

Вінницький національний технічний університет
(повне найменування вищого навчального закладу)
Факультет інформаційних електронних систем
(повне найменування інституту, назва факультету (відділення))
Кафедра біомедичної інженерії та оптикоелектронних систем
(повна назва кафедри (предметної, циклової комісії))

**БАКАЛАВРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА
НА ТЕМУ:
«ВИЗНАЧЕННЯ АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ НА БАЗІ ПОКАЗНИКІВ
ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМИ ТА ФОТОПЛЕТИЗМОГРАМИ»**

Виконав: студент 4 курсу, групи БМІ-206
спеціальності 163 – Біомедична інженерія

Свтушенко Т.С.
(прізвище та ініціали)

Керівник: к. т. н., доцент, зав. каф. БМІОЕС

Коваль Л. Г.
(прізвище та ініціали)

«12» 06 2024р.

Рецензент: д.т.н., професор, проф. каф. ІРТС

Осадчук О. В.
(прізвище та ініціали)

«19» 06 2024р.

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
Освітньо-кваліфікаційний рівень перший (бакалаврський) - бакалавр
Галузь знань – 16 – Хімічна та біоінженерія
Спеціальність – 163 – Біомедична інженерія
Освітньо-професійна програма – Біомедична інженерія

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри БМІОЕС

к.т.н., доцент Коваль Л. Г. 

« 11 » 03 2024 року

**ЗАВДАННЯ
НА БАКАЛАВРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ**

Євтушенко Тимофію Сергійовичу

1. Тема роботи «Визначення артеріального тиску на базі показників електрокардіограми та фотоплетизмограми»

Керівник роботи Коваль Л.Г. к.т.н., доц., зав. кафедри БМІОЕС,
затверджені наказом вищого навчального закладу від “ 11 ” березня 2024 року № 80

2. Термін подання студентом роботи 05.06.2024р.

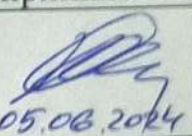
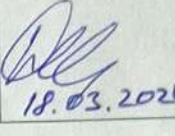
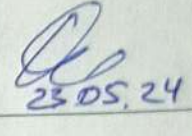
3. Вихідні дані до роботи фотоплетизмографічний та електрокардіографічний сигнал, попередня обробка сигналу, виділення інформативних ознак, кореляційний аналіз, порівняння вимірювань ФПГ та ФПГ+ЕКГ.

4. Зміст текстової частини

Вступ. Про методи вимірювання тиску людини. Модель для аналізу отриманих даних. Фільтрування сигналу. Охорона праці. Висновки. Перелік посилань.

5. Перелік ілюстративного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень)
Не передбачено

6. Консультанти розділів роботи

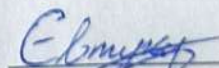
Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис,	дата
		завдання видав	виконання прийняв
Фахові розділи	Коваль Леонід Григорович к.т.н., доц., зав. каф. БМІОЕС	 11.03.2024	 05.06.2024
Охорона праці	Дембіцька Софія Віталіївна д.п.н., проф., проф. каф. БЖДПБ	 18.03.2024	 23.05.24

7. Дата видачі завдання 11 березня 2024 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва та зміст етапу	Термін	виконання	Примітка
		початок	закінчення	
1	Формування та затвердження теми бакалаврської дипломної роботи (БДР)	04.03.2024	До 10.03.2024	
2	Виконання спеціальної частини БДР. Перший рубіжний контроль виконання БДР	11.03.2024	До 05.04.2024	
3	Виконання спеціальної частини БДР. Другий рубіжний контроль виконання БДР	06.04.2024	До 10.05.2024	
4	Виконання розділу `Охорона праці`	21.05.2024	До 26.05.2024	
5	Попередній захист БДР	05.06.2024	05.06.2024	
6	Нормоконтроль БДР	12.06.2024	12.06.2024	
7	Рецензування БДР	18.06.2024	20.06.2024	
8	Захист БДР	21.06.2024	21.06.2024	

Студент



Євтушенко Т. С.

Керівник роботи



Коваль Л. Г.

Реферат

Звіт містить 68 сторінок; 6 таблиць; 4 рисунки; 19 джерел;

Ключові слова: фотоплетизмограма (ФПГ), артеріальний тиск (АТ), систолічний АТ (САТ), діастолічний АТ (ДАТ), електрокардіограма (ЕКГ)

У даній роботі подано інформацію про функціонування кровоносних судин; метод аналізу даних з фотоплетизмографічного сигналу; метод виключення факторів, що впливають один на одного для виділення незалежного параметру.

У роботі були використано дані за останні роки – до 18.01.2024 року включно.

Annotation

The report contains 68 pages; 6 tables; 4 drawings; 19 sources;

Key words: photoplethysmogram (FPG), blood pressure (BP), systolic BP (SBP), diastolic BP (DBP), electrocardiogram (ECG).

This work provides information on the functioning of blood vessels; method of data analysis from the photoplethysmographic signal; method of excluding factors influencing each other to select an independent parameter.

Novelty: the work uses data from past years - up to and including January 18, 2023

ЗМІСТ

Вступ.....	3
1 Про вимірювання тиску у людини	4
1.1 Схема приладу, про фотоплетизмограму	5
1.2. Функціонування кровоносних судин	9
2 Модель для аналізу даних	12
2.1 Особливості фотоплетизмограми та електрокардіограми для оцінки змін артеріального тиску	12
3 Фільтри сигналу	48
3.1 Оптичні методи, фізичні основи фотоплетизмографічних методів	49
4 Охорона праці	54
4.1 Технічні рішення з безпечного виконання роботи	54
4.2 Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії	56
4.3 Технічні рішення з пожежної безпеки	62
Висновок	65
Перелік посилань	66
Додаток А	68

Скорочення

ВСТУП

У даній роботі ми намагались дізнатися методи та можливості вимірювання артеріального тиску на основі сигналів фотоплетизмограми та електрокардіограми.

Також намагались дізнатися спосіб формування даних сигналів та які фактори на них впливають.

Також намагались дізнатись, чим аналізований метод відрізняється від інших використовуваних методів.

І ПРО ВИМІРЮВАННЯ ТИСКУ У ЛЮДИНИ

Традиційно неінвазивний АТ вимірювали за допомогою сфигмоманометра на основі конструкції, запропонованої Самуелем Зігфрідом Карлом Ріттером фон Башем у 1881 році. Riva Rossі ще більше вдосконалив конструкцію, розробивши сфигмоманометр з гілковою манжетою в 1896 році. Виявлення звуку Короткова (К-звук) у 1905 році дозволило провести повне неінвазивне вимірювання АТ. Тиск, який показує манометр при першому звуці К, позначається як систолічний АТ (САТ), а тихий п'ятий звук вказує на діастолічний АТ (ДАТ). За останні кілька десятиліть інструменти АТ на основі осцилометрії стали популярними, забезпечуючи легкість роботи. Для роботи з ними не потрібен доглядач або досвідчений персонал, тому їх можна використовувати для моніторингу АТ у домашніх умовах. Ці пристрої мають манжету, яка обертається навколо руки або ноги, щоб виявляти коливання під час скачування повітря з манжети за допомогою вбудованого датчика тиску. Середній артеріальний тиск (САТ) оцінюється за допомогою варіацій амплітуди зареєстрованих коливань, які використовуються для алгоритмічного отримання САТ і ДАТ. Однак нещодавнє дослідження (2016) Leung et al. вказано, що понад три з десяти манжет для домашнього моніторингу АТ були неточними. Крім того, пристрої на основі манжети є громіздкими і не можуть виконувати безперервні вимірювання. Таким чином, важко інтегруватися з технологіями, що носяться, які продовжують набирати популярність у комерційних секторах і клінічній практиці. Для діагностики артеріальної гіпертензії (АОГ) в амбулаторних умовах використовується амбулаторний моніторинг артеріального тиску (АМАТ). Незважаючи на те, що АТМ є кращим від ізолюваного спорадичного моніторингу АТ пацієнта, на якого, як правило, впливає гіпертензія «білого халата» (або «синдром білого халата», що відноситься до явища, коли гіпертензія у людей виявляється лише в клінічних умовах), поточна АТМ в використання – це громіздкий пристрій, який не є портативним або практичним для щоденного чи тривалого використання. [5]

1.1 Схема приладу, про фотоплетизмограму

Перший етап схеми - перетворювач струму в напругу. Коли світло падає на діод, струм протікає через резистор негативного зворотного зв'язку, який створює напругу, пропорційну струму на виході. Частотний діапазон, який потрібен, становить від 0,5 Гц до 5 Гц. Конденсатор зворотного зв'язку утворює фільтр низьких частот з частотою відсікання 5 Гц. Другий етап схеми - смуговий фільтр із смугою пропускання від 0,48 Гц до 4,8 Гц. Нарешті, смуговий фільтрований сигнал посилюється, щоб отримати кінцевий вихідний сигнал.

Фотоплетизмографічний сигнал - це зміна в часі об'єму кровеносної судини. Для реєстрації фотоплетизмографічного сигналу через досліджувану область біологічних тканин пропускається потік випромінювання в оптичному або інфрачервоному діапазоні.

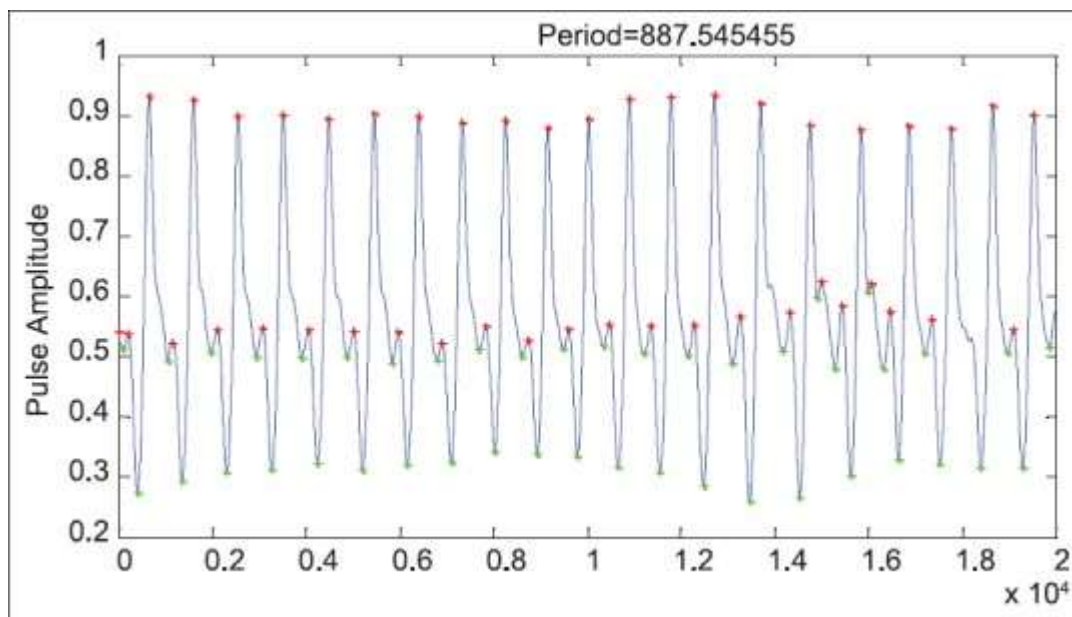


Рисунок 1 – Форма сигналу від інфрачервоного датчика

Відповідно до закону Бурга-Ламберта-Бера, поглинання світла об'єктом з однорідними оптичними властивостями залежить від товщини шару, через який проходить випромінювання:

$$I_0 = I \cdot e^{(-bl \cdot l)}$$

де I_0 - Інтенсивність світлового потоку, що проходить через тканину,

I - інтенсивність світлового потоку, що падає на тканину,

bl - коефіцієнт поглинання залежить від довжини хвилі випромінювання та оптичних характеристик тканини,

l - товщина поглинаючої тканини.

Амплітуда сигналу вимірюється як ослаблення випромінювання, що проходить (або відбивається від досліджуваної ділянки біологічної тканини) біологічну тканину, що містить кровоносні судини. Амплітуда сигналу при використанні широкосмугового фотодетектора не менше 0,1 мВ. Діапазон частот становить 0,1 ... 20 Гц.

Типовий тип сигналу показаний на рис. 1 показаний повний сигнал, в якому можна вибрати константну (ІІ) та змінну (Упер) складові; на рис. 2 зображена вибрана та посилена змінна складова сигналу. Вона називається фотоплетизмограма.

На фотоплетизмограмі можна призначити "хвилі" першого, другого та третього порядку:

Хвиля першого порядку (І) синхронізується із скороченням серця. Їх називають «пульсовими хвилями». Діапазон їх частот $0,5 \div 20$ Гц. Максимальне значення цієї хвилі відповідає моменту максимального кровопостачання кровоносної судини-систолі та мінімального-діастолі. Амплітуда зафіксованих коливань залежить від різниці тисків у судині під час систолі та діастолі. На рис. 2 показана ідеальна форма хвилі пульсу.

Верх пульсової хвилі відповідає найбільшому об'єму крові, а її протилежна частина - найменшому об'єму крові в досліджуваній області тканини. Характер пульсової хвилі залежить від еластичності стінки кровоносної судини, частоти пульсу, обсягу ділянки дослідження тканини та ширини порожнини кровоносної судини. Вважається, що частота і тривалість пульсових хвиль залежать від особливостей серця, а також від розміру і форми його піків - залежно від стану стінок кровоносних судин.

Хвиля другого порядку (II) синхронізована з ритмом дихання людини і називається "дихальною хвилею". Діапазон їх частот становить $0,2 \div 0,5$ Гц. Вони з'являються через те, що серце знаходиться в грудній порожнині, а тиск змінюється під час дихання (при вдиху зменшується відносно атмосфери, а при видиху - збільшується). Через це з часом змінюватиметься і артеріальний тиск, тому об'єм також змінюватиметься. Виділяючи та оцінюючи дихальні хвилі, можна контролювати існування, глибину та "методи" дихання людини, а також надсилати сигнали небезпеки у разі тривалої зупинки або наявності небезпечних респіраторних захворювань.

Хвиля третього порядку (III) пов'язана з періодичною активністю центру нейрогуморальної регуляції судинного напруження.

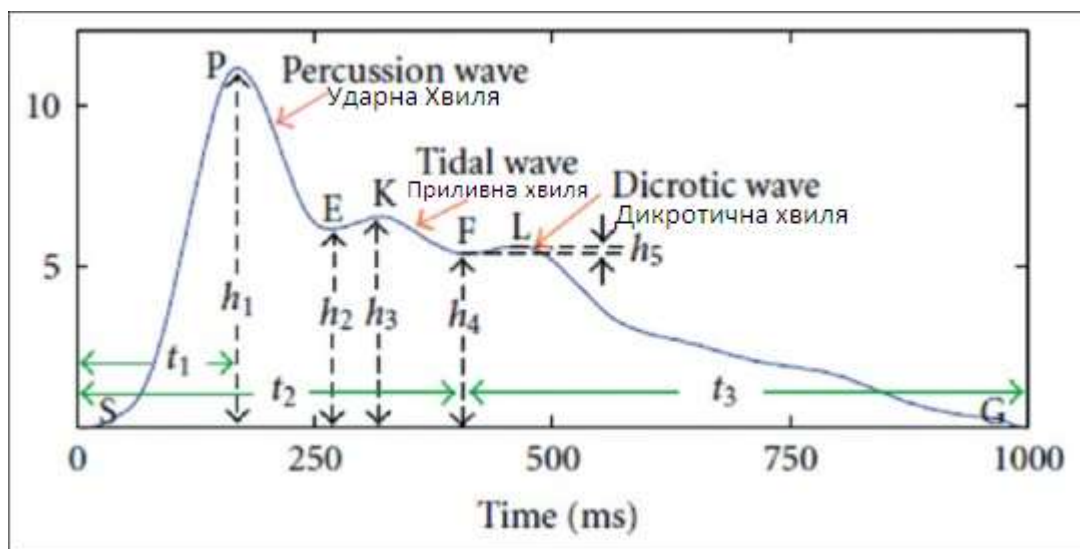


Рисунок 2 – ідеальна форма хвилі пульсу

Залежність поглинання світла від часу складається з двох компонентів: пульсуючого компонента, спричиненого зміною об'єму артеріальної крові, спричиненого кожним серцебиттям, та "постійного" компонента. Визначення частки, а також оптичні характеристики вен і капілярів зони дослідження, крові, кісток, шкіри та інших тканин.

Досліджувані параметри фотоплетизмограми можна розділити на чотири групи:

- Амплітуда, що відповідає анакротичному та дихроїчному періодам. Незважаючи на те, що ці параметри відносні, їх вивчення в динаміці дає цінну інформацію про силу реакції судин під час дії будь-якого короткочасного фактора, що діє на організм.

- Тимчасові, що надають інформацію про тривалість серцевого циклу та частоту серцевих скорочень, співвідношення та тривалість систоли та діастолі та форми їх фаз. Ці параметри є абсолютними значеннями і їх можна порівняти з існуючими нормами. Ця група вивчає тривалість анакротичної та дихроїчної фаз пульсової хвилі, тривалість пульсової хвилі, індекс висхідної хвилі, час наповнення під час систоли, тривалість систолічної та діастолічної фаз серцевого циклу, частоту серцевих скорочень.

- Статистична, що визначає мінливість амплітуди та частоти серцевих скорочень протягом тривалого періоду часу (хв).

- Розраховані параметри з використанням значень попередніх груп. До цієї групи належать: індекс дихроїчної хвилі, що відображає положення вершини дихроїчної хвилі щодо анакротичної; співвідношення тривалості анакротичної та дихроїчної фаз.

Розрахунок вищезазначених параметрів дозволяє діагностувати як при оцінці миттєвої реакції організму на зовнішні фізичні фактори, наприклад, під час інтенсивної терапії та тривалого фіксування гемодинамічних змін.

1.2. Функціонування кровоносних судин

Центральні артерії штовхають кров до звужених дистальних артерій шляхом розширення під час систоли та скорочення під час діастолі. Це розширення та звуження призводить до зміни модуля пружності (E) судин і пов'язане з тиском рідини P таким чином:

$$E = E_0 * e^{(\alpha * P)} \quad (1)$$

де α є параметром судини (числом Ейлера),

E_0 – модуль Юнга для нульового артеріального тиску.

Ці два параметри є суб'єктивними. Дане рівняння (1) оцінює центральний артеріальний тиск, якщо α і E_0 оновлюються з урахуванням впливу віку та здоров'я на еластичність через зміну складу стінки. Стінки артерій складаються з ендотелію, еластину, колагену та гладком'язових (SM) клітин у різних кількостях у центральних та периферичних ділянках. Різні композиції, а також поступова заміна еластину колагеном змінюють еластичність цих артерій, що призводить до змін центрального та периферичного АТ. Отже, периферійну еластичність не можна точно передбачити цим рівнянням.

Еластичність артерій визначає швидкість поширення, швидкість хвилі тиску (англ. PWV ШХТ); зв'язок між ними можна отримати за допомогою моделей розповсюдження артеріальних хвиль. Вважаючи артерію еластичною трубкою товщиною h , діаметром d і густиною крові ρ , маємо рівняння Моенса-Кортвега:

$$PWV = \sqrt{(h * E / (\rho * d))} \quad (2)$$

Поєднуючи рівняння (1) і (2), ми отримуємо рівняння Бремвелла-Хілса і Моенса-Кортвега, що відображає зв'язок між P і PWV і, отже, «часову затримку» для артерії довжиною L :

$$PWV = L / (\text{Час Затримки}) = \sqrt{(h * E_0 * e^{(\alpha * P)} / (\rho * d))}$$

Це рівняння вказує на те, що підвищення тиску при постійних інших параметрах призведе до збільшення PWV і обернено впливає на «Часову затримку».

Визначення «Часової затримки»

Час проходження імпульсу (РТТ)

РТТ означає час, необхідний хвилі тиску для проходження між двома артеріальними ділянками, і обернено пропорційний АТ. РТТ можна виміряти за допомогою різних методів, таких як ультразвукова доплерографія та артеріальна тонометрія. Останнє можна отримати, спостерігаючи дві віддалені хвилі ФПГ. Вуха,

пальці ніг і рук є звичайними місцями, які використовуються для вимірювання. Було продемонстровано, що RTT_f , виміряний від однієї ніжки ФПГ до іншої, має сильну кореляцію з внутрішнім ДАТ, але дослідження на 44 суб'єктах чоловічої статі з нормальним тиском прийшло до іншого висновку. Виявлено, що піки ФПГ, які теоретично представляють САТ, є ненадійними показниками САТ. Ці піки спотворені відбиттям хвиль тиску від кінцевих артерій. Чен та ін. запропонував новий метод, заснований на експериментальних даних для використання середнього значення RTT_{fr} (затримка часу між спадаючим фронтом центрального ФПГ і піком периферійного ФПГ) і RTT_{tr} (затримка часу між наростаючим фронтом відображення центрального ФПГ і піком периферійного ФПГ) для отримання РТТ для САТ. Інші дослідження показали, що поза, температура навколишнього середовища та релаксація впливають на ФПГ, що піднімає питання про розробку точного пристрою РТТ.

Час надходження імпульсу (РАТ)

Інший популярний і зручний метод вимірювання «часової затримки» заснований на різниці в часі між R-піком ЕКГ і характерною точкою піку ФПГ. Різні позначки часу на формі сигналу ФПГ, такі як ніжка, пік і середня точка наростаючого фронту, розглядалися для оцінки 'Затримки часу'. Хоча деякі дослідження повідомляють про цю затримку як РТТ, більше вона відома як Pulse Arrival Time (РАТ), оскільки на додаток до РТТ хвилі тиску, вона включає затримку перед викидом (РЕР). РАТ це сума РТТ та РЕР. РЕР – це час, необхідний для перетворення електричного сигналу в механічну силу накачування та ізоволюметричне скорочення для відкриття аортальних клапанів.

РЕР – це затримка, яка змінюється залежно від стресу, фізичної активності, віку та емоцій. Одне дослідження намагалося оцінити РЕР у відсотках від інтервалу RR, оскільки при низькій ЧСС РЕР стає більш значущим. Вони приблизно оцінили РЕР як 7% інтервалу RR і дійшли висновку, що його слід відняти, щоб отримати РТТ. Вплив РЕР на загальний РТТ зменшується з віддаленням від серця. Таким чином, для коротких РТТ, особливо тих, що витягуються з PPQ вуха, необхідно пристосуватися до цієї електромеханічної затримки, або РЕР. Тим не

менш, вплив включення PEP в оцінку АТ все ще досліджується. Деякі повідомляють про взаємозв'язок PEP з РАТ, тоді як інші вважають його слабким замінником. Існують дослідження, які вказують на те, що всі САТ, ДАТ і МАР менше корелюють із РАТ порівняно з РТТ, тоді як інші стверджують, що РАТ є кращим показником САТ, оскільки він залежить як від скорочення шлуночків, так і від функції судин.

2 МОДЕЛЬ ДЛЯ АНАЛІЗУ ДАНИХ

2.1 Особливості фотоплетизмограми та електрокардіограми для оцінки змін артеріального тиску

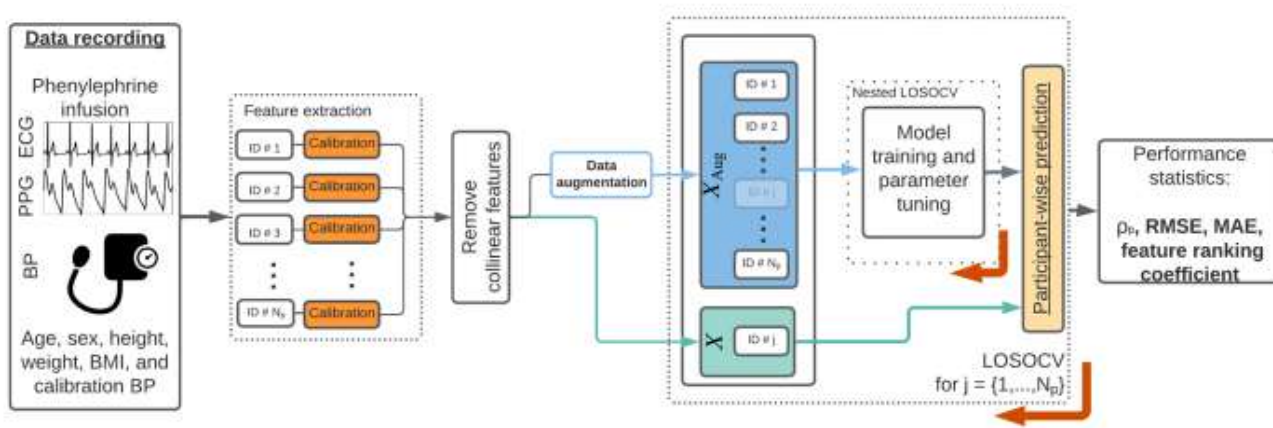


Рисунок 3 – схема обробки сигналу [7]

Все більше уваги приділяється потенціалу безманжетної оцінки артеріального тиску (АТ, англ. BP) шляхом моделювання морфологічних особливостей фотоплетизмограми (ФПГ, англ. PPG) та електрокардіограми (ЕКГ). Однак відповідні функції та моделі для використання залишаються незрозумілими. Ми дослідили найкращі функції, доступні в ФПГ та ЕКГ для оцінки АТ, використовуючи як лінійні, так і нелінійні моделі машинного навчання. Ми провели клінічне дослідження, в якому зміни АТ (АТ) були викликані інфузією фенілефрину у 30 здорових добровольців (53,8% жінок, 28,0 (9,0) років). Ми витягли великий і різноманітний набір характеристик як з ФПГ, так і з ЕКГ і оцінили їхню індивідуальну важливість для оцінки АТ за допомогою адитивних пояснювальних значень Шеплі та рейтингового коефіцієнта. Ми навчили, налаштували та оцінили лінійні (звичайні найменші квадрати, OLS) і нелінійні (випадковий ліс, RF) моделі машинного навчання, щоб оцінити АТ у вкладеній перехресній перевірці з відпусткою одного суб'єкта рамка. Ми повідомили результати як коефіцієнт кореляції (ρ_B), середньоквадратичну помилку (RMSE) і середню абсолютну помилку (MAE). Нелінійна РЧ-модель значно (ρ_B) перевершила лінійну модель OLS, використовуючи сигнали ФПГ і ЕКГ за всіма показниками ефективності. Оцінка

CAT за допомогою лише ФПГ ($= 0,86 (0,23)$, $RMSE = 5,66 (4,76)$ мм рт. ст., $MAE = 4,86 (4,29)$ мм рт. ст.) показала значно кращі результати, ніж використання лише ЕКГ ($= 0,69 (0,45)$, $RMSE = 6,79 (4,76)$ мм рт. ст., $MAE = 5,28 (4,57)$ мм рт. ст.), усі. Особливості найвищого рангу з ФПГ значною мірою моделюють збільшення інтерференції відбитих хвиль, спричинене змінами жорсткості артерій. Цей висновок був підтверджений змінами, що спостерігалися у формі сигналу ФПГ у відповідь на інфузію фенілефрину. Однак для точної оцінки АТ потрібна була велика кількість функцій, що підкреслює високу складність проблеми. Ми робимо висновок, що ФПГ сам по собі може бути додатково досліджений як потенційний один джерело безманжетного оцінювача артеріального тиску. Використання лише ЕКГ не виправдано. Нелінійні моделі можуть працювати краще, оскільки вони здатні включати взаємодію між значеннями ознак і демографічними показниками. Однак демографічні показники можуть не враховувати належним чином унікальні та індивідуалізовані зв'язки між виділеними ознаками та АТ.

Зміни в серцево-судинній і вегетативній нервовій системах відображаються в змінах таких сигналів, як фотоплетизмограма (ФПГ) і електрокардіограма (ЕКГ). Ці фізіологічні сигнали є всюдишними в клінічних умовах і все частіше в умовах поза клініками завдяки розробці носіїв, таких як розумні годинники. У результаті останні досягнення в неінвазивній оцінці артеріального тиску (АТ) без манжети були зосереджені на використанні сигналів ФПГ і ЕКГ. Наприклад, у певних дослідженнях було показано, що час прибуття імпульсу (РАТ), обчислений як різниця в часі між двома опорними точками на ЕКГ та ФПГ, має сильну кореляцію з АТ. Однак для вимірювання РАТ потрібні два синхронні пристрої, обидва з яких чутливі до незалежних джерел шуму, таких як артефакти руху. Крім того, такі фактори, як період перед викидом (PER) (затримка часу між електричною деполяризацією лівого шлуночка серця та відкриттям аортального клапана) можуть впливати на оцінку РАТ незалежно від АТ.

Керуючись сучасними методами, дослідження оцінки АТ без манжети все більше зосереджуються на зв'язку морфологічних особливостей форм сигналу ФПГ і ЕКГ із АТ (або змінами АТ, АТ) за допомогою моделей, керованих даними.

Однак оптимальні функції та моделі, необхідні для точної оцінки АТ, залишаються незрозумілими. У цьому документі ми реалізували лінійні та нелінійні моделі машинного навчання (ML) для оцінки АТ за допомогою великої та різноманітної когорти характеристик із ФПГ та ЕКГ. На додаток до ознак, які зазвичай використовуються в літературі, ми запропонували нові ознаки для обох сигналів і оцінили їхню індивідуальну важливість для оцінки АТ за допомогою значень адитивного пояснення Шеплі. Ми порівняли наші результати з тими, що оцінювали зміни АТ за допомогою РАТ, і оцінили ФПГ і ЕКГ як потенційні пристрої з єдиного джерела для оцінки АТ. Ця робота була проведена з використанням даних клінічного дослідження за участю 30 здорових добровольців. Зміни АТ були викликані введенням фенілефрину, вазоактивного препарату, який викликає артеріальну та венозну вазоконстрикцію та збільшує переднавантаження серця (початкове розтягнення серцевого м'яза).

Зв'язок між змінами АТ і змінами ФПГ

Пульсаційна форма хвилі ФПГ пов'язана зі змінами об'єму крові з часом у шарі тканини. Сигнал ФПГ зазвичай реєструється пульсоксиметром, розміщеним на вказівному пальці. Методи з використанням ФПГ були запропоновані як безперервний, неінвазивний підхід без манжет для оцінки АТ. Співвідношення ФПГ–АТ частково обумовлено теоретичним зв'язком між змінами тиску та об'єму крові в локалізованій області артерій, а також впливом відбитих хвиль тиску. Відбиті хвилі тиску виникають у точках зі значною невідповідністю імпедансу нижче артеріального дерева та повертаються до точки вимірювання ФПГ. Перше місце відбиття знаходиться в місці з'єднання ниркових артерій, що призводить до відбитої хвилі тиску (відомої як приливна хвиля), яка зазвичай присутня у пізній систолі. Друге місце відбиття знаходиться в місці з'єднання клубових артерій, що призводить до відбитої хвилі тиску (відомої як дікротична хвиля), яка зазвичай присутня на початку діастолі. Вважається, що зміни в артеріальній жорсткості мають значний вплив на час, амплітуду та морфологію відбитих хвиль тиску і, отже, можуть суттєво впливати на форму хвилі ФПГ. ФПГ пропонує значні переваги для моніторингу АТ порівняно зі звичайними

вимірюваннями на основі манжети. Зокрема, ФПГ може бути записаний єдиним непомітним оптичним датчиком, який також має потенціал для реалізації на переносних пристроях, таких як розумний годинник. Однак не існує загальноприйнятого методу, який пов'язує зміни у формі хвилі ФПГ з АТ, і, як наслідок, у літературі пропонується безліч різних підходів.

Подібно до РАТ, особливості, отримані з форми хвилі ФПГ, вважаються специфічними для суб'єкта, що вимагає калібрування для точного відображення значень АТ. Муккамала та ін. поділяють стратегії калібрування на три групи: індивідуальні, гібридні та популяційні. При індивідуальному калібруванні всі параметри моделі визначаються кількома попарними записами АТ і ФПГ від однієї людини. Цей підхід може бути здійсненим для оцінки АТ за допомогою РАТ (де зазвичай для моделювання потрібні лише два параметри, однак він стає нерозв'язним для багатопараметричних моделей ML, які часто використовують для оцінки АТ на основі ФПГ. У гібридному калібруванні для однієї особи потрібна лише одна точка даних калібрування АТ. Решта параметрів моделі оцінюється з використанням демографічних даних особи та навчального набору, що складається з кількох пар АТ-ФПГ від когорти різних осіб. У калібруванні популяції не потрібні записи калібрування, і все калібрування виконується з використанням демографічних даних особи та подібного навчального набору. Раніше повідомлялося про певні залежності від морфології форми сигналу ФПГ для вік років, статі та індексу маси тіла (ІМТ), однак вони часто недостатньо сильні, щоб забезпечити високу точність при використанні стратегій калібрування населення. Як наслідок, більшість досліджень вибирають гібридну стратегію калібрування.

Sun та ін. оцінили використання моделі лінійної регресії для оцінки систолічного артеріального тиску (САТ), виміряного комерційним пристроєм Portapres (Finapres), використовуючи метод фіксації об'єму. Дев'ятнадцять суб'єктів пройшли тест на фізичне навантаження, а потім тест на зміну пози. Дев'ятнадцять функцій було вилучено з ФПГ. Використовуючи гібридну стратегію калібрування, автори повідомили про середньоквадратичну помилку (RMSE) 8,99 мм рт.ст. і коефіцієнт кореляції Пірсона (ρ) 0,85 під час тесту з фізичним навантаженням, а

також середньоквадратичну помилку 7,33 мм рт.ст. і 0,47 під час тесту на зміну пози. Нормалізовані ваги лінійної моделі використовувалися для виділення ознак, які мали найбільшу прогностичну силу, і було виявлено невідповідність найкращих характеристик між двома тестами. М'яо та ін. використовували опорну векторну регресію на 14 виділених характеристиках 73 суб'єктів для відстеження змін АТ, спричинених фізичними вправами. Було розроблено генетичний алгоритм для вибору ознак, щоб виділити ознаки, які найкраще оцінюють АТ. Стабільність запропонованих моделей оцінювали в подальшому дослідженні протягом 1 дня, 10 днів і 6 місяців після початкового випробування. Результати показали, що, подібно до РАТ, моделі втрачають свою точність з часом і тому вимагають частого повторного калібрування. Хасанзаде та ін. витягнуті ознаки з ФПГ у підмножині з 1000 осіб із набору даних MIMIC-III. Внутрішньоартеріальний артеріальний тиск використовували як еталон. Автори реалізували лінійну регресійну модель, а також нелінійну деревоподібну модель AdaBoost. AdaBoost значно перевершив лінійну модель для свого набору даних. Крім того, автори підкреслили чутливість виявлення функцій ФПГ за наявності випадкового шуму. Останні зміни в цій галузі спрямували на застосування алгоритмів глибокого навчання, які часто не вимагають вилучення ручних функцій і замість цього працюють на сирій формі сигналу ФПГ. Однак, незважаючи на те, що ці підходи, як повідомляється, покращують точність оцінки, вони втрачають в інтерпретованості моделі через свою природу чорного ящика.

Зв'язок між змінами АТ і змінами на ЕКГ

ЕКГ є мірою електричної активності, що генерується в міокарді (серцевому м'язі) під час кожного удару серця. Його отримують шляхом вимірювання різниці напруг між двома точками на поверхні тіла протягом часу. ЕКГ в одному відведенні зазвичай записується трьома електродами, розміщеними на тулубі людини, утворюючи трикутник Ейнтховена.

Порівняно з ФПГ, менше уваги приділено потенційному використанню ЕКГ для оцінки АТ. Загальна теорія, яка регулює зв'язок між ЕКГ і АТ, базується на циклічному процесі, відомому як механоелектричний зв'язок (МЕС). Зміни

електричних властивостей серця безпосередньо впливають на його скорочувальну здатність. Це відомо як зв'язок збудження-скорочення. Подібним чином зміни в механічних властивостях тканин, що оточують серце, виявляються механочутливими іонними каналами, що призводить до локальних змін електричного потенціалу. Це відоме як механо-електричний зворотний зв'язок. Таким чином, МЕС описує циклічний процес, у якому зміни у формі хвилі ЕКГ можуть відображати АТ. Однак на МЕС впливають не лише позасерцеві механізми контролю, такі як вегетативна нервова система (ВНС) і гормональні зміни, а й механізми навколишнього середовища, такі як концентрація іонів і температура. Тому зв'язок між АТ, який можна виявити шляхом аналізу морфологічних змін у формі хвилі ЕКГ, не настільки розвинений, як методи, що використовують форму хвилі ФПГ.

Сімяноська та ін. використовував набір даних, що містить 51 особу з суміші 4 наборів даних з відкритим кодом. Три набори даних (загалом 44 особи) включали здорових добровольців, які використовували комерційні датчики ЕКГ з контрольними значеннями АТ, виміряними манжетною. У цих наборах даних артеріальний тиск змінювався природними коливаннями, причому кожна особа вносила загальний діапазон від 1 до 8 вимірювань. Четвертий набір даних був записаний від 7 пацієнтів із черепно-мозковими травмами у відділенні інтенсивної терапії (ВІТ) за допомогою датчиків ЕКГ клінічного класу та контрольних значень АТ, вимірянних по артеріальній лінії. Характеристики складності, такі як мобільність і ентропія, були витягнуті з 30-секундних сегментів даних ЕКГ і використані для навчання регресійної моделі випадкового лісу за допомогою поділу навчання-перевірки-тесту. Після калібрування модель досягла середньої абсолютної похибки (MAE) 7,72 мм рт. ст. для САТ, 9,45 мм рт. ст. для діастолічного артеріального тиску (ДАТ) і 8,13 мм рт. ст. для середнього артеріального тиску (САТ). Однак автори реалізували лише невелику кількість функцій складності, а суміш джерел даних (особливо щодо змішування здорових і нездорових груп населення) ускладнює інтерпретацію результатів.

Клінічне дослідження

Тридцять здорових добровольців без серцево-судинних захворювань в анамнезі були набрані для клінічного дослідження. Протокол дослідження був описаний в іншому документі. Дослідження проводилося в Центрі клінічних досліджень серцево-судинної системи в лікарні Джона Редкліффа, Оксфорд, Великобританія. Це дослідження було переглянуто та схвалено Комітетом з досліджень та етики Оксфордського університету та групами клінічних випробувань і управління дослідженнями (R63796/RE001). Усі методи були виконані відповідно до відповідних інструкцій та нормативних документів. Від усіх учасників дослідження було отримано індивідуальну інформовану письмову згоду на запис даних та публікацію результатів.

Дослідження було розділено на чотири основні етапи: відпочинок, збільшення дози, максимальна інфузія та вимивання. Кожен сеанс починався з 5-хвилинного періоду відпочинку. Потім учасникам вводили інфузію фенілефрину. Фенілефрин є адренергічних рецепторів, який викликає артеріальну та венозну вазоконстрикцію, а також рефлекторну брадикардію (уповільнення серцевого ритму). Режим дозування керував клініцист Комітету з етики відділу медичних наук (Оксфордський університет), який збалансував бажаний клінічний ефект із будь-якими проблемами безпеки. Фенілефрин вводили у вигляді внутрішньовенного розчину, починаючи зі швидкості 0,2 мкг/кг/хв зі збільшенням на 0,2 мкг/кг/хв кожную 1 хвилину протягом 10 кроків. Після досягнення максимальної швидкості інфузія та весь моніторинг залишалися незмінними протягом наступних 6 хвилин. Кожен сеанс закінчувався 8-хвилинним періодом вимивання. Учасників попросили утриматися від вживання кофеїновмісних напоїв протягом чотирьох годин до дослідницького візиту, оскільки кофеїн є судинозвужувальним засобом. Учасники лежали, піднявши голову та тулуб під кутом від 15 до 45 градусів (напівположення Фаулера).

Прилади: монітор пацієнта Philips Intellivue MX800 (Philips, Нідерланди) реєстрував АТ за допомогою манжети сфігмоманометра; манжета Philips Comfort Care M3001A BP була обгорнута навколо верхньої лівої руки учасника з центром прямо над плечовою артерією, як рекомендовано; три електроди ЕКГ були

прикріплені до тулуба учасника, утворюючи трикутник Ейнтховена; програмне забезпечення ixTrend (Ixellence GmbH, Німеччина) використовувалося для запису даних, згенерованих монітором пацієнта; на праву руку учасника поміщали пульсоксиметр (Masimo, США); тіньовий поліграфічний пристрій Stowood Visi Black (Stowood, Великобританія) реєстрував сигнали ЕКГ і ФПГ.

Характеристики ФПГ

Для попередньої обробки сигналу ФПГ ми виконали наступні кроки. Сигнал ФПГ спочатку фільтрували за допомогою смугового фільтра 8-го порядку Баттерворта з нескінченною імпульсною характеристикою (IR) із частотами зрізу 0,5 Гц і 10 Гц. Потім ми слідували за роботою Villarroel та ін. аби виявити початок пульсу та оцінити якість сигналу ФПГ (SQI ФПГ). Амплітудна модуляція ФПГ може бути результатом дихання, а також змін у контактному тиску датчика на поверхні шкіри. Щоб зменшити залежність цієї амплітудної модуляції, а також частоти серцевих скорочень, ми нормалізували удари ФПГ, щоб мати одиничну амплітуду та тривалість часу. Першу та другу похідні від ритмів ФПГ, відомі як плетизмограмна швидкість (ПГШ або VPG) та плетизмограмне прискорення (ПГП або APG), відповідно, видобували за допомогою фільтра Савіцького-Голея 7-го порядку. Ми використовували номенклатуру, визначену Elgendi та ін. для характерних опорних точок ФПГ, ПГШ і ПГП.

Побачено типові зміни в морфології серцевих скорочень ФПГ, ПГШ і ПГП, які спостерігаються в учасника протягом чотирьох основних етапів протоколу дослідження (відпочинок, збільшення дози, максимальна інфузія та вимивання). За певних критеріїв були виявлені наступні контрольні точки: дикротичний виріз (N), діастолічний пік (D) і a, b, c, d та e хвилі на ПГП. Дикротична вирізка утворюється внаслідок закриття аортального клапана і, таким чином, позначає кінець систоли та початок діастоли. Систолічний пік (S) визначався як перша точка повороту пульсу ФПГ вище його середньої точки.

Ми визначили особливості з попередніх публікацій, що описують методи оцінки АТ за ФПГ. Зведення функцій, які ми витягли з ФПГ в п'ять основних категорій: морфологія ФПГ, морфологія ПГШ, морфологія ПГП, розклад Гауса та

аналіз головних компонент (PCA).

Морфологія ФПГ: Оскільки АТ визначається добутком загального периферичного опору (TPR) і серцевого викиду (CO), ознаки, що відображають варіації цих двох показників, ймовірно, стануть надійним показником АТ.

Зміни в TPR можуть суттєво впливати на морфологію ФПГ через взаємодію з падаючою хвилею, що біжить вперед, спричиненою скороченням лівого шлуночка та відбитими хвилями тиску. Щоб змодельовати змінну амплітуду відбитих хвиль тиску, ми включили амплітуду дикротичного вирізу (N_{amp}) і амплітуду діастолічного піку (позначений індекс відбиття, RI, для узгодженого позначення ознак з літературі) як особливості. Оскільки приливні та дикротичні відбиті хвилі зазвичай надходять під час систоли та діастолі відповідно, Лю та ін. запропонував індекс судинної реакції, викликаной стресом (sVRI) як відношення середнього ФПГ у діастолічній фазі Діас. до середнього значення ФПГ у систолічній фазі Сис. Цей ефект був додатково змодельований з використанням площ під ФПГ під час систолічної (A1) і діастолічної (A2) фаз. Співвідношення цих двох площ ($A2/A1$) називається співвідношенням площ точки перегину (IPA).

Вплив відбитих хвиль тиску було додатково змодельовано за допомогою аналізу частотної області шляхом оцінки рівня спотворень у формі сигналу ФПГ як відносної потужності його гармонічних частот з використанням нормалізованої гармонічної площі (NHA).

Збільшену швидкість відбитих хвиль моделювали за допомогою відносних часових затримок, таких як T (час між S і D), час піку (CT, час від початку до S), T Sys (час у систолічному фазі), T Dia (час у діастолічній фазі) і T Ratio (T Sys / T Dia). Крім того, часова затримка між систолічним піком і дикротичним вирізом пов'язана з часом проходження дикротичної хвилі до місця відображення і назад. Шин та ін. припускають, що цю затримку часу можна відкалібрувати для індивідуума шляхом нормалізації за часом затримки між максимальною похідною ФПГ і дикротичною виїмкою та множенням результату на зріст індивіда. Ця функція позначена індексом тиску (PI). Lin та ін. нещодавно припустив, що ці функції затримки часу можуть додатково відображати зміни в CO. Моніторинг CO за

допомогою ФПГ було продемонстровано за допомогою співвідношення площі перегину та гармонік (IHAR).

Невелика кількість ознак параметризує зміни в загальній морфології ФПГ. Наприклад, і відстежують варіації ширини ФПГ на 25% і 50% від загальної амплітуди відповідно. І асиметрія, і ексцес характеризують розподіл значень ударів ФПГ. Ексцес є мірою відносної «хвостикості» розподілу. Асиметрія – це міра асиметрії даних щодо середнього значення.

Морфологія ПГШ: ми включили чотири ознаки, отримані в результаті аналізу морфології ПГШ. Щоб змодельовати зміну швидкості пульсової хвилі протягом двох основних фаз серцевого циклу, ми включили середнє значення та стандартне відхилення ПГШ під час систоли (і відповідно) і діастоли (і відповідно).

Морфологія ППГ

Ми включили вісім ознак, отриманих в результаті аналізу морфології ППГ. Амплітуда кожної хвилі ППГ, нормалізована за амплітудою a , демонструє помірну лінійну залежність від віку 46 років . b / a збільшується з віком, тоді як c / a , d / a та e / a зменшується з віком. Ці зв'язки були реалізовані в одній функції за допомогою індексу старіння (AGI). Крім того, Mok Ahn et al. запропонував градієнт прямих ліній, що з'єднують зубець b із зубцями c і d (нахил b - c і нахил b - d відповідно) як додаткові індикатори вікової жорсткості артерій. Нарешті, Pilt et al. припустив, що індекс форми сигналу ФПГ (ФПГ AI), обчислений як відношення форми сигналу ФПГ, що збігається з хвилею d ФПГ (позначеної), до відношення форми сигналу ФПГ, що збігається з хвилею b ФПГ (позначений), надійно відстежує зміни жорсткості артерій.

Огляд виявлених опорних точок і деяких характеристик, витягнутих із форми хвилі ФПГ для однієї особи (чоловік, вік: 24, ІМТ: 25,1) протягом чотирьох етапів протоколу дослідження: (а) відпочинок, (б) збільшення дози, (с) максимальна інфузія та (d) вимивання. Наведено приклади таких характеристик: час вершини (СТ), T , індекс відбиття (RI), ширина 25, ширина 50, час проходження нахилу (STT), $A1$, $A2$, оцінка проходження за Гаусом час відбитої хвилі (Gauss RTT) та індекс посилення (Gauss AI), нахил b - c і нахил b - d . Акроніми: S - Систолічний пік, N -

Дікритична вирізка, D - Діастолічний пік, ае - хвилі ГНГ.

Гаусів розклад

Кожен імпульс ФПГ (одиночної амплітуди та тривалості) розкладався на суму чотирьох гауссів. Цей підхід має перевагу в тому, що забезпечує представлення імпульсу ФПГ без опори на виявлення контрольної точки. Крім того, це дозволяє моделювати взаємодію відбитих хвиль, які, як вважають, мають профіль Гауса.

Для імпульсу ФПГ ми обчислили змодельований імпульс Гауса як:

$$\zeta^{Gauss}(t, \Theta) = \sum_{i=1}^4 g_i(t, \theta_i) ,$$

де g_i - представляє i -й компонент Гауса, змодельований як:

$$g_i(t, \theta_i) = A_{gi} \times e^{-\frac{(t-\mu_{gi})^2}{2\sigma_{gi}^2}}$$

де t — нормалізована тривалість часу для імпульсу ФПГ, а θ — вектор, $[A, \mu, \sigma]$, що містить відповідну амплітуду, середнє значення та дисперсію кожного Гауса.

$\Theta = [\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4]$ і, таким чином, декомпозиція Гауса параметризує кожен удар ФПГ на 12 компоненти. Щоб визначити оптимальне значення для Θ , $\Theta^\wedge$, ми запровадили обмежений алгоритм оптимізації Левенберга-Маркварта, щоб мінімізувати втрату середньоквадратичної помилки, L_{Gauss} , між ζ та ζ_{Gauss} , подані як:

$$L^{Gauss}(\Theta) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum (\zeta - \zeta^{Gauss}(t, \Theta))^2} , \quad \hat{\Theta} = \underset{\Theta}{\operatorname{argmin}}(L^{Gauss}(\Theta)) \quad (3)$$

Оптимізація була обмежена таким чином, що всі параметри були додатними, а амплітуди меншими за 1. Крім того, має бути монотонно зростаючою

послідовністю. L_{Gauss} не є опуклим, тому оптимізовані значення залежали від початкових умов. Для першого удару початковими умовами були: σ , μ , та α . Ці параметри призвели до рівномірно розподіленого набору гауссів однакової ширини. Амплітуди були визначені для того, щоб відповідати контуру типового пульсу ФПГ. Щоб заохотити безперервність параметрів від такту до такту, ми використовували оптимізовані параметри для попереднього такту як початкові значення для оптимізації поточного такту. Дотримуючись певної роботи, ми встановлюємо SQI ФПГ кожного удару на 0, якщо значення для цього удару було більше 0,03.

З аналізу декомпозиції пульсу $8 \setminus$ (являє собою хвилю тиску, що рухається вперед, у результаті скорочення лівого шлуночка. представляє припливну хвилю 9 . зазвичай спостерігається під час систоли, тому відображає систолічний компонент. представляє дикротичну хвилю 10 . представляє додаткові незначні відображення та повторні відбиття в системній судинній структурі з меншою амплітудою, ніж дві основні відбиті хвилі 54 . і зазвичай домінують у фазі діастолі, тому відображає діастолічний компонент.

Отримана таблиця надає підсумок використаних функцій розкладу Гауса. Разом із значеннями ми реалізували різні функції, отримані з розкладу Гауса, які раніше пропонувалися як показники жорсткості артерій у літературі. Крім того, за допомогою спостережень розкладання Гауса в нашому наборі даних ми пропонуємо три нові функції: співвідношення систолічного компонента до діастолічного компонента ($\sigma_{s/d}$; амплітуда четвертого гауса, масштабована амплітудою першого гауса (μ_4/μ_1); і дисперсія четвертого гауса, масштабована за амплітудою першого гауса (σ_4/μ_1 (масштабування за дисперсією, а не за амплітудою першого гауса дало менш інформативний результат параметр). На малюнку побачили приклад розкладання Гауса для типового учасника протягом чотирьох основних етапів протоколу дослідження: відпочинок, збільшення дози, максимальна інфузія та вимивання. На даному малюнку також представлені приклади виділення ознак для гауссової оцінки часу проходження відбитої хвилі ($Gauss_{RTT}$) та індексу збільшення ($Gauss_{AI}$).

Основні компоненти

Аналіз головних компонентів (РСА) 55 відображає високовимірні дані в більш низькі розміри вздовж ортогональних головних компонентів. Ці головні компоненти пояснюють більшість варіацій вихідних даних і, отже, виділяють області значних змін у сигналах ФПГ, ПГШ і ПГП. Ми обчислили функції РСА за допомогою таких кроків:

1. Повторити дискретизацію всіх високоякісних ударів (визначених як SQI ФПГ) із сигналів ФПГ, ПГШ і ПГП, щоб мати довжину 100 семплів за допомогою інтерполяції кубічного сплайну.

2. Об'єднати всі повторені частоти ФПГ, ПГШ і ПГП від усіх учасників, щоб сформувати 3 матриці: ФПГ, ПГШ і ПГП відповідно.

3. Нормалізація середнім кожної матриці.

4. Виконати РСА для кожної незалежно обчислюючи власні вектори відповідної коваріаційної матриці та виділяючи перші 3 головні компоненти, які відповідають найбільшим власним значенням.

Ми виділили 3 основні компоненти, оскільки це було встановлено емпіричним шляхом, щоб пояснити понад 85% варіацій у ФПГ, ПГШ і ПГП . Візуалізація обчислених власних векторів РСА представлена на малюнку SI додаткової інформації: 1.

Особливості ЕКГ

Для попередньої обробки форми ЕКГ ми виконали наступні кроки. Щоб придушити вплив базового блукання, ЕКГ фільтрували за допомогою фільтра високих частот Баттерворта ІІР 8 порядку з частотою зрізу 0,5 Гц. Для придушення перешкод у лінії електропередач використовувався ІІР-фільтр 2- го порядку з центральною частотою 50 Гц (частота електромережі у Великобританії). Ми виявили комплекс QRS відповідно до роботи Пана та Томпкінса та оцінили якість ЕКГ (SQI ЕКГ) відповідно до роботи Лі та ін.

Характеристики, які ми витягли з ЕКГ, підсумовані в таблиці. Особливості, пов'язані зі складністю та ентропією ЕКГ, раніше пропонувалися для відстеження змін АТ. Ці особливості кількісно визначають рівень регулярності та непередбачуваності коливань протягом часового ряду. Як правило, вищий рівень

складності вказує на більш нерегулярну динамічну систему. Нижчий рівень складності вказує на наявність центральних тенденцій або циклічних моделей. Було показано, що зміни в ентропії часових рядів ЕКГ відстежують зміни варіабельності серцевого ритму (BCR), спричинені ішемією міокарда, а також позначають періоди серцевої аритмії. Ми надаємо повну інформацію про алгоритми, які використовуються в додатковій інформації.

Час надходження імпульсу: Раніше було показано, що РАТ забезпечує оцінку змін артеріальної жорсткості за ударами і тому може бути хорошим заміном АТ. РАТ і відповідний йому SQI РАТ обчислювалися так само, як ми повідомляли раніше. Ми використали РАТ у базовій моделі, щоб порівняти ефективність функцій ФПГ та ЕКГ для оцінки АТ.

Розрахунок еталонних значень АТ

Вимірювання САТ, САТ і ДАТ за допомогою манжет сфігмоманометра мають відомі обмеження залежно від постави, гіпертензії в манжеті та розміру манжети. Манжета сфігмоманометра, яка використовувалася в нашому дослідженні, була запрограмована на надування щохвилини. Однак через помилки в накачуванні манжети монітор Philips не зміг зареєструвати точну оцінку, що призвело до пропуску точки даних у записаному часовому ряду АТ. Тому дані з манжети були водночас шумними та розрідженими. Щоб зменшити вплив цих джерел помилок, ми обробили дані манжети за допомогою алгоритму кубічних згладжуючих сплайнів. Це дозволило як фільтрувати, так і інтерполювати показники артеріального тиску з шумом до нової частоти дискретизації f АТ, встановленої як один раз на хвилину.

Нехай i -те спостереження АТ, y_i , у момент часу t_i для учасника моделюється співвідношенням:

$$y_i = f(t_i) + \epsilon_i, \quad i = \{1, \dots, N_{\text{meas}}\} \quad (4)$$

де N_{meas} - кількість вимірювань АТ, записаних для учасника. ϵ_i - утворює послідовність незалежно розподілених випадкових величин із нульовим

середнім.

Кубічні згладжувальні сплайни визначають оцінку $\hat{f}$, f яка дорівнює кубічному сплайну з вузлами (точками переходу) у $f(t_i)$. У цих точках переходу значення $\hat{f}$, $\hat{f}'$ і $\hat{f}''$ (де $\hat{f}'$ та $\hat{f}''$ позначають першу та другу похідну від $\hat{f}$ відповідно) всі збігаються. Точна форма $\hat{f}$ визначається мінімізацією втрати LBP:

$$L^{BP} = p \sum_{i=1}^{N_{meas}} (y_i - \hat{f}(t_i))^2 + \int_{t_1}^{t_{N_{meas}}} \hat{f}''(t)^2 dt \quad (5)$$

Перший член рівняння (5) накладає штраф на квадрат відстані між спостережуваними значеннями АТ і згладженими значеннями. Другий член накладає штраф за складність, змодельовану як накопичена друга похідна від $\hat{f}$. p — константа, яка визначає відносну вагу мінімізації залишкової суми квадратів відносно складності. Дуже низьке значення p призведе до збіжності регресійної функції до лінійної оцінки найменших квадратів. Дуже високе значення p призведе до зближення сплайну згладжування до кубічного сплайна, який проходить через усі точки даних.

Оскільки всі учасники користувалися одним протоколом, ми застосували значення p для САТ, МАР і ДАТ (, і відповідно), що було спільним для всіх них. Кожне відповідне значення p було визначено шляхом розширення звичайної стратегії перехресної перевірки, шляхом пошуку сітки в логарифмічному діапазоні [, ...,]. Для кожного учасника було обчислено RMSE без одного (LOO) у всьому діапазоні p . Було використано значення p , яке мінімізувало середню помилку LOO для учасників.

Оцінка змін АТ

Ми обробляли функції ФПГ і РАТ подібно до методів, раніше запропонованих. Це включало: виявлення викидів для видалення статистично значущих відхилень у значеннях і фільтр Калмана для зменшення ефекту перехідних артефактів, викликаних шумом. Потім ми усереднили значення ознак у

вікні w довжиною 40 с, зосередженим навколо кожного контрольного вимірювання АТ (20 с ліворуч, 20 с праворуч). У вікно було включено лише частоти хорошої якості, задані $SQI \text{ ФПГ} > 0,8$ і $SQI \text{ ПАТ} > 0,8$ відповідно, і якщо більше половини вікна вважалось поганої якості, то функція не записувалась для цього вікна. Ми обчислили характеристики ЕКГ в тому самому вікні, w . Якщо менше половини вікна вважалось якісним ($SQI \text{ ЕКГ} > 0,8$), тоді значення ознак для цього вікна не записувалися. Ми обробили відсутні дані, викликані низькою якістю сигналу, за допомогою імпуатації найближчого сусіда для кожного учасника.

Схематичний опис запропонованих кроків для оцінки АТ показаний на рис. 3. У цій роботі ми застосували підхід гібридного калібрування, щоб оцінити АТ за допомогою однієї з двох регресійних моделей ML (LASSO+OLS або RF, визначених у розділах нижче) як функції вхідного набору функцій, X . Ми використовуємо для представлення i -го спостереження набору ознак i для представлення точки даних i -го спостереження j -ї функції. Ми реалізували чотири різні набори функцій на основі різних сигналів, які аналізувалися в цьому дослідженні. Для кожної з наступних груп ми обмежили X таким чином, щоб він включав функції лише з цих джерел: {ФПГ, ЕКГ, ФПГ+ЕКГ, ПАТ}. Ми називаємо ці моделі та комбінації набору функцій LASSO + OLS ФПГ для моделі LASSO + OLS із набором функцій ФПГ, RF ФПГ + ЕКГ для моделі RF із набором функцій ФПГ + ЕКГ тощо.

Ми відкалібрували всі показники та значення АТ для окремого учасника, використовуючи дані, записані протягом періоду відпочинку дослідження (перші 5 хвилин запису). Потім ми видалили всі колінеарні функції та реалізували розширення даних, щоб збільшити розмір навчального набору, X_{Aug} . Ми використали вкладену перехресну перевірку «залишити одного суб'єкта» (LOSOCV) для навчання, налаштування та оцінки моделей. Для кожного згину LOSOCV один учасник по черзі встановлювався учасником тесту. Дані з набору X_{Aug} для всіх учасників, крім учасника тестування, використовувалися для навчання та налаштування моделей. Вкладений LOSOCV використовувався для перевірки моделі для оптимізації гіперпараметрів моделі (для OLS+LASSO та $mtry$ для RF) з

метою мінімізації RMSE. Дані з X для учасника тестування потім використовувалися для оцінки продуктивності моделі. Ми використовували такі показники для оцінки ефективності моделі: ρ , RMSE та середня абсолютна помилка (MAE). Відмінності в показниках ефективності на всіх складках від моделей оцінювали на статистичну значущість за допомогою двостороннього тесту Вілкоксона зі знаком рангу. Ми відкоригували p -значення для множинних порівнянь за допомогою методу Бенджаміні-Хохберга. Ця техніка спрямована на контроль кількості помилок типу I (неправильне відхилення нульової гіпотези) шляхом завищення найнижчих значень p .

Схема конвеєра оцінки АТ для кожної із запропонованих моделей. Ми витягли характеристики з ФПГ і ЕКГ і усереднили їх значення в межах вікна розміром 40 с, зосередженого на часах надування манжети. Потім ми запровадили гібридний підхід до калібрування, щоб запропоновані моделі оцінювали АТ за базовим значенням калібрування, визначеним протягом періоду відпочинку. Збільшення даних було реалізовано для збільшення розміру набору для навчання та перевірки шляхом інтерполяції між надуванням манжети. Моделі було навчено та оцінено у вкладеній структурі перехресної перевірки з залишенням одного суб'єкта (LOSOCV), показаною тут за допомогою ітератора j , який вказує учасника тесту для цієї ітерації. Потім учасника j було вилучено з набору для навчання/перевірки (для цієї ітерації).

Калібрування

Ми прийняли підхід гібридного калібрування ρ , щоб персоналізувати моделі оцінки для кожного учасника нашого набору даних. Ми використовуємо верхній індекс ρ , щоб відобразити спостереження ρ -го учасника. У цій роботі для кожного учасника ми визначили базове калібрувальне значення АТ ($B\rho^{\wedge}$) та j -ту характеристику форми сигналу ($frj^{\wedge}$) як їхні відповідні середні значення протягом 5-хвилинного періоду відпочинку на початку дослідження. У конкретному прикладі одного учасника, для якого не проводилося вимірювання АТ під час періоду відпочинку, ми використали середні значення в однохвилинному вікні, зосередженому на першому надуванні манжети, як показники калібрування.

Для p -го учасника значення АТ було віднято від калібрувального значення для обчислення dBP_i як спостереження цільового вектора регресії. Крім того, набір функцій X складався з відносних змін кожної функції форми сигналу від їх калібрувального значення 68. Таким чином dBP та x_{ij} набули вигляду:

$$\Delta BP_i^p = BP_i^p - \widehat{BP}^p, \quad x_{ij}^p = \frac{f_{ij}^p - \widehat{f}_j^p}{\widehat{f}_j^p},$$

$$i = \{1, \dots, N\}, \quad j = \{1, \dots, M\}, \quad p = \{1, \dots, N_p\}. \quad (6)$$

де N і M - кількість спостережень і ознак у X відповідно. N_p - кількість учасників.

Гібридні стратегії калібрування використовують демографічні дані учасників для персоналізації результатів моделі. Таким чином, для всіх наборів функцій X ми додали вік, стать, зріст, вагу, ІМТ і калібрування АТ ($\widehat{ATr}$) як статичні категоричні ознаки.

Базове посилення

Для еталонних показників продуктивності ми запровадили простий базовий еталонний рівень, який припускає відсутність змін АТ (ВР) для кожного учасника від їх базового значення калібрування $\widehat{ATr}$ (тобто $dBP_i^p = 0$ для всіх i та p). Ми називаємо це посиленням на базову лінію, і воно вказує на мінімальну ефективність, якої мають досягти регресійні моделі.

Видалення колінеарних елементів

Колінеарність виникає, коли існує взаємкореляція між декількома ознаками, таким чином порушуючи припущення незалежного ідентичного розподілу (i.i.d), яке є поширеним у регресійних моделях. Крім того, наявність колінеарності збільшує дисперсію параметрів регресії та ускладнює оцінку важливості ознак. Колінеарність у наборі функцій, X , може бути підкреслена числом умови що представляє відношення найбільшого сингулярного значення X до найменшого сингулярного значення. Його можна обчислити як:

$$\kappa(X) = \|X^+\| \cdot \|X\|, \quad (7)$$

де $\|\cdot\|$ - 2-нормальна матриця, а X^+ - псевдообернена матриця X .

Як правило, вважається, що число умови більше 30 вказує на наявність сильної мультиколінеарності в наборі даних.

Цілком ймовірно, що існує колінеарність у наборах функцій, представлених у цьому документі, оскільки є кілька ознак, що описують подібні характеристики, наприклад, ентропії ЕКГ або тривалість часу ФПГ. Щоб усунути ефект колінеарності та врахувати економні моделі, ми усунули колінеарні ознаки, дослідивши коефіцієнт інфляції дисперсії (VIF), визначений як:

$$VIF_j = \frac{1}{1 - R_j^2} \quad (8)$$

де R_j^2 - нескоригований коефіцієнт детермінації для регресії j функції на решту.

Якщо функцію можна точно передбачити за допомогою однієї чи кількох інших функцій, то VIF_j буде великим для цієї функції. Видалення колінеарних об'єктів — це ітеративний процес, у якому на кожній ітерації об'єкт із найбільшим співпадінням VIF_j видаляється з набору об'єктів, доки жоден з об'єктів не матиме VIF більше 10 (R_j що відповідає 0.9) 70 .

Збільшення даних

Ми запровадили розширення даних, щоб збільшити розмір набору функцій, включивши інформацію зі значень ознак між еталонними показниками тиску в манжеті. Як показано на рис. 2, ми виконали навчання та перевірку моделі на розширеному наборі функцій, надалі іменованому як X_{Aug} , а показники продуктивності були представлені з використанням оригінального набору даних X . Ми побудували X_{Aug} шляхом інтерполяції між еталонними значеннями АТ для кожного учасника з використанням кубічних сплайнів згладжування, наведених вище, на новій частоті, $f_{AT} = 1/15$ Гц (чотири вимірювання на хвилину, на відміну від одного разу на хвилину) з меншим вікном розмір, $w = 15s$, щоб запобігти перекриванню вікон, що порушує припущення i.i.d виражене напочатку.

Регресійні моделі

Моделі, які ми застосували для оцінки АТ, описані нижче. Було створено різні моделі для оцінки CAT, MAP і ДАТ.

LASSO + OLS Щоб дослідити лінійний зв'язок між кожним із наборів ознак X і АТ, було реалізовано звичайну лінійну регресію за методом найменших квадратів (OLS). Щоб запобігти надмірній підгонці та покращити інтерпретацію моделі, ми застосували метод найменшого абсолютного скорочення та оператора вибору (LASSO), щоб видалити зайві функції перед лінійною регресією. Ми називаємо цю модель LASSO+OLS. LASSO накладає штраф L1-норми на залишкову суму квадратів, використовуючи невід'ємні значення параметра усадки. LASSO дозволяє видаляти функції, зменшуючи деякі коефіцієнти ознак до нуля:

$$\beta = \underset{\beta}{\operatorname{argmin}} \left(\sum_{i=1}^N (Y_i - x_i \beta)^2 + \lambda \sum_{j=1}^M |\beta_j| \right), \quad (9)$$

де Y — цільовий вектор (значення dBP) довжини N , а M — кількість ознак.

Ми оптимізували за допомогою вкладеного циклу LOSOCV. Для кожного циклу LOSOCV було реалізовано вибір функцій LASSO, а функції з ненульовими коефіцієнтами використовували OLS для обчислення АТ.

Випадковий ліс

Щоб дослідити потенційно нелінійні зв'язки між X і АТ, ми додатково створили регресійну модель випадкового лісу (RF). Моделі радіочастотної регресії використовують голосування більшістю в кількох деревах рішень, кожне з яких навчено критерієм розділення на основі сумарної квадратичної помилки (SSE) [71]. Кожне дерево рішень у радіочастотній моделі було навчено на початковому етапі функцій. Цей підхід зменшує дисперсію моделі, зберігаючи при цьому низьке зміщення. Оскільки радіочастотні моделі вибирають функції під час навчання, ми навчили модель, використовуючи всі доступні функції (тобто без потреби в LASSO). Як правило, радіочастотні моделі не дуже чутливі до вибору кількості дерев (N дерев), за умови, що вона достатньо велика [71]. Тому ми встановили кількість дерев

до 300. Ми оптимізували кількість функцій, випадково вибраних для кожного вузла (з позначкою mtry) за допомогою вкладеного циклу LOSOCV.

Значення SHAP характеризують коефіцієнт ранжування

Ключова мета цієї роботи полягала в тому, щоб виділити особливості, які мають сильну прогностичну силу для оцінки АТ. Ми оцінили важливість кожної функції за допомогою значень адитивного пояснення Шеплі (SHAP). Значення Шеплі, представляють граничний внесок кожної функції в окремі прогнози моделі. Для заданої регресійної моделі граничний внесок j -ї функції обчислюється через різницю в результатах моделі під час навчання з цією ознакою та без неї, де S_j - підмножиною ознак у не включаючи x_j . Оскільки вплив додавання функції залежить від інших функцій у моделі, обчислюється як зважена сума граничних внесків j -ї функції в усіх можливих підмножинах:

$$\phi_j(f, x_i) = \sum_{z_i \subseteq S_i \setminus \{x_j\}} \frac{|z_i|!(M - |z_i| - 1)!}{M!} (f(z_i \cup \{x_j\}) - f(z_i)) , \quad (10)$$

де $|z_i|$ - кількість функцій у z_i .

Оскільки більшість моделей не можуть обробляти відсутні дані, значення SHAP обчислюються шляхом заміни $f(\cdot)$ у рівнянні (10) на $f_x(\cdot)$, умовну функцію очікування вихідної моделі. Цей крок прирівнюється до заміни кожної відсутньої функції випадковим значенням, що представляє точки даних, на яких було навчено оригінальну модель. Повторення цього процесу та усереднення результатів інтегрує відсутнє значення. У 72 показано, що значення SHAP, обчислені таким чином, відповідають єдиному методу оцінки важливості ознаки, який задовольняє трьом бажаним властивостям, відомим як локальна точність, відсутність і узгодженість. Результатом цих властивостей є те, що для складної, нелінійної моделі, такої як РЧ, простіша модель пояснення $g(\cdot)$ може бути апроксимована через лінійну комбінацію значень SHAP для всіх функцій:

$$g(x_i) = \phi_0 + \sum_{j=1}^M \phi_j , \quad (11)$$

де ϕ_0 - це очікуване значення моделі для навчального набору.

Рівняння (11) дозволяє локально інтерпретувати вихідні дані моделі шляхом дослідження значення SHAP кожної функції для заданої оцінки. Оскільки обчислення значень SHAP обчислюється дорого (існують 2^M різних коаліцій значень ознак), ми обчислили приблизні значення для значень SHAP за допомогою реалізації KernelSHAP (для LASSO+OLS) і TreeSHAP (для RF) у SHAP Бібліотека Python.

Для кожного циклу перехресної перевірки (CV) ми оцінювали загальну важливість кожної функції як середнє абсолютне значення SHAP у даних навчання. Щоб повідомити про мінливість важливості функції в CV, ми обчислили рейтинговий коефіцієнт. Ранги всіх ознак визначали на кожному згортанні та нормалізували за загальною кількістю ознак (1 — найвищий ранг, 0 — найнижчий). Для кожної ознаки були проаналізовані розподіли рейтингових коефіцієнтів по всіх складках. Цей крок дозволив кожній складці LOSOCV однаково внести свій внесок в оцінку загальної важливості, а також забезпечив справедливе порівняння SAT, MAP і DAT.

Результати клінічного дослідження

Для нашого клінічного дослідження було залучено 30 добровольців. Ми виключили з аналізу дані чотирьох учасників. Для трьох із цих учасників еталонна форма ЕКГ не містила жодних періодів високоякісних даних через помилки в підключенні електродів ЕКГ. В одного учасника були помилки при записі даних манжети АТ. Таким чином, 26 учасників склали наш набір даних. Демографічні дані учасників дослідження, дані яких були використані для аналізу, зібрали в таблицю. Усі учасники були здорові з середнім ІМТ 22,5 кг/кв.м і не мали в анамнезі серцево-судинних захворювань. Середній вік учасників становив 28 років і спостерігався рівномірний розподіл статей (53,8% жінок). У середньому ми досягли підвищення SAT на 20 мм рт. ст., з максимальним підвищенням на 40 мм рт. ст. у підгрупі учасників.

Видалення колінеарних елементів

На малюнку отримано кореляційну матрицю загального набору ознак

(ФПГ + ЕКГ + демографічні дані), включаючи 77 ознак. Була велика кількість ознак (58,5%), які значно корелювали () принаймні з однією іншою ознакою. Це вказує на високий рівень колінеарності, підкреслений числом умови 315. На малюнку отримано кореляційну матрицю після видалення всіх колінеарних характеристик. Набір даних, що залишився, містив 45 ознак із номером умови 11, що свідчить про незалежність функцій і заохочує до скупих моделей. Для повноти в таблиці додаткової інформації SI 3 наведено список функцій, що залишилися, і підмножину загального набору функцій, з якими вони мають сильну кореляцію. Крім того, таблиця додаткової інформації надає кореляцію з САТ для кожної функції в усій когорті та на основі кожного учасника.

У таблиці побачили результати видалення колінеарних функцій у наборі функцій ФПГ + ЕКГ. Попарна лінійна абсолютна кореляційна матриця Пірсона. До і після видалення колінеарних елементів. Пробіли представляють незначущі або слабкі () кореляції. Для ясності позначень на постколінеарному наборі ознак кожна інша позначка представлена на осі у, а решта позначок – на осі х.

Порівняння продуктивності моделі

Таблиця показала медіану та інтерквартильний діапазон (IQR) статистичних даних для всіх моделей, обчислених для всіх 26 складок LOSOCV для САТ. Результати для MAP і ДАТ надані в таблиці додаткової інформації SI 1 і таблиці SI 2 відповідно. Ми відзначаємо високі значення RMSE і MAE для вихідного рівня, що вказує на те, що учасники зазнали значних змін у своїх значеннях САТ у відповідь на дозування фенілефрину на основі ваги.

Усі моделі перевершували результати, отримані з базовою еталонною лінією , і всі, крім LASSO + OLS ЕКГ, повідомили про статистично значущі значення p , що вказує на те, що спостерігалось послідовне покращення статистики продуктивності (для всіх). Для наборів функцій ФПГ, ЕКГ і ФПГ+ЕКГ модель RF стабільно досягала кращих показників продуктивності, ніж LASSO + OLS. Статистично значущі покращення були зареєстровані лише в RMSE та MAE (для всіх). Ранговий тест Вілкоксона не зміг відхилити нульову гіпотезу про однакову медіану між LASSO+OLS і RF. Набір функцій ФПГ значно перевершив набір

функцій ЕКГ для всіх показників продуктивності та регресійних моделей. Абсолютна різниця в медіані, RMSE і MAE між RF ФПГ і RF ЕКГ становила 0,19 (), 1,04 мм рт.ст. () і 0,53 мм рт.ст. () відповідно. RF ФПГ і RF ФПГ + ЕКГ повідомили про подібну статистику продуктивності з незначними значеннями p , що вказує на те, що додавання функцій ЕКГ до набору функцій ФПГ забезпечує незначний приріст продуктивності або взагалі його не прискорює. Для PAT LASSO + OLS значно перевищив RF за всіма показниками ефективності (для всіх). LASSO + OLS PAT досяг таких же показників ефективності, як RF ФПГ + ЕКГ. LASSO + OLS PAT постійно призводив до найменшого IQR для всіх показників ефективності.

На малюнку побачили (а) кореляцію та (б) графіки Бланда-Альтмана для оцінки САТ за допомогою моделі RF ФПГ + ЕКГ. На малюнках додаткової інформації SI 2-3 показано кореляцію та графіки Бланда-Альтмана для MAP і ДАТ відповідно. Індивідуальні учасники позначені кольором і маркером. Значення загальної оцінки становило 0,64. Середній коефіцієнт кореляції для учасників становив 0,86 з діапазоном від 0,34 до 0,95. На рисунку побачили, а наведено гістограми еталонних і розрахункових значень. Референсні САТ коливалися від -16,4 до 53,8 мм рт.ст., але розрахункові САТ мали набагато більш вузький діапазон від -3,37 до 22,2 мм рт.ст. Зміщення загальної похибки становило 0,30 мм рт. ст. зі стандартним відхиленням 8,05 мм рт. ст.. Ми також відзначаємо додаткове упередження, коли великі значення САТ були недооцінені, а малі значення були переоцінені. Під час пікової інфузії середнє (IQR) значення САТ у когорті становило 20 (8) мм рт.ст.. Ми знайшли великі помилки в даних для чотирьох учасників, у яких САТ на піку інфузії перевищував 30 мм рт.ст..

Додаткові інформаційні малюнки SI 5-7 показують індивідуальні контрольні АТ і оцінені значення АТ за допомогою моделі RF ФПГ + ЕКГ для всіх учасників дослідження для САТ, САТ і ДАТ відповідно.

У таблиця бачимо статистику продуктивності оцінки САТ за допомогою запропонованих моделей. Результати наведені як медіана (IQR), обчислена для всіх складок LOSOCV. Записи, виділені жирним шрифтом, вказують на найкращу продуктивність для цього показника.

Збіг між еталонними значеннями CAT, отриманими на манжеті сфігмоманометра, і розрахунковим CAT за допомогою RF ФПГ + ЕКГ. Індивідуальні учасники позначені кольором і маркером. (а) Кореляційний аналіз, загальна кореляція становила 0,64, середній коефіцієнт кореляції для учасників становив 0,86 з діапазоном від 0,34 до 0,95. Чорна смугаста лінія показує лінію регресії. Сіра пунктирна лінія показує лінію єдності. (б) Аналіз Бланда-Альтмана, похибка загальної похибки становила 0,3 мм рт.ст. зі стандартним відхиленням 8,05 мм. рт.ст..

Середні значення SHAP містять коефіцієнт ранжирування для випадкового лісу та LASSO+OLS, обидва з набором функцій ФПГ + ЕКГ. Функції впорядковано за їхнім відповідним середнім коефіцієнтом ранжирування. Смуги похибок позначають діапазон. Для наочності демографічні характеристики виділено синім кольором, а ЕКГ — червоним. Нами для стислості виділено лише 15 найпопулярніших функцій, а повний список наведено на іншому малюнку.

Важливість функції

Щоб пом'якшити варіації в навчальних даних між згортаннями LOSOCV, загальну важливість ознак SHAP оцінювали за допомогою рейтингового коефіцієнта. На малюнку показано медіанні (поперек складок) рейтингові коефіцієнти RF і LASSO+OLS для набору функцій ФПГ+ЕКГ для прогнозування CAT, причому показано лише 15 основних характеристик. На рисунку додаткової інформації ми показуємо середні коефіцієнти ранжирування всіх функцій для оцінки CAT, MAP і ДАТ. Ми кількісно оцінили узгодженість між рангами ознак для пар CAT, MAP і ДАТ, використовуючи коефіцієнт рангової кореляції Кендалла. Було виявлено, що важливість ознак для оцінки CAT, MAP і ДАТ показала сильну узгодженість одна з одною (для всіх), і в результаті ми продовжуємо звітувати про CAT в основній частині цієї роботи. Першими п'ятьма характеристиками, визначеними середнім рейтинговим коефіцієнтом RF, були: ексцес, σ_1 , Gauss σ_4/A_1 , мобільність Хьорта та ПГШ PCA1. Першими п'ятьма характеристиками, визначеними медіанними рейтинговими коефіцієнтами LASSO+OLS, були: ексцес, Gauss σ_4/A_1 , Gauss LVET, калібрування АТ та ІРА. Ексцес мав найвищу важливість

ознаки в 13 із 26 складок як для RF, так і для LASSO + OLS (2- й за значенням у решті складок). Загалом рейтинг ознак за LASSO+OLS дотримувався порядку значень кореляції ознак, наведених у таблиці додаткової інформації SI 3. Єдиною ознакою ЕКГ, яка продемонструвала значну важливість в АТ, була рухливість Хьорта, яка мала медіану рейтинговий коефіцієнт 0,93 для РФ.

На малюнку побачили взаємозв'язок між САТ і першими 9 рейтинговими, недемографічними, характеристиками з моделі RF ФПГ + ЕКГ. Різні учасники кодуються кольором і маркером, щоб виділити кластери функцій, які пропонують зміни індивідуальних особливостей. Надається як коефіцієнт кореляції Пірсона так і Спірмена. Кореляція Спірмена вказує на монотонні (але не обов'язково лінійні) зв'язки і, отже, може надати додаткове розуміння радіочастотних моделей (див., наприклад, розкид).

Зв'язок між першими 9 рейтинговими, недемографічними, ознаками моделі RF ФПГ+ЕКГ і САТ. Індивідуальні учасники позначені кольором і маркером. Інтер-коефіцієнт кореляції Пірсона і Спірмена показано як медіана, а також верхній і нижній квартилі. Додатково показано 1-й і 3-й квартилі коефіцієнтів кореляції для учасників. Зауважте, що значення ознак було віднято та поділено на їх базове значення.

У цій роботі описано методи неінвазивної оцінки АТ у здорових учасників з використанням морфологічних ознак з ФПГ та ЕКГ. Зміни АТ були викликані інфузією фенілефрину з використанням стандартного протоколу дозування на основі ваги, замість того, щоб керуватися цільовим АТ (хоча АТ постійно перевірявся клініцистом для забезпечення безпеки учасників). Однією з ключових переваг цього дослідження було те, що за відносно короткий проміжок часу, залишаючись лежачи та нерухомо, учасники відчули широкий діапазон значень АТ. Це допомогло перевірити алгоритми для неінвазивного безманжетного визначення САТ у клінічно корисному діапазоні САТ (від -10 до 30 мм рт. ст.).

Форми хвиль ФПГ і ЕКГ пропонують великий потенціал для неінвазивного моніторингу завдяки їх повсюдності та простоті отримання. Зокрема, ФПГ можна отримати за допомогою переносних пристроїв, таких як розумні

годинники, або за допомогою відеоплетизмографії. Оцінка АТ за допомогою ФПГ вивчалася в ряді робіт, однак найкращі функції та моделі залишаються незрозумілими. ЕКГ в одному відведенні може бути записана трьома електродами або через ємнісний зв'язок. Зв'язок між змінами АТ і ЕКГ регулюється механоелектричним зв'язком (МЕС). Однак цей зв'язок вважається менш надійним, ніж зв'язок між формою хвилі ФПГ і АТ. Як наслідок, оцінка АТ за формою хвилі ЕКГ досліджувалася в літературі менш детально.

Спостережувані зміни в морфології сигналу ФПГ

На рисунку побачили зміни в ритмі ФПГ, які спостерігаються у типового учасника протягом чотирьох основних етапів нашого дослідження (а) відпочинок, (б) збільшення дози, (в) максимальна інфузія та (г) вимивання. Це включає втрату чіткої дікротичної виїмки та зростання середнього піку (часто називають приливною хвилею і вважають, що він спричинений відбитими хвилями на ниркових артеріях), який може затьмарити початковий пік, який спостерігається у спокої. Про ці зміни повідомлялося раніше, і вважається, що вони пов'язані зі збільшенням амплітуди та швидкості відбитих хвиль через артеріальну жорсткість. Крім того, було показано, що вони також виникають при посиленні артерій, пов'язаному з віком. Зауважили, що (на рисунку в) при максимальній інфузії приливна хвиля має пік, більший за вихідний систолічний пік (на рисунку б). Оскільки систолічний пік майже повсюдно визначається як максимум удару ФПГ, це може призвести до того, що приливну хвилю неправильно класифікують як систолічний пік. У цьому випадку такі функції, як КТ, dT і STT, які покладаються на точне визначення систолічного піку, будуть під істотним впливом. Щоб пояснити це, ми виявили систолічний пік як першу поворотну точку пульсу ФПГ вище його середньої точки (на рисунку в). Ми виявили, що це визначення було прийнятним для нашого короткого дослідження одиничного збурення з мінімальними артефактами руху.

Інші зміни, що спостерігаються в морфології сигналу ФПГ під час інфузії фенілефрину, включають варіації амплітуди та тривалості. Багато факторів можуть впливати на амплітуду пульсу ФПГ, наприклад: дихання; зміни контактного

тиску пульсоксиметра; та зміни об'єму периферичної крові. Оскільки ці фактори можуть виникати незалежно від змін артеріального тиску, і як рекомендовано в, ми нормалізували пульс ФПГ, щоб мати одиничну амплітуду. Крім того, інфузія фенілефрину активує реакцію барорефлексу, посилюючи активність парасимпатичних нервів до серця та сповільнюючи частоту серцевих скорочень. Тому було вирішено додатково нормалізувати тривалість імпульсу ФПГ, щоб такі характеристики, як T (час затримки від систолічного піку до дікротичної позначки), були незалежними від ЧСС.

Продуктивність моделі

Як правило, алгоритми машинного навчання потребують великої кількості даних, щоб зробити надійні оцінки. У цій роботі ми були обмежені кількістю учасників у дослідженні ($N_p = 26$) і кількістю точок даних на учасника (зазвичай один раз на хвилину протягом 28 хвилин запису на учасника). Щоб подолати ці обмеження, моделі були навчені, налаштовані та оцінені за допомогою структури LOSOCV. Крім того, ми запровадили доповнення даних, щоб збільшити кількість точок даних у нашому навчальному наборі шляхом інтерполяції між вимірюваннями манжети за допомогою кубічних сплайнів згладжування з додатковими 3 доповненими вимірюваннями щохвилини. У всіх моделях це збільшення даних статистично суттєво покращило статистику ефективності на , обчислену за допомогою критерію рангу Вілкоксона зі знаком. На рисунку всі ознаки розбиті на групи (морфологія ФПГ, морфологія ППШ, морфологія ППП, розклад Гауса, ЕКГ і демографія) і показує сильні внутрішньогрупові кореляції, що вказує на мультиколінеарність у наборі даних. Ми зменшили колінеарність об'єктів, видаливши об'єкти з VIF. Це підвищило достовірність параметрів моделі, дозволило провести відповідну перевірку важливості ознак і заохотило до економних моделей.

Для наборів функцій ФПГ, ЕКГ і ФПГ+ЕКГ спостерігалися статистично значущі покращення RMSE та MAE при використанні RF-моделі порівняно з моделлю LASSO+OLS на рівні як обчислено за допомогою скоригованого знаку Вілкоксона виявлено несуттєву різницю . Це вказує на те, що LASSO+OLS зміг

належним чином виявити зміни напрямку САТ, хоча він не зміг визначити величини змін. Це вказує на проблему калібрування, через яку модель LASSO+OLS не змогла наблизити градієнти калібрування функції для кожного учасника. РЧ-моделі могли бути кращими для оцінки градієнтів калібрування функцій, оскільки ці моделі враховують взаємодію між функціями та демографічними показниками. Дійсно, більше загального значення було надано демографічним характеристикам RF ФПГ+ЕКГ, ніж LASSO+OLS ФПГ+ЕКГ (на додатковому малюнку). У лінійних моделях ці статичні характеристики можуть впливати лише на перехоплення, а не на градієнти. Таким чином, оскільки набір функцій було відкалібровано, щоб передбачити АТ за базовим значенням калібрування, LASSO+OLS ФПГ+ЕКГ надавало низьку загальну важливість демографічним показникам, за винятком калібрування АТ. Додаткові рисунки показали незначний вплив демографічних показників на оцінки моделі RF ФПГ+ЕКГ за допомогою значень SHAP. Було виявлено, що демографічні показники по-різному впливають на АТ, з позитивним впливом на одних учасників (наприклад, ID: 003, 009) і негативним впливом на інших (ID: 018, 025, наприклад). . Відомо, що демографічні показники впливають на контур ФПГ; зокрема, с/а раніше досліджувався як маркер вікової жорсткості артерій. Цікаво, що модель RF ФПГ+ЕКГ майже не наголошує на статі учасника (див. Додаткову інформацію, рисунок SI 4), незважаючи на наявність доказів пов'язаної зі статтю залежності від морфології ФПГ 16 . Ми б рекомендували в майбутніх дослідженнях, щоб взаємодія між демографічними характеристиками учасників могла бути врахована в лінійній моделі шляхом впровадження лінійної моделі змішаних ефектів із випадковими ефектами для таких параметрів, як вік та ІМТ. Ми не змогли вивчити цей напрямок роботи тут через обмежену кількість учасників та їх відносну однорідність.

Незважаючи на взаємодію з демографічними показниками, значна проблема калібрування все ще залишалася. На рисунку побачили результати оцінки САТ за допомогою моделі RF ФПГ + ЕКГ за допомогою кореляції та аналізу Бланда-Альтмана. Xing та ін. повідомили про графік Бланда-Альтмана з подібними характеристиками, де модель оцінила САТ як у набагато більш жорсткому діапазоні,

ніж це було надано еталонним зразком, і були виявлені великі помилки, особливо при високих значеннях. Найбільші помилки, виявлені в усіх моделях, виникли у чотирьох осіб із найбільшим САТ на піку інфузії (ідентифікатори: 002, 010, 023 і 026 на рисунку додаткової інформації). У цих чотирьох осіб було значно вищі значення САТ на піку інфузії, ніж у решти когорти (мм рт.ст., тоді як середнє значення в когорті на піку інфузії становив 20 мм рт.ст.). Точний клінічний ефект дозування фенілефрину залежно від маси тіла в індивідуума залежатиме від балансу між його чутливістю до збільшення післянавантаження, впливом брадикардії на наповнення серця (отже, скоротливість, закон Франка-Старлінга) і співвідношення венозної/артеріальної дії фенілефрину, що спричиняє збільшення попереднього та післянавантаження. Як наслідок, варіації АТ на піку інфузії очікувалися в когорті. Середня вага чотирьох викидних осіб (73 кг) була дещо вищою за середню когорту (69,5 кг), тому в середньому отримували б більшу дозу фенілефрину. Інших пост-гоц оцінок демографічних показників недостатньо, щоб відрізнити цих чотирьох осіб. Хоча в такій невеликій когорті важко зробити висновки щодо цих осіб, ми пропонуємо два можливі пояснення виявлених великих помилок. По-перше, ці особи явно відчували значні зміни в серцево-судинній системі у відповідь на дозування фенілефрину, тому зміни в серцево-судинній системі можуть бути неадекватно представлені наявними характеристиками. По-друге, на гібридну стратегію калібрування може вплинути малий розмір вибірки. У результаті виникнуть труднощі з калібруванням індивідуумів, які можуть бути класифіковані як викиди. У подальшій роботі, щоб боротися з цим неадекватним калібруванням, ми пропонуємо зібрати більш поздовжній набір даних для кожної особи та впровадити індивідуальні стратегії калібрування.

Імовірно завдяки лінійному зв'язку між PAT і АТ 1 LASSO + OLS PAT мав кращі показники продуктивності, ніж RF PAT. PAT досліджувався як сурогатний показник АТ у цьому наборі даних раніше, коли ми повідомляли, що для відповідної оцінки АТ потрібне індивідуальне калібрування, на відміну від популяційних гібридних моделей калібрування. У цій роботі були виявлені незначні відмінності між RF ФПГ+ЕКГ і LASSO + OLS PAT, що свідчить про те, що функції

ФПГ і ЕКГ мають таке ж обмеження калібрування, як РАТ. Оцінка АТ за допомогою ЕКГ та/або ФПГ може мати дві значні переваги перед РАТ. По-перше, пристрої не повинні бути ідеально синхронними та записуватись на той самий внутрішній годинник, як це потрібно для обчислення оцінок РАТ, і про це повідомляється як про обмеження в певних наборах даних. Можна було б розробити систему, для якої АТ оцінювався з обох пристроїв, коли вони доступні, і лише з одного пристрою, коли інший був відключений з будь-якої причини. По-друге, на оцінку АТ за характеристиками ФПГ та ЕКГ не вплинув період перед викидом (PER), що є значним обмеженням для оцінки АТ за допомогою РАТ. У нашій попередній публікації ми додатково повідомляли про вплив періоду перед викидом (PER) на оцінки РАТ, зазначаючи, що в цьому наборі даних було виявлено, що PER становить від 28,8% до 35,2% РАТ 1 .

Результати в таблиці свідчать про те, що характеристики ФПГ мають значно сильніший зв'язок зі змінами АТ, ніж характеристики складності, які ми витягли з ЕКГ. Крім того, незважаючи на те, що мобільність Hjorth демонструє значну важливість (середній рейтинговий коефіцієнт = 0,93), при додаванні ЕКГ до набору функцій ФПГ не спостерігалось покращення продуктивності. Додаткові фігури SI 5-7 показують накопичені значення SHAP для характеристик ФПГ, характеристик ЕКГ та демографічних показників на основі оцінок моделі RF ФПГ+ЕКГ, демонструючи, що в моделі значною мірою домінує компонент ФПГ. Як згадувалося у вступі, теоретичний зв'язок між змінами АТ та ЕКГ регулюється МЕС, і низька продуктивність свідчить про те, що зовнішні, несерцеві, механізми контролю можуть мати значний вплив на співвідношення ЕКГ-АТ, впливаючи на здатність останнього оцінити АТ. Додатковим поясненням поганої роботи набору функцій ЕКГ може бути вибір ознак, які використовуються для пояснення змін у морфології ЕКГ; однак, наскільки відомо авторам, немає іншої роботи, яка б пропонувала альтернативи характеристикам складності ЕКГ для оцінки АТ. Для радіочастотної ЕКГ спостерігалися покращення порівняно з найвним базовим стандартом за умови постійних значень АТ, але загалом ми припускаємо, що характеристики ЕКГ самі по собі можуть не запропонувати життєздатне рішення

для безманжетного моніторингу АТ.

Важливість функції

Ключовим внеском нашої роботи в безманжетний моніторинг АТ є надійна оцінка важливості ознак за допомогою значень SHAP і рейтингового коефіцієнта. Ми дослідили великий і всеохоплюючий пул функцій як ФПГ, так і ЕКГ, зібраних на основі багатьох попередніх робіт (у таблиці). Таблиця додаткової інформації SI 3 показує функції, що залишилися для аналізу після видалення колінеарних функцій, і функції з початкового набору, з якими вони найкраще корелюють (визначено як r). Загальні кореляції цих ознак із САТ у всій когорті загалом були досить низькими, лише одна ознака ($r = 0.4$) мала $r > 0.3$. Існувала низка функцій, які мали значні кореляції між учасниками (PWC) і САТ, 21 характеристика з медіанним абсолютним PWC. Невідповідність між низькими кореляціями в когорті та високими кореляціями на основі учасників підтверджує важливу потребу в індивідуальному калібруванні через низьку варіабельність між учасниками та високу варіативність між учасниками.

АТ визначається CO та TPR, і зміни будь-якого з них можуть бути представлені різними ознаками 44. Фенілефрин спричиняє пряме збільшення TPR 81 шляхом посилення як артеріальної, так і венозної вазоконстрикції. Таким чином, великий вплив відбитих хвиль, спричинений розбіжностями імпедансу в точках уздовж артеріального дерева (зокрема ниркової та клубової артерій 8), не був несподіваним. Це знайшло відображення у спостереженні, що більшість характеристик, які в цьому дослідженні мають сильну кореляцію або важливі для оцінки САТ, характеризують вплив відбитих хвиль тиску (c/a , IPA). З іншого боку, фенілефрин спричиняє змішану реакцію в CO із співвідношенням, що регулюється залежністю перед навантаженням 81. Більшість учасників дослідження відчули зниження CO (див. Додаткову інформацію, малюнок SI 8), головним чином через зниження частоти серцевих скорочень. Тому не дивно, що принаймні одна з найважливіших характеристик (c/a) представляє зміни у підйомі ФПГ, який обумовлений змінами CO 44. Однак не завжди зрозуміло, як пов'язати одну функцію з конкретним механізмом контролю АТ. Наприклад, ексцес (функція з

найбільшою важливістю як для RF, так і для LASSO+OLS) представляє зміни в загальній формі ФПГ.

Ми виявили певний збіг між особливостями найбільшої важливості в наших моделях і тими, про які повідомляється в літературі. Наприклад, раніше було продемонстровано, що ознаки, отримані з ППГ, відображають пов'язане з віком посилення артерій. Згідно з цим, у нашій роботі було виявлено, що e/a , c/a та мають медіанні коефіцієнти ранжирування 0,89, 0,84 та 0,75 відповідно. Однак загалом ми припускаємо, що немає консенсусу щодо відповідних характеристик для оцінки АТ як у нашій роботі, так і в літературі. Існували значні варіації важливості ознак між складками (на рисунку). Додатково такі функції, як STT, запропонований Addison et al. 50 і підтверджено нещодавньою публікацією Natarajan et al., мали дуже низький середній коефіцієнт рейтингу 0,16 у нашому наборі даних. Так само найефективніші функції від Sun et al. (, , та) і Мяо та ін. (b/a і PI) всі продемонстрували низькі показники в цій роботі. Крім того, наскільки нам відомо, жодні попередні роботи не припускали, що експес може бути ознакою, яка має важливе значення для оцінки АТ.

Вторинним поясненням покращеної продуктивності радіочастотної моделі порівняно з моделлю LASSO+OLS може бути те, що характеристики, представлені в цьому дослідженні (або принаймні високоефективні характеристики, бачимо на рисунку), мають нелінійний зв'язок до АТ. Це додатково підтверджується зв'язком між 9 найвищими рейтинговими (недемографічними) ознаками та САТ, побаченим на рисунку. Лише показує помітний глобальний зв'язок із САТ. Очевидними є окремі групи учасників, які підкреслюють низьку мінливість між учасниками, але високу мінливість між учасниками. Додатково зауважимо, що навіть усередині кластерів часто спостерігаються нелінійні зв'язки. Ця нелінійна залежність додатково підтверджується результатами Radha et al. 12 та Hasanzadeh et al. 22 , які обидва повідомили про покращення продуктивності при оцінці АТ за допомогою ВЧ порівняно з лінійною моделлю. Це суттєво впливає на можливість розробки індивідуальних моделей калібрування з використанням цих функцій. Для РАТ зазвичай потрібні лише 2 параметри моделі (нахил і точка перетину) для

точного індивідуального калібрування . Тому теоретично для точного калібрування для окремої людини необхідний набір даних, що містить лише два вимірювання ПАТ і АТ (хоча на практиці це число набагато більше для точної оцінки параметрів моделі, див. 1). У той час як для нелінійного моделювання функцій ФПГ або ЕКГ потрібно оцінити набагато більше параметрів, що вимагає значно більшого набору даних для точного індивідуального калібрування .

Слід зазначити, що багато ознак, використаних у цьому дослідженні, були отримані з опорних точок, таких як дикротична виїмка. Покладання на визначення контрольної точки має ряд обмежень для оцінки АТ. Алгоритми виявлення часто встановлюють довільні рішення або порогові значення для розташування контрольних точок. Як обговорювалося раніше, типове визначення систолічного піку не було прийнятним у цьому дослідженні через посилення впливу приливної хвилі. Крім того, алгоритми визначення контрольної точки будуть дійсними з точністю; невеликі зміни АТ, які спостерігаються, наприклад, у амбулаторних умовах, можуть призвести до дуже невеликих збурень у значеннях ознак, які неможливо відрізнити від помилок у визначенні реперної точки 22 . Нарешті, опорні точки не завжди можна виявити. Повідомлялося, що дикротична виїмка зменшується у людей похилого віку через атеросклероз (затвердіння стінок судин і залучення колагенових волокон до опорних стінок) 46 , 82 . Ми виявили, що більшість особливостей високої важливості (наприклад: ексцес, особливості РСА та функції розкладу за Гаусом) не потребують виявлення опорної точки. З причин, зазначених вище, вони можуть запропонувати більш бажане представлення змін ФПГ.

Обмеження

Існує кілька обмежень щодо роботи, представленої в цьому дослідженні. По-перше, ми порушили АТ за допомогою інфузії фенілефрину, агоніста адренорецепторів, який індукує скорочення гладкої мускулатури артерій і вен [30] . У повсякденному житті зміни АТ є результатом різноманітних фізіологічних механізмів, керованих вегетативною нервовою системою. рецептори зазвичай активуються у відповідь на шок або низький кров'яний тиск 83 . У той час як

результуюче скорочення гладкої мускулатури часто активується під час повсякденних дій, таких як фізичні вправи 84 , щоб забезпечити адекватний кровотік. Потрібна подальша робота, щоб зрозуміти, як взаємозв'язок, який спостерігається в цій роботі, порівнюється з наявним у повсякденному житті, однак дані, отримані в повсякденному житті, будуть спотворені артефактами руху.

По-друге, наші результати були представлені для невеликої кількості відносно однорідних здорових учасників ($N_p=26$). Ми застосували гібридну стратегію калібрування для оцінки змін АТ і використали інформацію від усіх доступних учасників через структуру LOSOCV. Однак ця стратегія, керована даними, вимагає більш гетерогенної когорти, щоб підвищити точність моделі. Це було особливо підкреслено в проблемі калібрування для чотирьох осіб з найбільшими помилками (див. Додаткову інформацію, малюнок SI 5). Зокрема, когорта повинна містити учасників із широкого діапазону вікових груп, щоб врахувати варіації вікової жорсткості артерій.

По-третє, незважаючи на те, що учасникам вводили значну дозу фенілефрину (2 мкг/кг/хв), зміни, які ми спостерігали в ФПГ (див. рис. 1), були дуже непомітними. Нам вдалося точно визначити опорні точки ФПГ, оскільки артефакти руху були зменшені, а контактний тиск пульсоксиметра підтримувався постійним. Однак у реальних умовах, де такі значні варіації АТ є рідкістю, а артефакти руху є значним джерелом шуму для ФПГ, це може бути значним обмеженням для оцінки АТ за допомогою ФПГ.

Нарешті, вимірювання АТ за допомогою манжети сфігмоманометра чутливі до різних форм шуму, який може спотворити показання. Осцилометричний пристрій, використаний як еталон АТ у цьому дослідженні, відповідав ІЕС 60601-2-30/EN60601-2-30 та Американському національному стандарту для електронних або автоматизованих сфігмоманометрів (ANSI/AAMI SP 10/92) 85 з максимальною середньою похибкою ± 5 мм рт. ст. ($\pm 0,7$ кПа) і максимальним стандартним відхиленням 8 мм рт. ст. (1,1 кПа). Точність манжети для вимірювання артеріального тиску є суттєвим обмеженням для використання одноточкового або гібридного калібрування для оцінки АТ. Незначні помилки в одному показанні

манжети, викликані помилкою приладів, а також помилкою користувача (рух, неправильний розмір манжети тощо), можуть призвести до постійного зсуву в оцінці АТ. Розглянемо, наприклад, 006 на малюнку SI 5 додаткової інформації, початкове калібрування під час періоду відпочинку встановлюється, коли САТ і САТ встановлені на 0 мм рт.ст. Під час наступних 5 накачувань манжети показники САТ в манжеті знизилися до трохи менше -5 мм рт.ст., у межах роздільної здатності протоколу ANSI/AAMI. Незрозуміло, чи ця зміна САТ є справжньою зміною (потенційно спричиненою розслабленням учасника після початку дослідження) чи це було результатом інструментальних помилок у манжеті для вимірювання артеріального тиску. У будь-якому випадку, постійне зміщення постійного струму на 5-10 мм рт. ст. спостерігалось для решти оцінок АТ у цієї особи.

Висновок

При інфузії фенілеприну зміни ФПГ (більшою мірою) та ЕКГ (меншою мірою) відображають зміни АТ, які можна відстежити за певними морфологічними ознаками. Для моніторингу АТ за допомогою одного пристрою ми рекомендуємо зосередитись на ФПГ, оскільки це набагато краще, ніж моніторинг АТ, ніж використання ЕКГ. У цьому дослідженні ми спостерігали чіткі зміни ФПГ у відповідь на збільшення дози фенілефрину та характеризували їх активацією гладкої мускулатури та чітким збільшенням амплітуди відбитої приливної хвилі. Ці зміни відображалися в певних функціях, і, здається, їхній зв'язок із АТ може бути нелінійним. Оцінка АТ за допомогою ФПГ може запропонувати подібну продуктивність до РАТ, яка має значні обмеження, оскільки для точних вимірювань потрібні два синхронні пристрої (ЕКГ і ФПГ). Загалом, протокол калібрування для точної оцінки АТ потребує більшої уваги, особливо якщо залежність є нелінійною. Стратегії гібридного калібрування можуть не відображати належним чином унікальний та індивідуалізований зв'язок між змінами АТ та змінами ФПГ. Тому їх слід використовувати з обережністю і лише як потенційний індикатор відносних змін на відміну від клінічної оцінки АТ.

3 ФІЛЬТРИ СИГНАЛУ

1) Фотометричний ВП сигналу артеріальної пульсації крові обов'язково містить фільтр верхніх частот (ФВЧ), необхідний для виділення змінного сигналу артеріальної пульсації крові на тлі постійної складової. [1]

– для виділення пульсових хвиль:

частота зрізу: 0,5 Гц

$R1=320 \text{ кОм}$

$C=1 \text{ мкФ}$

– для виділення «дихальних хвиль»:

частота зрізу: 0,1 Гц

$R1=320 \text{ кОм}$

$C=5 \text{ мкФ}$

Реєстрація сигналу артеріальної пульсації крові за допомогою фотоплетізмографічного датчика супроводжується наявністю перешкод різної природи. Основні перешкоди, що впливають на точність вимірювання показників серцевого ритму, мають електричну, оптичну і фізіологічну природу виникнення.

Перешкоди електричної природи виникають в підсилювальному тракті ВП сигналу артеріальної пульсації крові в результаті впливу зовнішніх електромагнітних полів, що створюються головним чином, електричною мережею живлення. Для придушення перешкод такого роду доцільно використовувати ФНЧ. Частотна фільтрація можлива, завдяки тому, що основна спектральна потужність сигналів артеріальної пульсації крові зосереджена в смузі частот до 20 Гц, сигналів «дихальних хвиль» - до 0,5 Гц. В якості фільтра нижніх частот для обробки біосигналів найбільш доцільно використовувати фільтр Баттерворта, до переваг якого можна віднести максимально плоску частотну характеристику в смузі пропускання.

Для вибору пульсової хвилі частота відсікання становить 20 Гц, а для вибору "дихальної хвилі" - 0,5 Гц.

Формула Розрахунок пульсових хвиль

де $a_1=1.4142$ и $b_1=1.0$ - Табличні коефіцієнти, C_1 і C_2 , вибираються із співвідношення C_2 / C_1 , яке більше, ніж рівно $4 * b_1 / a_1^2$, а відношення C_2 / C_1 не набагато більше, ніж права частина нерівності.

— щоб виділити пульсові хвилі:

частота: 20 Гц

$R_1 = R_2 = 6 \text{ кОм}$

— щоб виділити «дихальні хвилі»:

частота: 0,5 Гц

$R_1 = R_2 = 200 \text{ кОм}$

3.1 Оптичні методи, фізичні основи фотоплетизмографічних методів

В пошуках оптимального рішення за останні кілька років широкого розвитку набули неінвазивні методи діагностики з оптичною реєстрацією та перетворенням біологічної інформації, особливо у випадку їх безальтернативності. Одним із сучасних діагностичних методів визначення рівня кровонаповнення є фотоплетизмографічний метод [3-6].

Метод фотоплетизмографії заснований на тому, що досліджувана тканина через спеціальний світловод і світлофільтри просвічується монохроматичним світлом, яке після розсіювання або відбиття потрапляє на фотоелектроперетворювач, викликаючи зміни фотоструму, реєстровані гальванометром. Встановлено, що інтенсивність світла, відбитого або розсіяного шкірою, є функцією кількості крові, що міститься в ній. Оскільки коефіцієнт поглинання інфрачервоного світла кров'ю значно вищий, ніж тканиною, фотоплетизмографія реєструє лише зміни вмісту крові. При цьому розсіювання світла відбувається в основному за рахунок відбиття від поверхні еритроцитів.

Фотоплетизмографія – динамічний метод вимірювання, який може відповісти на питання, на скільки змінився той або інший параметр периферійного кровообігу, виходячи з абстрактного нульового рівня для тієї або іншої людини.

Фотоплетизмограф може бути застосований для кількісного вивчення різних параметрів кровообігу в шкірі і слизових оболонках тіла людини і для кількісної реєстрації судинних рефлексів як показника стану судиннорухових центрів.

До переваг фотоплетизмографів відносяться: висока чутливість, лінійність вимірювання датчиком, портативність і швидкість запису, відсутність перешкод, пов'язаних з інерційністю перетворювача, можливість реєстрації судин в будь-якій області шкіри і слизових оболонках людини і тварини.

Крім того, фотодатчик не викликає здавлення судин кінцівки, тобто не вносить порушення кровообігу, і являється істинним реєстратором об'єму. На фотоплетизмографі можливо ізольоване вивчення кровонаповнення судин різного калібру (вени, артерії та ін.).

Перші моделі фотоплетизмографів з'явилися ще в 30-х роках. Надалі прилади безперервно удосконалювалися, а область їх застосування розширювалася. В наш час поширені два типи фотоплетизмографів, залежно від того, чи реєструють вони кровонаповнення в прохідному або у відбитому світлі.

Основна причина малого розповсюдження фотоплетизмографії – це відсутність єдиних технічних вимог до окремих вузлів сучасних апаратів і уніфікація методики кількісного аналізу кривих, а також нормальних для здорової людини показників. Більшість описаних вище приладів технічно примітивні, не мають калібрування і вузькоспеціалізовані тільки для тієї методики, яку застосовував їх автор [4].

Сучасну фізіологічну апаратуру вигідно відрізняє багатоканальність, що дозволяє комплексно досліджувати різні органи і системи людини. Діагностичне значення комплексного дослідження безперечне. Так, наприклад, одночасна реєстрація об'ємного пульсу і кров'яного тиску на одному фотоплетизмографі дозволяє уточнити причину гіпертонії: за рахунок збільшення сили і частоти серцевих ударів або за рахунок збільшення тонуусу периферійних судин.

Одночасний запис судинної інформації з двох однакових частин тіла людини дозволяє виявити судинні асиметрії і дає можливість вивчити особливості

як нормального кровообігу в різних частинах тіла, так і зміни його при локальних захворюваннях. Нарешті, одночасний запис на багатьох каналах дозволяє легко діагностувати артефакти в фотоплетизмограмі, пов'язані з рухом хворого, електричними перешкодами і скороченням м'язів [5].

Для вивчення динаміки кровопостачання органу недосить одноканального запису. Адже кровопостачання органу може порушуватися як від зміни артеріального притоку, так і від венозного відтоку. Крім того, зміни об'єму можуть залежати від зміни діаметра артерій, артеріол, капілярів, вен і артеріовенозних анастомозів. Вирішити це питання можна шляхом одночасного (за умови повної незалежності) дослідження об'ємного пульсу і крововмісту однієї і тієї ж області тіла [6].

В наш час ніким не заперечується важливість і необхідність об'єктивного дослідження судинних реакцій в нормі і патології як показника стану центральної нервової системи. Проте багато вчених вказують на велику варіабельність плетизмографічної кривої, мінливості судинних реакцій. А тим часом непостійність і мінливість плетизмограм, варіабельність судинних рефлексів на одні і ті ж подразники у одних і тих же людей при різному функціональному стані центральної нервової системи, зміна їх під впливом тимчасових, циклічних процесів (сон, активність, травлення та ін.) є кращим доказом цінності цього методу, доведення тонкості індикації мозаїчного руху нервових процесів.

Донині немає ще загальноприйнятих показників фотоплетизмограми здорової людини — норми, як це прийнято для електрокардіограми і електроенцефалограми.

Можливості плетизмографічної методики не зменшує вивчення судинних рефлексів. Плетизмографія є досить точним методом визначення судинного тону, об'ємної швидкості кровотоку, кров'яного тиску та інших параметрів периферійного кровообігу. В дослідках на тваринах і в хірургічних операціях на людині фотоплетизмограф може бути використаний для ізолюваного вивчення кровообігу м'язів (зокрема міокарду) і внутрішніх органів (печінка, селезінка, нирки та ін.). Визначаючи кровотік в різних частинах тіла, ми можемо

визначити локалізацію периферійних судинних порушень (наприклад, емболів). За допомогою фотоплетизмографа можна диференціювати органічні і функціональні розлади периферійного кровообігу і периферійної нервової системи.

Області застосування фотоплетизмографії важко перерахувати: фізіологія, патофізіологія, терапія, хірургія, дерматологія, гінекологія, невропатологія, педіатрія, оторіноларингологія та ін. Клініцисти можуть використовувати її як додатковий метод для діагностики захворювання і в науково-дослідній роботі. Деяку допомогу вона надасть гігієністам, спортивним медикам, а також лікарям, що працюють у області космічної медицина. При передчасному старінні на перший план виступають зміни судинної реактивності, обумовлені порушеннями вегетативної нервової системи і периферійних судин, що важливе для геронтології.

Фотоплетизмографія, як і інші об'єктивні методи діагностики, уточнює прогноз і допомагає виявити вплив на вегетативну нервову систему; вона може служити для оцінки симпатичної іннервації шкіри, застосовуватися при діагностиці хвороби Рейно, ранніх форм атеросклерозу, тромбофлебіту, облітеруючого ендартеріїту та ін. Цей метод може бути контролем глибини спинномозкової анестезії (одночасна реєстрація судинних реакцій з пальця руки і ноги). Крім того, фотоплетизмографія має допоміжне діагностичне і прогностичне значення при вивченні багатьох серцево-судинних і нервових захворювань, які є зараз найчастішою причиною смерті і інвалідності у молодому віці.

Методи, описані в цьому підрозділі, можуть використовуватися для отримання морфологічної інформації про червону клітину крові. Точна інформація щодо вимірювань і показника заломлення може бути відновлена, використовуючи ці методи для інтерпретації розповсюджень кутового розсіювання, виміряних на одній частинці. З другого боку, все ще не можливо застосувати ці методи для досліджень цільної крові, оскільки навіть обчислення для одного еритроцита надзвичайно тривале та/або чутливе до невеликих чисельних помилок.

Робочою групою Тюрнера була зроблена спроба відокремити пульсовий компонент за допомогою використання фільтра на шляху фотоелектричного

сенсора. На жаль в подальшому цей напрям не був підтриманий дослідниками. Оптична відповідь може бути поділена на дві складові частини – пульсову та постійну частину. Пульсова складова безпосередньо відповідає за значення пульсувань. Однією з головних перешкод для спроб чисельної характеристики ФПГ є індивідуальна різниця в кольорі та товщині шкіри пацієнта. Харді та інші дослідники в 1956 році дослідили вплив кольору шкіри на залежність коефіцієнтів відбиття і пропускання від довжини хвилі (діапазон від 0,55 до 2,4 мкм). На довжинах хвиль до 1 мкм колір шкіри мав сильний вплив на поглинання зовнішніми шарами шкіри, але мав лише незначний ефект на оптичні властивості шкіри в діапазоні від 1 до 2,4 мкм. Ці властивості були також визначені Джекезом в 1955 році, який знайшов оптичні властивості шкіри незалежними від пігментації при довжинах хвиль більших за 1,2 мкм. Він також підтвердив наявність різниці у відбивальних властивостях шкіри з різною пігментацією при використанні діапазону довжин хвиль від 0,3 до 0,7 мкм.



Рисунок 4 – різна пігментація шкіри [8]

Додаткова властивість стосується використання ізобестичної точки крові як характерної частоти джерела випромінювання (довжина хвилі, при якій практично немає різниці в поглинанні між наведеними гемоглобіном і оксигемоглобіном). Це непередбачуваний ефект на довжині хвилі 0,805 мкм (яка лежить в діапазоні, чутливому до кольору шкіри) була знайдена Поланілом в 1962 році. Слушним компромісом став вибір діапазону з мінімальною чутливістю як і до кольору шкіри так і до вмісту O₂. Цим діапазоном стала ділянка біля 1,3 мкм, як було запропоновано Мохпатром і Смітом в 1975 році.

На основі висунутих вимог щодо спектра джерел світла доцільно дослідити розвиток технології джерел оптичного випромінювання

4 ОХОРОНА ПРАЦІ

Охорона праці є необхідною для забезпечення здоров'я працівників. У галузі, де здійснюється проектування та тестування медичних виробів і медичної техніки, охорона праці потрібна для забезпечення тривалої продуктивної роботи розробників та збереження їхнього здоров'я. Враховуючи високу складність і відповідальність роботи з медичними приладами, дотримання стандартів охорони праці є ключовим фактором у запобіганні професійних захворювань і травм. Регулярний моніторинг робочого середовища та дотримання техніки безпеки сприяє підтримці високого рівня здоров'я та продуктивності працівників. У результаті, забезпечення відповідних умов праці позитивно впливає на якість та надійність розроблюваних медичних виробів.

Дослідження відбувалася в приміщенні, яке обладнане комп'ютеризованими робочими місцями. На дослідника, відповідно до Гігієнічної класифікації праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу можуть мати вплив такі небезпечні та шкідливі виробничі фактори:

1. Фізичні: підвищена запиленість та загазованість повітря робочої зони; підвищений рівень шуму на робочому місці; підвищена чи понижена вологість повітря; підвищений рівень статичної електрики; підвищений рівень електромагнітного випромінювання; недостатня освітленість робочої зони.
2. Хімічні: шкідливі речовини в повітрі робочої зони.
3. Психофізіологічні: розумове перевантаження; перенапруга аналізаторів; статичне перевантаження.

4.1 Технічні рішення з безпечного виконання роботи

Робоче місце працівника за персональним комп'ютером має бути розміщено згідно вимог ДСТУ 7951:2015. Дизайн і ергономіка. Крісло оператора [11] та стілець розміщено біля стола, розміщення підніжки відповідно ДСТУ 8604:2015 Дизайн і ергономіка. Робоче місце для виконання робіт у положенні

сидячи. [12]. Світло відбиваючись від екрану монітора не повинно сліпити очі користувача за вимогами НПАОП 0.00-7.15-18 Вимоги щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями [13] директиви 90/270/ЄЕС Про мінімальні вимоги безпеки при роботі з дисплейним обладнанням[14] та екран монітора повинен відрізнятися, а не зливатися з фоном у приміщенні. Кондиціонування повітря проводиться згідно ДБН В.2.5-67:2013 Опалення, вентиляція та кондиціонування [16]. Освітлення робочого місця відповідно ДБН В.2.5-28:2018 Природне і штучне освітлення [17].

Електропровідна мережа трифазна чотири провідна з заземленням нульового проводу. Категорія умов з небезпеки електротравматизму.

Для запобігання електротравм:

- Проводиться ізоляція струмоведучих елементів, використання пониженої напруги (12В).
- Захисне вимкнення – реле.
- Проведення роз'яснень техніки безпеки

4.2 Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії

4.2.1 Мікроклімат

Робочою зоною вважається простір, який обмежений огорожувальними конструкціями виробничих приміщень, що має висоту 2 м над рівнем підлоги або підмостями, на яких знаходяться місця постійного або непостійного перебування працюючих. Відповідно, до параметрів мікроклімату, що нормуються за ДСН 3.3.6.042-99 Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень [15], відносяться: температура (t , $^{\circ}\text{C}$) і відносна вологість повітря (W , %), швидкість його переміщення (м/с), потужність теплових випромінювань (Вт/м^2).

Робота дослідника відповідає категорії 1а за гігієнічною класифікацією праці, оскільки вона характеризується невисоким рівнем фізичної активності та невисокими енергетичними витратами. Для цієї категорії праці допустимі параметри мікроклімату наведені в таблиці 2.1 і включають температурний режим та вологість повітря.

Таблиця 4.2.1 – Параметри мікроклімату

Період року	Допустимі		
	t, °C	W, %	V, м/с
Теплий	22-28	55	0,1-0,2
Холодний	21-25	75	0,1

Для забезпечення необхідних за нормативами параметрів мікроклімату виробничих приміщень, відповідно до ДБН В.2.5-67:2013. Опалення, вентиляція та кондиціонування [16], проектом передбачено: система кондиціонування повітря з можливістю індивідуального регулювання температури, система центрального опалення та систематичне вологе прибирання приміщення

4.2.2 Склад повітря робочої зони

Якість повітря за ДСТУ-Н Б А.3.2.1:2007 Настанова щодо визначення небезпечних і шкідливих факторів та захисту від їх впливу при виробництві будівельних матеріалів і виробів та їх використання в процесі зведення та експлуатації об'єктів будівництва, у першу чергу, залежить від наявності, рівня небезпечності та кількості шкідливих речовин. Шкідливі речовини можуть потрапляти до організму людини інгаляційними та іншими шляхами надходження (пероральний, шкірно-резорбтивний). Вміст шкідливих речовин у повітрі промислових і цивільних приміщень не повинен, згідно з, перебільшувати гранично допустимих концентрацій (ГДК п.рз) – максимально разових робочої зони (ГДК мр.рз) та середньозмінних робочої зони (ГДК сз.рз).

В приміщенні, де виконувалося дослідження, можливими шкідливими речовинами у повітрі є пил, озон та вуглекислий газ. Джерелами цих речовин є офісна техніка. Пил потрапляє у приміщення ззовні. ГДК шкідливих речовин, згідно ДСН 3.3.6.042-99, які знаходяться в досліджуваному приміщенні, наведені в таблиці 4.2.2.

Таблиця 4.2.2 – ГДК шкідливих речовин у повітрі

Назва речовини	ГДК, мг/м ³		Клас небезпечності
	Максимально разова	Середньо добова	
Пил нетоксичний	10	6	4
Озон	0,1	0,03	1
Вуглекислий газ	3	1	4

Параметри іонного складу повітря на робочому місці, що обладнане ПК, повинні відповідати допустимим нормам (табл. 4.2.3).

Таблиця 4.2.3 – Рівні іонізації повітря приміщень при роботі на ПК

Рівні	Кількість іонів в 1 см ³	
	n+	n-
Мінімально необхідні	400	600
Оптимальні	1500-3000	3000-5000
Максимально необхідні	50000	50000

Забезпечення відповідного складу повітря в робочій зоні здійснюється за допомогою таких заходів:

- система кондиціонування, яка регулює температуру, вологість та чистоту повітря в робочій зоні;
- регулярне провітрювання, яке допомагає видаляти з повітря шкідливі речовини, такі як пил, гази та пари;
- вологе прибирання, яке сприяє видаленню пилу, бруду та мікроорганізмів з поверхонь.

4.2.3. Виробниче освітлення

Освітлення виробничих приміщень визначається рядом кількісних і якісних показників, які мають велике значення для комфорту та безпеки працівників. Серед основних кількісних параметрів зокрема виділяють світловий потік, силу світла, яскравість і освітленість. Як для якісних показників візуального сприйняття в робочому середовищі важливі фон, контраст між об'єктом і фоном, та видимість. Недостатнє або, навпаки, надмірне освітлення, нерівномірний розподіл світла в полі зору, пульсація світла, а також зміна кольорів освітлюваних об'єктів можуть призвести до втоми зору та загальної втомлюваності працівників. Надмірна яскравість джерел світла може спричинити головний біль, блимання перед очима і порушення гостроти зору. Усі ці аспекти представляють потенційні ризики нещасних випадків та можуть сприяти виникненню професійних захворювань. Забезпечення належних параметрів освітлення має важливе значення для забезпечення безпечних і комфортних умов праці.

Норми освітленості при штучному освітленні та КПО при природному та сумісному освітленні (згідно ДБН В.2.5-28:2018) зазначені у таблиці 4.2.4.

Робоче місце було організовано з урахуванням запобігання прямого потрапляння світла в очі. Для усунення відблисків світла використовується обладнання з матовою поверхнею. Захисні козирки та жалюзі встановлені на вікнах, щоб захистити очі від прямого сонячного світла або штучного освітлення. Система вимикачів дозволяє регулювати інтенсивність штучного освітлення в залежності від природного освітлення та освітлювати тільки ті зони приміщення, які необхідні для роботи. Для забезпечення відповідного рівня освітленості важливо максимально використовувати доступне природне освітлення, регулярно очищати вікна від бруду та вчасно замінювати випалені лампи.

Таблиця 4.2.4 - Норми освітленості в приміщенні

Характеристика зорової роботи	Найменший розмір об'єкта	Розряд зорової роботи	Підрозряд зорової роботи	Контраст об'єкта розрізнення з фоном	Характеристика фона	Освітленість, лк		КПО, e_n , %			
						Штучне освітлення		Природне освітлення		Сумісне освітлення	
						Комбіноване	Загальне	Верхнє або верхнє	Бокове	Верхнє або верхнє	Бокове
Високої точності	0,3 -0,5	III	г	великий	світлий	700	300	5	2	3	1,2

4.2.4 Виробничий шум

Нормуються за ДСН 3.3.6.037-99 Санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку [18] допустимі рівні звукового тиску $L=20\lg(P_1/P_0)$, дБ (P_1 – середньоквадратичне значення звукового тиску, Па за період часу, що розглядається, і P_0 – значення звукового тиску на нижньому порозі чутливості в октавній смузі зі середньгеометричною частотою 1000 Гц) залежно від частоти, характеру робіт і характеру шуму (нормування за граничними спектрами – ГС), або допустимі рівні звуку $LA=20\lg(PA/P_0)$, Дба (PA – середньоквадратичне значення звукового тиску з урахуванням корекції А шумоміра) залежно від характеру робіт і характеру шуму.

Норми шумового навантаження на працівника в процесі дослідження наведені в табл. 4.2.5.

Таблиця 4.2.5 - Рівень звукового тиску

Характер робіт	Допустимі рівні звукового тиску (дБ) в стандартизованих октавних смугах зі середньгеометричними частинами (Гц)									Допустимий рівень звуку, дБА
	32	63	125	250	500	1000	2000	4000	8000	
Виробничі приміщення	86	71	61	54	49	45	42	40	38	50

Основними заходами боротьби з шумом є усунення або ослаблення причин шуму в самому його джерелі у процесі роботи, використання звукопоглинаючих матеріалів, раціональне планування виробничих приміщень.

4.2.5 Виробничі вібрації

Нормуються за ДСНЗ.3.6.039-99 Державні санітарні норми виробничої загальної та локальної вібрації [19]. Джерела вібрацій в умовах, що розглядаються в роботі – відсутні.

4.2.6 Виробничі випромінювання

Виробничих випромінювань в умовах, в умовах виконання роботи світлове – з екрану монітора та ламп: розжарення або світлодіодних. Гранично допустимі рівні електромагнітного поля для працівників наведені в таблиці 4.2.6.

Таблиця 4.2.6 – Допустимі значення параметрів неіонізуючих електромагнітних випромінювань

Види поля	Допустимі параметри поля		Допустима поверхнева щільність потоку енергії (інтенсивність потоку енергії), Вт/м ²
	за електричною складовою (E), В/м	за магнітною складовою (H), А/м	
Напруженість електромагнітного поля, 6 кГц...3 МГц	50	5	
3 МГц...30МГц	2	-	
30 МГц...5 ГГц	-	-	10
Електромагнітне поле оптичного діапазону в ультрафіолетовій частині спектру: УФ-С (220...280 нм)			0,001
УФ-В (280...320 нм)			0,01
УФ-А (320...400 нм)			10,0
в інфрачервоній частині спектру: 0,76... 10,0 мкм			35,0... 70,0
Напруженість електричного поля ВДТ			20 В/м

технічні рішення щодо попередження шкідливого впливу цього випромінювання на працюючих:

- захисні окуляри від впливу випромінювання монітора.
- вплив ламп не потребують захисту.

4.3 Технічні рішення з пожежної безпеки

Запобігання пожежам є пріоритетним завданням, і для цього необхідно усунути можливість утворення горючих або вибухонебезпечних середовищ та джерел запалювання. На підприємстві необхідно прийняти ефективні заходи з пожежної безпеки, які допоможуть знизити ризики для людей і обмежити матеріальні збитки у разі пожежі. Забезпечення пожежної безпеки об'єкта включає в себе систему запобігання пожежам, систему протипожежного захисту і організаційно-технічні заходи.

Основна мета пожежної безпеки полягає в тому, щоб відповідати нормативним вимогам та запобігати виникненню пожеж. У разі виникнення пожежі, метою є обмеження поширення вогню, вчасне виявлення та загашення пожежі, а також захист людей і матеріальних цінностей. Зазначене приміщення класифікується як категорія "Д".

Варто відмітити, що пожежна безпека є важливою складовою безпеки на робочому місці, і вона повинна бути серйозною перевіреною та врахована в усіх аспектах діяльності підприємства.

4.3.1. Технічні рішення системи запобігання пожежі

У приміщенні існують фактори, які можуть спричинити пожежу. Серед них:

- перевантаження електромережі та перегрів струмоведучих частин і з'єднань;
- порушення правил експлуатації технічного обладнання;
- недостатня електрична безпека, така як перевантаження електричних мереж і недостатнє заземлення, що може спричинити перегрів і коротке замикання;
- порушення правил використання електроприладів, наприклад, неправильне підключення або залишення увімкненими приладів без нагляду;
- несправність електричного обладнання, включаючи

пошкоджену ізоляцію, старі та зношені кабелі, дефекти в електричних приладах.

Система запобігання пожежі передбачає наступні заходи:

- регулярна перевірка цілісності ізоляції;
- наявність спеціально відведених місць для куріння;
- проведення періодичних навчань та інструктажів з протипожежної безпеки;
- уникання накопичення горючих матеріалів у приміщенні;
- встановлення системи захисту від атмосферних розрядів.

Ці заходи мають на меті зменшити ризик пожежі, зберегти безпеку людей і майна, а також забезпечити відповідність нормам протипожежної безпеки.

Несправності пожежної техніки слід повідомляти пожежній охороні. В приміщенні розташований один порошковий вогнегасник ПВ-3, який буде розміщуватись на висоті не більше 1,5 м від рівня підлоги до нижнього торця вогнегасника, знаходитися на відстані від дверей, достатній для їх повного відчинення. Для позначення місцезнаходження вогнегасника буде встановлений вказівний знак, який розташовують на видних місцях на висоті 2,0 - 2,5 м від рівня підлоги.

ВИСНОВОК

Проаналізовано літературу з приводу вимірювання артеріального тиску за показниками фотоплетизмограми та електрокардіограми. Можливість дізнатися значення тиску за допомогою фотоплетизмограми краща, бо точніша, аніж електрокардіограми в одному відведенні за трьома електродами – трикутником Ейнтговена.

При виконанні роботи ми дізнались про причини та спосіб виникнення графіку сигналу коливання пульсу крові, також і графіка електричного потенціалу, що надходить від серця.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Антоненко Є. О., Штода Дм. О., Середа Дм. В. Комп'ютерний фотоплетизмограф. Кафедра фізичної і біомедичної електроніки та комплексних інформаційних технологій ХНУ імені В.Н. Каразіна. Вільний доступ. Дата оновлення: 03.02.2017 – Режим доступу: <http://fbme.univer.kharkov.ua/2017/02/4206/> (дата звернення: 18.05.2024).

2. МОЗ. Про затвердження та впровадження медико-технологічних документів зі стандартизації медичної допомоги при артеріальній гіпертензії. Наказ від 24.05.2012 № 384 – Режим доступу: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/v0384282-12> (дата звернення: 03.06.2024)

3. Опанасенко О.О. Пристрій для вимірювання кров'яного тиску // Дипломний проєкт. КПІ, червень 2021.

4. Амбулаторне моніторування артеріального тиску. Підг. Олег Жарінов. Медицина світу Том XXI Номер 2 08.2006 - Режим доступу: <http://msvitu.com/archive/2006/august/article-6.php> (дата звернення: 05.06.2024)

5. Павлов С. В., Кожем'яко В. П., Колісник П. Ф. та ін. Фізичні основи біомедичної оптики: монографія Вінниця: ВНТУ, 2010. – 155 с.

6. Sharma M, Barbosa K, Ho V, Griggs D, Ghirmai T, Krishnan SK, Hsiai TK, Chiao J-C, Cao H. Cuff-Less and Continuous Blood Pressure Monitoring: A Methodological Review. Technologies. 2017; 5(2):21. <https://doi.org/10.3390/technologies5020021>

7. Eoin Finnegan et al. Features from the photoplethysmogram and the electrocardiogram for estimating changes in blood pressure / Eoin Finnegan, Shaun Davidson, Mirae Harford, Peter Watkinson, Lionel Tarassenko & Mauricio Villarroe // Scientific Reports (2023) 13:986 of 18 January 2023. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-27170-2>

8. Виборнова А. та ін. Артеріальний тиск з оптичного браслета Aktia: 1-місячне перевіряюче дослідження з використанням розширеного протоколу ISO81060-2, адаптованого для зап'ястя без манжети // Blood Press. Monit. Aug 2021; 26(4): p.305–311.

9. Black Series Identification and Safe Use. – Режим доступу: <https://stowood.com/product/visi-black-series/> (дата звернення 05.06.2024)

10. Методичні вказівки до виконання розділу з охорони праці в кваліфікаційних роботах здобувачів освітнього ступеня бакалавра за спеціальностями 153,163, 171 і 172 / Уклад.: С. В. Дембіцька, І. М. Кобилянська, О. В. Кобилянський. – Вінниця: ВНТУ, 2022. – 78 с.

11.ДСТУ 7951:2015. Дизайн і ергономіка. Крісло оператора. Загальні ергономічні вимоги. 2017.

12.ДСТУ 8604:2015 Дизайн і ергономіка. Робоче місце для виконання робіт у положенні сидячи. Загальні ергономічні вимоги

13.НПАОП 0.00-7.15-18 Вимоги щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями - Режим доступу: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/z0508-18#n14>

14. Про мінімальні вимоги безпеки при роботі з дисплейним обладнанням. 90/270/ЄЕС від 29.05.1990. Брюсель: Рада Європейських співтовариств.

15.Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень ДСН 3.3.6.042-99. МОЗ України від 01.12.1999 № 42. Режим доступу: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/va042282-99>

16. ДБН В.2.5-67:2013 Опалення, вентиляція та кондиціонування. від 28.08.2013 № 410 дата введення 01.01.2014.

17. ДБН В.2.5-28:2018 Природне і штучне освітлення. Від від 03.10.2018 № 264 Дія з 01.03.2019 - Режим доступу: https://online.budstandart.com/ua/catalog/doc-page.html?id_doc=79885

18. Санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку ДСН 3.3.6.037-99. МОЗ України, від 01.12.1999 № 37 Режим доступу: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/va037282-99>

19. ДСН3.3.6.039-99. Державні санітарні норми виробничої загальної та локальної вібрації. МОЗ України від 01.12.1999 № 39 – Режим доступу: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/va039282-99>

ПРОТОКОЛ
ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ
НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ

Назва роботи: Визначення артеріального тиску на базі показників електрокардіограми та фотоплетизмограми

Тип роботи: БКР

Підрозділ: кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

Показники звіту подібності Unichesk

Оригінальність 84,2 %

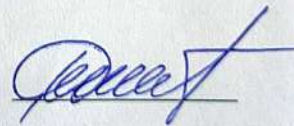
Схожість 15,8 %

☒ 1. Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак плагіату.

☐ 2. Виявлені у роботі запозичення не мають ознак плагіату, але їх надмірна кількість викликає сумніви щодо цінності роботи і відсутності самостійності її виконання автором. Роботу направити на розгляд експертної комісії кафедри.

☐ 3. Виявлені у роботі запозичення є недобросовісними і мають ознаки плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень.

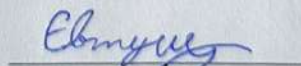
Особа, відповідальна за перевірку



Штофель Д. Х.

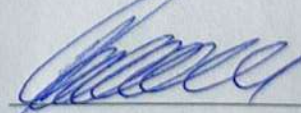
Ознайомлені з повним звітом подібності, який був згенерований системою Unichesk щодо роботи.

Автор роботи



Євтушенко Т. Є.

Керівник роботи



Коваль Л. Г.