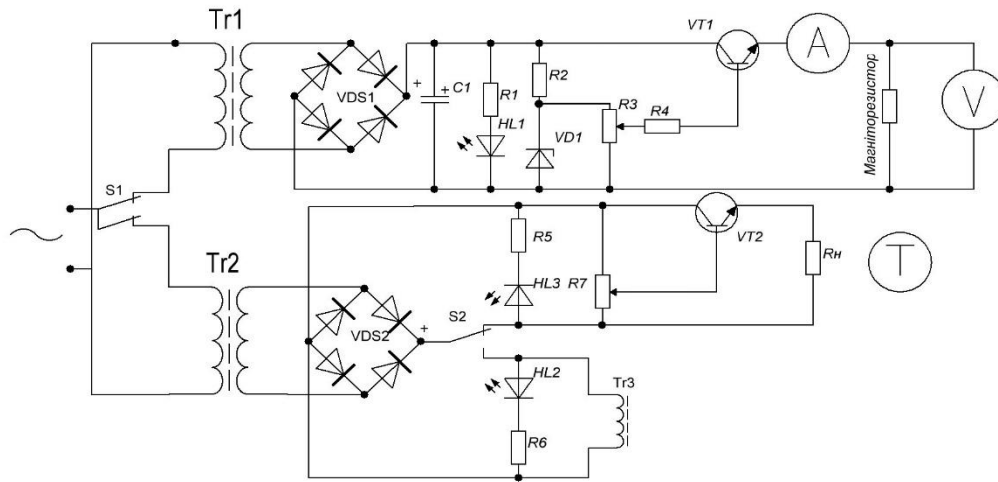


Рис. 2.2. Схема електрична принципова лабораторного стенду

Якщо розглядати принцип роботи схеми (Рис.2.2), то слід зазначити що в роботі використовується два блоки живлення: перший для зняття ВАХ з магніторезистора, другий більш потужніший для роботи нагрівача або електромагніта. Це потрібно для того, щоб падіння напруги яке буде виявлятися на одному з трансформаторів не впливало на дослідження.

Якщо розглядати ланцюг з трансформатора $Tr1$, то він включений через діодний міст $VDS1$, який випрямляє напругу. Для стабілізації використовуємо конденсатор великої ємності $C1$ а також параметричний стабілізатор, що складається з стабілітрона $VD1$ і резистора $R2$, далі стабілізована напруга проходить через дільник, який складається з змінного резистора, що керує струмом відкриття транзистора. Регульовану напругу ми подаємо на магніторезистор R_H , і підключаємо на до нього амперметр і вольтметр.

Для того, щоб досліджувати наш елемент в магнітному полі потрібно перемикач $S2$ включити в режим електромагніта, переключивши його в верхнє положення ми маємо регульований блок живлення для керування температурою. Схема включення має майже таку саму будову як включення з магніторезисторами, але стабілізацію напруги використовувати недоцільно, оскільки це призведе до нагрівання елементів, а також слід зауважити, що нагрівач інертний елемент і на нього не суттєво впливають стрибки напруги в

електромережі. При включенні будь якого режиму спрацьовує світлодіод, виміри температури магніторезистора проводяться термопарою [16, 17].

Робочі технічні параметри стенду наступні: напруга для зняття ВАХ становить 0 - 6 В; струм 0 - 25 мА; номінальний опір магніторезистора 47 Ом; температура нагрівача 95 °С; магнітна індукція 0,03 Тл. Дослідження проводились магніторезисторами марки FP30L47 номіналом 47 Ом при $t = 22^{\circ}\text{C}$.

2.2 Результати вимірювань та їх обговорення

Залежність опору магніторезистивних елементів у магнітних полях з індукцією до 30 мТл має квадратичний, при більш високих значеннях – лінійний характер. Температурний коефіцієнт опору (β) магніторезистора від’ємний і зростає при збільшенні величини магнітної індукції. Максимальна робоча температура $T_{max} = 95$ К. Матеріалом чутливого елемента всіх типів магніторезистивних елементів (окрім типу V), слугує евтектичний сплав антимоніда індію та нікелю (InSb - NiSb).

Були проведені дослідження робочих характеристик магніторезистора типоміналу FP30L47 (FP-Feldplatten- магніторезистор; 30- модельний номер магніторезистора; L - магніторезистори з середньою чутливістю до магнітного поля при малому температурному коефіцієнті; 47 – опір магніторезистора, Ом). Залежності мають лінійний характер (Рис.2.4), що являється позитивним фактором для створення сенсора магнітного поля або комутуючого пристрою. Нами встановлено, що при збільшенні напруги від 0 до 5 В величина струму збільшується від 0 до 30 мА, в магнітному полі крива має більший струм це пояснюється зміною руху електронів під дією сили Лоренца. Чутливість магніторезистора в магнітному полі 30 мТл збільшується від 4,60 до 4,88 мА/В.

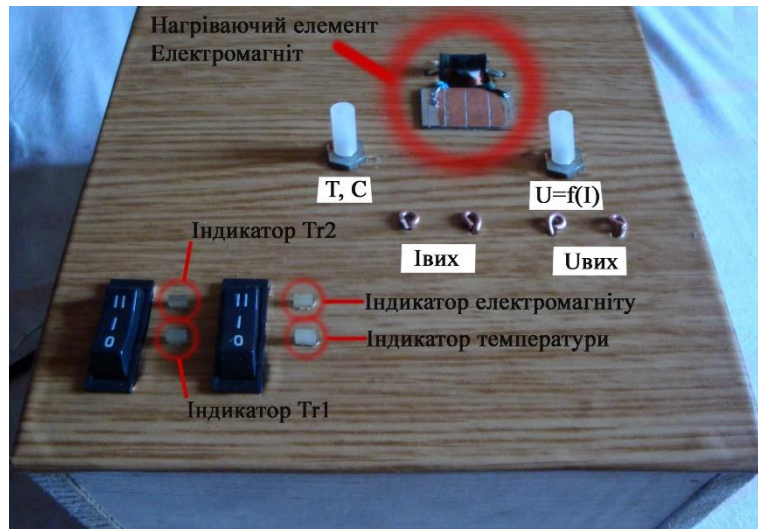


Рис. 2.3. Зовнішній вигляд лабораторного стану

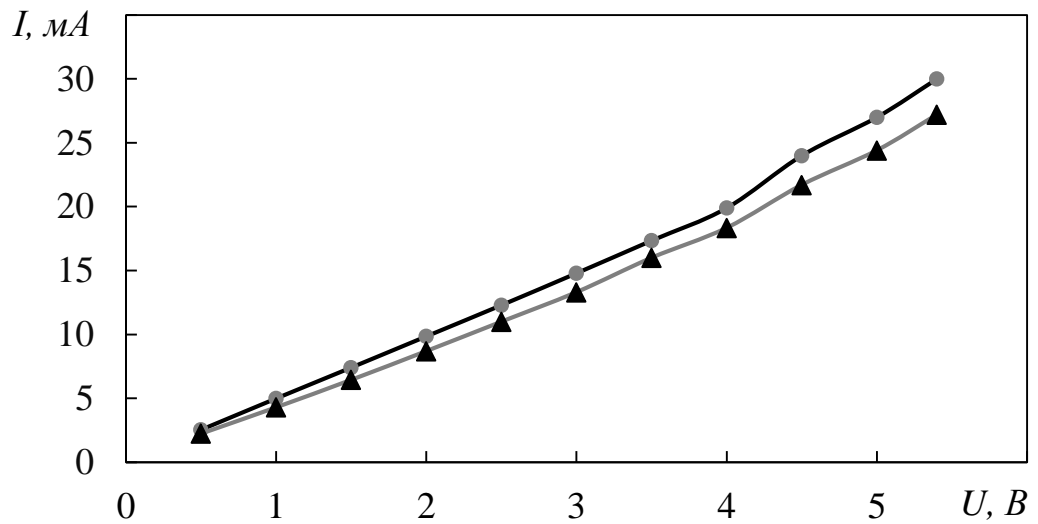


Рис 2.4. ВАХ магніторезистора FP30L47: -●- в магнітному полі $B = 30$ мТл;
-▲- за відсутності магнітного поля

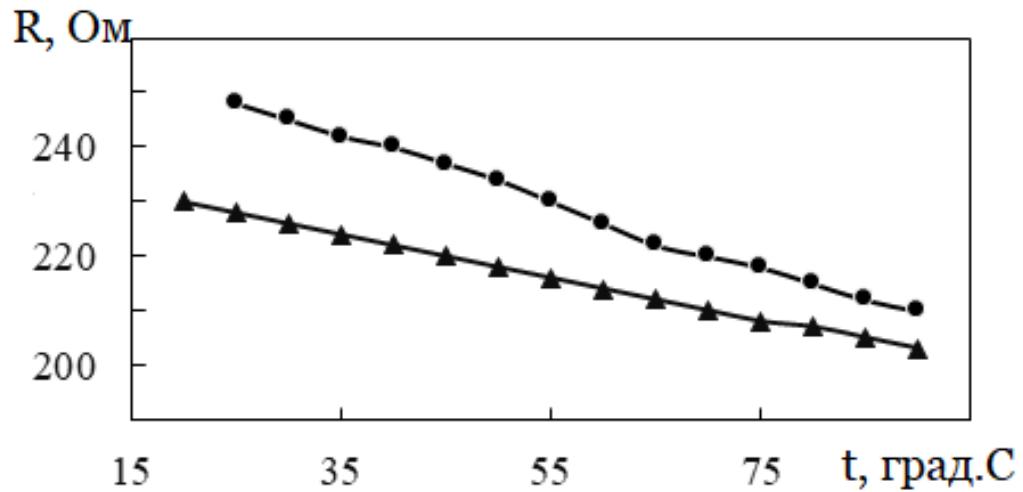


Рис. 2.5. Температурна залежність опору магніторезистора FP30L47: -●- в магнітному полі $B = 30$ мТл; -▲- за відсутності магнітного поля

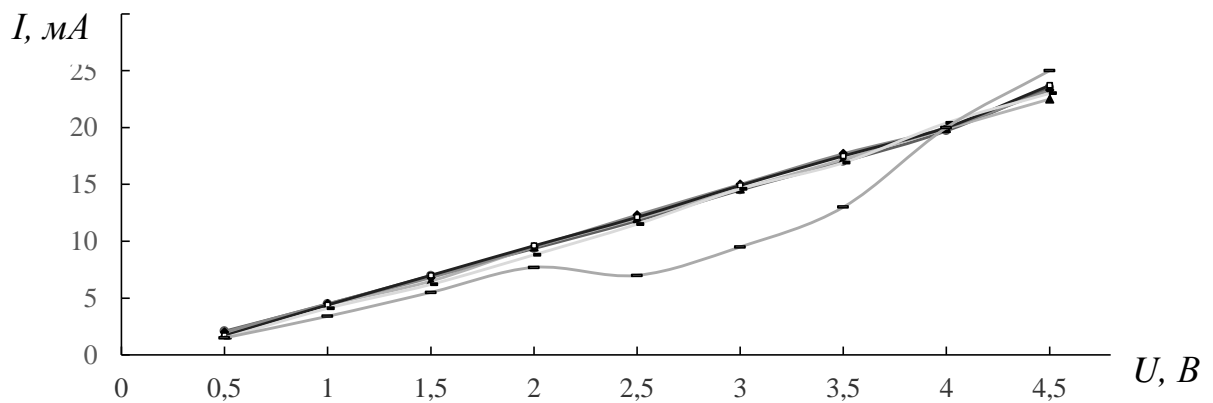


Рис. 2.6. Температурні залежності ВАХ магніторезистора FP30L47, °С: -|- 90; -○- 70; -●- 60; -▲- 50; -◆- 40

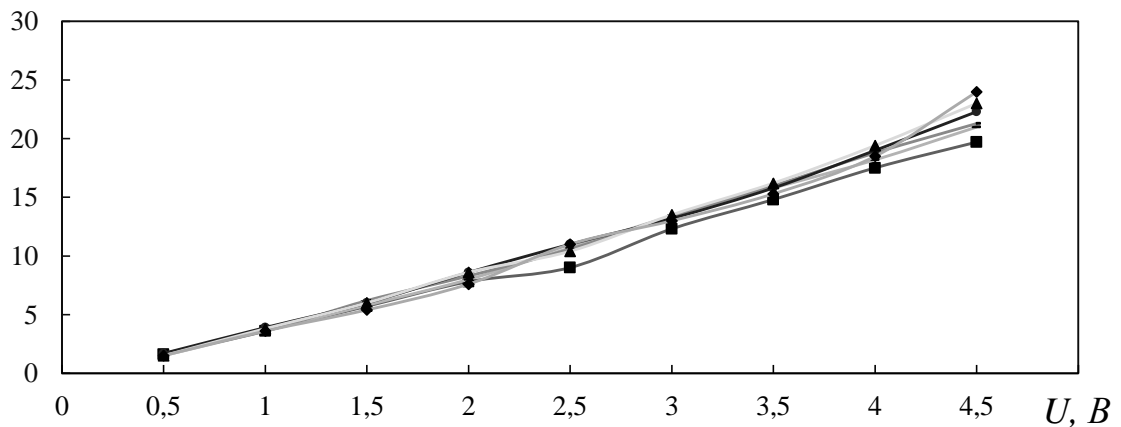


Рис. 2.7. Температурні залежності ВАХ магніторезистора FP30L47 під дією магнітного поля $B = 30$ мТл: -■- 40; -|- 50; -○- 60; -●- 70; -▲- 80; -◆- 90 °С

Залежність рис. 2.5 показує зміну температури в діапазоні 20 - 90 °С за рахунок збільшення температури збільшується рухливість носіїв заряду в результаті чого збільшується опір в діапазоні 200 – 250 Ом. Також слід зазначити зміну руху носіїв заряду під силою Лоренца в магнітному полі.

Сімейство характеристик рис. 2.6, рис. 2.7 ілюструють вплив температури на вольт - амперні характеристики приладу. Якщо розглядати ВАХ без впливу магнітного поля то слід зазначити лінійність в діапазоні температур 40-80 °С. Маніторезистор в магнітному полі має стабільні показники до 3,5В, температурний діапазон становить $\Delta t = 40 - 80$ °С.

РОЗДІЛ 3

БІОМЕДИЧНІ ЗАСТОСУВАННЯ МАГНІТОРЕЗИСТИВНИХ СЕНСОРІВ І АКСЕЛЕРОМЕТРІВ В СПОРТИВНІЙ ЕЛЕКТРОНІЦІ

3.1. Актуальність використання електронних методів та засобів біомедичних і спортивних вимірювань

На сучасному етапі розвитку сенсорної електроніки напрям електронних методів та засобів біомедичних вимірювань знаходиться в колі уваги науковців. Можна виокремити два головні напрями розвитку біомедичних і спортивних електронних вимірювань.

Перший напрям – розробка нових електронних методів та засобів вимірювань біомедичних сигналів.

Другий напрям – синтез високо функціональних сенсорів, у тому числі наносенсорів, з поліпшеними техніко-економічними показниками для створення на їх основі сучасних пристроїв для ефективних біомедичних вимірювань.

На сьогодні ні одна з галузей спорту та медицини не може успішно розвиватися без широкого впровадження електронної медичної апаратури. Біометричні методи досліджень, контролю та моніторингу використовуються в космічній та підводній фізіології, спортивної та екстремальної медицині, то що. Актуальною також є проблема забезпечення надійності функціонування системи «Людина-Машина-Середовище» як основи будь якого виробництва, або практично любого з видів діяльності у сучасному суспільстві. Біометричні показники, та їх контроль, моніторинг, фіксація стають найсучаснішим інструментом керування, визначення та ідентифікації людини у сучасному суспільстві практично в любому прояві її діяльності.

3.2 Структурна схема процесу вимірювань і характеристика біосигналів

Структурну схему процесу вимірювання і класифікації біологічного

сигналу наведено на рис. 3.1. За методами досліджень системи обробки й класифікації біосигнали поділяють на активні та пасивні [15]. При пасивних дослідженнях відсутній зовнішній вплив на біологічний об'єкт і його сигнал має природний характер.

Біологічні сигнали організму людини містять інформацію про норму та патології в її діяльності, інформацію класифікують у такий спосіб [16].

Вербальні дані – це дані, які повідомляє спортсмен або пацієнт, і дані, отримані тренером або лікарем за допомогою слуху, зору, промацування і т. п. До цих даних відносять також сімейну анамнезію, тобто інформацію про стан здоров'я пацієнта, його батьків, родичів і т. п. До анамнезу відносять також дані про навколишнє середовище, у якому живе і працює пацієнт.

Дані, отримані за допомогою досліджень – фізичних, фізико- хімічних, аналітико-хімічних, які дозволяють кількісно оцінювати функціонування відповідного органу або системи.

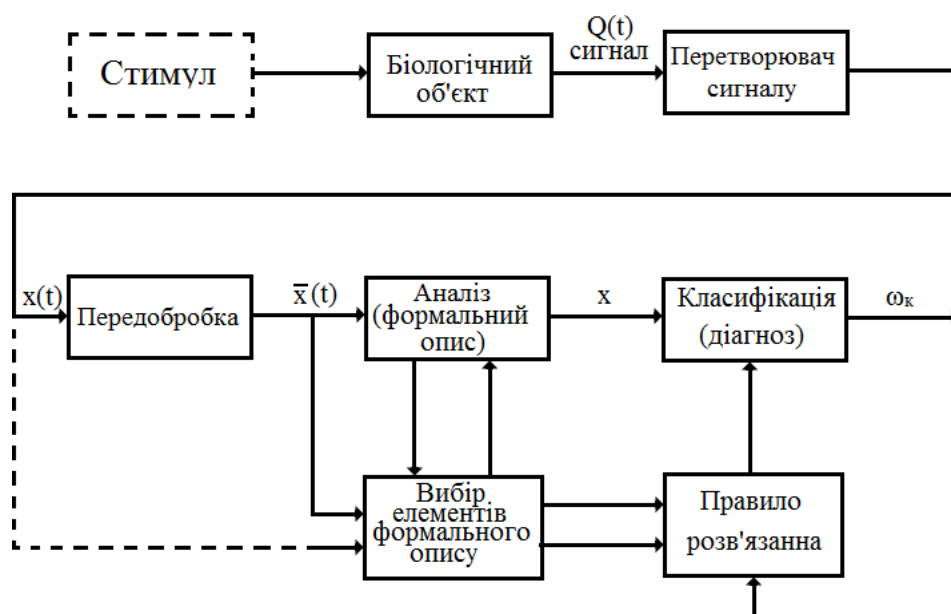


Рис. 3.1. Структурна схема процесу вимірювання і класифікації біологічних сигналів. Адаптовано із роботи [16]

У людському організмі є низка джерел акустичних сигналів (биттясерця, коливання легенів, рух крові і скорочення шлунку, перистальтика кишечника тощо), тому лікарі використовують ці акустичні сигнали як одні з

найважливіших джерел інформації. У сучасних дослідженнях використовують також ультразвукові сигнали від внутрішніх органів і м'язів у діапазоні близько 100 кГц. Важливу інформацію містить також інфрачервоне випромінювання, яке характеризує температуру шкіри (за рахунок кровопостачання підшкірними капілярами). Довжина інфрачервоних хвиль у цьому випадку становить від 3 до 14 мкм, інтенсивність – 10 мВт/см^2 . Динаміку теплових полів усередині живого організму характеризує (у діапазоні дециметрових хвиль) радіотермічне електромагнітне випромінювання (його інтенсивність менше ніж 10^{-12} Вт/см^2). Хімічна люмінесценція в близькому інфрачервоному і оптичному діапазоні містить інформацію про насиченість крові киснем. Усі ці різні за своєю фізичною природою сигнали реєструють за допомогою сенсорів [15].

Наступний етап у системі генезису й обробки біосигналу (див. рис. 3.1) – це передобробка, метою якої є ліквідація паразитних складових біосигналу, які з урахуванням невеликої інтенсивності самих біосигналів, наявності інших сигналів, що маскують, – артефактів, створюють сигнал, який може призвести до встановлення неправильного діагнозу. Крім того, при використанні цифрових методів передобробка містить у собі також відповідне кодування і скорочення (редукцію) даних за рахунок відомих складових сигналу.

На етапі аналізу (Рис. 3.1) створюють формальний (абстрактний) опис сигналу з огляду наявності інформації в ньому, важливої для ухвалення рішення в останній класифікаційній фазі обробки. Формальний опис (в обраному координатному базисі, тобто для обраних елементів формального опису) є математичним образом для кількісної оцінки відомих (заданих) синдромів і діагнозів. Набори симптомів і даних утворюють сукупність, яку називають синдромом. Для оцінки безлічі симптомів необхідно брати до уваги інформацію з наступних підмножин [15, 16]:

- 1) топографія – інформація про структуру й розміщення окремих органів і систем в організмі;
- 2) морфологія – інформація про макро- і мікроскопічні образи окремих структур;

3) етіологія — інформація про причини виникнення окремих образів захворювань на структурах організму;

4) функція — інформація про нормальні й змінені функції організму;

5) процедури – інформація про методи досліджень і лікування, яківже було використано.

Для контролю стану спортсмена або пацієнта на основі даних клінічної інформації одержують безліч діагностичних гіпотез [15, 16]. Якщо методика вимірювань і сенсори обрані правильно (інформація W про підстроювання), то цю нескінченність можна послідовно обмежувати. Цей процес вимагає приладів з високою чутливістю. Класифікація (розпізнавання) діагностичних образів є окремою математичною дисципліною. Для біологічних сигналів велике значення (внаслідок високої складності моделювання процесів в організмі) має надійність вихідної інформації й результатів аналізу.

3.3 Датчики і сенсорні елементи в спортивній електроніці

Моя професійна діяльність сьогодні безпосередньо пов'язана із роботою на спортивних тренажерах, які оснащені різноманітними електронними сенсорами, які збирають дані про тренування та допомагають відстежувати свій прогрес [17]. Набір датчиків, які використовуються в тренажері, буде залежати від типу тренажера та його функцій. Деякі датчики можуть бути вбудовані в тренажер, а інші можуть потребувати додаткового придбання. Перед використанням тренажера важливо ознайомитися з його інструкцією з експлуатації, щоб зрозуміти, як працюють датчики та як інтерпретувати дані, які вони збирають.

Наведемо приклади найпоширеніших датчиків спортивної електроніки.

1. Датчики пульсу:

- Тип: Оптичні або контактні
- Опис: Вимірюють частоту серцевих скорочень (ЧСС) користувача, відстежуючи кровотік через шкіру.

- Приклади: Розташовані на рукоятках тренажера, нагрудні датчики.
2. Датчики швидкості та відстані:
- Тип: Магнітні або оптичні
 - Опис: Вимірюють швидкість і відстань, пройдену користувачем.
 - Приклади: Розташовані на колесах або маховику тренажера.
3. Датчики потужності:
- Тип: На основі тензодатчиків
 - Опис: Вимірюють потужність, яку генерує користувач під час тренування.
 - Приклади: Вбудовані в педалі або велотренажер.
4. Датчики каденції:
- Тип: Оптичні або магнітні
 - Опис: Вимірюють частоту обертання педалей або колін користувача.
 - Приклади: Розташовані на педалях або шатунах тренажера.
5. Датчики м'язової активності:
- Тип: Електромиографія (ЕМГ)
 - Опис: Вимірюють електричну активність м'язів користувача.
 - Приклади: Розташовані на м'язах рук або ніг користувача.
6. Датчики положення:
- Тип: Потенціометри, акселерометри або гіроскопи
 - Опис: Вимірюють положення тіла користувача під час тренування.
 - Приклади: Використовуються в тренажерах віртуальної реальності та тренажерах для балансу.
7. Датчики навколишнього середовища:
- Тип: Температура, вологість
 - Опис: Вимірюють умови навколишнього середовища навколо користувача.
 - Приклади: Використовуються для регулювання вентиляції або охолодження на деяких тренажерах.

Розглянемо різні типи тренажерів з точки зору застосування в них елементів і компонентів сенсорної електроніки.

3.3.1 Бігова доріжка

Бігові доріжки оснащені різними датчиками, які збирають дані про тренування та допомагають відстежувати свій прогрес. Дані з датчиків бігової доріжки можуть бути використані для: відстеження тренувального прогресу з часом; порівняння результатів тренувань; визначення зон інтенсивності тренувань; внесення коригувань у тренувальний план.



Рис.3.2. Бігова доріжка

Магнітний або оптичний датчик швидкості вимірює швидкість бігу користувача. Розташований на колесі або маховику бігової доріжки. Манітний датчик використовує магніти, щоб відстежувати обертання колеса, а оптичний датчик використовує світлодіод та фотоприймач для відстежування руху бігового полотна.

Датчик відстані вимірює відстань, яку пробіг користувач. Працює разом з датчиком швидкості. Датчик розраховує відстань на основі швидкості та часу бігу.

Датчики пульсу вимірюють частоту серцевих скорочень (ЧСС) користувача. Розташовані на рукоятках бігової доріжки або на грудних датчиках. Оптичний

датчик використовує світлодіод та фотоприймач для вимірювання кровотоку через шкіру, а контактний датчик використовує електроди для вимірювання електричної активності серця.

Електричний датчик нахилу вимірює нахил бігової доріжки, розташований під біговим полотном та визначає нахил на основі положення бігового полотна.

П'єзоелектричні датчики тиску вимірюють тиск, який користувач чинить на бігове полотно. Можуть бути вбудовані в бігове полотно. Визначають

р
о
з

3.3.2 Тренажер для греблі

Тренажери для греблі, як і бігові доріжки, оснащені різними датчиками, які збирають дані про ваше тренування та допомагають відстежувати спортивний прогрес. Тренажери для греблі також мають «Програми тренувань» - запрограмовані тренування та «Інтерактивні дисплеї», які відображають дані про тренування та можуть імітувати віртуальні середовища для греблі.

в
а
г
и



к
о
р

и Рис.3.3. Тренажер для греблі

с

Т *Датчик сили* на основі тензодатчиків вимірює силу, яку ви прикладаєте до рукоятки тренажера під час греблі. Розташований в рукоятці або маховику тренажера. Датчик вимірює деформацію тензодатчиків під дією сили, яку ви прикладаєте. *Магнітні та оптичні датчики швидкості* вимірюють швидкість

ч
а

руху спортсмена під час греблі. Він розташований на маховику тренажера. Датчик відстежує обертання маховика та розраховує швидкість на основі пройденої відстані та часу. *Магнітні або оптичні датчики відстані* вимірює відстань, яку ви пройшли під час греблі. Працює разом з датчиком швидкості. Розраховує відстань на основі швидкості та часу греблі. *Магнітний датчик каденції* вимірює частоту гребків спортсмена під час тренування. Може бути вбудований в рукоятку або датчик на нозі. Відстежує рух рук та розраховує частоту гребків.

3.3.3 Датчики, які використовуються в орбітреку

Орбітреки, як і інші кардіотренажери, оснащені різними датчиками, які збирають дані про ваше тренування та допомагають спортсменам відстежувати свій прогрес.



Рис.3.4. Зовнішій вид орбітреку

Датчик швидкості вимірює швидкість руху під час тренування на орбітреку. Розташований на маховику або колесах орбітрека. Відстежує обертання маховика або коліс і розраховує швидкість на основі пройденої відстані та часу. *Датчик відстані* вимірює відстань, яку ви пройшли під час тренування на орбітреку. Працює разом з датчиком швидкості. Розраховує відстань на основі швидкості та часу тренування. *Оптичний або контактний*

датчик пульсу вимірює частоту серцевих скорочень (ЧСС) під час тренування. Розташовані на рукоятках орбітрека або на грудних датчиках. Датчик використовує світлодіод та фотоприймач для вимірювання кровотоку через шкіру, а контактний датчик використовує електроди для вимірювання електричної активності серця. Датчик каденції вимірює частоту кроків під час тренування на орбітреку. Може бути вбудований в рукоятку або датчик на нозі. Відстежує рух ніг та розраховує частоту кроків. Датчик опору на основі тензодатчиків вимірює опір, який прикладається до педалей орбітрека. Розташований в механізмі опору орбітрека. Вимірює деформацію тензодатчиків під дією сили, яка прикладається до педалей.

ВИСНОВКИ

1. У ході виконання кваліфікаційної роботи бакалавра розглянуті питання стосовно фізичних процесів, конструктивно-технологічних особливостей, робочих параметрів і характеристик магніторезистивних елементів та їх температурних і польових залежностей; застосування магніторезистивних та різних типів датчиків в спортивній і медичній електроніці.

2. Показано, що дослідження магніторезистивних властивостей датчиків магнітного поля є основною процедурою на шляху до створення пристроїв на їх основі, оскільки дозволяє визначити ефективність його використання і конкретне функціональне призначення (детектування сильних або слабких магнітних полів).

3. З використанням лабораторного стенду проведені вимірювання зміни вольт-амперних характеристик ВАХ характеристик магніторезистивних елементів в магнітному полі або під дією температури.

4. Установлено, що вольт-амперні характеристики мають лінійний характер, що є необхідним для створення датчика магнітного поля, при збільшенні напруги від 0 до 5 В величина струму збільшується від 0 до 30 мА, в магнітному полі крива має більший кут нахилу, що пояснюється зміною траєкторії руху носіїв заряду в матеріалі чутливого елемента під дією сили Лоренца.

5. Показано, що в температурному інтервалі 40 – 80 °С характер ВАХ практично не змінюється (стабільна робота магніторезистора), при $t > 80^{\circ}\text{C}$, ВАХ змінюють свій характер, що пов'язано із температурною залежністю фізичних параметрів напівпровідникових матеріалів. Чутливість магніторезистора в магнітному полі 30 мТл збільшується від 4,60 до 4,88 мА/В.

6. Датчики знайшли широке застосування в спортивних тренажерах, вони збирають дані про тренування та допомагають відстежувати свій прогрес. Набір датчиків, які вбудовуються в спортивний тренажер, залежать від типу тренажера, його функціонального призначення та типу контролю біомедичних сигналів.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Development of magnetoresistive sensors based on planar Hall effect for applications to microcompass / F. Montaigne, A. Schuhl, F. Nguyen Van Dau // *Sensor Actuat. A-Phys.* – 2000. – V. 81. – P. 324.
2. Ogrin F.G., Lee S.L., Ogrin Y.F. Investigation of perpendicular anisotropy of a thin film using the planar Hall effect // *J. Magn. Magn. Mater.* – 2000. – V. 219. – P. 331.
3. Проценко І.Ю., Шумакова Н.І. Датчики неелектричних величин: навч. посібник. – Суми : СумДУ, 2003. – 79 с.
4. Гончаров Ю.П., Будьонний О.В., Морозов В.Г. Перетворювальна техніка. – Ч.2. – Харків: Фоліо, 2000. – 360 с.
5. Мікроелектронні сенсори магнітного поля з частотним виходом: монографія / В. С. Осадчук, О. В. Осадчук. – Вінниця : ВНТУ, 2013. – 264 с.
6. Mulenko S. A. Synthesis of nanometric iron oxide films by RPLD and LCVD for thermo-photo sensors / S. A. Mulenko, N. T. Gorbachuk // *Applied Physics B: Lasers and Optics.* – V.105, №3. - 2011 - P.523 - 532.
7. Sensor and microelectronic elements based on nanoscale granular systems (review) / S.A.Nepijko, D. Kutnyakhov, L.V. Odnodvoretz, S.I. Protsenko, G.J. Schonhense // *J. Nanopart. Res.* – 2011. – V.12 (13). – P.6263 – 6281.
8. Anomalous Hall effect magnetometry studies of magnetization processes of thin films / J.R. Lindemuth, B.C. Dodrill // *J. Magn. Magn.Mater.* – 2004. - V. 272-276. – P. 2324-2325.
9. Фізичні основи електронної техніки: підручник / З.Ю. Готра, І.Є. Лопатинський, Б.А. Лук'янець. – Львів: Бескид Біт, 2004. – 880 с.
10. Фізика процесів у напівпровідниках та елементах електроніки: навчальний посібник / Д. М. Фреїк, В. М. Чобанюк, З. Ю. Готра. – Івано-Франківськ : Видавництво ПрНУ імені Василя Стефаника, 2010. – 263 с.
11. Прокопів В. В. Фізичні основи мікроелектроніки: навчальний посібник – Івано-Франківськ : ПрНУ імені Василя Стефаника, 2010. – 80 с.
12. Будіщев М. С. Електротехніка, електроніка та мікропроцесорна техніка. – Львів: Афіша, 2001. – 424 с.

13. Матвійків М.Д., Когут В.М., Матвійків О.В. Елементна база електронних апаратів – Львів: Вид-во НТУ «Львівська політехніка», 2007. – 428 с.
14. Спортивна метрологія: навчальний посібник. – Житомир: Вид-во ФОП Євенок О. О., 2017. – 176 с.
15. Gastone Ciuti, Leonardo Ricotti, Arianna Menciassi, Paolo Dario. MEMS Sensor Technologies for Human Centred Applications in Healthcare, Physical Activities, Safety and Environmental Sensing: A Review // Sensors. – 2015. – V.15. – P.6441 – 6468.
16. Мещанінов С.К., Співак В.М., Орлов А.Т. Електронні методи і засоби біомедичних вимірювань . – Київ: Кафедра, 2016. – 211 с.
17. Lukavenko I.M., Matuznyi V.M., Fatiushin V.V. Sensors In Medical And Sports Electronics / Програма і матеріали Міжнародної науково-технічної конференції для молодих вчених «Фізика, електроніка, електротехніка, ФЕЕ-2024», 2024. – Суми: Сумський державний університет. – С.27-28.