

Міністерство освіти і науки України
Харківський національний університет ім. В.Н. Каразіна
Кафедра фізичної та біомедичної електроніки та комплексних
інформаційних технологій

ДИПЛОМНИЙ ПРОЕКТ

(позначення документа)

ДОСЛІДЖЕННЯ ІНЕРЦІЙНОЇ СИСТЕМИ ДЛЯ
НЕІНВАЗИВНОЇ ОЦІНКИ СТАНУ ХРЕБТА ЛЮДИНИ
(тема роботи)

Студент групи РЕ-61
(шифр групи)

(підпис)

Асланов С.Х.
(прізвище, ініціали)

Науковий керівник
(підпис) (посада, прізвище, ініціали)

Антоненко Є.О.

Науковий консультант
(підпис) (посада, прізвище, ініціали)

Зав. кафедрою ФБМЕ та КІТ _____
(підпис) (посада, прізвище, ініціали)

2025

ЗМІСТ

ВСТУП

1. АНАТОМО-БІОМЕХАНИЧНІ ОСОБЛИВОСТІ ХРЕБЕТНОГО СТОВПА

- 1.1. Функціональна роль опорно-рухового апарату
- 1.2. Чинники, що визначають розвиток скелета
- 1.3. Структура хребетного стовпа: морфологія та функціональні елементи
- 1.4. Вікові зміни та їх вплив на поставу

2. МАТЕМАТИЧНІ ТА АНАЛІТИЧНІ МОДЕЛІ ОЦІНКИ СТАНУ ХРЕБТА

- 2.1. Сучасні підходи до моделювання хребетного стовпа
- 2.2. Методи реєстрації та відтворення положення тіла
- 2.3. Вибір інерційного підходу для оцінки стану хребта
- 2.4. Концептуальна аналітична модель оцінки рухових характеристик

3. ПОСТАВА ЛЮДИНИ: ПАРАМЕТРИ, ПОКАЗНИКИ ТА ПОРУШЕННЯ

- 3.1. Функціональне значення правильної постави

3.2. Параметри та ознаки оцінки постави

3.3. Класифікація порушень постави

3.1. Кількісні критерії патологічних відхилень

3.5. Біомеханічні наслідки порушень постави

4. МЕТОДИКА ТА КОНЦЕПЦІЯ СИСТЕМИ ОЦІНКИ СТАНУ ХРЕБТА

4.1. Вимоги до сучасної системи діагностики стану хребта

4.2. Концептуальна структурна модель системи

4.3. Принцип роботи інерційної вимірювальної підсистеми

4.4. Методика збору даних та послідовність вимірювань

4.5. Математична обробка сигналів та розрахунок показників

4.6. Аналіз похибок та обмежень методики

4.7. Перспективи практичної реалізації

ВСТУП

Стан опорно-рухового апарату є одним із ключових показників здоров'я людини, а своєчасне виявлення порушень постави та викривлень хребта має важливе значення для профілактики та попередження розвитку патологій. Традиційні методи діагностики, зокрема рентгенологічні дослідження, хоч і забезпечують високу точність, проте є дорогими, потребують спеціалізованого обладнання та супроводжуються променевим навантаженням. Саме тому актуальною є розробка неінвазивних, безпечних та доступних методів скринінгової оцінки стану хребта, які можуть застосовуватися у широкій практиці - від медичних установ до реабілітаційних центрів та програм профілактики в освітніх закладах.

Одним із перспективних напрямів є використання інерційних датчиків, зокрема MEMS-акселерометрів. Ці датчики можуть отримувати інформацію про просторове положення та геометрію поверхні без використання складних механічних або оптичних систем. Такі сенсори легкі та енергоефективні, і їх можна встановити в портативні пристрої. Використання інерційних вимірювань разом із даними про переміщення дозволяє відновити форму спини та визначити відхилення від анатомічної норми.

У межах даної роботи проведено аналіз принципів побудови інерційної вимірювальної підсистеми, запропоновано методику збору даних та математичну обробку сигналів. Практичне значення роботи полягає у створенні концепції простого та доступного інструменту для первинної оцінки стану хребта, який може бути використаний у скринінгових обстеженнях та реабілітаційній практиці. Отримані результати можуть стати основою для подальшої розробки портативного пристрою та програмного забезпечення для аналізу інерційних вимірювань і автоматичної інтерпретації отриманих даних.

1. АНАТОМО-БІОМЕХАНИЧНІ ОСОБЛИВОСТІ ХРЕБЕТНОГО СТОВПА

1.1. Функціональна роль опорно-рухового апарату

Опорно-рухова система людини є складною інтегрованою системою, яка забезпечує виконання різних рухових актів і підтримку положення тіла в просторі. Активна та пасивна частини структурної опорно-рухової системи взаємопов'язані для виконання своїх функцій.

Активна частина складається з м'язової тканини, яка має здатність скорочуватися та створювати механічні сили, які дозволяють рухати кісткові структури. Скелетний кістяк і різні види зв'язків між окремими кістковими елементами складають пасивну частину.

Кістки черепа, осьовий скелет (хребет і грудна клітка) і скелетна система кінцівок складають складну тривимірну скелетну систему людини. Це система виконує багато життєво важливих завдань, включаючи підтримку, захист і рух внутрішніх органів. У скелеті дорослої людини 206 кісток, з яких 85 парних і 36 непарних.

Основними функціями опорно-рухового апарату є:

1. Опорна функція реалізується за рахунок формування жорсткої каркасної структури, до якої прикріплені м'які тканини та внутрішні органи. Кістки та їх з'єднання утворюють основу для всієї архітектури тіла. М'які тканини виконують механічні функції, а саме фіксують органи відносно жорсткого скелета, забезпечуючи підтримку та додатковий захист.
2. Рухова функція тісно пов'язана з опорою та реалізується через систему кісткових важелів, з'єднаних рухомими суглобами, що приводяться в рух скелетними м'язами. Ця функція дозволяє людині виконувати складні скоординовані рухи та пересуватися в просторі.
3. Метаболічна функція пов'язана з участю кісткової тканини в мінеральному обміні. Кістки є основним депо кальцію та фосфору в організмі, що має вирішальне значення для підтримки гомеостазу.

4. Захисна функція включає створення каналів і порожнин для важливих структур тіла. Хребетний канал захищає спинний мозок, грудна клітка захищає серце, легені та основні кровоносні судини, а тазове кільце захищає репродуктивні органи.

1.2. Чинники, що визначають розвиток скелета

Протягом життя кісткова система людини зазнає морфологічних і функціональних змін. Кількість взаємозалежних ендогенних і екзогенних факторів визначає процеси формування, росту та ремоделювання кісток.

Новонароджений скелет в основному складається з хряща, який поступово замінюється кісткою під час окостеніння. У перший період інтенсивного росту трубчасті кістки активно подовжуються та формуються основні структурні елементи скелета. Після цього етапу темпи росту дещо сповільнюються, але вони залишаються майже незмінними до наступної фази прискореного розвитку, яка є часом активних гормональних змін. В цей момент кісткові відростки остаточно формуються, хребет набуває остаточної форми, а ростові пластинки довгих кісток поступово зникаються. Ремоделювання відбувається протягом усього життя, хоча ріст кісток припиняється після дорослішання. У старості відбуваються інволютивні зміни, які включають зменшення щільності кісткової тканини.

Достатнє споживання білка, мікроелементів та вітамінів є необхідним для нормального формування кісток. Для процесу мінералізації кісток фундаментальним є достатній рівень кальцію, фосфору та вітаміну D. Дефіцит вітаміну C порушує синтез колагену, що призводить до утворення крихких та деформованих кісток, а дефіцит вітаміну D та кальцію викликає рахіт у дітей або остеомаліцію у дорослих. Сучасні дослідження також підкреслюють роль вітаміну K у процесах кальцифікації та важливість магнію для метаболізму кісток.

Механічні навантаження діють як потужний стимул для росту та ремоделювання кісток відповідно до принципу функціональної адаптації. Систематична фізична активність збільшує кісткову масу, товщину кортикального шару та щільність трабекулярної сітки. Правильно контрольовані навантаження стимулюють остеобласти та збільшують синтез кісткової матриці. І навпаки, фізична бездіяльність призводить до прогресуючої втрати кісткової маси через переважання процесів резорбції над процесами формування. Люди похилого віку та пацієнти з тривалою іммобілізацією особливо вразливі до відсутності фізичної активності.

1.3. Структура хребетного стовпа: морфологія та функціональні елементи

Хребетний стовп є центральною віссю опорно-рухового апарату людини, який виконує такі функції, як опора, захист, амортизація та рух. Його складна багаторівнева структура включає кісткові, хрящові, зв'язкові та м'язові структури. Коли ці частини працюють разом, вони створюють необхідний баланс міцності та гнучкості, що дозволяє хребту витримувати великі навантаження та здійснювати широкий діапазон рухів.

Хребет дорослої людини складається з 33-34 хребців, об'єднаних у п'ять анатомічних відділів:

- шийний (C1-C7) - найбільш рухлива частина хребта. Особлива форма перших двох хребців, дозволяє виконувати широкий діапазон рухів голови, включаючи нахил, обертання та розгинання. Цей відділ містить важливі структури, зокрема хребетні артерії, що живлять головний мозок, і відповідає за орієнтацію голови в просторі.
- грудний (T1-T12) - використовується переважно для опори та захисту, тому його рухливість досить обмежена. Стабільність серця, легень і великих судин забезпечується стабільністю цього відділу.

- поперековий (L1-L5) - вирізняється масивністю хребців і здатністю витримувати значні осьові навантаження. Оскільки попереки постійно бере участь у рухах, пов'язаних із нахилами, підніманням ваги та підтриманням вертикальної пози, саме тут найчастіше виникають дегенеративно-дистрофічні зміни.
- крижовий (S1-S5, зрощені) - це міцна основа з'єднується з тазовими кістками, забезпечуючи рівномірний розподіл ваги тіла на нижні кінцівки під час ходьби та стояння.
- куприковий (3 зрощені хребці) - є рудиментарною структурою з трьома зрощеними хребцями. Незважаючи на це, він виконує багато завдань, включаючи підтримку рівноваги в сидячому положенні та служить місцем прикріплення м'язів та зв'язок тазового дна.

Кожен із цих відділів має свої унікальні структурні та функціональні характеристики, що призводить до нерівномірного розподілу навантажень уздовж осі тіла.

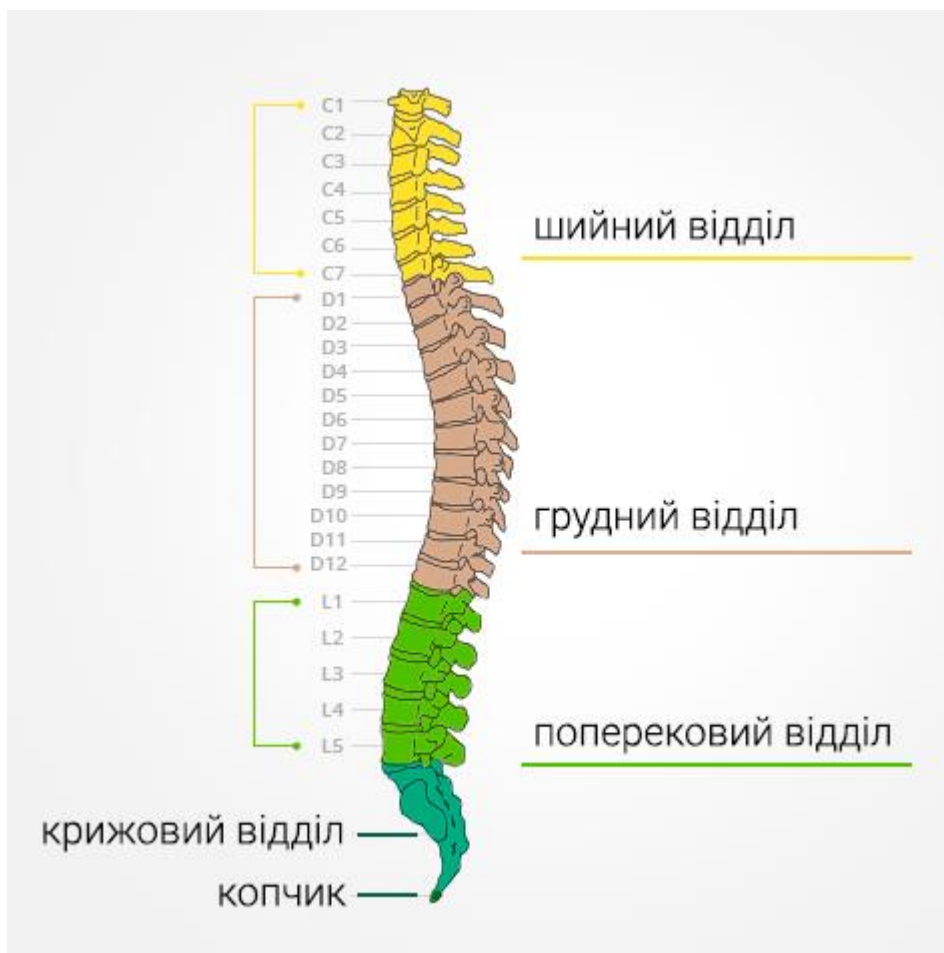


Рис. 1.1. Хребетний стовп. Вид збоку.

Незважаючи на різноманітність форм та розмірів хребців у різних відділах, їх основна морфологія зберігається. Звичайний хребець складається з дуги, яка утворює хребтовий канал, і тіла, яке сприймає компресійні навантаження. Остистий і поперечний відростки дуги є ключовими точками фіксації м'язів і зв'язок. Фасеткові суглоби регулюють напрямки та обсяг рухів між хребцями завдяки суглобовим відросткам.

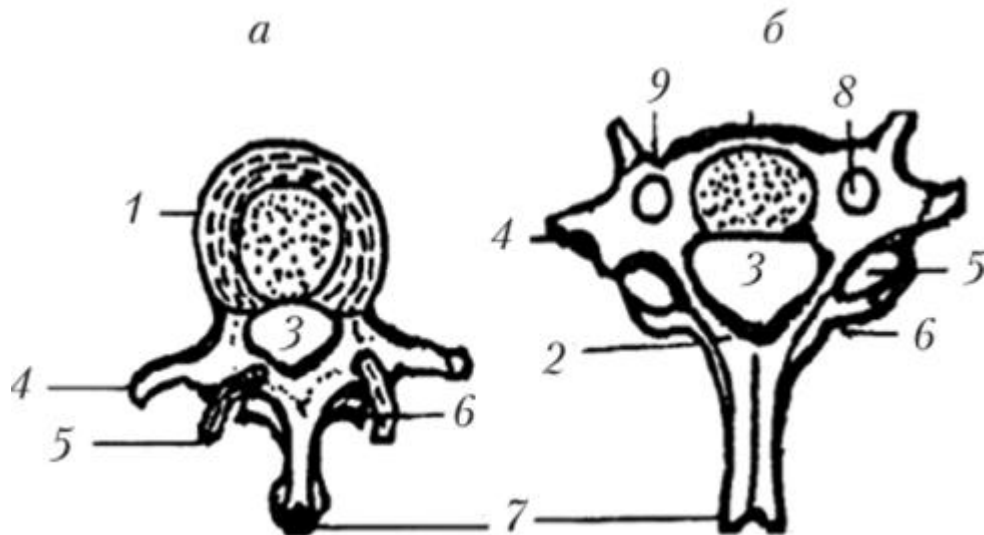


Рис 1.2. Хребці (а - поперековий, б - шийний). 1 - тіло хребця; 2 - дуга; 3 - хребетний отвір; 4 - поперечний відросток; 5 - верхній суглобовий відросток; 6 - нижній суглобовий відросток; 7 - остистий відросток; 8 - отвір поперечного відростка шийного хребця; 9 - реберний відросток шийного хребця

Міжхребцеві диски, розташовані між тілами хребців, амортизують і забезпечують рухливість хребта. Диск складається з фіброзного кільця та пульпозного ядра. Фіброзне кільце складається з концентричних шарів колагенових волокон, що надає йому еластичність і міцність. Центральне пульпозне ядро з гелеподібною структурою виконує функцію гідростатичного демпфера, рівномірно розподіляючи тиск під навантаженням. Гідрофільність ядра знижується з віком, що може призвести до дегенеративних змін диска, зменшення його висоти та зниження рухливості сегмента.

Зв'язковий апарат хребта забезпечує його пасивну стабільність. Найважливіші зв'язки включають передню та задню поздовжні зв'язки, які контролюють амплітуду згинання й розгинання; жовті зв'язки, що завдяки своїй еластичній структурі підтримують форму хребтового каналу і міжостисті та надостисті зв'язки, які запобігають надмірному згинанню.

Міцна мережа зв'язок запобігає руйнуванню структур і обмежує надмірні рухи.

Окреме значення має м'язовий корсет, який виконує активну стабілізацію хребта. М'язи живота та попереково-тазового комплексу підтримують рівновагу між передньою та задньою частинами тулуба. З іншого боку, глибокі м'язи відповідають за утримання тіла у вертикальному положенні та тонке регулювання рухів. Порушення тонусу цих м'язів часто приводить до асиметрії, формування функціональних порушень постави та хронічних больових синдромів.

Усі структурні компоненти хребетного стовпа працюють як єдина інтегрована система. Їхня взаємодія дозволяє виконувати складні рухи без втрати стабільності. Порушення будь-якого компонента порушує баланс системи в цілому, що призводить до обмеження рухливості, болю, деформацій або патологічних змін постави.

1.4. Вікові зміни та їх вплив на поставу

Хребетний стовп змінюється з віком. Фізична активність, постуральні звички, умови праці, харчування та загальний стан здоров'я є одними із зовнішніх джерел цих змін. Вплив морфологічних, біомеханічних і функціональних змін, які відбуваються в хребті, впливає на поставу та здатність тіла підтримувати оптимальну статику та динаміку рухів.

Хребет дитини та підлітка характеризується великою еластичністю, значною гідрофільністю міжхребцевих дисків і гнучкістю зв'язкового апарату. У цей період розвиваються фізіологічні кривизни, такі як грудний кіфоз і шийні та поперекові лордози. Функціональні порушення постави можуть виникнути через недостатню стабілізацію м'язів, неправильне сидіння або недостатню рухливість. З віком ці порушення можуть закріплюватися на структурному рівні. Через інтенсивне зростання кісткової тканини при

відносно слабкому м'язовому контролі саме в пубертатному періоді найвищий ризик розвитку сколіотичних деформацій.

У молодому дорослому віці структура хребта досягає свого максимального рівня механічної ефективності та стабільності. У міжхребцевих дисках найбільше рідини, кісткова тканина найщільніше, а м'язовий корсет достатній для підтримки вертикальної пози. У цей період часу помітні зміни постави рідше відбуваються, але саме в цей час починають проявляти себе накопичувальні фактори ризику, такі як професійні навантаження, тривале сидіння, неправильна техніка піднімання ваги та надмірне або навпаки недостатнє фізичне навантаження.

Ранні ознаки вікових змін починаються поступово після 30-35 років. Найпомітнішою з них є зниження гідрофільності міжхребцевих дисків, що призводить до зниження їх висоти. Коли фіброзне кільце стає менш еластичним, виникають грижі та протрузії. Зв'язковий апарат поступово ущільнюється, втрачає еластичність і іноді збільшується, що може призвести до звуження хребтового каналу або міжхребцевих отворів. Таким чином, амортизаційна здатність хребта зменшується, а стресові навантаження на кісткові структури та фасеткові суглоби збільшується.

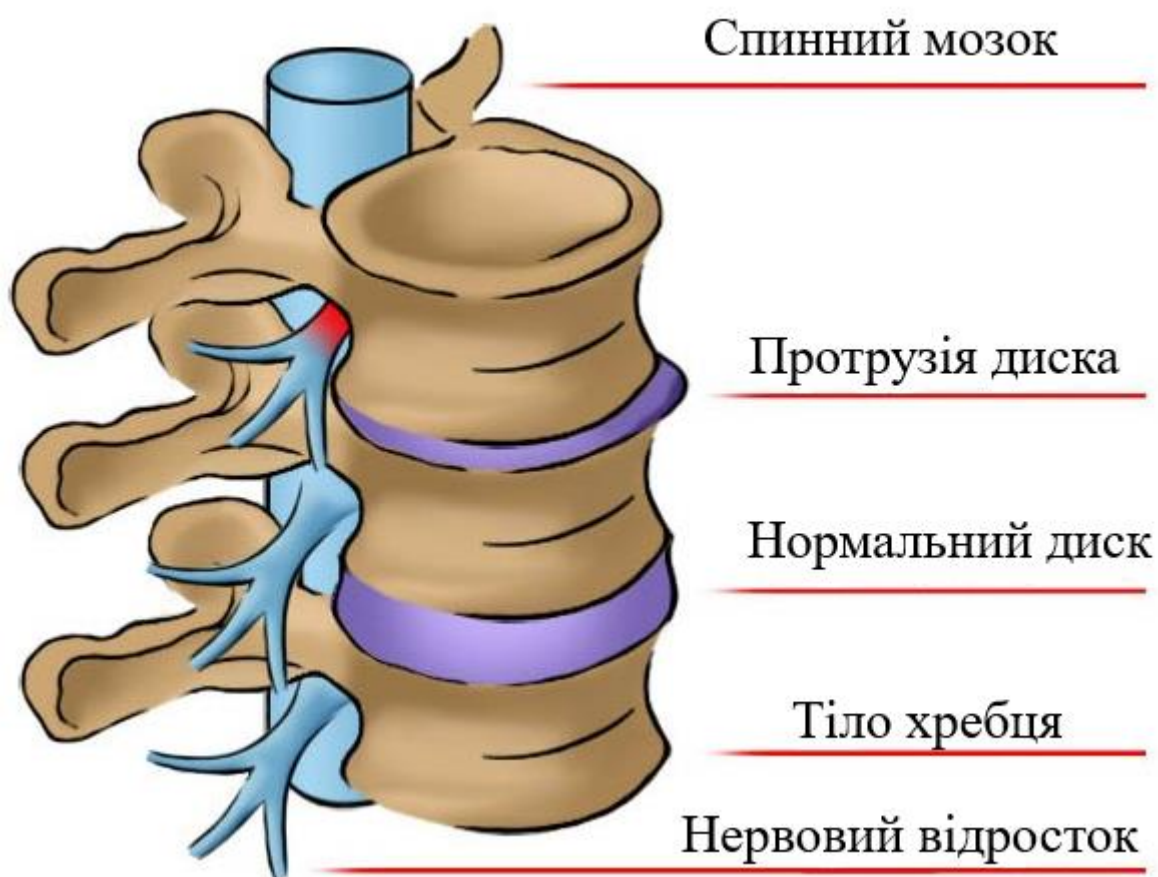


Рис. 1.3. Протрузія хребетного диска

Дегенеративно-дистрофічні зміни починають переважати у віці 50-60 років. Посилення кіфотичної тенденції в грудному відділі та згладжування поперекового лордозу є результатом зменшення висоти дисків. У відповідь на підвищений тиск фасеткові суглоби піддаються артрозним змінам: суглобові поверхні ущільнюються, капсула потовщується, а суглобовий простір звужується. Остеофіти є компенсаторною реакцією на постійні мікротравми та нестабільність, але вони можуть спричинити корінцеві синдроми та обмежувати рухливість.

Деформації хребта стають більш помітними у літньому віці. Поширеними ознаками є посилення грудного кіфозу, зменшення поперекового лордозу та іноді розвиток компенсаторних бічних викривлень. Втрата м'язової маси (саркопенія), зниження тонуусу та витривалості м'язів стабілізаторів

поглиблюють порушення постави. Зниження щільності кісткової тканини також є важливим, оскільки це підвищує ймовірність компресійних переломів тіл хребців, які можуть призвести до деформації осі тулуба.

Ці зміни віку безпосередньо впливають на поставу, оскільки зростає тенденція до переднього нахилу тулуба, а амплітуда рухів у шийному та поперековому відділі зменшується. Крім того, підвищується напруження м'язів, необхідних для підтримки рівноваги. Усунення біомеханічного балансу призводить до постійного перевантаження окремих сегментів, що призводить до болю, функціональних обмежень і поганої якості життя.

Таким чином, зміни хребта, пов'язані з віком, є природним процесом біологічного розвитку. Однак швидкість і інтенсивність цих змін значною мірою залежать від способу життя людини, рівня фізичної активності та стану м'язово-зв'язкового апарату. Навіть у старості регулярне тренування м'язів-стабілізаторів, контроль постави, ергономічні умови праці та профілактика гіподинамії допомагає зупинити дегенерацію та зберегти оптимальну біомеханіку хребта.

2. МАТЕМАТИЧНІ ТА АНАЛІТИЧНІ МОДЕЛІ ОЦІНКИ СТАНУ ХРЕБТА

2.1. Сучасні підходи до моделювання хребетного стовпа

Моделювання хребетного стовпа є ключовим напрямом у біомеханіці, ортопедії, медичній діагностиці та інженерії реабілітаційних технологій. Різні типи моделей дозволяють по-різному описувати структуру, механіку та функціональні функції хребта, починаючи від статичних анатомічних моделей і закінчуючи складними динамічними обчислювальними системами. Сьогодні існує багато провідних підходів, і кожен із них має свої переваги та недоліки.

Найпоширенішими є анатомічні геометричні моделі, які базуються на моделі хребців і міжхребцевих дисків. Їх будують на основі результатів комп'ютерної або магнітно-резонансної томографії, рідше - за рентгенографією. Такі моделі дозволяють вивчати просторове розташування сегментів, оцінювати кіфотичні та лордотичні кривизни та визначати зміни геометрії при патологіях. Однак їхній основний недолік полягає в тому, що вони не можуть відображати реальну механіку рухів, оскільки статична геометрія не враховує складні нелінійні властивості зв'язків, м'язів і дисків.

Моделі скінченних елементів вважаються одним із найбільш точних методів. Вони дозволяють точно відтворювати механічні реакції хребта, включаючи напруження дисків, деформації тіл хребців і навантаження на фасеткові суглоби. Розрахунок ризику дегенеративних змін, дослідження стабільності імплантів і планування хірургічних втручань залежать від цих моделей. Але через їхню складність, необхідність високоякісних томографічних даних і високу вартість обчислень вони недоступні для широкого клінічного використання.

Існують також спрощені механічні моделі, в яких хребет представлений як набір пружних або жорстких ланцюгів, з'єднаних шарнірними або напівжорсткими з'єднаннями. Їх можна використовувати для оцінки загальної

стійкості хребта, аналізу впливу навантажень і створення симульованих рухів. Такі моделі легко використовувати, але вони не так точні у відображенні реальних структурних особливостей.

Напрямок цифрових і статистичних моделей, створених на основі великих масивів даних, швидко розвивається в сучасній науці. Машинне навчання дозволяє вивчати варіативність рухів і анатомії, створюючи узагальнені моделі «середнього хребта» для різноманітних вікових та патологічних груп. Цей метод ефективний для створення систем прогнозування порушень постави, визначення найкращих параметрів реабілітації та динамічного контролю стану хребта.

Функціональні моделі також розглядають хребет як систему, яка виконує свої функції під час руху, а не як статичну структуру. Параметри, які можна отримати за допомогою інструментальних рухових проб, такі як прискорення, кутові швидкості, фази руху, симетрія та плавність, аналізуються в таких моделях. Функціональні підходи відрізняються від статичних геометричних моделей тим, що вони дозволяють оцінювати стан хребта в реальних умовах і виявити функціональні порушення, навіть якщо структурні деформації відсутні.

Сучасні методи моделювання хребетного стовпа дедалі більше орієнтуються на комбіновані підходи, які поєднують дані анатомії, кінематики та функціональної біомеханіки. Це відбувається через широкий спектр доступних методів. Такі методи є найкращими для розробки неінвазивних систем оцінки стану хребта, які базуються на аналізі даних про рухові характеристики та інерцію.

2.2. Методи реєстрації та відтворення положення тіла

Оцінка просторового положення хребта та його рухових характеристик є ключовою задачею біомеханіки, ортопедії та функціональної діагностики. Сучасні інструментальні технології дозволяють отримувати дані з різною точністю, частотою та інвазивністю, що визначає сфери їх застосування, від клініки до спортивної медицини та домашнього моніторингу.

Оптичні системи рухового аналізу (motion capture, MoCap) є золотим стандартом у високоточному відтворенні просторових переміщень. Такі системи використовують інфрачервоні або високошвидкісні камери та світловідбивні маркери, розташовані на анатомічних орієнтирах тіла. Цей підхід забезпечує високу точність (до 0,5 мм) і дозволяє відтворювати тривимірну модель рухів хребта, кінцівок та всього тіла. Але оптичні системи мають деякі проблеми. Вони дорогі, вимагають спеціального приміщення, точного калібрування та багато часу для пацієнта. Крім того, маркери можуть рухатися, що впливає на точність. Таким чином, оптичні методи використовуються в основному в наукових лабораторіях, спортивних центрах і високоспеціалізованих клініках.

Стереографічні та оптичні безконтактні системи. Такі методи включають системи аналізу спини за допомогою структурованого світла або лазерної проєкції. Вони дозволяють непрямо відтворити просторову форму хребта на основі топографії шкіри, вимірюючи асиметрії, відхилення осі, ротацію тулуба. Formetric 4D є одним з прикладів системи цього типу. Вона знімає тривимірну модель спини без маркерів та рентгену, відтворюючи форму хребта з точністю до 0,1 мм. Цей метод широко застосовується у діагностиці сколіозу, контролі прогресії та оцінці ефективності лікування. Перевага таких систем це безпечність та швидкість обстеження, а з недоліків - вони оцінюють положення поверхні шкіри, а не самих хребців, тому точність знижується при надмірній масі тіла або м'язовій асиметрії.

Останніми роками широкого поширення набули методи оцінки положення тіла за допомогою нейромережових алгоритмів (наприклад OpenPose, MediaPipe). Вони дозволяють використовувати лише звичайні або глибинні камери для створення системи скелетних точок без використання маркерів. Переваги: низька вартість, швидкість, простота використання. Проблеми, з якими стикаються: нижча точність, залежність від якості освітлення та відео, помилки визначення точок у разі часткового перекриття тіла.

Інерційні вимірювальні модулі набули широкого застосування через свою компактність, високу частоту вимірювань і можливість використання у природних умовах. Вони містять акселерометр, гіроскоп і магнітометр, що дозволяє отримувати повні дані про кутові швидкості, лінійні прискорення та просторову орієнтацію сегментів тіла. У контексті діагностики хребта інерційні системи особливо цінні, оскільки вони дозволяють оцінювати рухи в реальному часі, такі як нахил, ротація, амплітуда та плавність. На додаток до статичних методів ці дані можуть бути використані для опису функціонального стану хребта. Недоліками інерційних систем є дрейф гіроскопів, який вимагає фільтрації, залежність магнітометра від зовнішніх полів, необхідність моделювання та аналітичних алгоритмів.

Методи реєстрації положення тіла суттєво різняться за технологією, точністю та практичною зручністю. Оптичні та стереографічні підходи забезпечують деталізовану інформацію про форму хребта, у той час як інерційні датчики дозволяють оцінювати динаміку рухів, що робить їх незамінними у функціональній діагностиці.

2.3. Вибір інерційного підходу для оцінки стану хребта

Оцінка стану хребетного стовпа потребує отримання точних даних про його просторове положення, кінематичні характеристики та особливості рухових відхилень. Рентгенологічні, оптичні, стереографічні та магнітно-резонансні методи дають цінну інформацію, але кожен із цих методів має значні обмеження, що ускладнює їх використання для функціональної діагностики та регулярного контролю. Таким чином, інерційні вимірювальні модулі (IMU) створюють окремий підхід, який поєднує мобільність, достатню точність і здатність аналізувати рухи в природних умовах.

Здатність фіксувати кінематичні параметри хребта в режимі реального часу є основним аргументом на користь інерційних методів. На відміну від методів, які працюють за допомогою статичних методів, вони дозволяють записувати кутові швидкості, прискорення та орієнтацію сегментів тіла під час виконання рухових проб. Це дозволяє оцінити не лише структурні, але й функціональні порушення, які часто не видно для статичних зображень.

Інерційні датчики не потребують складної інфраструктури. Вони невеликі, легкі та енергоефективні, і їх можна використовувати поза лабораторією. Крім того, вони дозволяють проводити дослідження в умовах, близьких до звичайної активності людини. З цієї причини інерційний підхід особливо корисний для оцінки природних рухів хребта, таких як нахили, ротації, згинання та розгинання. Цей метод стає ще більш важливим, оскільки багато порушень постави проявляється лише в динаміці, а не в статичному стані.

З технічної точки зору інерційні модулі забезпечують високу швидкість вибірки (до сотень герц) та здатні реєструвати мінімальні зміни положення сегментів. Кутова швидкість ω (omega) та лінійне прискорення a (a), отримані з гіроскопа та акселерометра відповідно, дозволяють:

$$\theta(t) = \int \omega(t)dt, v(t) = \int a(t)dt, s(t) = \int v(t)dt,,$$

що є основою для обчислення кутів нахилу, амплітуд рухів і просторової орієнтації сегментів тулуба.

Інерційні вимірювання мають кілька ключових переваг для систем оцінки стану хребта, включаючи мобільності та автономності. Це означає, що діагностику можна проводити як у клініках, так і вдома. Основою для персональних діагностичних систем є можливість інтеграції в портативні пристрої. Безпека та необмежена кількість повторень означають відсутність випромінювання або шкідливих факторів. Таким чином, це робить інерційний метод є логічним вибором.

2.4. Концептуальна аналітична модель оцінки рухових характеристик

Аналітична модель оцінки стану хребта має забезпечувати об'єктивне вимірювання просторових і кінематичних параметрів тулуба під час виконання стандартних рухових проб. Основою моделі є дані інерційних сенсорів, які можуть реєструвати орієнтацію та прискорення трьох площинних сегментів тіла.

У загальному вигляді система включає три основні блоки:

1. Блок вимірювань. Сенсор реєструє такі величини: лінійні прискорення a_x, a_y, a_z ; кутові швидкості $(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$. Орієнтація визначається шляхом об'єднання сигналів акселерометра та гіроскопа, що описується комплементарним фільтром:

$$\theta(t) = \alpha[\theta(t - \Delta t) + \omega\Delta t] + (1 - \alpha)\theta_{acc},$$

де α - коефіцієнт фільтрації.

2. Блок кінематичної обробки. На основі орієнтації та прискорень обчислюються ключові параметри руху:

кут нахилу в сагітальній площині:

$$\theta_s = f(q(t))$$

амплітуда рухів:

$$A = \max(\theta(t)) - \min(\theta(t))$$

плавність / регулярність рухів (через варіацію кутових швидкостей)

$$J = std(\omega(t))$$

Ці параметри утворюють вектор ознак:

$$X = \{A, \theta_s, J, \omega_{max}, \dots\}$$

3. Блок для оцінки стану. Вектор ознак порівнюється з нормованими діапазонами, які були розроблені на основі досліджень, які включають вікові норми кутів, амплітуд руху та рівні асиметрії. Відхилення за одним або кількома параметрами вказують на: зниження мобільності (гіпомобільність); надмірну амплітуду (гіперлордоз / гіперкіфоз у динаміці); асиметрію рухів (можлива сколіотична деформація); підвищену різкість або нестабільність рухів.

Підсумковий результат подається як інтегральний індекс функціонального стану:

$$S = w_1A + w_2J + w_3ac. + \dots,$$

де w_i — вагові коефіцієнти.

3. ПОСТАВА ЛЮДИНИ: ПАРАМЕТРИ, ПОКАЗНИКИ ТА ПОРУШЕННЯ

3.1. Функціональне значення правильної постави

Постава є фундаментальною характеристикою взаємодії людського тіла з гравітацією та навколишнім середовищем. Сучасна фізіологія визначає поставу як положення тіла в просторі, яке підтримує рівновагу під час як динамічних рухів, так і статичних положень, і є несвідомою реакцією організму на силу тяжіння.

Постава формується та підтримується через координовану роботу скелетних м'язів і безперервну нейром'язову адаптацію. Постуральна система є складною інтеграцією опорно-рухового апарату та аферентно-еферентних шляхів центральної нервової системи. Вона захищає підтримуючі структури тіла, запобігаючи пошкодженням і розвитку деформацій.

Основними функціональними ролями постави є:

- Оптимізація енергетичних витрат. Правильна постава забезпечує підтримку рівноваги при мінімальних витратах енергії, максимальній стабільності та мінімальному навантаженні на анатомічні структури. Це означає, що вертикальне положення тіла найкраще досягається, коли центр мас тіла розташований безпосередньо над опорною базою. Це зменшує кількість м'язової роботи, необхідної для компенсації відхилень.
- Скелетна система людини має три фізіологічні вигини хребта: шийний лордоз, грудний кіфоз і поперековий лордоз. Вони виконують роль природних амортизаторів, рівномірно розподіляючи навантаження вздовж осі хребта. Оптимізоване вирівнювання сегментів тіла дозволяє суглобам, м'язам та іншим тканинам працювати в умовах фізіологічного

навантаження, мінімізуючи ризик надмірного напруження або травмування. Коли постава порушена, навантаження на окремі структури зростає нерівномірно, що з часом призводить до больових синдромів, дегенеративних змін суглобів і зниження функціональної мобільності.

- Підтримка дихальної та серцево-судинної функції. Постава впливає на роботу внутрішніх органів, підтримуючи дихальну та серцево-судинну систему. Правильне положення грудної клітки дозволяє підтримувати оптимальний об'єм легень і ефективні дихальні рухи. Дослідження демонструють, що порушення постави, особливо збільшення грудного кіфозу, може призводити до зниження життєвої ємності легень і погіршення респіраторної функції [7]. Крім того, вертикальне положення тіла полегшує венозне повернення крові до серця та зменшує навантаження на серцеві м'язи під час фізичної активності,
- Забезпечення стабільності голови та орієнтації в просторі. Дозволяє підтримувати належну орієнтацію зору та оптимальну роботу вестибулярного апарату. Двома основними способами стабілізації голови є стабілізація в просторі, коли положення голови змінюється незалежно від положення тулуба, та стабілізація на тулубі, коли голова та тулуб рухаються разом. Ця функція є важливою для підтримки рівноваги під час динамічних рухів, таких як ходьба, біг або зміна напрямку руху.

Функціональне значення правильної постави виходить далеко за рамки естетичних аспектів і є основою для ефективного руху, захисту внутрішніх органів, оптимізації енергетичних витрат і підтримки загального здоров'я. Порушення постави можуть призвести до різноманітних патологічних змін у опорно-руховому апараті та інших частинах тіла, що підкреслює важливість ранньої діагностики та корекції порушень постави.

3.2. Параметри та ознаки оцінки постави

Оцінка постави базується на аналізі просторового положення тіла у трьох основних площинах: сагітальній, фронтальній та горизонтальній. Визначальним критерієм є відповідність анатомічної вертикалі, що забезпечує рівномірний розподіл навантаження та оптимальну біомеханіку рухів. Оцінка постави базується на аналізі просторового положення тіла у трьох основних площинах: сагітальній, фронтальній та горизонтальній. Визначальним критерієм є відповідність анатомічної вертикалі, що забезпечує рівномірний розподіл навантаження та оптимальну біомеханіку рухів. Положення голови, симетрія плечового поясу, положення лопаток, орієнтація таза та співвідношення між сегментами тулуба є найбільш інформативними параметрами.

Фізіологічні кривизни хребта є важливим показником. У нормі спина та шия мають лордотичну конфігурацію, тоді як грудний відділ має кіфотичний вигин. Відхилення від цих параметрів свідчить про сплюснення, надмірне збільшення або зміщення вигинів, що безпосередньо впливає на статичну рівновагу та роботу м'язово-зв'язкового апарату.

До параметрів оцінки належать і функціональні ознаки, які показують якість рухової діяльності. Сюди входять такі якості, як стабільність сегментарних переходів, здатність підтримувати вертикальну рівновагу, плавність, симетрія та амплітуда рухів. У взаємодії зі статичними показниками ці критерії особливо важливі, оскільки вони дозволяють оцінити функціональний стан хребта в реальному житті.

3.3. Класифікація порушень постави

Порушення постави класифікують відповідно до того, наскільки відхиляються хребетні стовпи в різних площинах. Зміни фізіологічних вигинів найчастіше відбуваються в сагітальній площині. Грудний гіперкіфоз характеризується надмірним збільшенням вигину назад, що надає тулубу «круглий» контур. Гіполордоз або гіперлордоз поперекового відділу характеризуються відповідно зменшенням чи надмірним збільшенням вигину вперед, що впливає на розподіл навантаження та формує компенсаторні зміни у суміжних відділах. Ця група порушень включає сплюснену спину, при якій нормальні вигини значно зменшені.

Латеральні відхилення є основними у фронтальній площині. Функціональна сколіотична постава, як правило, зворотна, і характеризується бічним викривленням без структурних змін хребців. Сколіоз супроводжується стійкою деформацією та ротацією хребців, що поглиблює просторові зміни. У початкових стадіях відхилення можуть проявлятися у вигляді асиметрії плечового поясу, різного положення лопаток або нерівності трикутників талії.

Комбіновані деформації включають складні викривлення, які зачіпають кілька площин одночасно. Важливим компонентом таких деформацій є ротаційні зміщення хребців, які значно впливають на функціональну стабільність тулуба та змінюють просторове положення таза.

3.4. Кількісні критерії патологічних відхилень

Кількісні критерії дозволяють об'єктивно визначити наявність і ступінь порушень постави, оскільки ґрунтуються на числових параметрах, що відображають геометричні та функціональні характеристики хребта.

Кути фізіологічних кривизн є основним орієнтиром для оцінки сагітального профілю хребта. Нормальні значення для шийного лордозу становлять 20-40°, в той час як патологічними вважаються показники <15° або >45°. Грудний кіфоз у межах 20-45° вважається нормою, тоді як сплющення <20° або гіперкіфоз >50° свідчать про порушення. Поперековий лордоз зазвичай становить 30-50°, а відхилення <25° (гіполордоз) або >60° (гіперлордоз) розглядаються як патологічні.

Латеральні відхилення та сколіотичні деформації зазвичай оцінюють за кутом Кобба, який визначає ступінь бокового викривлення. Показники 0-9° вважаються варіантом норми, 10-24° - легким сколіозом, 25-40° - сколіозом середнього ступеня, а >40° свідчать про тяжку деформацію та високий ризик прогресування. Значення понад 50° часто стають підставою для розгляду хірургічної корекції.

Асиметрія тілесних орієнтирів допомагає виявити структурні або функціональні дисбаланси. Патологічними вважаються відхилення висоти плечей понад 10 мм, різниця в рівні лопаток понад 15 мм, а також асиметрія «трикутника талії» понад 10 мм. Перекіс таза більш ніж на 5 мм свідчить про порушення, а понад 10 мм - про ймовірний сколіотичний компонент.

Важливим критерієм є також відхилення вертикальної осі тіла. Якщо лінія остистих відростків відхиляється від вертикалі більш ніж на 5°, це вказує на початкові зміни. Відхилення понад 10° є типовою ознакою сколіотичної деформації.

Обсяг і амплітуда рухів дозволяють оцінити мобільність хребта. У сагітальній площині повний нахил вперед становить $40-60^\circ$, а розгинання - $20-35^\circ$. У фронтальній площині нормою є нахили праворуч і ліворуч у межах $20-30^\circ$. У горизонтальній площині ротація тулуба зазвичай становить $30-45^\circ$.

Динамічні функціональні критерії, отримані з інерційних датчиків, також мають вирішальне значення. Плавність руху у нормі не перевищує $80-100^\circ/s^2$, тоді як значення близько $150^\circ/s^2$ вказують на м'язову нестабільність. Асиметрія кутової швидкості понад 20% між правою і лівою стороною розглядається як прояв функціональної дисфункції. Нормальна максимальна кутова швидкість поперекового згинання становить $80-120^\circ/s$.

Постуральна стабільність оцінюється за амплітудою коливань центру маси у спокої. Значення від 5 до 7 мм є нормальними, а перевищення 10 мм вказує на порушення рівноваги та низьку ефективність постуральних механізмів.

3.5. Біомеханічні наслідки порушень постави

Порушення постави призводять до істотних змін у функціонуванні опорно-рухового апарату, оскільки хребет є основною структурою, що забезпечує рівномірний розподіл навантаження та стабільність положення тіла. На механізм навантаження міжхребцевих дисків впливає зміна фізіологічних кривизн. Наприклад, гіперлордоз збільшує тиск на задні відділи диска, тоді як гіперкіфоз збільшує тиск на передні структури. Це може прискорити руйнування суглобів і дисків.

Латеральні викривлення характерні для сколіотичних деформацій і супроводжуються асиметричним навантаженням на паравертебральні м'язи.

Одна сторона тулуба перебуває у стані хронічного перенапруження, тоді як інша — у стані відносної недостатності. Така диспропорція з часом викликає перекіс таза, зміну положення нижніх кінцівок і порушення механіки ходьби.

Порушення постави також впливають на дихальну систему. Гіперкіфоз грудного відділу призводить до обмеження рухливості реберно-хребцевих з'єднань і зменшення об'єму грудної клітки, що призводить до зменшення життєвої ємності легень. Подібні зміни також порушують баланс м'язів-стабілізаторів, що призводить до постійних болів у шийно-грудному та поперековому відділі тіла.

Порушення положення голови створює додатковий важільний момент для шийного відділу. Це збільшує навантаження на шийні диски в декілька разів та провокує міофасціальні болі, головний біль напруги й порушення венозного відтоку.

Біомеханічні зміни, які виникають при порушеннях постави, є взаємопов'язаними та формують патологічні компенсаторні ланцюги по всьому тілу. Саме тому їх об'єктивна оцінка є важливою складовою діагностики.

4. МЕТОДИКА ТА КОНЦЕПЦІЯ СИСТЕМИ ОЦІНКИ СТАНУ ХРЕБТА

4.1. Вимоги до сучасної системи діагностики стану хребта

Система діагностики стану хребта повинна забезпечувати об'єктивне, надійне та повторюване вимірювання параметрів, що характеризують просторове положення й функціональний стан тулуба. Основними вимогами є неінвазивність, безпечність та можливість проведення досліджень у реальних умовах без спеціального обладнання. Важливо, щоб система давала змогу реєструвати дані як у статичних положеннях, так і під час виконання стандартних рухових проб, оскільки значна частина порушень проявляється саме у динаміці.

Сучасні діагностичні рішення повинні мати достатню точність (похибка визначення кута не більше $1-2^\circ$), високу частоту вибірки, стійкість до будь-яких зовнішніх перешкод і здатність працювати з різними віковими та антропометричними групами. Система повинна підтримувати автоматичну або напівавтоматичну обробку даних, щоб забезпечити швидке отримання результатів, а вплив людського фактора має бути мінімальним.

Окремими вимогами є універсальність і портативність, щоб система могла використовуватися в клініках, реабілітаційних центрах або вдома. Крім того, важливо, щоб результати були інформативні. Це означає, що дані повинні бути зрозумілими для лікаря, реабілітолога та пацієнта. Отже, сучасна система діагностики повинна поєднувати технологічну гнучкість, функціональну точність і простоту застосування.

4.2. Концептуальна структурна модель системи

Аналітична система оцінки стану хребта складається з багатьох взаємопов'язаних частин, які роблять процес збору, обробки та інтерпретації

інерційних даних можливим. Структурна система складається з трьох функціональних блоків.

Вимірювальний блок. До його складу входять портативні інерційні вимірювальні модулі (IMU), що містять акселерометр, гіроскоп та магнітометр. Ці сенсори закріплюються на визначених ділянках тулуба (переважно грудний і поперековий сегменти), забезпечують реєстрацію кутових швидкостей, прискорень та орієнтації тіла в просторі.

Блок обробки сигналів. Цей блок реалізує етап фільтрації та трансформації даних. Використовуються алгоритми об'єднання сигналів-комплементарний фільтр або спрощений варіант фільтра Калмана - які дозволяють отримувати стабільні й точні кути орієнтації. На цьому етапі формується набір кінематичних параметрів: амплітуди рухів, кутові швидкості, плавність рухів, симетрія та стабільність виконання проб.

Аналітико-діагностичний блок. Отримані параметри порівнюються з нормативними значеннями, що дозволяє визначити ступінь відхилення від норми. Система формує вектор діагностичних ознак та обчислює інтегральний індекс функціонального стану хребта. Результат подається у вигляді структурованого звіту, що містить кількісні показники та коротку інтерпретацію.

4.3. Принцип роботи інерційної вимірювальної підсистеми

Інерційна вимірювальна підсистема пристрою ґрунтується на використанні тривісного MEMS-акселерометра, який реєструє проєкції прискорень у координатних осях X, Y та Z. Основою роботи акселерометра є вимірювання зміщення чутливої маси, закріпленої на пружній підвісці. Під дією прискорення маса відхиляється, що спричиняє зміну електричних

параметрів (зазвичай ємнісних). Ці зміни перетворюються електронною схемою датчика у цифрові значення.

Оскільки пристрій переміщується вздовж поверхні спини пацієнта, на акселерометр діє вектор гравітаційного прискорення, що створює сталу компоненту сигналу. Зміна орієнтації датчика відносно вертикалі призводить до зміни проекцій гравітації на осі X, Y та Z. Аналіз цих проекцій дозволяє визначити кут нахилу датчика та локальну геометрію поверхні, по якій він рухається.

Комбінація даних акселерометра з інкрементним переміщенням, що фіксується енкодером коліщатка, забезпечує можливість побудови просторового профілю спини. Енкодер задає просторову дискретність, а акселерометр — нахил у кожній точці. Таким чином, інерційна підсистема виконує функцію вимірювання локального кута нахилу поверхні, що дозволяє відновлювати її форму без використання складних оптичних або рентгенологічних методів.

4.4. Методика збору даних та послідовність вимірювань

Перед початком обстеження проводиться калібрування акселерометра - встановлення нульових рівнів у стані спокою та перевірка правильності визначення осей. Після цього пацієнт займає зручне положення, а оператор обирає режим роботи та чутливість датчика.

Процедура вимірювання складається з таких етапів:

1. Встановлення початкової точки. Коліщатко пристрою розміщується у верхній частині спини, на серединній лінії.
2. Поступове переміщення. Дослідник плавно веде пристрій уздовж визначених анатомічних ліній: уздовж хребта (основний вертикальний профіль), на рівні плечового поясу, на рівні лопаток, на рівні талії.
3. Реєстрація кроків енкодера. Кожне мікропереміщення (приблизно 2,9 мм) фіксується імпульсом енкодера.
4. Синхронний запис даних акселерометра. На кожному кроці фіксуються три компоненти прискорення.

5. Передача даних на ПК. Інформація передається через послідовний інтерфейс (USB-UART) для подальшої обробки.
6. Візуалізація профілю. Програмне забезпечення формує графічне відображення траєкторії та відхилень.

Таке поєднання поступового переміщення та інерційних вимірювань дозволяє отримати послідовність дискретних точок, які описують просторову конфігурацію спини.

4.5. Математична обробка сигналів та розрахунок показників

Математична обробка складається з кількох послідовних етапів.

1. Фільтрація та нормалізація даних. Попередньо усуваються високочастотні шуми акселерометра методом ковзного середнього або цифрового низькочастотного фільтра. Значення нормалізуються до фізичних величин ($g \rightarrow m/s^2$).
2. Розрахунок кутів нахилу. Кути нахилу поверхні визначаються через співвідношення проекцій гравітаційного прискорення:

$$\alpha = \arctan\left(\frac{\sqrt{Ay^2 + Az^2}}{Ax}\right), \beta = \arctan\left(\frac{\sqrt{Ax^2 + Az^2}}{Ay}\right)$$

,де Ax, Ay, Az - відфільтровані сигнали акселерометра, а α, β - кути нахилу у фронтальній та сагітальній площинах.

Використовується інтегрування нахилу вздовж лінії переміщення:

$$h_{i+1} = h_i + L \cdot \tan(\alpha_i),$$

Де h_i - висота профілю в точці i , L - дискретний крок енкодера.

Таким чином будуються: вертикальний профіль хребта, поперечні профілі у ключових рівнях, показники асиметрії та викривлення.

4.6. Аналіз похибок та обмежень методики

Розроблена методика містить низку похибок, пов'язаних як із технічними характеристиками датчиків, так і з умовами проведення вимірювання. MEMS-акселерометр має власні шумові характеристики та температурні дрейфи, що можуть спричиняти відхилення сигналу при тривалому використанні або зміні умов навколишнього середовища. Значну роль відіграє точність енкодера, оскільки мікроскопічні прослизання коліщатка або нерівномірний контакт зі шкірою впливають на точність визначення кроку переміщення.

Варіативність позиціонування пристрою також може призвести до додаткових помилок у вимірюванні. Невеликі зміщення від серединної лінії або нерівномірний тиск можуть спотворювати результати вимірювання, особливо при дослідженні пацієнтів із підвищеним м'язовим тонусом або надлишковою масою тіла. Накопичення інтеграційних помилок під час розрахунку профілю та залежність від параметрів фільтрації є двома недоліками алгоритму.

4.7. Перспективи практичної реалізації

Розроблена інерційна методика має значний потенціал для впровадження у різні сфери медицини та реабілітації завдяки своїй простоті, портативності та відсутності іонізуючого випромінювання.

У клінічній практиці пристрій здатний доповнювати первинний прийом ортопеда або фізіотерапевта, забезпечуючи швидку оцінку геометрії спини та визначення необхідності подальших обстежень. Методика може застосовуватися в реабілітаційних центрах для моніторингу динаміки

лікування, оскільки регулярні вимірювання дозволяють відстежувати зміну кривизни хребта у процесі терапії.

Інтеграція пристрою зі смартфонами та хмарних сервісів відкриває нові можливості, які дозволяють організувати моніторинг пацієнтів удома. Удосконалення алгоритмів складової може значно підвищити інформативність системи. Це особливо стосується розвитку методів машинного навчання для автоматичної класифікації типів викривлення. Це означає, що методика може стати доступним і ефективним засобом профілактичної діагностики порушень постави.

ВИСНОВКИ

У результаті проведеного дослідження було обґрунтовано концепцію інерційної системи для неінвазивної оцінки стану опорно-рухового апарату та продемонстровано її можливості в задачах скринінгової діагностики. На основі аналізу принципів роботи MEMS-акселерометрів розроблено інерційну підсистему вимірювання, яка може реєструвати локальні зміни орієнтації

поверхні спини та забезпечувати отримання даних, достатніх для реконструкції профілю. Послідовність вимірювань, синхронізована з сигналами енкодера, може бути створена за допомогою методу збору даних, який використовує поступове переміщення пристрою уздовж анатомічних ліній.

Математична обробка сигналів, що включає фільтрацію, визначення кутів нахилу та інтегрування профілю, забезпечує відновлення просторової форми спини та розрахунок діагностично значущих показників, таких як максимальні відхилення, симетрія та локальні деформації.

Проведений аналіз похибок показав, що на точність результатів впливають як апаратні фактори (шум акселерометра, прослизання коліщатка, температурні дрейфи), так і алгоритмічні обмеження, пов'язані з інтеграцією та фільтрацією сигналів.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- 1) Stollenwerk K., Müller J., Hinkenjann A., Krüger B. Analyzing Spinal Shape Changes During Posture Training Using a Wearable Device // *Sensors*. – 2019. – Vol. 19, № 16. – Article 3625. – DOI: 10.3390/s19163625.
- 2) Сухін Ю. В. Візуалізація моделей опорно-рухового апарату людини на основі системи доповненої реальності у навчанні лікаря-травматолога. // Літопис травматології та ортопедії № 3-4. - 2013 р. – С.27-28. - ISSN 2307-504X
- 3) Wong W. Y., Wong M. S. Trunk posture monitoring with inertial sensors.

- 4) Stollenwerk K., Müllers J., Müller J., Hinkenjann A. Evaluating an accelerometer-based system for spine shape monitoring. // *Computational Science and Its Applications – ICCSA 2018*. – Cham: Springer, 2018. – P. 740–756.
- 5) Zhang M., Hong T. T.-H., Wang Y., Tan Q., Zhang G., Wong D. W.-C. Measurement of covered curvature based on a tape of integrated accelerometers. // Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, The Hong Kong Polytechnic University, Hong Kong, China; The Hong Kong Polytechnic University Shenzhen Research Institute, Shenzhen, China.
- 6) Купрєєнко М. В. Особливість сколіозу в дорослих осіб. // Вісник Запорізького національного університету № 2(8). – 2012.
- 7) Авдєєв А.В. Захворювання хребта. Повний довідник / Авдєєв А.В., Вєшкін А.К., Гладенін В.Ф. та ін; за ред. Єлісеєва Ю.Ю. - М.: Ексмо, 2008. - 607 с.ISBN 978-5-699-29097-0.
- 8) Гончарова Н. Вплив порушень постави на компоненти фізичного стану дітей молодшого шкільного віку. / Гончарова Н., Бондар О., Бойко А. // Фізичне виховання, спорт і культура здоров'я у сучасному суспільстві : збірник наукових праць № 4 (20) – 2012. - С. 360 – 363