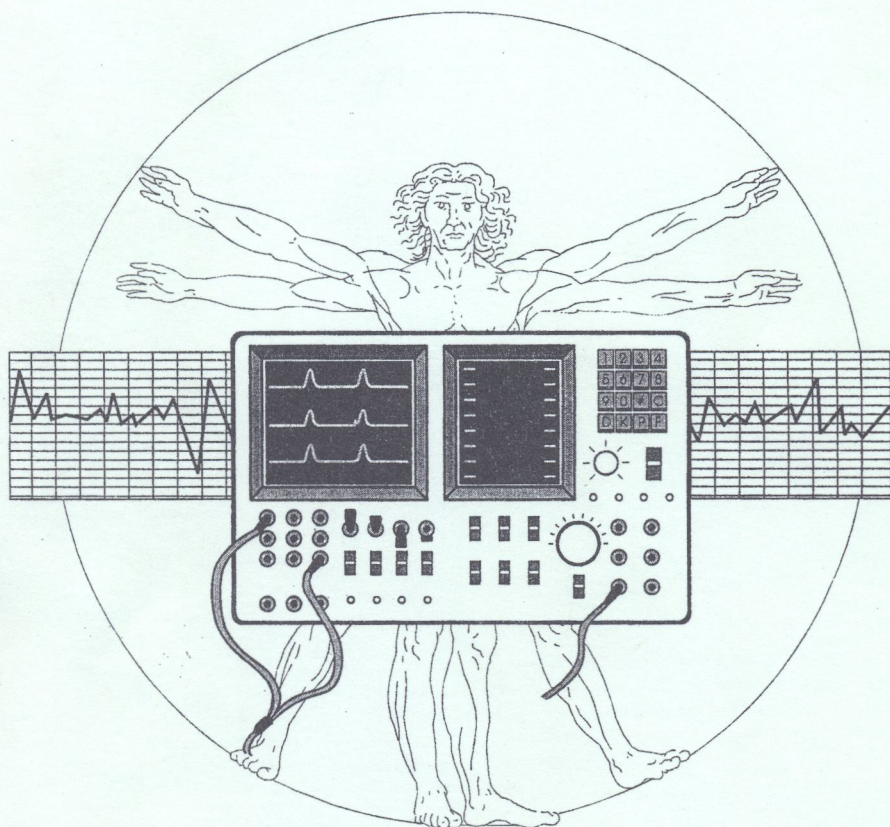


О.П. Яненко

МЕТРОЛОГІЯ МЕДИЧНОЇ ТА БІОЛОГІЧНОЇ АПАРАТУРИ



МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ
УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
“КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ”

*До 100-річчя
Національного технічного
університету
«Київський політехнічний
інститут»*

Яненко О.П.

**МЕТРОЛОГІЯ
МЕДИЧНОЇ ТА БІОЛОГІЧНОЇ
АПАРАТУРИ**

Навчальний посібник

Рекомендовано Міністерством освіти України як навчальний посібник для інженерної спеціальності:
7.091.003 “Біотехнічні та медичні апарати і системи”



1998

Яненко О.П. Метрологія медичної та біологічної апаратури: Навчальний посібник. – Житомир: ЖІТІ, 1998. – 158с.
ISBN 5-7763-2375-4.

Я60 Розглядаються основи метрології та метрологічного забезпечення медико-біологічної апаратури, методи вимірювання та класифікація засобів вимірювання медико-біологічних сигналів, принципи побудови та характеристики приладів для вимірювання основних електричних параметрів медичної техніки – напруги, сили струму, частоти, фазового зсуву, потужності шумових та монохроматичних сигналів, вимірювання параметрів надвисоких та надзвичайно високих частот, лазерних і ультразвукових медичних приладів, потужності, частоти, коефіцієнтів відбиття та поглинання з використанням як загальновідомих, так і оригінальних матеріалів автора.

Для студентів старших курсів технічних вузів медико-технічних спеціальностей, спеціалістів, які займаються розробкою, виробництвом та експлуатацією виробів медичної техніки.

Іл.: 80. Табл.: 1. Бібл. назв: 60.

Відповідальний редактор Ю.О. Скрипник

Рецензенти:

М.В. Коваленко – доктор технічних наук, професор кафедри радіотехніки ЖІТІ;

В.Л. Сігал – доктор технічних наук, професор кафедри теоретичних основ радіотехніки НТУУ “КПІ”;

В.І. Водотовка – доктор технічних наук, начальник відділу метрології і радіовимірювань Київського СКБ “СПЕКТР”;

В.П. Манойлов – доктор технічних наук, с.н.с. ЖІТІ

З М І С Т

Передмова	5
Розділ 1. Організація метрологічного забезпечення медико-біологічної апаратури.....	8
1.1. Класифікація медико-біологічної апаратури.....	8
1.2. Система розробки та постановки на виробництво виробів медичної техніки.....	11
1.3. Проведення медичних та технічних випробувань медичної апаратури.....	14
1.4. Організація метрологічного забезпечення виробів медичної техніки на етапах розробки, випробувань, серійного випуску та експлуатації.....	19
Розділ 2. Основи теорії метрології вимірювальних пристроїв.....	22
2.1. Загальні принципи побудови засобів вимірювальної техніки	22
2.2. Класифікація засобів вимірювання за їх метрологічною роллю у процесі вимірювання.....	25
2.3. Похибки засобів вимірювання, нормування похибок	28
2.4. Класифікація методів вимірювання.....	37
2.5. Основні характеристики вимірювальних перетворювачів та приладів.....	40
2.6. Види та характеристики медико-біологічних сигналів....	43
Розділ 3. Методи та апаратура для вимірювання електричних параметрів радіоелектронних виробів медичної техніки.....	50
3.1. Електромеханічні системи приладів. Типи ЕМП.....	50
3.2. Електронні вольтметри.....	57

3.3. Методи вимірювання параметрів біологічних та електричних ланцюгів.....	79
3.4. Вимірювання частоти, часових інтервалів та фазового зсуву.....	88
3.5. Прилади для спостереження за формою та дослідження спектрів сигналів.....	97
Розділ 4. Методи та апаратура вимірювання параметрів сигналів медичної апаратури у діапазонах надвисоких та надзвичайно високих частот.....	106
4.1. Методи та апаратура вимірювання високих частот.....	107
4.2. Стандартні методи вимірювання потужності НВЧ-сигналів	111
4.3. Методи та засоби вимірювання потужностей малих рівнів.....	117
4.4. Оцінка точності нестандартизованих засобів вимірювання малих потужностей.....	119
4.5. Вимірювання параметрів узгодження.....	126
4.6. Вимірювання фазового зсуву НВЧ-коливань.....	129
Розділ 5. Методи і апаратура вимірювання параметрів лазерного та ультразвукового випромінювання медичної апаратури.....	135
5.1. Вимірювання енергетичних параметрів джерел лазерного випромінювання.....	136
5.2. Вимірювання частоти та довжини хвилі випромінювання лазерних пристроїв.....	142
5.3. Вимірювання параметрів ультразвукових пристроїв	144
Література.....	150

ПЕРЕДМОВА

Розвиток технічної бази медицини та біології сприяв виникненню різноманітної складної радіоелектронної апаратури (РЕА) для лікування, діагностики та лабораторних досліджень. До складу цієї апаратури слід віднести РЕА широкого діапазону частот (від долей герц до 100 ГГц), лазерну, ультразвукову та криогенну техніку, рентгено- та радіологічні системи діагностики і лікування, штучні “органи”, системи життєзабезпечення тощо.

Науково-технічний прогрес обумовив перехід біології та медицини від інтуїтивно-емпіричної оцінки спостережень до вимірювань та кількісної оцінки. Виникли нові напрямки наукових досліджень та практичного використання їх результатів – біофізика, фізика живого, квантова медицина.

Розробка, виробництво та експлуатація медико-біологічної апаратури викликані необхідністю вимірювання різноманітних параметрів напруги та сили струму, частоти та фази електромагнітних коливань, потужностей монохроматичних сигналів та спектральної щільності, потужності шуму, коефіцієнтів відбиття та поглинання, спектрів біологічних сигналів. Виконати це можна за допомогою високоточних різнофункціональних засобів вимірювання (ЗВ).

Все це обумовлює також проблеми кваліфікованого вибору та використання засобів вимірювання, розробки методик вимірювання окремих параметрів, оцінки похибок та обробки результатів вимірювання для обслуговуючого персоналу.

У багатьох навчальних закладах України відкриваються спеціальності з підготовки інженерів медичної техніки, і однією з профільюючих дисциплін є метрологія та метрологічне забезпечення медичної та біологічної апаратури, стандартизація, сертифікація та акредитація виробів медичної техніки.

Сучасна медична апаратура увібрала в себе основні досягнення науки і техніки нашого часу – радіоелектроніки, фізики, ядерної техніки, оптики, механіки, біології. Специфіка медичної апаратури, різноманітність її номенклатури, фізичних параметрів та ефектів, покладених в основу приладів, не завжди вичерпується використанням того чи іншого підручника з основ метрології, теорії вимірювань, принципів побудови аналогових та цифрових вимірювальних пристроїв. Студенти відповідних

спеціальностей, а також спеціалісти медичної техніки завжди відчують певний “дефіцит” методичної літератури при вивченні курсу, розробці або експлуатації медико-біологічної апаратури.

Нааявність різноманітних підручників загального плану з фрагментарно висвітленими питаннями ускладнюють вивчення проблем і, в більшості випадків, розраховані на підготовлених спеціалістів, що значно ускладнює їх використання стосовно виробів медичної техніки.

Потреба у навчальній літературі, яка б акумулювала основні питання метрології та метрологічного забезпечення медико-біологічної апаратури, систем стандартизації, сертифікації та акредитації виробів медичної техніки, сьогодні є невідкладною.

Запропонований посібник має на меті допомогти студентам технічних та медичних вузів старших курсів, спеціалістам з розробки та експлуатації виробів медичної техніки ознайомитись та використати у своїй роботі основи метрології вимірювальних пристроїв, організацію метрологічного забезпечення медико-біологічної апаратури, методи та принципи побудови виробів медичної техніки, методи та апаратуру випромінювання сигналів надвисоких частот, лазерного випромінювання та сигналів ультразвукових медичних приладів, стандартизації, сертифікації та акредитації виробів медичної техніки в Україні.

Навчальний посібник певною мірою компенсує відсутність навчальної методичної літератури з дисципліни “Метрологічне забезпечення біомедичної апаратури”.

За структурою посібник складається із п'яти розділів.

У першому розділі розглянуто питання метрологічного забезпечення на етапах розробки, випробувань, серійного випуску та експлуатації, класифікація медико-біологічної апаратури, порядок проведення розробки медичних та технічних випробувань, реєстрації виробів медичної техніки.

Другий розділ висвітлює основи теорії метрології вимірювальних пристроїв, класифікації засобів та методів вимірювання, розгляду похибок, основних характеристик вимірювальних перетворювачів та пристроїв.

У третьому розділі розглянуто методи та апаратуру для вимірювання електричних параметрів медико-біологічної апаратури.

Розділ четвертий охоплює методи та апаратуру для вимірювання сигналів надвисоких та надзвичайно високих частот.

П'ятий розділ присвячений питанням методів та апаратури для вимірювання параметрів лазерної та ультразвукової медичної техніки.

Маючи конкретну орієнтацію, посібник не охоплює повного спектра метрологічних питань медико-біологічної апаратури, в тому числі рентгено- та радіологічних систем, кріогенної та інших видів медичної техніки, які можуть бути предметом розгляду окремих курсів, менш пов'язаних з радіоелектронною апаратурою.

Користуючись можливістю, автор висловлює подяку відповідальному редактору – завідувачу кафедри “Автоматизація технологічних процесів та приладобудування” ДАЛПУ професору, доктору технічних наук Скрипнику Ю.О., рецензентам – доктору технічних наук, професору Коваленку М.В., доктору технічних наук, професору Сігалу В.Л., доктору технічних наук Водотовці В.І. та доктору технічних наук Манойлову В.П., співробітникам кафедри “Радіоконструювання і виробництво радіоелектронної апаратури” Національного технічного університету України “Київський політехнічний інститут” за цінні зауваження, які вони висловили при обговоренні рукопису, що значно поліпшило структуру та зміст навчального посібника, а також директору НДЦ КМ “Відгук” МОЗ України, доктору фізико-математичних наук, професору Сітько С.П. за надану можливість розробки та використання матеріалів метрологічного забезпечення приладів квантової медицини (мікрохвильової резонансної терапії).

Продовжуючи роботу в напрямку метрологічного забезпечення медико-біологічної апаратури, автор буде вдячний читачам за конструктивні зауваження та пропозиції щодо якості навчального посібника.

Розділ 1. ОРГАНІЗАЦІЯ МЕТРОЛОГІЧНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ МЕДИКО-БІОЛОГІЧНОЇ АПАРАТУРИ

1.1. КЛАСИФІКАЦІЯ МЕДИКО-БІОЛОГІЧНОЇ АПАРАТУРИ

Відповідно до вимог ГОСТ 20790-82 “Приборы, аппараты и оборудование медицинские” галузь виробів медичної техніки (МТ) охоплює медичні прилади, апарати, обладнання та комплекси. Вироби медичної техніки можна класифікувати залежно від призначення:

- апарати та прилади для лікування;
- апарати та прилади для діагностики;
- апарати, прилади та пристрої і обладнання для лабораторних досліджень.

Однак стандарт ГОСТ 20790-82 не охоплює частину медичної техніки, в тому числі:

- рентгенівські медичні апарати за ГОСТ 7248-75;
- пристрої комплексні ексфузійні, трансфузійні та інфузійні одноразового використання;
- вироби оптики для окулярів;
- засоби індивідуального захисту обличчя та очей.

Лікувальна апаратура є у переважній більшості генеруючою, тобто забезпечує на своєму виході необхідні лікувальні параметри: частоти, напруги, струму, потужності, тривалості імпульсів тощо. Апаратура та прилади для діагностики, звичайно, представляють собою вимірювальну апаратуру (засоби вимірювання), призначені для виміру, аналізу та реєстрації певних медичних параметрів біологічних об'єктів.

Для лабораторних досліджень використовується як генеруюча, так і реєструюча (вимірювальна) апаратура.

Залежно від фізичного ефекту, який використовується або є основою приладу, медичні вироби поділяються на апарати і прилади з генеруванням або вимірюванням параметрів електро- і радіосигналів, лазерного та іонізуючого випромінювання, ультразвуку, магнітних полів тощо.

Радіоелектронна апаратура широко використовується в медицині та біології. Номенклатура виробів медичної техніки та медичного призначення, у тому числі й радіоелектронних, встановлюється переліком “Товарна номенклатура зовнішньої еко-

номічної діяльності” (ТНЗЕД), який затверджується міністром охорони здоров’я України (наказ № 343 від 02.12.97 р.). Кожному напрямкові апаратури присвоюється свій код. Так, код групи 94300 об’єднує різноманітні медичні інструменти – шприци, голки, ножиці, затискачі тощо, група 94400 – прилади та апарати медичні, а група 94500 – обладнання медичне, в тому числі для дезинфекції, стерилізації, обладнання стоматологічне, лабораторне, аптечне, рентгенологічне, різні види тари та упаковок для медичних інструментів, приладів, обладнання та біологічних матеріалів.

Розглядаючи детальніше групу медичних приладів, необхідно зазначити:

- прилади для медицини, біології та фізіології мають код 944001;

- прилади для функціональної діагностики, вимірювальні – код 944100, а також інші прилади, крім вимірювальних – 944200;

- прилади для вимірювання біоелектричних потенціалів – 944110;

- засоби вимірювання маси, сили, енергії, лінійних та кутових величин, температури – 944120;

- прилади для вимірювання тиску, в тому числі й електронні – 94414;

- прилади для вимірювання частоти, швидкості, часових інтервалів та переміщень – 944140;

- апаратура для дослідження звукових коливань в органах людини – 944150;

- прилади для вимірювання об’єму та газового складу легеневого повітря та крові – 944160;

- генератори сигналів діагностичні – 944170;

- вимірювальні установки, комплекси, сигналізатори, реєстратори, індикатори – 944180;

- прилади та апарати радіотерапевтичні, рентгенотерапевтичні та ультразвукові – 94450;

- апарати інгаляційного наркозу, вентиляції легень, аерозольотерапії, компенсації та лікування кисневої недостатності – 944460;

- апарати та пристрої для заміщення функцій органів і систем організму – 944480;

- прилади та апарати для лікування, інші – 944490.

Класифікатором ТНЗЕД передбачена також група 944002 – запасні частини до приладів, основне призначення якої – поліпшення умов експлуатації та забезпечення ремонтоздатності медичної апаратури.

Таким чином, перелік ТНЗЕД дає можливість класифікувати медичну та біологічну апаратуру за групами та підгрупами залежно від призначення та фізичного ефекту, який використовується (закладається) у приладі, апараті або системі.

Крім того, в залежності від механічного впливу виробу медичної техніки поділяються на шість груп:

- стаціонарні, які позначаються у відповідності до ГОСТу 20790-82 цифрою 1;

- носимі, переносні та пересувні, але які не призначені для роботи в процесі переносу та руху – 2;

- носимі, переносні та пересувні, які призначені для роботи в процесі переносу та руху – 3;

- вироби, які перевозяться, а також постійно установлені на рухомих медичних установках, але не призначені для роботи в процесі руху – 4;

- вироби, які перевозяться, а також встановлюються на рухомих медичних установках і призначені для роботи під час руху – 5;

- рухомі медичні установки, комплекси – 6.

В залежності від стійкості до кліматичного впливу медичні вироби поділяються на види кліматичного виконання за ГОСТ 15150-69 і на категорію розміщення 6, яка призначена для використання в середині окремих органів та порожнин людського організму.

По електробезпеці медичні вироби, які живляться від мережі електричного струму, поділяються на класи та типи згідно з ГОСТ 12.2.025-76.

В залежності від можливих наслідків відмови прилади поділяються на класи А, Б, В, Г за ГОСТ 23256-78, крім загальної класифікації, які встановлюються відповідними ГОСТ на кожну групу медичних виробів.

1.2. СИСТЕМА РОЗРОБКИ ТА ВПРОВАДЖЕННЯ У ВИРОБНИЦТВО ВИРОБІВ МЕДИЧНОЇ ТЕХНІКИ

Розробка та впровадження нових медичних приладів в Україні регулюються як стандартами, наприклад, ДСТУ 3627–97 “Вироби медичні: розроблення та впровадження у виробництво”, так і новими доповнюючими документами – “Положення про Державний реєстр виробів медичної техніки в Україні”, “Положення про порядок державної реєстрації зарубіжних виробів медичної техніки в Україні”, затверджених наказами МОЗ України та такими, що діють до видання державних стандартів України [29]. Стандартом ДСТУ 3627–97 встановлюється також порядок розробки, погодження та затвердження медико-технічних вимог (МТВ) на розробку нових та модернізованих медичних виробів, порядок проведення випробувань і приймання зразків виробів, порядок видачі дозволів для виробництва та порядок зняття медичної техніки з виробництва.

Замовником нових медичних виробів, звичайно, виступає МОЗ України або одна з організацій (установ) Міністерства. Для розробки необхідних виробів Міністерство охорони здоров'я направляє міністерствам-розробникам заявки, які включають необхідні медичні та техніко-економічні вимоги до цих виробів з метою розгляду можливості їх розробки та виготовлення.

Розробку медичних виробів за пропозиціями організацій та підприємств (розробників) проводять після визначення доцільності розробки МОЗ України, для чого підприємства направляють через Міністерства або особисто МОЗ пропозиції на відгук. В нових умовах медичні прилади можуть проектуватись також у порядку власної ініціативи розробника.

Основним документом, який виконує роль технічного завдання, є медико-технічні вимоги. Організація-розробник виробу спільно з організацією – медичним виконавцем – розробляють МТВ на основі вивчення та аналізу технічних рішень в галузі розробки. Структура МТВ включає в себе такі обов'язкові розділи.

1. Назва та галузь використання виробу. У розділі вказують повну назву виробу відповідно до прийнятої класифікації медичної техніки та галузь використання. Допускається також застосовувати умовну назву виробу.

2. Засади для розробки та виконавця. Наводяться повна назва документів (рішень, планів, програм тощо), номери пунктів та позицій, на основі яких планується розробка виробу, дата та номер рішення МОЗ України про необхідність розробки, її повна назва та номер теми розробки за планом, основні виконавці та співвиконавці – технічні, медичні, виготовлювачі дослідних зразків та серії.

3. Мета та призначення розробки. Визначається основна мета розробки та очікуваний медичний, технічний, економічний або соціальний ефект від використання розробки, вказується функціональне призначення виробу в лікувально-діагностичному процесі, галузь використання за медичною методикою, можливості приладу, його переваги перед діючими аналогами.

4. Джерела розробки. Формулюють початкові вимоги заявки або пропозиції на розробку, наводяться звіти про науково-дослідні та дослідно-конструкторські роботи, що передували розробці, стандарти на загальні технічні умови, конструкцію, основні параметри виробу.

5. Медичні вимоги. У розділі наводяться вимоги до виконання виробом функціональних завдань у лікувально-діагностичному процесі, оцінка медичних наслідків порушення функціонування виробу при експлуатації, фізичні, медико-біологічні, біохімічні та інші ефекти або явища, на яких заснований принцип функціонування виробу, дані про кількість каналів та пацієнтів, вимоги до засобів контролю, регулювання, відображення та реєстрації медико-біологічної інформації, вимоги про взаємодію між персоналом та пацієнтами у процесі використання виробу, спеціальні медичні вимоги (при необхідності).

6. Технічні вимоги. Зазначаються розділи та вимоги до виробу, оформлені за ГОСТ 20790-82 “Приборы, аппараты и оборудование медицинские. Общие технические условия”. Обов’язково вводяться і заповнюються розділи – склад виробу; показники призначення; умови експлуатації, транспортування та зберігання; вимоги безпеки, у тому числі вимоги санітарних норм за рівнями хімічних, фізичних та інших факторів; надійність та показники основних параметрів надійності окремих вузлів та виробу в цілому; вимоги до конструкції, уніфікації,

стандартизації та технологічності; ергономічні та естетичні вимоги; вимоги до маркування та упаковки.

7. Метрологічне забезпечення. Подаються система фізичних одиниць, використана у конструкції виробу та технічній документації, вимоги до розробки та атестації методик вимірювання, проведення метрологічної експертизи конструкторської документації на виріб, вимоги про розробку, виробництво, про атестацію спеціальних засобів вимірювання, стендів, стандартних зразків, засобів калібровки, самоконтролю та технічної діагностики, необхідних при випробуваннях та експлуатації виробу.

8. Економічні показники. У розділі наводиться економічна та медико-технічна ефективність виробу, дається оцінка ступеня новизни та технічного рівня розробки, кошторис вартості розробки та джерело фінансування, лімітна ціна виробу.

9. Стадії та етапи розробки. Подаються стадії та етапи розробки, терміни виконання наведених робіт.

10. Порядок випробувань та приймання. Розробляються етапи та порядок проведення приймальних технічних, медичних випробувань за вимогами державних стандартів. Визначаються параметри виробу, які підлягають вимірюванню при проведенні випробувань.

Медико-технічні умови погоджуються виконавцями та затверджуються головною організацією з певного напрямку техніки або іншою уповноваженою організацією МОЗ України.

Зміни та доповнення до МТВ погоджуються та затверджуються у порядку, встановленому для основного документа. Копії затверджених МТВ надсилаються усім організаціям та підприємствам, які погодили та затвердили цей документ.

Після закінчення розробки організація-розробник надсилає зразки виробів та технічну документацію в акредитовані установи МОЗ України для проведення технічних випробувань. Технічні випробування проводяться за участю організації-розробника, медичного співвиконавця, а також інших зацікавлених організацій. Програму та методику випробувань складає розробник, а затверджує контролююча організація по випробуваннях. У разі позитивного результату матеріали технічних випробувань надсилаються до Комітету з нової медичної техніки (КНМТ) МОЗ України для прийняття рішення про прове-

дення медичних випробувань. При цьому організація-розробник подає до КНМТ у двох примірниках такі документи:

- акт технічних приймальних випробувань;
- протоколи медичних випробувань ;
- технічні умови на серійні вироби (проект);
- акт експертизи про можливість відкритої публікації опису виробу;
- проект рекламно-інформаційного проспекту;
- фотокартка виробу.

Позитивні результати медичних випробувань є підставою для КНМТ на внесення виробу у державний реєстр та видачу розробнику дозволу на серійне виробництво медичного приладу та його реалізацію споживачеві.

Отримання дозволу МОЗ України на серійне виробництво означає остаточне погодження технічних умов, експлуатаційної та ремонтної документації та дає право виробнику на реєстрацію технічних умов в органах Держстандарту. Реєстрація технічних умов проводиться відповідно до вимог ГОСТ 1.3-85.

Організація-розробник надсилає до КНМТ МОЗ України копію зареєстрованих технічних умов та рішення про організацію виробництва, вибору підприємства-виготовлювача та термінів запуску у виробництво.

У випадку зауважень КНМТ щодо результатів технічних та медичних випробувань МОЗ України видає рішення про повернення виробів та технічної документації на доробку з повторним представленням їх в установленому порядку.

1.3. ПРОВЕДЕННЯ МЕДИЧНИХ ТА ТЕХНІЧНИХ ВИПРОБУВАНЬ МЕДИЧНОЇ АПАРАТУРИ

Вироби медичної техніки залежно від стану (розробки, виробництва, експлуатації) підлягають таким видам випробувань:

- приймальні технічні випробування проводяться на дослідних зразках виробів;
- кваліфікаційні випробування виробів установочної серії, а для засобів вимірювання медичного призначення – державні контрольні;
- приймально-здавальні випробування проводяться у процесі виробництва на серійних виробках;

- періодичні випробування серійної продукції проводяться один раз на рік;
- типові випробування проводяться при модернізації серійної продукції;
- медичні випробування дослідних зразків.

Приймальні технічні випробування виробів медичної техніки здійснюються в акредитованих лабораторіях за рекомендацією МОЗ України. Організація-розробник надсилає на випробування 3 примірники виробу медичної техніки та таку технічну документацію:

- медико-технічні вимоги (за наявності);
- програму та методику випробувань (проект);
- протоколи попередніх випробувань (за наявності);
- технічні умови (проект ТУ);
- експлуатаційні документи (паспорт, інструкцію), а для засобів вимірювання медичного призначення – методику перевірки, виконану відповідно до вимог державних стандартів з метрології (ГОСТ 8.042-83);
- фотокартку виробу (розмір 13×18 або 18×24 в 6 прим.);
- ремонтні документи (відповідно до ГОСТ 2.602-68);
- комплект документації на спеціальні засоби контролю технічного стану при технічному обслуговуванні, ремонті та експлуатації виробу.

У процесі проведення технічних випробувань визначають:

- відповідальність виробу медико-технічним вимогам;
- технічний рівень розробленого виробу;
- відповідність виробу та документації вимогам діючих стандартів та нормативно-технічних документів;
- повноту та об'єктивність встановлених проектом технічних умов та характеристик;
- наявність та достатність метрологічного забезпечення при виготовленні, експлуатації та ремонті;
- безпеку використання виробу та можливість передачі його на медичні випробування.

У загальному вигляді вироби медичної техніки підлягають таким основним експериментальним перевіркам та експертним оцінкам, які заносяться до графі програми випробувань “Зміст випробувань (перевірок, оцінок)”:

- перевірка технічних параметрів основного призначення;

- оцінка метрологічних характеристик для засобів вимірювання медичного призначення;
- перевірка потужності споживання;
- перевірка захисту від перевантажень та короткого замикання;
- перевірка працездатності виробу у заданому режимі;
- оцінка стійкості до стерилізації та дезінфекції;
- перевірка електробезпеки;
- перевірка пожежо-, вибухо-, радіаційної та НВЧ-безпеки;
- перевірка рівня радіозавад та електромагнітної сумісності;
- перевірка доступних для зіткнення поверхонь виробу;
- перевірка рівня акустичних шумів;
- оцінка рівня ремонтпридатності;
- перевірка габаритів та маси виробу.

Перевірка технічних параметрів та оцінка метрологічних характеристик виробів медичної техніки проводяться шляхом вимірювання електричних або інших параметрів на відповідність вимог ТУ на виріб або державних стандартів. Наприклад, рівень радіозавад та електромагнітної сумісності, електробезпека, пожежо-, вибухо-, радіаційна та НВЧ-безпека, оцінка стійкості до стерилізації та дезінфекції, рівень акустичних шумів перевіряються з використанням відповідних державних стандартів, оцінки технічних параметрів, рівня споживаної потужності, габаритів, маси тощо за вимогами ТУ.

Основні параметри, які вимірюються в процесі проведення випробувань медичної техніки, – це визначення частотно-спектральних та амплітудних характеристик [30].

До першої групи відносяться вимірювання частоти, періоду та тривалості імпульсів. Значення частоти для виробів медичної техніки охоплює діапазон від долей герц до десятків гігагерц. Вимірювання частоти можна проводити методом прямого відліку та порівняння (гетеродинування). Метод прямого відліку використовується на частотах до 1,5 ГГц у електронно-лічильних частотомірах вітчизняного виробництва ЧЗ-54, ЧЗ-63, ЧЗ-64, ЧЗ-64/1. У цьому діапазоні працюють апарати для електросну, м'язові стимулятори, ультразвукова апаратура, медичні вироби НВЧ-терапії тощо. Похибка вимірювання частоти становить $1 \cdot 10^{-7} \div 1 \cdot 10^{-9}$.

У діапазоні від 1,5 до 78 ГГц використовують метод порівняння з використанням перетворювачів частоти ЯЗЧ-72, ЯЗЧ-175, Ч5-13. При цьому похибка вимірювання частоти дещо збільшується.

До цієї групи параметрів треба віднести також проведення аналізу спектрів сигналів медичної апаратури. Апаратура, яка використовується для цього, перекриває діапазон від десятків Гц до десятків ГГц. Аналізатор спектра СК4-56 дає змогу проводити аналіз сигналів до 160 кГц, СК4-59 – до 1,5 Гц, С4-82 – до 1 ГГц, С4-60 – до 37,5 ГГц. Динамічний діапазон вхідних амплітуд сучасних вітчизняних аналізаторів спектра становить 60-70 дБ, зарубіжних типу EZM фірми ROLHE SCHWARZ до 100 дБ, HP 8566 В, 8567 А, 8568 В фірми HEWLETT PACKARD від +30 до -135 дБм, причому частотний діапазон цих аналізаторів складає 10 Гц ... 1500 МГц (HP 8568 В), 10 кГц ... 1500 МГц (HP 8567 А) та 100 Гц ... 22 ГГц (HP 8566 В).

Досить широко використовуються у медичній апаратурі сигнали з інформаційним параметром – напруга та потужність.

В області частот до 1 ГГц проводять вимірювання амплітуди змінних напруг. Для цього використовуються вольтметри ВЗ-38, ВЗ-48, В7-26, В7-16А, В6-10, В6-9 тощо, межі вимірювання змінних напруг визначаються від 1 мкВ до 1000 В.

Аналогічна апаратура фірми HEWLETT PACKARD – HP 3458 А, HP 3400 В, фірми ROLHE SCHWARZ – UDL 44, UDS 5, URE.

У діапазоні частот більше 1 ГГц вимірювання напруги не має сенсу, а проводиться оцінка іншого амплітудного параметра – потужності ($P = U^2$). Дуже широко у номенклатурі медичної техніки представлена надзвичайно високочастотна (НЗВЧ) апаратура, однією з важливих характеристик якої є потужність випромінення. Сенс вимірювання потужності з'являється на частотах $f_p > 1$ ГГц у зв'язку з особливостями електромагнітного НЗВЧ-поля. Діапазон генерування та використання потужностей становить від нВт до сотень Вт, частотний діапазон від сотень МГц до сотень ГГц.

Організації, яка проводить випробування, надається право зараховувати результати попередніх випробувань, що заносяться до акту приймальних технічних випробувань.

Якщо працездатність дослідних зразків виробу та їх відповідність МТВ можуть бути установлені тільки на місці експлуатації (у клініці, лікарні), то технічні випробування проводять після повного комплексу монтажних робіт до початку медичних випробувань.

Результати технічних випробувань вважаються негативними, якщо дослідні зразки не відповідають МТВ та комплекту технічної документації, технічна документація потребує доробки, розроблене спеціальне випробувальне обладнання не забезпечує можливості проведення необхідних випробувань або воно відсутнє.

У разі позитивних результатів складається акт технічних випробувань, який підписується представниками усіх організацій-учасників випробувань та затверджується керівником акредитованої лабораторії (організації).

Термін проведення технічних випробувань не повинен перевищувати один місяць, якщо другий термін не обумовлений МТВ.

Зразки виробів після технічних випробувань за дозволом Комітету з нової медичної техніки МОЗ України надсилаються в установи міністерства для проведення медичних випробувань.

Медичні випробування проводяться відповідно до програми та методики, розроблених медичним співвиконавцем.

У процесі медичних випробувань перевіряється ефективність приладу в лікувальному чи діагностичному процесі, безпечність його для пацієнтів та обслуговуючого персоналу, зручність у роботі, вимоги відповідності виробу антропометричним та фізіологічним можливостям людини, стійкості виробу до стерилізації та дезінфекції, а також наявність негативних побічних ефектів після використання розробленого медичного виробу.

Після закінчення медичних досліджень медичний співвиконавець готує протокол випробувань та передає їх розробникові медичного виробу.

У разі позитивних результатів технічних та медичних випробувань матеріали на розробку надсилають до КНМТ МОЗ України для розгляду на профільній комісії та для прийняття рішення про занесення виробу в державний реєстр і видачу дозволу на серійне виробництво.

Якщо за результатами медичних випробувань є зауваження, які потребують доробки виробу або технічної документації, то КНМТ МОЗ України пише висновок про повернення виробу та документацію до нього на доробку.

Після доробки виріб або документація проходять повторне випробування або експертизу.

1.4. ОРГАНІЗАЦІЯ МЕТРОЛОГІЧНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ВИРОБІВ МЕДИЧНОЇ ТЕХНІКИ НА ЕТАПАХ РОЗРОБКИ, ВИПРОБУВАНЬ, СЕРІЙНОГО ВИПУСКУ ТА ЕКСПЛУАТАЦІЇ

Загальні принципи організації метрологічного забезпечення в Україні, в тому числі і медичної апаратури, на етапі розробки, випробувань, виробництва та експлуатації встановлюються державним стандартом України ДСТУ 2682-94 “Метрологічне забезпечення. Основні положення”. Вимоги цього стандарту є обов’язковими для усіх підприємств, установ і організацій, що діють на території України різних форм власності, а також відомчої підпорядкованості. Метрологічне забезпечення складається з наукової, законодавчої, нормативної, технічної та організаційної основ.

Науковою основою метрологічного забезпечення є метрологія. Стандартом України ДСТУ 2681 “Метрологія. Терміни та визначення” встановлюються основні терміни метрологічного супроводження медичної та іншої апаратури – метрологія, метрологічне забезпечення, єдність вимірювань, метрологічна служба, засіб вимірювальної техніки.

Законодавчою основою метрологічного забезпечення є закони України, постанови та Декрети Кабінету Міністрів, які регулюють забезпечення єдності вимірювань.

Нормативною основою метрологічного забезпечення є державні стандарти, методичні вказівки, рекомендації та інші документи системи забезпечення єдності вимірювання (ДСВ) і Держстандарту.

Технічною основою метрологічного забезпечення є система державних та робочих еталонів одиниць фізичних величин, зразкових засобів вимірювання, стандартних зразків складу та властивостей речовин і матеріалів, робочих засобів вимірювання, які використовуються під час розробки, виробництва, випробування та експлуатації виробів медичної техніки.

Організаційною основою метрологічного забезпечення на рівні держави є метрологічна служба України, а на рівні галузей – відомчі метрологічні служби. Основним завданням метрологічного забезпечення в галузі медичної техніки є:

- проведення контролю за розробкою, виробництвом та експлуатацією, станом, застосуванням та ремонтом виробів медичної техніки, додержанням метрологічних норм та правил;
- підвищення якості та ефективності лікувальної та діагностичної апаратури і наукових досліджень;
- розробки науково-методичних, правових та організаційних основ, норм і правил, які необхідні для досягнення єдності і точності медичної апаратури;
- розробка та атестація методик виконання вимірювань;
- виконання робіт із забезпечення єдності та потрібної точності засобів вимірювання, впровадження вимог державної системи забезпечення єдності вимірювань;
- проведення метрологічних експертиз та приймальних випробувань;
- оцінка санітарних норм безпеки, участь у проведенні сертифікаційних випробувань;
- скорочення використання матеріальних затрат та енергетичних ресурсів;
- підвищення технічного рівня виробів медичної техніки та кваліфікації кадрів у галузі метрології.

У Міністерстві охорони здоров'я питанням метрологічного забезпечення займається відомча метрологічна служба. Основні функції такого підрозділу зводяться до такого:

- визначення основних напрямків розвитку робіт з метрологічного забезпечення, розробки виробництва, випробувань та експлуатації медичної продукції в установах та організаціях міністерства, а у випадку продукції інших галузей – проведення випробувань, оцінки та експертизи достатності метрологічного забезпечення в умовах експлуатації спеціалістами міністерства;
- аналіз стану вимірювань у підпорядкованих установах та організаціях, встановлення раціональної номенклатури засобів вимірювання, що застосовуються;
- організація проведення робіт, необхідних для забезпечення єдності та потрібної точності вимірювання – державної або відомчої повірки, калібрування та метрологічної атестації засобів вимірювання;
- розвиток відомчої метрологічної служби, координація діяльності усіх метрологічних підрозділів у міністерстві.

Відомча метрологічна служба у своїй структурі може мати головні та базові організації, а також метрологічні підрозділи в установах та організаціях міністерства.

Функції головної, або базової, організації покладаються наказом міністерства на установи чи організації, які мають у метрологічній службі висококваліфікований персонал, сучасне технічне оснащення та засоби вимірювання.

На ці підрозділи покладаються функції організації метрологічного забезпечення на рівнях області, міста, установи або направлення розвитку медичної техніки – ультразвукової, надвисоких частот, лазерної тощо, в тому числі:

- розробка та впровадження методик, методів та засобів вимірювання, автоматизованого контрольно-вимірювального обладнання, вимірювально-інформативних систем, повірочного обладнання;

- метрологічна експертиза технічних завдань, проектної, конструкторської, технологічної документації, проектів стандартів та інших нормативних документів, методик виконання вимірювань;

- відомчий метрологічний контроль за розробкою, виробництвом, застосуванням, ремонтом та зберіганням засобів вимірювання, за впровадженням та додержанням метрологічних норм та правил, впровадженням державних та галузевих стандартів;

- оцінка метрологічних характеристик засобів вимірювання та характеристик похибок методик виконання вимірювань, проведення відомчої повірки засобів вимірювання.

Права та обов'язки відомчих метрологічних служб визначаються положеннями, затвердженими їх керівниками та узгодженими з відповідними органами державної метрологічної служби.

Керівники установ та організацій, підпорядковані МОЗ України, несуть відповідальність за стан метрологічного забезпечення, виконання метрологічних норм та правил у цих підрозділах згідно з чинним законодавством.

Розділ 2. ОСНОВИ ТЕОРІЇ МЕТРОЛОГІЇ ВИМІРЮВАЛЬНИХ ПРИСТРОЇВ

2.1. ЗАГАЛЬНІ ПРИНЦИПИ ПОБУДОВИ ЗАСОБІВ ВИМІРЮВАЛЬНОЇ ТЕХНІКИ

Засіб вимірювальної техніки (відповідно до вимог ДСТУ 2681-94) являє собою технічний засіб для вимірювань з нормованими метрологічними характеристиками. Засіб вимірювання, у якому створюється візуальний сигнал вимірювальної інформації, називається вимірювальним приладом. Вимірювальний прилад фіксує (реалізує) одну вимірювальну операцію. Існує декілька класифікацій вимірювальних приладів залежно від призначення, рівня автоматизації, структурної побудови. Засоби вимірювань можна класифікувати [25]:

- а) за елементною базою – електромеханічні та електронні;
- б) за формою відліку – реєструючі та прямопоказуючі;
- в) за методом перетворення – на прилади прямого перетворення, компенсаційного та змішаного;
- г) за призначенням існує 21 підгрупа засобів вимірювання, в тому числі – амперметри, аналізатори спектра, вольтметри, фазометри, характеріографи, частотоміри, генератори, вимірювачі потужності;
- д) в залежності від функцій – елементарні та комплексні.

У свою чергу елементарні поділяються на вимірювальні або масштабні перетворювачі, пристрої порівняння, міри. Комплексні засоби вимірювань включають в себе вимірювальні прилади, вимірювальні установки та вимірювально-інформаційні системи і комплекси.

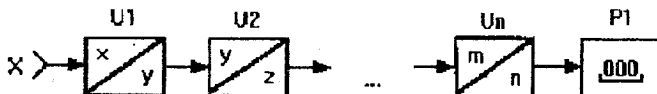


Рис. 2.1. Схема вимірювального пристрою прямого перетворення

Вимірювальні прилади прямого перетворення вхідного сигналу містять в собі один або декілька вимірювальних перетворювачів та індикаторний пристрій (рис. 2.1).

Проходячи через $U1, U2, \dots, Un$, вхідний сигнал зазнає послідовного перетворення X на параметр n , зручний для його відтворення на табло цифрового індикатора.

Схема вимірювального приладу врівноважуючого перетворення наведена на рис. 2.2.

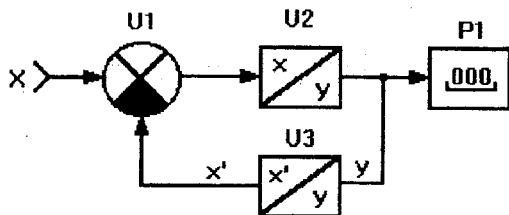


Рис. 2.2. Схема приладу врівноважуючого перетворення

Вхідна величина X компенсується у пристрої порівняння $U1$ величиною X' , яка формується у процесі перетворення вихідної величини Y у ділянці від'ємного зворотного зв'язку $U3$ з коефіцієнтом перетворення β .

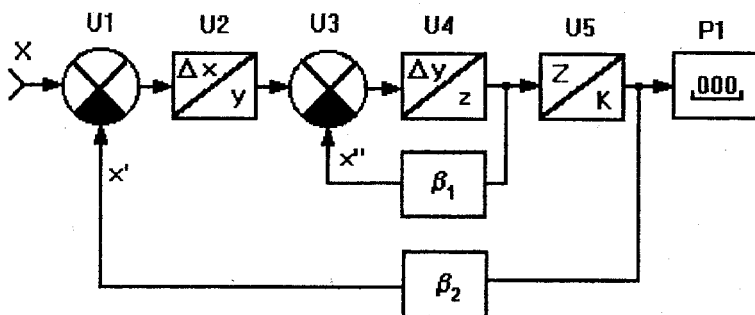


Рис. 2.3. Схема приладу врівноважуючого перетворення із зворотним зв'язком

На рис. 2.3 показано інший варіант побудови вимірювального приладу врівноважуючого перетворення з місцевим "коротким" зворотним зв'язком (β_1).

У наведеній схемі визначальним є наявність повного (з виходу на вхід вимірювального приладу) зворотного від'ємного зв'язку з коефіцієнтом передачі β_2 .

Схему вимірювального приладу змішаного перетворення подано на рис. 2.4.

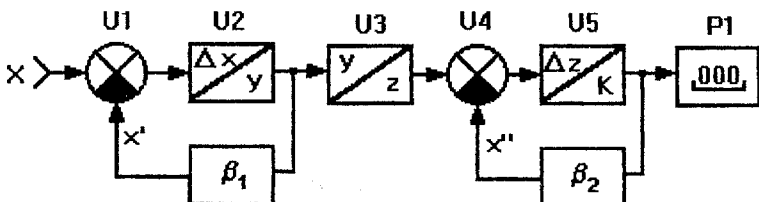


Рис. 2.4. Схema вимірювального приладу змішаного перетворення

Схема характеризується наявністю ланок різних типів як прямого (U3), так і зрівноважуючого (U1, U2 та U4, U5) перетворення. Існують й інші варіанти побудови вимірювальних приладів змішаного перетворення. Особливо ускладнюються схеми вимірювальних приладів за умови введення ланцюгів корекції адитивних та мультиплікативних похибок, але такі схеми є об'єктом спеціального розгляду, наприклад, в [38]. Широке використання елементів мікропроцесорної техніки для забезпечення автоматизованого керування окремими вузлами та приладом в цілому, для розв'язання обчислювальних задач, комплексного погодження з іншими вимірювальними приладами значно ускладнює структурну побудову вимірювальних приладів, але спрощується процес керування ними, підвищується надійність та розширюються можливості. Напівавтоматизовані та повністю автоматизовані засоби вимірювання, лікувальна та діагностична апаратура тепер дедалі більше впроваджуються в медицину та біологію, поліпшують якість діагностики, лікування та лабораторних досліджень.

2.2. КЛАСИФІКАЦІЯ ЗАСОБІВ ВИМІРЮВАННЯ ЗА ЇХ МЕТРОЛОГІЧНОЮ РОЛЛЮ У ПРОЦЕСІ ВИМІРЮВАННЯ

Засоби вимірювання (ЗВ) – це технічні засоби, які використовуються для вимірювання фізичних величин та мають нормовані метрологічні характеристики. У свою чергу фізична величина, згідно з ДСТУ 2681-94, – це властивість, спільна у якісному відношенні для безлічі об'єктів, але кількісно індивідуальна для кожного з них.

За метрологічною функцією у процесі вимірювання ЗВ класифікуються на елементарні та комплексні. До елементарних слід віднести вимірювальні (ВП) та масштабні перетворювачі (МП), пристрої порівняння (ПП), міри (М) та відлікові пристрої. До комплексних ЗВ відносять вимірювальні прилади, системи та комплекси. Кожний із цих засобів складається з набору елементарних засобів вимірювань.

Вимірювальний перетворювач призначений для перетворення вхідної величини X_c у сигнал X'_c , параметри якого відповідають вхідним характеристикам, наступного за ВП пристрою або перетворення одного виду енергії в інший. Пристрій порівняння або компаратор визначає співвідношення між однорідними величинами шляхом порівняння вимірюваної величини X_c з еталонною $X_{ет}$ та виділення різниці порівняння:

$$\Delta X(t_n) = X_{ет}(t_n) - X_c(t_n),$$

де t_n – час виконання операції порівняння.

Еталонна фізична величина заданого розміру формується за допомогою зразкового засобу – міри. Міри можуть бути регульовані, коли є необхідність та можливість змінювати значення вихідної фізичної величини від $X'_{ет}$ до $X''_{ет}$, та нерегульовані, одноканальні у разі формування одного постійного значення еталонної величини $X_{ет}$ та багатоканальні (за постійної наявності n вихідних значень $X_{ет}$).

Відліковий пристрій або реєстратор (Р), призначений для перетворення вимірювальної величини X_c у форму, зручну для відліку або реєстрації Y_c . Для відображення вимірюваної інформації широко використовуються механічні, оптичні, електрохімічні, електронні та інші типи відлікових пристроїв. Пред-

ставлення інформації на Р може виконуватись у вигляді безперервної аналогової функції вимірювальної фізичної величини або у вигляді дискретної цифрової функції. Відповідно і засоби вимірювання поділяють на аналогові та цифрові.

На рис. 2.5 представлена структурна схема вимірювального приладу, який містить в собі всі елементарні засоби вимірювання.

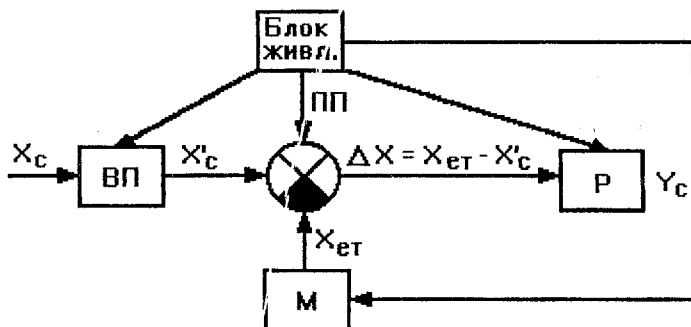


Рис. 2.5. Схема приладу на основі елементарних засобів вимірювання:

ВП – вимірювальний перетворювач; ПП – пристрій порівняння; М – міра; Р – відліковий пристрій (реєстратор)

Як видно із рис. 2.5, вимірювальна фізична величина X_c в ЗВ проходить послідовне перетворення:

$$X_c \rightarrow X'_c \rightarrow \Delta X \rightarrow Y_c.$$

На виході засобу вимірювання реєстратор Р фіксує з відповідною похибкою значення фізичної величини $Y_c \approx X_c$.

За метрологічною функцією у системі забезпечення єдності вимірювання ЗВ класифікуються таким чином:

а) первинний еталон – забезпечує відтворення та зберігання одиниці фізичної величини з найвищою в країні точністю. Може бути також спеціальний еталон, що забезпечує відтворення та зберігання одиниці в особливих умовах та замінює в цих умовах первинний еталон. Первинний або спеціальний еталон в той же час є і державним еталоном;

б) вторинний еталон призначений для передачі розміру одиниці фізичної величини від державного до робочого еталона;

в) робочий еталон призначений для передачі розміру фізичної величини зразковим засобам вимірювальної техніки;

г) зразкові засоби вимірювання (ЗЗВ) служать для передачі розміру одиниці фізичної величини робочим засобам вимірювання. ЗЗВ класифікуються за точністю вимірювання на 5 розрядів 0–1–2–3–4. Точність ЗЗВ зменшується від 0 до 4 розрядів;

д) робочі засоби застосовуються для вимірювань, не пов'язаних з передаванням розміру одиниці фізичної величини іншим засобам вимірювання.

Існують також нестандартизовані засоби вимірювальної техніки, вимоги до яких не регламентовані у відповідній нормативній документації.

Засоби вимірювання класифікуються також в залежності від вимірювальної величини.

Стандартом ГОСТ 15094-86 "Средства измерения электронных. Наименования и обозначения" затверджена 21 підгрупа засобів вимірювання. Найпоширенішими з основних у вимірюванні параметрів медичної техніки є такі підгрупи:

- амперметри – ЗВ для вимірювання сили струму, А;
- вольтметри – ЗВ для вимірювання напруги, В, у тому числі:
 - V1 – зразкові вольтметри;
 - V2 – вольтметри постійного струму;
 - V3 – вольтметри змінного струму;
 - V4 – імпульсні;
 - V5 – фазочутливі;
 - V6 – селективні;
 - V7 – універсальні;
 - V8 – вимірювачі відношень;
- вимірювачі потужності – ЗВ для вимірювання потужності – М;
- фазометри – ЗВ для вимірювання фазового зсуву – Ф;
- ЗВ для вимірювання частотних параметрів – Ч, у тому числі:
 - Ч1 – стандарти частоти;
 - Ч3 – електронно-лічильні частотоміри;
 - Ч6 – синтезатори частоти;
- ЗВ для досліджень форми сигналів – С1; спектрів та модуляцій – С2–С4; нелінійних спотворень – С6;
- вимірювачі параметрів електричних лапок R, L, C, Q, tgδ
- E (E4 – Q-метр, E6 – Ом-метр, E7 – універсальний L, C, R);
- вимірювальні лінії НЗВЧ діапазону – P;

– генератори – ЗВ для формування випробувальних сигналів – Г, у тому числі:

- Г1 – зразкові генератори;
- Г2 – генератори шумових сигналів;
- Г3 – генератори низьких частот;
- Г4 – генератори високих частот;
- Г5 – генератори імпульсних сигналів;
- Г6 – функціональні генератори;

– характерографи – ЗВ для аналізу амплітудно-частотних, фазочастотних та інших характеристик чотириполюсників – Х;

– атенюатори – ЗВ для вимірювання ослаблення сигналів – Д;

– ЗВ для вимірювання параметрів електронних приладів – Л.

У позначенні приладу перша буква означає підгрупу, цифра біля неї – призначення приладу, подальші цифри – номер моделі, далі букви – кількість модернізацій, а цифри через дефіс – кількість конструктивних модернізацій. Наприклад, ВЗ-23А – вольтметр (В), змінного струму (З), номер моделі (23), перша модернізація (А).

Зустрічаються також комбіновані позначення, наприклад, РЧ6-05 – синтезатор частоти радіочастотний, модель 05, СК4-56 – аналізатор спектра сигналів 56 моделі з можливістю вимірювання девіації частоти та амплітудної модуляції (К).

2.3. ПОХИБКИ ЗАСОБІВ ВИМІРЮВАННЯ, НОРМУВАННЯ ПОХИБОК, ЗАКОНИ РОЗПОДІЛУ ПОХИБОК

Похибки засобів вимірювання можна розділити (класифікувати) на 7 груп в залежності від факторів впливу:

1. Складові похибки за вимірювальним трактом

Найпростіша структурна схема засобу вимірювання містить перетворювач, пристрій порівняння, міру, індикаторний пристрій. Сумарну похибку за вимірювальним трактом можна записати у вигляді:

$$\Delta_{\Sigma} = \Delta_{\Pi} + \Delta_{\text{м}} + \Delta_{\text{пп}} + \Delta_{\text{ф}},$$

де Δ_{Π} – похибка вимірювального перетворювача;

$\Delta_{\text{м}}$ – похибка відтворення фізичної одиниці (похибка міри);

$\Delta_{\text{пп}}$ – похибка результату порівняння;

Δ_f – похибка фіксації результату вимірювання (похибка індикаторного пристрою).

2. В залежності від причини виникнення похибки можуть бути:

а) методичні – похибки через недосконалість методу вимірювання;

б) інструментальні або апаратурні – похибки, обумовлені схемою засобу вимірювання.

3. Похибки, спричинені умовами експлуатації:

а) основна – обумовлюється нормальними умовами експлуатації, температурою (t°), вологістю, тиском (p), напругою живлення ($U_{ж}$). Нормальні умови експлуатації визначаються стандартами, наприклад, ГОСТ 20790-82 “Приборы, аппараты и оборудование медицинские. Общие технические условия” або технічними умовами на виріб;

б) додаткова – виникає під впливом зміни зовнішніх умов експлуатації порівняно з нормальними умовами (коливання t° , p , $U_{ж}$, вологості).

4. В залежності від характеру поведінки вимірюваної фізичної величини:

а) статична – похибка засобу вимірювання, обумовлена вимірюванням незмінної в часі фізичної величини;

б) динамічна – похибка, яка визначається як різниця між показником засобу вимірювання у статичному режимі та показником змінної за часом вхідної фізичної величини.

5. В залежності від закономірності прояву похибок у процесі вимірювання:

а) систематичні – похибки за повторних вимірювань із збереженням знаку похибок;

б) випадкові – похибки, в яких за повторних вимірювань значення та знаки похибок не збігаються;

в) грубі або промахи – похибки, які значно перевищують середнє значення і не реєструються за повторних вимірів.

6. В залежності від значення вимірюваної величини:

а) адитивні – похибки, які не залежать від значення вимірюваної фізичної величини і мають постійний знак. Адитивну похибку називають похибкою нуля. До адитивної похибки спричиняє неточна установка вимірювального приладу на нуль, наводки, тертя механічних частин приладу, теплові шуми тощо.

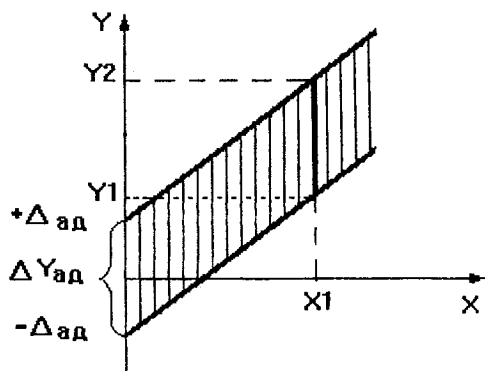


Рис. 2.6. Графік розподілу адитивної похибки

На рис. 2.6 зображено графік адитивної похибки. Як видно із графіка, при $X = 0$ вихідна величина $Y \neq 0$ і може приймати також значення у межах $Y = \pm \Delta_{ад}$ (X – вхідна величина за вхідного значення X_1 ; Y – вихідна величина за значення Y_1 або $Y_2 = Y_1 + \Delta Y_{ад}$). Найпростішою корекцією адитивної похибки є установка нуля приладу перед початком вимірювання;

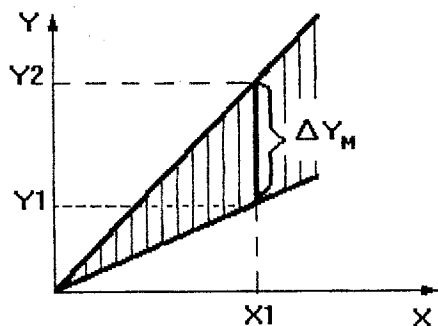


Рис. 2.7. Графік розподілу мультиплікативної похибки

б) мультиплікативна – похибка збільшується із збільшенням вимірювальної фізичної величини. Мультиплікативну похибку

називають похибкою чутливості. Похибка спричиняється зміною коефіцієнта підсилення приладу. На рис. 2.7 наведено графік мультиплікативної похибки. За значення вхідної величини X_1 вихідна $Y_2 = Y_1 + \Delta Y_M$, де ΔY_M – значення мультиплікативної похибки за $X_{вх} = X_1$.

З рис. 2.7 видно, що із збільшенням значення вхідної величини X мультиплікативна похибка збільшується. Для зменшення мультиплікативної похибки вводиться калібровка приладів.

7. В залежності від форми представлення похибки поділяються на:

а) абсолютну – похибка вимірювального приладу. Це – різниця між виміряним та істинним значенням вимірюваної величини:

$$\Delta X = X_{вп} - X_k;$$

б) відносну – відношення абсолютної похибки до істинного значення вимірюваної величини:

$$\delta = \Delta X / X_k = (X_{вп} - X_k) / X_k;$$

в) наведена похибка дорівнює відношенню абсолютної похибки до нормованого значення:

$$\gamma = (\Delta X / X_n) 100 \%.$$

За нормоване значення умовно приймають значення, яке, звичайно, дорівнює верхній межі вимірювання приладу. Нормування похибок передбачене ГОСТ 8.009-82 “Государственная система обеспечения единства измерения. Нормируемые метрологические характеристики средств измерения”.

За стандартом передбачена регламентація таких складових похибок:

1. Основної похибки через відмінність реальної характеристики перетворення ЗВ у нормальних умовах експлуатації від номінальної характеристики перетворення.

2. Додаткової похибки, обумовленої відмінністю характеристик перетворень за відмінності від нормальних умов експлуатації та наявності впливу неінформативних параметрів вхідного сигналу.

3. Динамічної похибки, спричиненої неідеальністю динамічних характеристик вузлів засобу вимірювання.

4. Похибки взаємодії, обумовленої потужністю, яку споживає засіб вимірювання. Ця похибка залежить як від властивостей ЗВ та джерел вимірювальних сигналів, так і від характеристик сигналів.

Крім того, за вимогами ГОСТ 8.508-84 для ЗВ аналогового типу нормуються такі метрологічні характеристики:

1. Номінальна статична характеристика перетворення в нормальних умовах експлуатації.
2. Характеристика систематичної складової похибки $\Delta_{\text{сп}}$ ЗВ.
3. Характеристики випадкової складової похибки $\Delta_{\text{вп}}$ ЗВ.
4. Характеристики основної похибки $\Delta_{\text{оп}}$ ЗВ.
5. Динамічні характеристики ЗВ.
6. Діапазон вимірювання фізичної величини.
7. Неінформативні параметри вхідного сигналу.

Основні принципи обробки результатів вимірювань

Обробка результатів вимірювань проводиться шляхом розв'язку трьох основних задач:

1. Виключення систематичних похибок і промахів.
2. Знаходження найбільш достовірного значення невідомої величини.
3. Визначення точності вимірювання.

У зв'язку з наявністю в результаті вимірювання випадкових похибок для підвищення точності проводять серію вимірювань, оскільки оцінити метрологічну точність за результатом одиничного вимірювання неможливо [33].

Найбільш достовірним значенням невідомої вимірювальної величини X на основі ряду вимірювань є середнє арифметичне із отриманих результатів вимірювань цієї величини:

$$\bar{X} = (X_1 + X_2 + \dots + X_n) / n ,$$

де n – число вимірювань.

Різниця між окремими вимірюваннями та середнім арифметичним називається залишковими похибками:

$$\begin{aligned}
 V_1 &= X_1 - \bar{X}, \\
 V_2 &= X_2 - \bar{X}, \\
 &\dots\dots\dots \\
 V_n &= X_n - \bar{X}.
 \end{aligned}$$

Якщо прийняти замість X його значення, яке дорівнює \bar{X} , то отримаємо похибку результату (середнього арифметичного):

$$\mu = \bar{X} - X.$$

Середнє арифметичне має властивості:

а) алгебраїчна сума залишкових похибок дорівнює нулю ($\Sigma V = 0$);

б) сума квадратів залишкових похибок має найменше значення ($\Sigma V^2 = \min$).

Обробку випадкових похибок виконують з використанням аксіом випадковості та розподілу.

Аксіома випадковості стверджує, що за значного числа вимірювань та при відсутності систематичних похибок позитивні та негативні похибки зустрічаються однаково часто, причому число позитивних похибок дорівнює числу негативних, а аксіома випадковості – малі похибки зустрічаються частіше за великі, значно великі похибки практично не зустрічаються.

Якщо для значного числа спостережень побудувати графік розподілу випадкових похибок з урахуванням положень аксіом, то у більшості випадків отримаємо нормальний закон розподілу похибок, який має дзвоноподібну форму та описується виразом:

$$Y = [1 / \sigma(2\pi)^{1/2}] e^{-\frac{\Delta x^2}{2\sigma^2}},$$

де Y – відносна частота появи випадкових похибок; σ – середня квадратична похибка ряду вимірювань.

Причому

$$\sigma = \sqrt{\frac{\Delta x_1^2 + \Delta x_2^2 + \dots + \Delta x_n^2}{n}},$$

а $(|\Delta X_1| + |\Delta X_2| + \dots + |\Delta X_n|) / n = \theta$ – середня арифметична похибка ряду вимірювань.

При нормальному розподілі випадкових похибок $\theta = 0,8 \sigma$.

Нормальному закону можуть бути підпорядковані похибки від теплових шумів, короточасних нестабільності параметрів ланцюгів та інші. Крім нормального закону, похибки можуть розподілятися за двомодальним законом, наприклад, похибка номіналів опору та конденсаторів в межах від +1 % до +2 % та від -1 % до -2 %, за трикутним (закон Сімпсона) – похибки від квантування інтервалів часу, за арксинусоїдальним законом – похибки від синусоїдальних завод.

Середню квадратичну похибку ряду вимірювань можна записати через залишкові похибки:

$$\sigma' = \sqrt{(V_1^2 + V_2^2 + \dots + V_n^2) / (n - 1)},$$

$$\text{а } \theta' = \sum_i^n |V_i^2| / n(n - 1), \quad \theta'' = 0,8\sigma.$$

Для оцінки точності середнього арифметичного введені похибки – середня квадратична S та імовірна похибка R результату:

$$S = \sigma' / \sqrt{n}, \quad R = 2 / 3S.$$

При кількості вимірювань $n > 10$ гранична похибка ряду вимірювань $\Delta_{гр} = 3\sigma$.

Розглянуті похибки можна виразити через залишкові похибки:

– середня квадратична результату

$$S = \sqrt{\sum_i^n V_i^2 / n(n - 1)};$$

– імовірна результату

$$R = 2 / 3 \sqrt{\sum_i^n V_i^2 / n(n - 1)};$$

– гранична результату

$$\mu_{гр} = 3 \sqrt{\sum_i^n V_i^2 / n(n-1)} .$$

В метрологічній практиці запис оцінки результату вимірювання проводять з використанням імовірної та граничної похибок результату:

$$X = \bar{X} \pm R \quad \text{або} \quad X = \bar{X} \pm \mu_{гр},$$

а це означає, що не знаючи істинного значення X можна стверджувати про його знаходження в межах

$$\bar{X} - \mu_{гр} < X < \bar{X} + \mu_{гр}.$$

Приклад обробки ряду прямих вимірювань.

В медичних вимірюваннях часто виникає необхідність вимірювання електроопору шкіри, який може складати від одиниці до сотень кілоом.

В таблиці наведені 10 результатів практичного вимірювання опору шкіри людини.

X_i , Ом	V_i	V_i^2
3182	+ 4	16
3162	- 16	256
3178	0	0
3170	- 8	64
3182	+ 4	16
3184	+ 6	36
3185	+ 7	49
3181	+ 3	9
3178	0	0
3178	0	0
$X = 3178$	$\Sigma V_i = +24 / -24 = 0$	446

1. Використовуючи ряд вимірювань таблиці знаходимо середнє арифметичне:

$$\bar{X} = \sum_1^i X_i / n = 3178 \text{ Ом.}$$

2. Визначаємо залишкові похибки

$$V_i = X_i - \bar{X}$$

для кожного відліку (стовпець 2 таблиці).

3. Проводимо перевірку обчислення залишкових похибок, визначивши

$$\sum V_i = 24 - 24 = 0.$$

Визначаємо середню квадратичну похибку ряду вимірювань:

$$\sigma' = \sqrt{\sum_1^i V_i^2 / (n - 1)} = \sqrt{446 / 10 - 1} = 7 \text{ Ом.}$$

5. Гранична похибка ряду вимірювань

$$\Delta_{\text{гр}} = 3\sigma = 3 \cdot 7 = 21 \text{ Ом.}$$

Якщо залишкова похибка з ряду вимірювань перевищує величину граничної похибки, то необхідно рахувати, що дане вимірювання – це промах і його необхідно відкинути.

6. Визначаємо середню арифметичну похибку ряду вимірювань:

$$\theta' = (\sum_1^i |V_i|) / (\sqrt{n(n-1)}) = 48 / \sqrt{9 \cdot 10} = 5,1 \text{ Ом;}$$

$$\theta'' = 0,8\sigma' = 0,8 \cdot 7 = 5,6 \text{ Ом.}$$

У зв'язку з $\theta' \approx \theta''$ можна передбачити, що при вимірюваннях не було допущено систематичних похибок.

7. Визначаємо середню квадратичну похибку результату:

$$S = \sigma / \sqrt{n} = 7 / \sqrt{10} = 2,24 \text{ Ом} .$$

8. Імовірна похибка результату

$$R = 2 / 3S = 1,5 \text{ Ом} ,$$

а у зв'язку з тим, що $n < 20$, вводимо поправку на мале число вимірювань

$$R = \pm R(1 + 1 / \sqrt{n-1}) = 1,5 \cdot 1,33 = 2 \text{ Ом}.$$

9. Визначаємо граничну похибку результату:

$$\mu_{гр} = 4,5R = 4,5 \cdot 2 = 9 \text{ Ом}.$$

10. Використовуючи отримане значення імовірної похибки, запишемо значення вимірювання результату вимірювання:

$$X = X \pm R_m = 3178 \pm 2 \text{ Ом},$$

або через граничну похибку з імовірністю $p = 0,98$

$$X = X \pm \mu_{гр} = 3178 \pm 9 \text{ Ом},$$

а це означає, що істинне значення опору шкіри людини може знаходитись між $3178 + 9 = 3187 \text{ Ом}$ та $3178 - 9 = 3169 \text{ Ом}$.

Наведена процедура дозволяє розраховувати точність прямих вимірювань з урахуванням випадкових похибок.

2.4. КЛАСИФІКАЦІЯ МЕТОДІВ ВИМІРЮВАННЯ

Процедуру вимірювання можна представити у вигляді окремих операцій – перетворення, порівняння, відтворення фізичної величини та її розміру, індикації, з використанням різних засобів вимірювання. Таким чином, метод вимірювання – це сукупність заходів використання елементарних та комплексних засобів вимірювання.

Розрізняють два основних методи вимірювання фізичних величин:

а) метод безпосередньої оцінки;

б) метод порівняння з мірою.

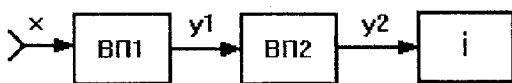


Рис. 2.8. Схема реалізації методу безпосередньої оцінки

Метод безпосередньої оцінки реалізується за допомогою вимірювального приладу або системи (рис. 2.8), які мають у своєму складі декілька вимірювальних перетворювачів та відліковий пристрій (індикатор).

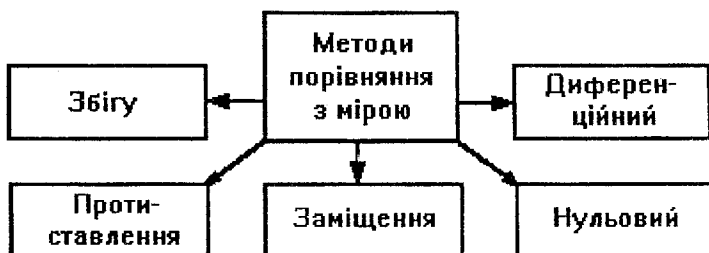


Рис. 2.9. Класифікація методів порівняння з мірою

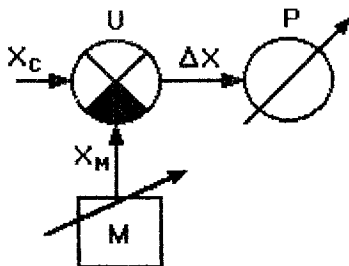


Рис. 2.10. Схема приладу диференційного типу

Метод порівняння з мірою передбачає порівняння вимірюваної величини із значенням відтвореної за допомогою міри. У свою чергу метод порівняння з мірою містить у собі 5 основних

методів, які використовують порівняння, але мають свої особливості та характеристики. На рис. 2.9 подана класифікація методів порівняння з мірою.

1. Диференціальний або різницевий метод надає можливість проводити точні вимірювання наявними засобами вимірювання низького класу точності. Структурна схема реалізації методу наведена на рис. 2.10.

Вимірювання фізичної величини проводять в два етапи. На першому етапі за допомогою міри вимірюється більша частина X_c , а на виході пристрою порівняння виділяється залишкова частина вимірюваної величини $\Delta X_c = X_m - X_c$.

Далі різниця ΔX_c вимірюється високочутливим приладом низької точності, результати вимірювання двох етапів сумуються.

2. Метод збігу називають ще ноніусним методом. Метод використовується для вимірювання різних фізичних величин: частоти, фазового зсуву, напруги. Базується метод на збігу позначок (міток) вимірюваної та відтвореної міри величини.

3. Метод заміщення використовують у випадку наявності точної міри, але за відсутності пристрою порівняння. Схема вимірювання представлена на рис. 2.11.

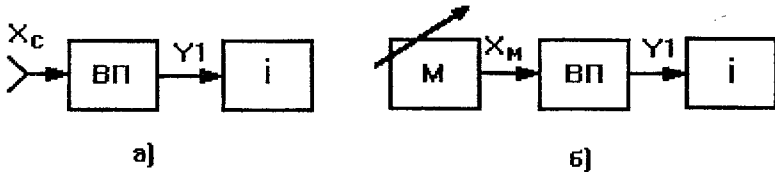


Рис. 2.11. Реалізація методу заміщення

Процес вимірювання фізичної величини проводиться у два етапи. Спочатку на вхід приладу вмикають вимірювальний сигнал X_c та індикатором фіксують (запам'ятовують) значення:

$$Y_1 = X_c K_1,$$

де K_1 – коефіцієнт передачі ВП.

Потім з'єднують вхід приладу з виходом міри i , змінюючи X_m , встановлюють попереднє значення індикатора:

$$Y_1 = K_1 X_M,$$

звідки $X_c = X_M$.

4. Нульовий метод або зрівноважуючий широко застосовується у вимірювальній техніці. Схема реалізації методу наведена на рис. 2.12.

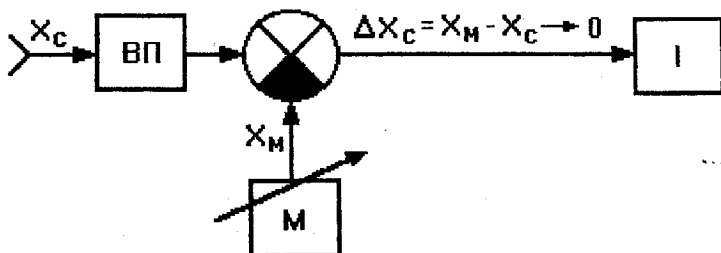


Рис. 2.12. Нульовий або зрівноважуючий метод

Вимірювання X_c проводять таким чином. На вхід приладу під'єднують сигнал X_c і за допомогою міри змінюють X_M до отримання на індикаторі значення

$$\Delta X_c = X_M - X_c = 0.$$

У цьому випадку $X_c = X_M$, а значення вимірюваної величини X_c відраховують на шкалі міри.

5. Метод протиставлення передбачає одночасну дію на пристрій порівняння вимірюваної та еталонної величини. Класична реалізація цього методу ваги та процес врівноваження зважувальної величини – за допомогою гири.

2.5. ОСНОВНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ ВИМІРЮВАЛЬНИХ ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ ТА ПРИЛАДІВ

Вимірювальні перетворювачі фізичних величин характеризуються статичними та динамічними параметрами.

1. Статичні характеристики вимірювального перетворювача оцінюються за постійного значення параметрів вхідного сигналу $X_c = \text{const}$.

а) Рівняння вимірювального перетворювача розкриває залежність між інформативними параметрами вихідного та вхідного сигналів:

$$Y_1 = f(X_c, Pa_i, Pb_i, Pq_i),$$

де X_c – вхідний сигнал;

Y_1 – вихідний сигнал;

a_i – неінформативні параметри вхідного сигналу;

b_i – параметри вимірювального перетворювача;

q_i – параметри завод;

i – кількість параметрів.

б) Коефіцієнт перетворення вимірювального перетворювача $K_n = Y / X_c$ розкриває відношення інформативного параметра вихідного сигналу Y_1 до інформативного параметра вхідного сигналу X_c .

в) Чутливість вимірювального перетворювача та приладу можна записати, як

$$K_{\text{чвп}} = \Delta Y / \Delta X,$$

$$K_{\text{чпр}} = d\alpha / dX,$$

причому $K_{\text{чвп}}$ – це відношення приросту інформативного параметра на виході перетворювача до адекватної зміни інформативного параметра сигналу на його вході, а $K_{\text{чпр}}$ – чутливість приладу, яка показує приріст кута (значення) відхилення показчика індикатора до аналогічного приросту вхідного сигналу.

г) Характеристика шкали $\alpha = f(X_c)$ розкриває зв'язок між кутом відхилення індикатора та вхідним сигналом.

д) Важливими характеристиками засобів вимірювань та вимірювального перетворювача є вхідний та вихідний імпеданси. Вхідний імпеданс визначає реакцію вхідного сигналу на під'єднання ВП до джерела сигналу. Вихідний імпеданс характеризує зміну вихідного сигналу ВП на під'єднання до його виходу інших блоків засобу вимірювання.

2. Динамічні характеристики вимірювального перетворювача оцінюють його реакцію на вхідний сигнал, параметри якого змінюються протягом вимірювання.

а) Імпульсна характеристика $h(t)$ є вихідний сигнал перетворювача, який виникає у разі під'єднання до його входу оди-

ничного імпульсного сигналу типу, зображеного на рис. 2.13,а (t – час).

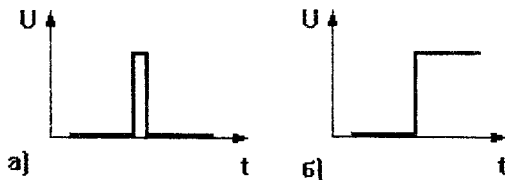


Рис. 2.13. Випробувальні сигнали: а) одиничний імпульсний сигнал; б) одиничний ступінь

б) Перехідна характеристика $h_1(t)$ є вихідним сигналом перетворювача, який виникає за під'єднання на вході одиничної ступінчатої напруги (рис. 2.13,б). Імпульсна характеристика для лінійних ланцюгів пов'язана з перехідною співвідношенням

$$h(t) = dh_1(t) / dt.$$

в) Передавальна характеристика $K(p) = Y(p) / X(p)$ – це відношення операторного (p) зображення вихідного сигналу перетворювача до вхідного.

г) Частотна характеристика чотиріполюсника (ланцюга) становить комплексне число:

$$|K(j\omega)| e^{-j \arg K(j\omega)} = K_d(\omega) + jK_{уяв}(\omega),$$

де $K_d(\omega)$ і $K_{уяв}(\omega)$ – відповідно дійсна і уявна частини комплексного числа;

$|K(j\omega)|$ – модуль частотної характеристики чотиріполюсника;

$\arg K(j\omega)$ – аргументи частотної характеристики або фазочастотна характеристика чотиріполюсника.

Амплітудно-частотна характеристика є залежністю відношення амплітуди вихідного сигналу перетворювача від частоти $U = f(\omega)$.

Фазочастотна характеристика – це залежність зсуву фаз вихідного сигналу (φ) перетворювача від зміни частоти $\varphi = f(\omega)$.

д) Швидкодія або число вимірювань за секунду також належить до динамічних характеристик вимірювальних пристроїв.

Загальні характеристики вимірювальних приладів

Засоби вимірювання поділяються на дві основні групи – вимірювальні генератори сигналів та прилади для вимірювання параметрів сигналів.

До загальних характеристик засобів вимірювання слід віднести:

1. Вимірювальні генератори сигналів:

а) параметри вихідних сигналів: рівень вихідних напруг, потужність; частота, період; форма, полярність, тривалість імпульсів;

б) опір зовнішніх навантажень;

в) похибки установки та допустимі зміни вихідних параметрів.

2. Засоби вимірювання параметрів сигналів:

а) область робочих частот; вхідний імпеданс (опір і ємність);

б) діапазон вимірювань – область значень вимірюваної величини, для якої нормовані допустимі похибки;

в) похибка вимірювання параметра сигналу;

г) чутливість за вимірюваним параметром $E = \Delta\alpha / \Delta A$, де $\Delta\alpha$ – приріст покажчика шкали засобу вимірювання;

ΔA – приріст вимірювального сигналу;

д) час вимірювання – тобто час від початку вимірювання до отримання результату.

2.6. ВИДИ ТА ХАРАКТЕРИСТИКИ МЕДИКО-БІОЛОГІЧНИХ СИГНАЛІВ

У медицині та біології широко використовуються різноманітні вимірювальні сигнали – електричні, магнітні, акустичні, світлові.

Слід розрізняти сигнали, які формуються живим організмом і використовуються для вивчення його стану та діагностики, і сигнали, сформовані апаратно для впливу (подразнення, лікування, діагностики) на ці організми.

В залежності від характеру зміни в часі сигнали поділяються на постійні та змінні. Змінні сигнали, у свою чергу, поділяються на детерміновані, закон змінювання і параметри яких відомі, та квазидетерміновані, в яких відомий характер зміни сигналу

за часом, але невідоме значення одного або декількох параметрів. Крім того, є ще випадкові сигнали, значення яких у кожен момент часу є випадковою величиною.

Повністю детермінованих сигналів практично не буває, оскільки завжди залишається певна доля невизначеності щодо того чи іншого параметра сигналу. До квазидетермінованих слід віднести постійний сигнал $X = \text{const}$ (рис. 2.14) та одиничний імпульс (рис. 2.13,а), який описується дельта-функцією:

$$\delta(t - t_u) = \begin{cases} 0 & \text{при } t \neq t_u; \\ \infty & \text{при } t = t_u. \end{cases}$$

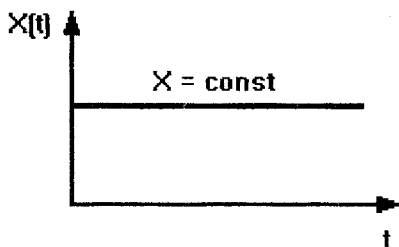


Рис. 2.14. Сигнал муну $X = \text{const}$

Ідеальний одиничний імпульс характеризується лише одним параметром – моментом його дії t_u . Інтеграл дельта-функції

$$\int_0^t \delta(t - t_u) dt = 1.$$

Одиничний імпульс часто використовується як випробувальний сигнал для вивчення динамічних характеристик чотириполюсників.

Синусоїдальний сигнал (рис. 2.15) можна представити у вигляді:

$$U(t) = U_m \sin(\omega t + \varphi),$$

де U_m , ω , φ – амплітуда, частота та фаза синусоїдального сигналу, які можуть бути інформативними параметрами.

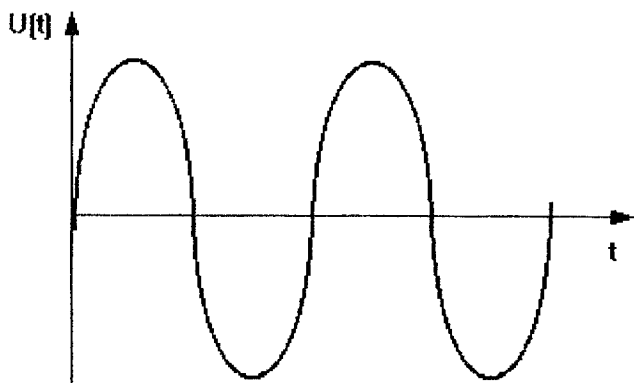


Рис. 2.15. Синусоїдальний сигнал

У медицині та біології, у медичній апаратурі широко використовуються випадкові сигнали (рис. 2.16).

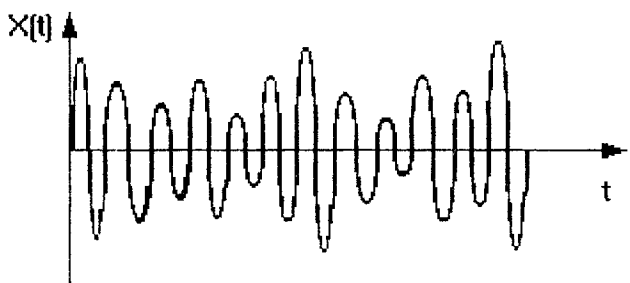


Рис. 2.16. Випадковий сигнал

Сигнали, які за часом підпадають під флуктуаційні зміни, називаються випадковими (стохастичними), причому вони можуть бути безперервними або дискретними, стаціонарними чи нестаціонарними. У свою чергу стаціонарні випадкові сигнали поділяються на ергодичні та неергодичні [25].

Основними параметрами випадкових сигналів є щільність розподілу $p(x)$, середнє значення $M_1[X(t)]$, середнє значення квадрата $M_2[X(t)]$, дисперсія σ^2 , автокореляційна функція $R_x(\tau)$ та спектральна щільність $G_x(f)$.

До стаціонарних сигналів належать сигнали, у яких n -мірна щільність не залежить від моментів часу, а залежить тільки від інтервалів. Середнє значення та дисперсія стаціонарних сигналів постійні і не залежать від часу.

Якщо ж середнє значення та автокореляційна функція випадкового сигналу змінюються із зміною моментів часу, то такий сигнал відноситься до нестаціонарних. Стаціонарний процес, у якому середнє значення та автокореляційна функція однакові для різних вибраних функцій, називається ергодичним. Більшість випадкових сигналів відповідають стаціонарним фізичним явищам і мають властивості ергодичності.

Середнє значення $M_1[X(t)]$ випадкового сигналу $X(t)$ можна записати як

$$M_1[X_k(t_1)] = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T X_k(t_1) dt = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T X_k(t_1) dt,$$

де k – окрема вибіркова функція випадкового процесу.

Середнє значення сигналу характеризує його постійну складову.

Автокореляційна функція

$$R_x(\tau, k) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T X_k(t_1) X_k(t_1 + \tau) dt,$$

де τ – зміщення вибірки за часом.

Середнє значення квадрата, яке дає уявлення про сумарну інтенсивність випадкового процесу $X_k(t)$:

$$M_2[X_k(t)] = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T X_k^2(t) dt.$$

Дисперсія випадкового сигналу визначається як

$$\sigma^2 = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T \{X_k(t) - M_1[X_k(t)]\}^2 dt.$$

Щільність розподілу

$$p(x) = \lim_{\Delta x \rightarrow 0} 1 / \Delta x \left[\lim_{T \rightarrow \infty} T_x / T_0 \right]$$

визначає імовірність того, що значення процесу у довільний момент часу будуть зафіксовані у визначеному інтервалі.

Спектральна щільність потужності сигналу визначається як

$$G_x(f) = \lim_{\Delta f \rightarrow 0} M_2(f, \Delta f) / \Delta f,$$

де $M_2(f, \Delta f)$ – середнє значення квадрата сигналу в інтервалі частот від f до $f + \Delta f$.

Медична та біологічна апаратура використовує інформаційні сигнали синусоїдальної та імпульсної форми, випадкові та інші сигнали широкого діапазону частот (НЧ, ВЧ, НВЧ, НЗВЧ) та динамічного діапазону (напруга – у межах $1 \cdot 10^{-6} \div 1 \cdot 10^4$ В, потужність – $10^{-12} \div 10^3$ Вт) в залежності від призначення приладів та галузі застосування. Наприклад, прилади для мікрохвильової резонансної терапії генерують випадкові та монохроматичні сигнали на рівні 10^{-9} , ..., $1 \cdot 10^{-12}$ Вт, а потужність плазмового хірургічного комплексу становить $5 \cdot 10^2$ Вт [29, 34].

Широкий спектр використовуваних сигналів та діапазони вимірюваних параметрів пояснюються складністю та багатогранністю живих організмів і біологічних систем. Розгляд сигналів, які виникають в організмі людини та реєструються або вимірюються відповідною апаратурою, це підтверджують.

Найпоширенішими сигналами у медицині та біології є електричні сигнали низької частоти та інтенсивності, так звані біоелектричні потенціали [2].

Електрична активність мозку людини реєструється за допомогою електроенцефалографів (ЕЕГ) і розташована в діапазоні частот $f = 0,15 - 300$ Гц з амплітудою коливань $1 - 300$ мкВ. Так, сигнали альфа-ритму мають частоту від 8 до 13 Гц і амплітуду від 0 до 120 мкВ; бета-ритму – відповідно $f = 14 - 40$ Гц та $U = 5 - 50$ мкВ, частота гамма-ритму $f = 40 - 100$ Гц, а амплітуда сигналу залежить від степеня збудження головного мозку, дельта-ритму – частота становить $0,5 - 3$ Гц, а амплітуда

500 – 1000 мкВ, тета-ритми характеризуються частотою 3 – 7 Гц та амплітудою 140 – 250 мкВ.

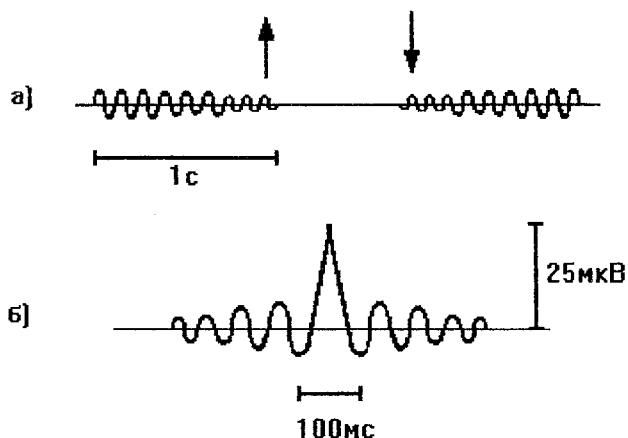


Рис. 2.17. Сигнали альфа-ритму мозку людини

Можлива також реєстрація електричних сигналів головного мозку у вигляді окремих імпульсів з амплітудою 2 – 80 мкВ та тривалістю 10 – 500 мс як реакція на короткочасне зовнішнє подразнення (світло, звук, тиск тощо).

На рис. 2.17,а показано альфа-ритм електроенцефалограми людини [8], а на рис. 2.17,б – електрична реакція мозку на імпульсний світловий подразнювач [9].

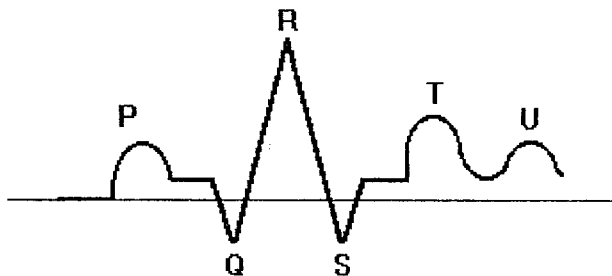


Рис. 2.18. Сигнали електрокардіограми людини

На рисунку 2.17,а: \uparrow – момент відкриття очей; \downarrow – закриття.

Електрична активність серця реєструється за допомогою електрокардіографа у діапазоні частот 0,15 – 300 Гц та з амплітудою сигналів 0,3 – 3 мВ. Типова форма електрокардіограми людини показана на рис. 2.18.

Електрокардіограма (ЕКГ) людини містить декілька переходів, які позначаються латинськими буквами P, Q, R, S, T, U. Характеристики переходів (зубців):

P – амплітуда 0,05 ... 0,25 мВ, тривалість 0,08 – 0,110 с;

Q-R-S – тривалість 0,06 ... 0,09 с, амплітуда Q та S – до 0,2 мВ, R – від 0,3 до 1,6 мВ;

S-T – тривалість від 0 до 0,15 с, амплітуда зубця T від 0,25 до 0,6 мВ, амплітуда U непостійна і на більшості окремих ЕКГ вона відсутня.

Крім електричних сигналів найпоширеніших ЕЕГ та ЕКГ, у медицині використовується реєстрація сигналів біоелектричної активності м'язів (електроміографія), біопотенціалів сітківки ока (електроретинографія) та інші методи дослідження, які передбачають використання низькочастотних електричних сигналів низької інтенсивності [1].

Крім біопотенціалів, у медицині та біології є необхідність вимірювання інших типів фізичних полів – теплових, акустичних, світлових, електромагнітних та магнітних [12].

Поверхнєве теплове випромінювання людини розташоване в інфрачервоному діапазоні і охоплює в основному довжину хвиль від 5 до 25 мкм. За допомогою радіометричних систем, які працюють у сантиметровому та дециметровому діапазоні хвиль, реєструється електромагнітне (радіотеплове) випромінювання внутрішніх органів людини. Досягнута при цьому чутливість вимірювальних систем становить 0,1 ... 0,5 К. Наявність магнітних полів живих організмів підтверджено експериментально, а високочутливі вимірювачі магнітних полів (магнітометри) дають можливість реєструвати магнітні поля головного мозку (індукцію), серця та інших органів на рівні $V = 10^{-9}$, ..., 10^{-10} тл.

Механічні деформації, які виникають у процесі роботи внутрішніх органів, – серця, органів дихання та інших – призводять до виникнення акустичних полів, частота яких становить від десятків до сотень герц, а акустичний тиск серцево-судинної системи – 10^{-1} , ..., 10^{-2} Н·м².

Таким чином, сигнали, які використовуються у медицині та біології, є широким спектром фізичних полів і потребують для своєї реєстрації, вимірювання або генерації різнопланової високоякісної апаратури, заснованої на використанні різноманітних фізичних напрямків – радіотехніки, механіки, радіофізики, оптики, акустики тощо.

Розділ 3. МЕТОДИ ТА АПАРАТУРА ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ЕЛЕКТРИЧНИХ ПАРАМЕТРІВ РАДІОЕЛЕКТРОННИХ ВИРОБІВ МЕДИЧНОЇ ТЕХНІКИ

3.1. ЕЛЕКТРОМЕХАНІЧНІ СИСТЕМИ ПРИБЛАДІВ. ТИПИ ЕМП

Електромеханічні прилади (ЕМП) широко використовуються у медичній техніці для контролю та індикації вихідної напруги, струму, потужності, температури, тиску та інших електричних та неелектричних параметрів. Електромеханічні прилади відносяться до приладів прямого перетворення. Структурна схема ЕМП, представлена на рис. 3.1, містить:

– вимірювальну ланку (ВЛ), у якій відбувається перетворення вхідного сигналу X у проміжний електричний сигнал Y , а також забезпечується розширення діапазону вимірювання фізичної величини;

– вимірювальний механізм (ВМ), в якому проміжний електричний сигнал перетворюється у механічну енергію, наприклад, кут повороту рухомої частини ВМ;

– відліковий пристрій (ВП), що звичайно складається з відлікової шкали та стрілки (покажчика) і служить для візуального відліку значення вимірювальної величини.

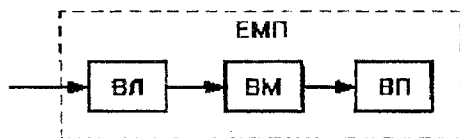


Рис. 3.1. Схема електромеханічного приладу

Шкала, написи та знаки наносяться на основу шкали, яка називається циферблатом. Шкали та циферблати нормовані за ГОСТ 5365-82. В залежності від конструкції ЕМП поділяються на прилади із стрілочним та світловим покажчиком.

Стрілочні прилади простіші за конструкцією, але менш чутливі та точні у відліку. Прилади із світловими покажчиками чутливіші та точніші завдяки більшій довжині світлового променя, але набагато складніші та дорожчі.

Електромеханічні прилади, в залежності від принципу дії, поділяються на такі групи (системи): магнітоелектрична, електромагнітна, електродинамічна, феродинамічна, електростатична, індукційна [3]:

- магнітоелектрична система приладів базується на взаємодії магнітних полів постійного магніту та провідника із струмом;
- електромагнітна система базується на взаємодії магнітного поля навкруги провідника із струмом та феромагнітного осердя;
- електродинамічна (феродинамічна) система побудована на взаємодії магнітних полів двох систем провідників із струмом;
- електростатична - заснована на взаємодії двох систем заряджених електродів;
- індукційна ґрунтується на взаємодії змінного магнітного поля провідника із струмом та індукційованих цим полем вихрових струмів у рухомому елементі.

Основними характеристиками електромеханічних приладів є точність (похибка вимірювання), чутливість, діапазон вимірювання, власне споживання енергії, стійкість до перевантаження, час заспокоєння стрілки.

Загальними складовими похибок для приладів усіх систем є похибка від пружних наслідків розтяжок або спіральних пружин $\gamma_{пру}$, похибка відліку за шкалою $\gamma_{шк}$ та похибка від тертя в опорах $\gamma_{тер}$.

Похибка від пружних наслідків розтяжок $\gamma_{пру}$ вибирається за ГОСТ 9444-74, а спіральних пружин - за ГОСТ 9233-79.

Похибка відліку шкали може бути розрахована за формулою:

$$\gamma_{шк} = 100 K_{нш} \Delta_c / l_{ш},$$

де $K_{нш}$ - коефіцієнт нерівномірності шкали, причому $K_{нш} \leq 1,3$ для рівномірної і $K_{нш} \geq 1,5$ для нерівномірної шкали;

Δ_c - товщина ножа стрілки, яка звичайно становить $0,1 \div 0,15$ мм;

$l_{ш}$ - довжина шкали, мм.

Похибка від тертя визначається за формулою:

$$\gamma_{тер} = f (M_{тер} / M_{обр}) \cdot 100 \%,$$

де $M_{тер}$ - момент тертя; $M_{обр}$ - момент обертання.

Крім основних похибок, загальних для приладів усіх систем, існують також додаткові похибки, найвагомішими з яких є температурна похибка γ_t , частотна похибка γ_f та похибка впливу зовнішніх магнітних полів $\gamma_{мп}$.

Магнітоелектричні прилади

Магнітоелектричні прилади (МЕП) займають перше місце серед усіх груп ЕМП за чисельністю їх використання. В основ-

ному ці прилади працюють на постійному струмі і використовуються як амперметри, вольтметри, омметри.

Конструкція МЕР показана на рис. 3.2.

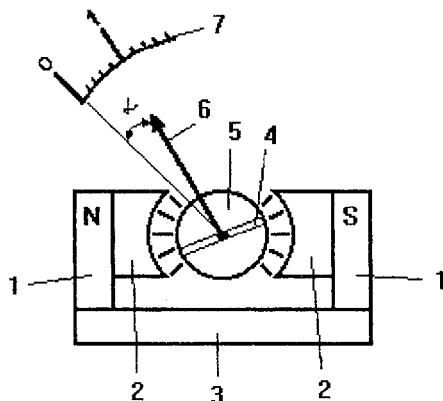


Рис. 3.2. Конструкція магнітоелектричного приладу:
 1 – полюси постійного магніту; 2 – полюсні наконечники;
 3 – магнітопровід; 4 – рухома катушка, намотана на алюмінієву рамку; 5 – осердя із магнітом’якого матеріалу;
 6 – стрілка; 7 – шкала

Струм до рухомої катушки підводиться через спіральні пружини або розтяжки. При цьому виникає обертаючий момент

$$M_{\text{обр}} = BSNI, \quad (3.1)$$

де B – магнітна функція у зазорі між наконечником магніту та осердям; S – площа рамки; N – число витків; I – струм, який проходить через катушку рамки.

Установка стрілки відбувається за виконання умови

$$M_{\text{обр}} = M_{\text{пр}}, \quad (3.2)$$

де $M_{\text{пр}} = W_{\text{пр}}\alpha$; $W_{\text{пр}}$ – коефіцієнт пружності;
 α – кут повороту стрілки.

Враховуючи формули (3.1) та (3.2), можемо записати рівняння перетворення:

$$\alpha = (BSN / W_{\text{пр}})I = S_1 I, \quad (3.3)$$

де S_1 – чутливість приладу.

Із рівняння (3.3) видно, що кут відхилення стрілки пропорційний вимірюваному струму, а це забезпечує у МЕР лінійну шкалу.

Для чіткої зупинки покажчика (стрілки) у МЕР використовують заспокоювачі магнітно-індукційного типу. Обертання рамки у магнітному полі постійного магніту породжує вихрові струми в алюмінієвому каркасі рамки, та виникає момент заспокоєння, що забезпечує чітку (без коливань) зупинку стрілки приладу.

Прилади магнітоелектричної системи мають високу чутливість, яка досягає $0,01$ мкА, та незначне власне споживання енергії $1 \cdot 10^{-7} - 1 \cdot 10^{-9}$ Вт, вони захищені від впливу зовнішніх магнітних полів. Прилади забезпечують можливість вимірювання параметрів електричних сигналів на рівні $0,2$; $0,1$ та навіть $0,05$ класу точності.

До недоліків МЕР відносяться малі перевантажуючі властивості, складність приладів та відносно висока вартість.

Електромагнітні прилади

Електромагнітні прилади (ЕМП) набули широкого застосування завдяки простоті конструкції, високій надійності та низькій вартості, а також можливості використання як на постійному, так і на змінному струмі та прийнятній точності вимірювання.

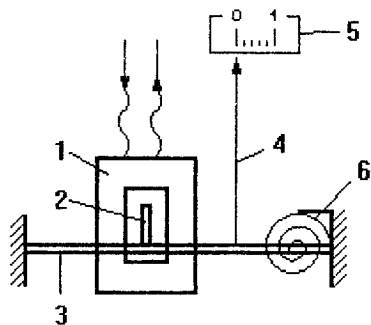


Рис. 3.3. Конструкція електромагнітного приладу:

- 1 - котушка; 2 - осердя із феромагнітного матеріалу;
- 3 - вісь; 4 - стрілка; 5 - шкала; 6 - спіральна пружина

Проходження струму через катушку 1 створює магнітне поле, яке взаємодіє із феромагнітним осердям, намагнічуючи і втягуючи його у робоче поле катушки та повертаючи стрілку на певний кут α . Для стабілізації показчика, звичайно, застосовують заспокоювачі магнітно-індукційного типу.

Величина відхилення показчика визначається за умовою рівноваги моментів обертання та протидії, яка відповідає енергії магнітного поля системи

$$\alpha = (1 / 2W_{\text{мп}})I^2(dL / d\alpha), \quad (3.4)$$

де $W_{\text{мп}}$ – енергія магнітного поля; L – значення індуктивності катушки; I – вимірюваний струм.

Із рівняння (3.4) видно, що кут відхилення стрілки пропорційний квадратові струму, який проходить через катушку приладу, а це створює нелінійність шкали відлікового пристрою, що є суттєвим недоліком приладів електромагнітної системи.

Крім основних похибок, характерних для МЕР, похибки приладів ЕМП спричиняються гістерезисом матеріалу осердя, несинусоїдальною формою сигналу та похибками від зміни частоти сигналу або від зовнішніх магнітних полів.

Електромагнітні прилади випускаються з класами точності 1,0–2,5 та можливістю вимірювання напруги до 1000 В і струмів до 200 А.

Прилади електромагнітної системи використовуються як вольтметри і амперметри широкого призначення – вимірювальні, контрольні, індикаторні.

Електродинамічні прилади

Принцип дії електродинамічних приладів ґрунтується на взаємодії магнітних полів двох катушок (рис. 3.4): рухомої 1 та нерухомої 2, через які пропускаються струми I_1 та I_2 . Рухома катушка 1 при цьому обертається і переміщує стрілку 3. На шкалі 4 відлічується вимірювальний параметр. Кут повороту стрілки α визначається за рівнянням:

$$\alpha = (1 / W_{\text{м}}) I_1 I_2 \cos \varphi (dM_{12} / d\alpha),$$

де W_m – енергія магнітного поля; M_{12} – взаємодуктивність; ϕ – фазовий зсув між струмами I_1 та I_2 .

Прилади електродинамічної системи використовуються як на постійному, так і на змінному струмі для вимірювання напруги, сили струму, фазового зсуву, потужності та частоти. Точність ЕДП досягає 0,1 – 0,2 %, діапазон робочих частот – до 5–10 кГц.

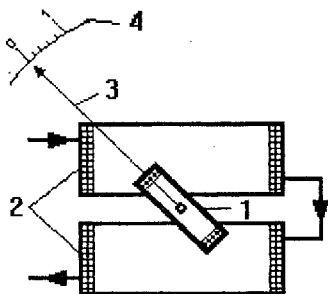


Рис. 3.4. Конструкція приладу електродинамічної системи

До основних похибок, характерних для МЕР, необхідно додати похибки від зміни частоти струму, температури та похибку від зовнішніх магнітних полів, яку можна зменшити, ввівши у катушки приладу магнітопроводи. Прилади з магнітопроводами отримали назву феродинамічних приладів.

Електростатичні прилади

Електростатичні прилади (ЕСП) створюються на взаємодії електричних полів системи двох заряджених електродів. Конструкція ЕСП (рис. 3.5) містить нерухому частину – 1, рухому – 2, покажчик – 3, вісь – 4, шкалу – 5.

Рухомі та нерухомі частини використовуються у вигляді сектора визначеної конфігурації. Прикладання напруги до пластин спричиняє виникнення електричного поля, яке прагне повернути рухомі пластини на певний кут α . Енергія електричного поля описується виразом:

$$W_{\text{дп}} = CU^2 / 2,$$

де C – ємність електростатичного приладу.

Відхилення стрілки у цьому випадку визначається рівнянням

$$\alpha = (1 / W_{\text{ет}}) U^2 (dC / d\alpha). \quad (3.5)$$

Із рівняння (3.5) видно, що кут повороту покажчика пропорційний квадратові прикладеної напруги, що призводить до нерівномірності відлікової шкали. Для компенсації нелінійності вибирають (розраховують) відповідну форму пластин. Це дозволяє зробити шкалу приладу практично рівномірною, починаючи з 10–15 %.

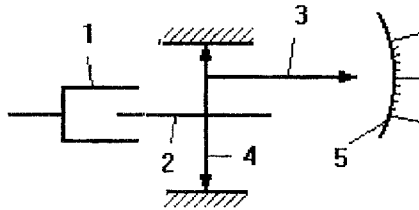


Рис. 3.5. Конструкція приладу електростатичної системи

Крім відомих похибок, характерних для ЕМП, електростатичні прилади мають похибки від появи контактної різниці потенціалів, від поляризації діелектрика, частотну та температурну похибки.

Серед позитивних якостей приладів електростатичної системи слід визнати:

- широкий діапазон робочих частот (20 Гц – 35 МГц);
- висока точність вимірювання напруги (0,1–1,5 %);
- мала залежність показників приладу від зміни форми вхідної напруги;
- можливість вимірювання високих напруг (до 300 кВ).

Недоліками цих приладів є низька чутливість, нерівномірна шкала та вплив на результат вимірювання зовнішніх електростатичних полів. Електростатичні прилади можна також використовувати для вимірювання потужності, опору, індуктивності. Вимірювальні механізми електростатичної системи використовують також у багатьох спеціальних приладах – компараторах, автокомпенсаторах, електрометрах.

3.2. ЕЛЕКТРОННІ ВОЛЬТМЕТРИ

Електронні вольтметри використовуються у медицині та біології для вимірювання постійних та змінних напруг у динамічному діапазоні від 10^{-6} до 10^4 В та частотному діапазоні від постійного струму до 10^9 Гц.

Залежно від призначення вольтметри поділяються на зразкові (В1), постійного струму (В2), змінного струму (В3), імпульсного струму (В4), фазочутливі (В5), селективні вольтметри (В6), універсальні (В7), вольтметри відношень (В8).

За методом вимірювання вольтметри поділяються на вольтметри безпосередньої оцінки та прямого порівняння з мірою, за вимірювальним параметром – на амплітудні (пікові), середньо-випрямленого та середньоквадратичного (діючого) значення, за типом індикатора – на аналогові та цифрові.

Електронні вольтметри набули широкого застосування завдяки високій чутливості, малого споживання струму, високому вхідному опорі, значній перевантажувальній здатності.

Вольтметри постійного струму

Вимірювання напруги постійного струму високоточні мілі- та микровольтметри постійного струму (В2) звичайно здійснюють з перетворення вхідного сигналу на змінний струм, наступним його підсиленням та перетворенням на постійний струм. Структурна схема реалізації вольтметра постійного струму наведена на рис. 3.6.

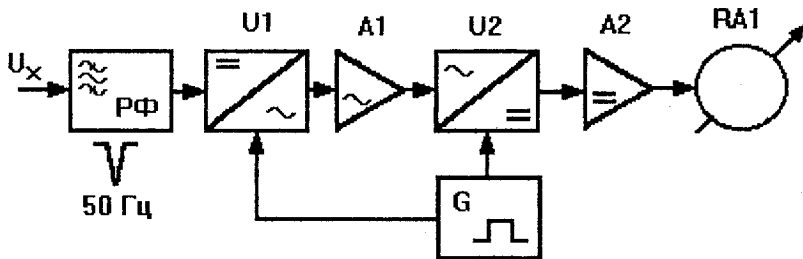


Рис. 3.6. Схема вольтметра постійного струму

Схема вольтметра постійного струму включає в себе: віброперетворювач (модулятор) – U_1 ; підсилювач змінного струму – A_1 ; синхронний детектор (демодулятор) – U_2 ; підсилювач постійного струму – A_2 ; генератор модулюючої частоти – G .

На вході вольтметра під'єднано режекторний фільтр, основне призначення якого зводиться до пригнічення завад від промислової частоти 50 Гц, яка може значно перевищувати вимірювальну постійну напругу.

Використання зв'язки модулятор-демодулятор (МДМ) з роздільним підсиленням змінної та постійної напруги дає змогу забезпечувати чутливість на рівні та краще 10^{-6} В з дрейфом нуля значно менше одного мікрвольта. Наприклад, діапазон вимірювання вольтметра В2-36 становить $5 \cdot 10^{-8} - 20$ В, а В2-38 – в межах $10^{-9} - 2$ В [17].

Основна похибка вимірювання постійної напруги в залежності від її значення становить $1,5 \div 2,5$ %.

Такі характеристики вольтметрів постійного струму забезпечуються завдяки використанню безконтактних віброперетворювачів, глибоких від'ємних зв'язків підсилювачів, спеціальних заходів конструктивного та технологічного характеру щодо екранування, виконання плат та розміщення елементів і вузлів вольтметра.

Подальше підвищення точності вимірювання вольтметрів постійної напруги пов'язано з розробкою цифрових вольтметрів (ЦВ). Вимірювана постійна напруга автоматично перетворюється за допомогою аналого-цифрового перетворювача (АЦП) на дискретну величину. При цьому використовуються три основних методи побудови АЦП:

1) часово-імпульсний метод, який полягає у попередньому лінійному перетворенні значення вимірюваної напруги на часовий інтервал з наступним його кодуванням;

2) частотно-імпульсний метод, що передбачає перетворення значення вимірюваної напруги на пропорційне значення частоти та наступне його перетворення на код;

3) метод слідкуючого зрівноваження полягає у почерговому порівнянні вимірюваної напруги з сумою зразкових дискретних величин, які змінюються за заданим законом. Метод слідкуючого зрівноваження називають методом порозрядного кодування.

Більшість цифрових вольтметрів постійного струму створюють з використанням часово-імпульсного методу, зокрема за

варіантом подвійного інтегрування, який забезпечує вимірювання середнього (за інтервал інтегрування) значення U_x .

Структурна схема ЦВ з подвійним інтегруванням наведена на рис. 3.7.

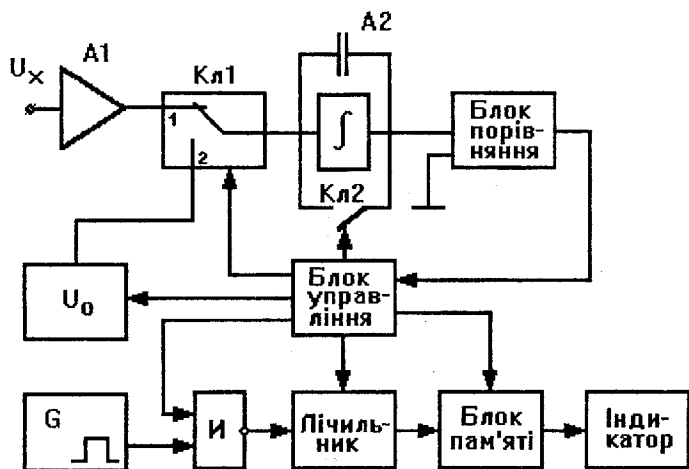


Рис. 3.7. Цифровий вольтметр подвійного інтегрування

Вхідна напруга U_x (епюра рис. 3.8,а) через вхідний підсилювач А1, контакт 1 ключа К11 у момент часу t_0 потрапляє на інтегратор А2. У першому такті роботи ЦВ проводиться інтегрування напруги U_x , в результаті чого на виході інтегратора А2 формується напруга

$$U_{\text{інт}}(t) = 1 / RC \int_0^{T_i} U_x dt \approx U_x T_i / RC,$$

де RC – постійна часу інтегратора; T_i – інтервал інтегрування, $T_i = t_1 - t_0$.

На початку другого такту на вхід ЦВ через контакт 2 ключа К11 під'єднується опорна напруга $U_{оп}$ (епюра рис. 3.8,б), знак якої протилежний знаку U_x . Інтегрування опорної напруги

продовжується доти, поки вихідна напруга інтегратора знову не стане рівною нулю. Протягом такту вихідна напруга інтегратора

$$U'_{\text{інт}}(t) = 1 / RC \int_0^{T_x} U_{\text{оп}} dt = U_{\text{оп}} T_x / RC.$$

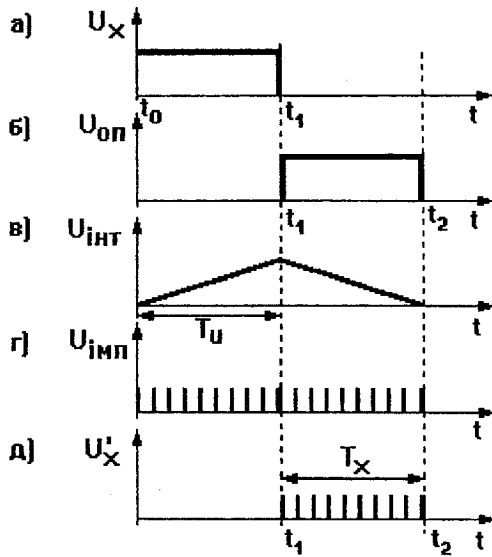


Рис. 3.8. Етюри ЦВ подвійного інтегрування

Враховуючи, що $U_{\text{інт}}(t) = U'_{\text{інт}}(t)$, визначаємо

$$T_x = U_x T_i / U_{\text{оп}}.$$

Часовий інтервал T_x перетворюється на еквівалентне число імпульсів шляхом заповнення T_x (на інтервалі $t_2 - t_1$) імпульсами генератора опорної частоти f_0 та підрахунку їх числа лічильником:

$$N_x = U_x T_u f_{\text{оп}} / U_{\text{оп}}.$$

Практично всі сучасні ЦВ створюються з використанням подвійного інтегрування. Похибка вимірювання напруги таких вольтметрів становить 0,01, ..., 0,005 %, швидкодія 0,1, ..., 0,05 с, ослаблення завод – від 40 до 160 дБ. Найбільшого застосування набули ЦВ постійного струму В2-34, В2-36, В2-38, а також універсальні вольтметри В7-29, В7-30 та інші.

Вольтметри змінного струму

Напруга змінного струму характеризується амплітудним (піковим), середнім та середньовипрямленим і середньоквадратичним (діючим або ефективним) значенням. Наведені значення є параметрами змінних сигналів. Напругу змінного струму можна представити у вигляді

$$U_x(t) = U_m \cos \omega t, \quad (3.6)$$

де U_m – амплітудне значення; ω – кругова частота.

Середнє значення напруги

$$U_{сз} = 1 / T \int_0^T U(t) dt. \quad (3.7)$$

Середньовипрямлене значення є середнім значенням модуля сигналу після двонапівперіодного випрямлення

$$U_{свз} = 1 / T \int_0^T |U(t)| dt. \quad (3.8)$$

Середньовипрямлене значення синусоїдального сигналу $U_{свз} = 0,637 U_m$, а прямокутного сигналу типу “меандр” $U_{свз} = U_m$.

Середньоквадратичне значення сигналу має вигляд:

$$U_{скз} = \sqrt{1 / T \int_0^T |U(t)|^2 dt}. \quad (3.9)$$

Для синусоїдального сигналу $U_{скз} = 0,707 U_m$, а для “меандра” $U_{скз} = U_m$.

Амплітудне, середньовипрямлене та середньоквадратичне значення пов'язані між собою коефіцієнтом форми та амплітуди:

$$K_a = U_m / U_{\text{СКВ}}, \quad K_\phi = U_{\text{СКЗ}} / U_{\text{СВЗ}}.$$

Для виділення параметрів напруги змінного струму використовують відповідні перетворювачі напруги (детектори) із амплітудними, середньовипрямленими та середньоквадратичними значеннями.

Вольтметри змінного струму (ВЗ) створюються в основному за однією із двох схем, наведених на рис. 3.9,а та 3.9,б.

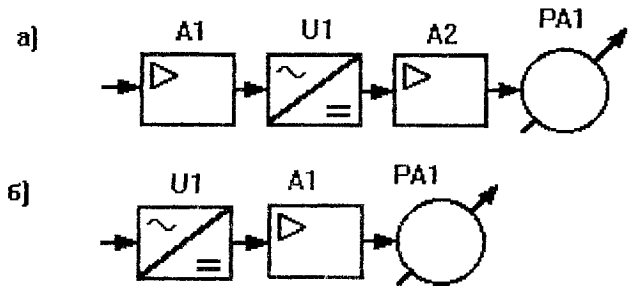


Рис. 3.9. Схеми вольтметрів змінного струму

Схема на рис. 3.9,а забезпечує більшу чутливість (на рівні 0,05–0,1 мВ), але частотний її діапазон обмежується десятками мегагерц. Схема на рис. 3.9,б дає змогу розширити робочий діапазон частот до 1 ГГц, забезпечуючи мінімальну чутливість 0,1, ..., 0,3 В.

Вольтметри амплітудних значень

Вольтметри амплітудних значень створюються з використанням схеми на рис. 3.9,б. Особливістю вольтметрів амплітудних значень є наявність у схемі приладу амплітудного детектора. Розрізняють амплітудні детектори двох типів – з відкритим та закритим входом.

Амплітудний детектор з відкритим входом наведений на рис. 3.10.

Працює детектор таким чином.

До входу детектора підводиться джерело змінної напруги амплітудою U_m та внутрішнім опором R_1 . У позитивний півперіод сигналу діод VD1 відкривається і конденсатор C1 заряджається до амплітудного значення U_m , а в негативний – розряджається через опір R1. Постійна часу ланцюга $R_1 C_1 = \tau$ вибирається достатньо великою $\tau \gg T$ і конденсатор C1 не встигає повністю розряджатись до приходу наступної позитивної напівхвилі. Прихід цієї напівхвилі знову підзаряджає конденсатор. Струм через діод проходить тільки уповдовж малого відрізка часу (час підзарядження конденсатора), який називається кутом відтину θ . Напруга на конденсаторі та амплітудне значення пов'язані співвідношенням

$$U_c = U_m \cos\theta.$$

Таким чином, постійна напруга на виході амплітудного детектора з відкритим входом дорівнює (з точністю до $\cos\theta$) амплітудному значенню вхідної напруги відносно нульової лінії. За наявності у вхідної напруги постійної складової, що збігається з полярністю діода, вихідні напруги додаються.

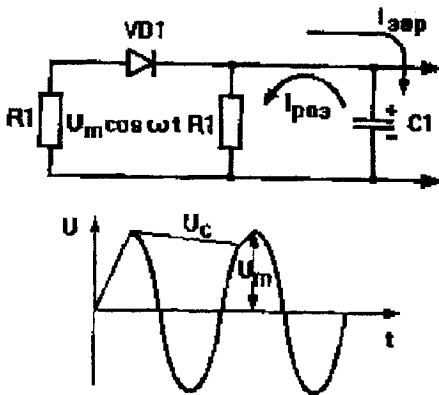


Рис. 3.10. Амплітудний детектор з відкритим входом

Фізичні процеси, які протікають в детекторі із закритим входом, аналогічні розглянутим вище, а основна відмінність полягає в тому, що на вході детектора підведений конденсатор, а входною напругою конденсатора є напруга, яка представляє алгебраїчну суму напруги на конденсаторі та входної.

Діапазон напруг вимірюваних вольтметрами амплітудних значень типу В7-26, В7-37, В7-39 та інші, становить 0,2 ... 300 В, похибка 4 ... 6 % до 100 МГц та 10 ... 25 % до 1 ГГц. Амплітудні детектори використовуються також в імпульсних вольтметрах.

Одним із головних недоліків амплітудних вольтметрів, виконаних за схемою рис. 3.9,б з використанням послідовно з'єднаних амплітудного детектора (АД) та підсилювача постійного струму (ППС), є недостатня чутливість, що забезпечує вимірювання у нижній межі 0,2 ... 0,3 В. Чутливість можна значно підвищити, якщо сконструювати амплітудний детектор за схемою рис. 3.11.

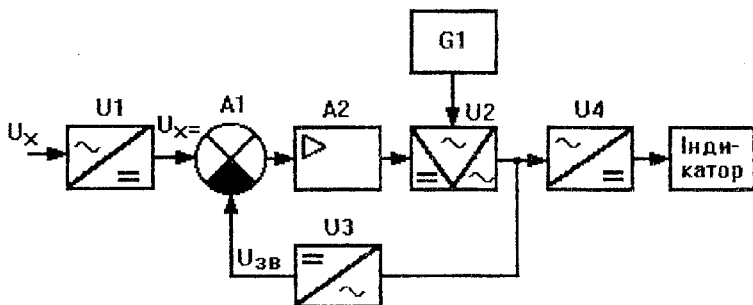


Рис. 3.11. Схема перетворення високочутливого вольметра

Вхідний сигнал U_x через амплітудний детектор $U1$ надходить на пристрій порівняння (ПП) $A1$, на другий вхід якого через ланцюг зворотного зв'язку та детектор $U3$ надходить напруга $U_{зв}$. На ПП виділяється сигнал розбалансу

$$\Delta U = (U_{x=}) - (U_{зв=}) .$$

Через ППС сигнал розбалансу подається на модулятор $U2$, на виході якого формується синусоїдальна напруга з амплітудою, пропорційною сигналу розбалансу ΔU :

$$U_m(t) = U_m \cos \omega t . \quad (3.10)$$

Потім сигнал (3.10) подається на вихідний детектор U_4 та детектор зворотного зв'язку U_3 . Введення ланцюга від'ємного зворотного зв'язку та двох нелінійних чотириполіусників (детекторів U_1 , U_3) із взаємозворотними характеристиками дає можливість усунути нелінійність шкали вольтметра та коригує прохідну характеристику схеми.

Використання схеми вольтметра "підсилювач-модулятор постійного струму - демодулятор" (М-ДМ) забезпечує зменшення похибки від нелінійності у $K_1 K_2$ рази, де K_1 - коефіцієнт підсилення ППС, а K_2 - коефіцієнт передачі модулятора. Вольтметр за схемою ППС-М-ДМ забезпечує діапазон робочих частот до 1-2 ГГц, чутливість від 1 мВ та точність вимірювання напруги від 2,5 до 10 %. З використанням розглянутої схеми побудований вольтметр ВЗ-43.

Вольтметри середньоквадратичних значень

Вольтметри СКЗ в основному виконуються за структурною схемою рис. 3.9,а. Як квадратичний перетворювач (детектор) використовують напівпровідникові діоди та термонетворювачі. Схема квадратичного детектора на НП діодах наведена на рис. 3.12.

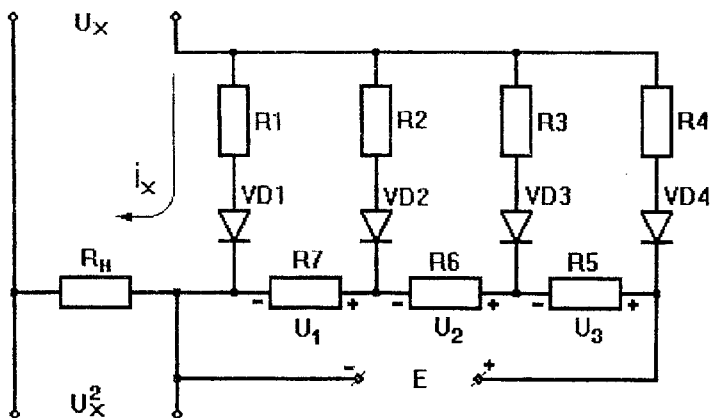


Рис. 3.12. Детектор з апроксимацією квадратичної характеристики

Струм від джерела постійної напруги E , проходячи через опори $R5 \dots R7$, формує напруги U_1 , U_2 та U_3 , які запирають діоди VD_2 , VD_3 та VD_4 .

У разі збільшення вхідної напруги і $U_x \geq U_1$ відкривається VD_2 , за $U_x \geq U_2$ – VD_3 , за $U_x \geq U_3$ – VD_4 . Підбираючи параметри схеми, можемо отримати залежність струму через R_4 близьку до квадратичної параболи (рис. 3.13).

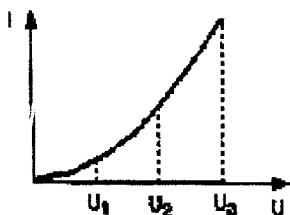


Рис. 3.13. Форма перетворюючої характеристики квадратичного детектора

Квадратична ділянка НП діода становить близько $0,2 \div 0,3$ В. Таким чином, забезпечуючи роботу електронного вольтметра у динамічному діапазоні від 0 до 1 В, необхідно набрати ланцюжок із 5 – 6 діодів.

Формування квадратичної характеристики буде тим точнішим, чим більше діодів використовуватиметься у детекторі.

Дещо простіша схема детектора з використанням термоперетворювача. Схема квадратичного детектора на основі термоперетворювача наведена на рис. 3.14.

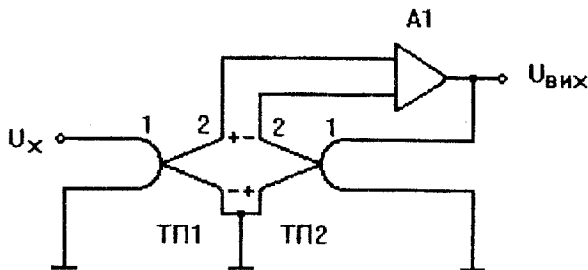


Рис. 3.14. Детектор на термоперетворювачі

Схема детектора: 1 – нагрівачі, 2 – термопари, А1 – підсилювач.

Вхідна напруга U_x , проходячи через нагрівач 1, спричиняє виникнення термо-ЕДС на виході термопари ТП1 $E_1 = K_1 U_x^2$, на виході термопари ТП2 виникає термо-ЕДС $E_2 = K_2 U_{\text{вих}}^2$. Звичайно, коефіцієнт перетворення термопар $K_1 = K_2 = K_{\text{ТП}}$. Враховуючи вищевказане та те, що термопари включено зустрічно, напругу на виході диференційного підсилювача можна записати

$$U_{\text{вих}} = K_{\text{ППС}} K_{\text{ТП}} (U_x^2 - U_{\text{вих}}^2). \quad (3.11)$$

Перетворивши та спростивши вираз (3.11), отримаємо

$$U_{\text{вих}} = K U_x^2 (1 - \delta),$$

де $K = K_{\text{ППС}} K_{\text{ТП}}$; $\delta = U_{\text{вих}}^2 / U_x^2$ – відносна похибка перетворення.

З використанням детекторів на основі термоперетворювачів виконані електронні вольтметри ВЗ-40, ВЗ-41, ВЗ-42, ВЗ-45, ВЗ-56, ВЗ-57. Структурна схема вольтметра середньоквадратичних значень з термоперетворювачем наведена на рис. 3.15.

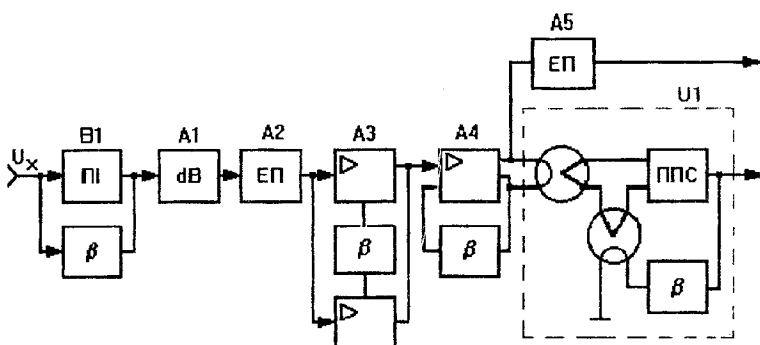


Рис. 3.15. Вольтметр СКЗ на термоперетворювачах

Вимірюваний сигнал U_x через перетворювач імпедансу В1 та атенуатор А1 надходить на широкосмуговий підсилювач А3 з адитивною корекцією, а потім на широкосмуговий підсилювач А4. З виходу підсилювача А4 сигнал подається на лінійний

перетворювач U_1 та еміторний повторювач А5, а з виходу U_1 надходить на індикатор. Більшість мілівольтметрів змінного струму ВЗ-40, ВЗ-48, ВЗ-50 та інші виконуються з використанням розглянутої схеми, забезпечуючи високі метрологічні характеристики. Так, мілівольтметр ВЗ-48 має динамічний діапазон від 0,3 мВ до 300 В, діапазон частот – 10 Гц ... 50 МГц, основну похибку вимірювання – 2,5, ..., 10 % залежно від границі вимірювання та частоти.

Імпульсні вольтметри

Необхідність вимірювання імпульсної напруги виникає у випадках випробувань, перевірки та ремонту медикобіологічних приладів, наприклад, електростимуляторів, ультразвукових сканерів, різних імпульсних вузлів діагностичної та лікувальної медичної апаратури.

Імпульсні вольтметри (В4) призначені для вимірювання амплітуди як періодичних, так і одиноких імпульсів. Структурна схема аналогового ІВ показана на рис. 3.16.



Рис. 3.16. Схема вольтметра імпульсного струму: ПАІ – перетворювач амплітуди імпульсів, ППС – підсилювач постійного струму, I – індикатор

Вольтметри, виконані за розглянутою схемою, забезпечують вимірювання амплітуди імпульсів від 1 мВ до 3 В з похибкою 4 ... 10 % за тривалості імпульсів від 1 до 200 мкс, шпаруватості від 100 до 2500.

Подібні ІВ мають значні похибки вимірювання, спричинені формою та шпаруватістю імпульсів, особливо при малих амплітудах імпульсів. Для зменшення похибок схему ІВ виконують з використанням автокомпенсаційного методу. Вимірювання амплітуди імпульсної напруги виконується методом порівняння останньої з каліброваною постійною напругою, яка виробляється автоматично за допомогою замкненої системи. Подібні вольтметри дають змогу вимірювати амплітуду імпульсів, яка становить одиниці мілівольт за тривалості імпульсів від наносекунд

до мілісекунд. Так, наприклад, вольтметр В4-12 вимірює амплітуду імпульсів від 10 мВ до 100 В з похибкою $\pm(4 \dots 6)\% U_k$, а В4-14 – від 10 мВ до 100 В з похибкою $\pm(4 \dots 25)\% U_k$ за тривалості імпульсів 3 нс ... 100 мкс.

Вимірювання напруги інфранизьких частот

Наукові та інженерні дослідження в галузі медицини, біології, гідрології, систем автоматичного регулювання, машинобудування та інших сферах науки і виробництва часто пов'язані з вимірюванням параметрів сигналів інфранизькочастотного (ІНЧ) діапазону від 15 Гц до 0,001 Гц. Наприклад, вимірювання ритмів серця та мозку людини у медицині пов'язане з частотами від часток герц і вище.

Вимірювання параметрів ІНЧ-коливань пов'язане з певними ускладненнями. Для вимірювання напруги ІНЧ-коливань використовуються прилади, що ґрунтуються на електромеханічних та електронних вольтметрах для вимірювання амплітудного, середнього та середньоквадратичного значення напруги $U_x(t)$ за інтервал часу T .

Електромеханічні прилади безпосередньої оцінки надають можливість вимірювати напругу ІНЧ-сигналу з похибкою 0,1 – 4 %, залежно від системи електромеханічного приладу (ЕМП).

За вимірювання напруги у діапазоні ІНЧ електромеханічними приладами залежно від частоти сигналу, системи та динамічних параметрів приладів забезпечується [17]:

- встановлення амплітудного значення U_a у діапазоні частот від 4 – 5 Гц до 0,1 Гц;
- встановлення середнього та середньоквадратичного значення на частотах від 0,15 Гц до 0,05 Гц.

Перспективнішими з точки зору забезпечення точності вимірювання напруги ІНЧ-діапазону є електронні вольтметри (ЕВ). Структурна схема ЕВ (рис. 3.17) складається з вхідного підсилювача $U1$ та індикатора $P1$.

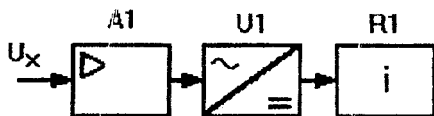


Рис. 3.17. Електронний вольтметр ІНЧ-діапазону

Одним із основних блоків ЕВ є вимірювальний перетворювач. У діапазоні ІНЧ в основному використовуються перетворювачі на термоелементах (термоперетворювачі), множильно-дільникові пристрої (МДП), що реалізують метод неявного обчислення, цифрові та цифроаналогові схеми і методи перетворення та вимірювання напруг.

Використання термоперетворювачів забезпечує вимірювання напруг від 0,1 до 150 В з похибкою не більше 0,05 – 0,1 % у діапазоні частот 0,001 – 50 Гц.

Перспективним методом для вимірювання напруг низького та інфранизького діапазону є метод неявного обчислення. Перетворювач на основі цього методу (рис. 3.18) складається з U1 – подільника, U2 – помножувача, Z1 – фільтра нижніх частот.

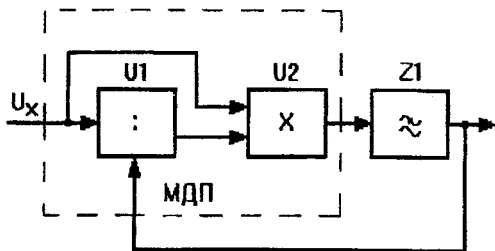


Рис. 3.18. Реалізація методу неявного обчислювання

Подільник та помножувач становлять множильно-дільниковий пристрій. МДП та ФНЧ є перетворювачами напруги, які реалізують алгоритм обчислення:

$$U_{\text{вих}} = K_{\text{мдп}} K_{\text{фнч}} \sqrt{1 / T \int_0^T U_x^2(t) dt} = K \sqrt{1 / T \int_0^T U_x^2(t) dt}.$$

Множильно-дільниковий пристрій забезпечує перетворення напруг сигналів у діапазоні частот 0,01 Гц – 1 МГц з похибкою 0,05 – 0,1 % [17].

Мультиметр фірми Datron типу 1081, перетворювач якого реалізує спосіб неявного обчислення на основі логарифмічного МПД, забезпечує вимірювання напруги у діапазоні частот

0,1 Гц – 1 МГц з похибкою $\pm(0,02 + 0,1 U_k/U_x)$, де U_k – кінцеве значення піддіапазону вимірювання напруги.

Перспективними методами вимірювання напруг ІНЧ-діапазону є цифрові та цифроаналогові методи. Перехід від аналогової форми сигналу до цифрової можливий у різних точках схеми. Залежно від такого вибору змінюється і структурна модель вольтметра.

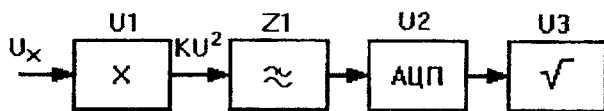


Рис. 3.19. Схема перетворювання сигналу з використанням АЦП

На рис. 3.19 зведення до квадрата та усереднення виконують за аналоговою формою сигналу, а добування квадратного кореня – у цифровій формі.

Позначення на схемі: U1 – помножувач; Z1 – фільтр нижніх частот; U2 – АЦП; U3 – схема добування кореня.

Така схема дозволяє одержувати достатньо широкий діапазон робочих частот та високу точність вимірювання навіть за спотворених сигналів [10]. Перехід до цифрової форми сигналу можна здійснити одразу після квадратора. Схема реалізації такого перетворювача наведена на рис. 3.20.

На схемі U1 – помножувач; U2 – АЦП; обчислювач – мікро-ЕОМ.

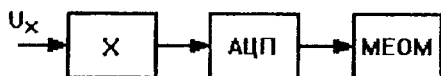


Рис. 3.20. Спрощена схема ЦВ ІНЧ-діапазону

Операція усереднення та добування кореня виконується у цифровій формі. Використання мікро-ЕОМ дозволяє обчислювати інтеграл сигналу за період, що скорочує час виміру СКЗ до 1–2 періодів вхідної напруги.

Недоліком такої схеми є скорочення робочого діапазону частот [28].

Метрологічне забезпечення вимірювання ІНЧ-напруг

Основне завдання перевірки вольтметрів ІНЧ-діапазону – це визначення похибок вимірювання напруги у робочому діапазоні частот.

Електромеханічні прилади перевіряють методом простого порівняння або термоелектричного компарування (порівняння).

Похибку електронного вольтметра визначають методом порівняння його показання з показанням зразкового засобу відтворення напруги (калібратора) або порівняння зразкового вольтметра, чи такого, що перевіряється у відповідності до методики ГОСТ 8.118-85 «Вольтметры электронные аналоговые переменного тока. Методы проверки».

Перевірку вольтметрів за допомогою калібратора виконують методом прямих вимірювань. Похибка вимірювання визначається як

$$\Delta U = U_K - U_B,$$

де U_K – вихідна напруга калібратора; U_B – показання вольтметра.

Можна перевіряти вольтметри за допомогою показового вольтметра та подільника напруги, наприклад, ВЗ-43 та Д1-13. Похибку вимірювання визначають за формулою:

$$\Delta U = U_B - K_{ат} U_{пв},$$

де U_B – показання вольтметра, що перевіряється; $K_{ат}$ – коефіцієнт передачі антенюатора; $U_{пв}$ – показання показового вольтметра.

Для перевірки ІНЧ-вольтметрів можна використовувати промисловий калібратор – вольтметр В1-28. Прилад призначений для перевірки, калібровки різних приладів та пристроїв. Забезпечує відтворення та вимірювання R, U=, U-, I=, I-. Дві внутрішні мікро-ЕОМ максимально розширюють функціональні можливості приладу, дають змогу працювати у метрологічній автоматизованій системі, для чого у приладі є вихід на канал загального користування. В1-28 забезпечує відтворення напруг у діапазоні від 0,1 Гц до 120 кГц, з рівнем від 1 мкВ до 700 В. Похибка відтворення на ІНЧ становить $\delta U = 0,08 \%$.

За допомогою калібраторів перевіряють як аналогові, так і цифрові вольтметри, причому перевагу віддають багатозначним мірам напруги, що спрощує процес перевірки та дозволяє його автоматизувати.

Промисловість випускає мало приладів для вимірювання напруги в ІНЧ-діапазоні. Одним із сучасних вольтметрів, який можна використовувати як показовий, є вольтметр В7-43 [17]. Вольтметр призначений для вимірювання напруги постійного струму та середньоквадратичного значення напруги змінного струму довільної форми у діапазоні частот від 0,01 до 20 Гц з похибкою, рівною 0,5 %. Рівень вимірюваних напруг змінного струму становить 0,001 – 1000 В. Вольтметр здійснює багатоточковий збір даних, аналіз періодичних форм сигналів та ІНЧ-перехідних процесів, логічну та математичну обробку результатів вимірювання. Використовують вольтметр для вимірювання амплітудних та перехідних характеристик різних пристроїв (фільтрів, підсилювачів, детекторів, термопар), дослідження параметрів сигналів спеціальної форми, контролю та регулювання систем автоматичного регулювання, вимірювання миттєвих значень сигналу тощо. Передбачена можливість програмування перевірки працездатності та самодіагностики, роботи у складі автоматизованих вимірювальних систем.

Селективні вольтметри

Селективні (вибірні) вольтметри та методи вибірного вимірювання напруг частотних складових сигналів використовуються для вимірювання малих коефіцієнтів нелінійних спотворень, для дослідження спектрів періодичних сигналів та спектральної щільності шумів, для перевірки індикаторів мостикових схем вимірювання проводиться за допомогою селективних вольтметрів ГОСТом електромагнітного випромінювання за випробувань виробів медичної техніки.

Діапазон вимірюваних напруг (залежно від типу вольтметра) становить від 1 – 2 мкВ до 10 мВ, а з додатковим подільником напруги – до 1 – 10 В. Похибка вимірювання напруги залежить від смуги пропускання вимірювального каналу та типу вольтметра і становить 4 – 15 %.

За частотним діапазоном селективні вольтметри поділяються на:

а) низькочастотні – від 10 – 20 Гц до 100 – 200 кГц, наприклад, вольтметри В6-9, В6-14, 233 тип UNIPAN (Польща);

б) середньочастотні (радіочастотні) – від 100 – 150 кГц до 30 – 35 МГц, наприклад, вольтметри В6-1, В6-10, В6-15, STV 301-2 та SMV-11 НДР. Селективний вольтметр SMV-11 має розширений діапазон робочих частот (9 кГц – 30 МГц);

в) високочастотні – >30 МГц – вольтметр STV – 401 (25 – 300 МГц);

г) надвисоких частот – >300 МГц – вольтметр SMV – 8,5 (25 – 1000 МГц).

За типом відлікового пристрою розрізняють вольтметри:

а) аналогові селективні з відліком результату вимірювання на стрілковому покажчику – В6-1, В6-10, STV 301-2, STV-401, SMV-8,5;

б) цифрові та комбіновані з відліком результату вимірювання на цифровому табло повністю або частково. Так, селективний вольтметр SMV-11 має цифровий відлік вимірюваної частоти та рівня вгамованості амплітуди вхідної напруги та аналоговий відлік середнього і ефективного значення вимірюваної напруги.

Вольтметри селективної дії виробляються з використанням селективних підсилювачів на RC-ланках або з гетеродинним перетворенням вхідної частоти та подальшим селективним виділенням проміжної частоти.

У низькочастотному діапазоні для забезпечення селективності використовують, в основному, підсилювачі з RC-ланками. На рис. 3.21 наведена структурна схема селективного вольтметра, схема якої ґрунтується на селекції сигналів за допомогою підсилювачів на RC-елементах.

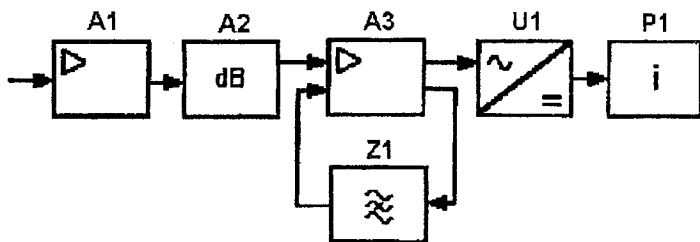


Рис. 3.21. Схема селективного вольтметра

Схема містить: А1 – вхідний каскад та підсилювач; А2 – антенуатор; А3 – селективний підсилювач; Z1 – режекторний фільтр на RC-елементах; Р1 – вимірювальний прилад.

Схема працює за таким принципом. Сигнал $U_x(t)$ через вхідний підсилювач А1 та антенуатор А2 надходить на селективний підсилювач А3, у коло від'ємного зворотного зв'язку (ВЗЗ) якого під'єднаний режекторний RC-фільтр.

У разі настроювання RC-контуру у колі ВЗЗ на частоту вхідного сигналу коефіцієнт передачі через ланку від'ємного зворотного зв'язку приймає мінімальне значення, в результаті чого змінюється передавальна функція підсилювача та збільшується коефіцієнт підсилення основного тракту.

Вхідна напруга селективного підсилювача досягає максимуму, чим забезпечується настроювання на вхідну частоту. З виходу підсилювача А3 вимірювана напруга подається на перетворювач U1 та вимірювальний прилад Р1. Розглянута схема є базовою для діапазону НЧ, а селективні вольтметри В6-2, В6-4, В6-14, 233 тип фірми UNIPAN (Польща) побудовані з використанням принципу селективного виділення напруги за допомогою RC-ланок.

Селективний нановольтметр, наприклад, 233 типу фірми UNIPAN, побудований з використанням Т-мостів і забезпечує вимірювання напруг від 1 мкВ до 300 мкВ у діапазоні частот від 1,5 Гц до 150 кГц з похибкою

$$\delta U = + [6 + 2(U_k / U_x - 1)] \%,$$

де U_k – кінцеве значення шкали; U_x – значення вимірюваної напруги.

Селективні вольтметри вищих частот виконуються за схемою з гетеродинним перетворенням вхідної частоти. Для забезпечення високої селективності гетеродинне перетворення може виконуватися декілька разів, причому перший ступінь гетеродинного перетворення забезпечує формування першої проміжної частоти та роботу приладу у діапазоні робочих частот, а другий

... формування другої проміжної частоти, формування смуг пропускання та необхідного коефіцієнта підсилення.

Структурна схема селективного вольтметра з подвійним перетворенням вхідної частоти наведена на рис. 3.22.

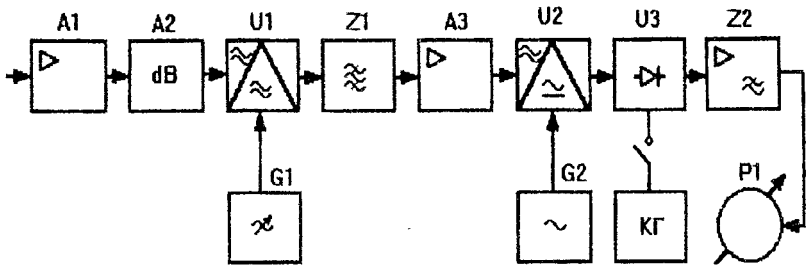


Рис. 3.22. Селективний вольтметр з подвійним перетворенням вхідної частоти: A1 – вхідний каскад та підсилювач; A2 – атенюатор; U1 – перетворювач частоти першого ступеня; G1 – діапазонний генератор; Z1 – смуговий фільтр першої проміжної частоти; A3 – підсилювач першої проміжної частоти; U2 – перетворювач другого ступеня; G2 – генератор (гетеродин) другого ступеня; U3 – перетворювач частот (детектор); Z2 – фільтр другої проміжної частоти; P1 – вимірювальний прилад; КГ – калібрувальний генератор

Працює схема таким чином. Вхідний сигнал виду

$$u(t) = U_x \cos 2\pi f_c t$$

надходить через підсилювач A1 та атенюатор A2 на один із виходів перетворювача U1, на другий вхід якого подається напруга першого гетеродина

$$U_r(t) = U_r \cos 2\pi f_p t.$$

На виході перетворювача частоти U1 формується, а фільтром Z1 виділяється напруга першої проміжної частоти

$$U_{\text{пч1}}(t) = U_{\text{пч1}} \cos 2\pi(f_r - f_c)t,$$

або $U_{\text{пч1}}(t) = U_{\text{пч2}} \cos 2\pi(f_r - f_c)t.$

Вибір першої проміжної частоти виконується з урахуванням

$$f_{c\text{мін}} > (f_{\text{пч1}} = f_r + f_c) > f_{c\text{макс}},$$

де $f_{c\text{мін}}$, $f_{c\text{макс}}$ – мінімальна та максимальна робоча частота вольтметра.

Напруга першої проміжної частоти через підсилювач АЗ подається на один із входів перетворювача частоти U2, де формується, а фільтром Z2 виділяється напруга другої проміжної частоти:

$$U_{\text{пч2}}(t) = U_{\text{пч2}} \cos 2\pi[f_{r2} + (f_r + f_c)]t.$$

Виділене значення напруги надходить на перетворювач напруги U3, на виході якого формується середньоквадратичне значення сигналу U_x :

$$U_{\text{срз}} = \sqrt{1/T \int_0^T (U_x)^2(t) dt}.$$

Підсилений сигнал вимірюється аналоговим приладом Р1.

У зв'язку з тим, що в роботі селективного вольтметра використовуються вузькі смуги пропускання (наприклад, 200 Гц, 1,7 кГц, 9 кГц у приладі SMV-11 та 1 кГц і 9 кГц – у В6-10), виникає необхідність утримання сигналу у смузі пропускання мікровольтметра за тривалого вимірювання напруги. Досягається це з допомогою автоматичної підстройки частоти.

Калібрувальний генератор КГ забезпечує формування калібрувального сигналу (наприклад, напругою 10 мВ на частоті 1 МГц у приладі В6-10) для вимірювання коефіцієнта передачі схеми вольтметра.

Метрологічне забезпечення селективних вольтметрів

Державним стандартом (ГОСТ 8.119–85) «Вольтметри електронні селективні. Методи та засоби перевірки у діапазоні частот від 20 Гц до 35 МГц» встановлюються номенклатура та методики перевірки основних метрологічних характеристик цих приладів.

Перевірка селективних вольтметрів передбачає визначення таких основних параметрів:

- похибки вимірювання напруги;
- визначення смуги пропускання вимірювального тракту вольтметра;
- похибки встановлення частоти за шкалою приладу.

Для перевірки селективних вольтметрів стандартом рекомендується використання зразкових засобів вимірювання, таких як калібратори В1-16, В1-9 та вольтметр ВЗ-49, електронно-лічильний частотомір ЧЗ-64 або аналогічні за параметрами засоби вимірювання.

Похибка вимірювання напруги визначається методом прямих вимірювань за допомогою калібратора, методом безпосереднього звіряння з показовим вольтметром та показовим подільником напруги, аналогічно методам, описаним, у розділі 2. Основну похибку вимірювання у номінальній галузі частот визначають не менше ніж на трьох значеннях частоти, перше з яких відповідає початковій, друге – середнє і третє – закінченню номінальної області частот. Основна похибка вимірювання при цьому не повинна перевищувати зазначеної у технічних умовах селективного вольтметра.

Вимірювання похибки установки частоти проводяться методом прямого вимірювання або методом звіряння з еталонним частотоміром.

3.3. МЕТОДИ ВИМІРЮВАННЯ ПАРАМЕТРІВ БІОЛОГІЧНИХ ТА ЕЛЕКТРИЧНИХ ЛАНЦЮГІВ

У медицині та біології досить часто виникає потреба вимірювання окремих параметрів ланцюгів як на постійному, так і на змінному струмі. Це можуть бути як електричні (електропровідність, потенціал, діелектрична проникливість), так і неелектричні (температура, вологість, тиск, переміщення) параметри.

Наприклад, широко відомі методики оцінки стану біологічного об'єкта Н.Накатані (ріодораку) та Р.Фоля базуються на вимірюванні електропровідності на постійному струмі. Вимірювання діелектричної проникливості шкіри, м'язової тканини, кисті рук проводиться на змінному струмі. Для вимірювання параметрів ланцюгів – опору, напруги, сили струму – можна використовувати вольтметри, амперметри, омметри. Водночас вимірювання таких параметрів, як ємність, індуктивність, діелектрична проникливість простіше і ефективніше здійснювати мостовими методами.

Мостові методи вимірювання параметрів ланцюгів. На рис. 3.23 наведена структурна схема містка.

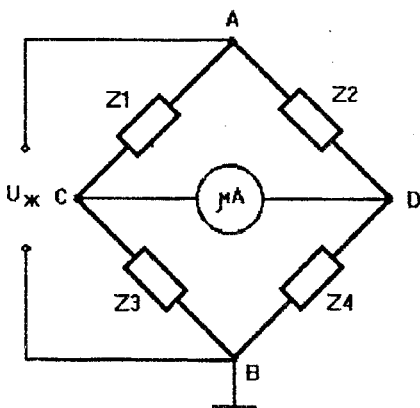


Рис. 3.23. Структурна схема вимірювального містка:

$Z_1...Z_4$ – плечі містка; AB – діагональ живлення;
 CD – індикаторна діагональ; $U_{\text{ж}}$ – напруга живлення

Умову балансу містка можна записати у вигляді:

$$Z_1 \cdot Z_4 = Z_2 \cdot Z_3.$$

Приймаючи $Z_1 = Z_x$, визначаємо

$$Z_x = Z_2 \cdot Z_3 / Z_4.$$

Підставивши замість Z значення R , а $U_{ж} = U_{\dots}$, отримаємо міст для вимірювання опору на постійному струмі. Вмонтовані у плечі містка реактивні елементи та установка на вході $U_{ж} = U_{\dots}$ забезпечує вимірювання ємності, індуктивності, $\text{tg}\delta$, добротності.

Здатність вимірювати параметри активних та реактивних елементів, звичайно, об'єднують в одному приладі – універсальному вимірювальному містку. На рис. 3.24. наведена спрощена структурна схема універсального містка типу E7.

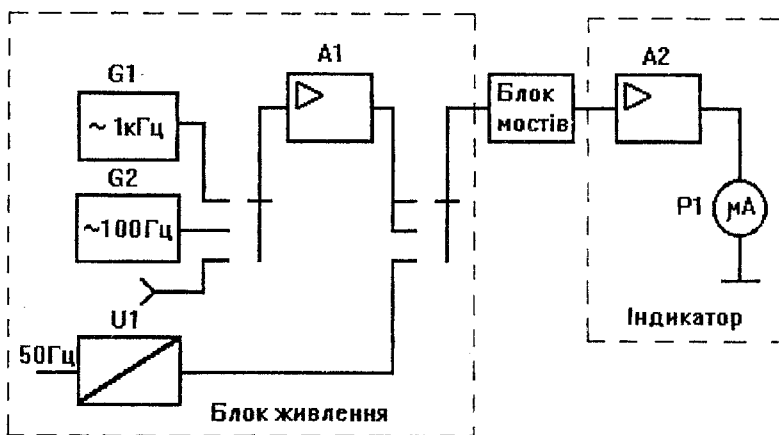


Рис. 3.24. Універсальний міст типу E7

Генератори G1 та G2 використовуються для живлення містка змінного струму, а блок U1 – для живлення містка постійного струму.

Міст E7 забезпечує вимірювання у широких межах опору R, ємності C та тангенса кута втрат $\text{tg}\delta$, індуктивності L та добротності Q.

Фазокомпенсаційні методи. Перспективним є використання для вимірювання електричних, а з перетворенням – і неелектричних параметрів пристрою за схемою, зображеною на рис. 3.25 [44].

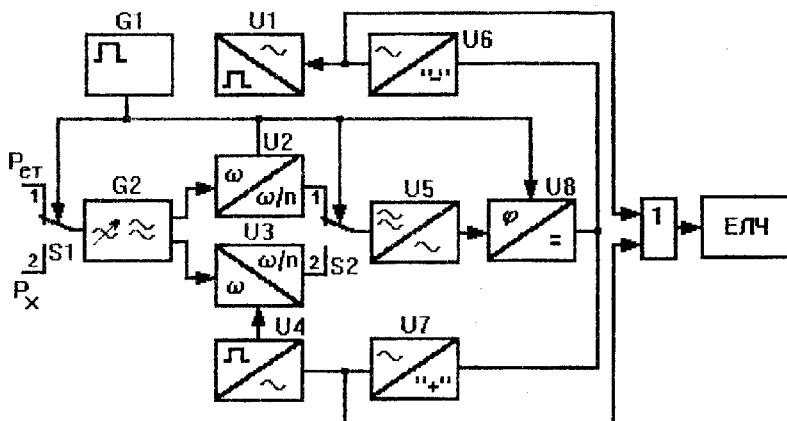


Рис. 3.25. Автоматичний пристрій для вимірювання електричних параметрів

Схема працює таким чином. На вхід пристрою (комутатор $S1$) подається вимірюваний P_x (вхід 1) та еталонний $P_{\text{ет}}$ (вхід 2) параметри. Комутатор по чергову підключає P_x та $P_{\text{ет}}$ до входу автогенератора $G2$, що призводить до виникнення на його виході частоти ω_1 та $\omega_2 = \omega_1 + \Delta\omega$, де $\Delta\omega$ – частотний приріст, еквівалентний відмінності P_x від $P_{\text{ет}}$.

Подільники $U2$ та $U3$ ділять вхідні частоти n раз; з виходу подільників через комутатор $S2$ у положенні 1 подається напруга, частотою ω_1 / n , яка пропорційна $P_{\text{ет}}$, а в положенні 2 – напруга, частотою $\omega_1 / n + \Delta\omega / n$, яка пропорційна P_x . На виході фазочутливого детектора $U6$ за період комутації виділяється постійна напруга, за значенням пропорційна приросту параметра

$$P_{\text{ет}} - P_x = \Delta P_x = U_6.$$

У випадку позитивного значення ΔP_x напруга U_6 запускає перетворювач $U7$, за негативного – перетворювач $U6$. Частота Ω -сигналу на виходах $U6$ та $U7$ пропорційна приросту параметра ΔP_x . Напруга з виходу $U6$ або $U7$ надходить на входи формувачів імпульсів $U1$ чи $U4$, а потім на подільники частоти $U2$ або $U3$, що призводить до дискретного перемикавання фази коливань на значення $\varphi_g = 2\pi / 4$. Послідовне надходження імпульсів призводить до “обертання” вихідної фази подільника і до зміщення його частоти [15, 20, 42].

У сталому режимі частота на виході перетворювачів $U6$ або $U7$ пропорційна ΔP_x . Напруга з виходу $U6$ або $U7$ подається через логічний елемент “1” на електронно-лічильний частотомір (ЕЛЧ).

Представлений пристрій забезпечує у широких межах перетворення вхідних електричних параметрів медичних та інших датчиків достатню чутливість та швидкодію.

На рис. 3.26 представлений вимірювальний перетворювач (ВП) приростів фізичних величин (температури, тиску, переміщення тощо) у цифровий код [45]. Перетворювач побудований з використанням квадратурної ланки (ланка, яка на виході формує фазовий зсув – 90°).

На вхід ВП під’єднується датчик C_x . Якщо $P_{\text{ет}} = 1 / \omega C_x$, то напруга на вході блока порівняння має 90° фазовий зсув (квадратуру) і вихідна напруга БП $U_{6п} = 0$. Порушення балансу (зміна C_x) призводить до порушення квадратури, виникнення на виході БП напруги із знаком “+” або “-”, яка надходить на формувач імпульсів $U2$ для вибору режиму роботи реверсивного лічильника РЛ1 (“+” або “-”). Вибір режиму роботи реверсивного лічильника РЛ2 забезпечується блоком живлення (БЖ) та комутатором $S1$.

Одночасно із встановленням режиму роботи РЛ1 та РЛ2 починається відлік імпульсів низької частоти, які надходять від генератора $G1$ через подільник частоти $U3$ на входи реверсивних лічильників. З надходженням кожного імпульсу відбувається перезапис стану тригерів РЛ1 у подільник частоти $U5$. Одночасно з цим імпульси низької частоти блокують лічильний вхід $U5$.

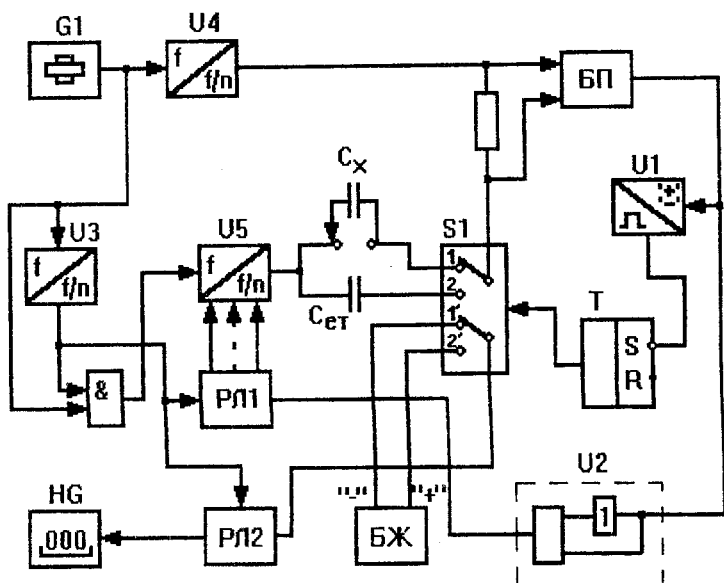


Рис. 3.26. Пристрій для вимірювання приростів фізичних величин

Таким чином, надходження кожного імпульсу низької частоти спричиняє перемикання фази вихідного сигналу подільника частоти U5 на значення $2\pi / n$, де n – коефіцієнт ділення U5.

Коефіцієнти ділення для U4, U5 та ПЛ1 вибрані як

$$n_1 = n_2 = n_3 = 3600.$$

У цьому випадку кожний імпульс призводить до перемикання фази коливань на

$$\Delta\varphi = 2\pi / n = 0,1^\circ,$$

що сприяє відновленню квадратури на виході ланки. Реверсивний лічильник підраховує кількість імпульсів, які пройшли на його вхід за час врівноваження квадратури. Кількість імпульсів, яка пропорційна вимірювальній фізичній величині, надходить на цифровий індикатор HG.

У пристрої передбачений режим калібрування за умови під'єднання ($C_{ет}$) еталонної ємності.

Резонансні методи вимірювання параметрів ланцюгів. Резонансні методи широко використовуються для вимірювання різних параметрів ємності та індуктивності, добротності та тангенса кута втрат, малих переміщень і товщин покриття. Висока чутливість, точність, можливість вимірювання різноманітних параметрів забезпечує цьому методу визнання та застосування у приладо- та машинобудуванні, фізиці, медицині та біології. Резонансні методи передбачають наявність пристроїв, які забезпечують фізичний резонанс у разі ввімкнення вимірювального параметра. За допомогою контурних та генераторних методів вимірюють C , L , $\text{tg}\delta$, Q . Резонансна частота коливального контуру ω_0 , його ємність C_0 та індуктивність пов'язані відомим співвідношенням

$$\omega_0 = 1/\sqrt{LC},$$

звідки

$$Q = \omega_0 L_0 / r_k = 1 / r_k \omega_0 C = \rho / r_k,$$

де r_k – активний опір контуру; ρ – характеристичний опір контуру.

Знаючи або задаючись частиною параметрів, можна визначити невідомий параметр.

Непрямий метод вимірювання наведено на рис. 3.27.

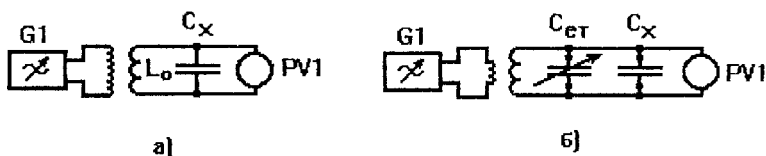


Рис. 3.27. Схеми проведення резонансних вимірювань

Змінюючи частоту генератора $G1$, домагаються резонансу за максимальним відхиленням стрілочного індикатора. Знаючи частоту резонансу ω_0 та L_0 , можна визначити C_x .

$$C_x = 1 / L_o \omega_o^2 .$$

Метод заміщення наведений на рис. 3.27,б. У контур встановлюють ємність C_x і домагаються резонансу, далі замість C_x встановлюють $C_{ет}$ і також домагаються резонансу. Очевидно, що $C_x = C_{ет}$, а значення C_x визначають за лімбом еталонної ємності.

Генераторні методи передбачають введення в контур автогенератора додаткового реактивного елемента, який призводить до зміни частоти автогенератора на $\Delta\omega$, яку або вимірюють частотоміром, або компенсують зміною еталонної реактивності.

Генераторний метод реалізований у деяких приладах типу Е7. Похибка вимірювання ємності становить 0,01, ..., 0,001 %. Найширше використовується метод куметра, який дозволяє вимірювати L , C , Q , r_L , r_c у широкому діапазоні частот (від 1 кГц до 300 МГц). Метод куметра використовується у вимірювачах добротності ЕЧ-7, ..., ЕЧ-12. До недоліків цього методу слід віднести значну похибку вимірювання, яка досягає 0,5–5 %, та недостатню заводозахищеність.

Необхідно зазначити, що використання резонансних методів часто пов'язане з необхідністю лінеаризації характеристик датчиків-резонаторів та введення градуювальних таблиць, що не завжди зручно, а іноді призводить до зниження точності вимірювання параметрів.

Поява мікропроцесорної техніки та поєднання її з традиційними резонансними методами вимірювання електричних і неелектричних величин відкриває нові можливості підвищення точності та автоматизації подібних пристроїв [32].

На рис. 3.28 наведена структурна схема пристрою для вимірювання резонансної частоти датчиків-резонаторів [46].

Працює схема таким чином. З генератора G1 сигнал

$$U_1(t) = U_\omega \cos(\omega t + \varphi_1) \quad \text{або} \quad U_2(t) = U_\omega \sin(\omega t + \varphi_1)$$

надходить на перший вхід однополосного модулятора, на другий вхід якого подаються сигнали низької частоти

$$U_3(t) = U_\Omega \cos(\Omega t + \varphi_2) \quad \text{або} \quad U_4(t) = U_\Omega \sin(\Omega t + \varphi_2).$$

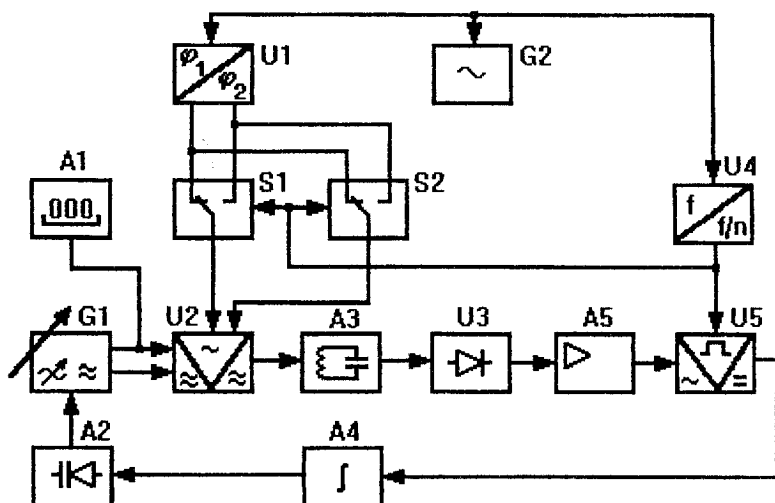


Рис. 3.28. Пристрій для вимірювання резонансної частоти датчиків-резонаторів

На виході фазокompенсаційного однополюсного модулятора U2 формується сигнал сумарної або різницевої частоти

$$U_5(t) = \frac{1}{2} S U_{\omega} U_{\Omega} \sin[(\omega + \Omega)t + \varphi_1 + \varphi_2], \quad (3.12)$$

$$U_6(t) = \frac{1}{2} S U_{\omega} U_{\Omega} \sin[(\omega - \Omega)t + \varphi_1 - \varphi_2] \quad (3.13)$$

в залежності від послідовності фаз модулюючих сигналів, які визначаються положенням перемикачів S1, S2. Як впливає із рівнянь (3.12) та (3.13), радіоімпульси на виході модулятора U2 зміщені відносно один одного на частоту 2Ω. Частоту Ω вибирають рівною половині смуги пропускання датчика-резонатора A3.

Якщо частота генератора G1 збігається з резонансною частотою ω₀ датчика A3, то радіоімпульси сумарної (ω + Ω) та різницевої (ω - Ω) частот проходять через резонатор з однаковим

послабленням і на виході амплітудного детектора U3 обвідна частоти комутації відсутня. Якщо під впливом зовнішніх властивостей (P_x) контрольованих об'єктів виникає розлад резонатора, то змінюються коефіцієнти передачі для частот $(\omega + \Omega)$ та $(\omega - \Omega)$ і вихідна напруга датчика модулюється по амплітуді, з'являється обвідна частоти комутації, яка виділяється амплітудним детектором U3, підсилюється A5 та випрямляється фазочутливим випрямлячем U5. Вихідна напруга U5, знак якої визначається знаком розстройки через інтегратор A4, подається на реактивний елемент A2, що призводить до зміни частоти доти, поки частота генератора ω не співпаде з резонансною частотою датчика. У цьому випадку модуляція на виході датчика зникне і частота генератора буде підтримуватись на рівні $\omega = \omega_0$, що і зафіксується на табло цифрового частотоміра A1. Оскільки ω пропорційна значенню вимірюваного параметра, то

$$P_x = kf,$$

де k – коефіцієнт пропорційності;
 f – вимірювана частота.

Розглянутий пристрій призначений для роботи у діапазоні до 10 МГц.

Використовуючи високочастотні комутуючі елементи, наприклад ВЧ-діоди, можна виконати вимірювачі частоти датчиків-резонаторів в діапазоні від 10 до 100 МГц і більше. Схема, розглянута в [47], має у своєму складі високочастотний комутатор, синтезатор бокових частот типу модулятор-фільтр та роздільні канали регулювання амплітуди однієї з бокових частот та частоти ВЧ-генератора. За рахунок можливості лінеаризації перетворювальної характеристики резонансного датчика підвищується точність вимірювання частотозалежного параметра P_x в широкому діапазоні частот.

Промисловий зразок цифрового LCR-метра E7-12, який використовує місткові методи побудови структурної схеми, забезпечує вимірювання:

- індуктивності у межах 10 рН – 1 мН;
- ємності – від 0,001 пФ до 100 пФ;
- опору – від 10 кОм до 0,1 МОм;
- тангенса кута втрат $10^{-4} - 1$.

Похибка вимірювання параметрів становить 0,3, ..., 0,5 %.

3.4. ВИМІРЮВАННЯ ЧАСТОТИ, ЧАСОВИХ ІНТЕРВАЛІВ ТА ФАЗОВОГО ЗСУВУ

Вимірювання основної фізичної величини – часу та його складових – частоти, періоду, тривалості, часових інтервалів, фази коливань – дуже широко використовується у різних галузях науки та техніки, у тому числі у медицині та біології. Це пояснюється тим, що медичне виробництво випускає, а практична медицина використовує безліч приладів, які працюють у діапазоні частот, на змінних струмах і сигналах, з цифровою індикацією та використанням частотно-часових параметрів. Крім того, висока точність частотно-вимірювальної апаратури, яка в більшості випадків недосяжна для приладів із залученням інших параметрів, дозволяє об'єктивніше проводити вимірювання та підвищувати достовірність медико-біологічної інформації. Так, похибка підтримки стабільності частоти у крапцях зразках кварцевих генераторів становить $\Delta f = 10^{-9}, \dots, 10^{-11}$ за добу, а квантово-механічних генераторів – $10^{-12}, \dots, 10^{-13}$ за добу. Важливим також є використання частотно-вимірювальних приладів у випробуваннях та сертифікації виробів медичної техніки, атестації, за перевірки та калібровки медичної лікувальної та діагностичної апаратури. Напругу сигналу можна записати у вигляді

$$u(t) = U(t) \cos\Phi(t),$$

де $\Phi(t)$ – фаза сигналу змінного струму;

$U(t)$ – амплітуда сигналу, яку можна записати у вигляді

$$\begin{aligned} u(t) &= U[1 + a(t)], \\ \Phi(t) &= \omega'_{\text{ном}}(t) + \varphi(t). \end{aligned}$$

Таким чином, повний сигнал має вигляд:

$$u(t) = U[1 + a(t)][\omega'_{\text{ном}}t + \varphi(t)]$$

і містить амплітуду сигналу та його флуктуації $U[1 + a(t)]$, частоту сигналу – ωt , початкову фазу та її флуктуації $\varphi(t)$.

Частота у медицині та біології вимірюється у межах від частки герц до десятків гігагерц. Частотно-вимірювальна апаратура в залежності від призначення поділяється на стандарти частоти (Ч1), резонансні частотовимірювачі (Ч2), електронно-лічильні частотовимірювачі (Ч3), гетеродинні та ємнісні частотоміри (Ч4), перетворювачі частоти (Ч5), синтезатори частоти (Ч6). Існує досить велике розмаїття методів визначення дійсного зна-

чення частоти, однак найпоширенішими стали метод порівняння з відомою (зразковою) частотою та методи, які базуються на різних фізичних явищах – на резонансах, зарядженні та розрядженні конденсатора, рівноважних містках тощо. Схема реалізації методу порівняння на низьких частотах показана на рис. 3.29.

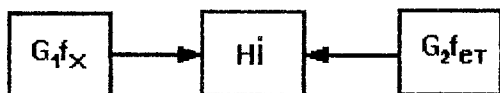


Рис. 3.29. Вимірювання частоти методом порівняння

Схема вимірювань містить генератор G_1 частоти f_x , яку необхідно виміряти, генератор G_2 зразкової (еталонної) частоти $f_{ет}$.

Як індикатор Hi можна використовувати електромеханічний прилад (нуль-індикатор), осцилограф, гучномовець тощо.

На високих та надвисоких частотах метод порівняння реалізується з використанням гетеродинного перетворення вхідних частот f_x та $f_{ет}$ (рис. 3.30).

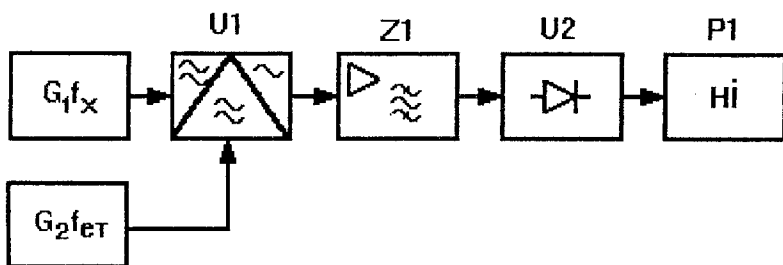


Рис. 3.30. Схема вимірювання частоти з гетеродинним перетворювачем: G_1 – генератор вимірюваної частоти f_x ;

G_2 – генератор зразкової частоти; U_1 – змішувач;

Z – підсилювач проміжної частоти (ППЧ);

U_2 – детектор; P_1 – нуль-індикатор

Напруги частот, які порівнюються, подаються на змішувач U_1 . На виході змішувача смуговим фільтром ППЧ Z_2 виділяється напруга нижньої бокової частоти $f_{нч} = mf_{ет} - nf_x$. Змінюю-

чи частоту еталонного генератора, домагаються нульового значення НІ, яке встановлюється у випадку

$$f_{\text{ет}} - f_x = 0 \quad \text{або} \quad f_{\text{ет}} = f_x.$$

У діапазоні надзвичайно високих частот звичайно використовують взаємодію гармонік $f_x = \pm n f_{\text{ет}} / m$ вимірювальної та зразкової частоти.

Мостовий метод вимірювання частоти використовується у діапазоні від десятків герц до сотень кілогерц. Метод заснований на використанні містка, рівновага якого залежить від частоти напруги, що подається на місток. Точність вимірювання частоти мостовим методом становить 0,5–1 %. Частотоміри з використанням мостового методу відзначаються простотою виконання та надійністю в експлуатації. До недоліків приладів цього типу слід віднести обмежений діапазон робочих частот та значні похибки, особливо високих частот.

Найбільшого поширення в медицині та біології для частотних вимірювань набули електронно-лічильні частотоміри (ЕЛЧ). Прилади дозволяють вимірювати середнє значення частоти, період коливань, відношення частоти двох сигналів, інтервали часу та тривалості імпульсів.

Структурна схема ЕЛЧ наведена на рис. 3.31.

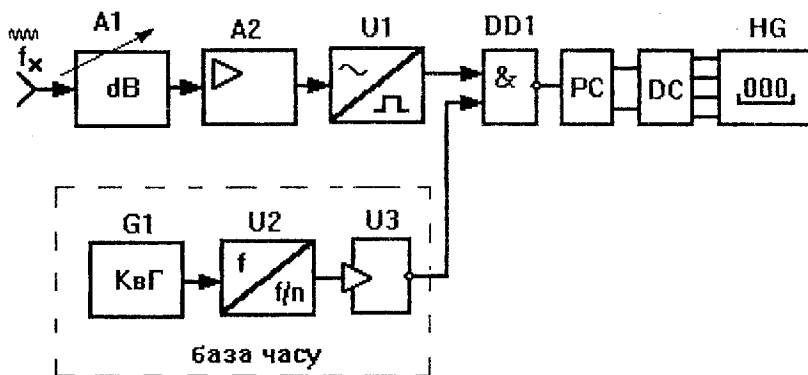


Рис. 3.31. Електронно-лічильний частотомір

У режимі вимірювання частоти сигнал через атенюатор А1 та підсилювач А2 подається на формувач імпульсів U1, з виходу якого надходить на селектор S. На другий вхід селектора подаються імпульси інтервалів часу відліку, які формуються з напруги кварцевого генератора G1 подільником частоти U2 та формувачем інтервалів часу U3. Імпульси інтервалів часу відкривають селектор на час τ і через селектор на лічильник імпульсів (РС) проходять імпульси вхідної частоти f_x . Кількість імпульсів, які підраховуються РС, можна записати $n = \tau f_x$, звідки

$$f_x = n / \tau.$$

Звичайно, час τ вибирають таким, що дорівнює 10^m , де m – ціле число, яке приймає значення від 2 до 3. Зміна часу вимірювання τ виконується за допомогою зміни коефіцієнта подільника частоти U2. Підраховані імпульси, пропорційні вимірюваній частоті, через дешифратор подаються на індикатор НГ. Похибка вимірювання частоти за допомогою ЕЛЧ визначається за формулою:

$$\delta_{елч} = \delta_{ет} + \delta_{нест.1} + \delta_{нест.2} + 1 / f_x \tau, \quad (3.14)$$

де f – похибка установки еталонної частоти кварцованого генератора (КГ);

$\delta_{нест.1}$ – похибка, викликана довгочасною нестабільністю частоти КГ;

$\delta_{нест.2}$ – похибка через короткочасну нестабільність частоти КГ;

$1 / f_x \tau$ – похибка, обумовлена некратністю частоти f_x та опорного генератора КГ. Вона становить від 10^{-5} на високих частотах (100 МГц) до 10^4 на частотах 0,1 Гц.

Із виразу (3.14) видно, що для підвищення точності вимірювання необхідно зменшувати нестабільність опорного кварцованого генератора, що досягається термостатуванням кварцу.

Вимірювання періоду зручніше застосовувати на низьких частотах, що дає змогу знизити похибку вимірювання. Процес вимірювання полягає у формуванні інтервалу часу τ_x , пропорційного вимірювальному періоду, у заповненні інтервалу імпу-

льсами опорної частоти та підрахунку кількості імпульсів лічильником РС.

Період визначається за формулою:

$$\tau_x = NT_0,$$

де N – кількість імпульсів; T_0 – час відліку вибирають від 1 с до 0,1 мкс.

Відношення частот вимірюється з використанням схеми, зображеної на рис. 3.32.

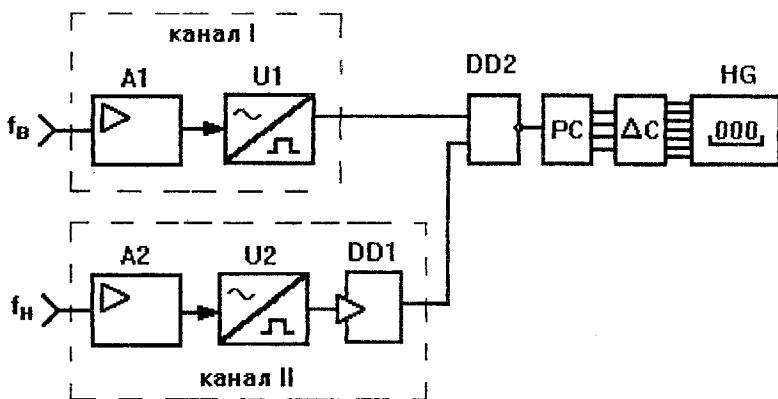


Рис. 3.32. Схема вимірювання відношення частот

Схема містить у собі два канали-формувачі, в яких формуються імпульси високої (канал I) та низької (канал II) частот. Імпульси надходять на схему збігу. Імпульси низької частоти формують часові інтервали, які заповнюються імпульсами високої частоти з наступним їх підрахунком за допомогою лічильника РС та індикацією на цифровому табло НГ. Час індикації вибирається оператором. Перед кожним новим циклом вимірювання лічильник встановлюється на нульову позначку.

Вимірювання часових інтервалів, тривалості затримок чотириполюсників також проводиться з використанням двоканальної схеми (аналогічно вимірюванню періоду), а у деяких випадках, наприклад, в електричних ланцюгах із значним ослаб-

ленням [33] – з формуванням допоміжної схеми перетворення параметрів до входу частотоміра.

Вимірювання фазового зсуву широко застосовують в експериментальній фізиці, радіолокації, радіонавігації, системах контролю фізичних величин (температури, вологості, рівня рідин), дефектоскопії та інших галузях життєдіяльності людини, меншою мірою у біології та медицині. Використання фазового зсуву як інформативного параметра забезпечує підвищення чутливості та точності вимірювання у випадках високої завадозахищеності та достовірності процесу вимірювання [31].

У більшості випадків інформація закладена у фазовому зсуві двох сигналів – вимірювального $U_c(t)$ та опорного $U_o(t)$:

$$U_c(t) = U_c \cos(2\pi ft + \varphi_1), \quad (3.15)$$

$$U_o(t) = U_o \cos(2\pi ft + \varphi_2), \quad (3.16)$$

звідки фазовий зсув

$$\varphi_x = \varphi_1 - \varphi_2.$$

Реалізація процесу вимірювання фазового зсуву забезпечується двоканальними схемами фазометрів. Вимірювальна інформація при цьому виділяється такими методами:

- векторним складанням або відніманням порівнювальних коливань;

- побудовою на осцилографічному індикаторі геометричних фігур, розміри яких перебувають у визначеній залежності від вимірювального фазового зсуву;

- перемноженням порівнювальних коливань;

- перетворенням фазового зсуву у часовий інтервал.

Основні вимоги до фазовимірювальних пристроїв можна сформулювати так:

- забезпечення високої точності вимірювання (в промислових фазометрах досягнута точність може складати $0,1^\circ$);

- широкий динамічний діапазон як за амплітудою, так і за частотою вхідних сигналів (40, ..., 60 дБ за амплітудою в діапазоні частот від одиниць герц до 10, ..., 12 ГГц);

- зручна форма подання вимірювального фазового зсуву (аналогова або цифрова).

Реалізація вимірювання фазового зсуву в діапазоні може виконуватися фазометрами без перетворення або з перетворенням вхідної частоти. В діапазоні низьких частот технічно простіші у виконанні та економічно доцільніші фазометри без перетворення частоти, але на подібні схеми дуже впливає спотворення

сигналів, що призводить до виникнення значних похибок вимірювання фазового зсуву (так, при коефіцієнті гармонік $k_f = 2\%$ похибка складає $2,0^\circ$). Структурна схема фазометра без перетворення вхідної частоти зображена на рис. 3.33.

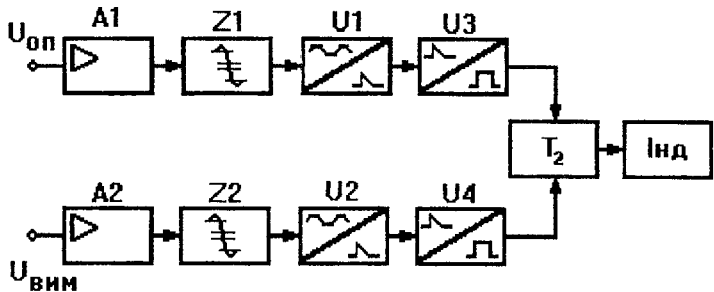


Рис. 3.33. Низькочастотний фазометр

Фазометри з перетворенням вхідної частоти перспективніші й забезпечують високу точність, можливість вимірювання фазового зсуву спотворених сигналів і роботу в широкому діапазоні вхідних частот [16, 31].

Подібні фазометри виконуються з одно- чи двократним перетворенням вхідної частоти.

Структурна схема фазометра з двократним перетворенням вхідної частоти зображена на рис. 3.34.

Розглянемо принцип роботи фазометра з перетворенням частоти вхідного сигналу. На вході вимірювального каналу (ВК) – напруга (3.15), а на вході опорного каналу (ОК) – напруга (3.16). Через вхідні атенюатори та підсилювачі A1 та A2 вхідні сигнали проходять на входи перетворювачів частоти (ПЧ) U1 і U2. На інші входи перетворювачів частоти подається напруга гетеродина:

$$U_{г1}(t) = U_{г1} \cos 2\pi f_{г1} t.$$

При гетеродинному перетворенні частоти в перетворювачах U1 та U2 забезпечується перемноження вхідних сигналів

$$U_c(t) \times U_{г1}(t), \quad U_o(t) \times U_{г1}(t).$$

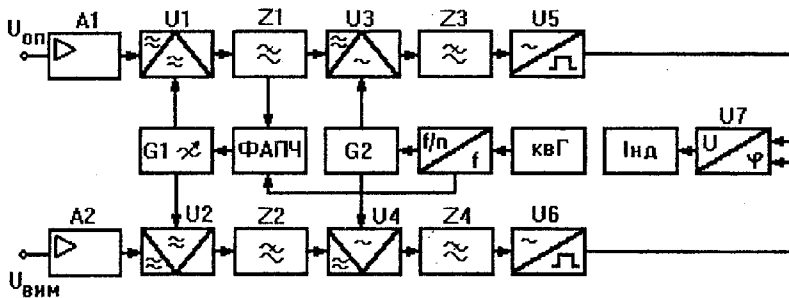


Рис. 3.34. Фазометр з перетворенням входної частоти

У результаті на виході каналних перетворювачів частоти формується складний спектр комбінаційних частот, які подаються на фільтри нижніх частот.

Фільтрами нижніх частот Z1 та Z2 виділяється напруга першої проміжної частоти $f_{пч1} = f_{r1} - f_c$:

$$U_{z1} = U_c U_{r1} / 2 \cos[2\pi(f_{r1} - f_c)t - \varphi_1];$$

$$U_{z2} = U_o U_{r1} / 2 \cos[2\pi(f_{r1} - f_c)t - \varphi_2],$$

на яку переносяться фазові співвідношення входних сигналів.

Друга ступінь перетворення виконує функцію подальшого зниження частоти та переносу фазових співвідношень на другу (низьку) проміжну частоту $F_{пч2}$. На входи перетворювачів частоти U3 та U4 подаються напруги першої проміжної частоти та другого гетеродина:

$$U_{r2} = U_{r2} \cos 2\pi f_{r2} t.$$

При цьому на виході фільтрів нижніх частот Z3 та Z4 формуються напруги другої проміжної частоти $F_{пч2} = f_{r2} - f_{пч1}$:

$$U_{z3} = U_{z3} \cos[2\pi(f_{r2} - f_{пч1})t - \varphi_1];$$

$$U_{z4} = U_{z4} \cos[2\pi(f_{r2} - f_{пч1})t - \varphi_2].$$

Отримані сигнали через формувачі імпульсів подаються на схему виділення та перетворення фазового зсуву

$$\varphi_x = \varphi_1 - \varphi_2 \equiv U, \quad \text{або} \quad \varphi_x \equiv t.$$

Двоканальна структура фазометра характеризується неідентичністю фазових характеристик окремих каскадів, що призводить до появи неконтрольованих фазових зсувів, значення яких залежить як від непостійності амплітуд, початкових фаз і частоти інформаційних сигналів, так і від нестабільності характеристик генераторів перетворювачів частоти, фільтрів, формувачів та інших вузлів фазометра. Все це призводить до появи похибок вимірювання фазових зсувів.

Значення цих похибок можна коригувати за допомогою регульованих фазообертачів, атенуаторів, підсилювачів-обмежувачів, систем фазової автопідстройки частоти та інших допоміжних схем.

Похибки вимірювання фазового зсуву в залежності від причин їх виникнення можна поділити на три групи:

- 1 – обумовлені схемними та конструктивними особливостями, впливом умов експлуатації та часу;
- 2 – залежні від параметрів вхідних сигналів;
- 3 – залежні від величини імпедансів контрольованого об'єкта та входу фазометра.

До першої групи похибок відносяться такі:

$\Delta\varphi_c$, $\Delta\varphi_r$ – від зв'язку за сигнальною та гетеродинною напругою;

$\Delta\varphi_{пч1}$, $\Delta\varphi_{пч2}$ – від зв'язку за напругою першої та другої проміжної частоти;

$\Delta\varphi_{fc}$, $\Delta\varphi_{fr}$ – від нестабільності частот сигналу та гетеродина;

$\Delta\varphi_{пч}$ – від нестабільності проміжних частот;

$\Delta\varphi_{ат}$, $\Delta\varphi_{обм}$ – атенуатора та від несиметрії обмеження підсилювача;

$\Delta\varphi_{тг.гист}$ – похибка тригера від гістерезису.

До другої групи відносяться такі:

$\Delta\varphi_{на}$ – похибка від нерівності амплітуд вхідних сигналів;

$\Delta\varphi_{kf}$ – похибка від наявності вищих гармонік (при вимірюванні фазового зсуву спотворених сигналів).

До третьої групи відносяться такі:

$\Delta\varphi_{вкл}$ – похибка, викликана зміною фазового зсуву при під'єднанні до об'єкта вхідних пристроїв фазометра.

Похибки вимірювання фазових зсувів перевіряються за допомогою нестандартизованих засобів вимірювання або за допомогою двофазних генераторів [3, 43], які, наприклад, забезпечують формування високочастотних фазових зсувів від 0 до 360° у відповідному частотному діапазоні.

3.5. ПРИЛАДИ ДЛЯ СПОСТЕРЕЖЕННЯ ЗА ФОРМОЮ ТА ДОСЛІДЖЕННЯ СПЕКТРІВ СИГНАЛІВ

Електронні осцилографи

Для спостереження та реєстрації електричних сигналів використовують електронні осцилографи. За їх допомогою можна проводити спостереження гармонічних, імпульсних та шумових сигналів, вимірювати їх параметри – амплітуду, частоту та тривалість, фазу коливань, глибину модуляції.

Електронний осцилограф можна використовувати для дослідження перехідних процесів у електричних та електронних ланцюгах для вимірювання опору, добротності, дослідження частотних характеристик чотириполюсників. Широко використовується електронний осцилограф у медицині та біології, механіці, оптиці та інших областях для дослідження та вимірювання як електричних, так і неелектричних величин.

Осцилографи класифікуються в залежності від призначення, принципу дії, можливостей, точності вимірювання на такі групи:

а) за шириною смуги пропускання – низькочастотні ($\Delta f_p = 1, \dots, 10$ МГц), швидкодіючі або широкосмугові ($\Delta f_p = 10, \dots, 1000$ МГц) та надшвидкісні із смугою пропускання ($\Delta f_p > 1,0$ ГГц);

б) за кількістю одночасно досліджуваних сигналів – однопроменеві, двопробеневі, двоканальні та багатоканальні. У двопробеному осцилографі використовується електронна трубка на два промені, а в багатоканальному – однопроменева трубка із комутатором на вході;

в) за характером досліджуваних сигналів на осцилографи безперервних та імпульсних сигналів, універсальних та спеціальних (наприклад, телевізійних) сигналів;

г) за точністю відтворення форми сигналів, точністю вимірювання амплітуди, частоти (періоду) та часових інтервалів на осцилографи 1, 2, 3 та 4 класів точності. В залежності від класу похибка вимірювання амплітуди та часових інтервалів становить від 3 до 12 %;

д) за масштабом часу, у якому досліджується процес, – реального часу та зміненого масштабу часу – осцилографи з пам'яттю, стробоскопічні.

Згідно з ГОСТ 9810 осцилографи позначаються: універсальні – С1, швидкодіючі – С7, осцилограф з пам'яттю – С8, спеціальні – С9.

Структурна схема універсального електронного осцилографа показана на рис. 3.35.

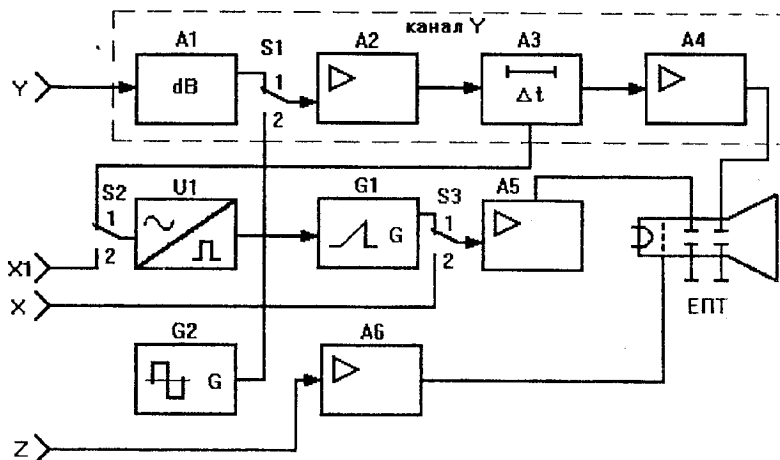


Рис. 3.35. Електронний осцилограф: ЕПТ – електронно-променева трубка; Y-, X-канали вертикального та відповідно горизонтального відхилення променя трубки; Z – канал керування променем ЕПТ за яскравістю; X1 – вхід зовнішньої синхронізації генератора розгортки; A1 – вхідний атенюатор; A2, A4 – попередній та кінцевий підсилювачі каналу Y; A3 – лінія затримки; U1 – формувач імпульсів синхронізації та запуску генератора пилкоподібної розгортки G1; A5 – кінцевий підсилювач каналу X; G2 – калибровочний генератор; A6 – кінцевий підсилювач каналу керування за яскравістю; S1, S2, S3 – комутатори режимів роботи осцилографа

Вхідний сигнал подається на вхід каналу Y. Атенюатором A1, попереднім підсилювачем A2 та кінцевим A4 встановлюється необхідний коефіцієнт передачі каналу:

$$K_y = 1 / EK_{\min},$$

де E – чутливість електронно-променевої трубки;

K_{\min} – мінімальне значення коефіцієнта відхилення.

Лінія затримки АЗ забезпечує затримку сигналу на час ($\tau_{лз} \approx \tau_p$) розгортки пилкоподібної напруги генератора G1, що необхідно для одержання сталого зображення досліджуваного процесу, включаючи початковий період (наприклад, у випадку аналізу переднього фронту імпульсного сигналу). З виходу кінцевого підсилювача А4 сигнал подається на пластини вертикального відхилення променя ЕПТ, на горизонтальні пластини якої надходить від генератора G1 через підсилювач А5 пилкоподібна напруга розгортки. Форма пилкоподібної напруги наведена на рис. 3.36, де T_n , T_z – період прямого та зворотного ходу розгортки; T_p – період розгортки; U_0 , U_m – початкове та амплітудне значення напруги розгортки.

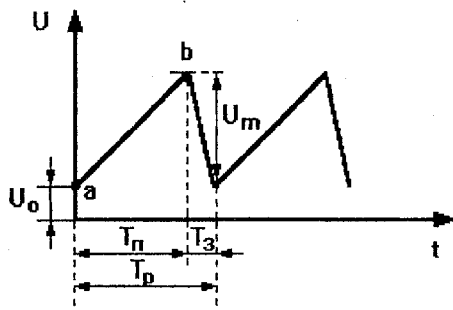


Рис. 3.36. Форма напруги розгортки

Напруга розгортки повинна забезпечувати рівномірний хід променя на екрані ЕПТ. Для оцінки нерівномірності розгортки вводяться показники середньої швидкості зміни напруги у межах прямого ходу розгортки

$$K_u = U_m / T_n$$

та коефіцієнт нелінійності прямого ходу

$$\beta = [(tg\alpha_1 - tg\alpha_2) / tg\alpha_1] 100\%,$$

де $\operatorname{tg}\alpha_1$, $\operatorname{tg}\alpha_2$ – тангенси кута нахилу дотичної до лінії прямої розгортки у точках а і б.

Звичайно, для точних осцилографів β становить $\leq 5\%$, а для менш точних $\beta \geq 5\%$. Генератор G1 може працювати в режимі чекання, що особливо зручно для дослідження імпульсних сигналів, або у безперервному режимі. Для одержання нерухомого зображення на ЕПТ використовуються внутрішня та зовнішня синхронізація, при цьому перемикач S2 встановлюється у положення 1 або 2. За необхідності перевірки стабільності коефіцієнта передачі каналу Y та часу розгортки, на вхід підсилювача A2 через перемикач S1 (контакт 2) подається імпульсний сигнал від калібрувального генератора C2 з нормованими амплітудою та тривалістю імпульсів. За допомогою каналу X (перемикач S3 у положенні 2) можна вимірювати частоти методом порівняння (з використанням фігур Ліссажу) та фазового зсуву. Канал Z служить для керування яскравістю променя і може використовуватись, наприклад, для вимірювання частоти методом яскравих позначок (міток), забезпечуючи при цьому на рівні 10–12 % похибку вимірювання часових інтервалів.

Аналізатори спектра

Аналіз форми електричних сигналів, який проводиться за допомогою електронних осцилографів, забезпечує можливість вимірювання, причому із значною похибкою, амплітуди та частоти сигналів. Тому цим методом не можна забезпечити повний аналіз складних сигналів, особливо у медицині, біології, фізиці, механіці, та представити інформацію про амплітудні й частотні співвідношення складових цих сигналів [17].

Задача розв'язується за допомогою спектрального аналізу та аналізаторів спектра.

Складний електричний сигнал завжди можна представити у вигляді безлічі простіших гармонічних коливань. Такий процес називається перетворенням Фур'є. Сукупність амплітуд та початкових фаз частотних гармонік, прив'язаних до початку відліку ($t = 0$), називають спектральною функцією

$$S(\omega) = \int_{-\infty}^{\tau} f(t)e^{-j\omega t} dt, \quad (3.17)$$

де ω – колова частота; τ – час закінчення процесу.

Рівняння (3.17) називають прямим перетворенням Фур'є. Із рівняння (3.17) можна визначити косинусну та синусну складову поточного спектра:

$$S(\omega)_{\tau \cos} = \int_{-\infty}^{\tau} f(t) \cos \omega t dt ,$$

$$S(\omega)_{\tau \sin} = \int_{-\infty}^{\tau} f(t) \sin \omega t dt .$$

Косинусна та синусна складові поточного спектра представляють собою сукупність коефіцієнтів a_k та b_k перетворення Фур'є в інтервалі $-T/2 < t < T/2$:

$$a_k = 2 / T \int_{-T/2}^{T/2} f(\tau) \cos K \omega_0 \tau d\tau ,$$

$$b_k = 2 / T \int_{-T/2}^{T/2} f(\tau) \sin K \omega_0 \tau d\tau .$$

Таким чином, складний сигнал можна представити у вигляді ансамблю частот рис. 3.37, $Kf_0 = K / T$ з амплітудою $C_k = \sqrt{a_k^2 + b_k^2}$ та фазою $\varphi_k = b_k / a_k$, $K = 1, 2, 3, \dots, n$.

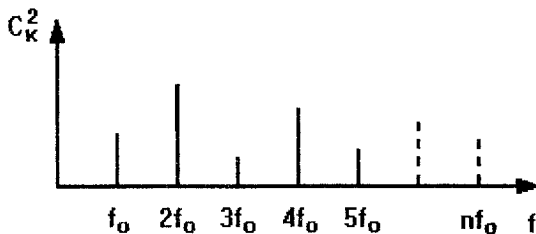


Рис. 3.37. Спектрограма складного сигналу

Існує два основних методи вимірювання спектральних характеристик складних сигналів – здійснення перетворення Фур'є, як результат впливу сигналу на селективний чотириполюсник, та перетворення Фур'є цифровими засобами.

Основна частина аналізаторів спектра реалізує перший метод перетворення Фур'є, а у процесі побудови приладів використовуються такі варіанти аналізу спектра:

- за допомогою набору смугових фільтрів (паралельний аналіз);
- за допомогою гетеродинування та переобладнаних фільтрів (послідовний аналіз);
- за допомогою дисперсійних ліній затримок;
- на цифрових фільтрах;
- псевдопаралельний аналіз.

Найбільше поширення отримали аналізатори послідовного та паралельного типу. Структурна схема аналізатора паралельного типу наведена на рис. 3.38.

На вхід X_1 аналізатора під'єднують сигнал $U_x(t)$. Розділення частотних складових виконується за допомогою смугових фільтрів $Z_1, \dots, Z_i, \dots, Z_n$, частотні характеристики яких перекриваються між собою. Після детектування на $U_1, \dots, U_i, \dots, U_n$ вихідні напруги кожного каналу послідовно за допомогою комутатора K під'єднуються до вертикальних пластин електронно-променевої трубки (ЕПТ). Комутатор керується ступінчатою розгорткою від генератора G_1 .

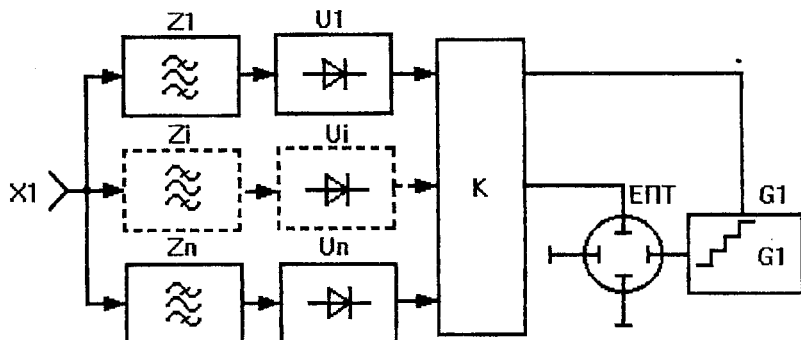


Рис. 3.38. Аналізатор паралельного типу

Таким чином, на екрані ЕПТ послідовно розгортаються частотні складові спектра вхідного сигналу, які проходять через фільтр Z1, потім Z2, а далі – через Zі та Zп. Для надійного розподілу частотних складових необхідно, щоб амплітудно-частотна характеристика фільтрів була близькою до прямокутної. Розрізняльну здатність АС оцінюють за формулою:

$$\Delta f_p = 2(2\Delta f_\Phi),$$

де $2\Delta f_\Phi$ – смуга пропускання фільтра-аналізатора.

Аналізатори спектра паралельного типу забезпечують значну швидкість, але вони не набули широкого застосування через складність реалізації, мають вузьку смугу та не забезпечують доброї роздільної здатності.

Перспективніші аналізатори послідовного типу, або так звані гетеродинні. Структурна схема аналізатора спектра послідовної дії наведена на рис. 3.39.

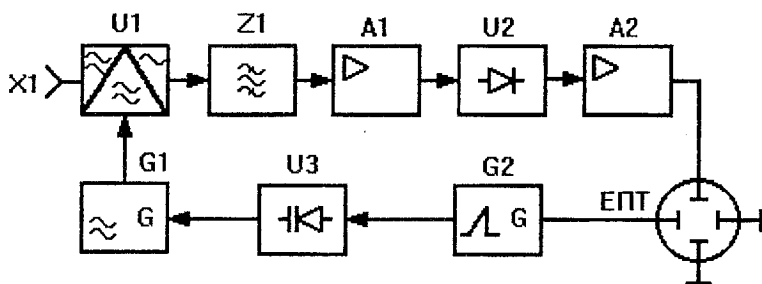


Рис. 3.39. Аналізатор послідовного типу: X1 – вхід аналізатора спектра; U1 – змішувач; G1 – ЧМ-генератор високої частоти (гетеродин); Z1 – смуговий фільтр; A1 – підсилювач проміжної частоти; U2 – детектор; A2 – кінцевий підсилювач постійної напруги; G2 – генератор розгортки; U3 – схема електронного перестроювання частоти генератора G1; ЕПТ – електронно-променева трубка

Розглянемо роботу аналізатора спектра послідовної дії.

Генератор розгортки G2 формує пилоподібну напругу, яка подається на пластини горизонтального відхилення променя ЕПТ та на схему U3 керування частотою ЧМ-генератора G1. Частота генератора G1 лінійно змінюється за часом, що забезпечує виникнення на виході змішувача U1 напруги проміжної частоти з кожною частотною складовою вхідного сигналу (рис. 3.40)

$$f_{r1} - f_{c1} = f_{пч1}; \quad f_{r2} - f_{c2} = f_{пч2}, \dots, \quad f_{rn} - f_{cn} = f_{пчn}.$$

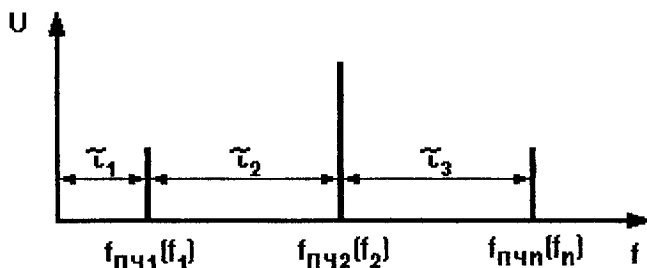


Рис. 3.40. Спектр на екрані аналізатора послідовного типу

Таким чином, виникнення відгуку на екрані ЕПТ визначається часовою затримкою τ_1 , τ_2 , τ_3 і пропорційне частотним складовим вхідного сигналу. Для відліку частот вхідного спектра необхідно знати масштаб M по осі x (вісь частот), який визначається за формулою:

$$M = \Delta f_r / \Delta x ,$$

де Δf_r – приріст частоти генератора; Δx – зміщення променя на екрані ЕПТ.

Оскільки Δx пропорційне $\Delta U_{розг.G2}$, то можна записати

$$M = \Delta f_r / \Delta U_{розг.G2},$$

де $f_r(U_{розг.G2})$ – модуляційна характеристика ЧМ-генератора, яку можна представити у вигляді:

$$f_{\Gamma} = f_{\text{мін}} + aU_{\text{розг.Г2}},$$

де a – крутизна модуляційної характеристики.

Час аналізу послідовного аналізатора спектра визначається

$$T_a = (f_{\text{мак}} - f_{\text{мін}})(2\Delta f_{\phi}),$$

де $f_{\text{мак}}$, $f_{\text{мін}}$ – максимальна та мінімальна частота ЧМ-генератора; $2\Delta f_{\phi}$ – смуга пропускання фільтра проміжної частоти.

Час аналізу може складати десятки секунд, що потребує використання інерційних ЕПГ.

Аналізатори спектра послідовної дії забезпечують широкий діапазон робочих частот (від 10 Гц до 39,6 ГГц), значний динамічний діапазон. Прикладом АС послідовного типу є аналізатори СК4-56, СК4-59, С4-60.

Аналізатор спектра СК4-56 призначений для аналізу низько-частотних сигналів у діапазоні частот 0,01 – 60 кГц з похибкою визначення частоти $\pm(10^{-4}f + \Delta f + 1)$, у динамічному діапазоні амплітуд 90 дБ.

У діапазоні високих частот 0,01 – 39,6 ГГц відомий вітчизняний аналізатор спектра С4-60, похибка вимірювання частоти АС становить $\pm(10^{-3}f + 1 \text{ МГц})$, динамічний діапазон – від 40 до 60 дБ залежно від діапазону робочих частот.

За допомогою аналізаторів спектра можна вимірювати:

- частоти, частотні інтервали;
- рівні амплітуд, спектральних складових та їх співвідношень;
- рівень шумів у діапазоні частот;
- параметри модульованих сигналів;
- спостерігати за амплітудно-частотними характеристиками, порівнювати два і більше спектрів та розраховувати нелінійні спотворення сигналів.

Таким чином, аналізатори спектра поєднують функції вольтметрів, частотомірів, вимірювачів нелінійних спотворень та інших вимірювальних пристроїв, що підтверджує їх універсальність та пояснює широке застосування у різних галузях виробництва та наукових дослідженнях.

Розділ 4. МЕТОДИ ТА АПАРАТУРА ВИМІРЮВАННЯ ПАРАМЕТРІВ СИГНАЛІВ МЕДИЧНОЇ АПАРАТУРИ У ДІАПАЗОНАХ НАДВИСОКИХ ТА НАДЗВИЧАЙНО ВИСОКИХ ЧАСТОТ

Використання електромагнітних сигналів надвисоких (НВЧ) та надзвичайно високих частот (НЗВЧ) у медицині та біології пов'язано з тими позитивними біологічними ефектами, які виникають при взаємодії НВЧ-коливань з біологічними об'єктами (клітинами, вірусами та мікробами, тваринами та людським організмом) [20].

Основні параметри, які необхідно вимірювати при виготовленні та експлуатації НВЧ-медичної апаратури – частота коливань НВЧ-сигналів, потужність, напруженості електромагнітного поля, параметри узгодження та ослаблення.

Діапазон надвисоких частот займає область від 3 до 30 ГГц (10 ... 1 см), а надзвичайно високих частот – від 30 до 300 ГГц (1 см ... 1 мм). Практично у медицині та біології використовуються частоти від долей герц до 100 ГГц. Частина медичної апаратури працює у дециметровому діапазоні частот, наприклад, прилади для УВЧ-терапії (робоча частота становить сотні мегагерц).

Відома також лікувальна дія НВЧ-коливань значної потужності для гіпертермії ракових пухлин, при цьому використовуються частоти, які допомагають забезпечити максимальну потужність (десятки, сотні ват) на глибині розташування пухлини, що спричиняє нагрів пухлини до 42–45° та її регресії.

Широко відома впроваджена у практику багатьох клінік та лікарень медичних та біологічних досліджень мікрохвильова резонансна терапія (МРТ), а також її різновиди – інформаційно-хвильова, біорезонансна, електромагнітна [29].

Номенклатура нозологій, за яких використовується МРТ, становить понад два десятки найменувань, у тому числі такі тяжкі хвороби, як некроз голівки стегнової кістки, виразка шлунка та дванадцятипалої кишки, алергічні хвороби, цукровий діабет та інші [11].

Діапазон робочих частот приладів для мікрохвильової резонансної терапії становить від 30 до 100 ГГц, рівень потужності – від 10 мВт до $1 \cdot 10^{12}$ Вт для монохроматичних сигналів та $1 \cdot 10^{12}$, ..., $1 \cdot 10^{20}$ Вт/Гц – для шумових сигналів [29, 30, 34].

Використання НВЧ-апаратури у медицині та біології пов'язано з необхідністю вимірювання електромагнітних полів (ЕМП) як при вивченні впливу електромагнітних коливань на біологічні об'єкти, так і для встановлення контролю за виконанням санітарних норм у процесі виробничого виготовлення приладів та експлуатації апаратури у лікарнях і клініках. Аналогічні завдання виникають і в умовах використання НВЧ-апаратури в радіозв'язку, радіомовленні, телебаченні, радіолокації, радіонавігації та в інших областях науки, техніки і виробництва. У всіх перерахованих випадках необхідна інформація отримується шляхом вимірювання енергетичних параметрів ЕМП – напруженості електричної або магнітної компоненти поля.

Нормативним документом МОЗ України “Державні санітарні норми і правила захисту населення від впливу електромагнітних випромінювань” встановлені санітарні норми ЕМП для різних категорій населення – від обслуговуючого персоналу до осіб, які проживають у зоні розташування електромагнітних полів НВЧ-установки. Таким чином, діапазон потужностей НВЧ- та НЗВЧ-медичної апаратури охоплює від сотень ват до піковат, що певним чином ускладнює можливості метрологічного забезпечення.

4.1. МЕТОДИ ТА АПАРАТУРА ВИМІРЮВАННЯ ВИСОКИХ ЧАСТОТ

В НВЧ-діапазоні методи вимірювання частоти можна поділити на дві основні групи – резонансні методи та методи порівняння. Відповідно у НВЧ-діапазоні використовують частотоміри двох типів – резонансні та електронно-лічильні. Основним елементом резонансного НВЧ-частотоміра є перестроюваний коливальний контур (рис. 4.1).

Резонансний частотомір працює таким чином. Через виток зв'язку 4 в резонатор 1 надходить сигнал НВЧ-коливань. Переміщення короткозамикача 3 спричиняє при $l = n\lambda / 2$ (де $n = 1, 2 \dots$) до резонансу та збігу частоти резонатора із вимірюваною частотою. Настройку на резонанс фіксують за максимальним відхиленням індикатора А. Значення частоти визначають за лімбом 6. Частотомір з $l = \lambda / 2$ називають півхвильовим частотоміром.

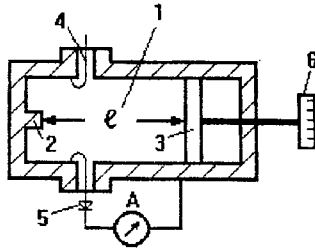


Рис. 4.1. Резонансний частотомір НВЧ-діапазону:

1 – резонатор; 2 – нерухомий короткозамикач; 3 – рухомий короткозамикач (плунжер); 4 – виток зв’язку з джерелом НВЧ-коливань; 5 – детектор з індикатором резонансу А; 6 – лімба (відліковий пристрій частоти)

Розглянутий принцип лежить в основі побудови резонансних частотомірів Ч2-31, Ч2-32, Ч2-33, Ч2-36А, Ч2-37А, які перекривають діапазон частот від 5 до 16 ГГц. Похибка вимірювання частоти резонансного частотоміра

$$\delta_{рч} = \delta_{мп} + \delta_{вп} + \delta_{\theta},$$

де $\delta_{мп}$ – похибка механізму перестройки;

$\delta_{вп}$ – похибка відлікового пристрою;

$\delta_{\theta} = \Delta f / 10f_p = 1 / 10Q$ – похибка, обумовлена добротністю резонатора.

Оскільки Q резонатора становить 3000–5000, то

$$\delta_{рч} \approx \delta_{мп} + \delta_{вп}.$$

Електронно-лічильні частотоміри (розглянуті у розділі 3) в області НВЧ знаходять ширше застосування, ніж резонансні. Схема гетеродинного перетворювача частоти наведена на рис. 4.2.

Напруга вхідної частоти f_x подається на змішувач $U1$, на другий вхід якого через фільтр $Z1$ надходить гармоніка опорної частоти з генератора $G1$. Вимірювана частота визначається як

$$f_x = nf_{\text{он}} \pm f_{\text{тп}}.$$

Номер гармоніки реєструється на табло перетворювача частоти, а $f_{\text{тп}}$ вимірюється частотоміром. Похибка вимірювання визначається опорною частотою і може становити від 10^{-6} до 10^{-9} .

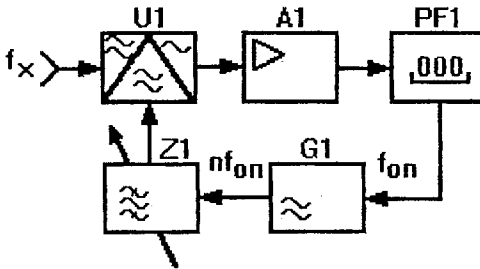


Рис. 4.2. Схема гетеродинного НВЧ-частотоміра

Сумісне використання ЕЛЧ з перетворювачем частоти значно розширює діапазон вимірювання частоти. Наприклад, ЕЛЧ ЧЗ-54 із вставним блоком ЯЗЧ-72 та перетворювачем частоти Ч5-13 забезпечує вимірювання частоти від 10 Гц до 78 ГГц.

Вимірювання частоти, пов'язаної з біологічними ефектами, наприклад, наявністю резонансів у біологічних об'єктах [6], пов'язане із значними труднощами. В [32] описаний пристрій, який дає змогу проводити точне вимірювання частоти резонансу та смуги пропускання, що відкриває можливості до визначення параметрів біологічних об'єктів. На рис. 4.3 наведена структурна схема пристрою, який працює за таким принципом.

Вихідний сигнал НВЧ-генератора G1 подається на пристрій зміщення частоти, на виходах якого формується сигнал нижньої $\omega_2 = \omega_1 - \Omega$ та верхньої $\omega_3 = \omega_1 + \Omega$ бокових частот. Сигнал однієї з цих частот подається на змішувач U4, а другої – через циркулятор A3 в антену A5. Відбитий сигнал надходить через циркулятор на другий вхід змішувача U4. В результаті змішування відбитого сигналу однієї бокової частоти (наприклад, верхньої) підсилювачем A4 виділяється сигнал з подвоєною частотою модуляції:

$$U_4(t) = p_2 S_1 K_1 m U_H U_B (\cos 2\Omega t + \varphi_1),$$

де ρ_2 – модуль коефіцієнта відбиття частоти ω_2 ;
 S_1 – крутизна перетворення U_4 ;
 m – коефіцієнт модуляції;
 K_1 – коефіцієнт фільтрацій НЧ-коливаль;
 U_H, U_B – амплітуди напруг верхньої та нижньої бокових частот;
 φ_1 – фаза коливань.

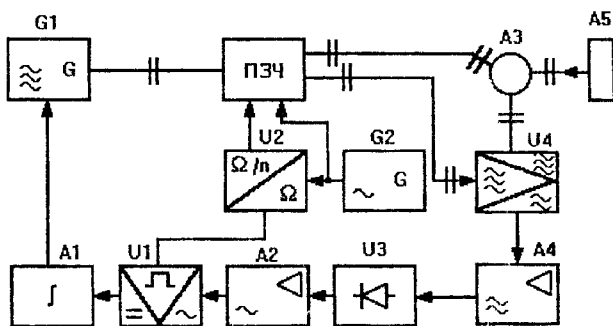


Рис. 4.3. Пристрій вимірювання резонансних частот НВЧ-діапазону

На виході амплітудного детектора U_3 з крутизною перетворення S_2 виділяється напруга

$$U_{ад} = \rho_2 S_1 S_2 K_1 m U_H U_B / 4.$$

Потім міняють черговість бокових частот і опромінюють об'єкт сигналом нижньої бокової частоти. Частоту комутації бокових частот вибирають рівною Ω / n . В результаті на виході амплітудного детектора отримуємо

$$U'_{ад} = \rho_3 S_1 S_2 K_1 m U_H U_B / 4,$$

де ρ_3 – модуль коефіцієнта відбиття об'єкта на частоті ω_3 .

Фазочутливий випрямляч U_1 виділяє напругу

$$U_{\text{фчв}} = U_{\text{ад}} - U'_{\text{ад}} = S_1 S_2 K_1 m U_H U_B (\rho_2 - \rho_3) / 4. \quad (1)$$

Частоту генератора G1 ω_1 змінюють до отримання нульового значення різницевого сигналу (1).

У цьому випадку $\rho_2 = \rho_3$, а $|\omega_2 - \omega_0| = |\omega_3 - \omega_0|$.

Таким чином, частота НВЧ-коливань точно змінюється до резонансної частоти об'єкта у випадку рівності добутку двох бокових частот, сигнал однієї з яких – відбитий від об'єкта сигнал бокової частоти, а другий – симетричний відносно другої бокової частоти. Резонансну частоту ($\omega_0 = \omega_1$) вимірюють НВЧ-частотоміром, під'єднавши його до виходу НВЧ-генератора.

4.2. СТАНДАРТНІ МЕТОДИ ВИМІРЮВАННЯ ПОТУЖНОСТІ НВЧ-СИГНАЛІВ

Вимірювання потужності електромагнітних коливань проводиться у широкому діапазоні частот, починаючи з інфранизьких частот і закінчуючи оптичним діапазоном.

Потужність постійного струму $P = UI$, де U , I – відповідно напруга та струм у ланці. Середню потужність сигналу змінного струму можна записати

$$P = 1 / T \int_0^T u i dt,$$

де u , i – миттєве значення напруги та струму;

T – період коливань.

У випадку синусоїдального струму

$$P = I^2 R = UI \cos \phi,$$

де U та I – середньоквадратичне значення напруги та струму;

ϕ – фазовий зсув між U та I .

Середнє значення потужності імпульсних сигналів

$$P_u = 1 / T \int_0^T u i dt = (U_m I_m / 2) \tau / T,$$

де τ – тривалість імпульсу;

T – період імпульсного сигналу;

U_m, I_m – амплітудне значення напруги та струму.

Потужність постійного струму визначають за допомогою амперметра і вольтметра або електродинамічного ватметра.

Вимірювання потужності у НВЧ-діапазоні дещо ускладнене через неможливість прямого вимірювання (на частотах більше 1 ГГц) напруги та струму електромагнітних коливань. Існує два основних методи вимірювання потужності НВЧ-сигналів [14]:

– вимірювання потужності, яку віддає джерело електромагнітних коливань у навантаження, за допомогою ватметра прохідної потужності (М2);

– вимірювання потужності, яку джерело ЕМП може віддати узгодженому навантаженню, ватметром поглинаючої потужності (М3).

Ватметри НВЧ-діапазону поділяються:

– за видом первинних вимірювальних перетворювачів – теплові (калориметричні, термоелектричні, термісторні та болометричні), пондеромоторні, електронні, феритові;

– за характером вимірюваної потужності – ватметри середнього значення потужності безперервних сигналів та імпульсної потужності;

– за рівнем вимірюваних потужностей – ватметри малої потужності (до 10 мВт), середньої потужності (від 10 мВт до 10 Вт) та великої потужності (понад 10 Вт);

– за типом НВЧ-тракту – коаксіальні та хвилевідні;

– за розміщенням первинного вимірювального перетворювача – внутрішні та виносні перетворювачі.

Схема ввімкнення ватметра поглинаючої потужності показана на рис. 4.4,а і ватметра прохідної – на рис. 4.4,б.

Ватметри поглинаючої потужності

1. Калориметричний метод вимірювання потужності реалізується у ватметрах поглинаючого типу. Метод забезпечує вимірювання потужностей від одиниць міліват до сотень кіловат у широкому діапазоні частот. Суть методу полягає у визначенні кількості тепла, яке виділяється у навантаженні ватметра. Як навантаження використовується вода, температура якої змінюється під дією електромагнітної енергії вимірюваного сигналу.

Калориметри бувають відкритими (вода використовується один раз) та закритими (вода циркулює у закритому контурі). Потужність НВЧ-коливань, що поглинається навантаженням (водою), визначається з виразу

$$P = 4,17cv\Delta T,$$

де c – теплоємність води; v – затрати води;

$\Delta T = T_1 - T_2$ – різниця температур на вході та виході калориметра.

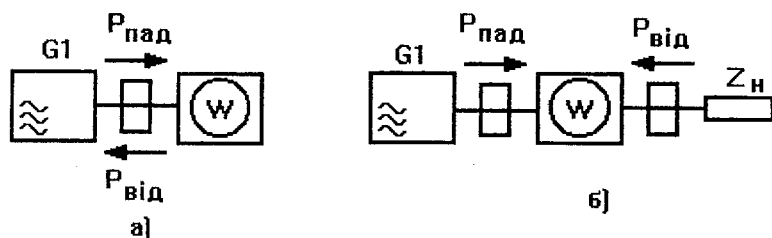


Рис. 4.4. Схеми включення ватметра поглинаючої та прохідної потужності

Похибка вимірювання потужностей калориметричним ватметром може становити від долей процента до одиниць процентів.

2. Вимірювання потужності за допомогою терморезисторів (термістора) найпоширеніше у НВЧ-діапазоні. Терморезистор вмикається в одне із плечей місткової схеми вимірювання (рис. 4.5).

У разі опромінення НВЧ-сигналом терморезистора змінюється опір R_T і порушується баланс мосту. Одним з еталонних опорів компенсується порушений баланс містка, індикатор встановлюється на нульову позначку.

Потужність НВЧ-сигналу визначається

$$P_{\text{нвч}} = P_0 - P_1 = 0,25R_T(I_0^2 - I_1^2),$$

де P_0 – потужність, яка розсіюється терморезистором до початку вимірювання;

P_1 – потужність на терморезисторі під час взаємодії з НВЧ-сигналом;

I_0, I_1 – струми через терморезистор.

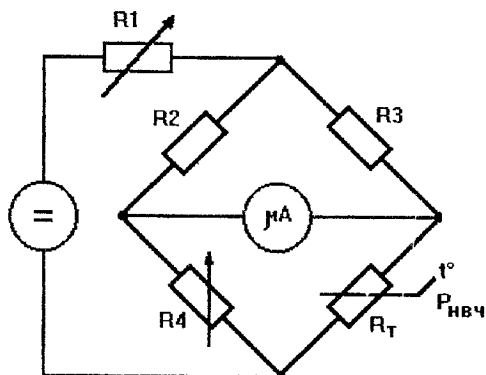


Рис. 4.5. Мостова схема вимірювання потужності

Терморезисторні вимірювачі дають змогу вимірювати потужності НВЧ-коливань у діапазоні від одиниць міліват до одного вата.

Похибка вимірювання потужності за допомогою термісторних ватметрів становить $\pm 2,5 \dots 10 \%$.

Діапазон робочих частот від 0,03 до 78 ГГц. Термісторний ватметр МЗ-22А є типовим прикладом цього класу, забезпечує можливість вимірювання потужностей від 1 мкВт до 10 мВт з максимальною похибкою $(0,8 + 0,2 P_H/P_X) \%$ у діапазоні до 78 ГГц шляхом заміни вхідних термоперетворювачів типу М5.

Ватметри прохідної потужності. Ці ватметри мають ряд переваг, що полягають у можливості вимірювання параметра працюючих НВЧ-ланцюгів та характеризуються незначним впливом перетворювача ватметра на схему, у якій проводиться вимірювання потужності.

Залежно від типу перетворювача та виду його зв'язку з НВЧ-полем розрізняють такі основні методи вимірювання прохідної потужності – метод поглинаючої стінки, зондовий та пондеромоторний, а також метод, заснований на використанні

ватметрів поглинаючої потужності та спрямованих відгалужувачів.

1. *Метод поглинаючої стінки* заснований на вимірюванні потужності, яка розсіюється на термочутливому резистивному елементі, вмонтованому у стінку хвилеводу у вигляді поглинаючої плівки із платини (ентракометра). У випадку проходження НВЧ-сигналу плівка нагрівається та змінює свій опір, що призводить до розбалансу містка, у який увімкнено термочутливий елемент.

Ватметри з використанням методу поглинаючої стінки надають можливість вимірювати потужності середнього та великого рівнів. Похибка вимірювання потужності цим методом становить від ± 9 до 18% . Невисоку точність слід віднести до недоліків методу поглинаючої стінки.

2. *Зондовий метод* вимірювання характеризується значним частотним діапазоном та високою точністю визначення потужності.

Зонд представляє собою перетворювач та елемент зв'язку з лінією проходження НВЧ-сигналу. За зондовий пристрій використовують напівпровідникові термопари або болометри, які встановлюються в лінії НВЧ-сигналу таким чином, щоб забезпечувати слабкий зв'язок та не вносити заникання втра (рис. 4.6).

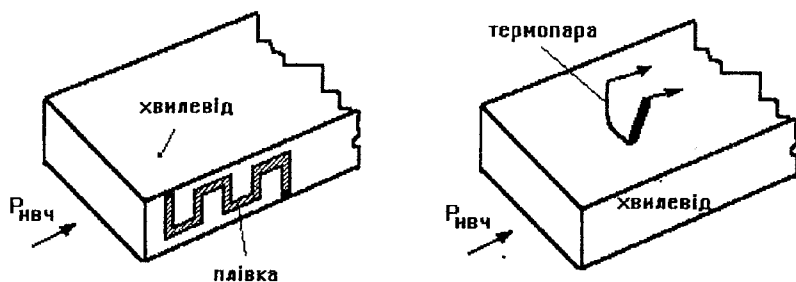


Рис. 4.6. Конструкція перетворювача зонда ватметра

Використовуючи сучасні болометри та схеми перетворення, можна забезпечити похибку вимірювання зондовим методом на

рівні 0,6 ... 1,5 %, що дає змогу використовувати подібні ватметри для створення зразкових засобів вимірювання.

3. *Пондеромоторний метод* заснований на використанні ефекту механічного впливу сил електромагнітного поля на стінки ліній передач або на відбиваючі пластинки, які розміщуються у хвилеводі. Ватметри із використанням тиску на стінки (датчики) хвилеводу не знайшли широкого застосування через низьку чутливість, температурну та частотну залежність. Ватметри на базі відбиваючих елементів, так звані крутильні ватметри, ширше застосовуються завдяки високій точності вимірювання, можливості абсолютного калібрування та вимірювання потужності від міліват до сотень кіловат у діапазоні частот до десятків гігерц.

Точність вимірювання прохідної потужності пондеромоторним методом становить $\pm (0,7 \dots 1,5) \%$.

До недоліків методу слід віднести необхідність уважного погодження відрізка хвилеводу, де розташовані чутливі елементи, вузькосмуговість за умови роботи у частотному діапазоні, низьку надійність та складність калібрування.

4. *Метод вимірювання потужності з направленими відгалужувачами* передбачає використання ватметрів поглинаючої потужності. Схема увімкнення ватметрів наведена на рис. 4.7.

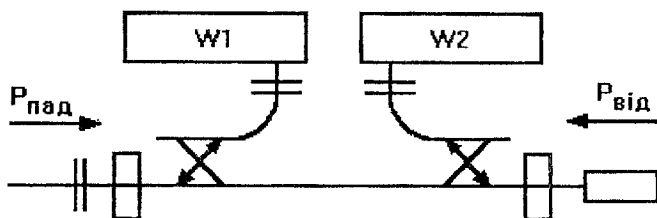


Рис. 4.7. Схема вимірювання потужності з направленими відгалужувачем

Прохідна потужність визначається як

$$P_{\text{прох}} = P_{\text{пад}} - P_{\text{від}} = P_1 / K'_{\text{пер}} - P_2 / K''_{\text{пер}},$$

де P_1, P_2 – значення потужності на табло W_1 та W_2 , що відповідно пропорційні падаючій та відбитій потужності;

$K'_{\text{пер}}, K''_{\text{пер}}$ – коефіцієнти передачі направленою відгалужувача.

Якщо навантаження характеризується незначним коефіцієнтом відбиття, то вимірюють тільки потужність падаючої хвилі

$$P_{\text{прох}} \approx P_{\text{пад}} = P_1 / K'_{\text{пер}} .$$

Точність вимірювання потужності у цьому випадку погіршується на 1, ..., 2 %, що для більшості випадків є прийнятним варіантом.

Метод можна використовувати у широкому діапазоні НВЧ-та НЗВЧ-частот. Метод з направленим відгалужувачем забезпечує вимірювання потужності НВЧ-сигналів від сотень мікроват до сотень кіловат, позитивним є також можливість використання вагметрів малого рівня для вимірювання великих потужностей.

До недоліків методу слід віднести значну похибку вимірювання (до 20–25 %) та залежність її від КСХ-навантаження, необхідність використання в умовах вимірювання графіка поправок.

4.3. МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ВИМІРЮВАННЯ ПОТУЖНОСТЕЙ МАЛИХ РІВНІВ

Інтенсивний розвиток та впровадження в медицину НВЧ та НЗВЧ-пристроїв з малим рівнем випромінювання ставить перед розробниками та експлуатаційниками складні завдання щодо метрологічного забезпечення медичної апаратури, особливо у мм-діапазоні [7].

Так, апаратура для мікрохвильової резонансної терапії забезпечує лікувальні рівні потужностей монохроматичних сигналів від $1 \cdot 10^{-6}$ до $1 \cdot 10^{-12}$ Вт, а шумових – $1 \cdot 10^{-12}$... $1 \cdot 10^{-18}$ Вт/Гц [6]. Власний рівень випромінювання людського організму складає близько $1 \cdot 10^{-21}$, ..., $1 \cdot 10^{-22}$ Вт/Гц [30].

Вимірювати такі низькоінтенсивні випромінювання можна за допомогою високочутливих вимірювальних приймачів-радіометрів [13].

Гранична чутливість такого вимірювального приймача визначається за виразом:

$$P_{\text{вл.гр}} = kT_0 \Delta f K_{\text{ш}} = 4 \cdot 10^{-21} \Delta f K_{\text{ш}},$$

де k – постійна Больцмана – $1,37 \cdot 10^{-23}$ Дж/град;

T_0 – температура приміщення, де розташований радіометр (293 °K);

Δf , $K_{\text{ш}}$ – смуга пропускання та коефіцієнт шуму тракту приймача.

Радіометри можуть виконуватися з використанням компенсаційного, модуляційного або кореляційного методів. Як показує аналіз, проведений у [34], найперспективнішими з точки зору схемної реалізації та забезпечення необхідної чутливості є комутаційно-модуляційні радіометри (рис. 4.8).

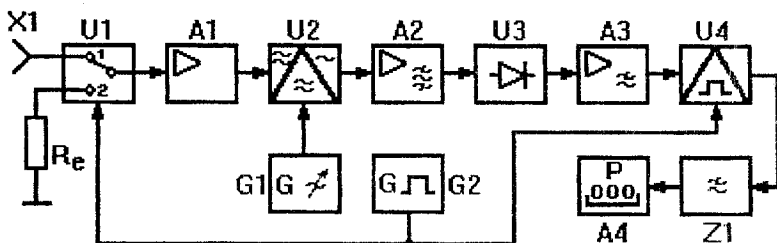


Рис. 4.8. Модуляційний радіометр

Модуляційний радіометр виконується за одноканальною схемою, яка містить вхідну антену X_1 , еквівалент антени R_e , комутаційний модулятор U_1 , підсилювач A_1 , перетворювач частоти U_2 , гетеродин G_1 , підсилювач проміжної частоти A_2 , квадратичний детектор U_3 , низькочастотний підсилювач A_3 , синхронний детектор U_4 , генератор комутуючих імпульсів G_2 , фільтр нижніх частот Z та цифровий індикатор A_4 .

Працює радіометр таким чином. Сигнал з виходу антени

$$U_c(t) = U_c \sin \omega t$$

надходить на комутаційний модулятор U_1 , який перемикається з частотою $\Omega \ll \omega$. На виході модулятора формується напруга

$$U_M(t) = U_c(1 + m \operatorname{sign} \sin \Omega t) \sin \omega_c t,$$

де m – коефіцієнт амплітудної модуляції;

U_c – амплітудне значення напруги сигналу.

Перетворювач частоти U2 та підсилювач A2 формують напругу проміжної частоти

$$U_{\text{пч}}(t) = U_{\text{пч}} / 2(1 + m \operatorname{sign} \sin \Omega t) \sin(\omega_f - \omega_c)t,$$

де $U_{\text{пч}} = U_c U_r$.

За період комутації на виході квадратичного детектора U3 отримуємо

$$U_{\text{-квд}} = \beta / 2(I'_{\text{квд}} - I''_{\text{квд}}) = \\ = (\beta U_{\text{пч}}^2 / 2) / 2 \operatorname{sign} \sin \Omega t + S_{\text{сп.квд}}^2(t),$$

де β – коефіцієнт перетворення квадратичного детектора;

$S_{\text{сп.квд}}^2$ – спектральна складова шуму детектора U3.

Синхронний детектор демодулює сигнал проміжної частоти шляхом його перемноження на опорну модулюючу напругу. В результаті фільтром нижніх частот виділяється постійна складова, пропорційна потужності сигналу, що досліджується:

$$P_c = \alpha / 2[(\beta U_c^2 / 2) + S_{\text{сп.квд}}^2],$$

де α – коефіцієнт перетворення синхронного детектора.

На цифровому індикаторі A4 фіксується значення вимірюваної потужності.

Комутаційно-модуляційне перетворення вхідної частоти дає змогу вимірювати потужності на рівні або навіть нижче власних шумів радіометра, що забезпечує можливості вимірювання вихідних сигналів апаратів для мікрохвильової резонансної терапії, а також реєстрацію власного випромінювання біологічних об'єктів у міліметровому діапазоні частот [30].

4.4. ОЦІНКА ТОЧНОСТІ НЕСТАНДАРТИЗОВАНИХ ЗАСОБІВ ВИМІРЮВАННЯ МАЛИХ ПОТУЖНОСТЕЙ

Важливим моментом метрологічного забезпечення вимірювання низькоінтенсивних випромінювань у НВЧ- та НЗВЧ-

діапазонах за допомогою радіометричної системи є оцінка її точності.

Структурна схема метрологічної установки для перевірки точності радіометра міліметрового діапазону наведена на рис. 4.9 [40].

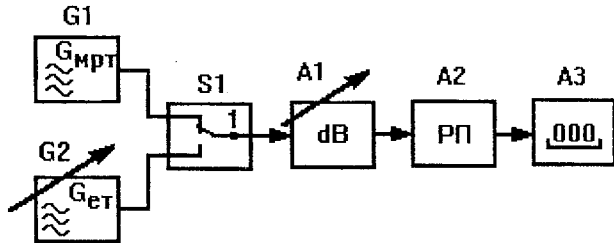


Рис. 4.9. Схема метрологічної установки НЗВЧ-діапазону:
G1 – генератор сигналу для мікрохвильової резонансної терапії; *G2* – калібрувальний генератор; *S1* – перемикач;
A1 – зразковий атенюатор; *A2* – радіометр;
A3 – цифровий індикатор

Установка забезпечує вимірювання потужності як монохроматичних, так і шумових сигналів.

Схема реалізує метод заміщення вимірюваної потужності P_x ($G1$) відомим значенням калібрувального генератора P_k ($G2$). Вимірювання проводиться у два етапи. Перемикач $S1$ у положенні 1 – вимірюваний сигнал P_x надходить на вхід радіометра $A2$ і реєструється індикатором $A3$ за допомогою атенюатора $A1$ на рівні, що у 2–3 рази вищий власних шумів радіометра $P_x = A_x$. На другому етапі перемикач $S1$ у положенні 2 – на вхід радіометра під'єднується відоме (виміряне) значення потужності калібрувального генератора $G2$.

За допомогою зразкового атенюатора $A1$ на індикаторі $A3$ встановлюється значення, отримане на першому етапі вимірювання $A_k = P_k$.

Значення потужності генератора МРТ $G1$ визначається з виразу:

$$P_x = P_k A_x / A_k,$$

де A_x , A_k – ослаблення атенюатора $A1$ за вимірювання невідомої та калібрувальної потужності.

Відповідно до [14] основними джерелами похибок методу заміщення в області НВЧ є:

- нестабільність потужності генератора за час вимірювання;
- похибка стандартного вимірювача потужності за оцінки рівня калібрувального генератора;
- похибка зразкового атенюатора на першому та другому етапах вимірювання;
- похибка неузгодження;
- неідентичність входу у положенні 1, 2 перемикача S1.

Враховуючи вищенаведене з довірчою ймовірністю $p \approx 0,95$, точність вимірювання потужності можна записати

$$\delta_{\text{уст}} = \pm K_{\Sigma} \sqrt{\delta_1^2 + \delta_2^2 + \delta_3^2 + \delta_4^2 + \delta_5^2},$$

де $K_{\Sigma} = 1,96$;

δ_1 - відносне середньоквадратичне відхилення (СКВ) похибки стандартного вимірювача потужності (для оцінки P_k , генератора G2);

δ_2 - відносне СКВ коефіцієнта передачі вимірювального тракту установки;

δ_3 - відносне СКВ похибки зразкового атенюатора A1 в режимі вимірювання P_x ;

δ_4 - відносне СКВ непогодження вимірювального модуля (G1) та установки;

δ_5 - відносне СКВ зразкового атенюатора у режимі калібрування.

Похибку δ_1 , наприклад, для вимірювача потужності мм-діапазону МЗ-22А з перетворювачем М5-50 можна записати

$$\delta_1 = \pm (\delta_{\text{ке}} + d + A / P_x) 100 \%,$$

де $\delta_{\text{ке}}$ - похибка коефіцієнта ефективності головки М5-50;

d - коефіцієнт, пов'язаний із шкалою приладу МЗ-22А, а

$$A = (10^{-2} b + 0,5 / P_x) P_k,$$

де b - коефіцієнт, що характеризує ручний або автоматичний вибір МЗ-22А.

Відносно СКВ коефіцієнта передачі вимірювального тракту

$$\sigma_2 = \delta_2 / \sqrt{6}; \quad \delta_2 = 0,018 A_{\text{тр}},$$

де $A_{\text{тр}}$ – коефіцієнт передачі у дБ.

Відносна СКВ похибки атенюатора

$$\sigma_3 = \delta_3 / \sqrt{6}; \quad \delta_3 = 0,018 A_{\text{ат}},$$

де $A_{\text{ат}}$ – коефіцієнт передачі атенюатора.

Похибка від непогодження модуля та установки

$$\sigma = \delta_4 / 1,73,$$

а

$$\delta_4 = [(\text{КСХН}_M - 1)(\text{КСХН}_y - 1) / \\ / (\text{КСХН}_y + 1)(\text{КСХН}_M + 1)] 100 \%,$$

де КСХН_M , КСХН_y – коефіцієнти відповідно стоячої хвилі модуля та установки.

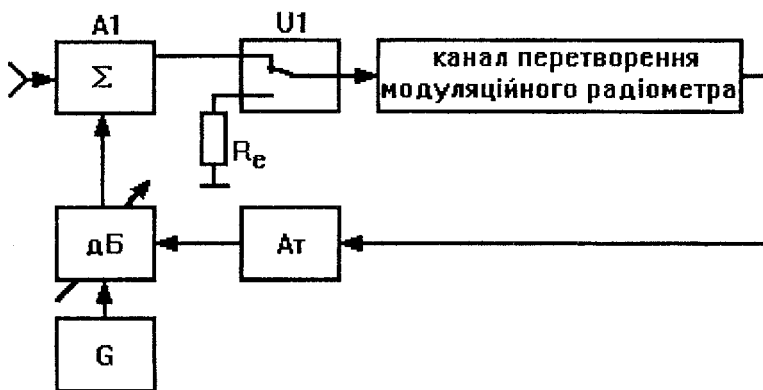


Рис. 4.10. Високочутливий радіометр НВЧ-діапазону

Враховуючи реальні значення похибок, наведених коефіцієнтів тощо, точність вимірювання установки з використанням

модуляційного радіометра у діапазоні частот 53-78 ГГц становила від 29 до 38 % [40], що цілком достатньо для оцінки параметрів низькоінтенсивного випромінювання медичної апаратури і підтверджено результатами практичної перевірки шумових генераторів для МРТ типу “Порог-3”, “Порог-3М” [24, 26].

Подальший розвиток досліджень у медицині та біології з використанням НВЧ-сигналів показав, що рівень випромінювання біологічних об’єктів становить $1 \cdot 10^{-21} \dots 1 \cdot 10^{-22}$ Вт/Гц [33], а для досягнення цього необхідна розробка спеціалізованих вимірювачів низькоінтенсивних сигналів мм-діапазону.

У [35] запропонована схема модуляційного радіометра, здатного реалізувати необхідну чутливість.

Схема радіометра виконана з використанням рішення, наведеного на рис. 4.10, містить послідовно з’єднані приймальну антену, суматор, комутатор та канал прямого перетворення з коефіцієнтом передачі α . Канал забезпечує перетворення НВЧ-сигналу, виділення напруги проміжної частоти, квадратичне та синхронне детектування, відповідне фільтрування та підсилення сигналу. На вхід суматора через атенюатор під’єднаний також генератор еталонного шуму. На другий вхід атенюатора підводить ланка зворотного перетворення з коефіцієнтом передачі β . Комутатор по чергову з частотою Ω підводить до входу каналу радіометра вихід суматора та еквівалент навантаження.

Виникнення електромагнітного випромінювання від досліджуваного об’єкта призводить до під’єднання на перший вхід суматора шумового сигналу $U_c^2(t)$, квадрат ефективного значення якого

$$U_c^2(t) = k_{ат}T, \quad (4.1)$$

де $k_{ат}$ – чутливість антени;

T – температура сканованої ділянки досліджуваного об’єкта.

На другий вхід суматора подається напруга шумового генератора $U_{шг}(t)$. Ефективне значення шумового сигналу на виході суматора у цьому випадку

$$U_{\Sigma} = \sqrt{U_c^2 + K_{ат} U_{шг}^2 + U_{мп}^2}, \quad (4.2)$$

де $K_{ат}$ – коефіцієнт передачі атенюатора;

$U_{\text{штр}}$ – ефективне значення шуму прямого ланцюга перетворення (вимірювального каналу радіометра).

Встановлення двопозиційного комутатора у перше положення спричиняє до під'єднання до каналу радіометра напруги (4.2). На виході квадратичного детектора формується постійна складова напруги, яка має вигляд:

$$U_{\text{квд}} = \alpha U_{\Sigma}^2, \quad (4.3)$$

де α – коефіцієнт перетворення каналу радіометра до квадратичного детектора.

У другому положенні комутатора на вхід каналу радіометра підключається еквівалентне навантаження у вигляді опору, значення якого вибирається рівним вихідному опоріві суматора. Ефективне значення шумів перетворювального тракту радіометра при цьому не змінюється.

Постійна складова вихідної напруги квадратичного детектора у цьому випадку має вигляд:

$$U_{\text{квд}} = \alpha U_{\text{штр}}^2. \quad (4.4)$$

У результаті періодичного перемикавання комутатора з частотою Ω на виході квадратичного детектора з урахуванням виразів (4.3) та (4.4) фільтром нижніх частот виділяється напруга частоти комутації

$$U = 0,5\alpha'(U_{\text{квд}} - U'_{\text{квд}})\text{sign} \sin\Omega t,$$

де α – коефіцієнт перетворення тракту радіометра до виходу фільтра.

В результаті перетворення на виході синхронного детектора за період комутації виділяється постійна стала:

$$U_{\text{сд}} = (U_{\text{квд}} - U'_{\text{квд}}) = \alpha''(U_c^2 + K_{\text{ат}} U_{\text{штр}}^2). \quad (4.5)$$

Коефіцієнт передачі атенюатора на виході генератора шуму пропорційний вихідній напрузі синхронного детектора. Враховуючи, що коефіцієнт перетворення зворотного ланцюга радіометра рівний β , можна записати

$$K_{\text{ат}} = \beta U_{\text{сд}} \quad (4.6)$$

Підставляючи значення $K_{\text{ат}}$ із виразу (4.6) у вираз (4.5), отримуємо

$$U_{\text{сд}} = \alpha''(U_c^2 + \beta U_{\text{сд}} U_{\text{шг}}^2). \quad (4.7)$$

Здійснивши перетворення виразу (4.7.), визначаємо $U_{\text{сд}}$:

$$U_{\text{сд}} = \alpha'' U_c^2 / (1 - \alpha'' \beta U_{\text{шг}}^2). \quad (4.8)$$

Підставляючи у вираз (4.8) значення сигналу із виразу (4.1), отримуємо значення вимірюючого випромінювання, приведене до виходу перетворювального каналу радіометра:

$$U_{\text{вих.рад}} = \alpha'' k_{\text{ант}} T / (1 - \alpha'' \beta U_{\text{шг}}^2). \quad (4.9)$$

Таким чином, вимірювальна напруга пропорційна потужності приймаючого випромінювання або температурі сканованої, наприклад, ділянки біологічного об'єкта.

За відсутності додаткового шумового сигналу від генератора шуму (коефіцієнт передачі зворотного ланцюга радіометра $\beta = 0$) вихідна напруга радіометра набуває значення, яке визначається виразом

$$U'_{\text{вих.рад}} = \alpha'' k_{\text{ант}} T. \quad (4.10)$$

Аналіз виразу (4.9) та (4.10) показує, що при вмиканні зворотного зв'язку та встановленні коефіцієнта $\beta > 0$ чутливість радіометра зростає. Для кількісного визначення виграшу за чутливістю необхідно вихідну напругу радіометра (4.9) розділити на вихідну напругу, яка визначається виразом (4.10). В результаті отримуємо

$$U_{\text{вих.рад}} / U'_{\text{вих.рад}} = 1 / (1 - \alpha'' \beta U_{\text{шг}}^2). \quad (4.11)$$

Як видно із виразу (4.11), чутливість модуляційного радіометра за запропонованою схемою зростає в $1 / (1 - \alpha'' \beta U_{\text{шг}}^2)$ разів. Якщо, наприклад, виконати знаменник виразу (4.11),

який дорівнює 0,1, то чутливість радіометра зростає у 10 разів порівняно з розімкнутою схемою.

Практично виграш за чутливістю обмежується можливістю появи автоколивань у замкнутому колі вимірювального перетворювача. Оскільки автоколивання з'являються за виконання вимоги

$$1 - \alpha''\beta U_{\text{шр}}^2 = 0, \quad (4.12)$$

то коефіцієнт передачі зворотного кола радіометра, представленого, наприклад, у вигляді послідовного вхідного опору кола R_1 та паралельного вихідного опору R_2 , повинен бути

$$\beta = R_2 / (R_2 + R_1) < 1 / \alpha'' U_{\text{оа}}^2.$$

Таким чином, шляхом додавання до вимірюючого шумового сигналу пропорційної частини широкополосного сигналу від еталонного генератора шуму поглиблюється амплітудна модуляція власних шумів перетворюваного сигналу на вході квадратичного детектора, що і обумовлює підвищення чутливості модуляційного радіометра. Теоретично чутливість радіометра за замкнутою схемою з позитивним зворотним зв'язком можна підвищити у десятки та сотні разів, наближаючи ліву частину рівності (4.12) до нуля, а практично можна підвищити на два десятичних порядки. Подальше підвищення чутливості можливе за рахунок введення у схему радіометра спеціальних коригуючих ланок та гнучких зворотних зв'язків, які забезпечують постійність замкнутої структури.

4.5. ВИМІРЮВАННЯ ПАРАМЕТРІВ УЗГОДЖЕННЯ

Параметри узгодження – коефіцієнт стоячої хвилі ($K_{\text{сх}}$) та зворотне відношення – коефіцієнт біжучої хвилі ($K_{\text{бх}}$), коефіцієнт відбиття (Γ) характеризують якість узгодження НВЧ-пристроїв з лінією передачі та навантаженням.

Коефіцієнт стоячої та біжучої хвилі визначається з формул:

$$K_{\text{сх}} = U_{\text{max}} / U_{\text{min}}; \quad K_{\text{бх}} = U_{\text{min}} / U_{\text{max}},$$

де $U_{\text{max}} = U_{\text{пад}} + U_{\text{від}}$; $U_{\text{min}} = U_{\text{пад}} - U_{\text{від}}$ – амплітуди напруг відповідно у пучності та вузлі стоячої хвилі.

Коефіцієнт відбиття можна представити у вигляді

$$\Gamma = U_{\text{від}} / U_{\text{пад}} = \Gamma_0 e^{i(\varphi_0 + 2\beta z)},$$

де $\varphi_0 + 2\beta z$ – фаза коефіцієнта відбиття;

z – координата, а коефіцієнт стоячої хвилі за напругою (КСХН) виразом

$$\begin{aligned} K_{\text{ст.у}} &= U_{\text{max}} / U_{\text{min}} = (U_{\text{пад}} + U_{\text{від}}) / (U_{\text{пад}} - U_{\text{від}}) = \\ &= (1 + \Gamma) / (1 - \Gamma). \end{aligned}$$

Модуль коефіцієнта відбиття Γ пов'язаний з КСХН відношенням

$$\Gamma = (K_{\text{ст.у}} - 1) / (K_{\text{ст.у}} + 1).$$

Структурна схема вимірювання коефіцієнта відбиття методом вимірювальної лінії наведена на рис. 4.11.

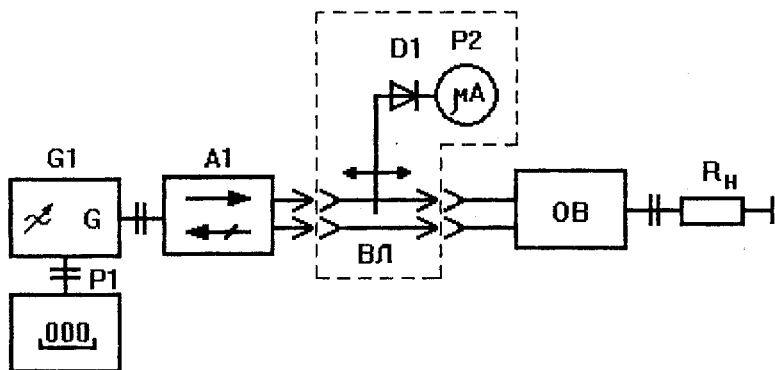


Рис. 4.11. Вимірювання коефіцієнта відбиття методом вимірювальної лінії:

$G1$ – високочастотний генератор; $A1$ – вентиль;
 $ВЛ$ – вимірювальна лінія; $ОВ$ – об'єкт вимірювання,
 навантажений на активний опір R_n ; $P1$ – електронний
 частотомір; $P2$ – амплітудний індикатор

Залежно від значення вхідного опору OB у тракці встановлюється певний розподіл напруги електричного поля (рис. 4.12).

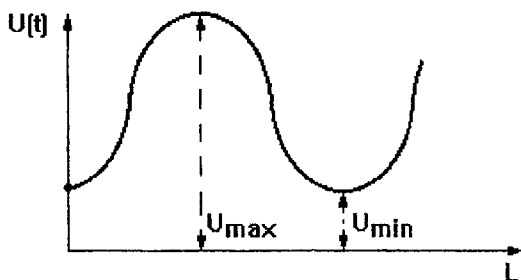


Рис. 4.12. Розподіл напруги в лінії

За допомогою зонда виміральної лінії вимірюють максимальну напругу (пучності) та мінімальну (вузла) стоячої хвилі. Результати вимірювань використовують для розрахунків коефіцієнта відбиття та коефіцієнта стоячої хвилі (КСХН) згідно з наведеними формулами.

Метод вимірювання амплітуд падаючої і відбитої хвилі та визначення коефіцієнта відбиття $\Gamma = U_{від} / U_{пад}$ називають методом рефлектометра [14].

Основним елементом рефлектометра є направлений відгалужувач, який складається з 2 хвилеводів, з'єднаних між собою двома елементами зв'язку (отворами або щілинами), розташованими на відстані $\lambda / 4$ (рис. 4.13).

Хвиля K проходить крізь отвори і розходить у різні сторони від них. Хвилі, які збігаються за напрямком з основною хвилею K , мають однакові фази, складаються та формують потужність K_1 на виході 1. Індикатор $P1$ показує значення напруги $U_{пад}$ падаючої хвилі. Хвилі, які надходять у протилежному напрямку, опиняються у протифазі, віднімаються і на виході 2 $K_2 = 0$.

Відбита від навантаження хвиля аналогічно розщеплюється і на виході 2 формується у потужність K_2 . Індикатор $P2$ показує значення напруги $U_{від}$ відбитої хвилі. Метод рефлектометра використовується у приладах типу $P2$, які забезпечують автоматичне панорамне вимірювання коефіцієнта стоячої хвилі та комплексних коефіцієнтів передачі. Панорамні вимірювачі КСХН мм-діапазону

(37-78 ГГц) P2-68, P2-69 забезпечують вимірювання КСХН від 1,05 до 5,0 з похибкою $\delta K_{КСХН} = \pm 5(K_{КСХН} + 1)$.

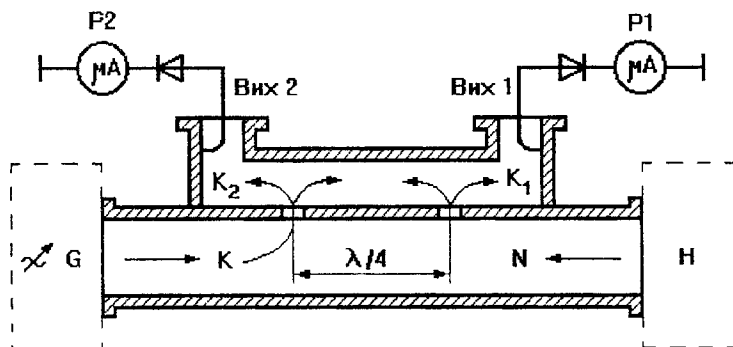


Рис. 4.13. Рефлектометр

Крім того, названий рефлектометр дозволяє вимірювати ослаблення у межах від 0 до 30 дБ з похибкою $\delta A \pm (0,05A + 0,8)$ дБ.

4.6. ВИМІРЮВАННЯ ФАЗОВОГО ЗСУВУ НВЧ-КОЛИВАНЬ

Для дослідження різноманітних об'єктів у медицині та біології за допомогою НВЧ-сигналів інформаційними параметрами можуть слугувати потужність, частота або фаза коливань, а параметрами, які вивчаються, – температура, волога, діелектрична проникливість, тангенс кута втрат тощо. Менше з цією метою використовується фаза НВЧ-коливань. В той же час використання цього параметра забезпечує вимірювальним пристроям високу чутливість, точність та завадозахищеність. Фаза коливань, крім того, є однією із складових, наприклад, при вимірюванні коефіцієнта відбиття біологічних об'єктів [39]. Проведення вимірювання фазових співвідношень сприятиме повнішому та об'єктивнішому аналізу і розумінню біологічних процесів.

Перспективним уявляється використання фазового зсуву в разі аналізу сигналів біологічних об'єктів типу "резонансного відгуку" [29].

Можливий також варіант аналізу фазових співвідношень відбитих сигналів за умов зондування біологічних об'єктів проникаючим (на визначену глибину) НВЧ-сигналом, виявлення різних відхилень у поєднанні, наприклад, з НВЧ-радіотермометрією. Проведення таких робіт стримується відсутністю необхідної високочутливої апаратури у НЗВЧ-діапазоні.

Так, в області надвисоких та надзвичайно високих частот практично відсутні стандартні засоби вимірювання фазових зсувів.

Відомі НВЧ-фазометри ФК2-12, ФК2-14 та ФК2-18 перекривають тільки діапазон від 1 МГц до 12,4 ГГц.

Структурна схема фазометрів містить стробоскопічні змішувачі частоти, які виконують перетворення НВЧ-сигналів і формування проміжної частоти із збереженням фазових співвідношень та два ідентичних низькочастотних канали формування, перетворення і виділення фазових зсувів.

В області НЗВЧ-діапазону відомі тільки два стандартні прилади ДК1-14А та ДК1-15А, випущені як дослідна партія та призначені для вимірювання ослаблення і фазового зсуву в діапазоні частот 37–78 ГГц.

Перенесення фазових співвідношень у ДК1-14А, ДК1-15А на низьку проміжну частоту 75 Гц виконується за допомогою електромеханічного пристрою зміщення частоти, який складається із фазообертача, ротор якого безперервно обертається електродвигуном, та наступного перемноження вхідного сигналу (4.1), зміщеного у балансовому змішувачі:

$$U_c(t) = U_c \cos(\omega t + \varphi_1);$$

$$U_{\phi_0}(t) = kU'_c \cos[(\omega + \Omega)t + \varphi_2],$$

де k – коефіцієнт передачі фазообертача.

$$U_{6.зм}(t) = U_c(t)U_{\phi_0}(t) = U_c \cos\omega t U'_c \cos(\omega + \Omega)t.$$

На виході балансного змішувача смуговим фільтром виділяється напруга проміжної частоти

Генератор НЗВЧ G1 генерує напругу

$$U_1(t) = U_{m1} \cos(\omega t + \varphi_1), \quad (4.14)$$

яка надходить на вхід балансного змішувача U_1 опорного каналу (ОК), пристрій зміщення частоти (ПЗЧ) та через циркулятор А2 на передавально-приймальну антену А3. Відбитий від об'єкта сигнал

$$U_2(t) = U_{m2} \cos(\omega t + \varphi_2) \quad (4.15)$$

приймається антеною і через циркулятор подається на вхід балансного змішувача U_5 вимірювального каналу (ВК).

На другі входи балансних змішувачів U_5 та U_4 подаються гетеродинні напруги, сформовані ПЗЧ:

$$\text{на вхід } U_5 \rightarrow U_3(t) = U_3 \cos[(\omega - \Omega)t + \varphi_1 - \varphi_3], \quad (4.16)$$

$$\text{на вхід } U_4 \rightarrow U_4(t) = U_4 \cos[(\omega + \Omega)t + \varphi_1 + \varphi_3]. \quad (4.17)$$

Пристрій зміщення частоти складається з 90° фазообертачів частоти ω та Ω , двополюсного комутатора, двох балансних модуляторів та подвійного хвилевідного трійника.

В результаті змішування гетеродинних напруг (4.14) та (4.17) на виході опорного каналу виділяється напруга низької проміжної частоти

$$U_{ок}(t) = U_{ок} \cos(\Omega t + \varphi_3 + \varphi_5), \quad (4.18)$$

де φ_5 - фазовий зсув, спричинений ОК; а на виході вимірювального каналу від змішування (4.15) та (4.16)

$$U_{вк}(t) = U_{вк} \cos(\Omega t + \varphi_2 + \varphi_1 + \varphi_3 + \varphi_4), \quad (4.19)$$

де φ_4 - фазовий зсув ВК.

Напруги (4.18) і (4.19) надходять на вхід фазового детектора, що спричиняє виділення на його виході напруги, пропорційної різниці фаз вхідних сигналів:

$$U_{фд} = S_{фд}(\varphi_2 - \varphi_1 + \varphi_4 - \varphi_5), \quad (4.20)$$

де $S_{фд}$ - чутливість фазового детектора.

Через часові інтервали, які дорівнюють періоду комутації, проходить заміщення бокових частот на виході ПЗЧ.

У цьому разі на гетеродинний вхід змішувача опорного каналу U_4 подається напруга (4.16), а на гетеродинний вхід U_5 – напруга (4.17). На виході опорного каналу отримуємо

$$U'_{ок}(t) = U'_{ок} \cos(\Omega t + \varphi_3 + \varphi_5), \quad (4.21)$$

а вимірювального

$$U'_{вк}(t) = U'_{вк} \cos(\Omega t + \varphi_1 + \varphi_2 + \varphi_3 + \varphi_4). \quad (4.22)$$

Порівняння напруг (4.21) та (4.22) обумовлює виникнення на виході фазового детектора

$$U'_{фд} = S_{фд}(\varphi_1 - \varphi_2 + \varphi_4 - \varphi_5).$$

В результаті періодичної роботи комутатора на виході фазового детектора виникає змінна складова, пропорційна тільки вимірюваній різниці фаз

$$U''_{фд} = S(\varphi_2 - \varphi_1).$$

На виході синхронного детектора виділяється випрямлена напруга

$$U_{сд} = S_{сд}(\varphi_2 - \varphi_1). \quad (4.23)$$

Із виразу (4.23) видно, що результат комутаційного перетворення не залежить від амплітудно-фазових та частотно-фазових спотворень у каналних змішувачах (φ_4 та φ_5). Завдяки тому, що гетеродинні входи НВЧ-змішувачів U_4 та U_5 не зв'язані між собою за допомогою подвійного хвилевідного трійника, фазові спотворення від міжканалних зв'язків практично відсутні.

Таким чином, розглянутий комутаційний перетворювач зсуву фаз відбитих НВЧ-коливань, інваріантний до фазових спотворень у каналах, забезпечує високу точність вимірювання та розширює можливості використання фазометра у медицині та біології.

РОЗДІЛ 5. МЕТОДИ І АПАРАТУРА ВИМІРЮВАННЯ ПАРАМЕТРІВ ЛАЗЕРНОГО ТА УЛЬТРАЗВУКОВОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ МЕДИЧНОЇ АПАРАТУРИ

Лазерна та ультразвукова апаратура широко використовується у медичній практиці. Потужні лазери застосовуються у хірургії, лазери низькоінтенсивного випромінювання – у дерматології, стоматології, гастроентерології, кардіології, урології для опромінювання виразок, акупунктурних точок та різних зон людського організму.

Лазерна терапія сприяє підсилению мікроциркуляції крові у тканинах, стимулює обмінні процеси та імунну систему людини [27]. Ефективність лікування залежить від параметрів лазерного випромінювання – довжини хвилі, інтенсивності, дози опромінювання, яка визначається як добуток інтенсивності на час опромінювання. Тривалість експозиції t лазеротерапії визначається

$$t = ES / P,$$

де E – доза опромінювання (Дж/см²);

S – площа опромінювання (см²);

P – потужність випромінювання лазера.

Рівні випромінювання лазерних медичних пристроїв становлять від сотень ват до одиниць міліват, довжина хвиль – від 1,633 до 10,6 мкм. Лазерна апаратура випускається в Англії (Soft Lasep – 632), Італії (LGS25FT Vabfive), Франції (ISFA77 Multi Diffusion Laser), ФРН (Biolas – DMBB-AT), Росії (АФЛ ІПО “Полярон”, УЛФ-01, АМЛТ-01).

Лазерні терапевтичні установки поділяються на багатоцільові (стаціонарного типу) та спеціалізовані (переносні).

Не менш широкого застосування у медицині та біології набули також ультразвукові пристрої (УЗП) та апарати [7]. Ультразвукові сканери (УЗС) відкривають можливість зондування внутрішніх органів людини та виявлення патологій і відхилень від установлених норм. Фірми Siemens, HITACHI, вітчизняні виробники випускають різноманітну діагностичну ультразвукову апаратуру ЕВВ, ПКАЧ-01, Литостар, УРОСКОП-2 та інші. Застосовують УЗС для діагностики захворювань внутрішніх органів, для визначення ортопедичних відхилень, стану дитини

у дородовий період. Відоме ефективне застосування потужних ультразвукових хвиль в урології для дроблення каменів у нирках (літотріпсія). Технології літотріпсії менше 10 років, але вона набула широкого застосування у клінічних та амбулаторних умовах завдяки бережливому (без хірургічної операції) режиму лікування, високій точності та економності (зниження затрат при лікуванні нирково-кам'яної хвороби). Крім того, УЗП використовують як розпилювач інгаляційних рідин (інгалятори) та як ультразвуковий масажний пристрій. Перспективні нові варіанти використання УЗП описані в [7].

Вимірювання глибинної температури тіла за допомогою акустотермометра відкриває можливості, які недоступні радіотермометрії та інфрачервоної техніці. Досягнута чутливість вимірювання глибинної температури тіла становить 0,5 градуса у реальному масштабі часу.

Слуховий протез на основі УЗП забезпечує "слухові відчуття" хворим, з пошкодженим слуховим органом, але із збереженими нервовими волокнами.

Діагностика суглобів шляхом аналізу акустичних шумів, які виникають у суглобі під час руху, та порівняння цих шумів з шумами суглоба відкриває добрі можливості ранньої діагностики захворювань суглобів.

5.1. ВИМІРЮВАННЯ ЕНЕРГЕТИЧНИХ ПАРАМЕТРІВ ДЖЕРЕЛ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ

Розробка, виробництво та експлуатація медичної лазерної техніки пов'язані з необхідністю вимірювання параметрів лазерного випромінювання, що становить певні труднощі, які визначаються особливостями лазерів, їх високою монохроматичністю, інтенсивністю та спрямованістю променя. Основними вузлами лазерного медичного апарату є оптичний квантовий генератор (ОКГ), оптичний об'єктив, який складається із лінз, призм і світловодів, блок управління та контролю і блок живлення.

Характеристики ОКГ поділяються на дві групи – енергетичні та просторово-часові. До енергетичних характеристик ОКГ відносяться [18]:

– потужність безперервного випромінювання;

- середня та миттєва потужності;
- енергія.

Просторово-часові характеристики охоплюють [19]:

- довжину хвилі та ширину спектра;
- діаметр променя, поляризацію;
- тривалість та частоту модулюючих імпульсів;
- відносну стабільність частоти.

До найуживаніших характеристик, які вимірюються та перевіряються у медичній лазерній апаратурі, слід віднести: потужність та енергію випромінювання, довжину хвилі, діаметр променя, параметри модулюючого сигналу.

Основними методами вимірювання енергетичних параметрів лазерних пристроїв є калориметричний, пондеромоторний, фотоелектричний та піроелектричний.

Калориметричний метод використовує реакцію приймального елемента на теплову дію лазерного випромінювання. За допомогою термопари або термоопору теплова енергія лазерного випромінювання перетворюється в електрорушійну силу чи опір, пропорційні потужності або енергії лазерного променя, і в подальшому вимірюється відомими методами електрорадіовимірювань. Засоби вимірювання з використанням калориметричного методу називаються калориметрами. Вони мають достатньо розвинутий приймальний елемент, інерційні, можуть працювати у широкому динамічному та спектральному діапазоні, використовуються для вимірювання енергії та середньої потужності і забезпечують високу точність вимірювання. Спрощена схема калориметричного вимірювача наведена на рис. 5.1.

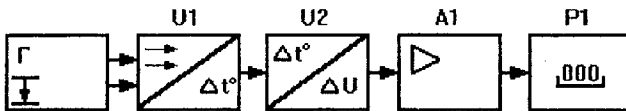


Рис. 5.1. Схема вимірювання параметрів ОКГ:

U1 – приймальний елемент; U2 – чутливий елемент; A1 – підсилювач постійного струму; P1 – індикатор

Калориметричні вимірювачі оптичної потужності та енергії поділяються на калориметри змінної та постійної температури.

У калориметрах змінної температури виділення теплової енергії сприяє підвищенню температури навантаження, частина енергії при цьому випромінюється у навколишнє середовище і не реєструється індикатором. У калориметрах постійної температури виділення у навантаженні теплової енергії супроводжується відбиранням від неї або поглинанням рівноцінного значення енергії, що зменшує теплові втрати.

Під дією постійного випромінювання лазерного джерела температура навантаження калориметра підвищується і значення її можна записати таким чином:

$$T_n = \varepsilon P_L / \alpha, \quad (5.1)$$

де P_L – потужність лазерного випромінювання;

ε – коефіцієнт поглинання навантаження;

α – коефіцієнт теплообміну із зовнішнім середовищем.

Випромінювання лазера у вигляді імпульсу нагріває навантаження калориметра до значення

$$T_n = \varepsilon P_n \tau_{\text{п}} / C = \varepsilon E / C, \quad (5.2)$$

де τ – тривалість оптичного імпульсу;

C – теплоємність матеріалу навантаження.

Реалізація формул (5.1) та (5.2) калориметричним вимірювачем дає змогу визначити потужність та енергію випромінювання лазерного пристрою.

Пондеромоторний метод реалізує вимірювання тиску випромінювання лазерного пристрою на приймальний елемент. Лазерний промінь, потрапляючи на приймальний елемент, виконаний у вигляді пластинки, створює момент обертання, що спричиняє поворот стрілки або світлової плями на деякий кут α , який визначається

$$\alpha = M / W,$$

де M – момент обертання, викликаний тиском лазерного променя на приймальний елемент;

W – жорсткість розтяжок (підвісок) вимірювального приладу.

Пондеромоторний метод може бути реалізований за допомогою крутильних ваг (найчутливішого перетворювача тиску ви-

промінювання світла), механотронів (електровакуумними приладами з механічно керуваними електродами), ємнісними перетворювачами (з рухомою пластиною – “мембраною”), п'єзоелектричними перетворювачами.

Фотоелектричний метод заснований на перетворенні енергетичних параметрів лазерного випромінювання в електричний сигнал за допомогою фотоприймачів (ФП). Розрізняють фотоприймачі двох типів – ФП із внутрішнім та зовнішнім фотоэффектами.

Внутрішній фотоэффект полягає у переході електронів із зв'язаного у вільний стан під дією фотонів лазерного випромінювання всередині фотоматеріалу. До перетворювачів із внутрішнім фотоэффектом відносяться фотодіоди, фототранзистори, фоторезистори. Найпоширенішими є ФП з використанням фотодіодів (ФД) – германієвих та кремнієвих. Германієві ФД працюють у спектральній області 0,3, ..., 1,8 мкм, кремнієві – 0,4, ..., 1,2 мкм. Фотодіоди можуть працювати як у параметричному (закритому), так і генераторному режимах. Генераторний режим чутливіший (рис. 5.2).

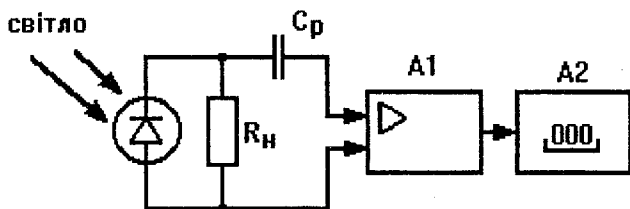


Рис. 5.2. Схема вимірювання потужності ОКІ за допомогою ФД

Фотоопори (ФО) на InSb (індій, легований сурмою) використовують у діапазоні хвиль $\lambda = 2, \dots, 6$ мкм, а GeAu (германій, легований золотом) – 3, ..., 10 мкм. Для підвищення чутливості та швидкості фотоопори можуть охолоджуватися рідким азотом або гелієм. Схема увімкнення фотоопору у вимірювальний пристрій наведена на рис. 5.3.

Фотоприймачі на основі напівпровідників працюють у широкому діапазоні електромагнітного випромінювання, перекри-

ваючи діапазон інфрачервоного та ультрафіолетового випромінювання, забезпечують високу чутливість та швидкодію.

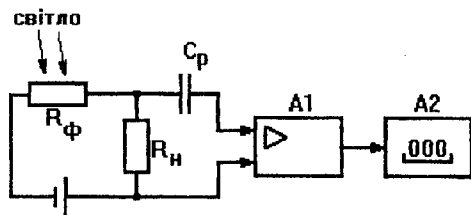


Рис. 5.3. Схема вимірювання потужності ОКГ за допомогою ФО

Зовнішній фотоэффект полягає у переході електронів у вакуум під дією фотонів лазерного випромінювання. До фотоприймачів із зовнішнім фотоэффектом відносяться вакуумні прилади – фотоелектронні помножувачі (ФЕП) та фотоелементи (ФЕ).

Спектральний діапазон вакуумних фотоприймачів залежить від матеріалу фотокатода і становить від 0,2 до 1,2 мкм.

Вакуумні фотоелементи мають низьку чутливість (10^{-3} , ..., 10^{-1} мА/Вт), що обмежує їх використання для вимірювання малих рівнів оптичних сигналів. Фотоелектронні помножувачі мають значно вищу чутливість, ніж ФЕ, що пояснюється наявністю помножувальної діодної системи. Чутливість ФЕП може досягати 10^6 А/Вт у максимумі спектральної характеристики [18]. Крім того, ФЕП забезпечують вищу швидкодію, ніж фотодіоди та фототранзистори.

До недоліків вакуумних ФЕ та ФЕП необхідно віднести процеси “старіння” та “втоми” фотокатодів і вплив цих явищ на чутливість вимірювального пристрою.

Таким чином, вакуумні ФЕ використовуються в основному для вимірювання великих рівнів потужностей, а ФЕП – для середніх та малих рівнів.

Піроелектричний метод вимірювання потужності та енергії лазерного випромінювання, який за своєю суттю є тепловим методом, заснований на використанні піроелектричного ефекту (ПЕ). Піроелектричні датчики з’явилися, приблизно, одночасно

з лазерами і, завдяки високій чутливості та швидкодії, набувають широкого застосування як засоби вимірювання потужності та енергії лазерних джерел.

Піроелектричний датчик являє собою ємність, діелектриком якої виступає піроелектрик. Під впливом змінної температури лазерного випромінювання у піроелектриці виникає спонтанна поляризація (піроелектричний ефект) і на виході ємності виникає електрорушійна сила.

Перетворювачі на основі ПЕ називаються піроприймачами та відносяться до генераторних перетворювачів.

Структурна схема піроприймача лазерного випромінювання представлена на рис. 5.4.

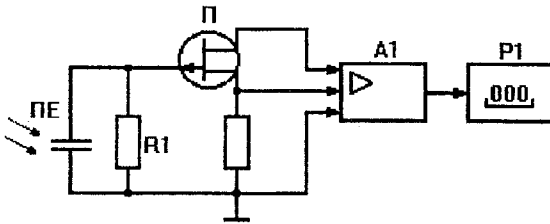


Рис. 5.4. Схема піроприймача

Вихідний сигнал ПЕ пропорційний швидкості зміни середнього приросту температури $d\Delta T / dt$ чутливого елемента. Таким чином, обов'язковою умовою роботи піроприймача є необхідність змінного за часом рівня вхідного лазерного випромінювання, у зв'язку з чим піроприймачі використовують для вимірювання потужностей світлових імпульсних сигналів.

Піроелектричний струм I можна записати у вигляді

$$I = A_0 \gamma \Delta T / dt ,$$

де A_0 – площа чутливого елемента;

$\gamma = dP_c / dT$ – піроелектричний коефіцієнт;

P_c – спонтанна поляризація.

З урахуванням піроелектричного датчика як ємності

$$I = d(UC_e) / dt + U / R_e ,$$

де C_e, R_e – еквівалентні опір та ємність втрат;

U – напруга на діелектричному кристалі.

Піроприймачі забезпечують чутливість на рівні кращих теплових приймачів лазерного випромінювання, причому за кімнатної температури, але за швидкодією значно перевищують останні. Піроелектричний метод може бути перспективним для вимірювання значних потужностей імпульсного випромінювання – $10^6, \dots, 10^9$ Вт/см² та безперервних до $1, \dots, 10$ кВт/см², а також для реєстрації низькоінтенсивного випромінювання $1 \cdot 10^{-14}, \dots, 1 \cdot 10^{-18}$ Вт/Гц і розв'язання інших завдань метрологічного забезпечення лазерної апаратури [18].

5.2. ВИМІРЮВАННЯ ЧАСТОТИ ТА ДОВЖИНИ ХВИЛІ ВИПРОМІНЮВАННЯ ЛАЗЕРНИХ ПРИСТРОЇВ

В оптичному діапазоні, на відміну від радіочастотного, поки що не існують методи, за допомогою яких можна прямо вимірювати частоту, але існуючі непрямі методи дають змогу оцінити частоту ОКГ. На рис. 5.5 наведена схема реалізації непрямого методу вимірювання частоти ОКГ.

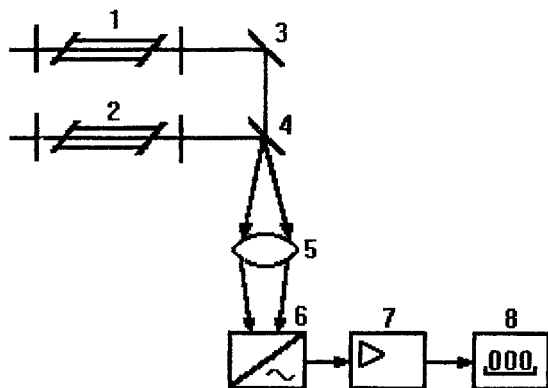


Рис. 5.5. Схема вимірювання частоти ОКГ методом биття

Схема працює таким чином. Випромінювання ОКГ 1, частоту якого необхідно поміряти, та еталонного ОКГ 2, частота якого відома через напівпрозорі дзеркала 3 і 4, фокусууючу лін-

зу 5 спрямовують на фотодіод перетворювача 6. Фотодіод при цьому виконує функцію нелінійного змішувача. В результаті перемноження двох оптичних сигналів на виході перетворювача 6 за допомогою підсилювача 7 виділяється сигнал різницевої частоти, розташований у діапазоні радіочастот, який становить сотні мегагерц. Електронний частотомір 8 реєструє відхилення значення частоти ОКГ 1 від частоти еталонного генератора ОКГ 2.

Похибка вимірювання в основному визначається можливостями електронного частотоміра, однак отримання частоти биття (проміжної частоти) є складним технічним завданням і потребує для реалізації створення спеціальних вимірювальних стендів.

У більшості випадків часові параметри в оптичному діапазоні вимірюють шляхом встановлення довжини хвилі, що значно простіше, ніж вимірювання частоти лазерного пристрою.

Найпоширенішими в оптиці стали методи вимірювання довжини хвиль, засновані на використанні спектрографа з дифракційною решіткою, та інтерферометра Фабрі-Перо.

Використання спектрографа забезпечує досить просту процедуру вимірювання з похибкою близько 0,05 А, але у багатьох випадках така точність недостатня і перевага надається точнішим методам вимірювання на основі інтерферометра Фабрі-Перо.

Метод засновано на збіжності інтерференційних смуг від двох суміщених джерел лазерного випромінювання (рис. 5.6).

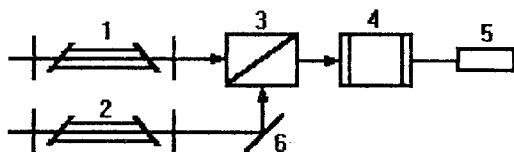


Рис. 5.6. Схема вимірювання довжини хвилі ОКГ

Випромінювання від ОКГ 1, довжина хвилі якого вимірюється λ_x , через призму 3 спрямовується на інтерферометр Фабрі-Перо 4. Одночасно через дзеркало 6 та призму 3 подається і випромінювання еталонного ОКГ 2, довжина хвилі якого $\lambda_{ет}$.

За допомогою трубки 5 спостерігають інтерференційні смуги, які відповідають двом довжинам хвиль λ_x та $\lambda_{ет}$.

Змінюючи відстань між пластинами інтерферометра, відмічають відстані з найчіткішою інтерференційною картиною. Наступне збігання спостерігається після проходження через поле зору p смуг для λ_x та $(p + 1)$ смуг для $\lambda_{ет}$. У цьому випадку можна визначити довжину хвилі:

$$\lambda_x = (p + 1 / p)\lambda_{ет} .$$

У процесі вимірювань спостерігається значна кількість збіжності інтерференційних картин, причому чим більше збігів, тим точніший результат. Однак, проведення вимірювань цим методом надто трудомістке і складне.

Похибка вимірювання довжини хвилі ОКГ за джерелом [19] становить

$$\sigma_{\Sigma} = \sqrt{\Sigma \sigma_i^2} = \pm 3,7 \cdot 10^{-8} .$$

Основними складовими цієї похибки є похибки, обумовлені конструктивними особливостями інтерферометра Фабрі-Перо та похибкою еталонного джерела лазерного випромінювання.

5.3. ВИМІРЮВАННЯ ПАРАМЕТРІВ УЛЬТРАЗВУКОВИХ ПРИСТРОЇВ

У процесі розробки, виробництва та експлуатації ультразвукової апаратури виникає потреба вимірювання цілої низки параметрів ультразвукових пристроїв – швидкості розповсюдження ультразвукових коливань, коефіцієнта поглинання та відбиття, потужності та інтенсивності ультразвукового поля, коефіцієнта корисної дії ультразвукових випромінювачів, частоти та фази коливань.

У метрології ультразвукової медичної апаратури найчастіше виникає необхідність вимірювання частоти ультразвукових датчиків, потужності та інтенсивності їх випромінювання.

Потужність джерела ультразвукових коливань можна вимірювати з використанням теплових калометричних методів [8]. Потужність ультразвукових коливань оцінюється шляхом урахування їх теплової дії на термоелементи через звукопоглинаю-

че середовище. Поглинаючим елементом може бути газ, рідина з додаванням поглинаючих матеріалів: скловати, повсті, масла.

Середня потужність ультразвуку, який взаємодіє із поглинаючим матеріалом протягом часу Δt , визначається

$$P_{\text{сер}} = Q / \Delta t,$$

де Q – кількість тепла, виділеного у поглиначі, визначена як різниця температур до початку та наприкінці вимірювання.

Достатньо перспективними є вимірювачі потужності ділатометричного типу, які характеризуються високою точністю вимірювання та значним діапазоном вимірюваних потужностей.

На рис. 5.7 наведена конструкція ділатометра сферичної форми.

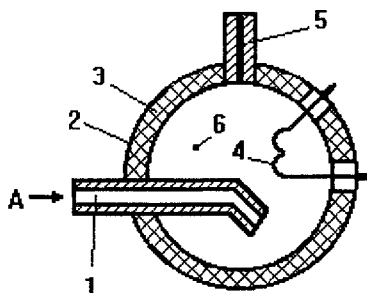


Рис. 5.7. Ділатометр сферичної форми:

- 1 – вхідний отвір; 2 – корпус; 3 – звукоізоляція;
4 – спіраль підігрівача; 5 – капіляр; 6 – звукопоглинач

Ділатометр встановлюють отвором навпроти ультразвукового випромінювача А. Під дією ультразвукового поля поглинач 6 (маслинова олія) нагрівається, що спричиняє його розширення та підняття по капіляру 5. Діаметр капіляра визначає чутливість пристрою. Підігрівач використовують для калібрування приладу. Діапазон вимірюваних інтенсивностей таким ділатометром становить від $0,05 \text{ Вт/см}^2$ до $25\text{--}30 \text{ Вт/см}^2$.

Недоліком такого приладу є те, що для повторного вимірювання необхідно проводити підготовку приладу – охолодити його до початкової температури.

Вимірювання середньої щільності енергії можна виконувати за допомогою радіометрів. Сила, яка діє на датчик поглинаючого радіометра, визначається

$$F = WS,$$

де S – площа датчика радіометра; W – потужність ультразвуку.

Якщо радіометр є частково або повністю відбиваючим, то сила дії має вигляд:

$$F = WS(1 + \beta^2) \cos^2\theta,$$

де θ – кут між спрямуванням звукового потоку та площиною радіометра;

β – коефіцієнт відбиття матеріалу поглинача.

Широко використовуються у датчиках радіометрів ємнісні конструкції, де одна із пластин ємності нерухома, а інша – рухома. Під дією ультразвуку рухома пластина коливається, змінюючи значення ємності. В результаті приросту ємності, обумовленому тим, що конденсатор увімкнено в контур генератора, змінюється частота генератора. Зміна частоти перетворюється у зміну амплітуди, яка у подальшому вимірюється. Ультразвукові радіометри працюють у діапазоні частот понад 1 МГц за інтенсивностей 0,1–10 Вт/см². Недостатній діапазон вимірюваної середньої щільності енергії є одним з основних недоліків радіометрів, що обмежує їх використання лабораторними умовами.

Окрім описаних вище прямих методів вимірювань потужностей та інтенсивностей, джерел ультразвуку, існують також побічні методи вимірювань цих параметрів [21]: з використанням дифракції світла, яке проходить через ультразвукове середовище, кавітаційних явищ, вимірювання вхідного електричного опору випромінювача, звукового тиску.

Розглянемо декілька варіантів вимірювання енергетичних параметрів ультразвуку, доступних для реалізації у лабораторних умовах за відсутності стандартних вимірювачів.

Вхідний опір електроакустичного перетворювача складається із паралельно з'єднаних активного та реактивного опорів.

Ультразвуковий пристрій (рис. 5.8) можна представити у вигляді генератора електричних коливань 1 (генератора накачування) та електроакустичного перетворювача 2 (п'єзодатчика ПД).

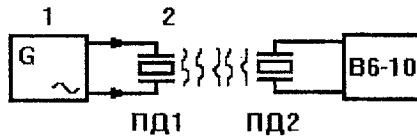


Рис. 5.8. Схема вимірювання потужності УЗГ

Електрична потужність генератора 1 за допомогою п'єзодатчика 2 перетворюється у механічну енергію акустичних коливань. Частина цієї потужності витрачається на тепло та інші втрати.

Визначити співвідношення між потужністю випромінювання та потужністю втрат можна шляхом вимірювань електричної потужності за умови навантаження електроакустичного перетворювача (АП) на робоче середовище, а далі – на повітря.

Потужність випромінювання

$$P_b = U^2 R_{ап} / (R_b + R_{ап})^2 = (P_{п} - P_c) P_c / P_{п} ,$$

де U – напруга збуджуючого генератора 1;

$R_{ап}$ – опір акустичного перетворювача;

R_b – опір механічних втрат;

$P_{п}$ – електрична потужність з навантаженням АП на повітря;

P_c – електрична потужність з навантаженням АП на середовище.

Похибка визначення потужності випромінювання становить 10–15 %.

У [9] наведена методика визначення енергетичних параметрів медичних ультразвукових пристроїв.

Генератор електричних коливань формує напругу типу

$$U_T(t) = U_T \cos(\omega_T t + \varphi_1),$$

де U_r , ω_r – амплітуда та кругова частота електричних коливань.

Отримана напруга подається на п'єзодатчик, частота власних коливань якого $\omega_d = \omega_r$. У результаті на виході п'єзодатчика формується акустична хвиля, рівень якої

$$U_d(t) = U_r K_d \cos(\omega_d t + \varphi_2),$$

де K_d – коефіцієнт перетворення ПД;

φ_2 – фазовий зсув під впливом ПД.

Для визначення параметрів ультразвукового пристрою вимірюють напругу на виході генератора U_r (на вході ПД), наприклад, електромагнітним вольтметром В7-27.

Далі оцінюють потужність, яка розвивається генератором електричних коливань, для чого в коло між ПД та генератором вмикають прецизійний опір 1 Ом і вимірюють спад напруги U_R на цьому опорі.

Струм, який споживається ПД, розраховують таким чином:

$$I_{\text{пд}} = U_R / R.$$

Потім визначають потужність генератора

$$P_r = U_r I_{\text{пд}}.$$

Знаючи тип ПД, застосований у схемі, знаходять коефіцієнт перетворення $K_{\text{пд}}$ (для ПД типу ПСДВ-41, наприклад, $K_d \approx 70\%$) та потужність (звуковий тиск) п'єзодатчика

$$P_{\text{пд}} = P_r K_{\text{пд}},$$

а потім визначають потужність випромінювання

$$P_{\text{вип пд}} = P_{\text{пд}} / S_{\text{вип}}, \quad (5.3)$$

де $S_{\text{вип}}$ – площа випромінювання ПД.

Дещо складніше визначаються акустичні параметри ультразвукової апаратури, хоч це необхідно проводити з метою оцінки санітарної норми випромінювання. За відсутності спеціалізованої апаратури можна скористатися схемою вимірювання (рис. 5.8), яка містить вимірювальний приймач, що складається

із селективного вольтметра, наприклад, В6-10, і має робочу частоту $\omega_{\text{св}} = \omega_{\text{пд}}$, та п'єзодатчика (ПД2), аналогічного датчикові в ультразвуковому медичному пристрої. Такий пристрій дозволяє вимірювати розподіл акустичного поля джерела ультразвукових коливань.

За допомогою вимірювального приймача з відімкнутим ПД2 вимірюють напругу U'_2 на вході датчика (ПД1), а потім під'єднавши ПД2 на його виході – U''_2 .

Використовуючи отримані результати, визначають коефіцієнт перетворення вимірювального тракту:

$$K_{\text{тр}} = U'_2 / U''_2 . \quad (5.4)$$

Враховуючи (5.3) та (5.4) можна розрахувати потужність у вимірювальній точці акустичного поля

$$P_{\text{вим}} = P_{\text{вип пд}} / K_{\text{тр}} .$$

Інтенсивність ультразвуку визначається формулою

$$I = P_{\text{вим}}^2 / \rho c ,$$

де ρc – хвильовий опір середовища.

Вимірювання частоти випромінювання ультразвукових медичних приладів проводиться двома методами:

– непрямым (шляхом вимірювання частоти генератора електричних коливань електронним частотоміром, наприклад, типу ЧЗ-63, ЧЗ-54, ЧЗ-64 тощо);

– прямим (після перетворення акустичних коливань вимірювальним приймачем, наприклад, В6-10).

Розглянуті методи випробування та вимірювання забезпечують повну оцінку характеристик та параметрів ультразвукової медичної апаратури.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Андреева Е.А., Хуторская О.Е.* Спектральный метод электрической активности мышц. – М.: Наука, 1987. – 104 с.
2. *Березовский В.А., Колотилов Н.Н.* Биофизические характеристики тканей человека. – К.: Наукова думка, 1990. – 223 с.
3. *Бишард Е.Г., Киселева Е.А., Лебедев Г.П. и др.* Аналоговые электроизмерительные приборы. – М.: Высш. шк., 1991. – 415 с.
4. *Билько М.И., Томашевский А.К.* Измерение мощности на СВЧ. – М.: Радио и связь, 1986. – 168 с.
5. *Богородицкий А.А., Зимин Н.П., Яценко А.Ф.* Электронный дискретный фазовращатель с регулируемым значением фазового сдвига // В сб.: Информационно-измерительная техника. – Пенза, 1974. – Вып. 3. – С. 23–27.
6. *Дадашев Р.С., Парашин В.Б., Семенов Г.В.* Биомедицинские измерения // Обзор из серии “Метрология и измерительная техника”. – М.: Б.И., 1972. – 76 с.
7. *Дидковский В.С., Красильников А.Н., Найда С.А., Чернецкая Н.В.* Разработка ультразвуковой аппаратуры и приборов ее контроля на кафедре акустики и акустоэлектроники НТТУ “КПИ” // Тр. 1-ой н/п конф. “СКИТ-97”. – Мук-во: 1997. – Т.1, 1997. – С. 186–189.
8. *Гершгал Д.А., Фридман В.М.* Ультразвуковая технологическая аппаратура. – М.: Энергия, 1976. – 319 с.
9. *Горбань Е.Н., Мацibuра А.П., Яценко А.Ф.* Исследование характеристик и измерения параметров ультразвуковой медицинской аппаратуры // Тр. 1-ой междуна. конф. “СТРЭС-97”. – Партид, 1977. – С. 14–15.
10. *Губарь В.И., Туз Ю.М., Володарский Е.Т.* Аналогово-цифровые преобразователи переменного тока. – К.: Техника, 1979.
11. *Грубник Б.П., Перегудов С.Н.* Опыт проведения клинических испытаний аппаратуры для МРТ // Тр. 1-ой н/п конф. “СКИТ-97”. – Мук-во.: 1997. – С. 137–139.
12. *Гуляев Ю.В., Годик Э.Э.* Физические поля биологических объектов // Кибернетика живого. – М.: Наука, 1984. – С. 111–117.

13. *Есепкина Н.А., Корольков Д.В., Парийский Ю.Н.* Радиотелескопы и радиометры. – М.: Наука, 1972. – 415 с.
14. *Зайцев А.Н., Иващенко П.А., Мылников А.В.* Измерение на сверхвысоких частотах и метрологическое обеспечение. – М.: Изд. Стандартов, 1989. – 238 с.
15. *Зимин Н.П., Скрипник Ю.А., Яненко А.Ф.* Метод электронного смещения частоты // Электросвязь, 1976. – № 10. – С. 61–63.
16. *Зимин Н.П., Яненко А.Ф.* Низкочастотный фазсметр с преобразованием входной частоты // Измерительная техника. – М., 1975. – № 9. – С. 82–84.
17. Измерения в электронике: Справочник / Под ред. В.А. Кузнецова. – М.: Энергоатомиздат, 1987. – 512 с.
18. Измерение энергетических параметров и характеристик лазерного излучения / Под ред. А.Ф. Котюка. – М.: Радио и связь, 1981. – 288 с.
19. Измерение спектрально-частотных и корреляционных параметров и характеристик лазерного излучения / Под ред. А.Ф. Котюка и Б.И. Степанова. – М.: Радио и связь, 1982. – 272 с.
20. *Искин В.Д.* Биологические эффекты миллиметровых волн и корреляционный метод их обнаружения. – Х.: Изд. ХГУ, 1990. – 244 с.
21. *Колесников А.Е.* Ультразвуковые измерения. – М.: Изд-во стандартов, 1982. – 248 с.
22. *Константинов Ю.Б., Котова В.И.* Система аккредитации изделий медтехники и медназначения отечественного и зарубежного производства в Украине // Тр. 1-ой н/п конф. “СКИТ-97”. – Мук-во.: 1997. – С.131–133.
23. *Константинов Ю.Б., Котова В.И., Стародуб Н.П., Мацibuра А.П.* Особенности испытаний и измерений параметров изделий медтехники // Тр. 1-ой н/п конф. “СКИТ-97”. – Мук-во.: 1997. – С.140–142.
24. *Мацibuра А.П., Перегудов С.Н., Яненко А.Ф. и др.* Исследование параметров медицинских аппаратов для МРТ “Порог-3”, “Порог-3М” // Тр. 1-ой н/п конф. “СКИТ-97”. – Мук-во.: 1997. – С. 151–152.
25. *Орнатский П.П.* Теоретические основы информационно-измерительной техники. – К.: Изд., 1976. – 431 с.

26. *Перегудов С.Н., Яненко А.Ф.* О некоторых проблемах и перспективах развития шумовых генераторов для МРТ // Тр. 1-ой Междун. конф. "СТРЭС-97". – Парг. – 1997. – С. 33–34.
27. *Плетнев С.Д.* Лазеры в клинической медицине. – М., 1981. – 361 с.
28. *Попов В.С., Желбаков И.Н.* Измерение среднеквадратичного значения напряжения. – М.: Энергоатомиздат, 1987. – С. 127.
29. *Ситько С.П., Мкртчян Л.Н.* Введение в квантовую медицину. – К.: Паттерн, 1994. – 145 с.
30. *Ситько С.П., Яненко О.П.* Пряма реєстрація нерівноважного електромагнітного випромінювання людини в мм-діапазоні // Фізика живого. – К., 1997. – № 2. – С. 60.
31. *Скрипник Ю.О., Яненко О.П., Скрипник І.Ю., Глазков Л.О.* Автоматизація фазовимірвальних пристроїв і систем. – К.: НМК ВО, 1992. – 171 с.
32. *Скрипник Ю.А., Яненко А.Ф., Стародуб Н.П., Скрипник И.Ю.* Автоматизация резонансных измерений // Техника средств связи. Серия "Радиоизмерительная техника". – М.: Вып. 3. – С. 79–84.
33. *Скрипник И.Ю., Яненко А.Ф.* Измерение времени задержки в электрических цепях с большим затуханием // Техника средств связи. Серия "Радиоизмерительная техника". – М., 1987. – Вып. 6. – С. 65–69.
34. *Скрипник Ю.А., Яненко А.Ф.* Проблемы измерения низкоинтенсивного излучения миллиметрового диапазона // Тр. 1-ой н/п конф. "СКИТ-97". – Мук-во.: 1997. – С. 153–157.
35. *Скрипник Ю.А., Перегудов С.Н., Яненко А.Ф.* Высокочувствительный измеритель мощности излучения объектов // Мат. III міжн. н/п конф. "Сучасні технології в аерокосмічному комплексі". – Ж., 1997. – С. 160–162.
36. *Скрипник Ю.А., Яненко А.Ф.* Оценка фазовых соотношений СВЧ-сигналов, отраженных от биологических и других объектов // Тр. 1-ой междун. конф. "СТРЭС-97". – Парг.: 1997. – С. 29–32.
37. *Скрипник Ю.А., Яненко А.Ф.* Определение резонансных частот объектов СВЧ-диапазона // Праці II міжн. н/т конф. "Метрологічне забезпечення в галузі електричних, магнітних та радіовипромінювань". – Х., 1997. – Т. 1. – С. 223–225.

Яненко Олексій Пилипович

**МЕТРОЛОГІЯ МЕДИЧНОЇ
ТА БІОЛОГІЧНОЇ АПАРАТУРИ**

Навчальний посібник

Редактори

Гончарук Л.В.
Кравченко М.А.

Комп'ютерний набір та верстка

Янчук В.М.

Макетування

Кондратенко В.В.

Підписано до друку 20.12.98. Формат 60/84^{1/16}
Папір офсетний Гарнітура Петербург.
Ум. друк. арк. 9,87. Ум. відб. арк. 9,87.
Тираж 500 прим. Зам. 704.

Редакційно-видавничий відділ
Житомирського інженерно-технологічного інституту

Адреса: 262005, м. Житомир, вул. Черняхівського, 103