

Комп'ютерно-інформаційних систем і програмної інженерії

(повна назва факультету)

Комп'ютерних наук

(повна назва кафедри)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

(назва освітнього ступеня)

на тему: Дослідження давачів для інформаційних систем віддаленого моніторингу стану здоров'я

Виконав(ла): студент(ка) 4 курсу, групи СНС-42
спеціальності 122 "Комп'ютерні науки"

(шифр і назва спеціальності)

(підпис)

Католік Р.В.

(прізвище та ініціали)

Керівник

(підпис)

Мацюк О.В.

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

(підпис)

Шимчук Г.В.

(прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри

(підпис)

Боднарчук І.О.

(прізвище та ініціали)

Рецензент

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Тернопіль
2021

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет Комп'ютерно-інформаційних систем і програмної інженерії
(повна назва факультету)

Кафедра Комп'ютерних наук
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри

(підпис) (прізвище та ініціали)
« » 20__ р.

**ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ**

на здобуття освітнього ступеня бакалавр
(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 122 "Комп'ютерні науки"
(шифр і назва спеціальності)

студенту Католік Руслан Віталійович
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Дослідження давачів для інформаційних систем віддаленого моніторингу стану здоров'я

Керівник роботи Мацюк Олександр Васильович, к.т.н., доцент
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від «02» березня 2021 року № 4/7-171

2. Термін подання студентом завершеної роботи _____

3. Вихідні дані до роботи _____

4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити)

Вступ. 1. Системи моніторингу охорони здоров'я 2. Комунікаційні технології для носимих систем. 2.1 Короткий огляд протоколів бездротового зв'язку короткого діапазону

3. Безпека життєдіяльності, основи хорони праці. 3.1. Навчання з питань охорони праці

3.2. Організація оповіщення і зв'язку в надзвичайних ситуаціях техногенного та природного

Характеру. Висновки

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень, слайдів)

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Безпека життєдіяльності, основи хорони праці	Гурик Олег Ярославович, к.т.н., доцент, доцент кафедри МТ		

7. Дата видачі завдання _____

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1.	Ознайомлення з завданням до кваліфікаційної роботи	07.06.2021	<i>Виконано</i>
2.	Підбір джерел по давачах та IoT	08.06.2021-09.06.2021	<i>Виконано</i>
3.	Переклад та опрацювання джерел по давачах та IoT	10.06.2021-11.06.2021	<i>Виконано</i>
4.	Виконання дослідження щодо використання давачів та IoT	12.06.2021-13.06.2021	<i>Виконано</i>
5.	Оформлення розділу «Системи моніторингу охорони здоров'я»	14.06.2021-15.06.2021	<i>Виконано</i>
6.	Оформлення розділу «Комунікаційні технології для носимих систем»	16.06.2021-17.06.2021	<i>Виконано</i>
7.	Виконання завдання до підрозділу «Безпека життєдіяльності»	17.06.2021	<i>Виконано</i>
8.	Виконання завдання до підрозділу «Основи хорони праці»	17.06.2021	<i>Виконано</i>
9.	Оформлення кваліфікаційної роботи	18.06.2021	<i>Виконано</i>
10.	Нормоконтроль	19.06.2021	<i>Виконано</i>
11.	Перевірка на плагіат	19.06.2021	<i>Виконано</i>
12.	Попередній захист кваліфікаційної роботи	19.06.2021	<i>Виконано</i>
13.	Захист кваліфікаційної роботи	24.06.2021	

Студент

_____ (підпис)

Католік Р.В.

_____ (прізвище та ініціали)

Керівник роботи

_____ (підпис)

Мацюк О.В.

_____ (прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Дослідження давачів для інформаційних систем віддаленого моніторингу стану здоров'я // Кваліфікаційна робота освітнього рівня «Бакалавр»// Католік Руслан Віталійович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет комп'ютерно-інформаційних систем і програмної інженерії, кафедра комп'ютерних наук, група СНс-42 // Тернопіль, 2021 // сторінок 57, рисунки 9, таблиць 6, джерел 67.

Ключові слова: давачі, моніторинг, інформаційна система, дослідження, сенсори.

У цій роботі представлено найсучасніший огляд фізіологічних параметрів та систем моніторингу активності, розроблених на платформі, що носить.

Основною метою такої системи моніторингу здоров'я є надання людям можливості вести самостійне та активне життя у звичному домашньому середовищі, забезпечуючи при цьому постійний, неінвазивний, ненав'язливий та безперешкодний нагляд за своїм здоров'ям та фізичним станом.

Розвиток технологій за останні кілька десятиліть призводить до виготовлення та використання мініатюрних, малопотужних, недорогих давачів, електронних компонентів та потужних комп'ютерів, що відкриває шлях до неінвазивного та постійного моніторингу стану здоров'я людини за дуже низькою вартістю.

ANNOTATION

Study of information systems sensors of health state remote monitoring//
Qualification work of educational level "Bachelor" // Catholic Ruslan Vitaliyovych
// Ivan Pulyu Ternopil National Technical University, Faculty of Computer
Information System and Software Engineering, Department of Computer Science,
group. CHc-42 // Ternopil, 2021 // pages 57, figures 9, tables 6, sources 67.

Key words: sensors, monitoring, information system, research.

This paper presents a state-of-the-art overview of physiological parameters and activity monitoring systems developed on a wearable platform.

The main purpose of such a health monitoring system is to enable people to lead an independent and active life in a normal home environment, while ensuring constant, non-invasive, unobtrusive and unhindered supervision of their health and physical condition.

The development of technology over the last few decades has led to the manufacture and use of miniature, low-power, low-cost sensors, electronic components and powerful computers, paving the way for non-invasive and continuous monitoring of human health at very low cost.

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

ВООЗ – Всесвітньої організації охорони здоров'я

ЕКГ – електрокардіограма

ЕМГ – електроміограма

ЧСС – частота серцевих скорочень

ЕДА – артеріальний тиск

АТ – Електронна бібліотека

РКІ – інфраструктура відкритих ключів

SSL – рівень захищених сокетів

Зміст

	Вступ
1	Системи моніторингу охорони здоров'я
1.1	Система моніторингу серцево-судинної системи
1.2	Система моніторингу активності
1.3	Система контролю температури тіла
1.4	Система моніторингу гальванічної реакції шкіри
1.5	Системи моніторингу насичення киснем крові
1.6	Носимі давачі на текстильній основі
1.6.1	Текстильні електроди
1.6.2	Давачі температури на текстильній основі
1.6.3	Текстильні давачі для вимірювання активності
2	Комунікаційні технології для носимих систем
2.1	Короткий огляд протоколів бездротового зв'язку короткого діапазону
3	Безпека життєдіяльності, основи охорони праці
3.1	Навчання з питань охорони праці
3.2	Організація оповіщення і зв'язку в надзвичайних ситуаціях техногенного та природного характеру
	Висновки
	Список використаних джерел

Вступ

Тривалість життя у всьому світі зростала завдяки покращенню охорони здоров'я та медицини, а також завдяки зростанню свідомості про особисту та екологічну гігієну. За даними Всесвітньої організації охорони здоров'я (ВООЗ), до 2022 року очікується, що населення похилого віку старше 65 років перевищить кількість дітей віком до 5 років.

Однак старіння населення створює значний вплив на соціально-економічну структуру суспільства з точки зору соціального забезпечення та потреб охорони здоров'я. Витрати, пов'язані з послугами охорони здоров'я, продовжують зростати через зростання цін на ліки, які відпускаються за рецептом, медичні інструменти та лікарняну допомогу. Тому вкрай необхідно розробити та впровадити нові стратегії та технології, щоб забезпечити якісніші послуги з охорони здоров'я за доступною ціною для населення, що старіє, або людей тих районів, які мають обмежений доступ до медичного обслуговування, забезпечуючи при цьому максимальний комфорт.

Віддалений моніторинг охорони здоров'я дозволяє людям продовжувати залишатися вдома, а не в дорогих закладах охорони здоров'я (лікарнях чи будинки престарілих). Таким чином, це забезпечує ефективну та економічно вигідну альтернативу клінічному моніторингу на місці. Такі системи, оснащені давачами, можуть бути життєздатним діагностичним інструментом для медичного персоналу для моніторингу важливих фізіологічних ознак та діяльності пацієнтів у режимі реального часу з віддалених місць. Тому цілком зрозуміло, що носимі давачі відіграють вирішальну роль у таких системах моніторингу, які за останні роки привернули увагу дослідників і набувають поширення.

Такі пристрої можуть відстежувати та записувати інформацію в режимі реального часу про фізіологічний стан людини та його рухову активність. Носимі сенсорні системи контролю здоров'я можуть містити різні типи

гнучких давачів, які можуть бути інтегровані в текстильне волокно, одяг та еластичні стрічки або безпосередньо прикріплені до людського тіла. Давачі здатні вимірювати такі фізіологічні ознаки, як електрокардіограма (ЕКГ), електроміограма (ЕМГ), частоту серцевих скорочень (ЧСС), температуру тіла, електродермальна активність (ЕДА), насичення артеріального кисню (SpO_2), артеріальний тиск (АТ) та інші.

Постійний моніторинг фізіологічних сигналів може допомогти виявити та діагностувати серцево-судинні, неврологічні та легеневі захворювань на їх ранньому початку. Крім того, моніторинг в режимі реального часу руху людини може бути корисним при виявленні падінь, аналізі структури ходи та постави або при оцінці сну. Носимі системи моніторингу здоров'я, як правило, оснащені різноманітними електронними давачами, модулями бездротового зв'язку та блоками опрацювання сигналів. Вимірювання, отримані давачами, підключеними до бездротової мережі сенсорів тіла (BSN) передаються на сусідній вузол опрацювання з використанням відповідного протоколу зв'язку, переважно малопотужного, наприклад, Bluetooth, ZigBee, ANT, Near Field Communications. Вузол опрацювання може бути персональним цифровим асистентом (PDA), смартфоном, комп'ютером або спеціальним модулем опрацювання, який виконує опрацьовує, аналізує та приймає рішення, а також може зберігати і відображати результати користувачеві

У кваліфікаційній роботі представлено огляд сучасного стану досліджень та розробок в системах моніторингу здоров'я (носимих).

1 СИСТЕМИ МОНІТОРИНГУ ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я

Неінвазивні давачі є необхідними елементами амбулаторних та довгострокових систем моніторингу здоров'я. Давачі можуть вимірювати кілька фізіологічних сигналів/параметрів, а також активність та рух людини, розміщуючи їх у різних місцях тіла. Розвиток малопотужних, компактних носимих пристроїв (давачів, антен, розумного текстилю), недорогих обчислювальних та запам'ятовуючих пристроїв у поєднанні з сучасними інформаційними та комунікаційними технологіями відкриває шлях до недорогих систем моніторингу здоров'я.

1.1 Система моніторингу серцево-судинної системи

Електрокардіограми (ЕКГ) представляють неінвазивний підхід для вимірювання та реєстрації коливань серцевого потенціалу. Це найпоширеніший та найефективніший діагностичний інструмент, який лікарі десятиліттями застосовували для виявлення проблем, пов'язаних із серцем, таких як різні форми аритмій.

Хоча багато аритмій не загрожують життю, деякі є наслідком хворого серця. Наприклад, інфаркт міокарда (ІМ), який може призвести до зупинки серця, якщо не вдається негайно впоратися з цією проблемою [1-3]. Після серцевого нападу пацієнти повинні негайно отримати медичну допомогу, яка в іншому випадку може стати фатальною. Цих ускладнень можна уникнути, якщо виявити та усунути невідповідність серцевої діяльності на ранній стадії, що вимагає амбулаторного моніторингу ЕКГ. Деякі рідкісні, серйозні аритмії (наприклад, синдром Бругада, аритмогенна правошлуночкова кардіоміопатія, синдром довгого інтервалу QT, гіпертрофічна кардіоміопатія) трапляються рідко і виявляються лише при тривалому спостереженні.

На рис.1.1 показано один цикл типового сигналу ЕКГ. У звичайній системі ЕКГ з 12 відведеннями електрична діяльність серця вздовж 12 конкретних просторових орієнтацій вимірюється за допомогою десяти електродів Ag-AgCl (гідрогелевий метод / мокра ЕКГ), які прикріплюються до деяких конкретних частин тіла.

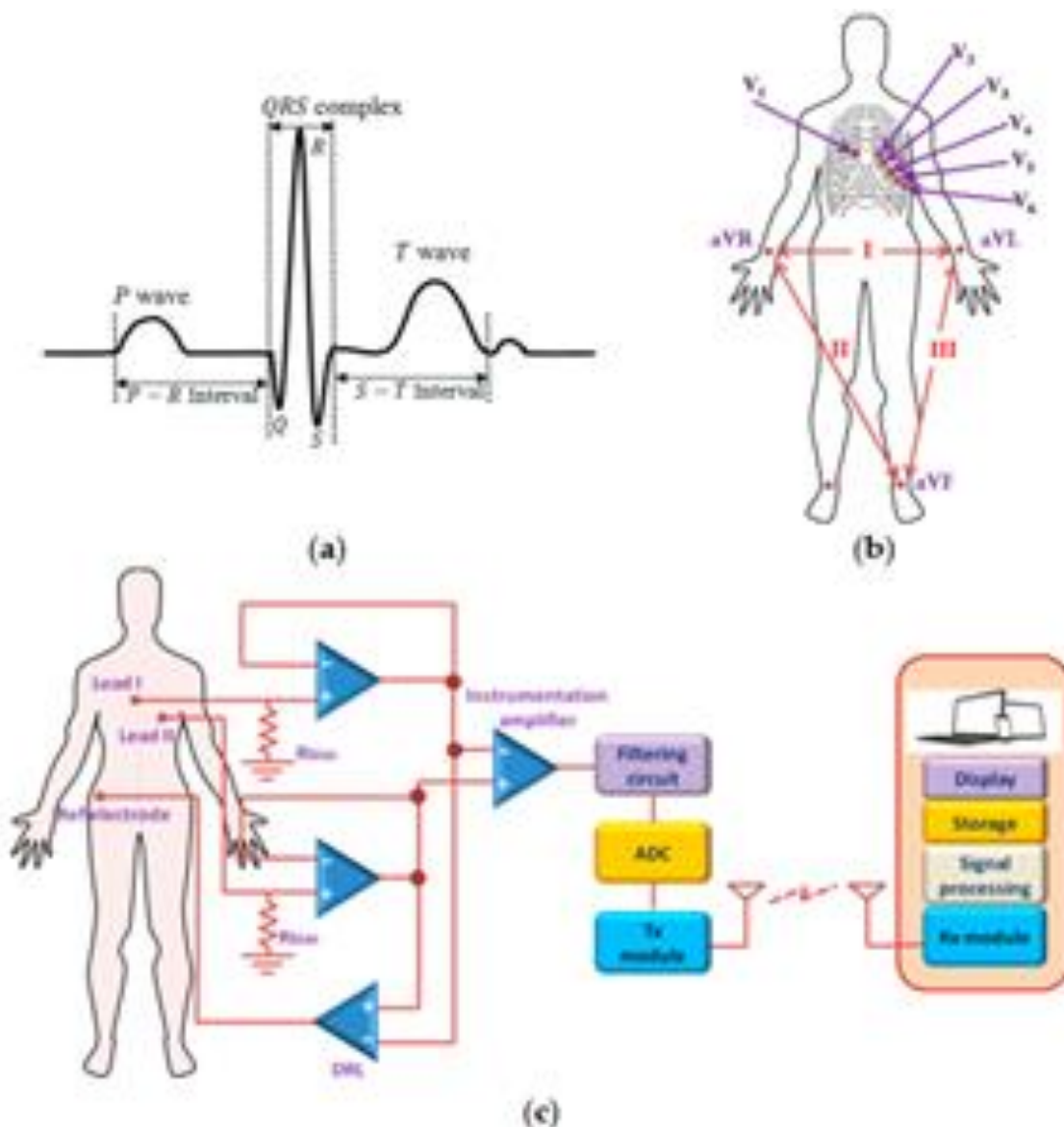


Рисунок 1.1 - Моніторинг серцево-судинної системи:

- (a) один цикл типового сигналу ЕКГ (не масштабований);
- (b) розміщення електродів у стандартній системі ЕКГ на 12 відведень;
- (c) загальна архітектура системи моніторингу ЕКГ.

На рис.1.1b показано розміщення електродів у стандартній 12-відведеній системі ЕКГ. Електроди містять провідний гель посередині подушечки, який виконує функцію провідного середовища між шкірою та електродом. Цей провідний гель має потенційно токсичну та подразнюючу дію на шкіру, отже, не найкраще підходить для використання в системі тривалого амбулаторного моніторингу, хоча в даний час це єдина доступна система [4,5]. Для постійного амбулаторного моніторингу потрібна портативна система, яку можна носити та зручно використовувати, не впливаючи на щоденну діяльність людини.

В роботі [6] описано спеціально розроблену футболку та текстильні ремені із вбудованими текстильними електродами для моніторингу інтервалів ЕКГ, ЧСС та РР. Електроди виготовлені з електропровідних ниток на основі срібла. Замість того, щоб використовувати будь-який провідний гель, електроди накладаються на піт тіла, електролітичне середовище, щоб поліпшити провідність інтерфейсу шкіра-електрод і якість сигналу. Пристрій також включає давач SpO_2 і акселерометр для виявлення падіння. Передача даних здійснюється через Bluetooth 4.0 з низьким енергоспоживанням.

Еластичний тканинний жилет ЕКГ був представлений в роботі [7], який вміщує три електроди, модуль відбору даних, а також підтримує надійний контакт електродів із шкірою. Електроди виготовляли із стисненої уретанової полімерної піни, покритої Ni/Cu, яка була укладена провідною тафтовою тканиною з покриттям Au.

Електроди, використовувані в системах ЕКГ, представлених у роботах [6-8], безпосередньо контактують зі шкірою. В роботі [9] запропоновано вбудовувати невелику малопотужну бездротову систему моніторингу ЕКГ у розтяжний ремінь, де три ємнісні електроди інтегровані у бавовняну футболку, що дозволить проводити вимірювання ЕКГ. Бавовна функціонує як діелектричний матеріал між електродом і шкірою. Споживання електроенергії було мінімізовано шляхом вибору електронних компонентів малої потужності

для системи, протоколу ANT для бездротового зв'язку, а також прийняття методики дискретизації сигналу в режимі очікування. Однак жорсткі електроди можуть бути незручними для користувачів.

Для того, щоб мінімізувати перешкоди в загальному режимі, в [7-9] був використаний додатковий ведений правий електрод (DRL). Цей електрод DRL зазвичай розміщується на віддаленій ділянці, далеко від вимірювальних електродів, вимагає тривалого дротового з'єднання, що може бути незручним для переносних та довгострокових систем контролю.

В [10] запропоновано систему моніторингу ЕКГ без схеми DRL, де лише два активні ємнісні давачі вбудовані в еластичну грудну стрічку.

Багато дослідників розробили і використали п'єзоелектричні давачі тиску для вимірювання частоти серцевих скорочень (ЧСС) шляхом зондування артеріальної пульсової хвилі, що генерується періодичним скороченням і розслабленням серця. Пристрій бездротового моніторингу HR було представлено в [11], який міг оцінити ЧСС за зміною тиску в поверхні слухового проходу. Тиск п'єзоелектричної плівки використовувався для того, щоб відчувати вбудовані імпульсні хвилі (EPW) і перетворити їх в електричний струм. У мікроконтролері був реалізований алгоритм, заснований на знаннях, який міг виявляти пік імпульсу в реальному часі від сигналу після виконання морфологічного перетворення. Однак на дисперсію тиску і, отже, на висоту піків хвиль тиску можуть впливати рухи тіла, які вносять помилку в оцінку ЧСС. Крім того, вушний пристрій незручний для тривалого використання. Подібна система була запропонована в [12], де автори розробили гнучкий п'єзорезистивний давач тиску на основі полімеру, який може відчувати коливання тиску на шкірі, спричинені пульсацією артеріальної крові.

Автори [13] пропонують розроблений ними, прикріплений до шкіри п'єзоелектричний давач тиску для оцінки ЧСС, який реєструє пульсову хвилю в артерії людини.

1.2 Система моніторингу активності

Спостереження за фізичними навантаженнями та рухами людини може бути корисним при реабілітації, спорті, ранньому виявленні опорно-рухових та когнітивних захворювань, оцінці падіння та рівноваги. Повідомлялося, що особливості ходіння людини суттєво пов'язані зі станом її здоров'я [14]. Ходьба включає кілька суглобів, включаючи хребет, тазостегнові, колінні, гомілковостопні, тарзальні та плеснові суглоби. Він однаково включає кілька м'язів, наприклад, м'язи спини, навколо тазостегнових суглобів, стегна, литкові м'язи та декілька дрібних м'язів стопи. Типовий цикл ходьби показаний на рис.1.2. Ходьба, особливо поворот, вимагає хорошого балансу та координації між різними частинами тіла, що контролюється мозочком. Отже, будь-які відхилення в режимі ходьби можуть свідчити про можливі захворювання опорно-рухового апарату, центральної нервової системи (ЦНС) або периферичної нервової системи.

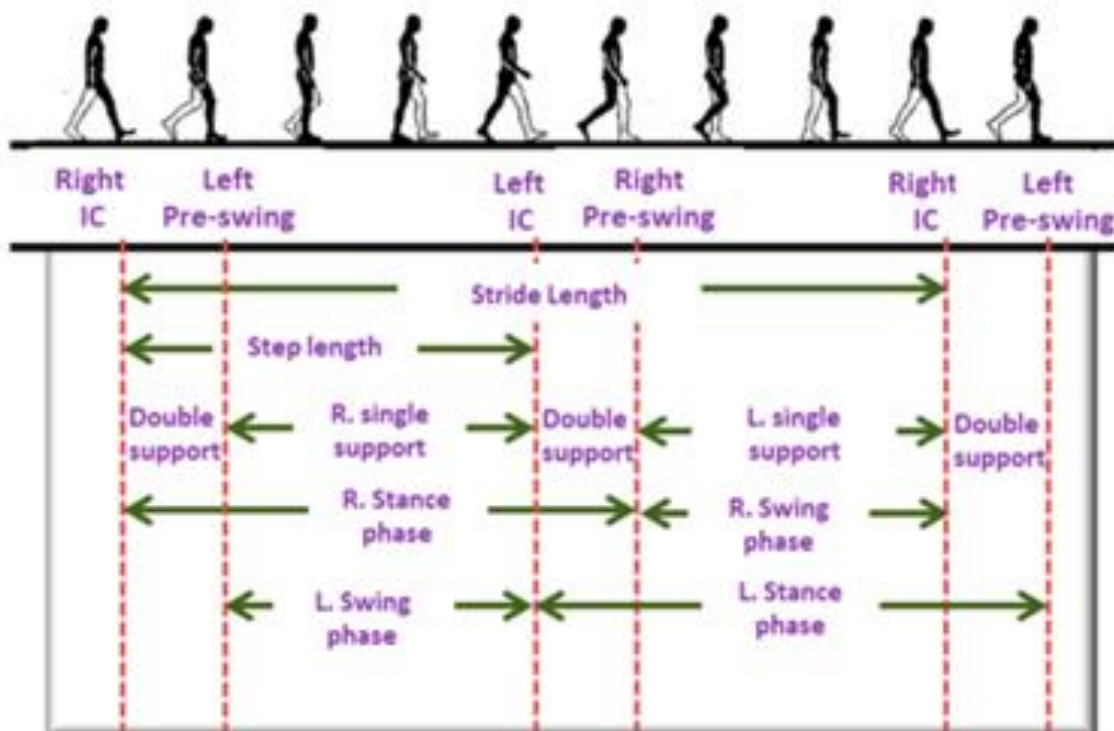


Рисунок 1.2 - Типовий цикл ходи людини.

Схема ходьби хворих людей, як правило, відрізняється від звичайних здорових людей. Наприклад, люди на ранніх стадіях нейродегенеративних розладів, таких як хвороба Альцгеймера або Паркінсона, як правило, демонструють різні схеми ходьби [15,16]. Одним з можливих ранніх ознак хвороби Паркінсона є маленькі та перемішані кроки. Крім того, людина на ранній стадії хвороби Паркінсона може відчувати труднощі при запуску, зупинці та перевертанні подій під час ходьби. Вони можуть демонструвати втрату пов'язаних з цим рухів. З іншого боку, люди похилого віку внаслідок їх зниження моторного контролю та сили м'язів, як правило, більш вразливі до падіння, якщо таке трапляється, може спричинити травми суглобів, переломи стегна та кістки та черепно-мозкову травму. Ці травми вимагають більш тривалого часу на відновлення, обмежують фізичні рухи і впливають на повсякденну діяльність людини. Дійсно, існує сильна кореляція зі смертністю та переломами, пов'язаними з падінням [16]. Кількісний аналіз та оцінка ходи можуть бути корисними для раннього виявлення ряду захворювань, прогнозування падіння, а також під час реабілітаційного періоду після травми.

Домашній моніторинг фіксованого положення, наприклад, камерні системи, є корисним інструментом для моніторингу активності [17,18]. Ці системи здатні розпізнавати складну діяльність ходи. Однак такі системи обмежують рух користувача в межах певного діапазону. Окрім цього, ці системи є складними та дорогими.

В останні роки набуло поширення використання давачів руху, таких як акселерометри, гіроскопи та магнітометри, особливо для вимірювання активності ходи людини [19] в режимі реального часу. Давачі вимірюють лінійний та кутовий рух тіла, з якого виділено низку ключових характеристик. Схема системи контролю активності на основі акселерометрів та гіроскопів представлена на рис.1.3.

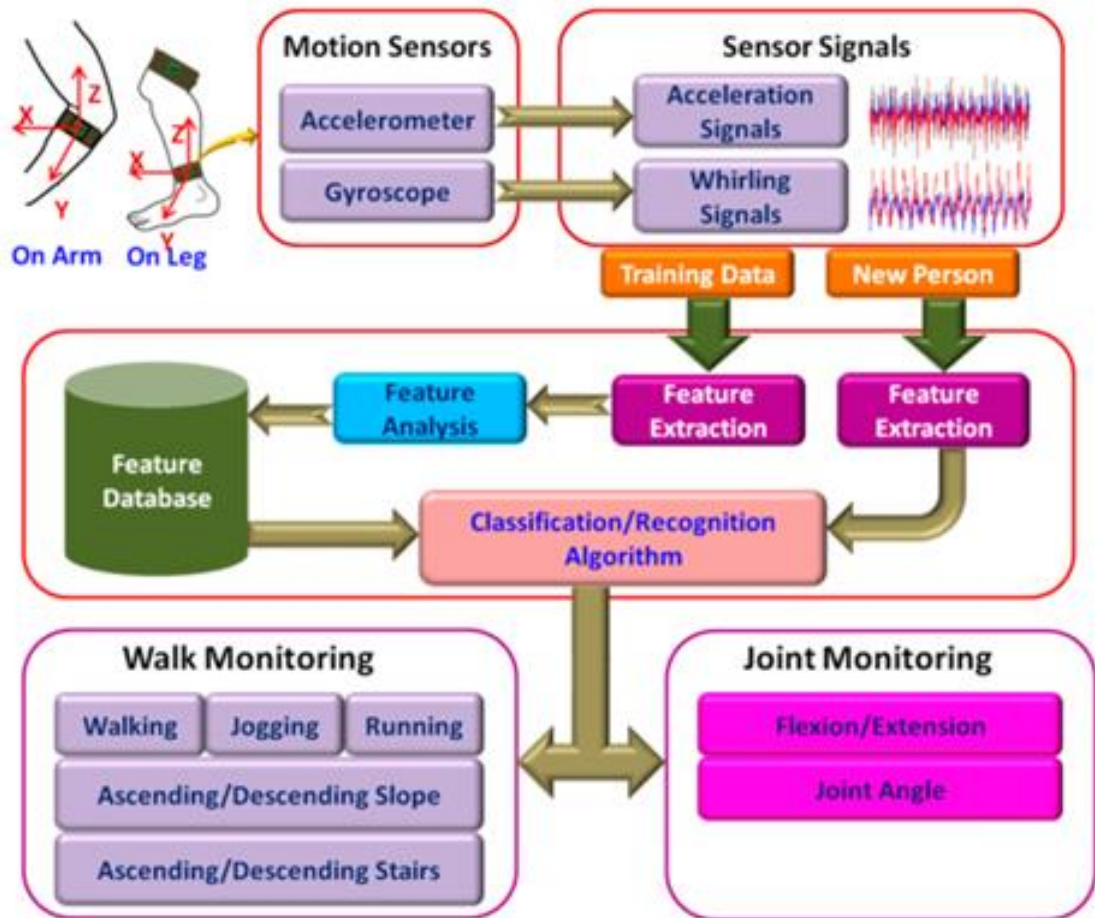


Рисунок 1.3 - Схематичне зображення систем моніторингу діяльності.

Derawi та ін. [20] впровадив систему розпізнавання активності та ходи в смартфоні за допомогою акселерометра. Для смартфона було розроблено прикладне програмне забезпечення, яке виконувало виявлення, нормалізацію, усереднення циклів, активності та розпізнавання ходи. Алгоритм використовував метрику відстані Манхеттена для порівняння середнього циклу ходи тестового зразка з трьома різними шаблонами циклів ходи, які відповідають трьом різним швидкостям ходьби.

Автори використали як статистичний підхід, так і підходи до машинного навчання, щоб класифікувати серед трьох різних швидкостей ходьби і досягти високої точності завдяки підходу до опорного вектора (SVM).

Таблиця 1.1 - Особливості, виділені з сигналу руху.

Просторовий домен	Часовий домен	Частотний домен	Статистичний домен
Довжина кроку	Подвійний час підтримки	Спектральна сила	Співвідношення
Довжина кроку	Час позиції	Пікова частота	Середній
Ширина кроку	Час гойдалки	Максимальна спектральна амплітуда	Стандартне відхилення
Середньоквадратичне прискорення	Крок часу		Коваріація
Швидкість ходьби	Час кроку		Асиметрія

В [21] запропоновано систему розпізнавання активності, яка використовує мультимодальні давачі для виявлення складних повсякденних дій. Кожна одиниця вимірювання, яка в даному випадку була смартфоном, включала акселерометр та гіроскоп для вимірювання активності; давачі температури, вологості та барометричного тиску для зондування довкілля та Bluetooth для оцінки місцезнаходження. Чотири такі одиниці вимірювання були прикріплені до талії, спини, ноги та зап'ястя. Після вилучення набору придатних ознак із попередньо опрацьованих даних давача класифікацію проводили окремо для кожного блоку, використовуючи модифікований алгоритм умовного випадкового поля (CRF).

Остаточне визнання проводилось шляхом оцінки рішень класифікатора від кожного підрозділу на основі їх відповідності положенням тіла. Автори повідомили про класифікацію 19 видів домашньої діяльності, включаючи використання холодильника, очищення посуду, приготування їжі, сидіння та їжі, користування мийкою у ванній кімнаті разом із звичайними

повсякденними справами з високою точністю. Подальші дослідження та розробки необхідні для того, щоб реалізувати це в повністю переносній системі та застосувати для дистанційного спостереження за людьми похилого віку. Крім того, для досягнення більш надійного алгоритму розпізнавання необхідні додаткові дослідження класифікаторів машинного навчання.

Бертолотті та ін. [22] розробили легкий бездротовий пристрій для носіння та оцінки руху тіла до контролю рівноваги шляхом більш тривалого вимірювання рухів кінцівок за допомогою акселерометра, магнітометра та гіроскопа. Кілька блоків також можна підключити до мережі давачів тіла (BSN) для досягнення більш детальних вимірювань. Надійність системи була підтверджена шляхом порівняння переміщення центру маси, оціненого за результатами вимірювань, із зміщенням, отриманим за допомогою балансової дошки.

Чіа Бехарано та ін. [23] запропонували адаптивний алгоритм для виявлення ходи-події в реальному часі.

Метод розпізнавання активності, незалежний від інтенсивності, був запропонований у [24], який використовував невизначеність між кластерами. Вони обрали фіксований набір ознак з даних акселерометра під час навчальної фази та згрупували дані у групу заходів, використовуючи алгоритми моделі Гаусова суміші (GMM).

1.3 Система контролю температури тіла

Температура тіла є одним із життєво важливих показників, який може відображати стан здоров'я. Температура тіла підвищується при інфекціях, злоякісних утвореннях та багатьох запальних станах. Тільки постійне вимірювання температури протягом тривалого періоду часу, а не точкові перевірки, можуть допомогти встановити діагноз. Температура тіла також сильно впливає на різні фізіологічні умови.

Порушення ритму температури тіла пов'язані з різними типами безсоння. Наприклад, пацієнти, які страждають від безсоння із затримкою фази сну, мають затримку ~ 2 години у досягненні мінімуму температури порівняно з групою умовно здорових пацієнтів.

У деяких дослідженнях також спостерігалися зміни ритму температури тіла з менструальним циклом [25, 26]. Дослідники [27] спостерігали кореляцію між температурою тіла та початковою тяжкістю інсульту, розміром інфаркту, смертністю серед хворих на інсульт. Було помічено, що розмір інфаркту погіршується на ~ 15 мм із підвищенням температури тіла на $1\text{ }^{\circ}\text{C}$.

У науковій літературі повідомлялося про різні неінвазивні підходи для постійного моніторингу температури тіла. В роботі [28] запропонував модель на основі фільтра Калмана, яка базується на оцінюванні температури за частотою серцевих скорочень. Модель ще не пройшла експериментальної перевірки. Подальші дослідження та розробки також необхідні для перевірки точності оцінки за наявності швидких фізичних рухів обстежуваного, наприклад, бігу, фізичних вправ тощо.

В роботі [29] описано неінвазивну двоканальну систему вимірювання температури тіла, яка може вимірювати температуру з точністю до $\pm 0,1\text{ }^{\circ}\text{C}$ в межах $16\text{--}42\text{ }^{\circ}\text{C}$, а також передавати дані через Bluetooth. Пристрій має два датчики температури, які вимірюють температуру одночасно з двох слухових проходів і на їх основі обчислюється середня температура. Однак цю систему неможливо використовувати для довгострокового моніторингу.

В роботі [30] продемонстровано бездротову систему контролю температури тіла, яку людина може носити протягом тривалого періоду часу. До шкіри прикріплені два сенсорних блоки, які можуть вимірювати та надсилати дані до більш потужного центрального блоку, утворюючи, таким чином, мережу датчиків тіла зіркового типу (BSN). Центральний блок надсилає дані на комп'ютер, який може інформувати заклади охорони здоров'я.

Досягнута точності 0,02 °C у діапазоні температур 16–42 °C. В роботі [31] описана бездротова система контролю температури тіла для марафонців.

1.4. Система моніторингу гальванічної реакції шкіри (GSR)

Вегетативна нервова система (ВНС) контролює та регулює реакцію організму на внутрішні або зовнішні подразники, збалансовуючи діяльність у двох його підрозділах: симпатичній та парасимпатичній нервовій системах. Парасимпатична система, яку також називають системою "відпочинок і перетравлювання", зберігає і відновлює енергію тіла. З іншого боку, симпатична система запускає те, що часто називають реакцією на бій або політ, збільшуючи обмін речовин для боротьби з зовнішніми подразниками. Підвищена активність симпатичної системи прискорює частоту серцевих скорочень, підвищує кров'яний тиск і секрецію поту, а також готує організм до рухових дій, перекачуючи більше крові в м'язи, легені та мозок.

1.5 Системи моніторингу насичення киснем крові

Насичення периферичного капіляра киснем (SpO_2) є мірою кількості кисневого гемоглобіну в крові. Рівень кисню в крові може бути знижений через такі захворювання, як серцево-судинні захворювання, легеневі захворювання, анемія та апное сну. Його також можна зменшити після надмірних фізичних навантажень. Важливо підтримувати достатню кількість кисню (> 94%) у крові, щоб забезпечити належне функціонування клітин і тканин [32,33]. Тому важливо постійно контролювати SpO_2 , особливо для осіб, які страждають на захворювання органів дихання та серця.

Пульсоксиметри широко використовуються як швидкий, неінвазивний засіб для вимірювання рівня кисню в крові. Оцінка SpO_2 визначається

характеристиками поглинання крові у відповідь на червоне (660 нм) та інфрачервоне (940 нм) світло. Коли гемоглобін стає окисгенованим, його колір змінюється від темно-червоного до яскраво-червоного, що зменшує поглинання червоного світла. Поглинання світла в крові також змінюється залежно від зміни об'єму артеріальної крові під час систолічної та діастолічної фази серця, в результаті чого змінюється в часі сигнал, який називається фотоплетизмографом. Схематичне зображення артеріального кровотоку та відповідного йому сигналу PPG показано на рис.1.4.

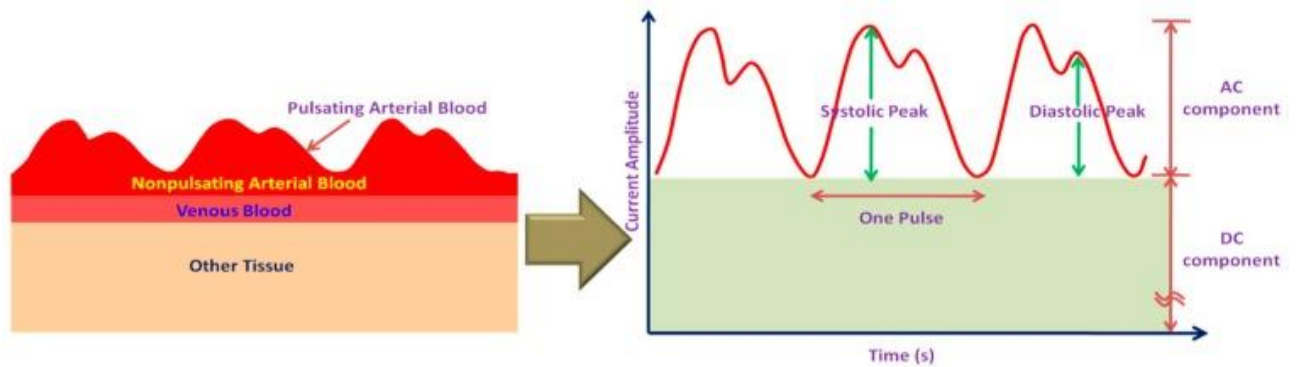


Рисунок 1.4 - Артеріальний кровотік і відповідний сигнал PPG (не масштабований).

Інтенсивність пропусканого світла (I) можна визначити за відомим законом Біра-Ламберта, який стверджує, що інтенсивність пропущеного світла зменшується логарифмічно з концентрацією окисгенованого (C_o) та дезокисгенованого (C_d) гемоглобіну, коефіцієнтів поглинання як (α_o, α_d) на певній довжині хвилі, так і на товщині (l) артерій відповідно до:

$$I = I_0 \exp(-(\alpha_o C_o + \alpha_d C_d) l) \quad (1.1)$$

SpO₂ калібрується за сигналом PPG шляхом вимірювання та порівняння інтенсивності пропущеного світла на двох довжинах хвиль. Сигнал PPG також

може бути використаний для визначення частоти дихання, пульсу та частоти серцевих скорочень [34,35]. Він також може використовуватися разом із сигналом ЕКГ для оцінки АТ за часом проходження імпульсу [36,37].

Як імпульсний оксиметр зазвичай використовуються червоні та інфрачервоні світлодіоди (LED) як джерела світла. Індикатори залишків після поглинання виявляються фотодетектором (PD). Давачі PPG або SpO₂ можна класифікувати на дві категорії на основі принципів роботи: оксиметрія пропускання та відбиття (рис.1.5а). При оксиметрії пропускання світлодіоди та PD розміщуються на протилежних сторонах прозорого ділянки тіла, такого як мочка вуха, кінчик пальця або на долонях або підшвах маленьких дітей. Світло, що проходить через цей розділ, збирає PD. В даний час імпульсні оксиметри пропускання на основі пальців широко використовуються для вимірювання сигналу PPG [38]. Однак цей метод незручний для довгострокового моніторингу. В оксиметрії відбиття світлодіоди та PD розміщені поруч на одній поверхні тіла, а інтенсивність відбитого світла вимірюється PD. Він пропонує гнучкість для вимірювання сигналу PPG з різних місць на тілі, що робить його більш придатним для неінвазивної платформи, яку можна носити. Принципова схема системи моніторингу SpO₂ показана рис.1.5.

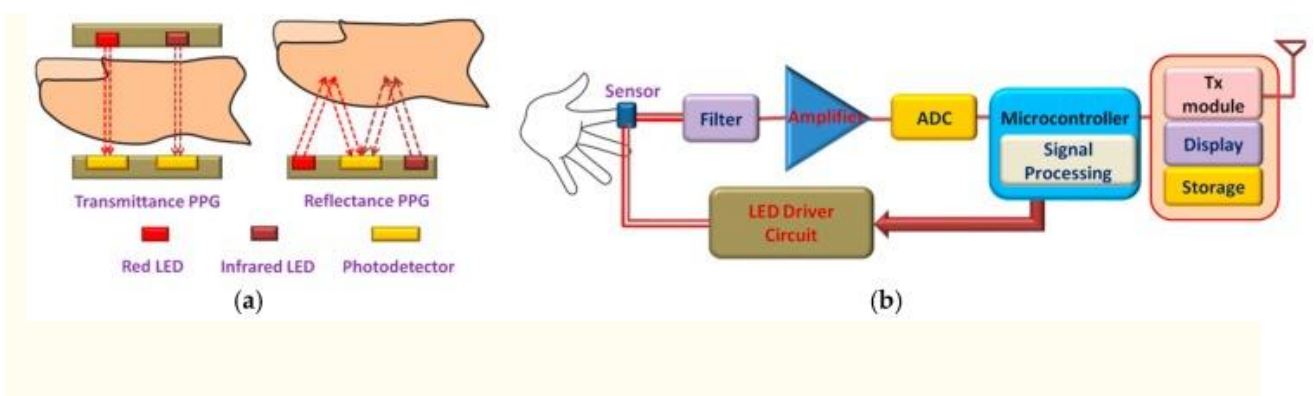


Рисунок 1.5 - Фотоплетизмографія (PPG): (а) різні підходи до вимірювання PPG; (б) Принципова схема системи моніторингу SpO₂.

У [39] запропоновано зонд давач пропускання SpO_2 , який може бути вбудований у кільце пальця, на відміну від звичайних зондів кінчика пальця. Запропоновано новий розподіл оптичних давачів та світлодіодів навколо фаланги та встановлення їх на гнучкій друкованій платі. Експерименти проводили на 10 суб'єктах, і результати добре узгоджувалися з результатами, вимірними комерційними оксиметрами кінчиків пальців. Цей кільцевий зонд SpO_2 може бути корисним для контролю рівня артеріального кисню та частоти серцевих скорочень протягом тривалого періоду часу.

Автори роботи [37] інтегрували систему контролю життєво важливих ознак у грудну стрічку, вбудовану в мікрооброблені електроди. Смуга містить мініатюризовану друковану плату, яка включає аналоговий інтерфейс ЕКГ, схему драйвера для вушного зонда PPG та UART/ бездротовий трансивер. Система вимірює сигнали ЕКГ та PPG зі швидкістю 200 Гц і передає дані за допомогою вузла BSN (мережа давачів тіла) на ручний пристрій (наприклад, PDA), де індукований рухом шум видаляється. PDA обчислює та відображає частоту серцевих скорочень, АТ та SpO_2 і може передавати дані через GSM до медичного персоналу, якщо це необхідно.

Зонд відбиття був розроблений авторами [40] для вимірювання сигналу PPG, який можна носити як браслет. Браслет також оснащений РЧ-передавальним модулем, що полегшує бездротовий зв'язок між вимірювальною системою та медичним центром. Експериментальні результати показують, що система може ефективно виявляти зміну рівня кисню в крові і, отже, може бути корисною в неінвазивних, постійних і віддалених системах моніторингу.

Автори [35] продемонстрували неінвазивну систему контролю насичення кисню для новонароджених дітей. Давач відбиття вбудований у м'які тканини, що робить його придатним для носної системи тривалого контролю. Система вимірює HR, SpO_2 і може передавати дані за допомогою радіочастотного приймача. Результати експерименту показали, що виміряні

дані точно відповідають вимірюванням, отриманим з комерційної системи моніторингу. Однак необхідне подальше вдосконалення конструкції, щоб мінімізувати вплив артефактів руху, які спричиняють помилкове зчитування. Невеликий недорогий імпульсний оксиметр відбивної здатності, який можна носити, був запропонований у [36], який може забезпечувати якісний сигнал PPG без використання фільтрувальної схеми. Сигнал PPG відбирається зі швидкістю 240 Гц, який потім передається на головний комп'ютер модулем приймача ZigBee або міні-USB. Подальше опрацювання проводиться в комп'ютері з метою усунення навколишнього шуму та повільно змінюються артефактів руху. Ця система може використовуватися для моніторингу ЧСС, частоти дихання, SpO₂ та АТ.

В роботі [41] запропоновано малопотужний аналоговий однокристальний імпульсний оксиметр, виготовлений у процесі n-лунки АМІ ВіСМOS 1,5 мкм. Вони використовували звичайний зонд кінчика пальця для вимірювання рівня SpO₂ у крові 11 пацієнтів та порівнювали результати з результатами комерційного пульсоксиметра.

Інші системи моніторингу SpO₂, такі як давач, встановлений на лобі [42], електронний давач виправлення [43] та системи вимірювання на основі телефонної камери [44], можна знайти в літературі.

1.6 Носимі давачі на текстильній основі

Розумний текстиль, пов'язаний із охороною здоров'я, включає давачі, комунікаційні, обчислювальні та електронні системи, які виготовлені з текстилю або придатні для вбудовування в текстиль, що забезпечує ненав'язливі та зручні засоби контролю фізіологічних сигналів людей [122,123]. Використовуються звичайні методи виготовлення тканин, такі як ткацтво, в'язання, вишивання та зшивання, щоб реалізувати або інтегрувати чутливі матеріали в одяг.

Удосконалені методи виготовлення, наприклад, струменевий друк, нанесення покриттів, літографія, хімічне осадження парів також використовуються для досягнення високих показників щодо шуму та чутливості.

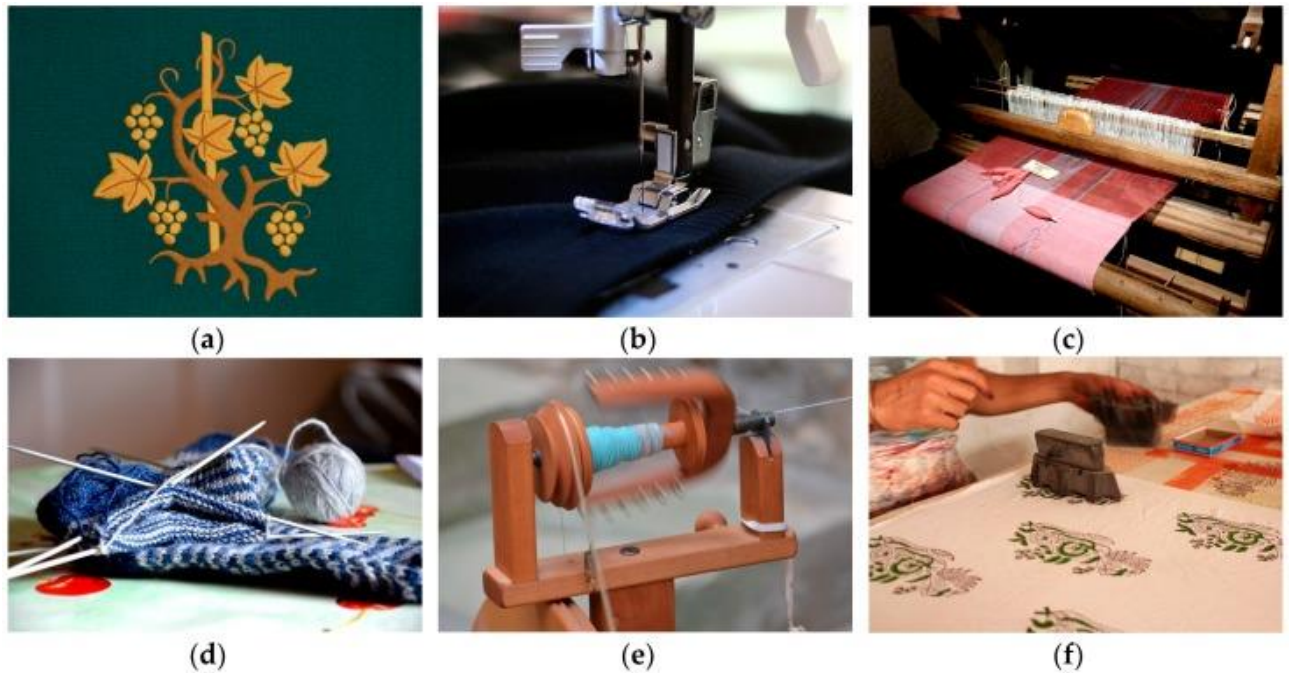


Рисунок 1.6 - Технології виготовлення текстилю / тканини. **(a)** Вишивка; **(b)** зшивання; **(c)** ткацтво; **(d)** в'язання; **(e)** прядіння;

На рис.1.6 показані різні традиційні технології виробництва текстилю. Активний або чутливий матеріал зазвичай будується на підкладці і може або безпосередньо контактувати з поверхнею тіла, або залишатися капсульованим у тканинному шарі [124,125,126].

1.6.1 Текстильні електроди

Текстильні електроди можна класифікувати на дві основні категорії: активні та пасивні. Пасивні текстильні електроди відчують електричні властивості на поверхні шкіри. Він може використовуватися для моніторингу серцевої або м'язової діяльності шляхом виявлення потенційних коливань,

спричинених серцем або м'язом. Вони також мають застосування у вимірюванні GSR, де зміна провідності шкіри внаслідок потовиділення виявляється шляхом прикріплення електродів до поверхні тіла.

Традиційні електроди використовують клей і провідний гель, щоб прикріпити їх до шкіри. Це вимагає підготовки шкіри, таких як гоління та очищення місця кріплення.

Крім того, провідний гель може викликати подразнення, алергічні реакції або запалення [10,129,130]. Крім того, гель з часом висихає, що погіршує якість сигналу. Хоча мокрі електроди забезпечують чудову якість сигналу, вони не підходять для носіння та довготривалої системи моніторингу [10].

З іншого боку, сухі електроди не використовують клей або провідний гель і зазвичай біосумісні. Завдяки своїй “сухій” природі вони є більш придатними для довгострокового моніторингу і широко використовуються в текстильних системах моніторингу здоров'я [129,130,131,132,133,135]. Однак сухі електроди мають дуже високий імпеданс шкіри-електрода і, отже, більш вразливі до артефактів шуму та руху порівняно з мокрими електродами.

Активні електроди часто включають попередній імпедансу високого вхідного сигналу, який зменшує вплив шуму і артефактів руху за рахунок зменшення імпедансу електрода шкіри.

Деякі активні текстильні електроди можуть стимулювати м'язові або нервові клітини, подаючи електричний струм на тканини. Цей прийом активації м'язів та нервів, який зазвичай називають транскутанною електричною стимуляцією нервів (TENS), широко застосовується в реабілітаційних та терапевтичних програмах, таких як лікування хронічного та післяопераційного болю.

Текстильні електроди можна реалізувати, інтегруючи готові електроди в готовий одяг, просто зшиваючи їх у відповідних місцях одягу. Вони також можуть бути розроблені шляхом безпосереднього нанесення провідних шарів

на тканину. Провідні шари можна сформувати на поверхні тканини шляхом нанесення нановолокна методом електроосадження або нанесенням провідного шару за допомогою трафаретного друку, розпилення, карбонізації та випаровування.

Хоча електропровідне покриття на поверхні тканини призводить до чудової електропровідності, продуктивність може погіршуватися з часом, особливо після ряду циклів прання. Іншим методом виготовлення текстильних електродів є плетіння або в'язання швейних тканин із використанням струмопровідної пряжі. Провідна пряжа може бути виготовлена з металевих ниток, провідних нанониток або виготовлена шляхом нанесення металевого покриття на волокна, такі як бавовна, нейлон, кевлар або поліефір. Нановолокна можна вирощувати методом електропрядіння, тоді як металеве покриття на волокні формується за допомогою хімічного процесу осаження, такого як полімеризація, безелектродне покриття, гальванічне покриття та розпилення.

1.6.2 Давачі температури на текстильній основі

Ректальний термометр, як правило, є найбільш точним методом вимірювання температури тіла. Однак цей метод є інвазивним, трудомістким і вимагає приватних заходів, що робить його непридатним для цілей постійного моніторингу. Барабанний термометр вимірює температуру від барабанної перетинки вуха, розміщуючи зонд у слуховому проході, що не зручно для тривалого використання.

Крім цього, слуховий прохід потрібно належним чином очистити, оскільки вушна сірка може зменшити точність вимірювання]. Також відомо, що пероральні термометри забезпечують надійні показники, коли вимірювання проводять з під'язикової кишені. Вимірювання температури в пахвовій області є більш зручним порівняно з вищезазначеними методами.

Цей метод іноді вважають ненадійним для оцінки температури основного тіла через відсутність первинної кровоносної судини в цій ділянці.

На вимірювання також може впливати температура навколишнього середовища та потовиділення. Однак як оральні, так і пахвові методи вимірювання обмежують рух певних частин тіла і, отже, не підходять для постійного спостереження.

Нормальна температура тіла в основному у людини залишається у вузькому діапазоні від 36°C до $37,5^{\circ}\text{C}$, хоча вона може змінюватися на кілька градусів внаслідок впливу навколишнього середовища, хвороб або фізичних навантажень. Температура шкіри відрізняється від температури тіла в основному на $2,5^{\circ}\text{C}$. Тому давачі температури, що використовуються для вимірювання температури тіла, повинні охоплювати діапазон температур від 35°C до 40°C . Важливо також забезпечити точність вимірювання, яка інакше може вплинути на діагностику та лікування. Зазвичай бажана точність $0,1^{\circ}\text{C}$. Гнучкі давачі температури на текстильній основі можуть бути корисними для вимірювання температури тіла людини на платформі, що носить. Їх можна виготовити з волокна або одинарної пряжі за допомогою звичайних технологій текстильного виробництва, таких як ткацтво, в'язання, вишивка та друк. Давачі температури, виготовлені на гнучких підкладках, також можуть бути вбудовані в текстиль. Як би там не було, більш висока точність, лінійність, чутливість і швидкий час відгуку в діапазоні від 35°C до 40°C є критичними для давачі температури. Окрім цього, вибір належного матеріалу для капсулювання також важливий, щоб захистити його від зовнішніх механічних та екологічних впливів.

Виходячи з принципів їх роботи, датчики температури на основі текстилю можуть бути віднесені до категорії термопар та датчиків температури опору (RTD). Термопари використовують ефект Зеебека, який створює відповідну різницю потенціалів у місцях з'єднання двох різнорідних металів через різницю температур між переходами. Чутливість термопар

зазвичай коливається від ~ 10 мкВ/°С до 70 мкВ/°С. Різні текстильні структури термопар, що використовують різні провідні та непровідні нитки з металевим покриттям, описані в [154]. Серед різних пар матеріалів найвищу чутливість (41,4 мкВ/°С) виявляла термопара, розроблена із сталеної трикотаажної пари дроту з константану. Однак термопари демонструють нелінійну залежність між варіацією потенціалу та температурою, а також дуже низьку чутливість, яка не підходить для вимірювання температури тіла людини.

1.6.3 Текстильні давачі для вимірювання активності

Більшість дослідників використовували інерційні давачі на основі MEMS, такі як акселерометри, гіроскопи або давачі магнітного поля або їх комбінації, для вимірювання сигналу, що відповідає руху людини. Вони встановлюються на невеликих платах з друкованої плати, які зазвичай вбудовані в ремені, еластичні стрічки та ремінці на липучках. Давачі руху на основі MEMS є дешевими і малими розмірами. Маючи хорошу чутливість, точність та низьку потужність, вони підходять для довгострокових та реальних систем контролю активності. Однак жорсткі плати друкованих плат можуть відчувати дискомфорт для деяких користувачів. В [167] описано акселерометр MEMS на бавовняній тканині для вимірювання кута нахилу тазу. Акселерометр використовував п'єзорезистивний ефект провідних наночастинок Ag, нанесених на тканину з допомогою штампування та прасування. Коли кут нахилу змінюється, конструкція консольної балки акселерометра зазнає механічного напруження, яке з часом змінює опір провідного матеріалу лінійно. Автори повідомляють про сильну позитивну кореляцію між відносною зміною опору та деформацією, що застосовується на текстильному акселерометрі.

Багато дослідників також використовували гнучкі та розтягвані давачі деформації в системах контролю активності на основі текстилю. Давачі деформації вимірюють фізичну деформацію, змінюючи її електричні

характеристики, такі як опір та ємність у відповідь на механічні навантаження. Давачі деформації для текстильного застосування повинні бути надзвичайно гнучкими, розтяжними та довговічними. Крім того, висока чутливість та швидкий час відгуку/відновлення є критичними для виявлення активності в режимі реального часу.

2 КОМУНІКАЦІЙНІ ТЕХНОЛОГІЇ ДЛЯ НОСИМИХ СИСТЕМ

Фізіологічні сигнали, вимірювані давачі на тілі, потребують двоступеневого зв'язку для передачі даних на віддалений сервер лікарні.

На першому етапі використовується протокол зв'язку короткого діапазону для передачі вимірних даних до найближчого вузла шлюзу, такого як PDA, смартфон, комп'ютер, спеціально розроблена FPGA або плата опрацювання на основі мікроконтролера.

Дані можуть передаватися через Інтернет або мережу стільникового зв'язку. В даний час більшість стільникових мереж пропонують безперешкодний доступ до Інтернету через службу General Packet Radio Service (GPRS), посилене середовище передачі даних GSM (EDGE), 3G, високошвидкісний пакетний доступ (HSPA), послуги довгострокової еволюції (LTE) [45,46,47]. Однак дуже важливо впровадити потужну технологію шифрування та автентифікації, щоб забезпечити безпечний канал передачі на дальній комунікаційній середовищі для захисту особистої медичної інформації [48,49,50].

У разі зв'язку короткого діапазону давачі можуть здійснювати зв'язок із шлюзом безпосередньо через бездротовий носій. Крім того, давачі можуть формувати мережу давачів тіла (BSN) та надсилати дані на центральний вузол BSN.

Вузол BSN може надсилати дані на шлюз після виконання певного опрацювання. Давачі на корпусі та вузол BSN могли взаємодіяти за допомогою дротового або бездротового носія. Однак дротові з'єднання можуть перешкоджати мобільності користувачів і можуть спричиняти часті невдалі з'єднання. Таким чином, вони не підходять для переносних та довгострокових систем моніторингу.

Хороший варіант - використовувати провідні тканинні нитки в якості альтернативного провідного середовища. Ці тканини можна легко інтегрувати в одяг для взаємодії з текстильними вбудованими датчиками [51,52,53]. Як обговорювалося раніше, електропровідна тканина може бути виготовлена за допомогою звичайних текстильних технологій, таких як ткацтво, зшивання, вишивка та друк. Але струмопровідні волокна мають проблеми через їх низьку довговічність і здатність до прання, що може призвести до поганого або невдалого з'єднання після тривалого періоду використання. Отже, бездротові технології можуть бути прийняті як найбільш життєздатна і надійна альтернатива зв'язку на короткий діапазон.

2.1 Короткий огляд протоколів бездротового зв'язку короткого діапазону

Bluetooth - це популярна низькопотужна технологія радіочастотного зв'язку, яка широко використовується в таких пристроях, як ноутбуки, смартфони та фітнес-трекери для передачі даних на короткі відстані [54,55]. Bluetooth використовує смугу частот 2,4 ГГц у промисловому, науковому та медичному (ISM) радіочастотному спектрі і передає сигнал через 79 призначених каналів за допомогою методу частотно-стрибкового розширення спектру (FHSS).

Метод FHSS менш сприйнятливий до шуму та перешкод, а також пропонує високозахищену передачу даних. Таким чином, один головний пристрій може взаємодіяти із сімома пристроями, утворюючи, таким чином, мережеву структуру типу зірки на основі підключення Bluetooth (Piconet).

Технологія Bluetooth може підтримувати швидкість передачі даних ~ 3 Мбіт/с залежно від схем модуляції, хоча максимальна пропускна здатність може досягати лише $\sim 2,1$ Мбіт/с. Для загальних застосувань відстань передачі

зазвичай становить від 1 м до 10 м. Версія технології Bluetooth з наднизькою потужністю, [55].

BLE використовує той самий діапазон частот, що і класична технологія Bluetooth, але переходить понад 40 каналів, причому кожен канал має смугу пропускання 2 МГц. Як випливає з назви, BLE пропонує бездротове підключення з низькою потужністю (~ 10 мВт) і, отже, є потужним кандидатом для зв'язку на короткий діапазон у системах довгострокового моніторингу.

Іншим популярним та відкритим бездротовим стандартом для зв'язку з низьким енергоспоживанням та недорогих комунікацій на короткій відстані є ZigBee [56,57]. Працює в 2,4 ГГц (у всьому світі), 915 МГц (Америка та Австралія) та 868 МГц (Європа) діапазонах частот спектра ISM і передає дані по шістнадцяти, десяти та одному каналам відповідно. Діапазони 868 та 915 МГц використовують бінарну модуляцію фазового зсуву (BPSK), тоді як квадратурне зміщення фазового зсуву (OQPSK) використовується в діапазоні 2,4 ГГц.

На відміну від Bluetooth та BLE, які підтримують лише однорангові (P2P) та зіркові топології, пристрої ZigBee можна підключати за допомогою топологій мережі P2P, зірки, дерев та сіток. Перед передачею пакету протокол ZigBee спочатку оцінює лінію зв'язку за допомогою протоколу CSMA/CA (багаторазовий доступ невідомості з уникненням зіткнень) або надсилаючи маяки іншим вузлам мережі.

Діапазон передачі стандарту ZigBee обмежений в межах 10–20 м для внутрішніх приміщень, здебільшого через низьку вихідну потужність, а також наявність високих діелектричних матеріалів. Однак дальність може зрости до 1500 м без жодних перешкод у зоні видимості. Швидкість передачі даних набагато нижча порівняно з технологією Bluetooth і може досягати максимум 250 кбіт/с для діапазону 2,4 ГГц. Однак низька потреба в енергії стандарту ZigBee призводить до подовженого терміну служби батареї, що є вигідним для програм тривалого моніторингу стану здоров'я, хоча менша швидкість

передачі даних може накласти обмеження на кількість давачів, кількість одночасних вимірювань та буферизацію даних -сенсорна мережа. Швидша оперативна пам'ять, а також ефективний алгоритм першого і першого виходу (FIFO) та стиснення даних повинні бути впроваджені в центральне обладнання для обробки BSN. Дальність може збільшуватися до 1500 м без перешкод у прямій видимості.

Швидша оперативна пам'ять, а також ефективний алгоритм першого і першого виходу (FIFO) та стиснення даних повинні бути впроваджені в центральне обладнання для обробки BSN.

ANT - це запатентований стек протоколів, розроблений для бездротового зв'язку з наднизькою потужністю і короткого діапазону в сенсорних мережах, особливо для систем контролю здоров'я та фізичної форми [58]. Забезпечує низьке споживання енергії, використовуючи низьку швидкість передачі даних, коротші цикли затримки та режим глибокого сну, і може працювати довше, наприклад, він може працювати рік на монетній батареї на 250 мА.

Подібно до інших бездротових протоколів, представлених вище, він також працює в діапазоні ISM 2,4 ГГц. Він використовує TDMA (множинний доступ з розподілом часу) для зв'язку з кількома вузлами по одному каналу 1 МГц та може перемикати канали, якщо виникають будь-які перешкоди.

ANT можна відрізнити від інших бездротових протоколів за своєю унікальною особливістю, в якій він виступає в ролі ведучого для одного каналу, одночасно слугуючи веденим для іншого каналу. Як і ZigBee, ANT підтримує безліч мережевих топологій, а також забезпечує співіснування з сусідніми вузлами ANT, використовуючи адаптивні ізохронні мережеві технології. Максимальна швидкість передачі даних, досягнута системами ANT, коливається в межах 20–60 кбіт/с, і існує компроміс між швидкістю передачі даних та низьким споживанням енергії.

Нещодавнє вдосконалення протоколу ANT, ANT +, використовує специфічні для програми «профілі пристроїв» для зв'язку між двома пристроями. Наприклад, програми можуть бути одним із моніторингу життєво важливих ознак, контролю швидкості ходьби та відстані, а моніторинг фітнесу та "профілі пристроїв" - це набір мережевих правил, параметрів та формату даних, характерних для конкретного додатка. Крім того, протокол ANT + має перевагу завдяки сумісності з іншими пристроями ANT +, що мають той самий профіль пристрою.

Наприклад, програми можуть бути одним із моніторингу життєво важливих ознак, контролю швидкості ходьби та відстані, а моніторинг фітнесу та "профілі пристроїв" - це набір мережевих правил, параметрів та формату даних, характерних для конкретного додатка.

Крім того, протокол ANT + має перевагу завдяки сумісності з іншими пристроями ANT+, що мають той самий профіль пристрою. Наприклад, програми можуть бути одним із моніторингу життєво важливих ознак, контролю швидкості ходьби та відстані, а моніторинг фітнесу та "профілі пристроїв" - це набір мережевих правил, параметрів та формату даних, характерних для конкретного додатка. Крім того, протокол ANT + має перевагу завдяки сумісності з іншими пристроями ANT +, що мають той самий профіль пристрою.

Служба зв'язку з медичним імплантатом (MICS) - це бездротова бездротова технологія короткого діапазону, розроблена для зв'язку з імплантованими медичними пристроями, такими як кардіостимулятори серця, дефібрилятор та нейростимулятори [59,60]. Він працює в діапазоні частот 402–405 МГц з каналами 300 кГц. Цей діапазон частот забезпечує хороші характеристики поширення сигналу в людському тілі, що робить його придатним для імплантованих пристроїв. MICS використовує протокол Listen-before-talk (LBT) для оцінки зв'язку перед початком передачі. У разі будь-яких перешкод MICS перемикається на інший радіоканал і прослуховує знову.

Система MICS має типовий діапазон передачі ~ 2 м і споживає всього 25 мкВт енергії. Однак із-за обмеженої доступності комерційних пристроїв MICS, а також деяких мережевих обмежень [61], ця технологія мало використовувалася в системах, що можна носити.

Існує декілька інших бездротових технологій для зв'язку на короткий діапазон, таких як Інфрачервона асоціація даних (IrDA), надширокосмуговий діапазон (UWB), Ідентифікація радіочастот (RFID), Близький зв'язок (NFC) та Wi-Fi. IrDA була однією з найпопулярніших бездротових технологій для зв'язку на дуже короткому діапазоні (<10 см) через їх високу швидкість передачі даних. Однак комунікаційні пристрої IrDA повинні підтримувати пряму видимість для передачі, що робить його неможливим для носяться систем моніторингу. UWB працює в широкому частотному спектрі 3,1–10,6 ГГц і використовує короткі гауссові імпульси або багатосмуговий ортогональний мультиплекс з частотним поділом (OFDM) для зв'язку. Він пропонує дуже високу швидкість передачі даних при дуже низькій спектральній щільності потужності, що захищає його від можливих перешкод з іншими радіохвилями [62,63], складність та обмежена доступність комерційних систем UWB робить це недоцільним для систем, що носяться. RFID - це ще одна популярна бездротова технологія, яка широко використовується в основному для відстеження та ідентифікації. Технологія RFID використовує різні смуги частот, включаючи діапазон ISM. Зчитувач або запитувач посилає сигнал на мітку або ярлик, які прикріплені до об'єкта, який слід ідентифікувати [64,65]. З іншого боку, NFC - це дешева бездротова технологія з діапазоном зв'язку ~ 20 см. Він працює в діапазоні частот 13,56 МГц і сумісний з пасивною технологією RFID, яка має ціну за збільшене споживання енергії. NFC підтримує лише зв'язок P2P між двома пристроями, тому він не підходить для переносних систем BSN [66,67].

Таблиця 2.1 - Основні особливості доступних на даний момент бездротових технологій.

Бездротові технології	Діапазон частот	Діапазон	Швидкість передачі даних	Споживання енергії	Максимальна кількість підтримуваних вузлів	Підтримувані топології мережі	Безпека	Модуляція
RFID	13,56 МГц 860–960 МГц	0-3 м	640 кбіт / с	200 мВт	1 за раз	P2P (пасивний)	Не застосовується	ASK, PSK, FSK
Bluetooth	2,4–2,5 ГГц	1–100 м	1–3 Мбіт / с	2,5–100 мВт	1 господар + 7 раб	P2P, зірка	56–128-біт-ний ключ	ГФСК
БЛЕ	2,4–2,5 ГГц	1–100 м	1 Мбіт / с	10 мВт	1 господар + 7 раб	P2P, зірка	128-розряд на AES	ГФСК
ZigBee	2,4–2,5 ГГц	10–100 м	250 кбіт / с	35 мВт	65 533	P2P, зірка, дерево та сітка	128-розряд на AES	OQPSK, BPSK
Wi-Fi	2,4–2,5 ГГц	150–200 м	54 Мбіт / с	1 Вт	255	P2P, зірка	WEP, WPA, WPA2	BPSK, QPSK, QAM
UWB	3,1–10,6 ГГц	3–10 м	53–480 Мбіт / с	250 мВт	1 господар + 7 раб	P2P, зірка		BPPM, FSK

АHT	2,4–2,5 ГГц	30 м	20–60 кбіт / с	0,01–1 мВт	65 533 в одному каналі	P2P, зірка, дерево та сітка	64- розряд на клавіш а	ГФСК
МІКС	402–405 МГц	2 м	200– 800 кбіт / с	25 мкВт		P2P, зірка		ФСК
ІrDA	38 кГц	10 см	1 Гбіт / с		1 за раз	P2P		
NFC	13,56 МГц	5 см	424 кбіт / с	15 мВт	1 за раз	P2P	AES	

Нарешті, WiFi, через надзвичайно високе енергоспоживання та складні конфігурації, неефективний для систем тривалого моніторингу, де необхідний триваліший термін служби акумулятора. В таблиці 2.1 представлено ключові особливості доступних на даний момент бездротових технологій та їх використання в сучасних носимих системах контролю стану здоров'я.

3 БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

3.1 Навчання з питань охорони праці

Навчання, системне та систематичне підвищення рівня знань не лише працівників, а всього населення України з питань охорони праці – один з основних принципів державної політики в галузі охорони праці, фундаментальна основа виробничої безпеки та санітарії, необхідна умова удосконалення управління охороною праці і забезпечення ефективної профілактичної роботи щодо запобігання нещасних випадків, професійних захворювань і аварій на виробництві.

Зараз в Україні діє система безперервного навчання з питань охорони праці:

- наступність та безперервність навчання з питань безпеки життя, діяльності та охорони праці усіх вікових категорій населення України;
- формування суспільної свідомості і рівня знань населення України, що відповідають вимогам часу;
- навчання з питань особистої безпеки та безпеки оточуючих, відповідних норм поведінки вихованців в дошкільних закладах освіти;
- навчання з питань охорони праці в середніх, позашкільних та професійно-технічних закладах освіти;
- навчання з питань безпеки життя і діяльності в цілому та охорони праці студентів вищих навчальних освітніх закладів;
- навчання з питань охорони праці працівників при їх підготовці, перепідготовці, підвищенні кваліфікації, при прийнятті на роботу та в період роботи;

- навчання працівників, які виконують роботи з підвищеною небезпекою та роботах, де є потреба у професійному доборі, інструктування працівників з питань охорони праці, дотримання порядку допуску до виконання робіт;
- навчання населення в цілому з питань безпеки життя, діяльності та охорони праці

За характером і часом проведення інструктажі з питань охорони праці поділяються на *вступний, первинний, повторний, позаплановий та цільовий*.

Вступний інструктаж проводиться:

- з усіма працівниками, які приймаються на постійну або тимчасову роботу, незалежно від їх освіти, стажу роботи та посади;
- з працівниками інших організацій, які прибули на підприємство і беруть безпосередню участь у виробничому процесі або виконують інші роботи для підприємства;
- з учнями та студентами, які прибули на підприємство для проходження виробничої практики;
- у разі екскурсії на підприємство;
- з усіма вихованцями, учнями, студентами та іншими особами, які навчаються в середніх, позашкільних, професійно-технічних, вищих закладах освіти при оформленні або зарахуванні до освітнього закладу.

Первинний інструктаж проводиться до початку роботи безпосередньо на робочому місці з працівником:

- новоприйнятим (постійно чи тимчасово) на підприємство;
- який переводиться з одного цеху виробництва до іншого;
- який буде виконувати нову для нього роботу; - відрядженим працівником, який бере безпосередню участь у виробничому процесі на підприємстві.

Первинний інструктаж проводиться також з вихованцями, учнями та студентами середніх, позашкільних, професійно-технічних, вищих закладів освіти:

- на початку занять у кожному кабінеті, лабораторії, де навчальний процес пов'язаний із застосуванням небезпечних або шкідливих хімічних, фізичних, біологічних факторів, у гуртках, перед уроками трудового навчання, фізкультури, перед спортивними змаганнями, вправами на спортивних знаряддях, при проведенні заходів за межами території закладів освіти;

- перед виконанням кожного навчального завдання, пов'язаного з використанням різних механізмів, інструментів, матеріалів тощо;

- на початку вивчення кожного нового предмета (розділу, теми) навчального плану (програми) - із загальних вимог безпеки, пов'язаних з тематикою і особливостями проведення цих занять.

Повторний інструктаж проводиться з працівниками на робочому місці в терміни, визначені відповідними чинними галузевими нормативними актами або керівником підприємства з урахуванням конкретних умов праці, але не рідше:

- 1 разу на 3 місяці- на роботах з підвищеною небезпекою;

- 1 разу на 6 місяців - для решти робіт.

Позаплановий інструктаж проводиться з працівниками на робочому місці або в кабінеті охорони праці:

- при введенні в дію нових або переглянутих нормативних актів про охорону праці, а також при внесенні змін та доповнень до них;

- при зміні технологічного процесу, заміні або модернізації устаткування, приладів та інструментів, вихідної сировини, матеріалів та інших факторів, що впливають на стан охорони праці;

- при порушеннях працівниками вимог нормативних актів про охорону праці, що можуть призвести або призвели до травм, аварій, пожеж тощо;

- при виявленні особами, які здійснюють державний нагляд і контроль за охороною праці, незнання вимог безпеки стосовно робіт, що виконуються працівником;

- при перерві в роботі виконавця робіт більш ніж на 30 календарних днів - для робіт з підвищеною небезпекою, а для решти робіт - понад 60 днів.

З учнями та студентами позаплановий інструктаж проводиться в кабінетах, лабораторіях, майстернях тощо при порушеннях ними вимог нормативних актів про охорону праці, що можуть призвести або призвели до травм, аварій, пожеж тощо.

Цільовий інструктаж проводиться з працівниками:

- при виконанні разових робіт, не передбачених трудовою угодою;
- при ліквідації аварії, стихійного лиха;
- при проведенні робіт, на які оформлюються наряд-допуск, розпорядження або інші документи, а також з вихованцями, учнями, студентами освітніх закладів в разі організації масових заходів (екскурсії, походи, спортивні заходи тощо).

3.2 Організація оповіщення і зв'язку в надзвичайних ситуаціях техногенного та природного характеру

Оповіщення населення про загрозу і виникнення надзвичайних ситуацій техногенного та природного характеру, постійне інформування його про стан наявної обстановки одне з найважливіших завдань цивільна оборона України.

В напрямку удосконалення систем зв'язку і оповіщення Кабінетом Міністрів України від 27 вересня 2017 р. № 733 "Про затвердження Положення про організацію оповіщення про загрозу виникнення або виникнення надзвичайних ситуацій та зв'язку у сфері цивільного захисту". [72]

Оповіщення – це доведення сигналів і повідомлень органів управління про загрозу та виникнення надзвичайних ситуацій техногенного та природного характеру, аварій, катастроф, епідемій, пожеж тощо до центральних і місцевих органів виконавчої влади, підприємств, установ, організацій і населення.

Система зв'язку – це організаційно технічне об'єднання, сил і засобів зв'язку, що використовуються для обміну інформацією в системі органів управління, яка будується за принципом широкого використання державних і відомчих мереж зв'язку.

Державна мережа – це опорна мережа зв'язку цивільної оборони, котра базується на загальнодержавному і обласному виробничо-технічному управлінні зв'язком.

За рахунок державної мережі зв'язку проводиться більш як 90-95% службових переговорів. Вона включає: телефонні і телеграфні мережі; мережі поштового зв'язку; мережі радіо і радіорелейного зв'язку.

Відомча мережа зв'язку складає приблизно 30% від державної, і до неї можна віднести такі мережі зв'язку: Міненерго, Мінтрансу (управління авіації, автотранспорту, річного і морського флоту та Укрзалізниці), Мінагропром тощо.

Основу об'єктової системи зв'язку складає адміністративно-господарський зв'язок та технологічний зв'язок, які забезпечують обмін інформацією з адміністративно-господарського, технологічного управління та управління цивільної оборони як у повсякденному житті, так і в умовах надзвичайних ситуацій (директорський, диспетчерський і технологічний зв'язок, телеграфний і радіомовний зв'язок, системи промислового телебачення для організації спостереження і контролю за технологічним процесом і безпекою у виробництві).

Провідний зв'язок у системі цивільної оборони здійснюється за загальнодержавною системою зв'язку, а також за допомогою засобів зв'язку

управлінь (відділів) з питань надзвичайних ситуацій та цивільного захисту населення територій, штабів та суб'єктів господарської діяльності.

Радіозасоби, які використовуються в системі цивільної оборони, поділяються на рухомі і стаціонарні. [73]

До рухомих радіозасобів належать переносні радіостанції (Р-822, Р-105М, Р-108М, Р-1-9М, Р-107, Карат, Кактус, сучасні мобільні вітчизняні та імпорتنі) і радіостанції, які встановлюються на автомобілях, інженерних і спеціальних машинах, літаках і вертольотах, а також ті, які пристосовані для швидкого розгортання і транспортування будь-яким видом транспорту (Р-110М, Р-102М2, Р-118М3, Р-140, Р-104АМ, Р-105, Р-108, Р-109з БУМ, Р-111, Р-113, Р-123, Р-401М, Р-405, Граніт-АС).

Стаціонарні радіозасоби встановлюються для постійної роботи на спорудах і нерухомих об'єктах (ВЯЗ-М2, Р-641Д, Р-642БД, Р-644БД, Р-654Б, Р-831, Р-822, РСО-30, РСО-5, Граніт-ЦС і нового покоління).

Основні типи радіоприймачів: Р-311, Р-326, Р-250М, Р-310М, Р-254-2М, Р-155П та нового покоління.

Радіорелейні засоби поділяються на рухомі і стаціонарні. Вони дозволяють забезпечити високоякісний дуплексний багато-канальний телефонний і телеграфний зв'язок, який мало залежить від часу року, діб і атмосферних завад. [75]

Оповіщення про загрозу виникнення надзвичайних ситуацій і постійне інформування населення досягається:

- завчасним створенням і підтримкою в постійній готовності загальнодержавної і територіальних автоматизованих систем централізованого оповіщення населення;
- організаційно-технічним з'єднанням територіальних систем централізованого оповіщення і систем оповіщення на об'єктах господарювання;

- завчасним створенням і організаційно-технічним з'єднанням з системами спостереження і контролю постійно діючих локальних систем оповіщення та інформації населення в зонах можливого катастрофічного затоплення, районах розміщення радіаційних і хімічних підприємств, інших потенційно небезпечних об'єктів;
- централізованим використанням загальнодержавних і відомчих систем зв'язку, радіопровідного, телевізійного оповіщення, радіотрансляційних мереж та інших технічних засобів передачі інформації.

Система оповіщення – це комплекс організаційно-технічних заходів, апаратури і технічних засобів оповіщення, каналів зв'язку, призначених для своєчасного доведення сигналів та інформації про виникнення надзвичайних ситуацій техногенного та природного характеру до центральних і місцевих органів виконавчої влади, підприємств, установ, організацій і населення.

Автоматизована система оповіщення та інформаційного забезпечення створюється на базі загальнодержавної мережі зв'язку та радіомовлення. Система має забезпечити циркуляційне оповіщення посадових осіб із застосуванням для цього міської телефонної мережі, засобів радіомовлення і телебачення.

Оповіщення підпорядкованих штабів, сил цивільної оборони і населення організовує орган управління з питань надзвичайних ситуацій відповідного рівня.

На кожний випадок надзвичайну ситуацію місцева влада сумісно з органами управління з питань надзвичайних ситуацій розробляє варіанти текстових повідомлень, які наближені до конкретних специфічних умов техногенного або природнього характеру.

Органами надзвичайних ситуацій у випадку загрози або виникнення ситуації, за допомогою сирени і виробничих гудків подається сигнал "Увага всім!", який повідомляє населення про надзвичайну обстановку.

Почувши його необхідно, включити радіо, телевізор і прослухати текст інформації про дії населення після одержання сигналу. Якщо радіо чи телевізор відсутні або вони не працюють, слід з'ясувати значення інформації інших людей які знають про неї.

Після одержання інформації необхідно виконати всі вказівки органів управління з питань надзвичайних ситуацій.

Для своєчасного попередження населення про надзвичайні події введені спеціальні сигнали повідомлення населення у мирний і воєнний час.

У випадку надзвичайні ситуації техногенного і природнього характеру в мирний час введені наступні сигнали оповіщення:

- Аварія па атомній електростанції. Показується місце, час. масштаби аварії, інформація про радіаційну обстановку та дії населення. Якщо є загроза забруднення радіоактивними речовинами, даються вказівки про необхідність проведення герметизації житлових, виробничих приміщень, заходів захисту від радіоактивних речовин продуктів харчування і води, проведення йодної профілактики.
- Аварія на хімічно небезпечному об'єкті. Повідомляється місце. час. масштаби аварії, інформація про можливе хімічне зараження території, напрямок та швидкість можливого руху зараженою повітря, райони, яким загрожує небезпека. Надається інформація про поведінку населення залежно від обставин: залишатися на місці, у закритих житлових приміщеннях, на робочих місцях чи залишати їх і, застосувавши засоби індивідуального захисту, прямувати на місця збору для евакуації або в захисні споруди.
- Землетрус. Подається повідомлення про загрозу землетрусу або його початок. Вказується населенню про необхідність відключити газ і електроенергію, загасити вогонь у печах, повідомити сусідів про одержану інформацію, взяти необхідний одяг, документи,

продукт харчування, вийти на вулицю і розміститися па відкритій місцевості на безпечній відстані від будинків, споруд, ліній електропередач.

- Затоплення. Повідомляється район, в якому очікується затоплення в результаті підйому рівня води в річці чи аварії на дамбі, взяти речі, документи, продукти харчування, воду, відключити електроенергію, газ і зібратися у вказаному місці для евакуації, повідомити сусідів про стихійне лихо і надалі слухати інформацію органів управління з питань надзвичайній ситуацій
- Штормове попередження. Подається інформація про посилення вітру. Населенню повідомляється, що необхідно зачинити вікна, двері, закрити в приміщеннях тварин, повідомити сусідів, по можливості, перейти в підвали, погреби.
- Сигнали оповіщення населення у воєнний час наступні:
- Повітряна тривога. По радіо передається текст: "Увага! Увага! Повітряна тривога! Повітряна тривога!". Одночасно з цим сигнал дублюється сиренами, гудками підприємств і транспорту. Тривалість сигналу 2-3 хв.
- За цим сигналом об'єкти припиняють роботу, транспорт зупиняється і все населення укривається в захисних спорудах. Робітники і службовці припиняють роботу відповідно до інструкцій і вказівок адміністрації. Там, де неможливо через технологічний процес або через вимоги безпеки зупинити виробництво, залишаються чергові, для яких повинні бути обладнані захисні споруди.
- Відбій повітряної тривоги. Органами цивільної оборони через радіотрансляційну мережу передається текст: "Увага! Увага! Громадяни! Відбій повітряної тривоги!". За цим сигналом

населення залишає захисні споруди і повертається на свої робочі місця і в житлові будинки.

- Радіаційна небезпека. Подається в населених пунктах і районах, в напрямку до яких рухається радіоактивна хмара, що утворилася при вибуху ядерного боєзапасу. Почувши цей сигнал, необхідно прийняти радіозахисні медичні препарати, надіти респіратор (протипилову маску, ватно-марлеву пов'язку, протигаз), взяти запас продуктів, документи, медикаменти, предмети першої необхідності і прямувати у сховище або у протирадіаційне укриття.
- Хімічна тривога. Подається при загрозі або безпосередньому виявленні хімічного чи бактеріологічного зараження. За цим сигналом необхідно прийняти захисні медичні препарати, швидко надіти протигаз, а при необхідності засоби захисту шкіри, по можливості укритися в захисних спорудах. Якщо таких поблизу немає, то від ураження аерозолями отруйних речовин і бактеріальних засобів можна захиститися в житлових чи виробничих приміщеннях.

Успіх захисту населення буде залежати від дисциплінованості, своєчасної і правильної поведінки, суворого дотримання рекомендацій і вимог.

Для того, щоб оперативно оповіщати населення про аварії на АЕС, хімічно небезпечних об'єктах, гідровузлах і інших об'єктах, де існує велика небезпека катастроф, в теперішній час створюються локальні системи оповіщення. За їх допомогою можна своєчасно інформувати не тільки працівників цих об'єктів, але й керівників підприємств, установ, організацій, навчальних закладів, що знаходяться поблизу них, а також все населення, що потрапляє в зони можливого зараження, руйнування, катастрофічного затоплення. Межі таких зон визначають завчасно. Всі підприємства, установи

і населені пункти об'єднуються в самостійну локальну систему оповіщення і зв'язку. Разом з тим, локальні системи, хоча і самостійні, але в той же час є частиною територіальної (обласної) системи централізованого оповіщення і зв'язку.

В Україні створюється локальна державна система оповіщення про загрозу катастрофічного затоплення в разі руйнування гідроспоруд. [74]

Головна перевага локальних систем – їх оперативність, яка в умовах аварій і катастроф особливо необхідна. В критичній ситуації черговий диспетчер сам приймає рішення і негайно подає сигнал. Спочатку він вмикає сирени об'єкта і житлового масиву, що знаходиться поблизу, звук яких означає сигнал "Увага всім!". Потім йде мовна інформація, що пояснює порядок дій в обстановці, що склалася. Для попередження населення можуть використовуватися і пересувні звукопідсилювальні станції.

Локальна система вмикається негайно для того, щоб інформація про загрозу зараження або затоплення дійшла до громадян вчасно, і люди змогли оперативно вжити захисні заходи ще до початку небезпеки.

В критичних ситуаціях безпека людей в основному залежить від компетентності і відповідальності чергового персоналу потенційно небезпечних об'єктів. Швидко, майже миттєво оцінити обстановку і негайно ввімкнути систему оповіщення, головна вимога до тих, хто несе чергування на диспетчерському пункті.

Відповідальність за організацію зв'язку і оповіщення на об'єкті несуть начальники об'єктів та начальники штабів центрального управління, а безпосереднє забезпечення і підтримку зв'язку в справному стані здійснюють начальники служб зв'язку та оповіщення областей, міст, районів і об'єктів народною господарства.

ВИСНОВКИ

У кваліфікаційній роботі представлено сучасний огляд фізіологічних параметрів та систем моніторингу активності, розроблених на платформі, що носить.

Постійний моніторинг стану здоров'я може надавати вичерпну інформацію про стан здоров'я людей протягом певного періоду. Носимі давачі у поєднанні з сучасними інформаційними та комунікаційними технологіями відкрили нову еру економічно ефективних віддалених медичних послуг. Системи можуть включати моніторинг та аналіз даних, а також алгоритми прогнозування, які потенційно можуть робити прогноз деяких захворювань з більш високим ступенем вірогідності, що призводить до ранньої діагностики та лікування.

Крім того:

- системи вимірювання біопотенціалу (ЕКГ, EDA) дуже часто страждають від низького відношення сигнал / шум (SNR), яке головним чином розвивається від шуму, викликаного рухом користувача;
- ключове питання носимої системи охорони здоров'я пов'язане з приватністю та безпекою конфіденційної медичної інформації користувача;
- забезпечення низького споживання енергії та високої енергоефективності;
- для досягнення широкого визнання серед людей, системи повинні бути доступними, простими у використанні, ненав'язливими та взаємодіючими між різними обчислювальними платформами.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Vaishnav, S.; Stevenson, R.; Marchant, B.; Lagi, K.; Ranjadayalan, K.; Timmis, A.D. Relation between heart rate variability early after acute myocardial infarction and long-term mortality. *Am. J. Cardiol.* 1994, 73, 653–657.
2. Bigger, J.T.; Fleiss, J.L.; Kleiger, R.; Miller, J.P.; Rolnitzky, L.M. The relationships among ventricular arrhythmias, left ventricular dysfunction, and mortality in the 2 years after myocardial infarction. *Circulation* 1984, 69, 250–258.
3. Kleiger, R.E.; Miller, J.; Bigger, J.; Moss, A.J. Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after acute myocardial infarction. *Am. J. Cardiol.* 1987, 59, 256–262.
4. Nemati, E.; Deen, M.; Mondal, T. A wireless wearable ECG sensor for long-term applications. *IEEE Commun. Mag.* 2012, 50, 36–43.
5. Hadjem, M.; Salem, O.; Nait-Abdesselam, F. An ECG monitoring system for prediction of cardiac anomalies using WBAN. In *Proceedings of the 2014 IEEE 16th International Conference on e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom)*, Natal, Brazil, 15–18 October 2014.
6. Andreoni, G.; Perego, P.; Standoli, C. Wearable monitoring of elderly in an ecologic setting: The SMARTA project. Available online: <https://sciforum.net/conference/ecsa-2/paper/3192/download/pdf> (accessed on 5 January 2017).
7. Tseng, K.C.; Lin, B.-S.; Liao, L.-D.; Wang, Y.-T.; Wang, Y.-L. Development of a Wearable Mobile Electrocardiogram Monitoring System by Using Novel Dry Foam Electrodes. *IEEE Syst. J.* 2014, 8, 900–906.
8. Lee, J.; Heo, J.; Lee, W.; Lim, Y.; Kim, Y.; Park, K. Flexible Capacitive Electrodes for Minimizing Motion Artifacts in Ambulatory Electrocardiograms. *Sensors* 2014, 14, 14732–14743.

9. Nemati, E.; Deen, M.; Mondal, T. A wireless wearable ECG sensor for long-term applications. *IEEE Commun.Mag.* 2012, 50, 36–43.
10. Komensky, T.; Jurcisin, M.; Ruman, K.; Kovac, O.; Laqua, D.; Husar, P. Ultra-wearable capacitive coupled and common electrode-free ECG monitoring system. In *Proceedings of the 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, San Diego, CA, USA, 28 August–1 September 2012; pp. 1594–1597.
11. Park, J.-H.; Jang, D.-G.; Park, J.; Youm, S.-K. Wearable Sensing of In-Ear Pressure for Heart Rate Monitoring with a Piezoelectric Sensor. *Sensors* 2015, 15, 23402–23417.
12. Shu, Y.; Li, C.; Wang, Z.; Mi, W.; Li, Y.; Ren, T.-L. A Pressure sensing system for heart rate monitoring with polymer-based pressure sensors and an anti-interference post processing circuit. *Sensors* 2015, 15, 3224–3235.
13. Yoon, S.; Cho, Y.-H. A Skin-attachable Flexible Piezoelectric Pulse Wave Energy Harvester. *J. Phys. Conf. Ser.* 2014, 557, 012026.
14. Mulroy, S.; Gronley, J.; Weiss, W.; Newsam, C.; Perry, J. Use of cluster analysis for gait pattern classification of patients in the early and late recovery phases following stroke. *Gait Posture* 2003, 18, 114–125.
15. Snijders, A.H.; Warrenburg, B.P.V.D.; Giladi, N.; Bloem, B.R. Neurological gait disorders in elderly people: Clinical approach and classification. *Lancet Neurol.* 2007, 6, 63–74.
16. Coutinho, E.S.F.; Bloch, K.V.; Coeli, C.M. One-year mortality among elderly people after hospitalization due to fall-related fractures: Comparison with a control group of matched elderly. *Cadernos de Saúde Pública* 2012, 28, 801–805.
17. Zhou, Z.; Dai, W.; Eggert, J.; Giger, J.; Keller, J.; Rantz, M.; He, Z. A real-time system for in-home activity monitoring of elders. In *Proceedings of the 2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Minneapolis, MN, USA, 3–6 September 2009; pp. 6115–6118.

18. Ni, B.; Wang, G.; Moulin, P. RGBD-HuDaAct: A Color-Depth Video Database for Human Daily Activity Recognition. In *Consumer Depth Cameras for Computer Vision*; Springer: London, UK, 2013; pp. 193–208.
19. Deen, M.J. Information and communications technologies for elderly ubiquitous healthcare in a smart home. *Pers. Ubiquitous Comput.* 2015, 19, 573–599.
20. Derawi, M.; Bours, P. Gait and activity recognition using commercial phones. *Comput. Secur.* 2013, 39, 137–144.
21. De, D.; Bharti, P.; Das, S.K.; Chellappan, S. Multimodal Wearable Sensing for Fine-Grained Activity Recognition in Healthcare. *IEEE Internet Comput.* 2015, 19, 26–35.
22. Bertolotti, G.M.; Cristiani, A.M.; Colagiorgio, P.; Romano, F.; Bassani, E.; Caramia, N.; Ramat, S. A Wearable and Modular Inertial Unit for Measuring Limb Movements and Balance Control Abilities. *IEEE Sens. J.* 2016, 16, 790–797.
23. Bejarano, N.C.; Ambrosini, E.; Pedrocchi, A.; Ferrigno, G.; Monticone, M.; Ferrante, S. A Novel Adaptive, Real-Time Algorithm to Detect Gait Events from Wearable Sensors. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 2015, 23, 413–422.
24. Alshurafa, N.; Xu, W.; Liu, J.J.; Huang, M.-C.; Mortazavi, B.; Roberts, C.K.; Sarrafzadeh, M. Designing a Robust Activity Recognition Framework for Health and Exergaming Using Wearable Sensors. *IEEE J. Biomed. Health Inform.* 2014, 18, 1636–1646.
25. Kräuchi, K.; Konieczka, K.; Roescheisen-Weich, C.; Gompper, B.; Hauenstein, D.; Schoetzau, A.; Fraenkl, S.; Flammer, J. Diurnal and menstrual cycles in body temperature are regulated differently: A 28-day ambulatory study in healthy women with thermal discomfort of cold extremities and controls. *Chronobiol. Int.* 2013, 31, 102–113.
26. Coyne, M.D.; Kesick, C.M.; Doherty, T.J.; Kolka, M.A.; Stephenson, L.A. Circadian rhythm changes in core temperature over the menstrual cycle: Method

- for noninvasive monitoring. *Am. J. Physiol. Regul. Integr. Comp. Physiol.* 2000, 279, R1316–R1320.
27. Reith, J.; Jorgensen, H.S.; Pedersen, P.M.; Nakamaya, H.; Jeppesen, L.L.; Olsen, T.S.; Raaschou, H.O. Body temperature in acute stroke: Relation to stroke severity, infarct size, mortality, and outcome. *Lancet* 1996, 347, 422–425.
 28. Buller, M.J.; Tharion, W.J.; Chevront, S.N.; Montain, S.J.; Kenefick, R.W.; Castellani, J.; Latzka, W.A.; Roberts, W.S.; Richter, M.; Jenkins, O.C.; et al. Estimation of human core temperature from sequential heart rate observations. *Physiol. Meas.* 2013, 34, 781–798.
 29. Oguz, P.; Ertas, G. Wireless dual channel human body temperature measurement device. In *Proceedings of the 2013 International Conference on Electronics, Computer and Computation (ICECCO)*, Ankara, Turkey, 7–9 November 2013; pp. 52–55.
 30. Boano, C.A.; Lasagni, M.; Romer, K.; Lange, T. Accurate Temperature Measurements for Medical Research Using Body Sensor Networks. In *Proceedings of the 2011 14th IEEE International Symposium on Object/Component/Service-Oriented Real-Time Distributed Computing Workshops*, Newport Beach, CA, USA, 28–31 March 2011; pp. 189–198.
 31. Boano, C.A.; Lasagni, M.; Romer, K. Non-invasive measurement of core body temperature in Marathon runners. In *Proceedings of the 2013 IEEE International Conference on Body Sensor Networks*, Cambridge, MA, USA, 6–9 May 2013; pp. 1–6.
 32. Baker, C. Method and System for Controlled Maintenance of Hypoxia for Therapeutic or Diagnostic Purposes. U.S. Patent No. US 11/241,062, 30 September 2005.
 33. O’driscoll, B.R.; Howard, L.S.; Davison, A.G. BTS guideline for emergency oxygen use in adult patients. *Thorax* 2008, 63, vi1–vi68.

34. Duun, S.B.; Haahr, R.G.; Birkelund, K.; Thomsen, E.V. A Ring-Shaped Photodiode Designed for Use in a Reflectance Pulse Oximetry Sensor in Wireless Health Monitoring Applications. *IEEE Sens. J.* 2010, 10, 261–268.
35. Chen, W.; Ayoola, I.; Oetomo, S.B.; Feijs, L. Non-invasive blood oxygen saturation monitoring for neonates using reflectance pulse oximeter. In *Proceedings of the 2010 Design, Automation & Test in Europe Conference & Exhibition (DATE 2010)*, Dresden, Germany, 8–12 March 2010; pp. 1530–1535.
36. Li, K.; Warren, S. A Wireless Reflectance Pulse Oximeter with Digital Baseline Control for Unfiltered Photoplethysmograms. *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.* 2012, 6, 269–278.
37. Guo, D.; Tay, F.E.; Xu, L.; Yu, L.; Nyan, M.; Chong, F.; Yap, K.; Xu, B. A Long-term Wearable Vital Signs Monitoring System using BSN. In *Proceedings of the 2008 11th EUROMICRO Conference on Digital System Design Architectures, Methods and Tools*, Parma, Italy, 3–5 September 2008; pp. 825–830.
38. Petersen, C.; Chen, T.; Ansermino, J.; Dumont, G. Design and Evaluation of a Low-Cost Smartphone Pulse Oximeter. *Sensors* 2013, 13, 16882–16893.
39. Sola, J.; Castoldi, S.; Chetelat, O.; Correvon, M.; Dasen, S.; Droz, S.; Jacob, N.; Kormann, R.; Neumann, V.; Perrenoud, A.; et al. SpO₂ Sensor Embedded in a Finger Ring: Design and implementation. In *Proceedings of the 2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, New York, NY, USA, 31 August–3 September 2006; pp. 4295–4298.
40. Cai, Q.; Sun, J.; Xia, L.; Zhao, X. Implementation of a wireless pulse oximeter based on wrist band sensor. In *Proceedings of the 2010 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics*, Yantai, China, 16–18 October 2010; pp. 1897–1900.

41. Tavakoli, M.; Turicchia, L.; Sarpeshkar, R. An Ultra-Low-Power Pulse Oximeter Implemented With an Energy-Efficient Transimpedance Amplifier. *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.* 2010, 4, 27–38.
42. Mendelson, Y.; Duckworth, R.J.; Comtois, G. A Wearable Reflectance Pulse Oximeter for Remote Physiological Monitoring. In *Proceedings of the 2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, New York, NY, USA, 31 August–3 September 2006; pp. 912–915.
43. Haahr, R.G.; Duun, S.B.; Toft, M.H.; Belhage, B.; Larsen, J.; Birkelund, K.; Thomsen, E.V. An Electronic Patch for Wearable Health Monitoring by Reflectance Pulse Oximetry. *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.* 2012, 6, 45–53.
44. Scully, C.G.; Lee, J.; Meyer, J.; Gorbach, A.M.; Granquist-Fraser, D.; Mendelson, Y.; Chon, K.H. Physiological Parameter Monitoring from Optical Recordings With a Mobile Phone. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2012, 59, 303–306.
45. Halonen, T.; Romero, J.; Melero, J. *GSM, GPRS and EDGE Performance: Evolution towards 3G/UMTS*; John Wiley & Sons: Hoboken, NJ, USA, 2002.
46. Salkintzis, K. *Mobile Internet: Enabling Technologies and Services*; CRC Press: Boca Raton, FL, USA, 2004.
47. Dahlman, E.; Parkvall, S.; Skold, J.; Beming, P. *3G Evolution: HSPA and LTE for Mobile Broadband*; Academic Press: Cambridge, MA, USA, 2010.
48. Ren, Y.; Werner, R.; Pazzi, N.; Boukerche, A. Monitoring patients via a secure and mobile healthcare system. *IEEE Wirel. Commun.* 2010, 17, 59–65.
49. Jang, C.S.; Lee, D.G.; Han, J.-W.; Park, J.H. Hybrid security protocol for wireless body area networks. *Wirel. Commun. Mob. Comput.* 2011, 11, 277–288.
50. Agrawal, V. Security and Privacy Issues in Wireless Sensor Networks for Healthcare. *Internet Things User-Centric IoT* 2015, 36, 223–228.
51. Shoshani, B.; David, R.B. Vertical Conductive Textile Traces and Methods of Knitting Thereof. U.S. Patent No. US 14/646,971, 23 November 2013.

52. Matsuhisa, N.; Kaltenbrunner, M.; Yokota, T.; Jinno, H.; Kuribara, K.; Sekitani, T.; Someya, T. Printable elastic conductors with a high conductivity for electronic textile applications. *Nat. Commun.* 2015, 6, 7461.
53. Parkova, I.; Vališevskis, A.; Ziemele, I.; Briedis, U.; Vilumsone, A. Improvements of Smart Garment Electronic Contact System. *Adv. Sci. Technol.* 2013, 80, 90–95.
54. Laine, T.H.; Lee, C.; Suk, H. Mobile Gateway for Ubiquitous Health Care System Using ZigBee and Bluetooth. In *Proceedings of the 2014 Eighth International Conference on Innovative Mobile and Internet Services in Ubiquitous Computing*, Birmingham, UK, 2–4 July 2014; pp. 139–145.
55. Touati, F.; Tabish, R. U-Healthcare System: State-of-the-Art Review and Challenges. *J. Med. Syst.* 2013, 37, 1–20.
56. Dementyev, A.; Hodges, S.; Taylor, S.; Smith, J. Power consumption analysis of Bluetooth Low Energy, ZigBee and ANT sensor nodes in a cyclic sleep scenario. In *Proceedings of the 2013 IEEE International Wireless Symposium (IWS)*, Beijing, China, 14–18 April 2013; pp. 1–4.
57. Malhi, K.; Mukhopadhyay, S.; Schnepfer, J.; Haefke, M.; Ewald, H. A Zigbee-Based Wearable Physiological Parameters Monitoring System. *IEEE Sens. J.* 2012, 12, 423–430.
58. Mehmood, N.Q.; Culmone, R. An ANT Protocol Based Health Care System. In *Proceedings of the 2015 IEEE 29th International Conference on Advanced Information Networking and Applications Workshops*, Guwangiu, Korea, 24–27 March 2015; pp. 193–198.
59. Savci, H.; Sula, A.; Wang, Z.; Dogan, N.; Arvas, E. MICS Transceivers: Regulatory Standards and Applications. In *IEEE SoutheastCon Proceedings*; IEEE: Piscataway, NJ, USA, 2005; pp. 179–182.
60. Fang, Q.; Lee, S.Y.; Permana, H.; Ghorbani, K.; Cosic, I. Developing a Wireless Implantable Body Sensor Network in MICS Band. *IEEE Trans. Inform. Technol. Biomed.* 2011, 15, 567–576.

61. Zhen, B.; Li, H.B.; Kohno, R. Networking issues in medical implant communications. *Int. J. Multimed. Ubiquitous Eng.* 2009, 4, 23–38.
62. Lazaro, A.; Girbau, D.; Villarino, R. Analysis of Vital Signs Monitoring Using an Ir-Uwb Radar. *Prog. Electromagn. Res.* 2010, 100, 265–284.
63. Chu, Y.; Ganz, A. A UWB-based 3D location system for indoor environments. In *Proceedings of the 2nd International Conference on Broadband Networks*, Boston, MA, USA, 3–7 October 2005; pp. 1147–1155.
64. Yoo, H.-J.; Cho, N. Body channel communication for low energy BSN/BAN. In *Proceedings of the APCCAS 2008—2008 IEEE Asia Pacific Conference on Circuits and Systems*, Macao, China, 30 November–3 December 2008; pp. 7–11.
65. Sole, M.; Musu, C.; Boi, F.; Giusto, D.; Popescu, V. RFID sensor network for workplace safety management. In *Proceedings of the 2013 IEEE 18th Conference on Emerging Technologies & Factory Automation (ETFa)*, Cagliari, Italy, 10–13 September 2013; pp. 1–4.
66. Liu, Y. A Heart Rate Finger Ring and Its Smartphone APP through Customized NFC. Master's Thesis, Rose-Hulman Institute of Technology, Terre Haute, IN, USA, 2015.
67. Fontecha, J.; Hervas, R.; Bravo, J.; Villarreal, V. An NFC Approach for Nursing Care Training. In *Proceedings of the 2011 Third International Workshop on Near Field Communication*, Hagenberg, Austria, 22–23 February 2011; pp. 38–43.