

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ АВІАЦІЙНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ФАКУЛЬТЕТ ЕКОЛОГІЧНОЇ БЕЗПЕКИ, ІНЖЕНЕРІЇ ТА ТЕХНОЛОГІЙ
КАФЕДРА БІОКІБЕРНЕТИКИ ТА АЕРОКОСМІЧНОЇ МЕДИЦИНИ

ДОПУСТИТИ ДО ЗАХИСТУ

Завідувач кафедри БІКАМ

Лариса КОШЕВА

«___» _____ 2022 р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА
(ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА)
ЗДОБУВАЧА ВИЩОЇ ОСВІТИ ОСВІТНЬОГО СТУПЕНЯ
« МАГІСТР »
за напрямом 163 «Біомедична інженерія»
Освітньо-професійної програми «Біомедична інженерія»

Тема Методика аналізу фонокардіограм

Здобувач ВО: студент групи БІ-205М Ігор ХОХЛОВ

Керівник: професор Михайло БУРИЧЕНКО

Консультант з охорони праці :

професор Батир ХАЛМУРАДОВ

Консультант з охорони навколишнього середовища _____

доцент Євген БОВСУНОВСЬКИЙ

Нормоконтролер: асистент кафедри БІКАМ Марина АРХИРЕЙ

Київ 2022

НАЦІОНАЛЬНИЙ АВІАЦІЙНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Факультет екологічної безпеки, інженерії та технологій

Кафедра біокібернетики та аерокосмічної медицини

Спеціальність: 163 «Біомедична інженерія»

Освітньо-професійна програма: Біомедична інженерія

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри

“ ” Лариса КОШЕВА
_____ 2022 р.

ЗАВДАННЯ на виконання кваліфікаційної роботи

Хохлов Ігор Олегович
(прізвище, ім'я, по батькові випускника в родовому відмінку)

1. Тема кваліфікаційної роботи: «Методика аналізу фонокардіограм»
затверджена наказом ректора від «29» серпня 2022 р. № 1148/ст.
2. Термін виконання роботи: з 26.09.2022р. по 30.11.2022 р.
3. Вихідні дані до роботи: Розробити алгоритми і програми обчислення спектральної щільності фонокардіографічних сигналів на з використанням вільного програмного забезпечення

4. Зміст пояснювальної записки: 1. Засоби отримання ФКГ сигналів 2. Методи спектрального аналізу ФКГ сигналів. 3. Програми аналізу спектра ФКГ сигналів і результати аналізу сигналів

5. Перелік обов'язкового графічного (ілюстративного) матеріалу: _____
Структурна схема фонокардіографа. Методи аналізу фонокардіографічних сигналів. Алгоритми спектрального аналізу аналіз фонокардіографічних

сигналів. Результати спектрального аналізу фонокардіографічних сигналів

6. Календарний план-графік

№ пор.	Завдання	Термін виконання	Відмітка про виконання
1.	Вступ	26.09.2022-28.09.2022	Виконано
2.	Отримання ФКГ сигналів	10.10.2022	Виконано
3.	Методи спектрального аналізу ФКГ сигналів	15.10.2022	Виконано
4.	Аналіз спектра ФКГ сигналів	29.10.2022	Виконано
5.	Оформлення пояснювальної записки кваліфікаційної роботи	05.11.2022	Виконано
6.	Підготовка розділу з охорони праці	10.11.2022	Виконано
7.	Підготовка розділу з охорони довкілля	15.11.2022	Виконано
8.	Підготовка презентації кваліфікаційної роботи	18.11.2022	Виконано

7. Консультація з окремих розділів:

Назва розділу	Консультант (посада, П.І.Б.)	Дата, підпис	
		Завдання видав	Завдання прийняв
Охорона праці	Батир ХАЛМУРАДОВ		
Охорона навколишнього середовища	Євген БОВСУНОВСЬКИЙ		

8. Дата видачі завдання: 26 вересня 2022 р.

Керівник кваліфікаційної роботи _____ Михайло БУРИЧЕНКО
(підпис керівника) (П.І.Б.)

Завдання прийняв до виконання _____ Ігор ХОХЛОВ

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи «Методика аналізу фонокардіограм».

79 сторінок, 31 рисунок, 3 таблиці, 18 використаних джерел.

БИОМЕДИЧНИЙ СИГНАЛ, СПЕКТРАЛЬНИЙ АНАЛІЗ,
ФОНОКАРДИОГРАФІЯ, СПЕКТРАЛЬНА ЩІЛЬНІСТЬ
ПОТУЖНОСТІ

Мета – Підвищення інформативності діагностичних даних про стан серцево-судинної системи організму людини в частотній області на основі аналізу фонокардіограм.

Об’єкт дослідження – фонокардіографічні сигнали.

Предмет дослідження – непараметричні методи спектрального аналізу

Методи дослідження комп’ютерне моделювання непараметричних методів обчислення спектральної щільності.

Отримані результати

Розроблені методи спектрального аналізу фонокардіосигналів сигналів на базі технології MATLAB можуть суттєво підвищити інформативність діагностичних даних про стан серцево-судинної системи організму людини в частотній області на основі аналізу фонокардіограм.

Значущість виконаної роботи та висновки

Розроблені методи спектрального аналізу фонокардіосигналів сигналів на базі технології MATLAB можуть суттєво підвищити інформативність діагностичних даних про стан серцево-судинної системи організму людини в частотній області на основі аналізу фонокардіограм.

ЗМІСТ

ВСТУП	8
РОЗДІЛ 1. ЗАПИС ФОНОКАРДІОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ	10
1.1. Структурна схема фонокардіографа	11
1.2. Функціональні вузли фонокардіографа	15
1.2.1. Мікрофон	15
1.2.2. Підсилювач сигналу	20
1.2.3. Фільтри сигналу	21
1.2.4. Калібрувальний пристрій	22
1.3. Запис ФКГ сигналів	23
1.3.1. Умови проведення досліджень	25
1.3.2. Вимоги до апаратури реєстрації	26
1.3.3. Частотні канали у фонокардіографії	26
Висновки до розділу 1	27
РОЗДІЛ 2. МЕТОДИ СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛІЗУ ФКГ СИГНАЛІВ	28
2.1. Принципи обробки ФКГ сигналів	28
2.2. Діапазони спектру ФКГ сигналів	29
2.3. Непараметричні методи спектрального аналізу	30
2.3.1. Періодограмний метод	30
2.3.2. Метод Уелча	31
2.3.3. Корелограмний метод	32
2.4. Спектрограма сигналу	32
Висновки до розділу 2	33
РОЗДІЛ 3. МЕТОДИКА АНАЛІЗУ ФОНОКАРДІОГРАМ	34
3.1. Етапи методики аналізу фонокардіограм	34
3.2. Бази даних ФКГ сигналів	35
3.3. Виконання етапів методики аналізу	35
3.3.1. Синтез фільтрів ФКГ сигналів	36
3.3.2. Розрахунок АЧХ синтезованих фільтрів	38

3.3.3. Завантаження сигналу в пам'ять комп'ютера	41
3.3.4. Фільтрація ФКГ сигналів	43
3.3.5. Обчислення спектральної щільності ФКГ сигналу	44
3.3.6. Обчислення спектрограми ФКГ сигналу	47
Висновки до розділу 3	56
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ	57
4.1. Охорона праці в медичних закладах: види інструктажів	57
4.2. Засоби колективного захисту працівників	59
4.3. Вимоги безпеки перед початком роботи	60
4.4. Вимоги безпеки під час виконання роботи	60
4.5. Вимоги безпеки після закінчення роботи	61
4.6. Вимоги безпеки в аварійних ситуаціях	61
4.7. Розрахунок освітленості виробничого приміщення	62
Висновок до розділу 4	64
РОЗДІЛ 5. ОХОРОНА НАВКОЛИШНЬОГО СЕРЕДОВИЩА	66
5.1. Охорона довкілля	67
5.3 Розрахунок збитків від забруднення атмосферного повітря	70
Висновки до розділу 5	73
ВИСНОВКИ	74
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	75
Додаток 1	77

ВСТУП

Фонокардіографія є методом графічної реєстрації звукових коливань, що виникають при роботі серця. На відміну від багатьох графічних методів дослідження діяльності серця, які мають самостійне значення, фонокардіографія тісно пов'язана з аускультациєю. Аускультация – метод дослідження, що полягає у вислуховуванні звукових явищ, які виникають в організмі людини.

Оволодіння методом фонокардіографії без знання аускультациї неможливе. Це, насамперед, стосується вибору точок запису фонокардіограми (ФКГ), використання різних додаткових прийомів (положення хворого й т.п.), розшифрування й трактування отриманих даних.

Накопичений на цей час досвід аускультативно-фонокардіографічної діагностики дозволяє дослідникові дати точний і глибокий аналіз звукової симптоматики серця.

Залежно від характеру частот звуки діляться на тони - чисті й складні - і шуми. Чисті тони складаються зі звукових коливань однієї частоти.

Складні тони утворюються в результаті змішування невеликої кількості простих тонів, що мають кратне співвідношення частот. Шуми являють собою звукові коливання, частоти яких не пов'язані між собою правильним відношенням.

Фонокардіографія має ряд істотних переваг перед аускультациєю. Насамперед, це об'єктивізація звукової симптоматики, її графічне зображення, що має велике значення порівняно із суб'єктивною оцінкою наявності або відсутності того чи іншого звукового феномена.

Особливу роль відіграє в цьому плані можливість ретельного динамічного вивчення звукової симптоматики: у процесі формування пороку, до й після хірургічної корекції його в динаміці захворювання тощо.

Фонокардіографія дозволяє точніше оцінити інтенсивність тонів і шумів серця, часових інтервалів між тонами та їхніми окремими компонентами.

Синхронний запис ФКГ з ЕКГ, а також з іншими кривими при використанні графічних методів дослідження серцево-судинної системи дозволяє дати точну фазову характеристику тонів і шумів, виявити ряд важливих часових співвідношень між звуковими, електричними, механічними та іншими показниками функції серця.

Метою роботи є підвищення інформативності діагностичних даних про стан серцево-судинної системи організму людини в частотній області на основі аналізу фонокардіограм.

Досліджувані фонокардіосигнали взяти з бази даних. Спектральна щільність сигналу досліджується в декількох діапазонах, також для виявлення діагностичних ознак обчислені моменти спектральної щільності потужностей в діапазонах.

Переваги пропонованого підходу полягає в тому, що для його реалізації потрібен лише комп'ютер програмним забезпеченням MATLAB та стандартне апаратне забезпечення для отримання фонокардіосигналів пацієнта. Отже, розроблені методи спектрального аналізу фонокардіосигналів сигналів на базі технології MATLAB можуть суттєво підвищити інформативність діагностичних даних про стан серцево-судинної системи організму людини в частотній області на основі аналізу фонокардіограм.

Можлива реалізація розробленої методики з застосуванням вільного програмного забезпечення Octave (з незначної корекцією програмного коду).

При подальшому удосконаленні ця технологія може допомогти в дослідженні діагностичних ознак в інших біомедичних сигналах.

Результати роботи були представлені на Міжнародній студентській науково-практичній конференції «Сучасні проблеми та перспективної біомедичної інженерії», 02 листопада 2022 р., м Київ. – С. 19-20.

РОЗДІЛ 1.

ЗАПИС ФОНОКАРДІОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ

Аускультация (лат. Auscultare – слухати, вислуховувати) вислуховування звукових феноменів, пов'язаних із діяльністю внутрішніх органів, що застосовується для оцінки цієї діяльності та діагностики її порушень. Аускультация запропонована Лаеннеком у 1816 р., описана ним та введена у лікарську практику у 1819 р. Аускультативні ознаки, що супроводжують діяльність різних органів, є шумами різної тривалості.

Вимірювання діапазонів частот цих шумів, вироблені з допомогою сучасної акустичної апаратури, з урахуванням особливостей слухового аналізатора людини, показали, що аускультативні ознаки займають досить широку смугу частот, у якій лікарю вдається розпізнати.

Крім того, було виявлено наявність для кожної з аускультативних ознак вузького діапазону частот, в межах якого ознака зберігає свою «мелодію» без спотворень (характерний діапазон частот). Загальний діапазон частот основних аускультативних ознак розташовується не більше 20...5600 Гц, а характерний діапазон – не більше 20...1400 Гц.

Фонокардіографія - метод графічної реєстрації тонів і шумів серця, що абсолютно безпечний і не має протипоказань і найчастіше застосовується в діагностиці вроджених і набутих вад серця.

Фонокардіограф складається з мікрофона, системи частотних фільтрів та пристрою реєстрації. Мікрофон встановлюють на грудній клітці у загальноприйнятих точках аускультатії серця. Звукові коливання перетворюються при цьому на електричні сигнали, що посилюються і передаються в систему частотних фільтрів. Фільтри виділяють з усіх звуків ту чи іншу групу частот і пропускають їх на різні канали реєстрації. Це дозволяє вибірково записувати низькі, середні та високі частоти. Пристрій реєстрації має реєструвати (записувати) коливання серцевих звуків у смузі частот до 800...1200 Гц.

Природно, що найбільш продуктивним способом реєстрації є комп'ютерна обробка та відображення фонокардіографічних сигналів з наступним друкуванням на принтері. Далі буде наведено приклад реалізації комп'ютерного фонокардіографа.

Отримання і подальший аналіз ФКГ сигналів виконують за допомогою комплексу біомедичного обладнання, до якого входять: фонокардіографічний пристрій, електрокардіограф, пристрій реєстрації та допоміжне устаткування.

1.1. Структурна схема фонокардіографа

Фонокардіографи побудовані за узагальненою структурною схемою, що наведено на рис. 1.1.

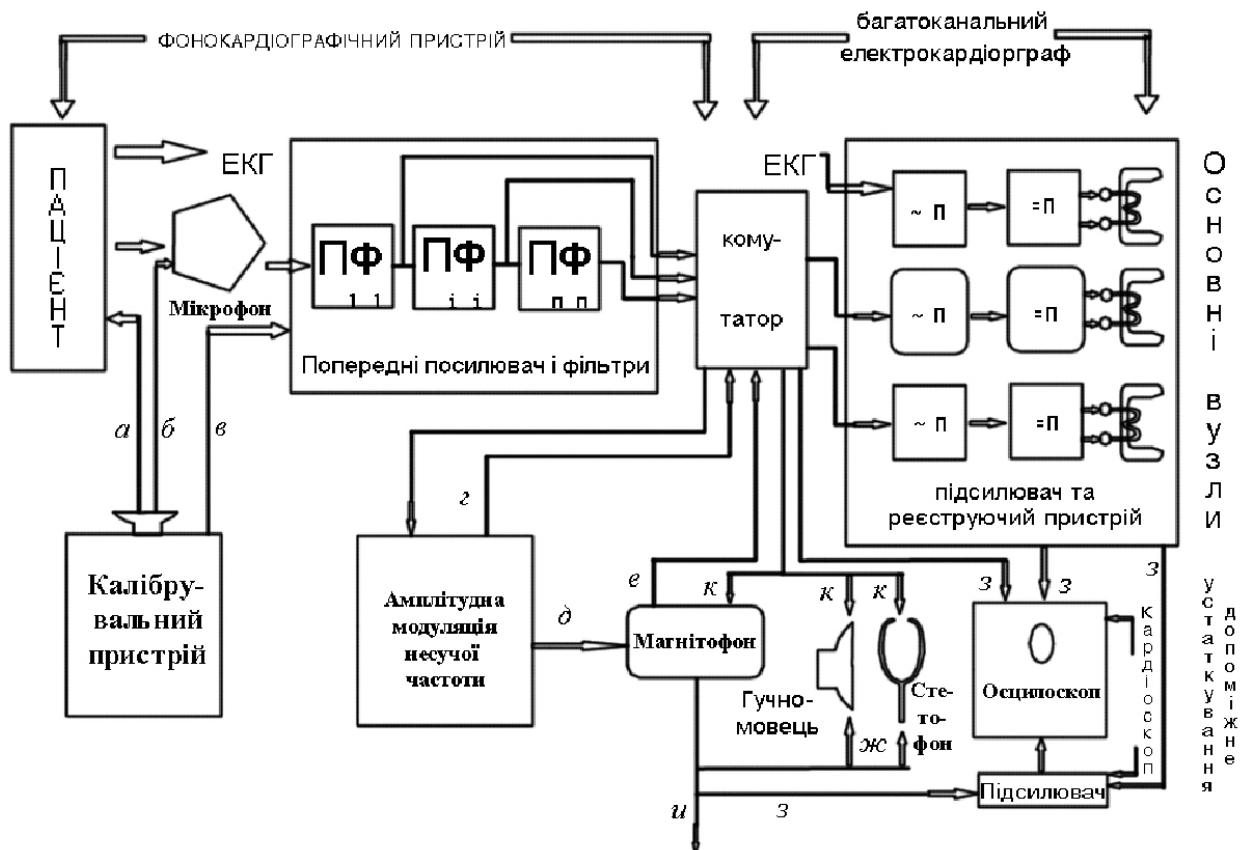


Рисунок 1.1. Основні функціональні вузли фонокардіографа й допоміжне устаткування

На рис. 1.1 позначено :

А - калібрований акустичний сигнал на пацієнта;

Б - те ж на мікрофон;

В - калібрований електричний сигнал на підсилювач;

Г і Д - модульовані по амплітуді сигнали постійної частоти (запис високочастотних елементів за допомогою низькочастотного пристрою, для реєстрації (г), магнітний запис низькочастотних сигналів (д));

Е - графічне відтворення з магнітної стрічки (затримка сигналу, «пам'ять», трансформація частоти);

Ж - акустичне відтворення (усунення акустичного зворотного зв'язку, навчальний процес, контроль при графічному відтворенні сигналів, попередньо записаних на магнітну стрічку);

З - візуальний контроль; І- до аналізатора частот - з «нескінченної петлі»; К - акустичний контроль, навчальний процес, магнітний запис.

Акустичне відтворення звуків серця за допомогою гучномовця або головного телефону (навушників) виявляється досить корисним, тому що воно дозволяє розпізнати сторонні шуми й полегшує вибір оптимальних умов дослідження. Трансляція звуків серця становить інтерес також і під час навчання вислуховуванню. При цьому необхідно враховувати, що рівномірне посилення звуків складного частотного складу для їхнього акустичного відтворення з підвищеною гучністю веде до перекручування характеру сприйняття. На низьких частотах посилення звуку призводить до більш відчутного зростання гучності, ніж таке ж посилення на вищих частотах. Низькочастотні складові підкреслюються, стають відносно голоснішими. Крім того, посилення звуку сприяє виникненню суб'єктивних комбінаційних тонів. Впливають на характер звуку й акустичні властивості приміщення. У результаті всього цього тембр, «забарвлення» звуку помітно змінюється. Для тих, хто систематично вислуховує хворого за допомогою підсилювача й

гучномовця, такий спосіб не поступається, можливо, звичайному вислуховуванню за допомогою стетоскопа, що також змінює характер звуку. Відтворення за допомогою гучномовця дозволяє судити про ритм, часові співвідношення звуків серця. Але для навчання вислуховуванню, для зіставлення з аускультативними даними перевага віддається вислуховуванню за допомогою навушників (стетофонів).

Спосіб підведення звуку до вуха також впливає на характер слухового сприйняття, тому він повинен по можливості точно відтворювати особливості стетоскопа.

В останні роки все більша перевага віддається бінауральному стетоскопу із гнучкими трубками й оливами, які обтурірують слуховий прохід. Аналогічним чином варто оформляти й стетофони. Для колективного прослуховування в аудиторіях повинна бути створена трансляційна мережа зі стетофонами на кожному робочім місці. Подібна система упереджає також виникнення небажаного акустичного зворотного зв'язку, що створює значні труднощі при трансляції звуків серця за допомогою гучномовця. Використання для акустичного відтворення звуків серця фільтрів, призначених для фонокардіографії, у принципі нелогічне, оскільки ці фільтри здійснюють те ж пригнічення низькочастотних складових, що забезпечується характеристикою самого органу слуху.

Ряд обставин, однак, виправдує використання деяких частотних характеристик і для акустичного відтворення.

По-перше, помірне пригнічення низькочастотних складових має місце й при вислуховуванні за допомогою стетоскопа. При акустичному відтворенні з характеристиками Н і Q враження наближається до того, що створюється при вислуховуванні за допомогою стетоскопів - бінаурального стетоскопа з гумовими трубками (характеристика Н) або дерев'яного моноаурального стетоскопа (характеристика Q).

По-друге, застосування різних частотних характеристик дозволяє виділяти, підкреслювати ті або інші звуки серця, що особливо корисно в педагогічній практиці. Характеристика Н, наприклад, дозволяє чітко вислуховувати тони серця, а характеристика Q - високочастотні шуми серця.

По-третє, іноді, переважно в педагогічній практиці, той або інший ступінь посилення звуків серця виявляється все-таки корисним, а при використанні гучномовця й необхідним.

У цих випадках також варто чинити пригнічення на низькочастотні складові. При цьому фільтри високих частот, що застосовуються у фонокардіографії, можуть здійснювати так зване тонкомпенсуюче регулювання або регулювання по кривих рівної гучності, застосовуване в радіомовленні.

Найкращий ефект при трансляції звуків серця за допомогою гучномовця давало застосування характеристики Q, а для високочастотного діастолічного шуму аортальної недостатності – характеристики C_2 .

Корисним доповненням до фонокардіографа є магнітофонна приставка. Магнітний запис значно компактніший, ніж графічний, стрічка може бути використана повторно. Такий запис дозволяє вибирати для наступного графічного відтворення тільки те, що цікавить дослідника. Це може значно полегшити роботу, сприяти економії матеріалів і спростити зберігання документації.

Нерідко явища, що цікавлять дослідника, виникають лише спорадично, і повторні спроби відтворити їх графічно виявляються безуспішними. Якщо одночасно з тривалим спостереженням на екрані осцилоскопа або вислуховуванням відтворюється запис на магнітну стрічку, з'єднану в кільце («нескінченна петля»), і сигнали стираються через якийсь не дуже короткий час, то магнітофон буде виконувати функцію «лінії затримки». Тоді дослідник, виявивши на екрані осцилоскопа або при вислуховуванні явище, що цікавить його, матиме у своєму розпорядженні час, необхідний для

графічного відтворення вже записані на магнітну стрічку сигнали. Магнітний запис дозволяє багаторазово відтворювати звуки серця для їх частотного аналізу, «спектральної фонокардіографії».

Уже говорилося, що при перезаписі може бути здійснена трансформація частот для відтворення високочастотних коливань за допомогою низькочастотних пристроїв для реєстрації.

Якщо мається на увазі тільки акустичне відтворення, то можуть бути використані звичайні магнітофони, розраховані на відтворення голосу й музики. Запис доцільно вести з фонокардіографічної приставки із застосуванням характеристик C_1 і C_2 , рідше – характеристика H .

До магнітофонів, які використовуються для подальшого відтворення або частотного аналізу звуків серця, висуваються особливі вимоги. Насамперед, слід забезпечити реєстрацію низькочастотних складових, в діапазоні до 50-100 Гц (що не становлять особливого інтересу при записі голосу й музики). Ще вищі вимоги висуваються при магнітному записі не тільки звуків серця, але й пульсових кривих та електрокардіограми.

Швидкість руху стрічки повинна бути досить стійкою. Зате вимоги до відтворення високочастотних складових можуть бути істотно знижені, швидкість руху стрічки, отже, може бути незначною [8].

1.2. Функціональні вузли фонокардіографа

Нижче розглянуто основні функціональні вузли фонокардіографа.

1.2.1. Мікрофон

Важливою складовою фонокардіографа є мікрофон. Мікрофон перетворює звукові коливання на електричні, які після посилення й проходження через систему частотних фільтрів спрямовуються у пристрій реєстрації.

Таким чином він дає графічне зображення звукових явищ. Основна вимога, висунута до них - достатня чутливість і мала інерційність пристрою

реєстрації, що таким чином забезпечує можливість запису високочастотних коливань, наявних у ряді звукових феноменів серця.

З різних типів мікрофонів, які нині застосовуються для фонокардіографії, найбільш поширеними є динамічні (котушкові) і п'єзоелектричні (кристалічні) мікрофони. Залежно від принципу перетворення механічних коливань в електричні розрізняють лінійні, стетоскопічні й логарифмічні мікрофони, які в свою чергу поділяються на датчики зсуву, швидкості й прискорення відповідно.

Лінійні мікрофони перетворюють звукові коливання, не коригуючи їх. Електричний сигнал, що надходить із лінійного мікрофона, пропорційний зсуву його рухливої мембрани, тому лінійний мікрофон є датчиком зсуву.

Тож сигнал, що надходить із конденсаторного (ємнісного) мікрофона, пропорційний зсуву його рухливої пластини, тому такий мікрофон у принципі є датчиком зсуву.

Стетоскопічні мікрофони створюють ЕРС пропорційно швидкості руху в магнітному полі котушки, фіксованої на мембрані, тобто являють собою датчики швидкості.

Стетоскопічні мікрофони поліпшують перетворення високочастотних коливань. Звуки серця, записані за допомогою стетоскопічних мікрофонів, приблизно відповідають звукам, які чутні через стетоскоп.

Логарифмічні мікрофони мають високочастотну характеристику. ФКГ, записана із застосуванням логарифмічного мікрофона, відтворює логарифм зміни сили звуку, що відповідає гучності, яка сприймається вухом людини.

Ці принципові розбіжності намагаються покласти в основу класифікації мікрофонів, які застосовуються у фонокардіографії.

Насправді характер перетворення мікрофоном механічних коливань на електричні залежить не тільки від принципу перетворення, але й від конструктивних особливостей мікрофона, його акустичних властивостей.

Так, наприклад, сполучення між повітряними камерами, розташованими по обидва боки діафрагми, може перетворити датчик зсуву на датчик швидкості. Тому відповідні властивості того чи іншого конкретного типу мікрофона можна репрезентувати, користуючись лише розглянутими вище параметрами, що обумовлюють його частотну характеристику. Частотна характеристика мікрофона може бути скоригована в підсилювачі.

Чим більше вона наближається до горизонтального, тим простіше й надійніше, як правило, може бути забезпечена потрібна характеристика всього фонокардіографа в цілому. Істотний інтерес, зокрема, становить чутливість мікрофона в ділянці інфразвукових частот (від 0,3 і менш до 20 Гц).

Останнім часом знову підвищився інтерес до запису кривої верхівкового поштовху (кардіограми), що здійснюється за допомогою датчика пульсу.

Паралельний запис кардіограми й фонокардіограми з тієї ж самої ділянки поверхні грудної клітки виявляється неможливим, коли для цього потрібно використовувати два різних датчики.

Пропонують з'єднувати повітряну камеру датчика пульсу з повітряною камерою мікрофона, хоча це викликає зміни акустичної характеристики останнього. Значну перевагу набув би єдиний датчик для фонокардіографії й кардіографії. Таким датчиком міг би стати мікрофон з горизонтальною частотною характеристикою від 0,3 Гц.

Ще важливішою є рівномірність частотної характеристики в ділянці низьких частот для внутрішньосерцевої фонокардіографії.

Мініатюрний мікрофон з горизонтальною частотною характеристикою від нуля Гц одночасно є й датчиком електроманометра для запису кривих тиску й середнього тиску у порожнинах серця й великих судин. Істотне значення має сталість властивостей мікрофона, його чутливість до умов зовнішнього середовища, температури, вологості, до струсів, ударів тощо; тут набувають переваги динамічні мікрофони.

Найбільший інтерес для лікаря становить спосіб передачі коливань поверхні грудної клітки чутливому елементу мікрофона.

Розрізняють мікрофони з повітряною провідністю й мікрофони (вібродатчики) безпосереднього торкання. В останніх коливання передаються діафрагмі безпосередньо або частіше через стрижень (пелот). Особливу групу складають конденсаторні мікрофони, у яких роль однієї із пластин виконує поверхня грудної клітки або (в експерименті) оголеного серця.

Конструктивні особливості мікрофона, спосіб його фіксації можуть істотно впливати на характер запису. Так, при недостатньо щільному приляганні мікрофона до поверхні грудної клітки повітряна камера, через яку коливання передаються мембрані, стає негерметичною. Таким чином досягається той же ефект, якого домагаються створенням спеціального диференціюючого отвору.

Сполучення між камерою мікрофона повітряної провідності й атмосферою обумовлює зниження чутливості до низькочастотних складових.

Одночасно на чутливий елемент мікрофона починають значніше впливати шуми приміщення.

При застосовуванні значного посилення для запису з високочастотними характеристиками ці шуми унеможливають читання кривої. Коливання поверхні грудної клітки передаються не тільки рухливій системі мікрофона, але і його корпусу, особливо якщо маса останнього невелика.

Це також може призвести до зміни чутливості мікрофона до низькочастотних складових залежно від способу фіксації.

Погіршує умови сприйняття звуків серця, особливо низькочастотних, і надмірне притиснення мікрофона повітряної провідності.

Щоб зменшити вплив способу накладення такого мікрофона на характер сприйняття звуків серця, його опорну поверхню роблять досить великою, а опорне кільце має бути з губчастої гуми.

Мікрофони повітряної провідності сприймають звуки з відносно великої поверхні. Вплив невеликих змін положення мікрофона в результаті виявляється незначним.

Деяке обмеження можливості локалізувати той або інший акустичний феномен на поверхні грудної клітки не має великого значення в клінічній практиці.

Нерідко, особливо при дослідженні дітей, а також хворих з деформацією грудної клітки або ж випнутими ребрами, забезпечити герметичне накладення мікрофона буває неможливо.

Доводиться фіксувати його не в потрібній точці, а десь поблизу або ж збільшувати силу притиснення.

Тому в педіатричній практиці доцільніше було б застосовувати мікрофон з меншою опорною поверхнею, тим більше що в дітей звуки серця, як правило, значно інтенсивніші, ніж у дорослих.

Фіксація мікрофонів безпосереднього торкання полегшується тим, що їх можна накладати й частиною опорної поверхні, з перекосами. Опорна поверхня їх, як правило, невелика.

Це дозволяє віддати перевагу мікрофону безпосереднього торкання при дослідженні дітей. З іншого боку, при роботі з таким мікрофоном необхідно особливо ретельно уникати тертя його об поверхню грудної клітки, волосся й т.д. Цим обумовлені жорсткіші вимоги до фіксації мікрофонів безпосереднього торкання.

Вже невеликі зміни положення мікрофона на поверхні грудної клітки або ступеня його притиснення ведуть до істотних змін характеру запису.

При фіксації над кістками - грудниною, ребрами - амплітуда запису звуків серця значно збільшується. Відчутна залежність характеру запису від умов фіксації мікрофона утруднює порівняння результатів дослідження.

Спосіб фіксації мікрофона багато в чому визначається його типом. Під час роботи з мікрофонами безпосереднього торкання не рекомендується фіксація за допомогою гумового ремня.

Однак цей спосіб цілком прийнятний для роботи з мікрофоном повітряної провідності. Сутужніше фіксувати мікрофон безпосереднього торкання з пелотом. Гумовий ремінь не може досить надійно утримувати такий мікрофон. Не виключається зсув мікрофона, тертя пелота об поверхню грудної клітки. Фіксація за допомогою різних штативів, на противагу, громіздка, не завжди забезпечує гарний запис, а часом і неможлива.

Деякі мікрофони досить просто покласти на груди пацієнта: мікрофон утримується власною вагою. Такий спосіб забезпечує стандартність ступеня притиснення, але він неприйнятний при дослідженні у положенні хворого лежачи на лівому боці, стоячи або сидячи (наприклад, при ортопное), при накладенні мікрофона в пахвинній ділянці, а часто й біля верхівки серця.

Мікрофон безпосереднього торкання подекуди доводиться втримувати рукою. Це ускладнює роботу дослідника, нерідко вимагає залучення навченого помічника. Не завжди вдається уникнути артефактів, викликаних тремтінням руки.

Деякі мікрофони можуть фіксуватися за допомогою присмокування. Незрозуміло, однак, як впливають на характер запису зміни з боку шкіри й м'яких тканин при такому способу фіксації.

Із усього сказаного виходить, що питання про найкращий тип мікрофона далеке від вирішення. Оскільки найзручнішого є фіксація за допомогою гумового ремня, то можна віддати перевагу (принаймні, при дослідженні дорослих) мікрофону повітряної провідності.

1.2.2. Підсилювач сигналу

Підсилювач має бути розрахований таким чином, щоб частотні характеристики всього тракту відповідали заданим.

У деяких апаратах фонокардіографічний тракт має свій окремий підсилювач. Вигідніше користуватися так званими фонокардіографічними приставками: сигнал, що надходить із мікрофона, після попереднього посилення й фільтрації подається на вхід підсилювача електрокардіографа.

Це розширює можливості використання підсилювача й пристрою для реєстрації, електрокардіографа, забезпечує більшу свободу дій дослідника. У сучасних апаратах елементи фільтрації й посилення тісно пов'язані між собою.

Роль фільтрів високих частот виконують елементи зв'язку між каскадами підсилювача. Верхня мережа смуги пропущення апаратів звичайно визначається характеристикою пристрою для реєстрації. Однак у багатьох електрокардіографах (наприклад, в апарата „ЕКПС-2”) смуга пропущення обмежена зверху вже в підсилювачі. До останнього навмисно включені фільтри, що знижують чутливість до складових у ділянці частот вище 100-150 і навіть 60 Гц. Це робиться для надання електрокардіограмі «чистоти», усунення «м'язових перешкод», тобто нашарування потенціалів мускулатури. Для запису звуків серця необхідно відімкнути відповідні фільтри низьких частот.[9]

1.2.3. Фільтри сигналу

Перевага в спектральному складі звуків серця низькочастотних коливань, що мають значно більшу енергією, ніж високочастотні, вимагає при реєстрації ФКГ нерівномірного посилення складових різної частоти.

При однаковому посиленні всіх складових (так звана лінійна ФКГ) інфразвукові коливання мають на ФКГ вигляд хвиль великої амплітуди, коливання, що відображають тони серця, утворюють ледь помітні зубці, а більшість шумів, за винятком особливо інтенсивних, не реєструються, тому що їхня енергія відносно невелика.

Для реєстрації звуків серця різного складу у фонокардіографі застосовуються електричні фільтри. Фільтри високих частот пропускають

високочастотні й затримують низькочастотні складові. Фільтри низьких частот пропускають тільки низькочастотні складові. Ступінь пригнічення низькочастотних або високочастотних складових визначає частотну характеристику кривих. Сполучення фільтра високих частот з фільтром низьких частот утворює смуговий фільтр, що виділяє певну смугу спектра, обмежуючи пропущення як високих, так і більш низьких частот.

Застосування смугових фільтрів дозволяє окремо реєструвати звуки певного спектрального діапазону. У цьому випадку забезпечується реєстрація й слабких звуків, які пригнічуються звичайно більш сильними.

Одночасна реєстрація декількох кривих з різними частотними характеристиками дає змогу зробити приблизний частотний аналіз. Особливо цінну інформацію дають високочастотні ФКГ. Найпоширенішими є дві системи фільтрів високих частот: Мааса-Вебера й Маннхеймера.

Система Мааса-Вебера застосовується в німецьких та австрійських фонокардіографах, а також застосовувалася і в радянських фонокардіографах, система частотних фільтрів Маннхеймера - у шведському апараті «мінгограф». Номінальна частота фільтрів (частота, при якій чутливість фонокардіографа становить 10% від максимальної в діапазоні 500-800 Гц) зазначених систем неоднакова. Фільтри з однаковою номінальною частотою можуть мати істотні розбіжності в частотному спектрі.

В більшості систем реєстрації є канали з низько-, середньо- і високочастотною характеристикою, а також частотною характеристикою, котра відповідає сприйняттю серцевих звуків при вислуховуванні (аускультативною). Використання всіх частотних каналів, як показав досвід, нераціональне.

Найбільше значення мають:

1) канал з аускультативною характеристикою, на якому добре фіксується більшість тонів і шумів серця і який є об'єктивним відбиттям аускультативних даних;

2) канал з низькочастотною характеристикою, де можуть фіксуватися III, IV тони й низькочастотні компоненти I, II тонів і шумів;

3) канал з високочастотною характеристикою, що дозволяє виділити високочастотні тони й шуми.

Вибір комбінації частотних каналів залежить від конструкції фонокардіографа й завдань дослідження [8].

1.2.4. Калібрувальний пристрій

Важливе значення для запису й аналізу ФКГ має калібрування чутливості апарата (стандартизація посилення) щодо величини амплітуди тонів і шумів для оцінки інтенсивності звуків серця за допомогою стандартного сигналу.

Електричний калібрувальний сигнал може подаватися безпосередньо на підсилювач. У деяких фонокардіографах передбачене калібрування всього тракту (мікрофон + підсилювач і фільтри + пристрій, що реєструє) у цілому. Для цього акустичний калібрувальний сигнал подається на мікрофон. Такий спосіб позбавлений переваг перед калібруванням одного підсилювача, оскільки він також не дозволяє враховувати вплив умов фіксації мікрофона, хоча такий вплив може бути досить істотним.

При цьому враховується залежність амплітуди запису від умов накладення мікрофона. У разі зміни цих умов амплітуда стандартного сигналу й амплітуда запису звуків серця змінюються в одному напрямку.

Переваги описаного методу калібрування обмежуються тим, що на інтенсивність сигналу, сприйнятого мікрофоном, повинні впливати й умови фіксації генератора стандартного сигналу; цей вплив виявляється значним.

Калібрування на одній якійсь частоті може виявитися недостатнім, оскільки реальні частотні характеристики подекуди істотно відрізняються від номінальних, а умови фіксації мікрофона по-різному впливають на проведення низькочастотних і високочастотних сигналів.

Таким чином, система калібрування чутливості фонокардіографа, яка б повністю відповідала вимогам, що ставляться до неї, ще не створена. Тому в більшості сучасних апаратів калібрований пристрій відсутній.

1.3. Запис ФКГ сигналів

При розв'язанні питання про походження шуму і його проведення в різні ділянки серця й грудної клітки враховується форма шуму, одержаного на ФКГ. Застосування каналів запису з різними частотними фільтрами дозволяє оцінювати частотну характеристику тонів і шумів, що має певне значення в діагностиці. Наявність каналу з низькочастотною характеристикою дає можливість реєструвати низькочастотні III й IV тони серця, які на відміну від I і II тонів значно рідше визначаються при аускультації.

Однак клініцистові необхідно враховувати й деякі недоліки фонокардіографічного методу дослідження. Насамперед, варто мати на увазі, що чутливість фонокардіографа в багато разів менше чутливості вуха. Звідси постає принципове положення: слабкі шуми, які визначаються при вислуховуванні, можуть не реєструватися на ФКГ. З іншого боку, звукові феномени, які реєструються на ФКГ, повинні бути чутними при аускультації.

Винятком стає слабкі низькочастотні III, IV й V тони, які фіксуються на низькочастотному каналі. При аналізі ФКГ необхідно керуватися таким правилом: при записі будь-яких неясних осциляцій (перешкоди, екстракардіальні шуми) основне значення варто надавати даним аускультації.

При вислуховуванні визначається «темброва» характеристика тонів і шумів. Хоча оцінка її носить суб'єктивний характер, користь її безсумнівна. Вона допомагає вирішити питання про провідний характер шуму й має специфіку при деяких видах клапанного ураження.

Шуми серця є, можливо, найбільш традиційним біомедичним сигналом, що підтверджується тим фактом, що стетоскоп є найважливішим інструментом, постійно носить і використовуваним лікарями.

Фонокардіограма є вібрації або звукові сигнали, що пов'язані з скорочувальною активністю серця і системи кровоносних судин (як серця, так і крові) і є записом сигналу звуків серця. Запис сигналу ФКГ вимагає наявності датчика для перетворення вібрації або звукового сигналу в електричні сигнали: для цього на поверхню грудної клітки можуть бути накладені мікрофони, датчики тиску або акселерометри.

Звуки серця в нормі дозволяють оцінювати загальний стан серця по його ритму і скоротливості. Серцево-судинні захворювання і дефекти викликають зміни або додаткові звуки і шуми, які допомагають в їх діагностиці.

Сигнали ФКГ зазвичай записують з використанням п'єзоелектричних контактних датчиків, які чутливі до переміщення або прискоренню на поверхні шкіри. Запис ФКГ зазвичай здійснюється в тихій кімнаті. Пацієнт повинен лежати на спині з опущеною на подушку головою. Датчик ФКГ міцно закріплюють в необхідній позиції на грудях з використанням присмоктується кільця або гумової стрічки.

Хоча хвилі вібрації сигналу ФКГ можуть не піддаватися безпосередньому візуальному аналізу, загальний вигляд зміни інтенсивності цього сигналу протягом серцевого циклу можна легко оцінити шляхом прослуховування або візуального перегляду. Певні серцево-судинні захворювання і дефекти змінюють відносну інтенсивність компонент S1 і S2, викликають додаткові звуки або шуми і/або розщеплюють S2 на дві окремих компоненти. В той же час багато захворювань можуть викликати систолічний шуми, наприклад, характер зміни інтенсивності або огинає шуму можуть виявитися корисними для постановки деяких діагнозів.

Також слід зазначити, що певні види діагностики, засновані на ФКГ, вимагають порівняльного аналізу сигналів ФКГ, отриманих з декількох позицій на грудях. Відмінності в кривій зміни інтенсивності цих сигналів очевидні.

Однак для перетворення сигналу в обвідну, що має позитивний знак, яка може розглядатися як розподіл енергії сигналу в часі, необхідна окрема методика обробки. Таке перетворення дає можливість розглядати криву інтенсивності сигналу як функцію щільності ймовірності, що дозволяє обчислювати різні статистичні характеристики і моменти [8].

1.3.1. Умови проведення досліджень

Приміщення, у якому роблять запис фонокардіограми, має бути ізольоване від сторонніх шумів. Зазвичай фонокардіограму реєструють після 5-хвилинного відпочинку пацієнта у горизонтальному положенні.

Попередня аускультация та клінічні дані визначають вибір основних та додаткових точок запису, а також використання спеціальних прийомів: запис у положенні на боці, сидячи, стоячи, після фізичного навантаження.

У діагностичних та дослідницьких цілях можливе, крім того, проведення спеціальних тестів із застосуванням фармакологічних засобів (амілінітрату, нітрогліцерину, еуфіліну тощо).

Фонокардіограму записують зазвичай на видиху, а при необхідності на висоті вдиху та при вільному диханні.

Для отримання якісної фонокардіограми дуже велике значення має фіксація мікрофона рукою дослідника або спеціальним ременем. Мікрофон має щільно, але не сильно прилягати до поверхні грудної клітки. Збільшення сили, з якою притискають мікрофон, знижує амплітуду звуків, що записуються. Можливість візуалізації фонокардіосигналів та наявність навушників дозволяє перевірити якість реєстрації фонокардіограм перед початком її запису.

1.3.2. Вимоги до апаратури реєстрації

Вибір підсилювача під час запису залежить від конструкції фонокардіографа. Як і при записі ЕКГ, спочатку проводять калібрування приладу.

У деяких фонокардіографах передбачений стандартний звуковий сигнал, що дозволяє перевірити правильність посилення всього тракту: від мікрофона до пристрою реєстрації.

Перемикач посилення з фіксованими позиціями (ступінчастий регулятор підсилення) або без них (плавний регулятор) приводять у таке положення, щоб отримати досить велику амплітуду тонів і шумів, але без перешкод і нашарування осциляцій сусідніх каналів.

На записі необхідно відзначати обране посилення для правильної порівняльної оцінки інтенсивності звуків серця під час повторних досліджень.

Швидкість розгортки запису має визначатися частотою серцевих скорочень: при нормальному ритмі чи брадикардії 50 мм/с, а при тахікардії 100 мм/с.

1.3.3. Частотні канали у фонокардіографії

Вибір каналів з різною частотною характеристикою залежить від системи, застосованої в цій моделі фонокардіографа, та від цілей дослідження: діагностика того чи іншого патологічного стану чи вивчення частотної характеристики серцевих звуків.

Найбільш важливе значення має канал із «аускультативною» характеристикою, що забезпечує запис основних серцевих звуків.

Фонокардіограму, записану на цьому каналі, порівнюють із аускультативними даними. Усі висновки про наявність або відсутність шумів повинні робитися аускультативним каналом. На каналах з низькочастотною характеристикою реєструють III, IV і V тони серця, I і II тони добре видно у випадках, коли вони закриті шумом на аускультативному каналі. Низькочастотні коливання в систолі та діастолі за відсутності осциляцій на аускультативному каналі не можна розцінювати як шуми; у цих випадках шум не чутно і при аускультатії. На високочастотному каналі добре реєструються високочастотні тонові компоненти і високочастотні шуми.

Для практичних (діагностичних) цілей потрібне використання трьох характеристик: аускультативної, низькочастотної та високочастотної; для вивчення особливостей частотної характеристики тонів і шумів серця застосовують усі комбінації частотних каналів, що є в даному фонокардіографі.

У більшості сучасних комп'ютерних фонокардіографів як стандарт частотного розділення фонокардіосигналів, використовують систему фільтрів Мааса-Вебера. У табл. 1.3 наведено частотні характеристики окремих каналів цього стандарту.

Таблиця 1.3

Частотні діапазони фільтрів ФКГ сигналів

Назва каналу	Діапазон частот, Гц (на рівні -20 dB)
Ph	20 – 1000 Гц
T	20 – 35 Гц
M1	20 – 70 Гц
M2	20 – 140 Гц
H	20 – 250 Гц
G	20 – 1400 Гц

Висновки до розділу 1

В розділі було проаналізована структурна схема фонокардіографа, коротко описані функціональні вузли фонокардіографа, а саме: мікрофон, підсилювач сигналу, фільтри сигналу, калібрувальний пристрій.

Описана процедура запису фонокардіографічних сигналів, наведено умови отримання цих сигналів. Розглянута структура обробки фонокардіографічних сигналів і методи видалення шуму фільтрації сигналів.

РОЗДІЛ 2.

МЕТОДИ СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛІЗУ ФКГ СИГНАЛІВ

При спектральному аналізі ФКГ сигналів їх розкладають на окремі частотні компоненти і обчислюють розподіл потужності сигналу в частотній області. Характеристики отриманого розподілу мають діагностичне значення для оцінювання стану серцево-судинної системи.

Оцінювання спектру потужності виконують декількома методами (алгоритмами) [2, 3, 4]. Непараметричні методи не використовують інформацію про статистичний розподіл даних.

Параметричні методи використовують параметричних моделях досліджуваних сигналів процесів. Також виконують оцінювання частотних складових на основі аналізу власних значень кореляційної матриці сигналу – методи підпросторів. В даній роботі такі методи не використовуються.

2.1. Принципи обробки ФКГ сигналів

Ряд інших серцево-судинних змінних також може реєструватися одночасно з фонокардіограмою, включаючи ЕКГ, артеріальний пульс сонної артерії, яремний венозний пульс та верхівкову кардіограму. Така інформація дозволяє клініцистам оцінювати серцеві звуки пацієнта щодо електричних та механічних подій серцевого циклу.

Хоча фонокардіографія може точно реєструвати та зберігати аускультативні висновки, її використання як діагностичного інструменту досить рідко через необхідні критичні процедури та складні прилади.

З впровадженням електронного стетоскопа фонокардіографія може повернутися в клінічну практику.

Нещодавно розроблені електронні стетоскопи є більш компактними, стійкими до шуму, несприйнятливими до порушень і набагато зручнішими для діагностичного використання. Вони дозволяють здійснювати цифровий запис серцевих звуків і, отже, дозволяють клініцистам проводити аналіз

фонокардіограми на ПК-платформі. вдосконалення реалізовано електронну вимірювальну технологію і сигнальні алгоритми обробки.

Ці алгоритми можуть допомогти представити серцевий звук як сукупність характерних компонентів сигналу, які можуть лягти в основу виявлення різних захворювань серця.

Багато дослідницьких зусиль було присвячено дослідженню методів обробки сигналів із зниженою чутливістю до записаного шуму та покращена ідентифікація точних початкових і кінцевих точок основних серцевих звуків (тобто S1, S2 та шумів). Зазвичай використовують такі методи аналізу характеристики серцевого звуку:

- оцінювання і аналіз спектру;
- часово-частотний аналіз;
- нелінійний аналіз

Найбільш популярним методом є представлення серцевих звукових компонентів у минулому з точки зору оцінки.

Різноманітність техніки була розроблена для аналізу частотного вмісту серцевого звуку. Класичні методи оцінки спектральної щільності потужності (PSD) використовують різні функції вікна та усереднення для покращення статистичної стабільності спектра, отриманого за допомогою швидкого перетворення Фур'є (ШПФ).

Альтернативним методом спектральної оцінки є метод параметричного моделювання, наприклад, авторегресії (AR), ковзне середнє (MA) та авторегресії ковзного середнього (ARMA). Параметричне моделювання передбачає вибір відповідної моделі для сигналу та оцінку параметрів моделі. В даній роботі параметричні методи спектрального аналізу не застосовуються.

2.2. Діапазони спектру ФКГ сигналів

Рух стінки грудної клітини над перикардіальної областю є складною квазіперіодичною хвилею. Ця хвиля є результатом накладення чистих

синусоїдальних хвиль різних амплітуд і частот. ФКГ сигнали досліджують в частотній області з поділом їх на ряд гармонійних складових основної частоти серцевого ритму. Спектр ФКГ сигналу можна розділити на кілька діапазонів.

1. Від 0 до 5 Гц. Відповідає легко відчутним рухам стінки грудної клітки, биття вершини та інші рухи міжреберних просторів і нижче порогової частоти слуху.

2. Від 5-25 Гц. Містить інфразвукові (5-15 Гц) низькочастотні коливання, а також коливання, що можуть сприйматися людським вухом.

3. Від 25 до 120 Гц. У діапазоні від 25 до 50 Гц звуки погано чути людським вухом, найбільш важливий для діагностування є піддіапазон від 60 до 120 Гц.

4. Від 120-240 Гц. Відповідає найкращій області записи більшості апаратів і знаходиться в діапазоні чутності людського слуху.

5. Від 240 до 500 Гц. Відповідає області записи багатьох апаратів в межах діапазону чутливості вуха людини.

6. Від 500 до 1000 Гц. Відповідає вже області спектра, де ФКГ сигнал дуже слабкий, тому чутність може бути обмеженою.

7. Від 1000-2000 Гц. Сигнал не реєструється більшістю апаратів ФКГ.

2.3. Непараметричні методи спектрального аналізу

Класичні непараметричні методів спектрального аналізу використовують методи на базі дискретного перетворення Фур'є: періодограмний, модифікованої періодограми, методи Бартлетта, Уелча, корелограмний та ін.

2.3.1. Періодограмний метод

Періодограма є прямим методом обчислення спектра потужності і використовує відліки сигналу $x(n)$. Періодограма є оцінку спектра потужності (вибірковий спектр). Її обчислюють як квадрат модуля дискретного перетворення Фур'є даних $x(n)$ кінцевої довжини:

$$\rho(f) = \frac{T}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \exp(-j2\pi f n T) \right|^2 = \frac{T}{N} |X(f)|^2 = \frac{1}{N f_s} |X(f)|^2$$

Періодограма дає оцінки спектру потужності сигналу на фундаментальних частотах $f_k = f_s \frac{k}{N}$, $k = 0.1 \dots N/2$

При необхідності інтерполяції графіка спектра потужності між сусідніми оцінками спектра, сигнал доповнюють нулями [3].

2.3.2. Метод Уелча

Метод Уелча виконує усереднення модифікованих періодограм. Він аналогічний методу Бартлетта, але використовує перекриття блоків даних і застосовує до них непрямокутне вікно.

Послідовність даних довжиною N розділена на блоки довжиною L , що мають зміщення на D відліків між сусідніми блоками ($D \leq L$), тобто перекриття між сусідніми блоками $x_i(n)$ і $x_{i+1}(n)$ дорівнює $L - D$ відліків. Якщо K блоків перекривають усі N відліків, то $N = L + D(K - 1)$, а максимальна кількість блоків визначається цілою частиною числа $K = (N - L)/D + 1$.

Для кожного блока обчислюють модифіковану періодограму

$$P_i^{(m)}(f) = \frac{1}{U L f_s} \left| \sum_{k=0}^{L-1} w(n) x_i(k) \exp(-j2\pi j k T) \right|^2$$

де $w(n)$ – непрямокутне вікно даних; U – коефіцієнт, пропорційний енергії цього вікна, він усуває вплив енергії вікна на зміщення спектральних оцінок:

$$U = \sum_{n=0}^{M-1} w^2(n)$$

Оцінку спектра методом Уелча отримують усередненням модифікованих періодограм

$$P_W = \frac{1}{K} \sum_{i=1}^K P_i^{(m)}(f)$$

Перекриття блоків зменшує дисперсію оцінок спектра, проте збільшує статистичну залежність даних у сусідніх блоках. Найчастіше використовують 50 % перекриття блоків [4].

2.3.3. Корелограмний метод

Корелограмний метод використовує зв'язок автокореляційної функції сигналу з його спектром потужності, встановлений теоремою Вінера-Хінчина. Оцінка спектра потужності цим методом є перетворенням Фур'є зваженої оцінки автокореляційної функції

$$P_{BT}(f) = T \sum_{m=-M}^M w(m)r(m)\exp(-2\pi jfmT)$$

Метод використовує зміщену оцінку автокореляційної функції

$$r(m) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-m-1} x(n)x(n+m) . \quad r(-m) = r(m)$$

Вікно $w(m)$ довжиною $2M - 1$ має бути симетричним відносно $m = 0$ і задовольняти такі умови:

$$1) \quad w(m) = 0, \text{ якщо } |m| \geq M ;$$

$$2) \quad w(0) = 1 .$$

3) перетворення Фур'є вікна $W(f) > 0$; це забезпечить додатні значення спектральних оцінок, $P(f) > 0$.

До широкого впровадження комп'ютерів в основному застосовувався корелограмний метод, а з появою алгоритмів швидкого перетворення Фур'є і спеціалізованих інтегрованих схем для оброблення сигналів перевагу почали віддавати методам, заснованим на періодограмі [4].

2.4. Спектрограма сигналу

Спектрограму обчислюють у ковзному вікні з використанням перетворення Фур'є досліджуваного сигналу.

Для виконання спектрального аналізу певних подій в сигналі у деякий момент часу в сигналі виділяють блок невеликої тривалості (значно меншої, ніж тривалість сигналу) і обчислюють спектр потужності для нього.

Вважається, що в межах кожного блока сигнал не змінює своїх статистичних характеристик і його можна вважати квазістаціонарним. Виділення блока в сигналі відповідає множенню сигналу на функцію вікна обмеженої тривалості. Такий метод має декілька назв: віконне перетворення Фур'є (ВПФ), локальне (динамічне) перетворення Фур'є, перетворення Фур'є для коротких інтервалів.

У разі використання функції вікна $h(t)$, центрованої відносно моменту часу t спектр потужності є функцією часу і частоти і обчислюється як

$$F(t, f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau)h(\tau - t)\exp(-j2\pi f\tau)d\tau$$

де $h(t)$ – вікно даних; τ – змінна, що визначає положення вікна в часі (вікно центровано відносно τ).

Величина $F(t, f)$ є локальним спектром сигналу $x(t)$ в околі точки $t = \tau$. Спектр щільності енергії, що залежить від часу, або спектрограма обчислюється як квадрат модуля ВПФ:

$$p(t, f) = |F(t, f)|^2$$

Під час аналізу сигналів зміщують вікно на 30 ... 50% від його довжини, що призводить до перекриття сусідніх блоків сигналу і забезпечує неперервність результатів ВПФ. Проте аналіз сигналів можна виконувати і для блоків, що не перекриваються. Функція вікна дозволяє отримувати зважені значення сигналу в межах вікна. Зазвичай використовують спектрограму для оцінювання локальних значень спектра потужності. Спектрограму можна розглядати як міру енергії сигналу, що міститься в часово-частотній області з центром у точці з координатами (t, ω) .

Висновки до розділу 2

В наведено структура обробки ФКГ сигналів, розділі наведено частотні діапазони, в яких проводять спектральний аналіз зазначених сигналів.

Розглянуто основні характеристики непараметричних методів спектрального аналізу: періодограмний метод, метод Уелча (модифікованих періодограм), корелограмний метод обчислення спектральної щільності потужності. Також розглянуто властивості спектрограми сигналів.

РОЗДІЛ 3.

МЕТОДИКА АНАЛІЗУ ФОНОКАРДІОГРАМ

В даному розділі наведена методика аналізу фонокардіограм і результати застосування розробленої методики до аналізу фонокардіографічних сигналів, описано програмне забезпечення і наведено програмний код реалізації етапів методики.

3.1. Етапи методики аналізу фонокардіограм

Згідно із завданням на роботу, аналіз фонокардіограм має бути виконано частотними і часово-частотними методами. Методика аналізу фонокардіограм складається з декількох етапів, що їх дослідник виконує послідовно.

1. Синтезувати смугових фільтрів фонокардіографічних сигналів.

2. Завантажити в пам'ять комп'ютера фонокардіографічний сигнал, що знаходиться у відповідному файлі даних; побудувати графік сигналу.

Аналіз фонокардіограм в реальному часі має обмежені можливості, для аналізу такого сигналу в частотній області необхідно мати реалізацію сигналу. Тривалість реалізації має забезпечити виявлення частотних складових фонокардіографічного сигналу в заданому діапазоні частот.

3. Вибрати значення вхідних параметрів для спектрального аналізу.

Вхідними параметрами для роздільна здатність аналізу і дисперсія спектральної щільності.

4. Сформувати діагностичний висновок.

Діагностичний висновок формулює лікар за результатами аналізу кількісних характеристик аналізу, що отримані на попередніх етапах; при цьому він використовує відомий зв'язок між кількісними характеристиками фонокардіограм і станом серцево-судинної системи людини.

Оскільки діагностичний висновок має формулювати лікар, в даній кваліфікаційній роботі цей етап не описаний.

3.2. Бази даних ФКГ сигналів

В роботі проведено аналіз ФКГ сигналів, що знаходяться в базі даних сигналів про серцево-судинні захворювання Shiraz University fetal heart sounds database (SUFHSDB) [10].

База даних має записи з 109 вагітних жінок у віці від 16 до 47 років. Сигнали отримано за допомогою цифрового електронного стетоскопу JABES. Для запису та редагування сигналів на персональному комп'ютері використовувалося програмне забезпечення Audacity®.

Тривалість кожного запису становить близько 90 секунд, частота дискретизації 16 кГц, розрядність даних 16-біт. Дані записані у широкосмуговому режимі з частотною характеристикою від 20 Гц до 1 кГц.

У більшості випадків спільно з реєстрацією ФКГ плоду також були записані звуки серця матерів. Імена записів мають формат fSS або mSS, де f означає запис плоду, m означає запис матері, а SS - це номер запису. Також є файли заголовків для читання даних у форматі WFDB.

Назви записів мають форму fX або mX, де f означає запис плода, m означає запис матері, а X - номер запису.

Дані подаються у стандартному аудіоформаті WAV (*.wav), а заголовки WFDB (*.hea) надаються для зчитування опису даних у форматі WFDB. Також надається електронна таблиця Excel (*.xlsx), яка містить: ідентифікатор суб'єкта, і деякі додаткові дані.

3.3. Виконання етапів методики аналізу

В даній кваліфікаційній роботі розроблений програмний код для реалізації етапів методики аналізу фонокардіограм с результати його виконання.

Для програмної реалізації етапів методики аналізу фонокардіограм файли даних були перетворені у формат *.mat, що зручно для застосування в системі програмування MATLAB.

3.3.1. Синтез фільтрів ФКГ сигналів

Для фільтрації ФКГ сигналів в роботі виконано синтез смугових фільтрів такими частотними діапазонами (п. 1.3.3):

- 20...35 Гц (канал T);
- 20...70 Гц (канал M1);
- 20...140 Гц (канал M2);
- 20...250 Гц (канал H);
- 20...1000 Гц (канал Ph);
- 20...1400 Гц (канал G).

З метою зменшення порядку фільтра біло виконано синтез фільтрів з нескінченною імпульсною характеристикою.

Синтез фільтрів виконано із застосуванням функції `designfilt`. Функція створює об'єкт цифровий фільтр `bpFilt`, що має заданий тип.

В даній роботі синтезовано фільтр типу `'bandpassiir'`: смуговий фільтр з нескінченною імпульсною характеристикою. Набір пари аргументів ім'я-значення задає бажані характеристики фільтра. Дозволені набори специфікацій складаються з таких комбінацій:

`Frequency Constraints` (граничні частоти) – відповідають частотам, на яких фільтр демонструє бажану поведінку. Назва параметра може бути `PassbandFrequency` і `CutoffFrequency`. Необхідно завжди вказувати частотні обмеження.

`Magnitude Constraints` (границі магнітуди) – описує поведінку фільтра в окремих діапазонах частот. Назва параметра може бути `PassbandRipple` і `StopbandAttenuation`. Функція `designfilt` надає значення за замовчуванням для обмежень величини, залишених невизначеними. У схемах довільної величини ви завжди повинні вказувати вектори бажаних амплітуд.

`Filter Order` (порядок фільтра). Деякі методи синтезу дозволяють вказати порядок, інші виробляють фільтри з мінімальними порядком які задовольняють задані обмеження.

`Design Method` (метод проектування) – це алгоритм, який використовується для проектування фільтра. Приклади включають обмежені найменші квадрати ('`cls`') і вікна Кайзера ('`kaiserwin`'). Для деяких наборів специфікацій доступно кілька методів проектування. В інших випадках ви можете використовувати лише один метод, щоб відповідати бажаним специфікаціям.

`Design Method Options` (параметри методу проектування) – це параметри, специфічні для даного методу проектування. Приклади включають «Вікно» для методу «вікна» та оптимізаційні «Вагові коефіцієнти» для конструкцій рівних пульсацій довільної величини. Функція `designfilt` надає значення за замовчуванням для параметрів синтезу, що не визначено.

`Sample Rate` (частота дискретизації) – це частота, на якій працює фільтр (за умовчуванням частота дискретизації 2 Гц). Використання цього значення еквівалентно роботі з нормалізованими частотами.

При вказуванні неповного або суперечливого набору пари аргументів «ім'я-значення» в командному рядку, `designfilt` запропонує відкрити Filter Design Assistant. Помічник допоможе створити фільтр і вставить виправлений код MATLAB® у командний рядок. Функція `designfilt` працює аналогічно, її викликають зі сценарію або функції з неправильним набором специфікацій. Розроблений фільтр зберігається в робочій області.

Щоб фільтрувати сигнал за допомогою синтезованого фільтра використовують функцію `filter` у формі `dataOut = filter(bpFilt,dataIn)`. Для ІІР-фільтрів функція фільтра використовує реалізацію прямої форми II. Також можна використовувати функції `filtfilt` і `fftfilt` з об'єктами `digitalFilter`.

Для отримання коефіцієнтів `digitalFilter` треба ввести `bpFilt.Coefficients`. Для НІХ-фільтрів коефіцієнти виражаються як секції другого порядку.

Список функцій фільтрації та аналізу, доступних для використання з об'єктами `digitalFilter` можна отримати у розділі допомоги [331].

`designfilt(d)` дозволяє редагувати існуючий цифровий фільтр, `d`. Він відкриває Filter Design Assistant, заповнений специфікаціями фільтра, які потім можна змінити. Це єдиний спосіб редагування об'єкта `digitalFilter`, інакше його властивості доступні лише для читання.

Програмний код синтезу смугових фільтрів:

```
fs = 16000;
f1 = 20; f2 = 35;
bpFilt = designfilt('bandpassiir','FilterOrder', 20, ...
    'HalfPowerFrequency1',f1,'HalfPowerFrequency2',f2, ...
    'SampleRate', fs);
savefile = ['filt', num2str(f2), '.mat']
save(savefile,'bpFilt', '-mat')
```

Синтезовані фільтри застосовуються для фільтрації ФКГ сигналів перед їх спектральним аналізом.

3.3.2. Розрахунок АЧХ синтезованих фільтрів

Розрахунок амплітудно-частотних характеристик синтезованих фільтрів і побудова графіків цих характеристик виконано із застосуванням такого програмного коду:

```
sos = bpFilt.Coefficients;
[H,f] = freqz(sos,8000,fs);
plot(f,abs(H),'LineWidth',1.), grid on
xlabel('Frequency, Hz')
ylabel('Frequency Response')
title(sprintf('BP Filter %d ... %d Hz',f1,f2))
xlim([0 2500]) , ylim([0 1.2])
```

Частотні характеристики синтезованих фільтрів наведено на рис. 3.1-3.6.

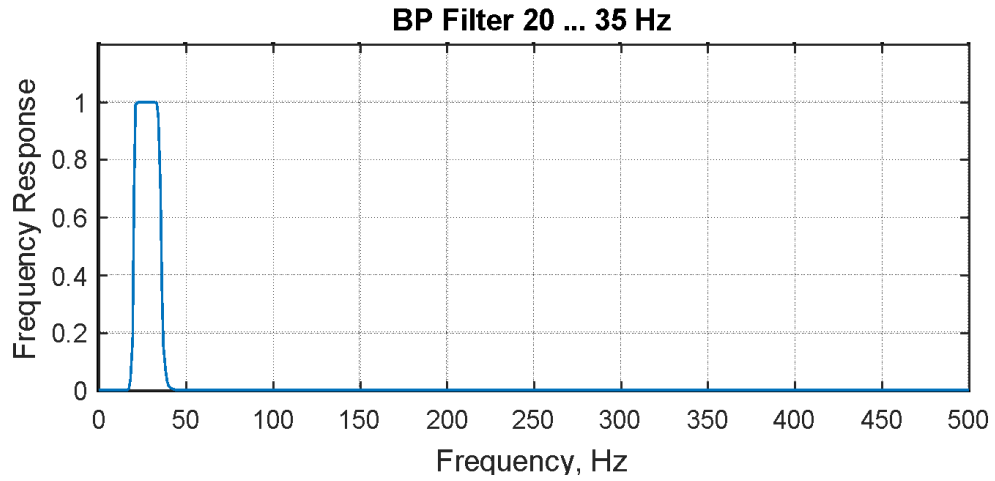


Рисунок 3.1. – АЧХ смугового фільтра 20...35 Гц

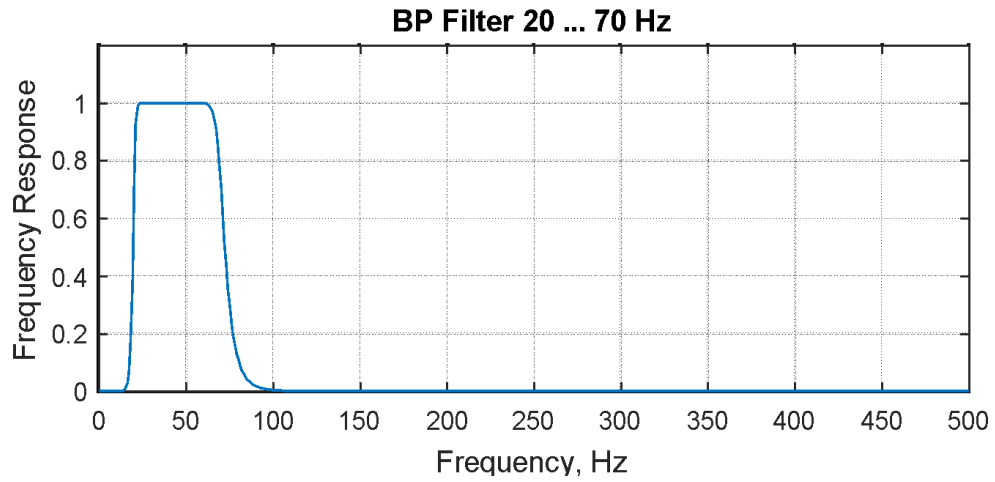


Рисунок 3.2 – АЧХ смугового фільтра 20...70 Гц

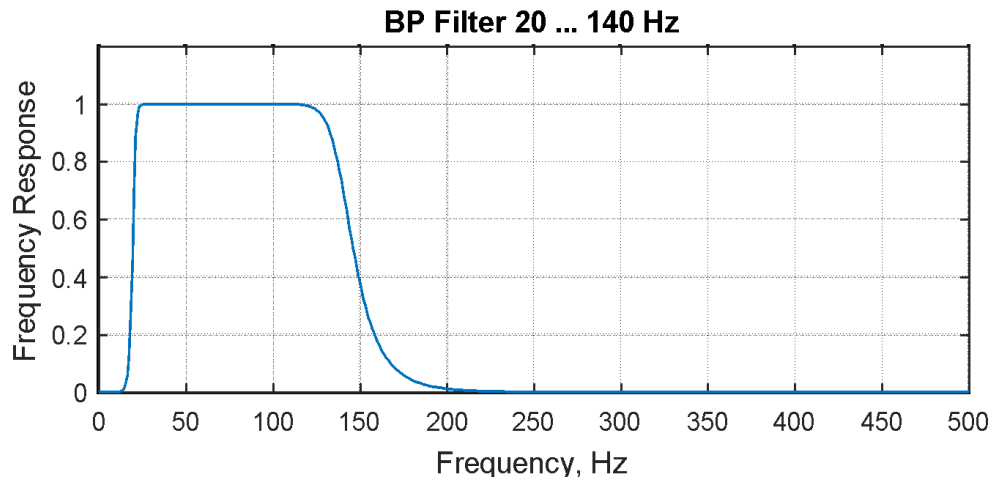


Рисунок 3.3 – АЧХ смугового фільтра 20...140 Гц

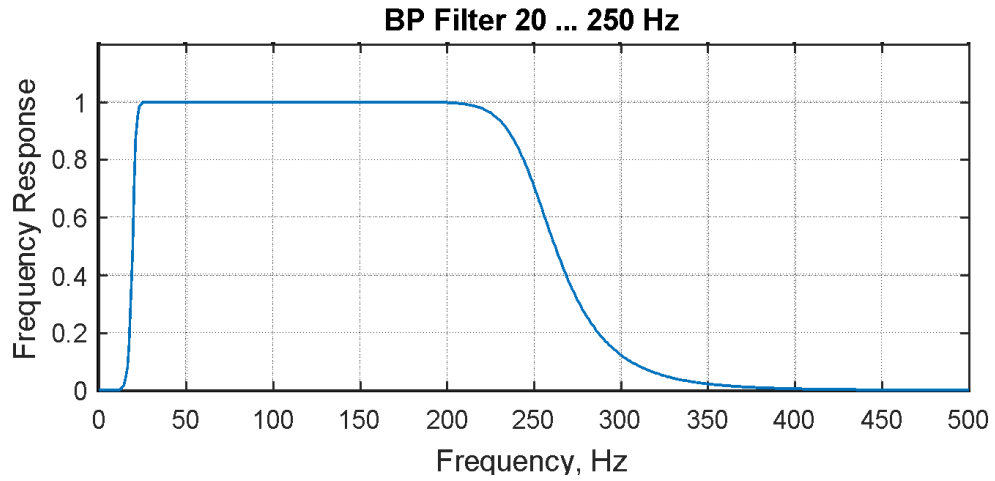


Рисунок 3.4 – АЧХ смугового фільтра 20...250 Гц

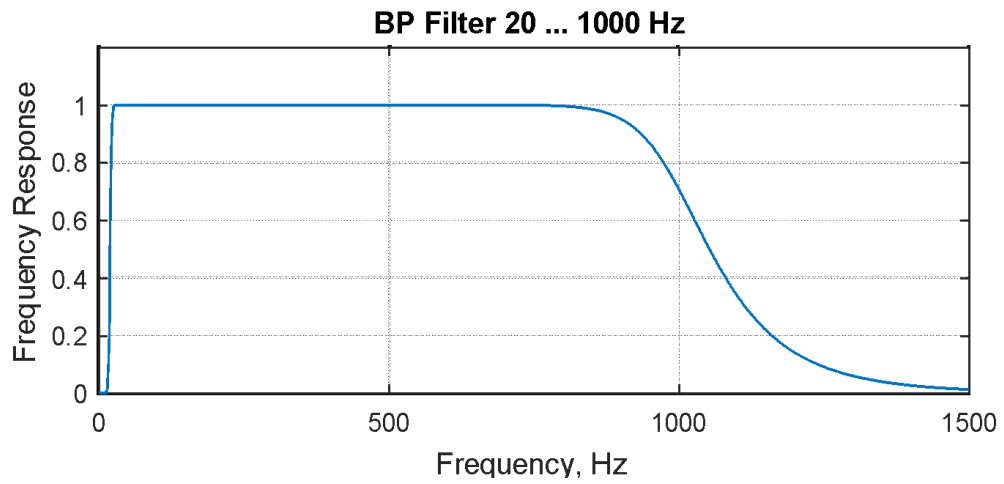


Рисунок 3.5 – АЧХ смугового фільтра 20...1000 Гц

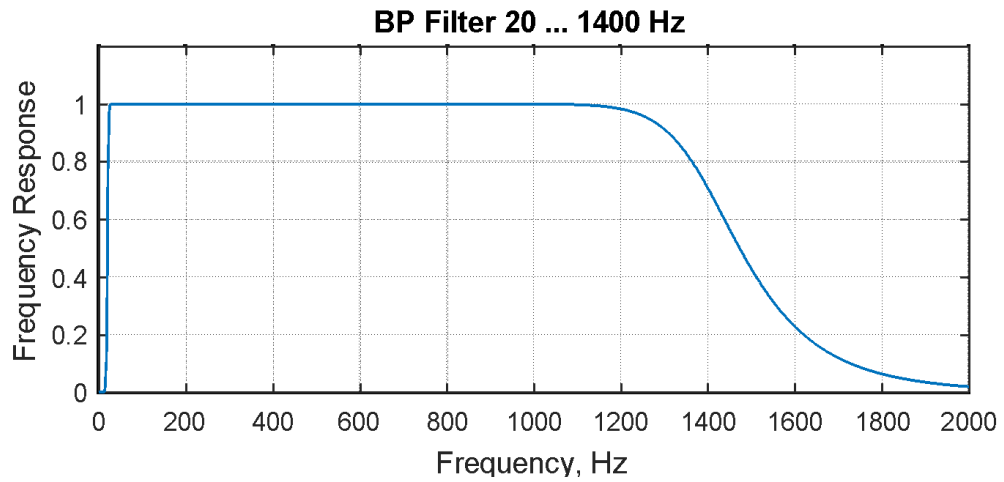


Рисунок 3.6 – АЧХ смугового фільтра 20...1400 Гц

З отриманих графіків можна зробити висновок, що амплітудно-частотні характеристики синтезованих фільтрів відповідають завданню. Синтезовані фільтри застосовані для фільтрації фонокардіографічних сигналів перед їх спектральним аналізом.

3.3.3. Завантаження сигналу в пам'ять комп'ютера

Програмний код виконує такі операції:

- завантаження ФКГ сигналу з файлу;
- видаляє низькочастотний тренд;
- виводить зображення сигналу у графічне вікно.

```
x = load(fname);
Fs = 16000;
pcg = x.val(1,:);
t = (0:length(pcg)-1)/Fs;
pcg = detrend(pcg);
figure(1)
plot(t, pcg), grid on
title(['Signal ', name]), xlabel('time, s'), ylabel('PCG, nV')
```

Результати роботи програми наведено на рис. 3.7-3.12

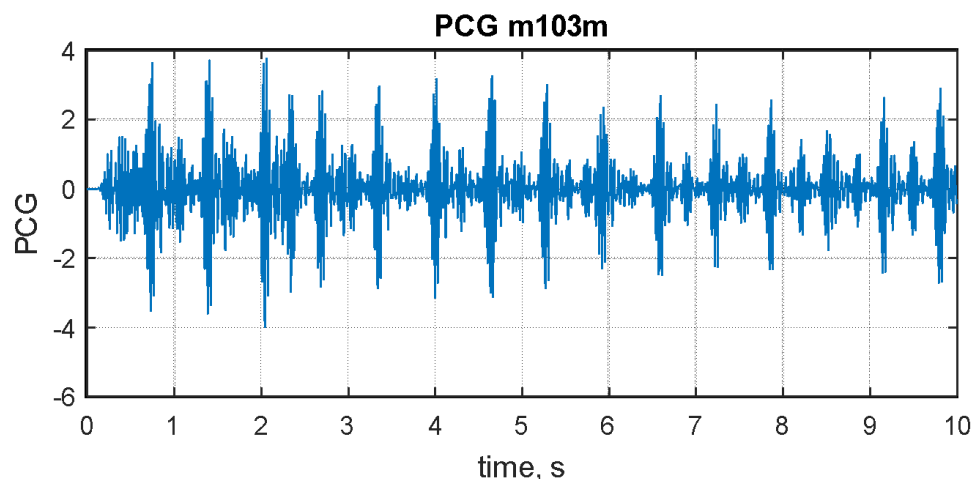


Рисунок 3.7 Сигнал m103m.

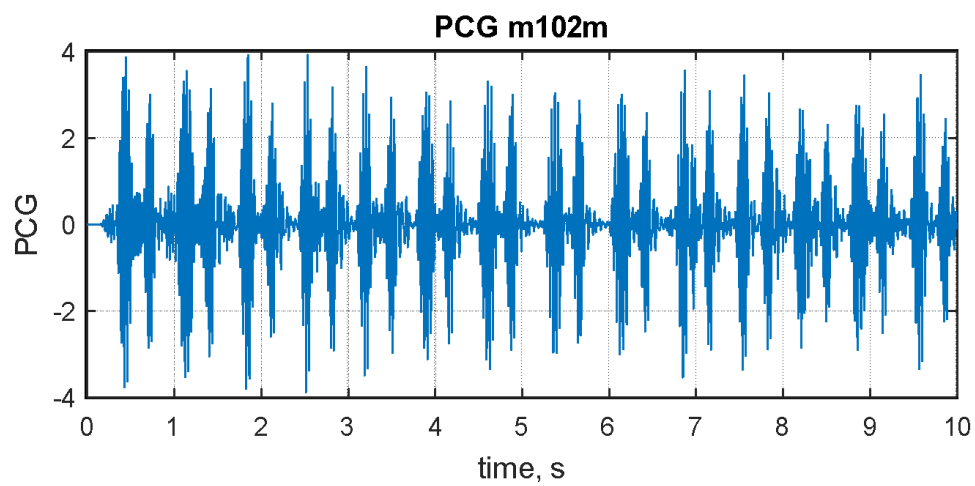


Рисунок 3.8 Сигнал m102m.

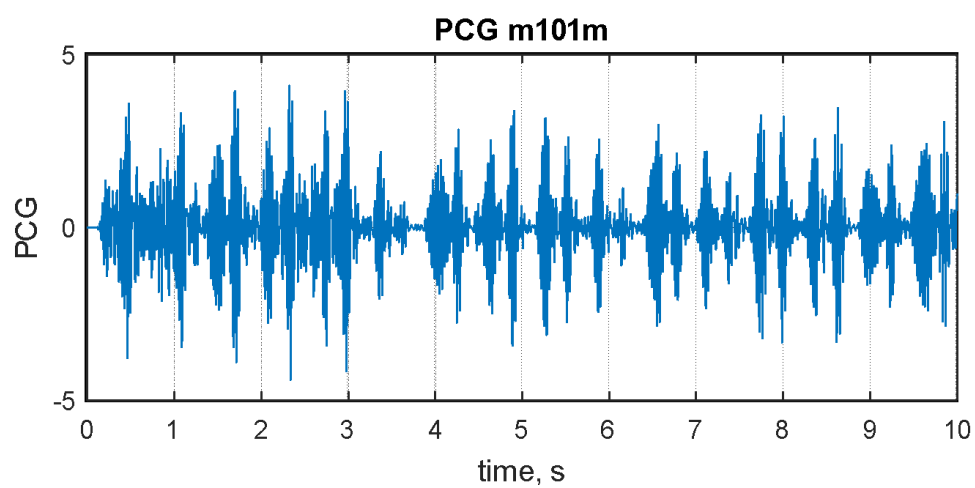


Рисунок 3.9 Сигнал m101m.

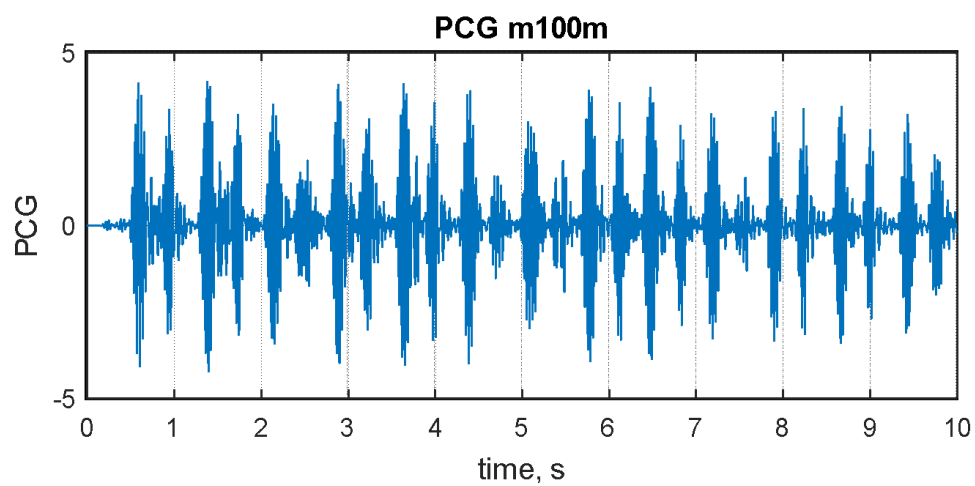


Рисунок 3.10 Сигнал m100m.

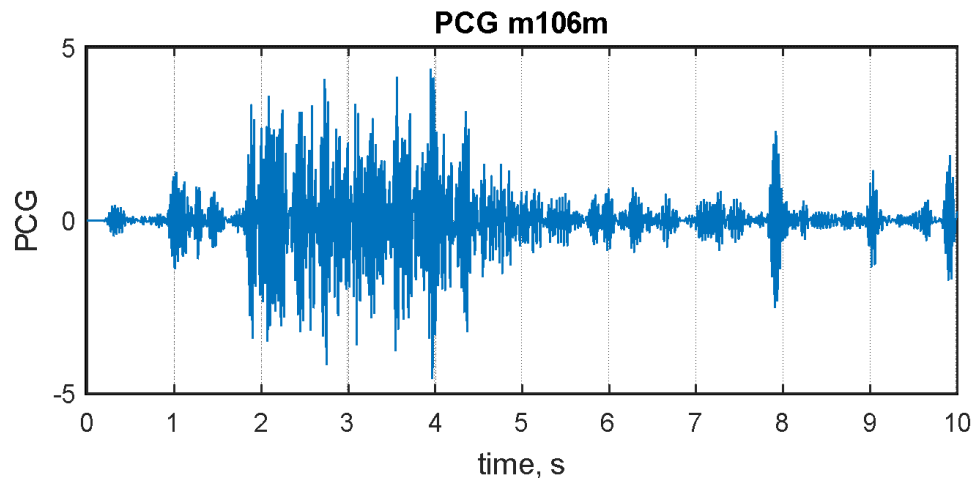


Рисунок 3.11 Сигнал m106m.

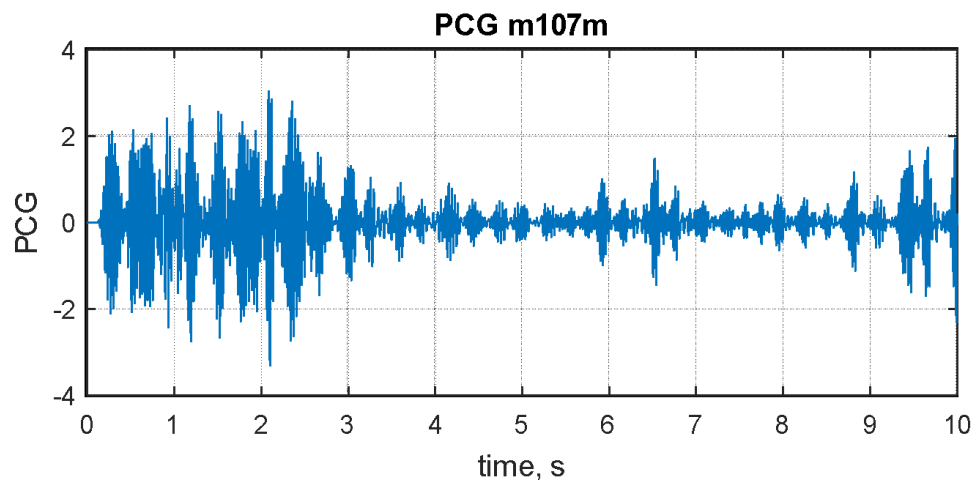


Рисунок 3.12 Сигнал m107m.

3.3.4. Фільтрація ФКГ сигналів

Програмний код фільтрації сигналів

```
signal = load(fname);
PCG = signal.val(1,:); PCG = PCG/1000;           % Перевод в мВ
PCGy = filter(bpFilt, PCG);
t = (0:length(PCG)-1)/fs;
hf = figure(2);
plot(t,PCGy), grid on,
title(['PCG ',name]),
```

```
xlabel('time, s'), ylabel('PCG')
```

3.3.5. Обчислення спектральної щільності ФКГ сигналу

Для обчислення спектральної щільності потужності в роботі використовується функція `pwelch`, що реалізує метод періодограми Уелча. Програмний код для обчислення і візуалізації спектральної щільності потужності такий:

```
nfft = 8192; noverlap = 0.5;
[Pxx,f] = pwelch(pcg,[],noverlap,nfft,Fs);
Pxx = Pxx./max(Pxx(:));
fprintf('Роздільна здатність df = %5.4f Hz\n',df)
hL = semilogx(f,10*log10(Pxx),'b'); grid on
title(['Power Spectral Density, signal ',name])
ylabel('PSD, dB/Hz'), xlabel('frequency, Hz')
```

Результати роботи програми наведено на рис. 3.13 – 3.18..

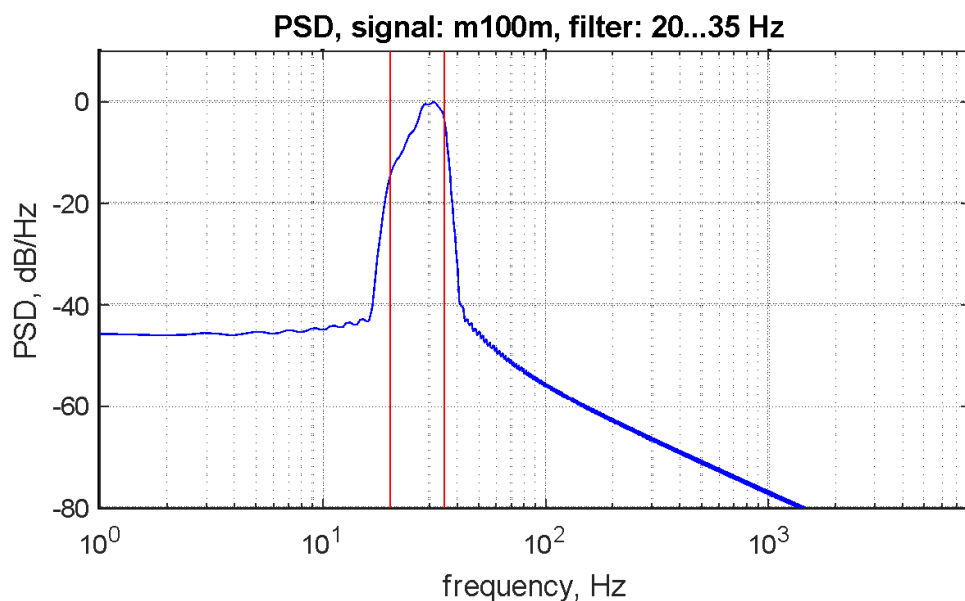


Рисунок 3.13. Спектральна щільність ФКГ сигналу m100m

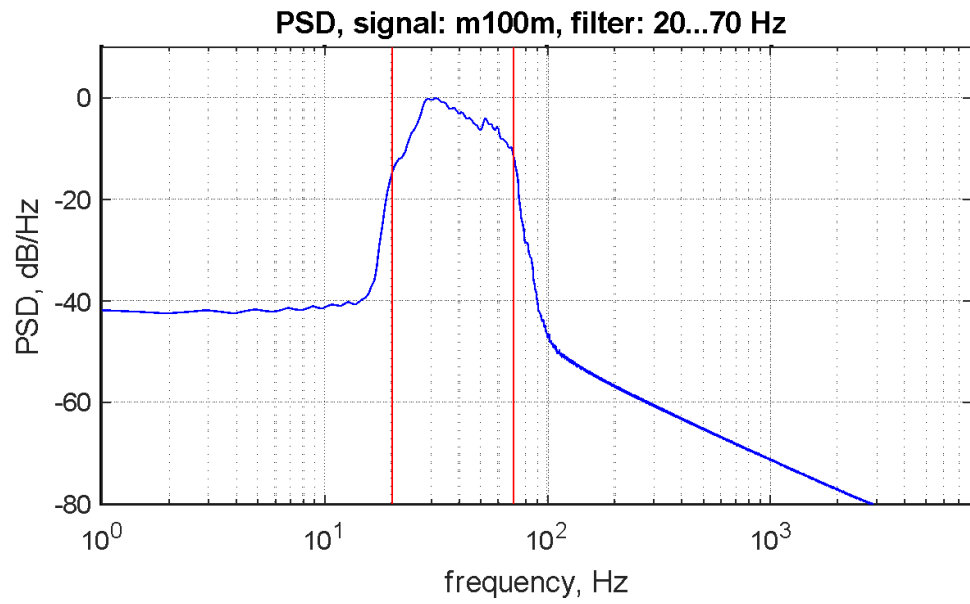


Рисунок 3.14. Спектральна щільність ФКГ сигналу m100m

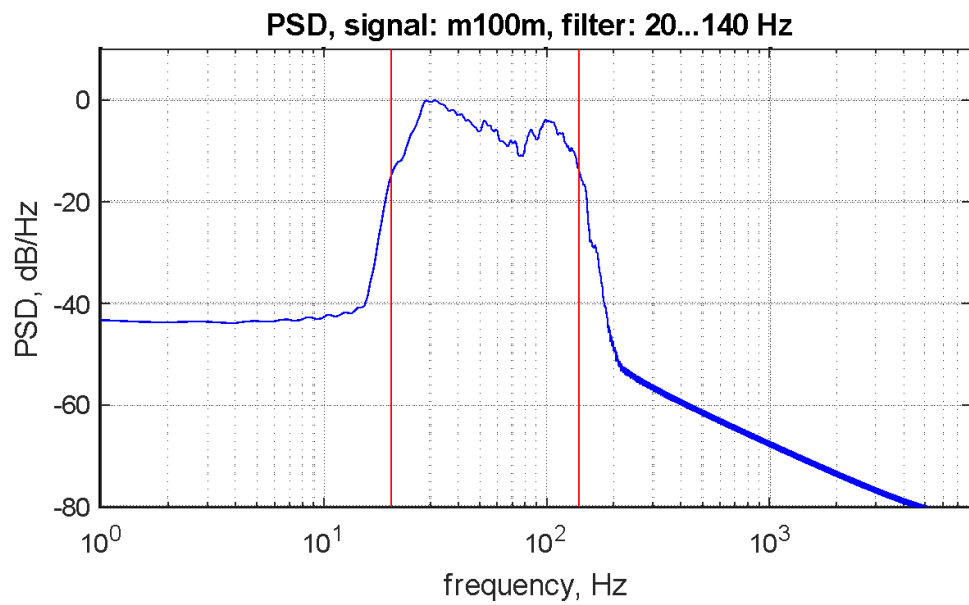


Рисунок 3.15. Спектральна щільність ФКГ сигналу m100m

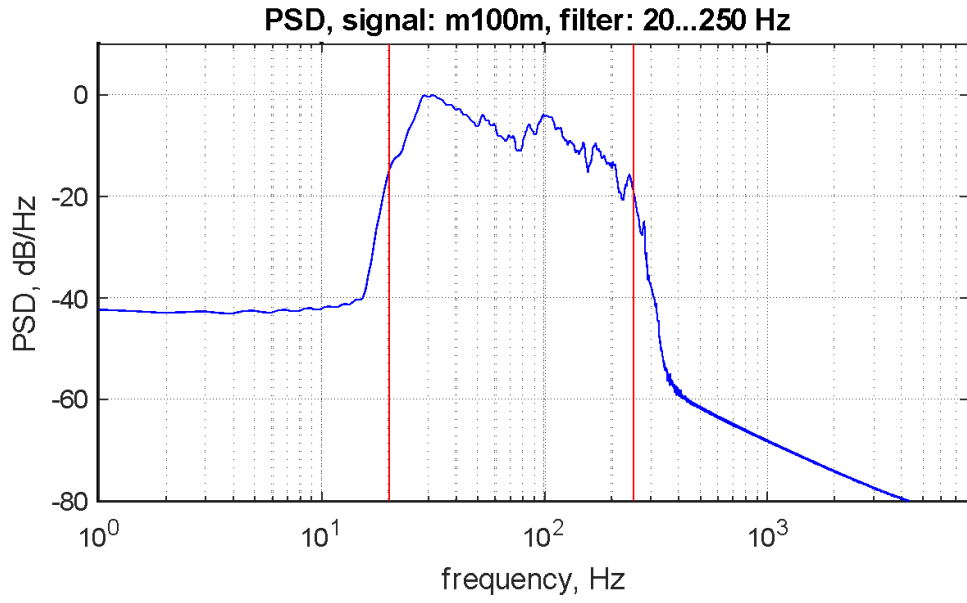


Рисунок 3.16. Спектральна щільність ФКГ сигналу m100m

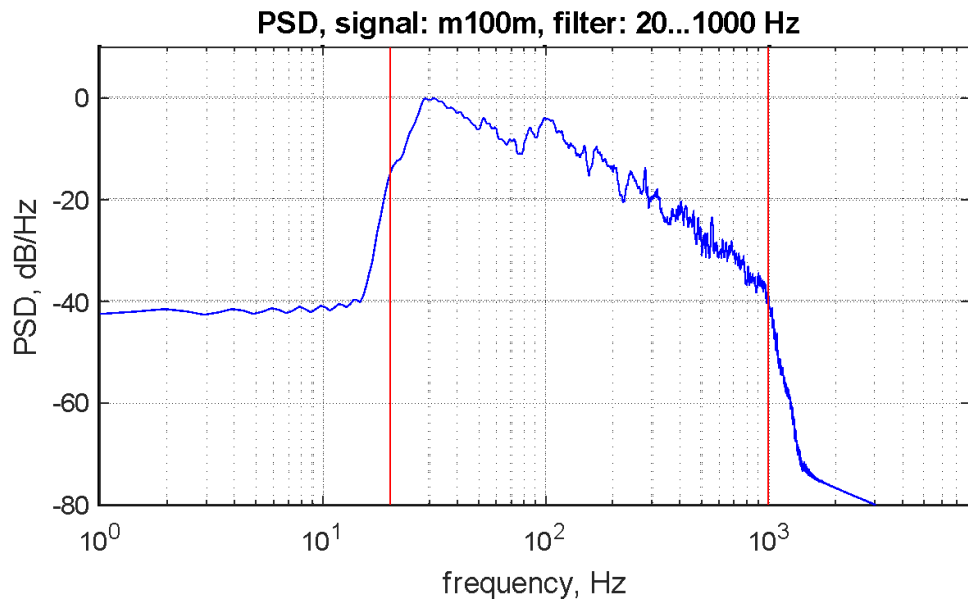


Рисунок 3.17. Спектральна щільність ФКГ сигналу m100m

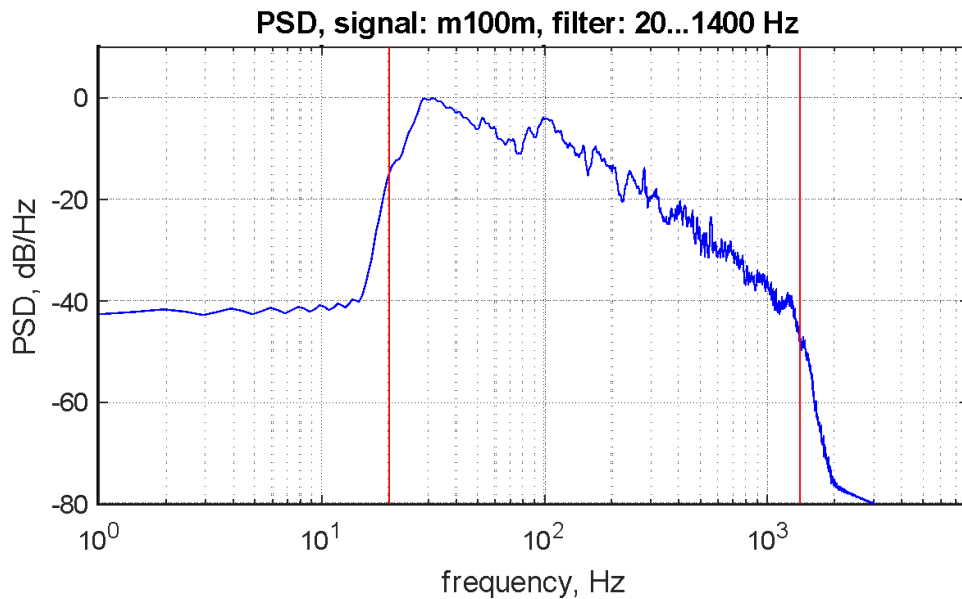


Рисунок 3.18. Спектральна щільність ФКГ сигналу m100m

3.3.6. Обчислення спектрограми ФКГ сигналу

Для обчислення спектрограми ФКГ сигналу використовується функція `spectrogram` (). Функція розділяє сигнал розбивається на сегменти, що перекриваються. Кожен сегмент обробляється вікном і перетворюється в частотну область за допомогою ШПФ. Розмір сегмента за замовчуванням - 256.

Вибір параметрів спектрограми. Вибір вікна визначає роздільну здатність спектрального аналізу.

Широке вікно показує більше гармонійних деталей, в той час як вузьке вікно усереднює гармонійні деталі і показує більш формантної структуру. Форма вікна не так критична, якщо вона поступово наближається до нуля на границях.

Розмір кроку (який дорівнює довжині вікна за вирахуванням перекриття) управляє горизонтальним масштабом спектрограми.

Зменшення кроку растягує масштаб, збільшення - стискає. Збільшення розміру кроку зменшить тимчасовий дозвіл, але його зменшення не зможе

поліпшити роздільну здатність в часі: обмеження накладає розмір вікна. Для сигналів ФКГ можна вибрати діапазон 1 ... 5 мс.

Довжина ШПФ управляє вертикальним масштабом. Вибір довжини ШПФ більше, ніж довжина вікна, не додає ніякої інформації до спектру, але це хороший спосіб інтерполювати між частотними точками, які можуть зробити спектрограми красивіше.

Відображення спектрограми. Після обчислення спектрограми існує ряд рішень для їх відображення. Спочатку відкидається інформація про фазу і нормалізується енергія:

$$S = \text{abs}(S); S = S / \max(S(:));$$

Потім вибирається динамічний діапазон сигналу. Оскільки інформація в звуковому сигналі набагато перевищує мінімальний рівень шуму, має сенс зменшити динамічний діапазон на нижньому рівні. Для цього треба встановити деяку мінімальне значення енергії, наприклад $\min E = -40$ дБ. Також на верхньому рівні енергії інформації не так багато, тому має сенс обмежити максимальну енергію, наприклад $\max E = -3$ дБ:

$$S = \max(S, 10^{(\min E / 10)}); S = \min(S, 10^{(\max E / 10)});$$

Частотний діапазон ШПФ становить від 0 до частоти Найквіста, що становить половину частоти дискретизації.

Якщо цікавить сигнал обмежений смугою, не потрібно відображати весь частотний діапазон.

У промові, наприклад, велика частина сигналу знаходиться нижче 4 кГц, тому немає причин відображати до частоти Найквіста 10 кГц для частоти дискретизації 20 кГц. В цьому випадку вам потрібно залишити тільки перші 40% рядків, що повертаються S і f . У більш загальному сенсі, щоб відобразити частотний діапазон $[\min F, \max F]$, можна використовувати таку індексацію рядка:

$$\text{idx} = (f \geq \min F \ \& \ f \leq \max F);$$

Вибір колірної карти. Колірна карта різної яскравості, наприклад `correr` або `bone`, надає хорошу форму гребням і западинам.

Колірна карта із змінним відтінком, така як `jet` або `hsv`, вказує на крутизну схилів. Остаточну спектрограму відображають з логарифмічною шкалою енергії (низькі частоти доцільно відображати внизу зображення)

```
imagesc(t, f, log(S(idx, :)));
```

Описана функція була використана для графічного подання 2D спектрограми ФКГ сигналу.

Програмний код для обчислення і візуалізації 2D спектрограми такий:

```
win = hamming(512); noverlap = 128;
[S, f, t] = spectrogram(PCGy, win, noverlap, nfft, fs);
S = abs(S); S = S / max(S(:));
hf = figure(4); set(hf, 'Position', [488 400 560 300]);
imagesc(t, f, 10 * log10(S));
colormap(jet), colorbar
set(gca, 'ydir', 'normal');
xlabel('time, s'), ylabel('frequency, Hz'),
title(str)
zlim([-60 0]), xlim([0 2]), ylim([0 2000])
```

Зображення 2D спектрограми сигналу `m100m` після фільтрації смуговими фільтрами наведено на рис. 3.19 - 3.24.

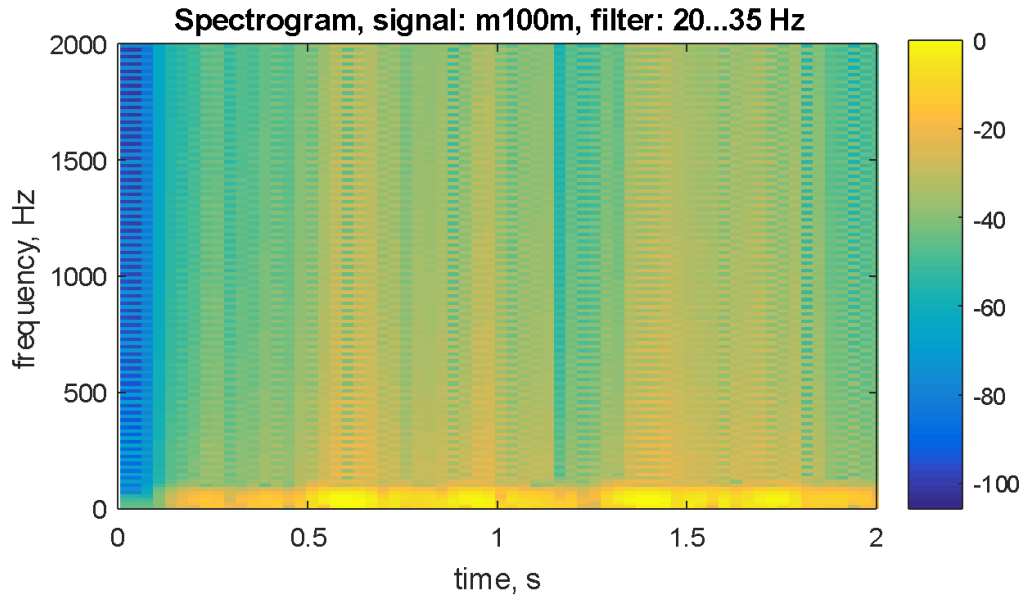


Рисунок 3.19 – 2D спектрограма сигналу m100m. 20...35Hz

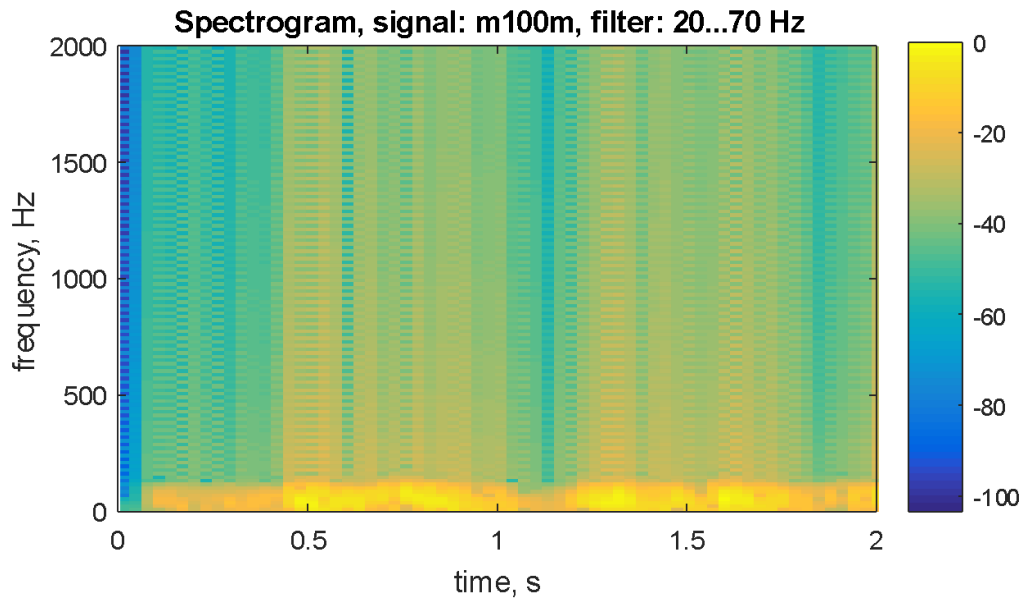


Рисунок 3.20. – 2D спектрограма сигналу m100m. 20...70Hz

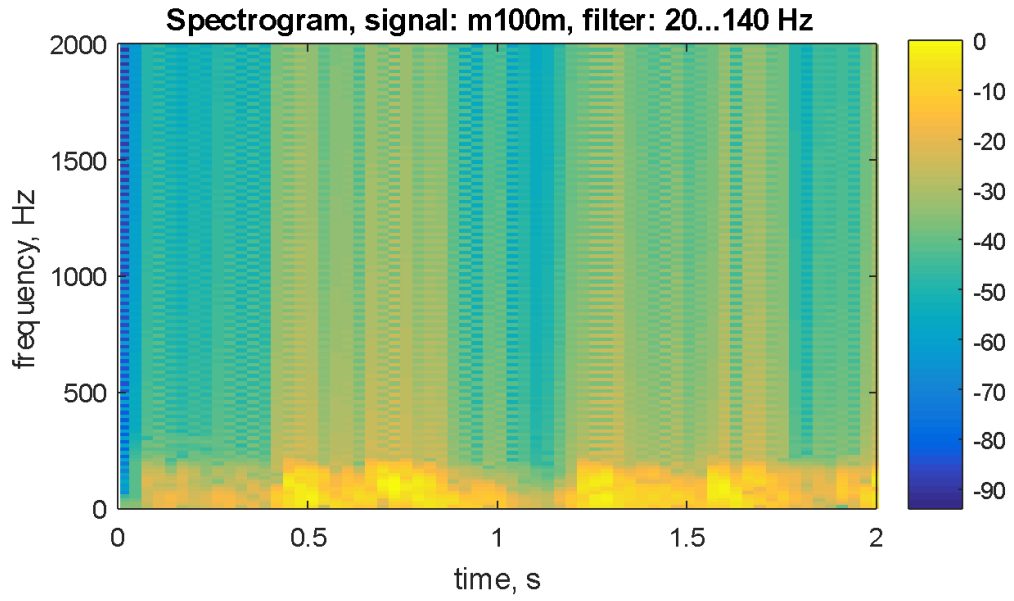


Рисунок 3.21. – 2D спектрограма сигналу m100m. 20...140Hz

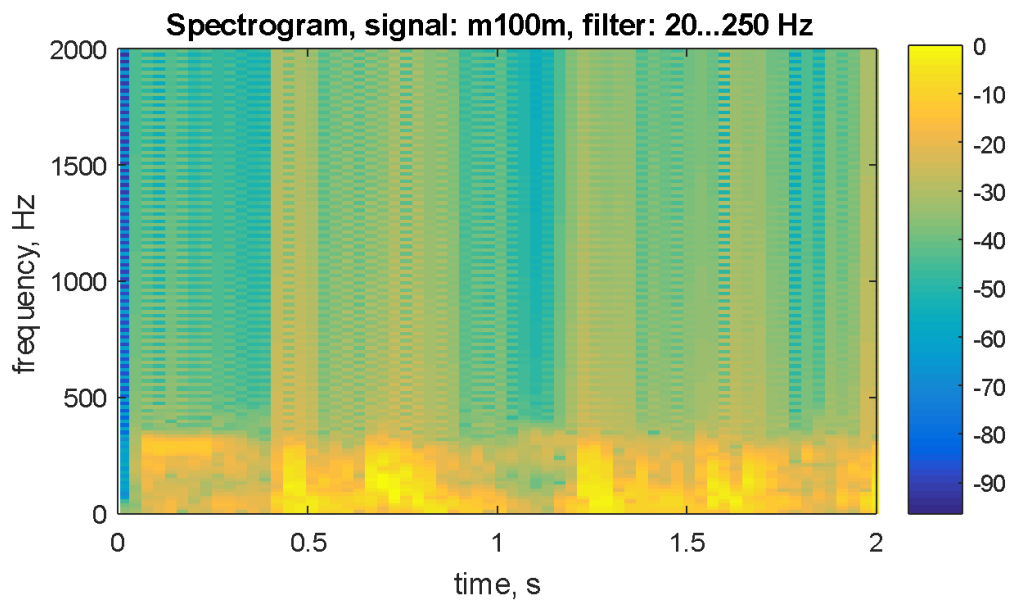


Рисунок 3.22. – 2D спектрограма сигналу m100m. 20...250Hz

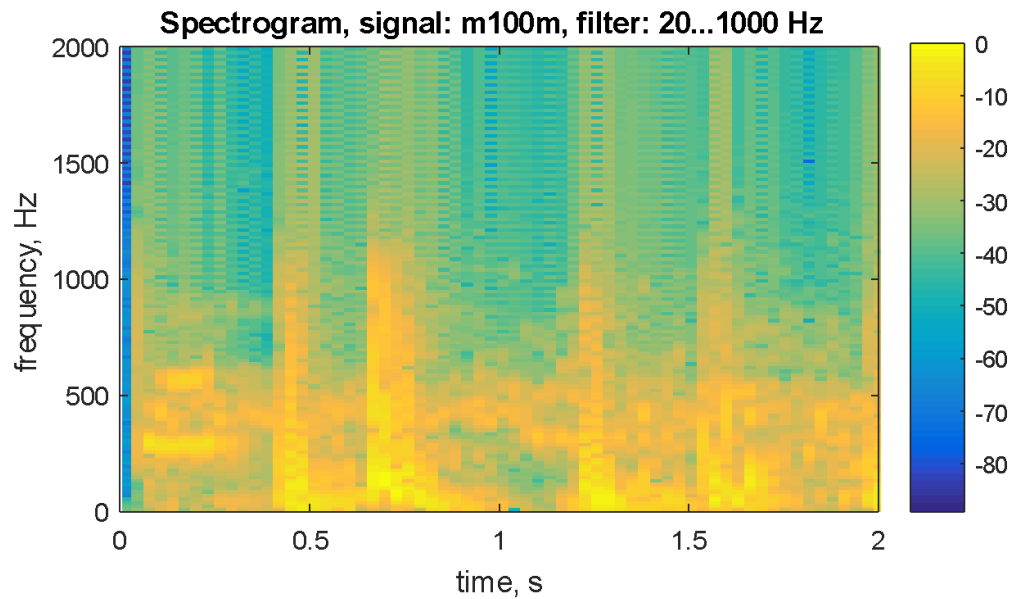


Рисунок 3.23. – 2D спектрограма сигналу m100m. 20...1000Hz

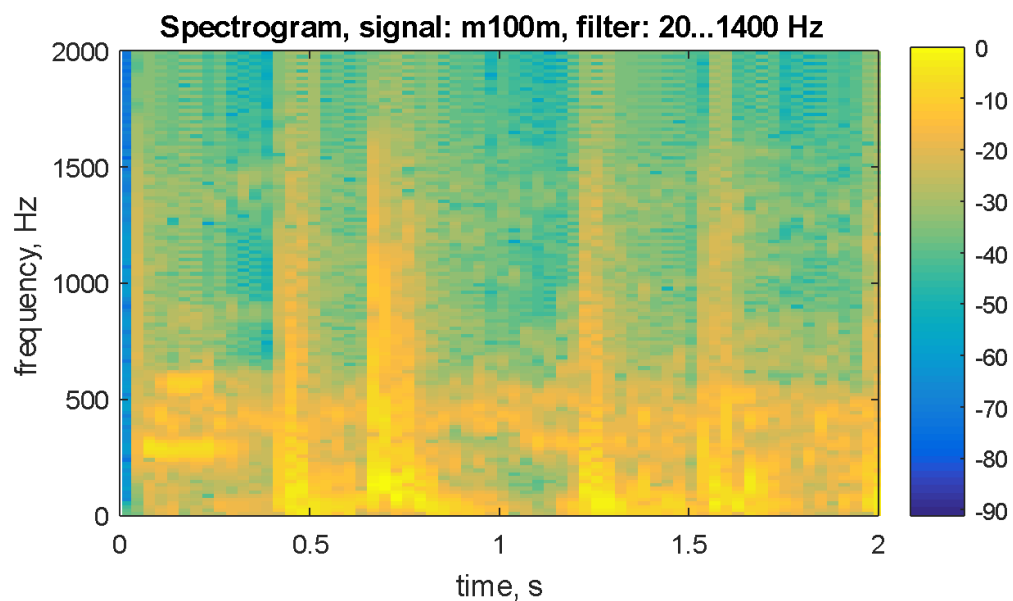


Рисунок 3.24. – 2D спектрограми сигналу m100m. 20...1400Hz

В роботі також виконано побудова 3D спектрограми для ФКГ сигналу m100m за допомогою такого програмного коду:

```
surf(t,f,10*log10(S))
shading interp
set(gca,'ydir','reverse');
xlabel('time, s')
ylabel('frequency, Hz'), zlabel('S, dB'),
```

```

title(['3D Spectrogram, signal ',name])
colormap(jet)
colorbar
zlim([-60 0]), xlim([0.1 2]), ylim([0 2000])

```

Зображення 3D спектрограми сигналу m100m після фільтрації смуговими фільтрами наведено на рис. 3.25 – 3.30.

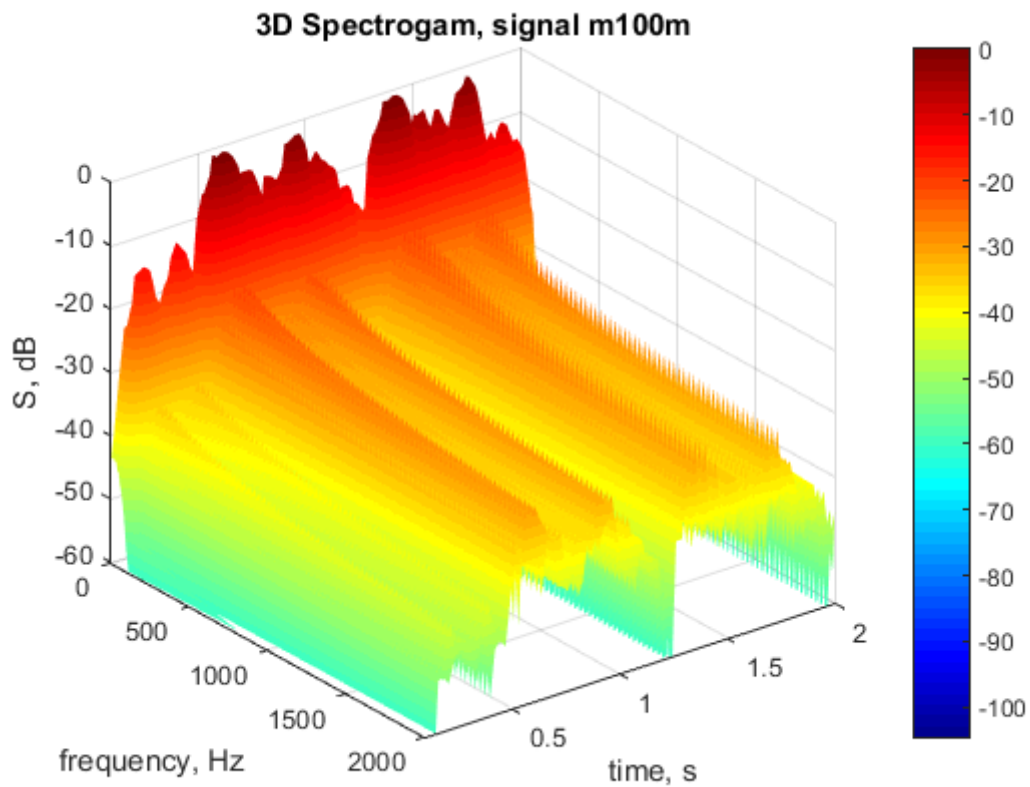


Рисунок 3.25. – 3D спектрограма сигналу m100m, 20...35Hz

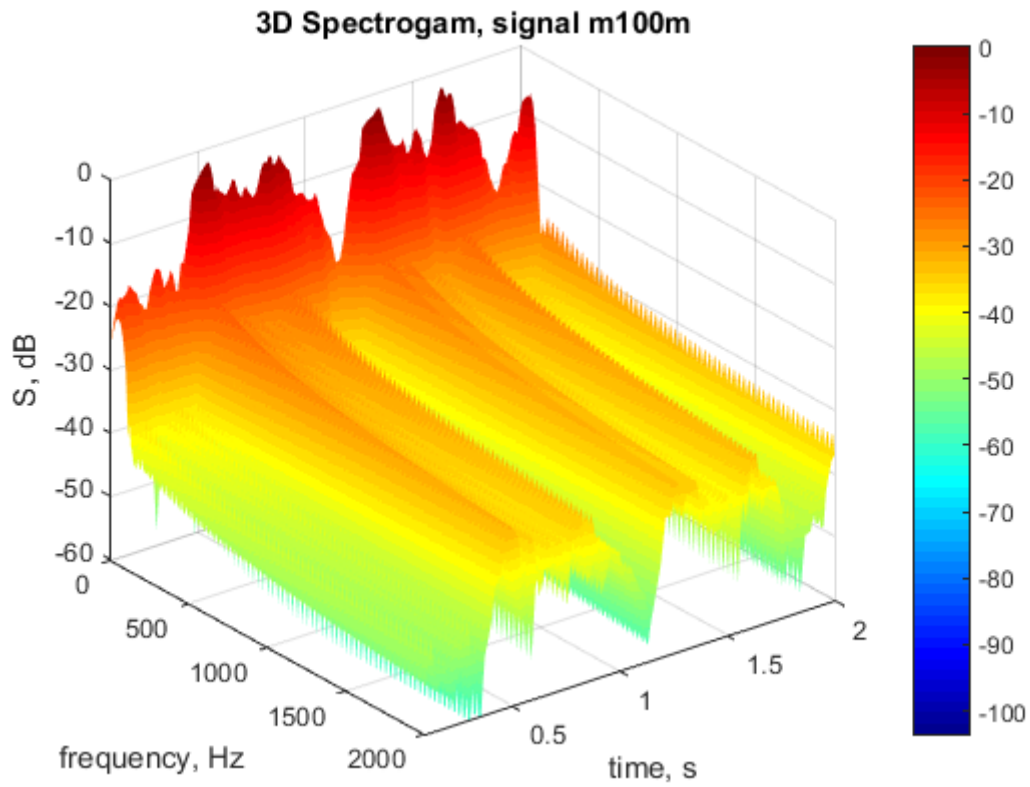


Рисунок 3.26. – 3D спектрограма сигналу m100m, 20...70Hz

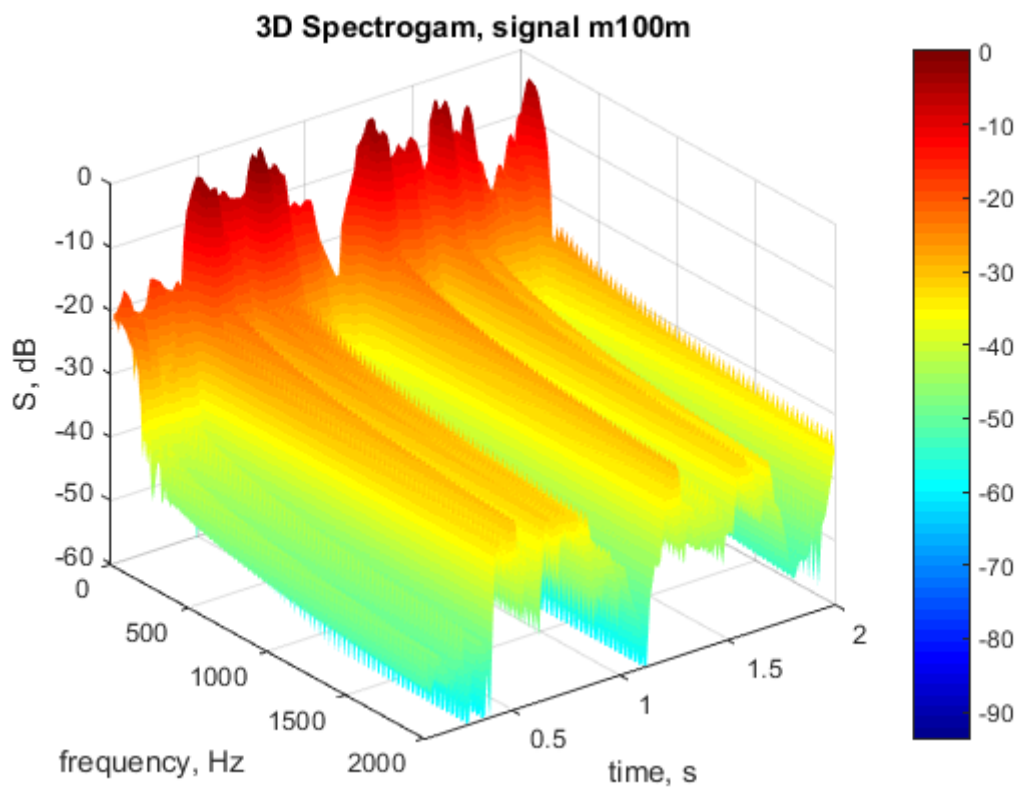


Рисунок 3.27. – 3D спектрограма сигналу m100m, 20...140Hz

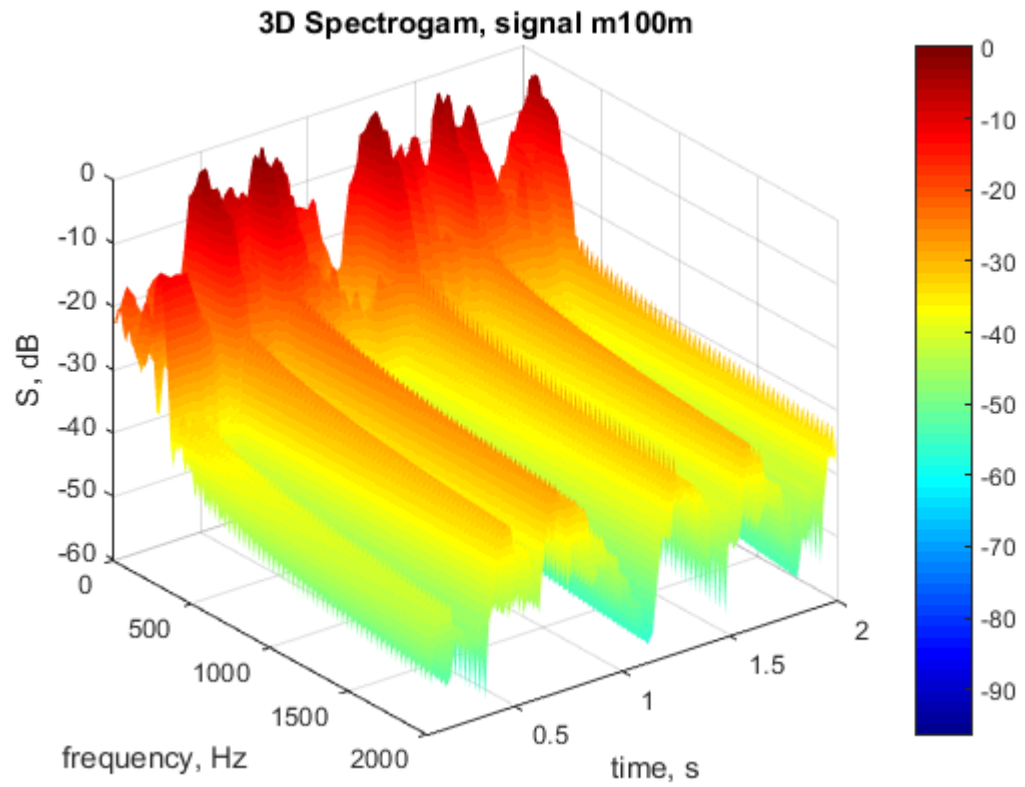


Рисунок 3.28. – 3D спектрограма сигналу m100m,20...250Hz

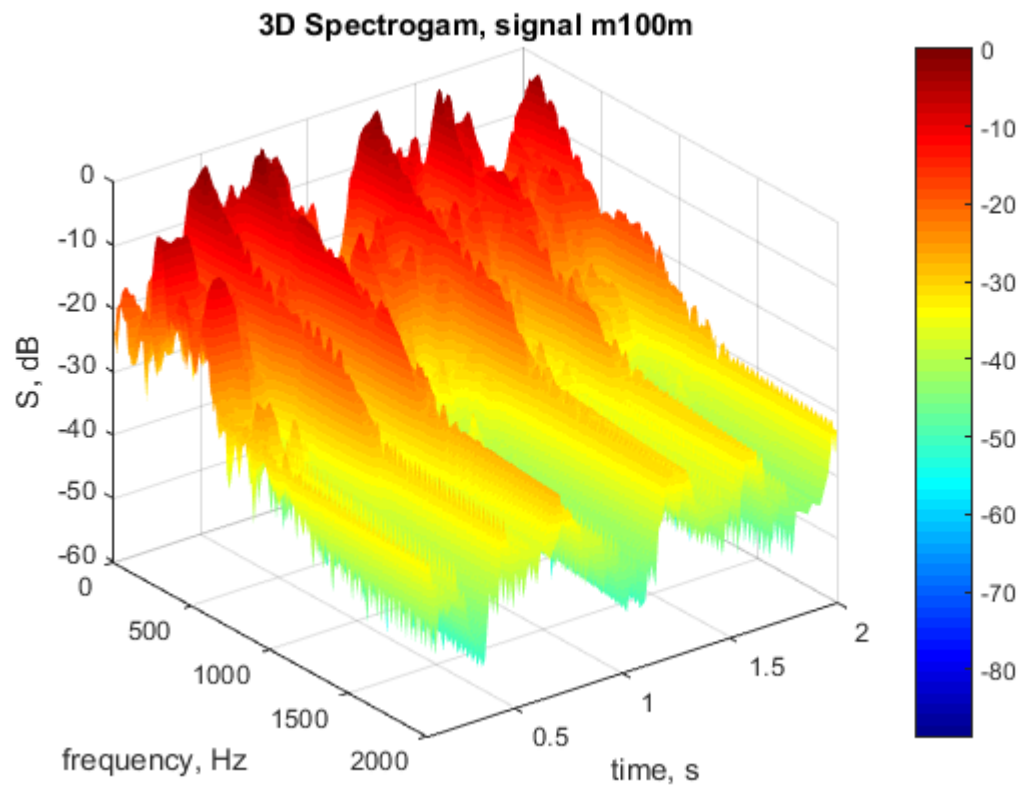


Рисунок 3.29. – 3D спектрограма сигналу m100m,20...1000Hz

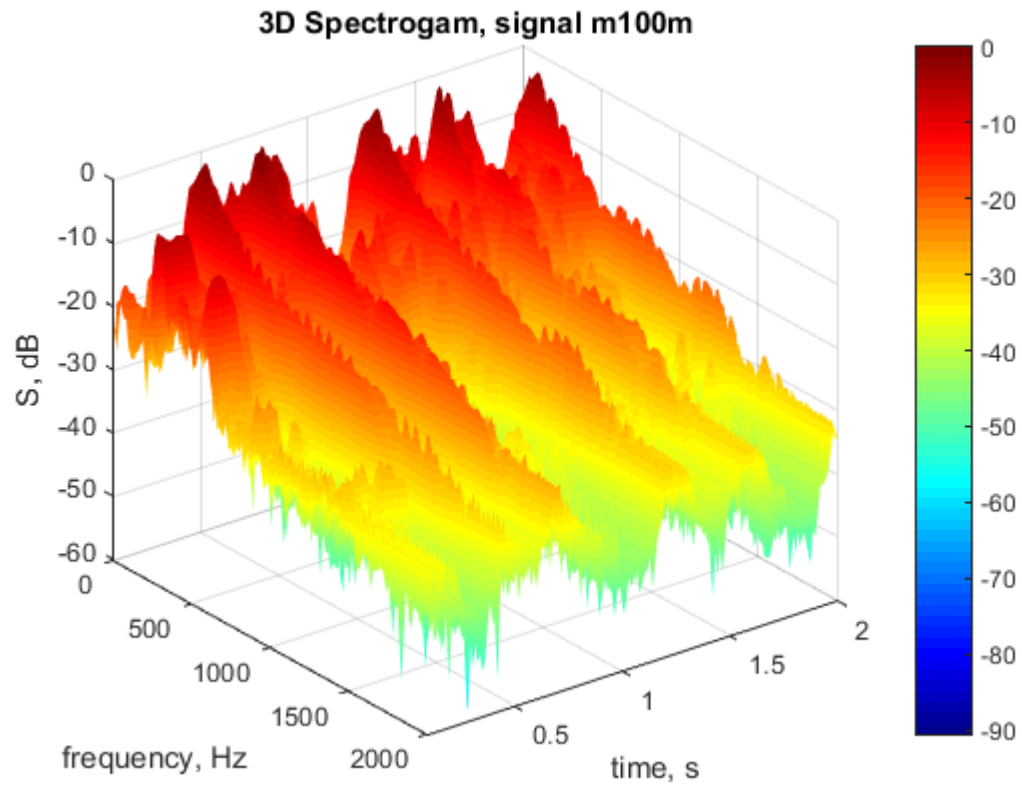


Рисунок 3.30. – 3D спектрограма сигналу m100m, 20...1400Hz

Значення енергії ФКГ сигналу в частотних діапазонах аналізу наведено у табл. 3.1.

Таблиця 3.1

Енергія ФКГ сигналів у діапазонах аналізу

Діапазон, Гц	Відносна енергія $q = A(k)/A_{\max}$, %				
	100	101	102	103	104
20...35	85.9	88.4	87.1	86.9	86.4
20...70	108.4	105.4	112.1	106.9	97.9
20...140	183.8	172.8	198.3	150.6	141.6
20...250	215.1	214.9	268.2	173.8	169.1
20...1000	230.4	283.1	349.9	182.9	188.0
20...1400	230.5	283.8	350.4	183.2	188.4

Висновки до розділу 3

У розділі описані бази даних фонокардіографічних сигналів, які використані для аналізу. Розроблено програмний код реалізації спектрального аналізу фонокардіографічних сигналів в системі MATLAB.

Спектральний аналіз сигналів виконано методом Уелча, якій має задовільні статистичні характеристики. Розроблена функція для обчислення енергії сигналу у заданих частотних діапазонах.

Реалізовано обчислення і візуалізація 2D і 3D спектрограми сигналу.

РОЗДІЛ 4.

ОХОРОНА ПРАЦІ

Охорона праці — це:

1. Система правових, соціально-економічних, організаційно-технічних, санітарно-гігієнічних і лікувально-профілактичних заходів та засобів, спрямованих на збереження життя, здоров'я і працездатності людини під час трудової діяльності;

2. Чинна (що діє на підставі відповідних законодавчих та інших нормативних актів) система соціально-економічних, організаційно-технічних, санітарно-гігієнічних і лікувально-профілактичних заходів та засобів, які забезпечують збереження здоров'я і працездатність людини під час праці.

3. Дозвіл на початок робіт підвищеної небезпеки, який необхідний організації чи підприємству, хто працює в будівництві.

Законодавство про працю містить норми і вимоги з техніки безпеки і виробничої санітарії, норми, що регулюють робочий час і час відпочинку, звільнення та переведення на іншу роботу, норми праці щодо жінок, молоді, гігієнічні норми і правила тощо.

Загальний нагляд за додержанням норм охорони праці покладено на прокуратуру, спеціальний — на професійні спілки. Контроль за безпекою праці здійснюють також, державні й відомчі спеціалізовані інспекції (Держгіртехнагляд, Держенергонагляд, тощо).

4.1. Охорона праці в медичних закладах: види інструктажів

Залежно від часу та причини проведення інструктажів з питань охорони праці в медицині їх поділяють на кілька видів:

- вступний — перед прийманням на роботу;
- первинний — перед початком роботи;
- повторний — з певною періодичністю для працівників;
- позаплановий — за потреби;
- цільовий — в особливих випадках за потреби.

Інструктаж з питань охорони праці в медзакладі проводять як для основних працівників закладу, так і для сумісників.

Вступний інструктаж з питань охорони праці в лікарні проводить спеціаліст з охорони праці медичного закладу. Втім, керівник своїм наказом може покласти ці обов'язки на іншого фахівця. Обов'язковою умовою при цьому є наявність у фахівця сертифіката, що підтверджує проходження курсів з питань охорони праці.

Вступний інструктаж проводять для:

- працівників, яких приймають на роботу в медичний заклад — незалежно від посади, попереднього стажу роботи, освіти і виду роботи;
- працівників інших організацій, яких направили до медичного закладу для проведення будь-якого виду робіт;
- студентів або учнів, яких направили до медичного закладу для проходження виробничої практики або трудового навчання;
- членів екскурсійної групи, в разі, якщо екскурсія відбувається в медзакладі.

Вступний інструктаж з охорони праці в Україні проводять у спеціально обладнаному для цього приміщенні. У кабінеті мають бути розміщені сучасні технічні засоби, що дають змогу провести інструктаж професійно та якісно; наочні посібники з охорони праці. Якщо такого приміщення немає, інструктаж організовують у пристосованому кабінеті.

Програма вступного інструктажу з охорони праці в лікарні, як і програма навчання з охорони праці, розробляється службою охорони праці медичного закладу. У ній прописують питання, що безпосередньо стосуються специфіки виробничого процесу в конкретному медичному закладі.

Програму навчання з охорони праці підписує керівник закладу. Окремо в програмі зазначають такі пункти:

- перелік основних питань, які обов'язково опрацьовують під час проведення інструктажу;
- час, протягом якого має відбуватися навчання з цих питань.

Коли працівника приймають на роботу, йому видають наказ (розпорядження) про прийом на роботу, форма якого затверджена наказом Державного комітету статистики України від 05.12.2008 № 489. Відповідно до цього наказу факт проведення вступного інструктажу фіксують у двох документах:

- журналі реєстрації вступного інструктажу з питань охорони праці в медзакладі;
- наказі про прийом на роботу.

4.2. Засоби колективного захисту працівників

Для того, щоб захистити працівників від небезпечних та шкідливих виробничих чинників або знизити рівень їх негативного впливу, слід забезпечити їх спеціальними засобами захисту. Згідно із чинними законодавчими актами, що регулюють питання охорони праці, цей обов'язок покладений на роботодавця. Засоби захисту мають бути безпечними для життя та здоров'я працівників за умови їх застосування за призначенням з урахуванням правильного обслуговування й використання.

Експлуатація засобів колективного та індивідуального захисту дозволена за умови:

- наявності технічної документації (документів з експлуатації) з позначкою служби (відділу) технічного контролю виробника;
- своєчасного проведення необхідних експлуатаційних випробувань, якщо це вимагається нормативно-технічною документацією виробника;
- проведення щоденного огляду засобів захисту перед початком робіт з перевіркою справності, відсутності пошкоджень та дефектів, які можуть погіршувати їх захисні властивості.

4.3. Вимоги безпеки перед початком роботи

Перед початком роботи медична сестра повинна одягнути чистий медичний халат, головний убір, взуття на низькому каблучі, застебнути рукави халата.

Провітрити приміщення робочих кабінетів.

Переконатися у якості освітлення, наявності засобів пожежогасіння, пересвідчитися у наявності вільного доступу до запасних виходів на випадок надзвичайної ситуації.

Перевірити в робочому кабінеті справність електроустаткування, шнурів живлення, вимикачів, розеток, штепсельних з'єднань, надійність роботи вентиляційної системи.

Повідомити безпосереднього керівника про несправність приладів, електропроводки, меблів, іншого обладнання та не приступати до роботи до повного усунення недоліків.

4.4. Вимоги безпеки під час виконання роботи

Робоче місце медичної сестри повинно утримуватися в чистоті та порядку. Під час роботи медична сестра повинна:

- бути уважною, не відволікатися від виконання покладених на неї обов'язків;
- неухильно дотримуватись правил особистої гігієни;
- не користуватися несправними засобами для транспортування хворих;
- використовувати тільки справні інструменти і прилади, під час експлуатації яких керуватися вимогами, викладеними в технічних паспортах, що додаються до устаткування.

При роботі з електроприладами медична сестра повинна:

- не використовувати електронагрівальні прилади з відкритою спіраллю;

- не тримати біля електронагрівальних приладів вату, марлю, спирт та інші легкозаймисті речовини;
- не здійснювати самостійно ремонт електроприладів;
- не вмикати і не вимикати електроприлади вологими руками;
- не вмикати електричні прилади при виявленні ушкодження системи заземлення;
- остерігатись опромінення бактерицидною лампою;
- не вмикати електрокип'ятильник у мережу без води, постійно стежити за рівнем води у ньому;
- чищення сушильної шафи здійснювати тільки при відключенні її від електромережі;
- не залишати ввімкненими електричні прилади без нагляду;
- при припиненні подачі електроенергії відключити всі прилади.

4.5. Вимоги безпеки після закінчення роботи

Після закінчення роботи медична сестра зобов'язана:

1. Відключити від електромережі електроприлади та інше устаткування;
2. Упорядкувати робоче місце, провітрити приміщення;
3. Привести себе у порядок, вимити руки і обличчя та перевдягнутись.
4. Про виявлені недоліки повідомити безпосереднє керівництво.

4.6. Вимоги безпеки в аварійних ситуаціях

При виникненні аварії або ситуації, яка може призвести до неї потрібно вжити всіх можливих заходів з її усунення, попередити тих, хто перебуває поруч, про небезпеку, повідомити про подію керівництву закладу та діяти згідно з планом ліквідації аварії.

У разі несправності електрообладнання, яке перебувало в експлуатації, перериванні подачі електроенергії чи появи незвичного шуму, диму слід негайно зупинити його роботу.

У випадку пожежі необхідно:

- вжити заходів щодо евакуації працівників із приміщення відповідно до плану евакуації та негайно повідомити пожежну службу;
- сповістити про подію керівництво закладу;
- приступити до ліквідації загоряння відповідно до інструкції з пожежної безпеки наявними засобами пожежогасіння.

Якщо стався нещасний випадок і є потерпілі, а також при раптовому захворюванні працівника необхідно:

- усунути дію на організм небезпечних та шкідливих факторів, які загрожують здоров'ю і життю потерпілого (звільнити його від дії електричного струму, винести із зараженої території, загасити одяг, що горить тощо);
- надати потерпілому домедичну допомогу (залежно від ураження — відновити прохідність дихальних шляхів, провести штучне дихання, зовнішній масаж серця, зупинити кровотечу, іммобілізувати місце перелому, наклавши пов'язку тощо) та викликати швидку медичну допомогу або ж невідкладно здійснити заходи щодо транспортування постраждалого у найближчий лікарський заклад.

У подальшому необхідно виконувати вказівки керівництва закладу.

4.7. Розрахунок освітленості виробничого приміщення

Освітлення робочого місця нормується згідно з Державними будівельними нормами України: ДБН В.2.5-28-2006 Інженерне обладнання будинків і споруд. Природне і штучне освітлення. Мінімальна освітленість встановлюється в залежності від розряду виконуваних зорових робіт. Для IV розряду зорових робіт вона складає 300...500 лк.

Перевіримо освітленість робочого місця користувача ПК на відповідність розряду зорової роботи. За даними вимірювань рівень природної освітленості поверхні, де розташований ПК, складає 200 лк за

освітленості тієї же поверхні відкритим небосхилом в 20000 лк, тобто КПО = 1%, що не відповідає нормативному КПО.

Для штучного освітлення у приміщенні використовуються люмінесцентні лампи.

Розрахунок штучного освітлення проведемо для кімнати площею 20 м², ширина якої складає 5м, довжина – 4м, висота – 3м.

Скористаємося методом використання світлового потоку. Для визначення потрібної кількості світильників, які повинні забезпечити нормований рівень освітленості, визначимо світловий потік, що падає на робочу поверхню за формулою:

$$F = \frac{E \cdot K \cdot S \cdot Z}{\eta}$$

F – світловий потік, що розраховується, Лм;

E – нормована мінімальна освітленість, Лк; E = 300 Лк;

S – площа освітлюваного приміщення (у нашому випадку S=20м²);

Z – відношення середньої освітленості до мінімальної (зазвичай приймається рівним 1,1... 1,2, в нашому випадку Z =1,1);

K – коефіцієнт запасу, що враховує зменшення світлового потоку лампи в результаті забруднення світильників в процесі експлуатації (його значення залежить від типу приміщення і характеру робіт, що проводяться в ньому, в нашому випадку K = 1,5);

η – коефіцієнт використання світлового потоку, (виражається відношенням світлового потоку, що падає на розрахункову поверхню, до сумарного потоку всіх ламп, і обчислюється в долях одиниці; залежить від характеристик світильника, розмірів приміщення, забарвлення стін і стелі, що характеризуються коефіцієнтами відбиття від стін (рст.) і стелі (рстелі)), значення коефіцієнтів дорівнюють рст = 40% і рстелі=60%.

Обчислимо індекс приміщення за формулою:

$$I = \frac{S}{h(A+B)}$$

S – площа приміщення, $S = 20\text{м}^2$; h – розрахункова висота підвісу, $h = 2,9$ м; A – ширина приміщення, $A = 4$ м; B – довжина приміщення, $B = 5$ м.

Підставивши значення отримаємо:

$$I = \frac{20}{2.9 \cdot (4+5)} = 0.77$$

Знаючи індекс приміщення I, за таблицею 4 [ДБН В.2.5-28-2006] знаходимо $\eta = 0,22$.

Підставимо всі значення у формулу для визначення світлового потоку F

$$F = \frac{300 \cdot 1.5 \cdot 20 \cdot 1.1}{0.22} = 45000 \text{ Лм}$$

Для освітлення використані люмінесцентні лампи типу ЛБ 40-1, світловий потік яких $F = 4320$ Лм. Розрахуємо необхідну кількість ламп у світильниках за формулою:

$$N = \frac{F}{F_{\text{л}}}$$

N – кількість ламп, що визначається; F - світловий потік, $F = 45000$ Лм; $F_{\text{л}}$ - світловий потік лампи, $F_{\text{л}} = 4320$ Лм.

$$N = \frac{45000}{4320} = 11$$

В приміщенні використовуються світильники типу ОД. Кожен світильник комплектується двома лампами. Тобто необхідно використовувати 6 світильників із 12 працюючими лампами в них.

Висновок до розділу 4

В розділі було розглянуто охорону праці в медичних закладах, та види інструктажів, а саме:

Залежно від часу та причини проведення інструктажів з питань охорони праці в медицині їх поділяють на кілька видів:

вступний — перед прийманням на роботу

первинний — перед початком роботи

повторний — з певною періодичністю для працівників

позаплановий — за потреби

цільовий — в особливих випадках за потреби

Розглянуті вимоги безпеки під час виконання роботи, вимоги безпеки після закінчення роботи, вимоги під час аварійних ситуацій.

Був зроблений розрахунок освітленості виробничого приміщення, де ми дізналися що: В приміщенні використовуються світильники типу ОД. Кожен світильник комплектується двома лампами. Тобто необхідно використовувати 6 світильників із 12 працюючими лампами в них.

РОЗДІЛ 5.

ОХОРОНА НАВКОЛИШНЬОГО СЕРЕДОВИЩА

У процесі видобування корисних копалин відбувається істотне забруднення довкілля. З кожної тони видобутої корисної копалини тільки 1-3 % перетворюються в корисну продукцію, а 97% йдуть у відходи. За обсягами викидів забруднюючих речовин і за ступенем впливу їх над природне середовище гірничодобувна промисловість стоїть на 4-му місці після хімічної, металургійної і сільського господарства.

При підземному видобутку відбувається забруднення атмосфери пилом, отруйними газами, вуглекислим газом, метаном, поліциклічними ароматичними вуглеводнями, сірчистими газами, сірководнем, теплом, підземними водами, радіоактивними породами тощо.

При відкритих гірничих роботах довкілля забруднюється оксидом вуглецю, двоокисом азоту, пилом, кар'єрними водами, породами.

Зокрема під час вибухових робіт на кар'єрах світу за рік утворюється пило-газова хмара, об'ємом 15-20 млн м³, що підіймається на висоту до 1500—1700 м, де повітряна течія розсіює і відносить 93-99 % пилу.

Особливу небезпеку становить пил важких металів, що викидається в атмосферу або у водоймища і включається в природний кругообіг; ще небезпечніші — металічні отрути та діоксин. Природні відвали, що горять, виділяють на кожну тонну породи до 135 мг пилу і 86,3-363 кг газів (CO, CO₂, SO₂, H₂S, NO+NO₂).

Забруднення гідросфери приводить до погіршення якості води для водокористування. Забруднення гідросфери відбувається і за рахунок вимивання оксидів рідкісноземельних елементів з породних відвалів, при їх вивітрюванні, транспортуванні корисних копалин.

Забруднення літосфери відбувається в геологічних структурах за допомогою отруйних і радіоактивних речовин.

Забруднення біосфери при видобутку корисних копалин відбувається опосередковано.

ЗАБРУДНЕННЯ ДОВКІЛЛЯ – зміна кількісних та якісних характеристик довкілля внаслідок надходження до нього або утворення в ньому не характерних хімічних, фізичних чи біологічних чинників, що негативно впливають на стан навколишнього природного середовища та життєдіяльність людини.

За характером походження виділяють 3. д. природне та антропогенне. Джерелами природ. забруднення є стихійні природні процеси і явища (землетруси, виверження вулканів, селі, пожежі, масове розмноження шкідників тощо).

Джерела антропоген. 3. д. можуть бути матеріал. (газоподібні, рідкі та тверді відходи, викиди токсич. сполук і сумішей, стічні води) та енергет. (різні види випромінювання, теплові викиди, акустичні явища тощо). За часом взаємодії з довкіллям розрізняють забруднення стійке і нестійке.

5.1. Охорона довкілля

Система заходів щодо раціонального використання природних ресурсів, збереження особливо цінних та унікальних природних комплексів і забезпечення екологічної безпеки.

Це сукупність державних, адміністративних, правових, економічних, політичних і суспільних заходів, спрямованих на раціональне використання, відтворення і збереження природних ресурсів землі, обмеження негативного впливу людської діяльності на довкілля.

Наукова дисципліна, перш за все — екологія, з якою її найчастіше порівнюють чи плутають.

Визначною особливістю є практичний напрям діяльності і широкий спектр соціально-культурних і природних відносин, яких вона стосується. В колишньому СРСР перший університетський курс на цю тему більше 30

років читав Кавтарадзе Дмитро Миколайович, який також був засновником і керівником однойменної лабораторії в МДУ ім. М. В. Ломоносова.

На її базі були розроблені і впроваджені у навчальний процес ділові та імітаційні ігри, які дозволяють на практиці відчувати характер природоохоронної діяльності, побачити цілісність і взаємопов'язаність світу.

Мета охорони довкілля — протидія негативним змінам у довкіллі, які мали місце в минулому, відбуваються зараз або можуть бути.

5.2. Актуальність охорони довкілля

перетворилася в глобальну проблему, пов'язана головним чином зі зростанням антропогенного впливу.

Це зумовлено демографічним вибухом, урбанізацією, що прискорюється, і розвитком гірничих розробок і комунікацій, забрудненням довкілля відходами, надмірним навантаженням на орні землі, пасовища, ліси, водойми.

У результаті гірничо-технічної діяльності у світі порушено не менше 15 — 20 млн га земель, з них 59 % площі використано під різні гірничі виробки, 38 % — під відвали пустої породи або відходів збагачення, 3 % — місця осідання, провалів та інших порушень поверхні, пов'язаних з підземними розробками. Інколи порушення правил ведення гірничих робіт чи масштабна аварія призводить до катастрофічних незворотних наслідків.

Заходами, спрямованими на охорону довкілля можуть бути:

Обмеження викидів в атмосферу та гідросферу з метою поліпшення загальної екологічної обстановки.

Створення заповідників, заказників і національних парків з метою збереження природних комплексів.

Обмеження вилову риби, полювання з метою збереження певних видів.

Обмеження несанкціонованого викидання сміття. Використання методів екологічної логістики для тотального очищення від несанкціонованого засмічення території регіону.

Одна з найгостріших екологічних проблем, зумовлених посиленням техногенного впливу на природне середовище, пов'язана зі станом атмосферного повітря.

Вона включає ряд аспектів. По-перше, охорона озонового шару, необхідна у зв'язку із зростанням забруднення атмосфери фреонами, оксидами азоту тощо.

До середини ХХІ ст. це може призвести, за оцінками, до зниження вмісту стратосферного озону на 15 %.

По-друге, зростання концентрації CO_2 (це вуглекислий газ), що відбувається в основному за рахунок згоряння викопного палива, зменшення площ лісів, виснаження гумусового шару і деградації ґрунтів. До середини ХХІ ст. очікується подвоєння концентрації газу, що мала місце перед початком НТР.

У результаті «парникового ефекту» до 30-х рр. ХХІ ст. середня температура приземного шару повітря може підвищитися на $3 \pm 1,5$ °С, причому максимальне потепління станеться в приполярних зонах, мінімальне — біля екватора.

Очікується збільшення швидкості танення льодовиків і підняття рівня океану з темпом понад 0,5 см/рік. По-третє, кислотні осадки стали істотними компонентами атмосфери.

Вони випадають в країнах Європи, Північній Америці, а також в районах найбільших агломерацій Азії і Латинської Америки. Головна причина кислотних осадків — надходження сполук сірки і азоту в атмосферу при спаленні викопного палива в стаціонарних установках і двигунах транспорту.

Кислотні осадки завдають шкоди будівлям, пам'ятникам і металевим конструкціям, викликають дигресію і загибель лісів, знижують урожай багатьох сільськогосподарських культур, погіршують родючість ґрунтів, що мають кислу реакцію, і стан водних екосистем.

Комплексна охорона довкілля здійснюється на рівні підприємств, населених пунктів, регіонів, держав і глобально — в масштабах всієї планети.

Велика робота ведеться під егідою ООН, з ініціативи якої в 1972 р. створена постійно діюча Програма ООН з довкілля (ЮНЕП).

В Україні питання охорони довкілля офіційно перебувають у компетенції Міністерства екології і природних ресурсів, але напряду стосуються кожного громадянина. Тому існує низка формальних і неформальних організацій, товариств і рухів охорони довкілля, що дозволяють діяти локально і більш оперативно, ніж державним структурам.

Охорона водних ресурсів — це сукупність правових, організаційних, технологічних, економічних, наукових і соціальних заходів, спрямованих на попередження та усунення забруднення, засмічення та виснаження водних об'єктів з метою оптимального задоволення потреб населення та галузей економіки у воді нормативної якості.

Проблема забруднення та виснаження водних ресурсів викликана зростанням використання води промисловістю, сільським і житлово-комунальним господарствам, з одного боку, і забрудненням водних об'єктів — з іншого. Щорічно людством використовується в середньому до 6000 км³ води, з них в сільському господарстві близько 3400, промисловості 2200, на господарсько-побутові потреби 400 км³. Забруднення багатьох водних об'єктів суші (особливо в країнах Західної Європи та Північної Америки) і вод Світового океану досягло небезпечного рівня. Щорічно в океан потрапляє (млн т): 0,2 — 0,5 отрутохімікатів; 0,1 — хлорорганічних пестицидів; 5 — 11 — нафти та інших вуглеводнів; 10 — хімічних добрив; 6 — фосфорних сполук; 0,004 — ртуті; 0,2 — свинцю; 0,0005 — кадмію; 0,38 — міді; 0,44 — марганцю; 0,37 — цинку; 1000 — твердих відходів; 6,5 — 50 — твердого сміття; 6,4 — пластмас. У Північній Атлантиці нафтова плівка займає 2 — 3 % площі. Найбільш забруднені нафтою Північне і Карибське

моря, Перська затока, а також прилеглі до Африки і Америки ділянки, де здійснюється її перевезення танкерним флотом.

За кордоном за участі громадськості з середини 90-х років XX ст. отримала розвиток практика ревіталізації річок — як одна з форм охорони вод. В Україні це питання також потребує розробки[1].

5.3 Розрахунок збитків від забруднення атмосферного повітря

Розрахунок збитків від викидів забруднюючих речовин у повітря проводиться на основі показника базової ставки компенсації збитків за викид 1 тонни умовної забруднюючої речовини з урахуванням обсягу фактичного забруднення, відносної небезпечності забруднюючих речовин та регулюючих коефіцієнтів.

Розрахунок збитків від забруднення атмосферного повітря проводиться за такою формулою: де A_f - збитки від забруднення атмосферного повітря, гривень; M_i - маса i -ої забруднюючої речовини, що була викинута в повітря внаслідок антропогенного впливу, тонн. Розраховується експертним шляхом; P_i - базова ставка компенсації збитків у частках мінімальної заробітної плати за одну тонну умовної забруднюючої речовини, гривень/тонну; A_i - безрозмірний показник відносної небезпечності забруднюючої речовини; K_t - коефіцієнт урахування територіальних соціально-екологічних особливостей; K_{zi} - коефіцієнт забруднення атмосферного повітря в населеному пункті.

Безрозмірний показник відносної небезпечності забруднюючої речовини (A_i) розраховується за такою формулою:

$$A_i = \frac{1}{ГДК}$$

де ГДК_{*i*} - середньодобова гранично допустима концентрація (ГДК) або орієнтовно безпечний рівень впливу (ОБРВ) i -ої забруднюючої речовини, міліграм/куб. метр. У чисельнику вводиться коефіцієнт 10 для речовин з ГДК понад одиницю.

Для речовин, в яких відсутня величина середньодобової гранично допустимої концентрації, при визначенні показника відносної небезпечності

береться величина максимальної разової ГДК забруднюючої речовини в атмосферному повітрі.

Показник відносної небезпечності A_i береться таким, що дорівнює 500 для речовин, в яких відсутні величини ГДК і ОБРВ.

Коефіцієнт урахування територіальних соціально-економічних особливостей (K_t) залежить від чисельності жителів у населених пунктах зони антропогенного впливу, економічного, рекреаційного та природоохоронного значення території:

$$K_t = N_{\text{нас}} \cdot K_{\text{ф}},$$

де $K_{\text{нас}}$ - коефіцієнт, що залежить від чисельності жителів населеного пункту (таблиця 5.1); $K_{\text{ф}}$ - коефіцієнт, що враховує господарське значення населеного пункту (таблиця 5.2).

Таблиця 5.1.

Значення коефіцієнту $K_{\text{нас}}$

Чисельність населення, тис. чоловік	$K_{\text{нас}}$
До 100	1
100,1-250	1,2
250,1-500	1,35
500,1-1000	1,55
понад 1000	1,8

Таблиця 5.2.

Значення коефіцієнту $K_{\text{ф}}$

Тип населеного пункту	$K_{\text{ф}}$
Організаційно-господарські та культурно-побутові центри місцевого значення з переважанням аграрно-промислових функцій (районні центри, міста, селища та села)	1

Багатофункціональні центри, центри з переважанням промислових і транспортних функцій (обласні центри, міста обласного підпорядкування, великі промислові та транспортні вузли)	1,25
Центри з переважанням рекреаційних функцій (якщо населений пункт має одночасно промислове та рекреаційне значення, застосовується коефіцієнт $K_f = 1,65$)	1,65

Коефіцієнт забруднення атмосферного повітря в населеному пункті розраховується за такою формулою:

$$K_{ai} = \frac{q}{ГДК_i}$$

де q - середньорічна концентрація забруднюючої речовини за даними прямих інструментальних вимірів на стаціонарних постах за попередній рік, міліграм/куб. метр; $ГДК_i$ - середньодобова гранично допустима концентрація i -ої забруднюючої речовини, міліграм/куб. метр.

У разі коли в населеному пункті вимір концентрації забруднюючої речовини не провадиться, а також коли рівні забруднення атмосферного повітря населеного пункту забруднюючою речовиною не перевищують ГДК, значення коефіцієнта K_{zi} береться таким, що дорівнює 1.

Висновки до розділу 5

В розділі було розглянуто види забруднення навколишнього середовища, дізналися що: у процесі видобування корисних копалин відбувається істотне забруднення довкілля. З кожної тони видобутої корисної копалини тільки 1-3 % перетворюються в корисну продукцію, а 97% йдуть у відходи. За обсягами викидів забруднюючих речовин і за ступенем впливу їх над природне середовище гірничодобувна промисловість стоїть на 4-му місці після хімічної, металургійної і сільського господарства.

Розглянули актуальність охорони довкілля, де дізналися що . У результаті гірничо-технічної діяльності у світі порушено не менше 15 — 20 млн га земель, з них 59 % площі використано під різні гірничі виробки, 38 %

— під відвали пустої породи або відходів збагачення, 3 % — місця осідання, провалів та інших порушень поверхні, пов'язаних з підземними розробками.

Зробили розрахунок збитків від забруднення атмосферного повітря. Де дізналися, що У разі коли в населеному пункті вимір концентрації забруднюючої речовини не провадиться, а також коли рівні забруднення атмосферного повітря населеного пункту забруднюючою речовиною не перевищують ГДК, значення коефіцієнта $K_{зі}$ береться таким, що дорівнює 1.

ВИСНОВКИ

В дипломній роботі проведені дослідження структурна схема фонокардіографа, коротко описані функціональні вузли фонокардіографа, а саме: мікрофон, підсилювач сигналу, фільтри сигналу, калібрувальний пристрій.

Описана процедура запису фонокардіографічних сигналів, наведено умови отримання цих сигналів. Була розглянута структура обробки фонокардіографічних сигналів і методи видалення шуму фільтрації сигналів.

Наведено частотні діапазони, в яких проводять спектральний аналіз фонокардіографічних сигналів. Коротко розглянуто методи непараметричних методів спектрального аналізу: розглянуті періодограма, метод Уелча (модифікованих періодограм), описаний корелограмний метод обчислення спектральної щільності потужності, обчислення спектрограми сигналів.

Описані бази даних фонокардіографічних сигналів, які використані для аналізу. Розроблене програмний код реалізації спектрального аналізу фонокардіографічних сигналів в системі вільного програмного забезпечення GNU Octave.

Спектральний аналіз сигналів виконано методом Уелча, якій має задовільні статистичні характеристики. Розроблена функція для обчислення енергії сигналу у заданих частотних діапазонах. Реалізовано обчислення і візуалізація 2D і 3D спектрограми сигналу.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Сучасні проблеми науки
<https://febit.nau.edu.ua/xx-mizhnarodna-naukovo-praktychna-konferentsiia-zdobuvachiv-vyshchoi-osvity-i-molodykh-uchenikh-polit-suchasni-problemy-nauky/>
2. Оброблення біомедичних сигналів. Навчальний посібник / М. Ю. Буриченко, О. В. Булигіна, Ю. Ю. Оникієнко, М. В. Архирей, – К.: НАУ, 2017. – 220 с.
3. Гумен М. Б. Основи теорії процесів в інформаційних системах: підручник (у 2-х кн.). Кн.1. Аналіз детермінованих процесів / М. Б. Гумен, В. М., Співак, С. К. Мещанінов, Г. Г. Власюк, Т. Ф. Гумен. – 2-е вид., зі змінами і доповн. – К: Кафедра, 2017. – 281 с.
4. Наконечний А. Й. Обробка сигналів : навч. посіб. / А. Й. Наконечний, Р. І. Стахів, Р. А. Нац. ун-т «Львівська політехніка». – Львів : Растр-7. – 2017. – 217 с.
5. Мішура Ю. С. М71 Випадкові процеси: теорія, статистика, застосування : підручник / Ю. С. Мішура, К. В. Ральченко, Г. М. Шевченко. – 2-ге вид., випр. і допов. – К. : ВПЦ "Київський університет", 2021. – 496 с.
6. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6139437/>
7. <https://github.com/danm0nster/mdembedding>
8. http://cardiology.dnmu.ru/Data/eBooks/eBook_phono.pdf
9. http://elartu.tntu.edu.ua/bitstream/lib/27947/29/==DISER_Palaniza_elartu_pass.pdf

10. <https://physionet.org/content/sufhsdb/1.0.1/>.
11. Рангайан Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. – М. Физматлит, 2007. – 440 с.
12. https://uk.wikipedia.org/wiki/GNU_Octave
https://www.mathworks.com/help/signal/ref/designfilt.html?s_tid=srchtitle_designfilt_1.
13. http://www.irbis-nbuv.gov.ua/cgi-bin/irbis_nbuv/cgiirbis_64.exe?I21DBN=LINK&P21DBN=UJRN&Z21ID=&S21REF=10&S21CNR=20&S21STN=1&S21FMT=ASP_meta&C21COM=S&2_S21P03=FILA=&2_S21STR=glghge_2017_2_3
14. <https://medplatforma.com.ua/article/659-nstruktaj-z-ohoroni-prats-v-medzklad>.
15. https://ela.kpi.ua/bitstream/123456789/11474/1/Ekologo_ekonom_zbytky.pdf.
16. <https://pro-op.com.ua/article/355-qqq-16-m5-23-05-2016-zasobi-kolektivnogo-ta-ndivdualnogo-zahistu-pratsvnikv>.
17. <https://pro-op.com.ua/article/1066-nstruktsya-z-ohoroni-prats-dlya-medichno-setri>.
18. https://cpo.stu.cn.ua/Oksana/rozrah_rozd_OP_DP_bak_spec_mag/80.html

Додаток 1

Функція обчислення спектральної щільності

Спектральна щільність - це усереднене значення періодограми, масштабованого таким чином, щоб площа під спектром дорівнювала середньому квадрату даних. Вважають, що це співвідношення має бути точним, проте на практиці існує невідповідність до 0,5% між площею під періодограмою і середнім квадратом даних.

```
[spectra, freq] = pwelch(x, window, overlap, Nfft, Fs, range,  
plot_type, detrend, sloppy)
```

Функція розділяє дані на сегменти. Якщо аргумент «window» є вектором, кожен сегмент має ту довжину, що і «window», і помножується на «window» перед (необов'язковим) доповненням нулями та обчисленням його періодограми. Якщо «window» є скаляром, кожен сегмент має довжину «window» та використовується вікно Хеммінга.

Двоканальний аналізатор спектра

```
[spectra, freq] = pwelch(x,y,window,overlap,Nfft,Fs,range,plot_type,  
detrend, sloppy,results)
```

Оцінює спектральну щільність потужності, крос-спектральну щільність, передаточну функцію та/або функції когерентності вхідних даних часового ряду «x» та вихідних даних «y» методом періодограми Уелча.

Функція pwelch обробляє другий аргумент як «y», якщо є аргумент контрольної строки «cross», «trans», «coher» або «урpower»; «» не заставляє 2-й аргумент трактуватися як «y». Усі інші аргументи необов'язкові. Всі спектри повертаються в матрицю «spectra».

Оцінювання довірчих інтервалів для спектральної щільності

```
[spectra,Pxx_ci,freq] = pwelch(x,window,overlap,Nfft,Fs,conf,range,  
plot_type, detrend,sloppy,power)
```

```
[spectra,Pxx_ci,freq] = pwelch(x,y,window,overlap,Nfft,Fs,conf,range,  
plot_type, detrend,sloppy,results)
```

Рівень довіри «conf» - це шостий або сьомий числовий аргумент. Якщо використовуються аргументи строків управління «results», один з них повинен бути «power», якщо присутній аргумент «conf»; pwelch може оцінювати довірчі інтервали лише для спектра потужностей даних "x". Функція не оцінює довірчі інтервали для крос-спектральної потужності, передатної функції або когерентності.

Аргументи функції. Всі аргументи, крім першого, є необов'язковими та можуть бути пустими, для вимкнення того, що аргумент «результати» може вимагати, щоб другий аргумент був «у».

x – [непустий вектор] дані часового ряду, входу системи

y – [непустий вектор] дані часового ряду, виходу систем

window [дійсний вектор] значень функції від 0 до 1; сегмент даних має ту довжину, що і window. За умовчуванням вікно - Хеммінга.

window [дійсний скаляр] довжина кожного сегмента даних. Значення за умовчуванням - $\text{window} = \text{sqrt}(\text{length}(x))$ з округленням у більшу сторону до найближчого цілого числа, дорівнює ступеня 2; див. «sloppy» аргумент.

overlap [реальний скаляр] перекриття сегментів, виражене як доля тривалості вікна або сегмента. $0 \leq \text{overlap} < 1$, за умовчуванням $\text{overlap} = 0,5$.

Nfft [цілий скаляр] Довжина ШПФ. За умовчуванням використовується довжина «window» або це значення, що і у скалярному аргументі «window». Якщо Nfft більше, чим довжина сегмента «seg_len», сегмент даних доповнюється нулями «Nfft - seg_len». За умовчуванням доповнення нулями немає. Значення Nfft, менші, ніж довжина сегмента даних (або вікна), ігноруються без повідомлення.

Fs [дійсний скаляр] Частота дискретизації (Г); за умовчуванням $F_s = 1,0$

conf [дійсний скаляр] довірчий рівень між 0 і 1. Довірчі інтервали спектральної щільності оцінюються за розподілом на періодограмі і повертаються як Rxx_ci. Rxx_ci(:, 1) - нижня границя довірчого інтервалу, а

$R_{xx_ci}(:, 2)$ - верхня границя. Якщо є три зворотні значення або `conf` є пустою матрицею, довірчі інтервали розраховані для `conf = 0,95`.

Якщо `conf` дорівнює нулю або не вказаний, довірчі інтервали не обчислюються. Довірчі інтервали можуть бути обчислені лише для спектральної щільності потужностей x .

Аргументи управління. Кожен з цих аргументів є рядком символів. Аргументи контрольної строки повинні бути після інших аргументів, але вони не можуть бути в будь-якому порядку.

діапазон «'half'», «'onesided'»: частотний діапазон спектра від нуля до $F_s/2$, але не включаючи його. Можливість від негативних частот додається до позитивної сторони спектра, але не на нульових частотах або частотах Найквіста ($F_s / 2$). Це підтримує потужність в часовій та спектральній областях.

«'whole'», 'twosided': частотний діапазон спектра від $-F_s / 2$ до $F_s / 2$, з від'ємними частотами, захищеними в порядку «циклічного переходу» після позитивних частот; наприклад частоти для 10-точечного «двостороннього» спектра рівня 0 0,1 0,2 0,3 0,4 0,5 -0,4 -0,3 -0,2 -0,1

'shift', 'centerdc': то само, що і 'whole', але із заміною першої половини спектра на другій половині, щоб містити значення нульової частоти відвідувань. Якщо дані (x и y) дійсні, діапазон за умовою - 'half', а протилежно для діаграми за умовою - 'whole'.

`plot_type` 'plot', 'semilogx', 'semilogy', 'loglog', 'squared' або 'db': указують на тип графіка. За умовою використовується 'plot', що означає лінійно-лінійні осі. 'squared'- це то само, що 'plot'.

'dB' відображає " $10 \cdot \log_{10}(\text{psd})$ ". Цей аргумент ігнорується, а спектр не відображається, якщо сторона вимагає повернення значення.

`detrend` 'no-strip', 'none' - НЕ видаляє середнє значення з даних 'short', 'mean' - видаляє середнє значення з кожного сегмента даних.

'linear', - видаляє лінійний тренд з кожного сегмента даних.

'long-mean' - видаляє середнє значення даних перед розділенням на сегменти. Це значення за умовою.

'sloppy': довжина ШПФ округлюється до найближчого цілого числа ступеня 2, із заповненням нулями. Довжина ШПФ регулюється після поставки доповнення явним аргументом Nfft. За умовою використовується точно така же довжина ШПФ та вікна / сегмента, яка вказується у списках аргументів.

results вказує, які результати повертають (у вказаному порядку та скоріше за умови).

'power' обчислює спектральну щільність потужності "x"

'xrest' обчислює кросс-спектральну щільність "x" і "y"

'trans' обчислює передатну функцію системи з входом "x" і виходом "y"

'coher' обчислює функцію когерентності "x" і "y"

'urpower' обчислює спектральну щільність потужності "y"

За умовою використовується 'power', аргумент у опущено.

Вихідні значення функції. Якщо повернені значення не потрібні, результати відображаються на графіці та нічого не повертається.

spectra [дійсна або комплексна матриця] містить результати в тому же порядку, який задає аргументи «results». Кожен стовпчик містить один з векторів результатів.

Rxx_ci [дійсна матриця] оцінка довірчого інтервалу для спектральної щільності потужності x. Перший стовпчик - це нижня границя, другий - це верхня границя.

freq [дійсний вектор] значення частоти.

