

**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ**  
**ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ**  
**УНІВЕРСИТЕТ РАДІОЕЛЕКТРОНІКИ**  
**УКРАЇНСЬКИЙ НАУКОВО-ДОСЛІДНИЙ ІНСТИТУТ ПРОТЕЗУВАННЯ,**  
**ПРОТЕЗОБУДУВАННЯ ТА ВІДНОВЛЕННЯ ПРАЦЕЗДАТНОСТІ**

**А.Д. Салєєва, В.В. Семенець, Т.В. Носова, І.М. Василенко,**  
**П.О. Баєв, С.В. Корнєєв, О.М. Литвиненко,**  
**І.В. Карпенко, І.М. Чернишова, І.В. Кабаненко**

# **БІОМЕХАНІЧНІ ОСНОВИ**

# **ПРОТЕЗУВАННЯ ТА ОРТЕЗУВАННЯ**

*Навчальний посібник*

**Харків-2022**

**УДК 616-071.3**

*Рекомендовано до друку рішенням Вченої ради  
Харківського національного університету радіоелектроніки  
(протокол № 11/12 від 24.12.2021)*

**Салєєва А.Д., Семенець В.В., Носова Т.В., Василенко І.М., Баєв П.О.,  
Корнєєв С.В., Литвиненко О.М., Карпенко І.В., Чернишова І.М.,  
Кабаненко І.В.**

Біомеханічні основи протезування та ортезування: навчальний посібник /  
А.Д. Салєєва, В.В. Семенець, Т.В. Носова, І.М. Василенко, П.О. Баєв,  
С.В. Корнєєв, О.М. Литвиненко, І.В. Карпенко, І.М. Чернишова,  
І.В. Кабаненко. – Харків: ХНУРЕ, 2022. – 352 с.

**ISBN 978-966-659-374-3**

У навчальному посібнику викладено загальні біомеханічні та фізіологічні аспекти протезування та ортезування верхніх, нижніх кінцівок та ортезування хребта. Наведено схеми й параметрами побудови протезів та ортезів. Викладено основні методи клінічних та інструментальних досліджень біомеханіки опорно-рухового апарату та оцінки отриманих результатів.

Рекомендується здобувачам вищої освіти денної та заочної форм навчання зі спеціальності «Біомедична інженерія», освітня програма «Ортопедичні технології та інженерія».

ISBN 978-966-659-374-3

DOI: 10.30837/978-966-659-374-3

- © А.Д. Салєєва, В.В. Семенець, Т.В. Носова, І.М. Василенко, П.О. Баєв, С.В. Корнєєв, О.М. Литвиненко, І.В. Карпенко, І.М. Чернишова, І.В. Кабаненко, 2022
- © Харківський національний університет радіоелектроніки, 2022

## ЗМІСТ

<b>ВСТУП</b> .....	7
<b>1 Основні поняття та характеристики біомеханіки опорно-рухового апарату людини</b> .....	10
1.1 Поняття опорно-рухової системи людини .....	10
1.2 Площини, напрямки осей та основні рухи .....	11
1.3 Антропометрична норма .....	15
1.4 Загальний центр мас і його роль у стійкості тіла .....	17
1.5 Поняття про рівновагу тіла .....	26
1.6 Збереження та відновлення положення тіла людини.....	28
1.7 Характеристика сил, що діють на тіло під час рухів.....	33
1.8 Види важелів у біомеханічній системі та класифікація рухів.....	39
1.9 Загальна класифікація рухів .....	43
1.10 Основні біомеханічні характеристики статички й динаміки .....	45
Контрольні запитання та завдання .....	49
<b>2 Біомеханічні аспекти ходьби людини в нормі та в разі патологій</b> .....	50
2.1 Завдання ходьби як важливої локомоторної функції.....	50
2.2 Основні характеристики ходьби в нормі.....	50
2.2.1 Функціональна організація кроку під час ходьби .....	51
2.2.2 Функціональні завдання під час ходьби й балансири (перекати).....	54
2.2.3 Визначальні фактори (детермінанти) ходьби .....	55
2.2.4 Загальні ознаки ходьби в нормі.....	57
2.2.5 Фізіологічний аналіз ходьби людини .....	69
2.2.6 Аналіз діапазону рухів у процесі функціональної організації кроку ...	70
2.2.7 Ефективність ходьби .....	79
2.3 Енерговитрати в процесі ходьби в нормі й на протезі.....	81
2.4 Патологічна ходьба та її аналіз.....	84
2.4.1 Методи аналізу патологічної ходьби .....	84
2.4.2 Особливості патологічної ходьби людини .....	87
2.4.3 Особливості ходьби в разі втрати чи порушення функції м'язів.....	89
2.4.4 Особливості ходьби за умови порушення рухливості в суглобах .....	94
2.4.5 Особливості ходьби внаслідок порушення мас-інерційних характеристик нижньої кінцівки (ходьба на протезі (протезах) гомілки або стегна) .....	97
Контрольні запитання та завдання .....	100

<b>3 Основні методи й засоби дослідження біомеханіки опорно-рухового апарату людини</b> .....	101
3.1 Інструментальні біомеханічні методи й засоби дослідження опорно-рухового апарату в статиці .....	101
3.1.1 Отримання відбитків стоп (плантографія) .....	101
3.1.2 Визначення стійкості (стабілометрія) та дослідження опороздатності пацієнта під час стояння (базометрія) .....	103
3.1.3 Вимірювання просторових координат контрольних точок на тілі людини (антропометрія) .....	107
3.1.4 Оцінювання постави та кривини хребта (стереозйомка).....	113
3.2 Інструментальні біомеханічні методи й засоби дослідження опорно-рухового апарату в динаміці.....	113
3.2.1 Визначення часових характеристик ходьби людини (електроподометрія) .....	114
3.2.2 Вивчення кінематичних характеристик ходьби людини (електрогоніометрія).....	114
3.2.3 Стереоциклографія.....	115
3.2.4 Вивчення динамічних складників ходьби людини (динамометрія) ...	118
3.3 Дослідження біопотенціалів м'язів (електроміографія) .....	124
3.4 Біомеханічні методи й засоби дослідження опорно-рухового апарату за допомогою роботизованих систем із біологічним зворотним зв'язком .....	125
Контрольні запитання та завдання .....	140
<b>4 Біомеханічні аспекти протезування нижніх кінцівок</b> .....	141
4.1 Фізіологічні аспекти протезування нижніх кінцівок.....	141
4.2 Біомеханічні передумови раціонального протезування.....	141
4.3 Біомеханічні особливості ефективного протезування .....	150
4.4 Особливості схеми побудови протезів нижніх кінцівок .....	157
4.4.1 Складання протеза гомілки та оцінювання схеми побудови .....	161
4.4.2 Складання протеза стегна та оцінювання схеми побудови.....	171
4.5 Методи оцінювання результатів протезування нижніх кінцівок .....	181
4.5.1 Основні критерії в оцінюванні результатів протезування .....	182
4.5.2 Оцінювання результатів протезування нижніх кінцівок у статиці ....	186
4.5.3 Оцінювання результатів протезування нижніх кінцівок у динаміці .....	197
4.6 Оцінювання результатів протезування нижніх кінцівок за допомогою роботизованого комплексу з біологічним зворотним зв'язком <i>C-mill</i> .....	202
Контрольні запитання та завдання .....	207

<b>5 Біомеханічні аспекти ортезування нижніх кінцівок</b> .....	209
5.1 Функції ортезів на нижні кінцівки .....	209
5.2 Критерії, методики та засоби вимірювання, необхідні для оцінювання результатів ортезування нижніх кінцівок .....	209
5.3 Оцінювання результатів ортезування осіб із патологією нижніх кінцівок.....	212
5.3.1 Визначення та оцінювання схеми побудови ортеза за допомогою базометричного комплексу.....	212
5.3.2 Вивчення результатів ортезування з використанням комп'ютерної оптичної системи оцінки геометричних параметрів нижніх кінцівок .....	213
5.4 Оцінювання результатів ортезування осіб із деформаціями великих суглобів нижніх кінцівок.....	217
5.5 Оцінювання результатів ортезування осіб зі спастичними формами парезу та в'ялими паралічами .....	222
5.6 Оцінювання результатів ортезування нижніх кінцівок за допомогою роботизованих комплексів із біологічним зворотним зв'язком .....	229
Контрольні запитання та завдання .....	235
<b>6 Біомеханічні аспекти протезування та ортезування верхніх кінцівок ...</b>	236
6.1 Антропометричні характеристики верхньої кінцівки .....	236
6.2 Кінезіологічні та функціональні характеристики верхньої кінцівки .....	239
6.2.1 Кінезіологічні та функціональні особливості кисті .....	242
6.2.2 Кінезіологічні та функціональні особливості ліктьового суглоба .....	246
6.2.3 Кінезіологічні та функціональні особливості плечового суглоба .....	248
6.3 Електроміографічні дослідження, мета та завдання .....	251
6.4 Загальні функціональні вимоги до протеза верхньої кінцівки .....	256
6.4.1 Принципи функціонування протезів верхньої кінцівки, що керуються рухами тіла .....	258
6.4.2 Принципи функціонування міоелектричних протезів верхньої кінцівки (із зовнішнім джерелом енергії) .....	269
6.5 Загальні функціональні вимоги до ортезів на верхні кінцівки .....	271
6.5.1 Принципи функціонування ортезів на верхні кінцівки залежно від патології .....	272
6.5.2 Принципи функціонування ортезів на верхні кінцівки у разі переломів .....	276

6.6 Оцінювання результатів протезування та ортезування верхніх кінцівок за допомогою роботизованих комплексів із біологічним зворотним зв'язком .....	279
Контрольні запитання та завдання .....	298
<b>7 Біомеханічні аспекти ортезування хребта.....</b>	<b>299</b>
7.1 Будова та функція хребта.....	299
7.2 Загальні рухи хребта.....	301
7.3 Функції відділів хребта .....	301
7.4 Біомеханіка хребта внаслідок сколіотичних та кіфотичних деформацій .....	304
7.4.1 Біомеханіка сколіозу .....	307
7.4.2 Біомеханіка кіфозу.....	309
7.5 Принципи прикладання коригувальних сил в ортезах на хребет залежно від типу деформації.....	310
7.6 Оцінювання ефективності дії ортеза на хребет .....	311
7.6.1 Методика проведення обстеження кривини хребта за допомогою антропометра.....	314
7.6.2 Оцінювання ефективності дії ортеза на хребет за допомогою антропометра.....	318
7.6.3 Оцінювання ефективності дії ортеза на хребет за допомогою базометрії.....	324
7.6.4 Оцінювання ефективності реабілітації із застосуванням довгострокової корсетотерапії за допомогою антропометра .....	327
7.7 Оцінювання результатів ортезування хребта за допомогою роботизованого комплексу з біологічним зворотним зв'язком <i>Valedo Motion</i> .....	329
Контрольні запитання та завдання .....	344
<b>Перелік джерел посилання .....</b>	<b>345</b>

## ВСТУП

Біомеханіка – розділ природничих наук, що на основі моделей і методів механіки вивчає механічні властивості живих тканин, окремих органів або організму загалом, а також механічні явища, що відбуваються в них.

Біомеханічні дослідження охоплюють різні рівні організації живої матерії: біологічні макромолекули, клітини, тканини, органи, системи органів.

Найчастіше об'єктом дослідження цієї науки є рух людини, а також механічні явища в тканинах, органах і системах. Під механічним рухом розуміється рух усієї біосистеми загалом, а також рух окремих частин системи щодо одна одної. Рух у біосистемах пов'язаний із біологічними процесами, що відіграють вирішальну роль у рухах людини. Це скорочення м'язів, деформація сухожилля, рух у суглобах.

Біомеханіка людини – складова частина прикладних наук, що вивчає статику й рухи людини. Вона містить найрізноманітніші знання інших наук, таких як механіка й математика, функціональна анатомія та фізіологія, анатомія та фізіологія тощо. Біомеханіка залучає у свою сферу різних фахівців, наприклад, медиків, реабілітологів, інженерів, конструкторів та ін.

Рухи частин тіла людини є переміщеннями в просторі та часі, що виконуються в багатьох суглобах одночасно та послідовно. Рухи в суглобах за своєю формою та характером дуже різноманітні, вони залежать від дії безлічі докладених зусиль. Усі рухи закономірно об'єднані в цілісні організовані дії, якими людина управляє за допомогою м'язів. Ураховуючи складність рухів тіла, у біомеханіці досліджують як механічний, так і біологічний аспекти, до того ж обов'язково в тісному взаємозв'язку.

Методи біомеханіки ґрунтуються на системному аналізі й системному синтезі рухів на підставі кількісних характеристик [1–11]. Біомеханіка – наука експериментальна, емпірична, ґрунтується на досвіді вивчення рухів [8; 12–17]. За допомогою приладів реєструються кількісні характеристики: траєкторії, швидкості, прискорення й под., що дають змогу розрізняти рухи, порівнювати їх між собою.

Розроблення протезних та ортопедичних засобів, призначених для компенсації втрачених опорно-рухових функцій, ґрунтується на глибокому розумінні особливостей опорно-рухового апарату людини та основних закономірностей виконання людиною різноманітних дій, пов'язаних із рухами сегментів тіла [12–39]. Фахівцям в галузі протезування та ортезування

необхідно набути знання розділів біомеханіки рухів людини, що розглядає активні рухи, які виконуються з усвідомленою цілеспрямованістю, а також потрібно виявити найважливіші особливості виконання цілеспрямованих рухів людини, що необхідно відтворювати за допомогою протезів кінцівок чи ортезів на кінцівки й хребет та певною мірою враховувати в їхній побудові. Ці завдання вирішує клінічна біомеханіка, яка є складовою частиною медичних наук: ортопедії, травматології, протезування й ортезування, реабілітології та багато інших. Це науковий напрям, у якому з позицій механіки за допомогою спеціалізованих методів вивчається рухова активність людини в нормі й за умов певних патологій.

Дисципліна «Біомеханічні основи протезування та ортезування» формує професійні знання та вміння майбутніх фахівців із протезування та ортезування щодо біомеханічних і фізіологічних аспектів протезування та ортезування; схем і параметрів побудови протезів та ортезів; основних методів клінічних та інструментальних досліджень біомеханіки опорно-рухового апарату осіб з обмеженими можливостями.

Мета написання цього посібника – формування та систематизація основних понять і методів біомеханічних досліджень із прикладами практичного застосування.

Посібник містить такі розділи:

- основні поняття та характеристики біомеханіки опорно-рухового апарату людини;
- біомеханічні аспекти ходьби людини в нормі та в разі патологій;
- основні методи й засоби дослідження біомеханіки опорно-рухового апарату людини;
- біомеханічні аспекти протезування нижніх кінцівок;
- біомеханічні аспекти ортезування нижніх кінцівок;
- біомеханічні аспекти протезування та ортезування верхніх кінцівок;
- біомеханічні аспекти ортезування хребта.

Досліджувані явища:

- Статичні положення – інформація про кінцеві положення, що дозволяють оцінити взаєморозташування сегментів тіла.
- Динамічні положення – вивчення аналізу ходьби, яке визначається тим, що в її здійсненні бере участь увесь опорно-руховий апарат. Це дає змогу досліджувати функцію будь-яких його відділів, зокрема верхніх кінцівок і хребта.

Основні методи дослідження опорно-рухового апарату людини:

*у статиці:*

- плантографія – отримання відбитків стоп;
- стабілометрія – визначення стійкості;
- базометрія – визначення опороздатності пацієнта під час стояння;
- антропометрія – вимірювання просторових координат контрольних точок на тілі людини;
- стереозйомка – оцінювання постави та кривини хребта;

*у динаміці:*

- подометрія – вимір тимчасових характеристик кроку;
- гоніометрія – вимір кінематичних характеристик рухів у суглобах;
- стереоциклографія – реєстрація амплітуди рухів у тривимірному просторі;
- динамометрія – реєстрація реакцій опори; вимір динамічних характеристик кроку;
- електроміографія – реєстрація поверхневої ЕМГ, реєстрація електричної активності м'язів.

Окремо висвітлено досвід роботи УкрНДІпротезування щодо використання інноваційного реабілітаційного обладнання з біологічним зворотним зв'язком і методик, розроблених та впроваджених у науково-практичну діяльність інституту за допомогою цього обладнання.

У посібнику наведено приклади методів і засобів біомеханічних досліджень, що розроблені в межах науково-дослідних робіт, які проводилися в УкрНДІпротезування протягом останніх двох десятиліть та були захищені патентами України на винаходи [12; 13; 15–17; 21; 25; 36–39].

Навчальні матеріали, викладені в цьому посібнику та отримані в процесі вивчення дисципліни «Біомеханічні основи протезування та ортезування», дадуть змогу фахівцям орієнтуватися в призначенні, проектуванні та виготовленні протезно-ортопедичних виробів, оцінити їхній вплив на організм людини та провести, за необхідності, коригування.

Додаткову літературу можна подивитися за посиланнями [40–73].

# 1 ОСНОВНІ ПОНЯТТЯ ТА ХАРАКТЕРИСТИКИ БІОМЕХАНІКИ ОПОРНО-РУХОВОГО АПАРАТУ ЛЮДИНИ

## 1.1 Поняття опорно-рухової системи людини

Опорно-рухова система людини (опорно-руховий апарат, кістково-м'язова система, локомоторна система, скелетно-м'язова система) – функціональна сукупність кісток скелета, їхніх з'єднань (суглобів та синартрозів) і соматичної мускулатури з допоміжними пристосуваннями, що здійснюють завдяки нервовій регуляції локомоції підтримки пози, міміки та інших рухових дій, та разом з іншими системами органів утворює людське тіло.

Опорно-руховий апарат поділяється на *пасивний* (скелет та його з'єднання) й *активний* (м'язи) компоненти.

Скелет є комплексом щільних утворень, що відіграють у житті організму переважно механічне значення. Навколо частин скелета людини групуються м'які тканини й органи. Цим пояснюється відповідність між формою скелета й формою всього тіла.

Скелет людини виконує локомоторну функцію. Пасивна частина опорно-рухового апарату містить кістки та їхні з'єднання. Механічні функції скелета здатні забезпечувати опору, захист і рух. Опорна функція полягає в прикріпленні до скелета м'язів, зв'язок і сухожилів.

Скелет забезпечує захист внутрішніх органів людини від механічних пошкоджень. Рух здійснюється завдяки наявності кісткових важелів, що приводяться в дію м'язами. Скелет дорослої людини складається з понад 200 окремих кісток, переважна частина їх – парні.

Скелет дорослої людини (рис. 1.1) має такі основні частини: череп, хребет, грудна клітка, верхні (зокрема плечовий пояс) і нижні (зокрема тазовий пояс) кінцівки.

Тіло людини побудовано за типом двобічної симетрії (воно ділиться серединною площиною на дві симетричні половини) і характеризується наявністю внутрішнього скелета. Усередині тіла спостерігається розчленування на метамери, або сегменти, тобто утворення, однорідні за будовою та за розвитком, розташовані в послідовному порядку, у напрямку поздовжньої осі тіла (наприклад, м'язові, нервові сегменти, хребці тощо); центральна нервова система розміщена ближче до спинної поверхні тулуба, травна – до черевної [1].

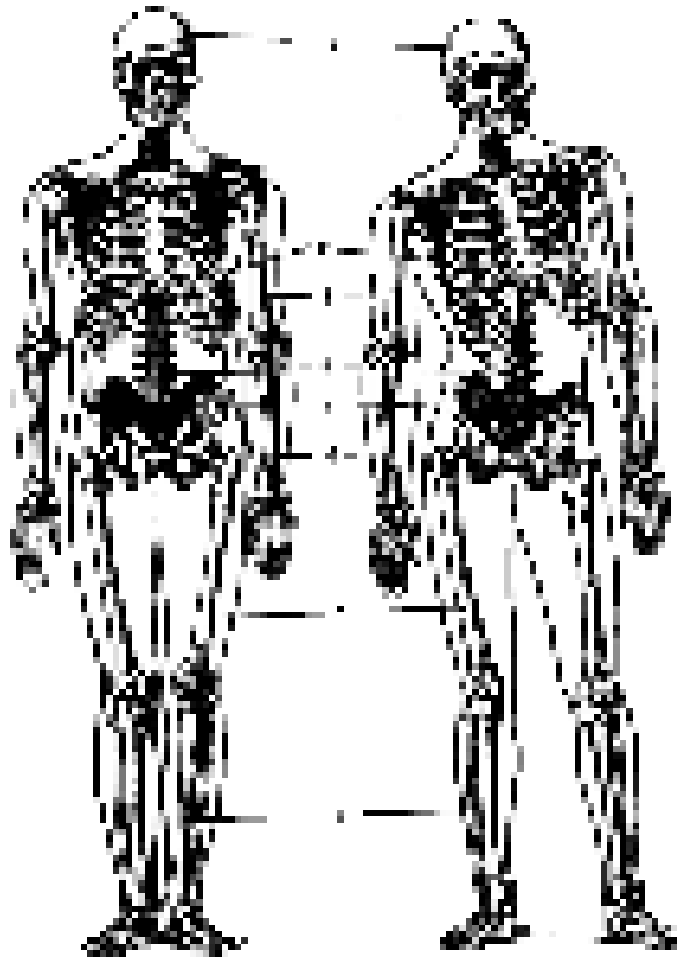


Рисунок 1.1 – Скелет дорослої людини, де:  
1 – череп; 2 – грудна клітка; 3 – плечова кістка; 4 – хребет; 5 – таз;  
6 – кістки передпліччя; 7 – стегнова кістка; 8 – кістки гомілки

## 1.2 Площини, напрямки осей та основні рухи

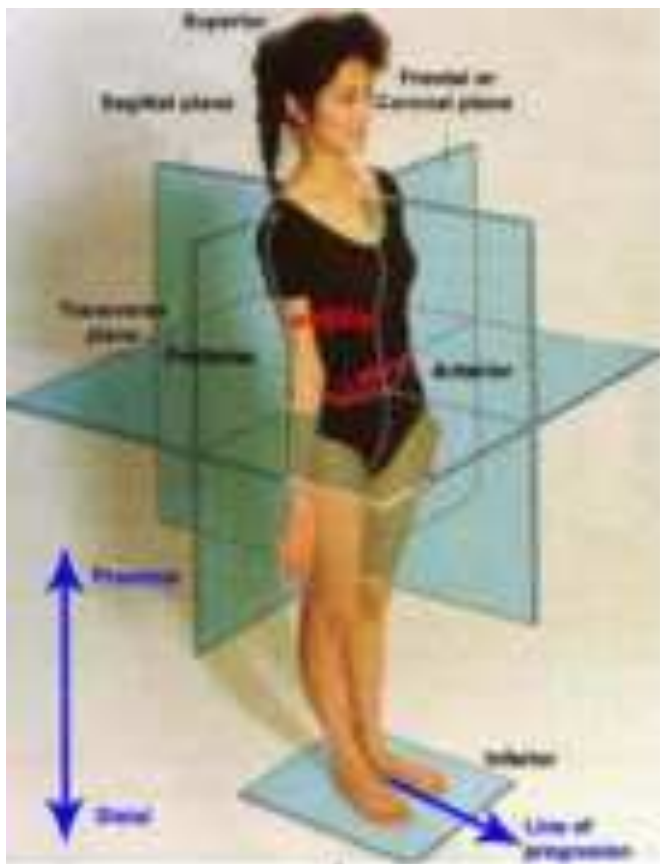
Для кращого орієнтування щодо взаємного положення частин у людському тілі, вводять поняття площин і напрямків.

Анатомічне положення тіла людини з кардинальними площинами й термінологією про напрямки зображено на рис. 1.2.

Терміни «верхній», «нижній», «передній», «задній» характеризують вертикальне положення тіла людини. Площина, що ділить тіло у вертикальному напрямку на дві симетричні половини, називається серединною. Площини, паралельні серединній, мають назву «сагітальні» (лат. *sagitta* – стріла). Вони ділять тіло на відрізки, розташовані в напрямку справа наліво.

Перпендикулярно до серединної площини йдуть фронтальні, тобто паралельні до лоба (фр. *front* – лоб) площини; вони розсікають тіло на відрізки,

розташовані в напрямку спереду назад. Перпендикулярно до серединної та фронтальної площин проводяться горизонтальні, або поперекові площини, що ділять тіло на відрізки, розташовані один над одним.



*Anterior* – передній;  
*Posterior* – задній;  
*Superior* – верхній;  
*Inferior* – нижній;  
*Proximal* – проксимальний;  
*Distal* – дистальний;  
*Frontal or coronal plane* – фронтальна площина;  
*Sagittal plane* – сагітальна площина;  
*Transverse plane* – поперекова площина;  
*Line of progression* – лінія руху.

Рисунок 1.2 – Схема осей і площин у тілі людини

Сагітальних (за винятком серединної), фронтальних і горизонтальних площин можна провести будь-яку кількість, тобто крізь будь-яку точку поверхні тіла або органа.

Термінами «медіально» й «латерально» користуються для позначення частин тіла щодо серединної площини: *medialis* – розташовано ближче до серединної площини, *lateralis* – далі від неї. Із цими термінами не потрібно плутати терміни «внутрішній» – *internus* і «зовнішній» – *externus*, які вживаються тільки щодо стінок порожнин. Слова «черевний» – *ventralis*, «спинний» – *dorsalis*, «правий» – *dexter*, «лівий» – *sinister*, «поверхневий» – *superficial*, «глибокий» – *profundus* не потребують пояснення. Для позначення просторових відношень на кінцівках прийняті терміни *proximalis* і *distalis*, тобто що розміщено ближче й далі від місця з'єднання кінцівки з тулубом. У табл. 1.1 наведено термінологію про напрямки.

Таблиця 1.1 – Термінологія про напрямки

<b>Передній</b>	Спрямований до переднього боку, розташований спереду, наприклад, надколінок розташований спереду колінного суглоба
<b>Фронтальна площина</b>	Перпендикулярна до сагітальної площини; ділить тіло на передню й задню половини
<b>Дистальний</b>	На відстані від тулуба або від проксимальної точки початку, наприклад, стопа є дистальною щодо колінного суглоба
<b>Нижній</b>	Нижче, наприклад, стопа є нижньою щодо колінного суглоба
<b>Латеральний</b>	На відстані від середньої лінії або серединної площини, наприклад, мізинець стопи є латеральним щодо великого пальця стопи
<b>Лінія (або напрямок) руху</b>	Гіпотетичний шлях центра маси людини
<b>Медіальний</b>	У напрямку до середньої лінії або серединної площини, наприклад, великий палець стопи є медіальним щодо мізинця стопи
<b>Долонний</b>	Долоня кисті (в анатомічному положенні долоні дивляться вперед)
<b>Підошовний</b>	Належить до нижнього боку, або підошви стопи
<b>Задній</b>	Належить до заднього боку, або позаду
<b>Проксимальний</b>	Біля серединної лінії або точки початку, наприклад, зап'ясток є проксимальним щодо кисті
<b>Сагітальна площина</b>	Поздовжня площина, яка ділить тіло однаково на праву й ліву секції
<b>Верхній</b>	Розташований вище, наприклад, тазостегновий суглоб є верхнім щодо колінного суглоба
<b>Поперекова (горизонтальна) площина</b>	Паралельно до поверхні

Рух сегментів суглоба складний і рідко розташований лише в одній площині. Як правило, вони описуються в специфічній площині (якщо інакше не заявлено) щодо нейтральної анатомічної моделі як базисної точки. Терміни, які використовуються для опису рухів, наведено в табл. 1.2, 1.3 і 1.4.

Таблиця 1.2 – Рухи в сагітальній площині

<b>Тильне згинання</b>	Рух стопи до передньої поверхні гомілки під час нахилу гомілковостопного суглоба
<b>Розгинання</b>	Рух, який повертає сегмент тіла до анатомічного положення з положення згинання
<b>Згинання</b>	Нахил суглоба, тобто дистальний сегмент, здійснює ротацію до проксимального сегмента
<b>Перерозгинання</b>	Утворення кута назад або ротація суглоба за межі нейтрального анатомічного положення розгинання
<b>Підошовне згинання</b>	Рух стопи вбік від передньої поверхні гомілки; розпрямлення гомілковостопного суглоба

Таблиця 1.3 – Рухи у фронтальній площині

<b>Відведення</b>	Рух сегмента тіла від середньої лінії тіла
<b>Приведення</b>	Рух сегмента тіла до середньої лінії тіла
<b>Підйом і пониження</b>	Належить до руху плечового поясу у верхньому й нижньому напрямках
<b>Поворот назовні</b>	Зовнішня ротація всієї стопи латерально, що комбінує пронацію та відведення носка стопи
<b>Поворот усередину</b>	Внутрішня ротація всієї стопи медіально, комбінує супінацію та приведення носка стопи
<b>Зовнішнє згинання (вигин / нахил)</b>	Нахил хребетного стовпа направо або наліво
<b>Відхилення в променевої бік</b>	Ротація кисті в зап'ясток до променевої кістки
<b>Відхилення в ліктьовий бік</b>	Ротація кисті в зап'ясток до ліктьової кістки

Таблиця 1.4 – Рухи в поперековій площині

<b>Горизонтальне відведення</b>	Горизонтальний рух із переднього положення в латеральне положення
<b>Горизонтальне приведення</b>	Горизонтальний рух із латерального положення в переднє положення
<b>Ротація зовні (зовнішня ротація)</b>	Ротація сегмента кінцівки по поздовжній осі так, що його передня поверхня здійснює ротацію від середньої лінії
<b>Ротація наліво та направо</b>	Ротаційний рух голови, шиї та тулуба
<b>Ротація всередину (внутрішня ротація)</b>	Ротація сегмента кінцівки по поздовжній осі так, що його передня поверхня здійснює ротацію до серединної лінії

## Кінець таблиці 1.4

<b>Пронація</b>	Рух середини стопи й передньої частини стопи, що викликає ротацію та підйом латерально підошви стопи (це завжди супроводжується відведенням передньої частини стопи). У передпліччі пронація описана як ротація кисті так, щоб долоня дивилася назад
<b>Супінація</b>	Рух середини стопи й передньої частини стопи, що викликає ротацію та підйом медіально підошви стопи (це завжди супроводжується приведенням передньої частини стопи). У передпліччі супінація описана як ротація кисті так, щоб долоня дивилася вперед (це також модель для анатомічного положення)

### 1.3 Антропометрична норма

Розроблення протезно-ортопедичних засобів, призначених для компенсації втрачених або порушених опорно-рухових функцій, ґрунтується на глибокому розумінні рухового апарату людини й основних закономірностей виконання людиною різноманітних дій, пов'язаних із рухами сегментів тіла.

З позицій біомеханіки не існує цілком однакових людей, так само, як одна й та сама людина не робить двох однакових кроків. Проте існують загальні тенденції та закономірності, що відрізняють норму опорно-рухового апарату від патології. Знання цієї норми допомагає конкретно розуміти завдання протезування й протезобудування.

Для характеристики пропорцій тіла за співвідношенням довжини окремих сегментів, тулуба й кінцівок, а також за співвідношенням поперечних і передньо-задніх діаметрів, що визначають форму окремих органів, які залежать від скелетних особливостей, користуються антропометричною нормою.

У протезуванні та ортезуванні антропометрична норма визначає зв'язки між лінійними розмірами будь-якого сегмента тіла людини та її зросту. Із цією метою вводиться величина, що називається «парс» (П) і дорівнює  $1/56$  зросту людини. У парсах виражені довжини й поперечники всіх сегментів тіла. Основні антропометричні характеристики наведено на рис. 1.3 і рис. 1.4.

Цими характеристиками можна скористатися, наприклад, для визначення довжини сегментів після двобічної ампутації нижніх кінцівок. Припустимо, що необхідно визначити довжину гомілки людини після двобічної ампутації. Для цього достатньо виміряти в сантиметрах довжину передпліччя з витягнутою кистю. Наприклад, ця довжина дорівнює 44 см, що становить 14 П.

Тоді довжина гомілки, що дорівнює 17 П, становить  $44:14 \times 17 = 53$  см. Довжина стопи 8 П, або  $44:14 \times 8 = 25$  см (див. рис. 1.4).

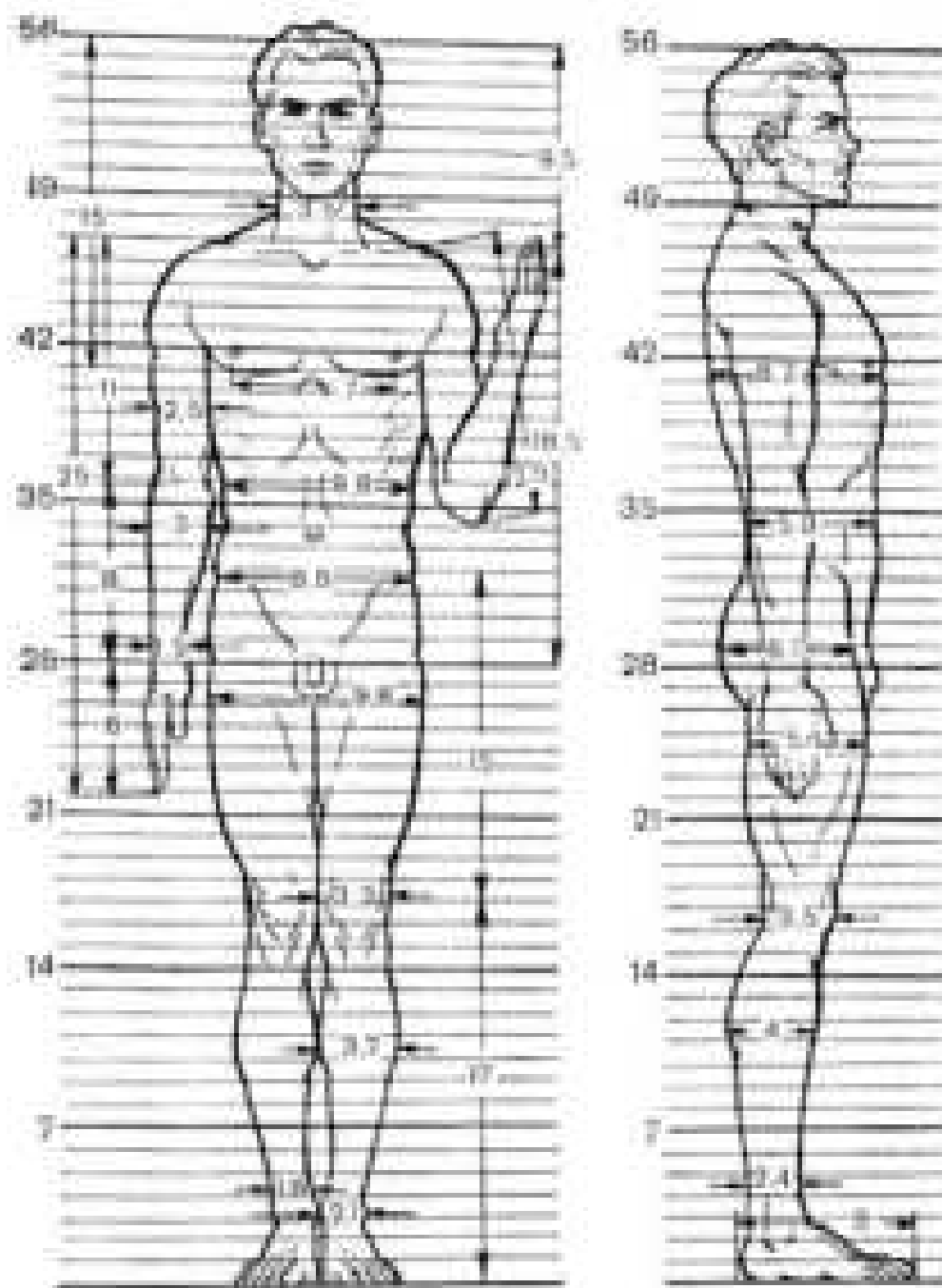
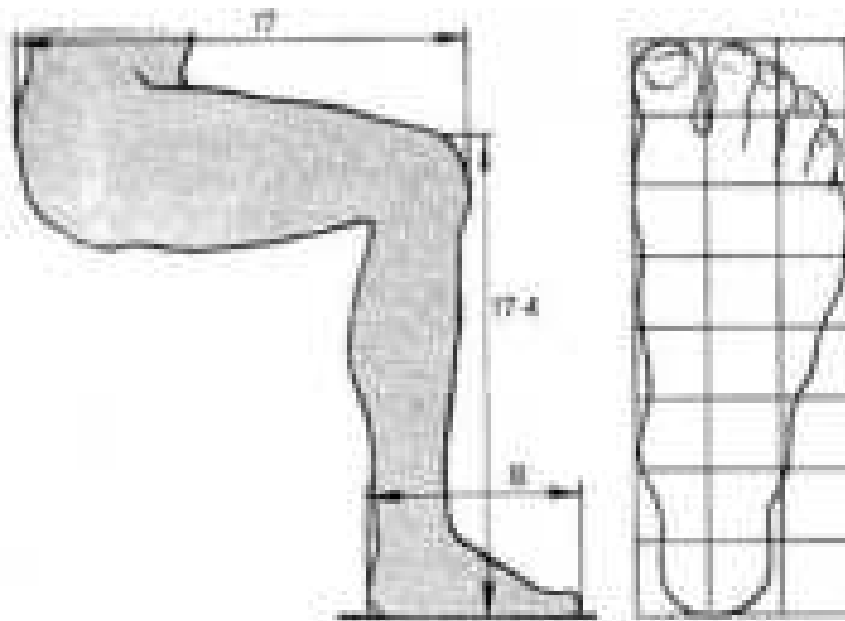


Рисунок 1.3 – Антропометрична норма в чоловіків (а, б):

- 7–56 – парси; 6 – довжина кисті; 8 – довжина передпліччя; 11 – довжина плеча;  
 25 – довжина руки; 17 – довжина гомілки; 15 – довжина стегна;  
 1,8; 2,1; 3,7; 3,3; 9,8 – фронтальні поперечники сегментів;  
 2,4; 4; 3,5; 5,6; 6,7; 5; 8; 8,2 – сагітальні поперечники сегментів



а)

б)

Рисунок 1.4 – Приклад розрахунку довжини стопи (розміри подані в парсах):

а – нижня кінцівка; б – стопа

#### 1.4 Загальний центр мас і його роль у стійкості тіла

Функція нижніх кінцівок людини здебільшого визначається опорою (положення стоячи) і локомоцією (ходьба, біг). І в тому, і в тому випадку на функцію нижніх кінцівок, на відміну від верхніх, значно впливає загальний центр мас (ЗЦМ) тіла людини (рис. 1.5).

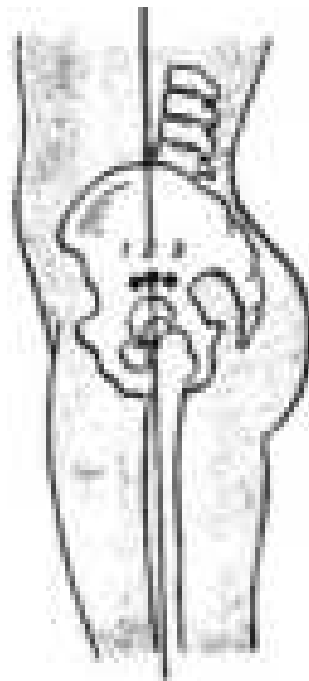


Рисунок 1.5 – Розташування загального центра мас за умови різних видів стояння: 1 – напруженого; 2 – антропометричного; 3 – спокійного

**Загальний центр мас** – це точка, до якої прикладена сила ваги всього тіла. Така геометрична точка збігається із загальним центром мас тіла й перебуває в місці перетинання осей, щодо яких сума моментів сил ваги частин і ланок тіла дорівнює нулю.

Рекомендується визначати проєкцію ЗЦМ тіла в трьох площинах: фронтальній, сагітальній і поперековій. Не варто ігнорувати це, вважаючи, що в сагітальній площині ЗЦМ тіла займає серединне положення, тому що права й ліва половини тіла майже однакові. Відомо, що вага правої половини тіла на 500 г більша за вагу лівої половини (праворуч масивна печінка і краще розвинена мускулатура). Визначення ЗЦМ відіграє важливу роль у вирішенні різних завдань механіки рухів. Наприклад, рівновага тіла й ступінь стійкості тіла визначаються положенням ЗЦМ. Положення ЗЦМ є також одним із показників статури людини.

Висота положення ЗЦМ у різних людей значно варіює залежно від низки чинників, до яких насамперед належать стать, вік, розвиток м'язів і жирової клітковини, вага скелета тощо. Можливі навіть добові коливання висоти положення ЗЦМ, пов'язані з пластичними деформаціями суглобів скелета після значних фізичних навантажень.

У жінок у положенні стоячи ЗЦМ тіла зазвичай розміщений дещо нижче, ніж у чоловіків: у чоловіків – у середньому на рівні передньо-нижнього краю тіла п'ятого поперекового хребця (індивідуальні коливання – від третього поперекового до п'ятого крижового хребця); у жінок – на рівні передньо-нижнього краю тіла першого крижового хребця (індивідуальні коливання – від п'ятого поперекового до першого куприкового хребця). Індивідуальні коливання висоти ЗЦМ дуже помітні й залежать від статі, віку, статури людини, часу доби тощо. У жінок у положенні стоячи ЗЦМ перебуває нижче, ніж у чоловіків (рис. 1.6).

У фронтальній площині ЗЦМ незначно (на 2,6 мм у чоловіків і на 1,3 мм у жінок) зміщений направо, тобто права нога здійснює трохи більше навантаження, ніж ліва [2].

Маса тіла – інерційна характеристика. Інформація про зменшення маси внаслідок ампутації наведені в табл. 1.5. Вона може використовуватися для розрахунку схем побудови й раціонального розподілу мас у протезах і ортезах.

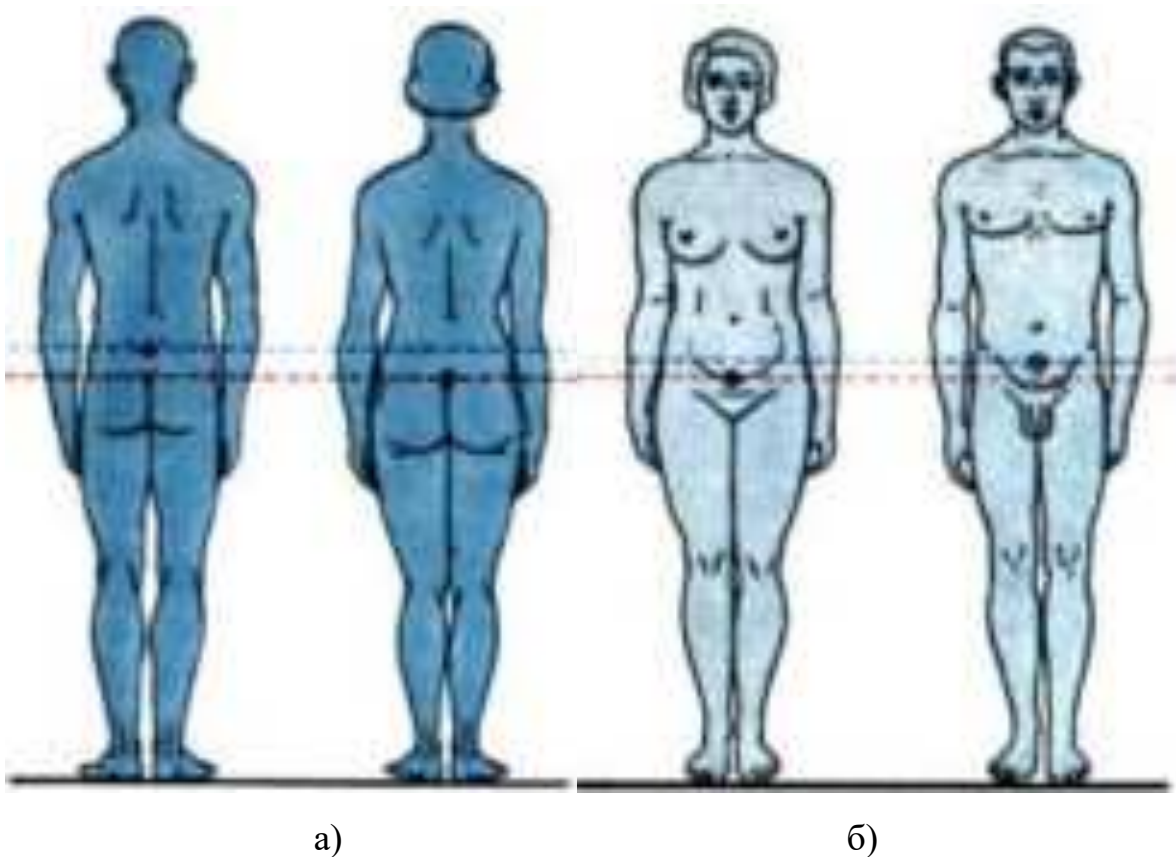


Рисунок 1.6 – Положення загального центра мас у чоловіків вище, ніж у жінок: а – вигляд ззаду; б – вигляд спереду

Таблиця 1.5 – Маса окремих сегментів тіла людини

Сегмент	Маса, % (маса тіла 100 %)
Голова	7
Плече	3,1
Передпліччя	2
Кисть	0,8
Уся рука	5,9
Тулуб	45
Стегно	11,6
Гомілка	4,8
Стопа	1,7
Уся нога	18,1

## Координати центрів мас, центрів суглобів

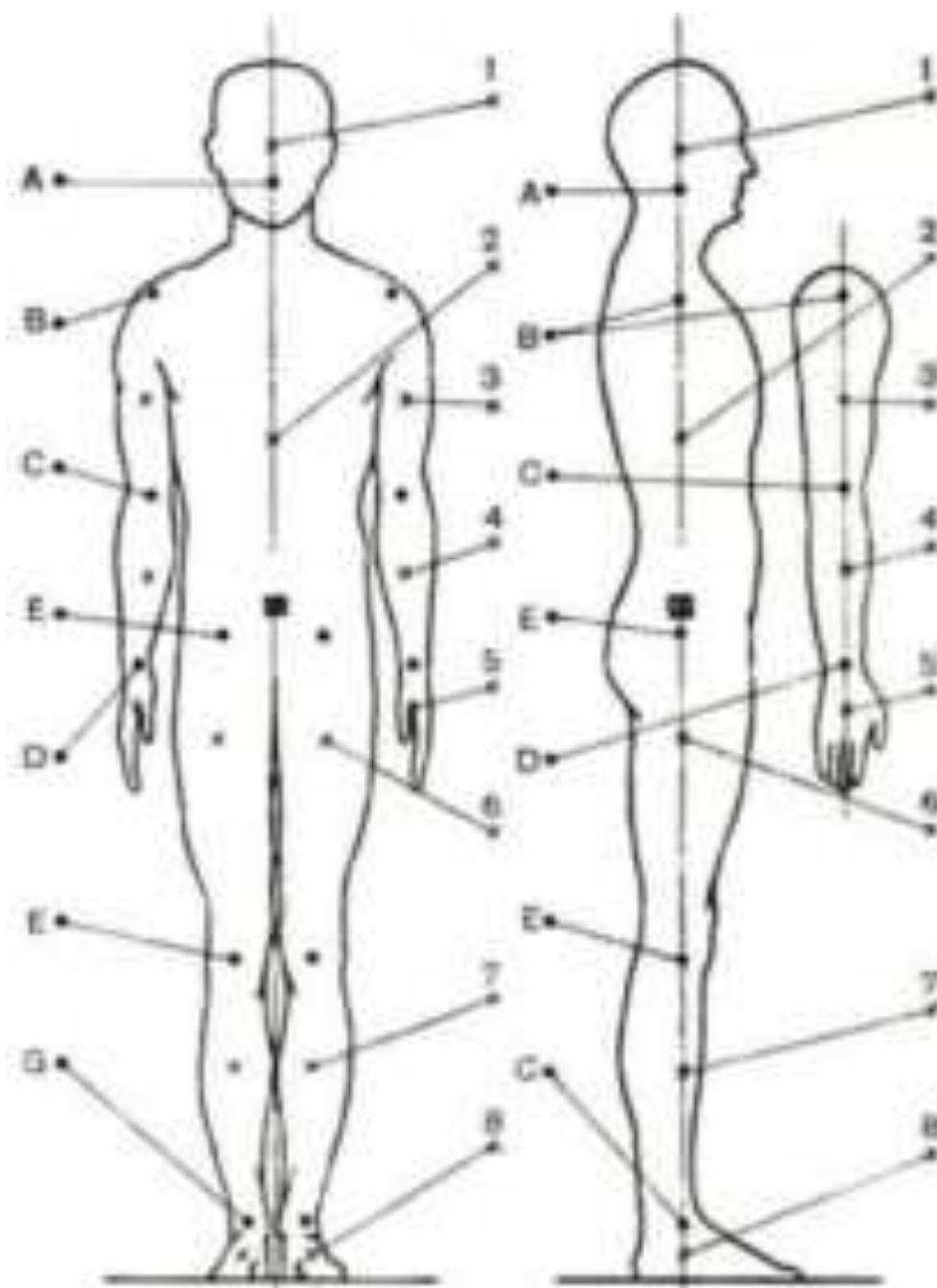


Рисунок 1.7 – Координати центрів мас і центрів суглобів:  
ЗЦМ – загальний центр мас; ● – центр суглоба; x – центр мас

У табл. 1.6 і табл. 1.7 наведено відносні координати центрів мас та координати центрів суглобів.

Координати центрів мас подано в табл. 1.6.

Координати центрів суглобів наведено в табл. 1.7.

Таблиця 1.6 – Координати центрів мас (зріст людини 100 %)

Сегмент	Координати центрів мас, %		
	X	Y	Z
Голова	0,00	0,00	93,48
Шия та тулуб	0,00	0,00	71,09
Голова, шия та тулуб	0,00	0,00	74,15
Плече	0,00	±10,66	71,74
Передпліччя	0,00	±10,66	55,33
Кисть	0,00	±10,66	43,13
Уся рука	0,00	±10,66	62,30
Стегно	0,00	±5,04	42,48
Гомілка	0,00	±5,04	18,19
Стопа	3,85	±6,16	1,78
Уся нога	0,35	±5,16	31,67
Усе тіло (ЗЦМ)	0,00	0,00	57,65

Примітка: X – відхилення у фронтальній площині;  
 Y – відхилення в сагітальній площині;  
 Z – відхилення у вертикальній площині.

Таблиця 1.7 – Координати центрів суглобів (зріст людини 100 %)

Суглоб	Познака на рис. 1.3	Координати, %		
		X	Y	Z
Основа черепа в I хребця	A	0,00	0,00	91,23
Плечовий	B	0,00	±10,66	81,16
Ліктвовий	C	0,00	±10,66	62,20
Променево-зап'ястковий	D	0,00	±10,66	46,21
Тазостегновий	E	0,00	±5,04	52,08
Колінний	F	0,00	±5,04	28,44
Гомілковостопний	G	0,00	±5,04	3,85

Відомості, наведені в табл. 1.5–1.7, можуть слугувати довідковим матеріалом та давати уявлення про величину втраченої маси внаслідок ампутації. Уся ця інформація використовується для розрахунку схем побудови протезів та ортезів, а також для вирішення питання щодо раціонального розподілу мас у протезно-ортопедичних виробах [3].

У багатьох задачах механіки зручно та припустимо розглядати масу якогось тіла так, начебто вона сконцентрована в одній точці – центрі ваги. Оскільки нам потрібно аналізувати сили, що діють на тіло людини під час ходьби та стоячи (у спокої), нам необхідно знати, де перебуває центр мас

у людини в нормі та в разі патологій (сколіоз, коксартроз, ДЦП, ампутації кінцівки тощо). Ампутація частини кінцівки або параліч спричиняє зміну положення центрів мас. Ці зміни то значніші, що вищий рівень ампутації. Так, після ампутації на рівні середньої третини гомілки ЗЦМ тіла зміщується в бік збереженої кінцівки на 8 мм і догори на 45 мм, після ампутації на рівні стегна – на 13 мм і 79 мм відповідно, після ампутації на рівні обох стегон зміщення ЗЦМ тіла догори ще більш виражений. На рис. 1.8 схематично показане зміщення ЗЦМ тіла після ампутації стегна та обох стегон. Варто зазначити, що ці зміни розглядаються в людини, яка перебуває у вертикальному положенні. За умови горизонтального положення, наприклад у воді, якщо руки витягнуті вперед, зміщення ЗЦМ тіла буде більш вираженим.

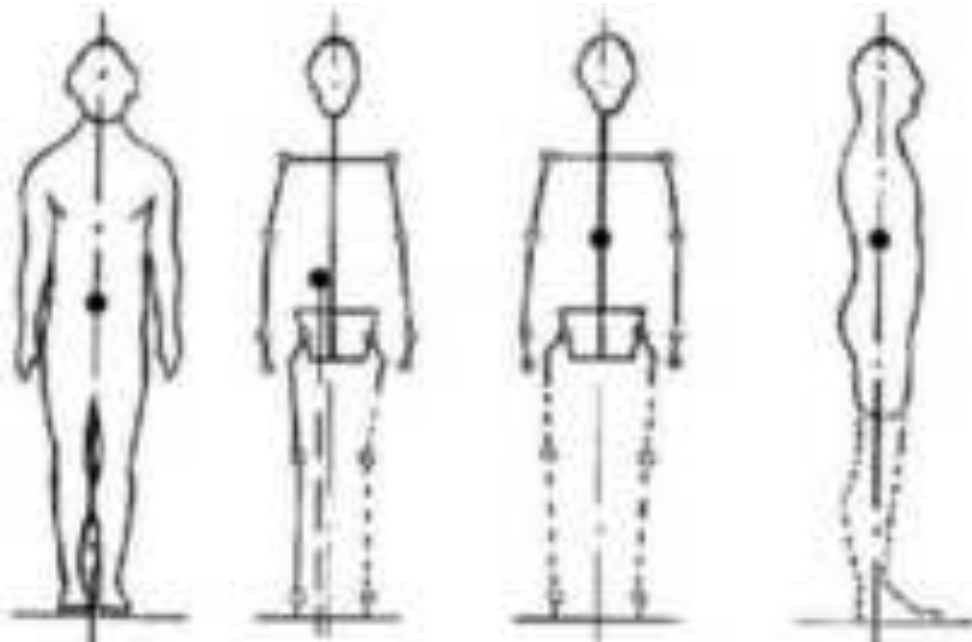


Рисунок 1.8 – Зміщення ЗЦМ у разі ампутацій нижніх кінцівок (● – ЗЦМ)

У загальній біомеханіці важливим є вивчення розташування центра ваги тіла, його проєкції на площу опори, а також просторового співвідношення між вектором центра ваги й різними суглобами (рис. 1.9).

Кружечок із точкою в центрі на рис. 1.9, що розміщений у ділянці таза, показує положення загального центра мас тіла; у ділянці голови – положення центра ваги голови; у ділянці кисті – положення загального центра ваги кисті. Чорні точки показують поперекові осі суглобів верхньої та нижньої кінцівок, а також атланта-потиличного суглоба.

Знаючи положення центра тяжіння кожної з двох частин тіла, що з'єднані між собою (плеча й передпліччя, стегна й гомілки тощо), не важко визначити положення загального для них центра тяжіння. Він розміщений на прямій,

яка сполучає центри тяжіння кожної з ланок і ділить цю пряму у відношенні, зворотно пропорційному до їхніх мас. За допомогою перетворення дволанкових систем можна визначити положення ЗЦМ тіла.

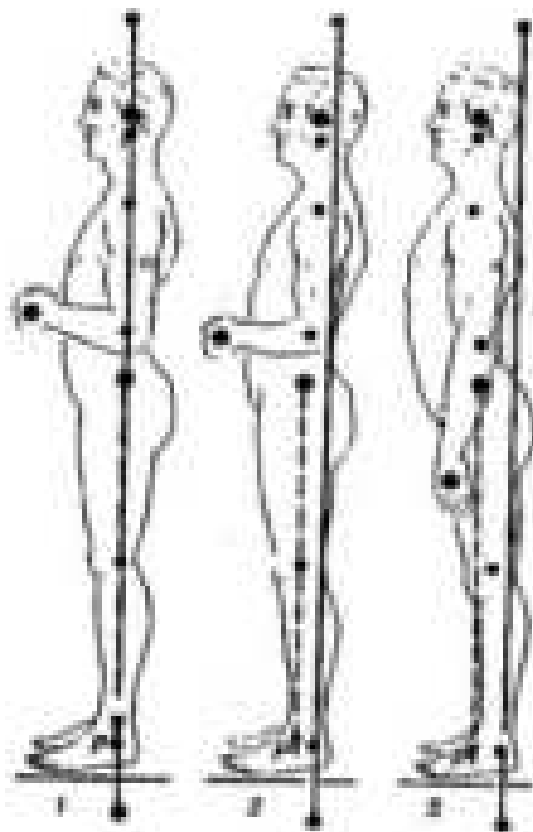


Рисунок 1.9 – Види положення тіла людини стоячи:  
1 – антропометричн; 2 – спокійне; 3 – напружене

У дітей раннього віку ЗЦМ тіла розміщене вище, ніж у дорослих. Так, у новонароджених він лежить на рівні V–VI грудних хребців, у дітей віком до 2 років – на рівні I поперекового хребця, до 16–18 років він поступово переміщується не лише донизу, але й назад.

Ланки людського тіла, навіть за умови звичайного його положення (а особливо під час рухів), не розташовуються вертикально одна над одною, між ними в ділянці з'єднань (суглобів) утворюються кути. У зв'язку з цим вертикаль їхнього центра ваги, а також вертикаль ЗЦМ тіла проходять на деякій відстані від центра суглоба, тому виникає момент обертання сили ваги.

Моментом обертання сили ваги називається добуток величини сили ваги на довжину плеча її дії. Що більший момент сили ваги, то більшу напругу витримує протилежна дії цієї сили група м'язів. Отже, ЗЦМ тіла є показником розподілу маси тіла, що визначає певною мірою статура людини. Він дозволяє встановити вид рівноваги та отримати уявлення про ступінь стійкості тіла

в тому або тому положенні. Траєкторія ЗЦМ тіла під час рухів дозволяє вивчити швидкість, прискорення, зусилля, які витримують тіло та його ланки. І нарешті, за розташуванням вертикалі, опущеної з ЗЦМ тіла або центра ваги окремої ланки, можна отримати уявлення про ступінь напруги м'язів, що протидіють силі ваги.

Рух людини в просторі значно обумовлений розташуванням центра ваги тіла. Кожна частина тіла має власний центр ваги. Поєднуючись, вони формують загальний центр мас тіла.

Умовою збереження рівноваги тіла є проходження вертикальної осі його загального центра мас у середині площини опори тіла.

**Загальна площа опори** – це площа, обмежена крайніми точками опорних поверхонь тіла. Проте не вся площа опори може бути чинною, оскільки м'які тканини не беруть участі в передачі сили реакції опори.

Якщо вертикаль центра ваги виходить із площі опори, тіло втрачає рівновагу й падає. Тому, що більша площа опори, то ближче розташований центр мас тіла до центральної точки площі опори й центральної лінії центра ваги, то більш стійким буде положення тіла. Площа опори за умови вертикального положення людини обмежена тим простором, що перебуває під підшвами та між стопами. Центральна точка відвісної лінії центра ваги на стопі розміщена на 5 см спереду від п'яtkового бугра (рис. 1.10).



Рисунок 1.10 – Вигляд підшви стопи дорослої людини:

- 1 – незавантажена частина під час стояння без навантаження;
- 2 – точка падіння відвісної ваги центра на стопу

Сагітальний розмір площі опори завжди переважає над фронтальним, тому й зміщення відвісної лінії центра ваги легше відбувається направо

й наліво, ніж назад, а особливо важко – уперед. У зв'язку з цим стійкість на поворотах у разі швидкої ходьби значно менша, ніж у сагітальному напрямку (уперед або назад). Нога у взутті, особливо із широким каблуком і твердою підошвою, стійкіша, ніж без взуття, оскільки займає більшу площу опори.

**Центр тиску** визначається як сума сил реакції опори, що діють на підошовну поверхню стопи. Необхідно пам'ятати, що центр тиску постійно просувається вперед протягом усієї фази опори циклу ходьби, і кожна стрілка (рис. 1.11) позначає вектор реакції опори, що впливає на рівень кожного суглоба, коли він переміщується догори. Ці самі принципи застосовуються до протезної стопи та протеза з безпечною рівновагою та стабільністю положення стопи в русі залежно від центра тиску, що постійно переміщається.

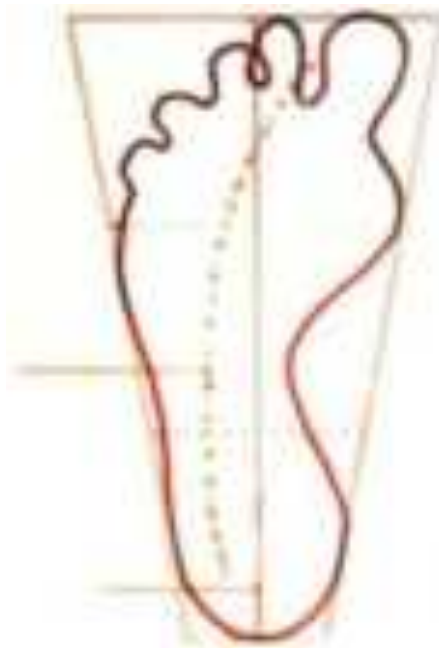


Рисунок 1.11 – Центр тиску

**Лінія навантаження** – уявна гравітаційна лінія навантаження, що бере початок із центра мас і спрямована вниз до центра Землі.

**Лінія передачі ваги** – спрямована сила маси тіла, коли передається крізь кістки кісткової системи (рис. 1.12).

У статичній фазі опори маса тіла передається крізь крижі й таз до тазостегнових суглобів і дистально крізь стегнову кістку, великогомілкову / малоомілкову кістки, надп'яткову кістку, п'яткову кістку, середню частину стопи й передню частину стопи до опори. Протягом статичної фази опори ці гравітаційні сили передаються крізь кісткову систему як сили реакції опори. Швидкість ходьби збільшує сили реакції опори [2].



Рисунок 1.12 – Лінія передачі ваги

## 1.5 Поняття про рівновагу тіла

**Рівновага** – стан фізичної системи, коли її характеристики не змінюються з часом. Розрізняють статичну й динамічну рівновагу. У статичній рівновазі, властивій для макроскопічних механічних систем, рух тіл припиняється. За умови динамічної рівноваги фізичні тіла рухаються, але так, що певні сумарні характеристики системи залишаються незмінними.

Розрізняють два види рівноваги тіла людини: стійку і нестійку. Байдужа рівновага буває вкрай рідко.

Види рівноваги: а – стійка; б – нестійка; в – байдужа.

**Нестійкою рівновагою** тіла називається така рівновага, за умови якої ЗЦМ тіла розташований вище щодо площі опори. Якщо тіло виведене з цієї рівноваги й надано самому собі, то воно не повертається у вихідне положення, а падає під дією власної сили тяжіння (ваги тіла) (рис. 1.13, а). До такого виду рівноваги належать усі положення стоячи, упор лежачи. Стійкість тіла зберігається доти, доки вертикаль, опущена із ЗЦМ, не виходить за межі площі опори. Як тільки ця вертикаль виходить за межі площі опори, рівновага порушується й тіло падає.

**Стійкою рівновагою** тіла називається така рівновага, коли ЗЦМ тіла розташований нижче щодо площі опори (рис. 1.13, в). У цих випадках

тіло виведене із стану рівноваги й надане самому собі. Тіло перебуває в стійкій рівновазі тому, що будь-яка зовнішня сила поверне його до первісного положення центра ваги. Прикладами стійкої рівноваги є вис на випрямлених руках.

**Байдужою рівновагою** тіла називається така рівновага, за умови якої ЗЦМ і центр ротації збігаються по центральній осі, тому що система обертатиметься тільки протягом впливу зовнішньої сили. Після або протягом цього застосування зовнішньої сили, первісна рівновага залишається незмінною, хоча положення під кутом під час ротації може змінитися щодо осі центра ваги (рис. 1.13, б).

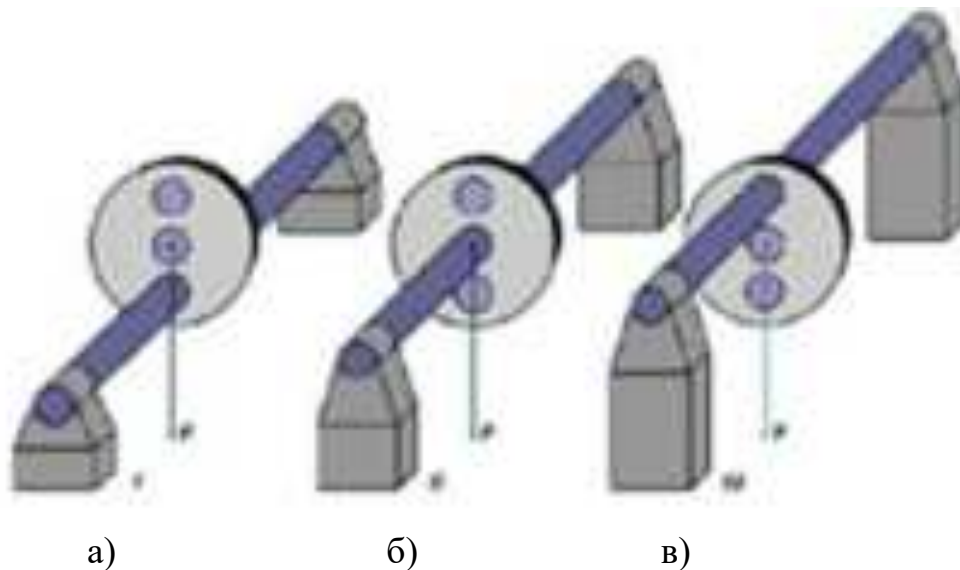


Рисунок 1.13 – Стани рівноваги в системі ротаційного руху:

а – нестійка рівновага: центр мас розташований точно над віссю підтримки ротаційного руху; б – байдужа рівновага; в – стійка рівновага: центр мас розташований під віссю підтримки ротаційного руху

У тілі людини центр мас завжди буде перебувати над сегментами опорно-рухового апарату, що потрібні для пересування. Людська система, власне, використовує три біомеханічних механізми. Інтуїтивній рівновазі перешкоджає втрата кожного з цих трьох механізмів, зображених на рис. 1.14, що є особливо важливим чинником для пацієнтів з ампутацією або пацієнтів із патологічною деформацією:

а) постійна м'язова активність (постійний тонус) для збереження ротаційної рівноваги (зображено на рисунку як пружини, збалансовані в рівній протилежності, щоб перешкоджати ротації);

б) правильне положення осей ротації, що допускають ротацію тільки в одному напрямку;

в) попередження ротації (межа зчленування) в одному напрямку за допомогою механізму позитивного блокування.

Відсутність зчленувань стопи, гомілковостопного та колінного суглобів поряд з їхнім м'язовим контролем має особливе значення для пацієнтів з ампутацією на рівні стегна. Надійність механічних зчленувань може бути досягнута тільки через механізми, зображені на рис. 1.14, а, б, в.

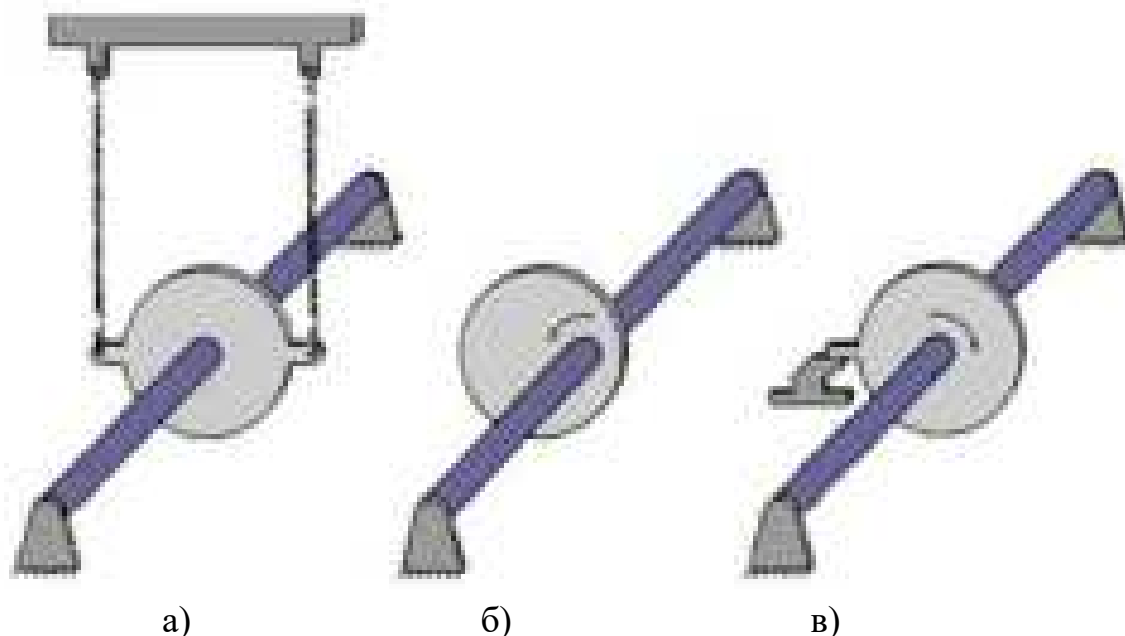


Рисунок 1.14 – Механізми, що забезпечують надійність зчленування

**Стійкість тіла** визначається величиною площі опори, висотою розташування ЗЦМ тіла та місцем проходження вертикалі, опущеної із ЗЦМ до площі опори. Що більша площа опори й що нижче розташований ЗЦМ тіла, то більша стійкість тіла. Так, у положенні стоячи із зімкнутими стопами рівновагу зберігати важче, ніж у положенні, коли стопи розміщені на ширині плечей [4].

## 1.6 Збереження та відновлення положення тіла людини

Положення тіла людини визначають такі характеристики:

- поза (взаємне розташування ланок тіла);
- місце розташування;
- орієнтація щодо системи відліку;
- відношення до опори.

Положення тіла є статичним, коли зовнішні сили (сила ваги й сила реакції опори) взаємно врівноважені. Умови рівноваги залежать від взаємного розташування ланок тіла й площі опори. Оскільки звичайно ланки тіла розташовані не в одній площині, а між ними утворюються кути й виникають

моменти сил, то збереження будь-якого положення вимагає напруги м'язів. У цьому разі що більший момент сили ваги ланок тіла, то більше навантаження падає на м'язи, що зберігають їх у визначеному положенні. Залежно від розподілу навантаження на праву й ліву половини, розрізняють симетричні й асиметричні положення тіла.

У разі симетричних положень тіла робота рухового апарату на правій і лівій половинах тіла однакова, що забезпечує гармонійність його розвитку. Асиметричні положення характеризуються неоднаковою участю в роботі рухового апарату правої та лівої половин тіла, що може призводити до дисгармонійності в його будові та розвитку. Щодо опорної поверхні розрізняють положення тіла з *нижньою опорою* (положення стоячи), з *верхньою опорою* (виси, за винятком вису прогнувшись) і з *змішаною опорою* (упор на паралельних брусах). За видом рівноваги положення тіла визначають як *положення хиткої рівноваги та обмежено стійкої рівноваги*.

Залежно від характеру опори зовнішні сили можуть діяти на стискання, на розрив, на вигин і на скручування, що обумовлює певні особливості в роботі рухового апарату, у функціонуванні внутрішніх органів, серцево-судинної та інших систем організму.

За умови положень із нижньою опорою сила ваги діє так, що тисне на ланки тіла, розташовані нижче, і врівноважують вищерозташовані. Тому що нижче розташована ланка, то більша сила на неї діє та більше мають напружуватися м'язи.

У положенні стоячи м'язи гомілковостопного суглоба врівноважують вагу всього тіла. У різних положеннях із верхньою опорою ступінь рухливості тіла різний (залежно від відстані ЗЦМ тіла до опори й величини площі опори). Рухливість зменшується, бо скорочується відстань від ЗЦМ до опори й збільшується площа опори. Переміщення ланок тіла в положеннях як з нижньою, так і з верхньою опорою супроводжуються додатковими (компенсаторними) рухами в інших ланках та в інших суглобах. Наприклад, для збереження тіла в рівновазі за умови утримання вантажу перед собою тулуб відхиляється назад, у разі утримання вантажу в правій руці – наліво; підтягування на поперечині викликає компенсаторне переміщення ніг.

Людина може не тільки зберігати рівновагу, але й відновлювати її у випадках порушення. Різниця рівноваги біомеханічних систем від рівноваги твердих фізичних тіл полягає не в наявності особливих законів механіки для живих систем, а в більш складному їхньому використанні завдяки особливостям живих систем.

### ***Пасивне та активне зрівноважування***

Зрівноважування відбувається в неживих системах тільки пасивно, а в живих організмах – здебільшого активно. Сили, що врівноважують, можуть діяти, як урівноважені, а також і такі, які зупиняють відхилення та відновлюють положення рівноваги.

В ідеальних умовах у спокої в разі рівноваги фізичного тіла всі прикладені сили постійні за величиною, вони врівноважені й тіло зберігає повний спокій в інерціальній системі координат. Пасивне врівноваження сил відбувається не тільки в повному спокої, але й за можливих відхиленнях (коливаннях).

Живі організми, зокрема й людина, урівноважують зовнішні сили не тільки пасивно, але й активно – силами м'язової тяги. На зміну зовнішніх сил вони реагують зміною напруги м'язів, спрямованою на збереження й відновлення рівноваги. М'язові тяги самі можуть відігравати роль сил, що зупиняють та відновлюють рівновагу.

Отже, у живих організмах урівноваження сил відбувається за умови активного керування силами біологічного походження – м'язовими тягами.

### ***Рівновага коливального типу***

Для тіла людини властива рівновага коливального типу (мають місце макро- й мікроколивання) з відхиленнями від середнього рівноважного положення та поверненням до нього.

Тіло людини за умови збереження положення постійно відчуває відхилення. Кожний дихальний рух переміщує частини тіла. Кожне скорочення серцевого м'яза викликає хвилю артеріальної крові, яка сколихує тіло (на цьому оснований механічний спосіб реєстрації роботи серця). Постійна неузгодженість тяги м'язових груп викликає повільні коливання (0,5–1 Герц). Це відносно повільні рухи в суглобах, їх можна записати на нерухливому аркуші папера за допомогою олівця, укріпленого на вершині вістря догори (цефалографія). Нарешті, будь-які сили, що збурюють, можуть викликати відхилення з подальшим відновленням положення. Усе це макроколивання, доступні зоровому спостереженню.

Крім них існують непомітні для ока мікроколивання – «фізіологічний тремор» – із частотою від 7 Герц до 9 Герц. Причина мікроколивань – мінливість м'язової тяги та реакція м'язів на відхилення.

Раніше утримання нерухомого положення тіла силою м'язів розглядали як спокій. З погляду механіки, м'язи не здійснювали жодної роботи. Фізіологи,

говорячи про «статичну роботу» м'язів, умовно вимірювали її величиною сили, помноженої на час її дії. Коли виявили коливальний режим збереження положення нерухомого тіла, почали вважати, що якщо є сила тяги м'язів і чималий шлях точок у процесі коливань, то відбувається зовнішня механічна робота з переміщенням тіла, що коливається.

### ***Керування збереженням положення***

Збереження положення тіла людини досягається керуванням силами, що врівноважують, під час компенсаторних рухів, рухів, що відновлюють та амортизують. Унаслідок ЗЦМ тіла людини в процесі коливань залишається в зоні збереження положення або вертається в неї із зони відновлення положення.

У збереженні положення для тіла людини властиві коливання, у межах яких діють умови рівноваги. Тому ЗЦМ не займає положення в одній єдиній точці, а переміщується в певних зонах.

*Оптимальна зона положення* ЗЦМ найбільше відповідає завданням збереження необхідного положення. Відповідне положення не завжди найбільш зручне, нерідко воно навіть важче, ніж у разі відомих відхилень від необхідного, це найменша зона.

*Зона збереження положення* – переміщення ЗЦМ у межах цієї зони ще не спричиняє повного порушення положення (наприклад, над «потенційною ямою» в обмежено-стійкій рівновазі). Але наближення ЗЦМ до її меж загрожує втратою рівноваги. Межі цієї зони визначаються умовами рівноваги системи тіл і можливостями збереження пози. Вона більша, ніж оптимальна зона, і містить її у своїх межах.

*Зона відновлення положення* – переміщення ЗЦМ у цю зону для механічної системи незворотно, тому що в ній уже порушуються умови рівноваги. Неживе тіло із цієї зони не може самостійно повернутися в колишне положення. А людина, використавши необхідні зовнішні сили, здатна відновити положення. Ця зона оточує зовні зону збереження положення, але не містить її у своїх межах.

Для осіб різної фізичної підготовленості зони не однакові. Для менш підготовлених зона збереження положення зменшена; у них менша площа ефективної опори, і вони за умови менших відхилень втратять можливість утримати позу. Для них зона відновлення положення також звужена, тому що в них менше сил і спритності, щоб зуміти відновити положення.

У боротьбі за збереження положення використовується як ослаблення дії сил, що збурюють, так і посилення дії сил, що врівноважують.

*Компенсаторні рухи* виникають тоді, коли сили, що збурюють, зміщують частини ланок тіла. Компенсаторні рухи попереджають можливе виведення ЗЦМ із зон збереження положення. Компенсаторні рухи нейтралізують ефект сил, що збурюють. Вони виконуються одночасно з рухами, що загрожують втратою рівноваги, і, як правило, автоматично.

*Рухи, що амортизують*, дають змогу ЗЦМ переміщуватись у зоні збереження положення. Ці рухи розтягують у часі дію сил, що збурюють, зменшують їхній ефект. Часто вони збільшують дію сил, що врівноважують. Вони, як і компенсаторні рухи, відбуваються одночасно з дією сил, що збурюють.

*Рухи, що відновлюють*, повертають ЗЦМ із зони відновлення положення в зону збереження положення. Вони можуть також переміщувати ЗЦМ і всередині останньої (наприклад, в оптимальну зону).

Усі три групи рухів, які зберігають і відновлюють положення, нерідко поєднуються в комбіновані дії. Наприклад, коли в гімнастці, що виконує вправи на колоді, частина ланок під дією сили ваги відхиляється в один бік, інші водночас компенсаторно зміщуються в інший бік. Прискорені ж рухи ланок створюють внутрішні сили інерції цих ланок, передаючись по кінематичних ланцюгах до опори, вони змінюють і зовнішню силу – реакцію опори (з'являється горизонтальний складник). В останньому випадку використовуються рухи, що відновлюють.

Рухи, що амортизують, застосовують у разі впливу зовнішніх сил, наприклад, у боротьбі – під впливом супротивника. Вони особливо важливі в умовах нерухливого положення щодо неінерціальної системи відліку, наприклад, коли під час швидкісного спуску на лижах спортсмен стоїть нерухомо на лижах. У русі лижі перебувають під дією реакцій опори (зміни рельєфу траси), що збільшуються та зменшуються. Заздалегідь переміщаючи ЗЦМ назустріч силі, що збурює, спортсмен потім роботою м'язів, що уступає, «піддається, гальмуючи», переміщаючи ЗЦМ у межах зони збереження положення. Він поступово за допомогою руху, що амортизує, розсіює енергію сили, що збурює.

У рухах, що відновлюють, використовуються зовнішні сили, без них ЗЦМ не може повернутися в зону збереження положення. Такі сили можна викликати прискореним рухом ланок, наприклад, під час ходьби по натягнутому дроті різким натиском рукою на тичину, що утримується горизонтально, сила інерції тичини слугує «опорою» для відновлення положення, що порушується.

Відновлюючи положення, людина переміщує ЗЦМ і опору, або ЗЦМ – над опорою, або опору – під ЗЦМ, або те й інше разом.

Рухи, що відновлюють, нерідко не тільки усувають відхилення від зрівноваженого положення, але й викликають протилежне відхилення (гіперкорекцію). Нове відновлення (вторинна корекція) знову переходить через середнє положення, відбувається низка згасних коливань (балансування).

Колівальні рухи (мікро- і макроколивання) у відомому значенні також є рухами, що відновлюють, коли після відхилення ланка повертається до середнього положення.

Отже, збереження положення – не спокій, а активний керований руховий процес [5].

## **1.7 Характеристика сил, що діють на тіло під час рухів**

Кожний рух людини, будь-яке положення, яке вона займає, або вправи, виконувані нею, обумовлені взаємодією зовнішніх і внутрішніх сил.

Зовнішні сили діють іззовні або за умови взаємодії із зовнішнім світом: землею, водою, повітрям, предметами.

Постійна напруга скелетних м'язів обумовлена тим, що тіло людини на Землі завжди перебуває під впливом сил тяжіння. Вона дорівнює вазі тіла, прикладеної до центра ваги, і спрямована донизу.

*Сила ваги* – сила, з якою тіло людини притягується до Землі. Положення тіла в просторі є тимчасовою фазою відносного спокою тіла, тобто відсутністю видимого зовнішнього руху. Проте це не означає, що за умови збереження певного положення тіла в просторі руховий апарат людини вимкнений із роботи. Аналіз будови скелета показує, що він складається з окремих кісткових ланок, які рухомо сполучені між собою. Тому збереження положення однієї кісткової ланки відносно іншої вимагає напруги певних груп м'язів. Точкою прикладення сили тяжіння є загальний центр мас тіла, що є рівнодійним складником окремих сегментів тіла (див. табл. 1.5). Загальна маса тіла розподіляється між його сегментами в такий спосіб.

Під час руху донизу сила ваги є силою рушійною, за умови руху догори – гальмівною, якщо рух по горизонталі – нейтральною. Сила ваги є постійним подразником рецепторного й вестибулярного апаратів, що забезпечують координацію рухів і збереження певної пози. У космосі сила ваги не діє, настає стан невагомості, коли звичайні для людини рухи важко здійснювати.

У місці зіткнення тіла з опорною поверхнею на організм людини діє інша сила – *сила реакції опори*, яка чисельно дорівнює силі тяжіння, але прямо протилежна до неї за напрямком. Фізичне значення сили реакції опори обумовлюється третім законом механіки, який свідчить, що в процесі взаємодії двох тіл (у цьому випадку тіла людини й опорної поверхні) сила дії завжди дорівнює силі протидії. З механіки відомо, що доки сила тяжіння і сила реакції опори діють по одній прямій, тверде тіло зберігає стан рівноваги (або спокою).

Під час рухів людського тіла взаємовідношення між силою тяжіння й силою реакції опори значно складніші. З одного боку, це обумовлено тим, що тіло людини не є твердим тілом, а рухомо сполученими між собою частинами: тулубом, головою та кінцівками, кожна з яких також складається з рухомих ланок (наприклад, нижня кінцівка – із стегна, гомілки й стопи). З іншого боку, сила реакції опори передається на тіло людини від однієї ланки до іншої лише крізь щільні тканини, не здатні до пластичної деформації (переважно крізь кісткову тканину). Це означає, що сила реакції опори діє лише вздовж кісток скелета. Оскільки частини скелета сполучені між собою рухомо, цілком очевидно, що дія сили тяжіння й сили реакції опори по одній прямій є лише окремим випадком їхньої взаємодії. Ураховуючи різноманіття різних положень тіла й рухів, необхідно визнати, що в тілі людини ці сили діють не по одній прямій.

Тому майже за умови будь-якого положення тіла на кожному з його ланок і на все тіло загалом діє пара сил:

- сила тяжіння тіла загалом або його окремої ланки,
- сила реакції опори, що діє або на тіло загалом, або на його окрему ланку.

Взаємодія цих сил обумовлює обертання однієї кісткової ланки щодо іншої. Оскільки сила тяжіння має плече щодо майже всіх суглобів, то збереження положення тіла досягається завдяки активній роботі м'язів, що протидіють моментам від сили тяжіння.

Під час ходьби, бігу, стрибків у довжину сила реакції опори спрямована до тіла під кутом від опорної поверхні й може бути розкладена за правилом паралелограма на два складники: вертикальний і горизонтальний (силу нормального тиску й силу тертя).

*Сила тертя* – це сила, що виникає в разі контакту між тілами або руху тіла. Вона діє на поверхні контакту в бік, протилежний напрямку руху. Без сили тертя неможливе будь-яке переміщення тіла. Для збільшення

сили тертя створюються необхідні умови, наприклад, тартанові покриття бігових доріжок, шипована підошва на спортивному взутті тощо.

**Сила опору зовнішнього середовища** – сила, що виникає під час руху тіла в повітряному середовищі. Вона залежить від площі фронтального опору, швидкості руху й щільності середовища. Зі зменшенням фронтальної поверхні вона зменшується.

**Сила інерції** – сила, що виникає в процесі руху тіла із прискоренням. У практиці спорту необхідно враховувати цю силу, тому що раціональне її використання дозволяє заощаджувати м'язову енергію: у металників – під час балістичної роботи м'язів, у бігунів – у процесі перенесення кінцівок.

**Доцентрова сила** – це сила інерції, що виникає за умови руху тіла по колу та спрямована до центра обертання.

**Відцентрова сила** – сила інерції, що виникає під час руху тіла по колу й спрямована від центра обертання. Обидві сили рівні за величиною, але протилежні за напрямком.

Якщо зовнішні сили, що діють на тіло, врівноважені, то воно перебуває в спокої. В іншому разі тіло переміщається в бік рівнодійної сили. Кожна із зовнішніх сил може бути як рушійною, так і гальмівною. Так, сила попутного вітру під час ходьби або бігу є рушійною силою, а сила зустрічного вітру – гальмівною.

**Внутрішні сили** виникають у самому тілі й сприяють взаємодії між ланками або точками якої-небудь системи.

**Активні сили** – сила тяги скелетних м'язів: величина, напрямок, точка прикладення.

Сила м'язів визначається фізіологічним поперечником, площею початку й прикріплення.

Оскільки більшість м'язів діють на суглоб на деякій відстані від нього, вони мають плече важеля, і тому правильніше говорити не про силу м'язів, а про момент обертання м'язової сили (добуток величини сили на її плече).

**Пасивні сили:** сила еластичної тяги м'яких тканин (зв'язок, фасцій, м'язів); сила опору хрящів, кісток; сила молекулярного зчеплення синовіальної рідини.

Аналізуючи роботу пасивної та активної частин опорно-рухового апарату за умов різних положень тіла, необхідно враховувати, що в разі різних стійок сила ваги спрямована донизу, діє завжди на стискання й прагне зігнути або розігнути окремі ланки тіла залежно від того, попереду або позаду проходить вертикаль сили ваги. В окремих випадках, коли вертикаль

проходить крізь середину суглоба, внутрішні сили не залучалися в роботу (момент обертання м'язової сили дорівнює нулю). У разі положень тіла у висі сила ваги діє на розтягання, прагнучи відірвати тіло від поперечини, розірвати всі ланки тіла в суглобах.

**Сила м'язової тяги** належить до внутрішніх сил організму. Вона виникає внаслідок активної напруги скелетних м'язів. Напрямок дії сили м'язової тяги може збігатися з напрямком сили реакції опори. У такому разі обидві сили (сила м'язової тяги й сила реакції опори) протидіятимуть силі тяжіння. Якщо ці сили врівноважені, то тіло людини або його окрема частина перебуватиме в стані відносного спокою (наприклад, положення людини стоячи з відведеною верхньою або нижньою кінцівкою). Якщо напрямок сили м'язової тяги збігається з напрямком сили тяжіння, то за своєю сумарною величиною вони перевершують силу реакції опори. Унаслідок цього рівновага тіла порушується та відбувається його рух.

Кожне положення тіла загалом характеризується певним положенням голови й кінцівок щодо тулуба, а також положенням тіла щодо опорної поверхні. Доти, доки взаємне розташування частин тіла стримується активною роботою м'язів, воно перебуває в стані рівноваги. Будь-яка рівновага тіла досягається за рахунок складної координації в роботі скелетних м'язів, в основі якої лежить умовно рефлекторна діяльність центральної нервової системи. У збереженні певного положення важлива роль належить шкірній (тактильній) і м'язово-суглобовій (пропріоцептивній) чутливості, зоровим і слуховим аналізаторам, а також органу рівноваги (стато-кінетична чутливість).

Сили, прикладені до тіла, що спричиняють його деформації, називаються **навантаженнями**. Ця сила може бути визначена як будь-який вплив, що викликає зміну в положенні чи зміну в напрямку або швидкості руху. Сили навантаження на тіло під час ходьби передаються крізь кісткову систему до опори поряд із миттєвим поверненням сил реакції опори, що збільшуються зі швидкістю. На функціональну стабільність у разі навантаження, пересування вперед кінцівки у фазу опори та подальшого переміщення кінцівки впливають декілька сил.

Ці сили містять:

– навантаження на стискання (сила, що стискає) – сила, що діє по осі крізь тіло (тобто коли тулуб випрямлено, кожний хребець підтримує свою частину навантаження (ваги) над собою, і передача поворотної сили реакції опори, що виникає нижче) (рис. 1.15);

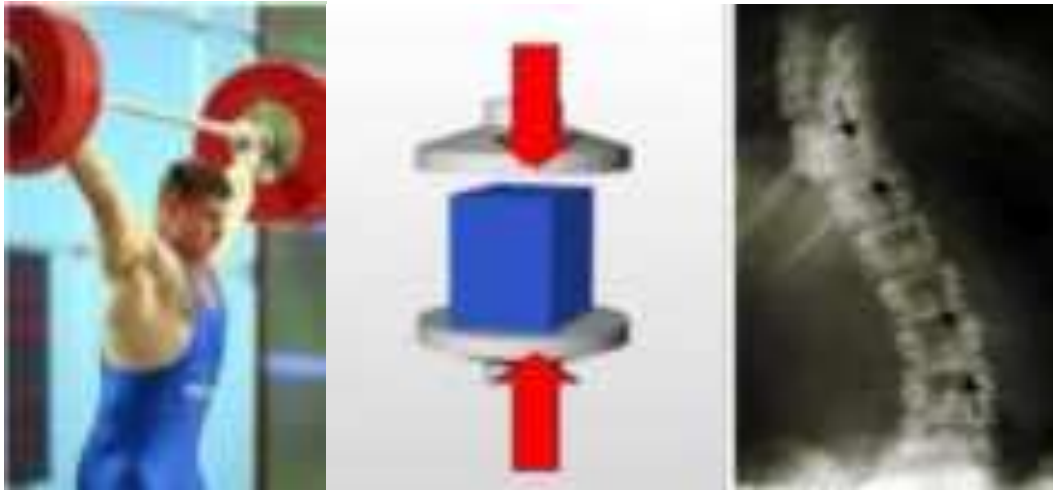


Рисунок 1.15 – Навантаження на стискання

– навантаження на розтягування (сила, що розтягує) – зусилля, що розтягує, спрямоване по осі крізь тіло (тобто м'язові сили, що тягнуть приєднану кістку) (рис. 1.16).



Рисунок 1.16 – Навантаження на розтягування

**Зрушення** – сила, дія якої спрямована паралельно поверхні (рис. 1.17).



Рисунок 1.17 – Сила зрушення: *soft tissue* – м'які тканини; *shell* – гільза; *liner* – лайнер; *sock* – чохол; *shearing motion* – рух зрушення

**Крутіння (торсія)** – навантаження, здійснене крутінням тіла навколо його нейтральної поздовжньої осі (коли стопа залишається в зафіксованому положенні) (рис. 1.18).

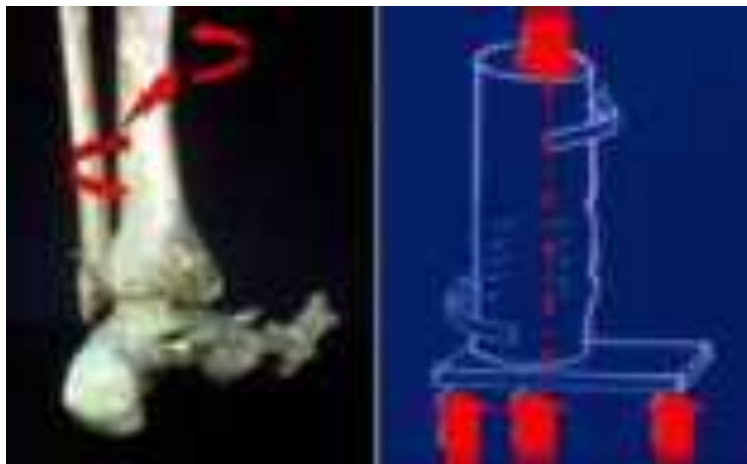


Рисунок 1.18 – Навантаження на крутіння

**Напруга** – сила, що діє на поверхню та створює певну величину тиску (рис. 1.19).



Рисунок 1.19 – Сила напруги

Результуюча напруга (тиск) може впливати на будь-яку частину всієї скелетно-м'язової системи й може розглядатися як пручання перелому кісток або травми тканин від натягання, стискання, зрушення або їхніх комбінацій. Необхідно врахувати, що, залежно від швидкості у фазу опори, від відриву п'яти до поштовху носком, напруги реакції опори на суглоби й тканини по всій людській системі можуть збільшуватися вдесятеро щодо ваги тіла. Усі сили між пацієнтом і протезом передаються по контактній поверхні між куксою та гільзою, незалежно від того, чи мають вони статичне або динамічне походження. Дуже важливо в процесі припасування гільзи

протеза розподілити сили навантаження по більшій площі поверхні з метою мінімізувати тиск і в такий спосіб усунути пошкодження шкіри. Напряга (тиск) визначається за таким рівнянням:

$$P = F/A,$$

де  $P$  – тиск;  $F$  – сила;  $A$  – площа.

**Складне (комбіноване) навантаження** – навантаження, що утворюється одночасною дією декількох сил (рис. 1.20).

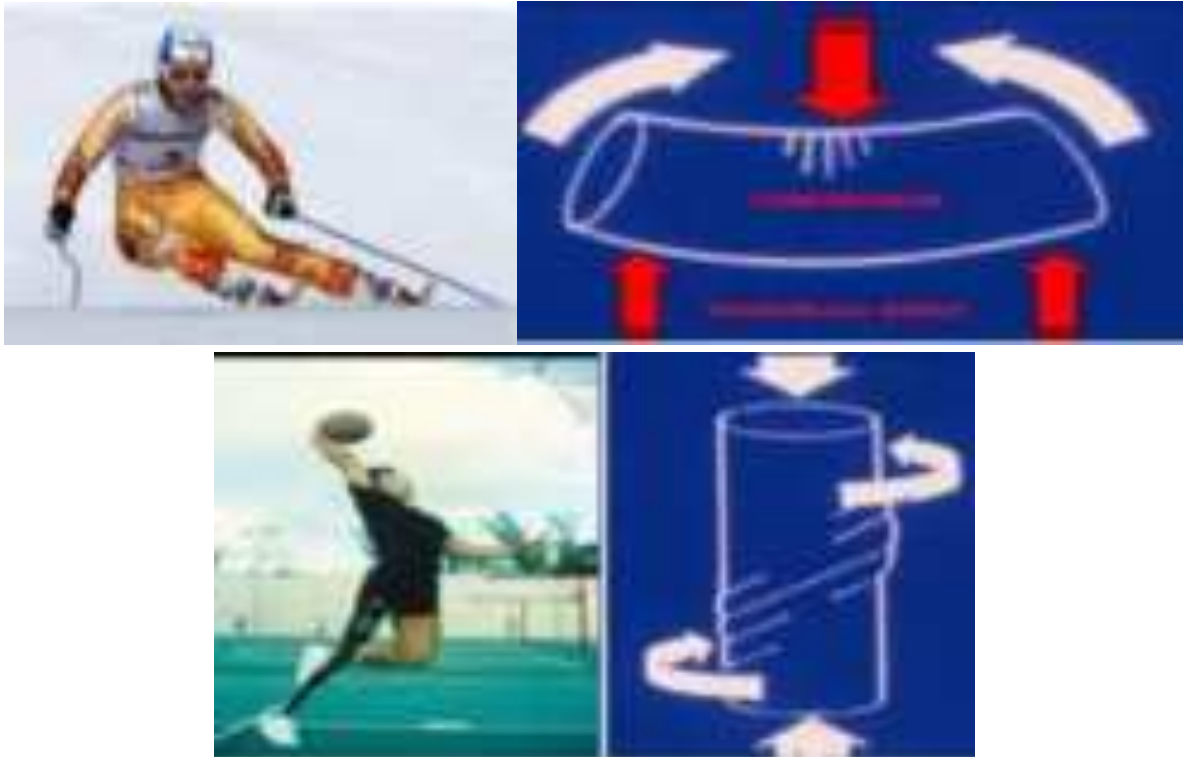


Рисунок 1.20 – Приклади складного (комбінованого) навантаження: *compression* – компресія (стискання); *tension and shear* – напруга та зрушення

### 1.8 Види важелів у біомеханічній системі та класифікація рухів

Спрощені моделі кісткових елементів, як тверді тіла, з'єднуючись між собою завдяки біопарам, утворюють основу біокінематичних ланцюгів. Прикладені до біоланок сили (тяги м'язів, опір рухові, тяжіння, інерція тощо), діють на них як на важелі й маятники. Важіль, як біомеханічна категорія, повинен обов'язково мати такі елементи:

а) тверде тіло, до якого прикладені й крізь які передаються дії різних сил (спрощена модель кістки);

б) біопара – рухоме з'єднання біоланки із сусідньою, щодо якого можливе взаємне переміщення цих біоланок (спрощена модель суглоба);

в) сили, під дією яких відбувається взаємне переміщення біоланок (ці сили не мають проходити крізь вісь біопари чи бути їй паралельними, тобто мають створювати рушійні й гальмівні моменти щодо осі обертання біокінематичної пари – спрощеної моделі суглоба) [6].

Біоланки тіла, рухомо з'єднані між собою біопарами, під дією прикладених сил можуть або зберігати своє положення в просторі, або його змінювати. Біоланки слугують для передачі руху й роботи в просторі. Усі сили, що діють на біоланку, окрім тих, які проходять крізь вісь відповідної біопари, умовно можна визначити як такі, що лежать у площині її власної осі (і тому не можуть змінити її рух щодо осі біопари) і не паралельні вказаній площині, які або прискорюють, або гальмують обертання навколо біопари.

Якщо непаралельні щодо площини біоланки сили прикладені по обидва боки від осі біопари, такий біомеханічний важіль називається двоплечовим (у класичній механіці – важіль першого роду) (рис. 1.21). У біомеханіці він називається «важіль рівноваги». Такий важіль демонструє з'єднання хребта й черепної коробки. Якщо обертальний момент сили, який діє на потиличну частину черепа, дорівнює обертальному моменту сили ваги, яка діє на передню частину черепа, і вони мають однакове плече важеля, досягається рівновага. Нам зручно, ми не зважаємо на різнонаправлені дії, і м'яз не напружений [7].

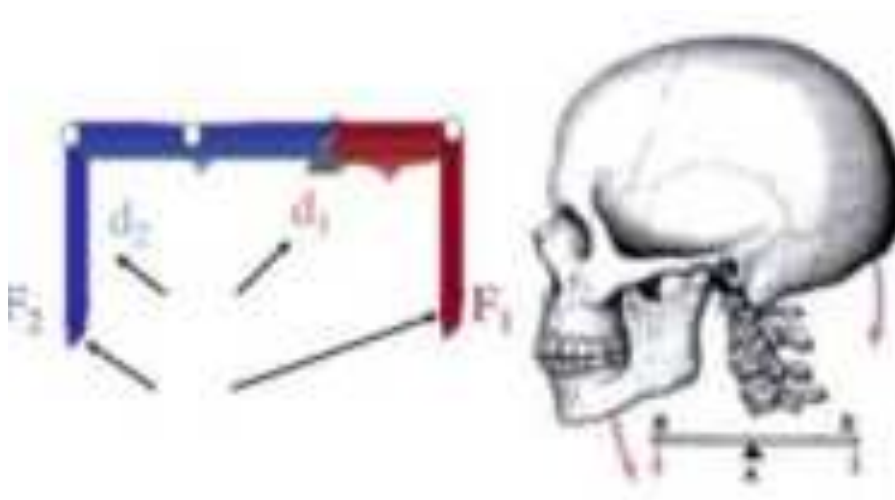


Рисунок 1.21 – Важіль першого роду – важіль рівноваги

( $F_1$  – сила опору;  $F_2$  – діюча сила;  $d_1$  – плече сили опору;  $d_2$  – плече діючої сили)

У випадку прикладення до важеля зусиль лише з одного боку він називається одноплечовим (важіль другого роду). Вони поділяються на важіль

швидкості та на важіль сили. Важіль швидкості має більш коротке плече додатка м'язової сили, ніж плече сили протидії (сили ваги) (рис. 1.22).

Прикладом може бути робота м'язів згиначів у ліктьовому суглобі. Біцепс кріпиться поблизу місця оберту (ліктьовий суглоб) і з таким коротким плечем необхідна додаткова сила м'яза згинача. Тут має місце виграш у швидкості й ході руху, але програш у силі. Отже, що ближче від місця опори буде кріпитися м'яз, то коротшим буде плече важеля й значнішим буде програш у силі.

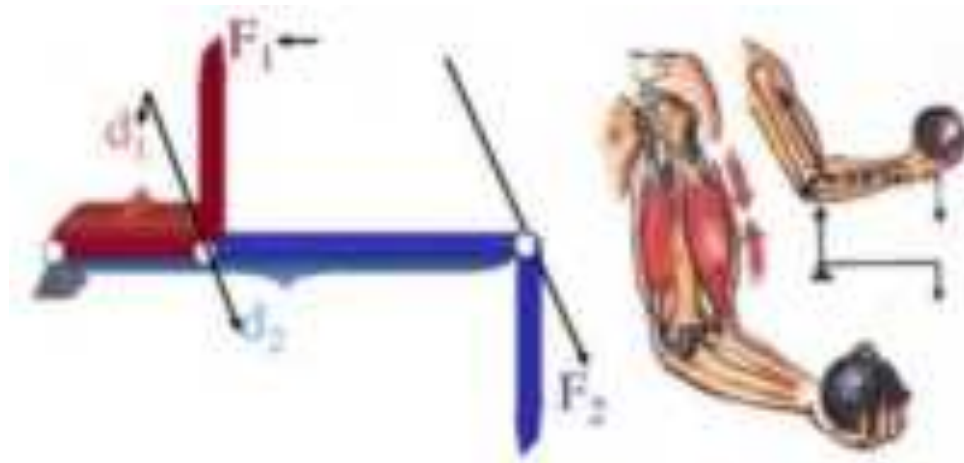


Рисунок 1.22 – Важіль другого роду – важіль швидкості

Важіль сили утворюється за умови, що довжина плеча додатку сили м'язів довшя за плече додатку сили ваги (опору) (рис. 1.23). Як наочний приклад можна продемонструвати людську стопу. Віссю оберту тут є головки плеснових кісток, п'ятова кістка слугує місцем додатку сили, а вага тіла утворює опір у гомілковостопному суглобі. Тут має місце виграш у силі за рахунок більш довгого плеча додатку сили та програш у швидкості.

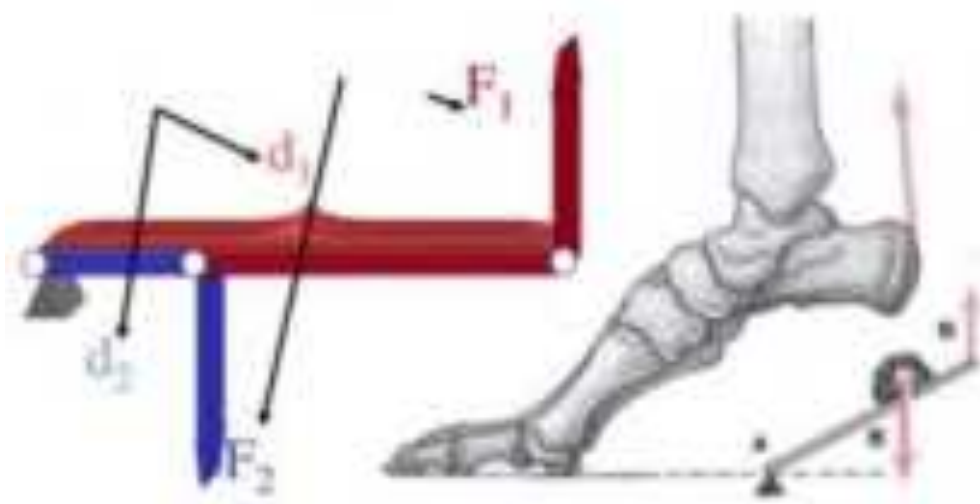


Рисунок 1.23 – Важіль другого роду – важіль сили

Необхідно пам'ятати, що переміщеннями в різних біокінематичних парах керують різні м'язи, які можуть проходити крізь різні боки біопари, тому, наприклад, передпліччя у випадку піднімання вантажу за рахунок скорочення м'язів-згиначів працює як одноплечовий важіль, а в разі скорочення розгиначів для метання предметів із-за голови – як двоплечовий.

Кісткові ланки, з'єднані рухливо суглобами, з позиції механіки, є важелями. Суглоб у цьому разі є точкою опори важеля. Прикладами важелів першого роду в людини є кістки нижньої кінцівки та антигравітаційні м'язи, що протидіють силі ваги. Так, сила ваги  $F_{ваг}$  створює момент сили по один бік тазостегнового, колінного й гомілковостопного суглобів, а сила тяжіння м'язів  $F_M$  – по інший. Точками опори важелів є тазостегновий, колінний і гомілковостопний суглоби. Людина зможе зберігати нерухливу позу, якщо момент сили ваги, створюваний вищерозташованими ланками тіла  $F_{ваг}h_{ваг}$ , буде врівноважений м'язовим моментом,  $F_M h_M$ , тобто буде мати місце рівність:  $F_{ваг}h_{ваг} = F_M h_M$  (рис. 1.24).

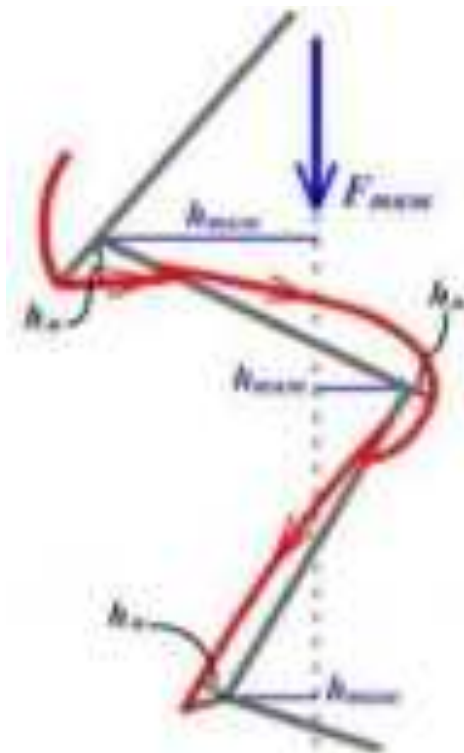


Рисунок 1.24 – Рівновага моменту сили ваги та м'язового моменту

**Пари сил.** Вище говорилося, що для здійснення обертального руху необхідна пара сил, яка складається із сил м'яза, що скорочується, і сили тиску або опори тертя, що виникає від однієї кістки в суглобну поверхню іншої. На прикладі згинання в ліктьовому суглобі видно (рис. 1.25), що сила тяги двоголового м'яза може бути розкладена на складники: АБ – момент сили

та АГ – силу тиску кісток передпліччя на плечову кістку. Сила, що поширюється по діагоналі АВ, є тиском, виробленим уздовж плечової кістки, якому протидіє сила тиску ДЖ, розкладена на ДЕ та ДЗ. Момент сили АВ разом із силою ДЖ є парою сил, що згинаються в ліктьовому суглобі. Якби сила тиску була відсутня, а це можливо за відсутності осі обертання, то замість згинання в ліктьовому суглобі відбулося б підтягування передпліччя. Знаючи умови, за яких змінюється плече під дією сили тяги м'язів і механічні умови прояву м'язової сили, легко зрозуміти, яким чином у процесі побудови рухів відбувається втрата або збільшення м'язової сили [2].

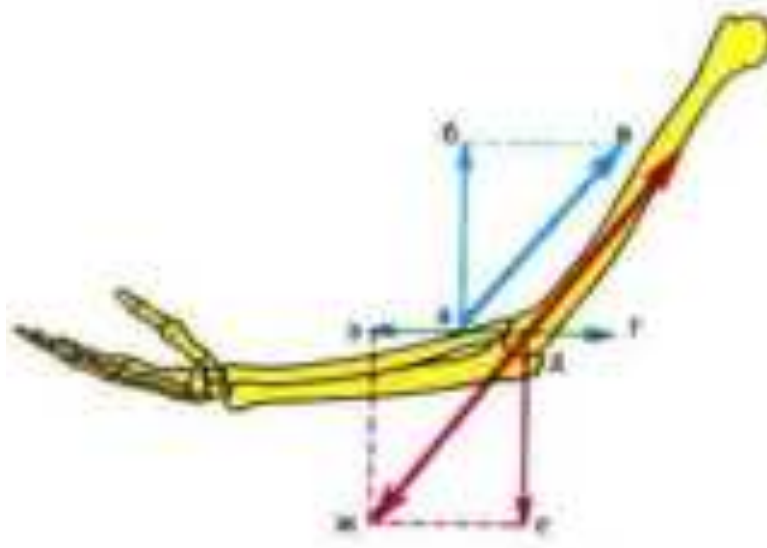


Рисунок 1.25 – Схема дії «пари сил»:

*ав* – рівнодіюча двоголового м'яза плеча;

*дж* – протидія з боку плечової кістки;

*аб* – «корисний» складник двоголового м'яза плеча;

*аг* – інший складник того самого м'яза, що сприяє тиску передпліччя на плече в ліктьовому суглобі;

*де* – складники сили тиску плечової кістки на передпліччя;

*ад* – плече пари сил, з яких одна сила *аб*, а інша – *де*

## 1.9 Загальна класифікація рухів

Серед рухів тіла людини, попри їхню складність та різноманіття, можна виокремити дві групи: прості рухи, що здійснюються в окремих суглобах, і складні рухи, що є руховими актами, для виконання яких відбувається поєднана робота в багатьох суглобах. Сукупність рухів, за допомогою яких здійснюється переміщення людини в просторі, називається локомоціями (*locus* – місце, *motio* – рух).

Переміщення тіла людини в просторі відбувається внаслідок відштовхування від опорної поверхні або притягування до неї, або внаслідок відштовхування та притягування. У цьому разі зовнішні сили, що діють на тіло (сила тяжіння й сила реакції опори), взаємодіють із силою м'язової тяги, що й дозволяє тілу переміщуватися в просторі. Локомоції здійснюються завдяки координованій роботі м'язів, одні з яких виконують статичну роботу, утримуючи положення окремих частин тіла, а інші – динамічну.

Залежно від характеру рухової діяльності правої та лівої половин тіла, рухи бувають симетричні та асиметричні. Під час симетричних рухів обидві половини тіла виконують однакові рухи, за умови виконання асиметричних рухів – різні. Тому аналіз роботи рухового апарату під час симетричних рухів проводиться з одного боку тіла, а в разі асиметричних – з обох боків. Симетричні рухи можуть бути одночасно симетричними (наприклад, плавання стилем «брас») і різночасно симетричними (ходьба, біг). Рухи можуть здійснюватися й без зміни місця, тобто рухи на місці (присідання тощо).

За структурою розрізняють *циклічні* та *ациклічні локомоції*. Циклічні локомоції – це ті, за яких одні й ті самі рухи постійно повторюються в певній послідовності. Тому після кожного циклу рухів усі частини тіла повертаються у вихідне положення (ходьба, біг тощо). У разі ациклічних локомоцій повторення рухів за своєю сутністю є одноактною дією.

Залежно від характеру переміщення тіла, виокремлюють ще *поступальні*, *обертальні та змішані* (поступально-обертальні) локомоції.

Поступальною називається така хода, під час якої точки тіла щодо опорної поверхні та щодо одна одної утворюють паралельні лінії (наприклад, ходьба, біг).

У процесі обертального руху точки тіла рухаються щодо сусідніх точок по дугах кіл (наприклад, сальто).

За умови змішаного руху мають місце й ті та інші елементи.

Характер руху людини формується поступово впродовж усього її життя. Особливо це стосується професійних рухових навичок. Основні природні локомоції (ходьба, біг) частково є природженими. Їхнє остаточне формування закінчується в різні періоди життя дитини. Провідна роль у координації рухів належить нервовій системі.

### ***Пози, рух тіла:***

- поза – це сукупність співвідношення ланок тіла;
- рух тіла – рух однієї ланки щодо іншої, зчленованої з нею, або декількох ланок щодо інших частин;

– рух – переміщення тіла людини або його ланки в обраній системі відліку координат. Рух тіла та рух – різні поняття.

Рухи людини є результатом загальної дії зовнішніх і внутрішніх сил. Зовнішні сили, що виражають вплив зовнішнього середовища на тіло людини, обумовлюють особливості рухів. Внутрішні сили, які безпосередньо керовані людиною, забезпечують правильне виконання заданих рухів.

Зовнішні сили:

– сила ваги тіла – це міра притягання тіла до Землі;

– сила інерції – пасивні сили людини;

сили опору середовища:

– реакції опори – це міра протидії опори за умови тиску на неї з боку тіла, що стоїть або рухається під час контакту з нею;

– сила тертя – це міра протидії руху тіла, спрямована по дотичній до поверхні опори.

Внутрішні сили.

До внутрішніх сил тіла людини належать сили м'язової тяги та сили пасивної протидії органів і тканин. Внутрішні сили не можуть самі по собі міняти рух ЗЦМ тіла та його кінетичний момент. Внутрішні сили здійснюють притягання та відштовхування усередині тіла, між його частинами [8].

### **1.10 Основні біомеханічні характеристики статички й динаміки**

Біомеханічні характеристики – це міри для оцінювання механічного стану біосистеми (людини) і реєстрації його зміни (поведінки).

Вони вимірюють кількісні показники механічного стану, рухової функції тіла й самих рухів. Реєструють різні параметри змін (розміри, пропорції, розподіл мас, рухливість у суглобах, переміщення, зусилля, роботу тощо) всього тіла та його частин (ланок) і бувають:

– кінематичні (статичні);

– динамічні.

**Кінематичні характеристики** – це фізичні величини й параметри, якими описуються різні сторони рухів. У цьому разі описується зовнішня картина руху незалежно від причин. Виокремлюють три групи характеристик:

– просторові;

– часові;

– просторово-часові.

*Просторові характеристики* загалом визначають просторову форму рухів людини, основні з них:

- точка відліку у вигляді умовно обраного тіла, від якого відлічують відстань і встановлюють початок, напрямок, одиниці відліку;

- координата – це просторова міра місця розташування точки щодо системи відліку;

- траєкторія точки – просторова міра руху (уявлюваний необхідний рух точки). У біомеханіці визначають початок і закінчення руху та його форму в просторі. За видом траєкторії руху точки виокремлюють рухи прямолінійні й криволінійні;

- шлях або переміщення точки – відмінність координат із моменту початку й до закінчення руху: довжина шляху, відстань між точками траєкторії, кут повороту тощо.

*Часові характеристики:*

- момент часу – координата події на осі часу або часова міра положення точки, тіла та системи на початку, під час руху та наприкінці;

- часовий інтервал – проміжок часу між двома подіями, тобто між двома моментами часу (відмінність координат на осі часу);

- тривалість – часовий інтервал між початковим і кінцевим моментами розглянутого явища або процесу, фази або періоду;

- темп або частота – середня кількість розглянутих рухів тіла або рухів, що розраховуються за одиницю часу;

- ритм – це часова міра співвідношення частин рухів; визначається за співвідношенням проміжків часу, витраченого на відповідні частини руху;

- фаза – час, за який протікає розглянута частина системи рухів тіла та рухів, обмежена або певними позами, або певними значеннями параметрів;

- період – об'єднання (за якоюсь ознакою) 2–3 окремих фаз.

*Просторово-часові характеристики:*

- швидкість – векторна характеристика, що показує, як швидко змінюється положення точки, а отже, і її шлях. Розрізняють швидкості:

- лінійну: середню; миттєву;

- кутову ( $\omega$ ) – похідну від шляху або переміщення за часом;

- прискорення ( $a$ ) – векторна характеристика, що показує, як швидко мінється швидкість. Розрізняють (аналогічно швидкостям) лінійне та кутове прискорення.

### *Динамічні характеристики*

Динамічні характеристики застосовуються для з'ясування причин виникнення та ходу змін за величиною та напрямком рухів. Виокремлюють три групи:

- інерційні;
- силові (особливості взаємодії ланок тіла та інших тіл);
- енергетичні (стани та зміни працездатності біомеханічних систем).

#### *Інерційні характеристики:*

– інертність – властивість фізичних тіл, що проявляється в збереженні свого стану спокою, руху, температури тощо;

– маса тіла – це міра інертності тіла за умови поступального руху. Вона вимірюється в процесі руху матеріальної точки або системи тіл відношенням величини прикладеної сили до величини викликаного нею прискорення. Маса тіла залежить від кількості речовини тіла. Однак у дослідженні рухів необхідно враховувати не тільки величину маси, але і її розподіл у тілі;

– момент інерції – це міра інертності тіла щодо осі під час обертального руху (реального або уявлюваного) навколо цієї осі. Момент інертності кількісно дорівнює сумі моментів інерції частин тіла – добутків мас частин тіла на квадрати їхніх відстаней від осі обертання;

– радіус інерції – це порівняльна міра інертності певного тіла. Він вимірюється квадратним коренем відстані від ЗЦМ тіла до осі обертання.

#### *Сила, вектор сили, імпульс і важелі ротації*

Протезист має знати фізичні закони й принципи побудови та правильного регулювання виготовленого протеза. Частина цього дослідження має бути знанням величини сил, які прикладаються до протеза й крізь протез до кукси й кісткової системи на кожному рівні ампутації, включаючи моменти сили й важелі. Унаслідок втрати анатомічної колінної осі це особливо важливо для пацієнтів з ампутацією стегна. Однак методи побудови, що впливають на необхідну стабільність у колінному суглобі й правила важеля, застосовуються до всіх рівнів ампутації нижньої кінцівки і/або інших патологій, що порушують анатомічне керування рухом у колінному суглобі протягом ходьби. Сила – це добуток маси, помноженої на прискорення. Його одиниця – ньютон (Н), де один Н = 1 кг × м/с<sup>2</sup>.

$$F = m \times a,$$

де  $F$  = сила (Н);  $m$  = маса (Кг);  $a$  = прискорення (м/с<sup>2</sup>).

Усі сили характеризуються величиною та напрямком. Математично сила може бути подана стрілкою (вектор). Довжина стрілки визначає величину, а напрямок стрілки – це напрямок дії сили. Ця стрілка відома як вектор сили. Якщо сила діє на ротаційну систему в русі, це відомо як «ротаційна сила», або імпульс ротації, що є добутком сили, помноженої на перпендикулярну відстань її лінії дії від центра ротації:

$$M = F \times r,$$

де  $M$  = імпульс ротації (Нм);  $F$  = діюча сила (Н);  $r$  = перпендикулярна відстань між центром ротації та лінією дії сили (довжина важеля) (м).

*Примітка:* сили та імпульс ротації дуже важливі для побудови конструкції протеза.

Якщо вектор сили реакції опори проходить перед віссю колінного зчленування протеза стегна, він діє на механічну ротацію як момент сили розгинання; якщо вектор сили проходить за віссю колінного зчленування, він діє на механічну ротацію як момент сили згинання. У динамічному циклі ходьби, довжини важеля й прискорення / уповільнення імпульсу постійно змінюються.

Просторовий взаємозв'язок компонентів конструкції протеза стегна між гільзою та опорою має бути так відрегульований, щоб гарантувати надійність роботи механічного колінного суглоба протягом циклу ходьби.

Приклад обчислення:

$F \times G = 400$  Н (приймаючи 50 % ваги тіла як 40 кг)  $r = 15$  мм (зсув назад, за вісь)  $M = FG \times r$   $M = 400$  Н  $\times$   $15/1000$  м = 6 Нм

У середині фази опори на колінний механізм протеза стегна діє імпульс ротації 6 Нм, який блокується проти згинання вектором реакції опори, що діє перед механічною колінною віссю та створює момент розгинання. Це подібно до дії нормального фізіологічного колінного суглоба в середині фази опори, коли чотириголовий м'яз більше не перешкоджає безконтрольному згинанню в колінному суглобі. З імпульсом і масою в русі вектор реакції опори, що діє попереду центроїда колінної осі, створює момент розгинання в колінному суглобі, перешкоджаючи згинанню в колінному суглобі протягом фази опори. Необхідно пам'ятати: що більше зміщення вперед реакції опори щодо осі колінного механізму, то безпечніше й стабільніше буде колінний механізм. Однак, ціна такої стабільності – велика витрата енергії для пацієнта з ампутацією. У процесі регулювання механічного колінного суглоба необхідно забезпечити лінію дії на такій відстані, яка б гарантувала безпеку пацієнта.

### *Енергетичні характеристики:*

– енергія – це запас працездатності системи, що характеризує здатність виконати роботу того або іншого обсягу;

– робота сили в поступальному русі  $A = F \times S$ ;

– потужність (N) – це міра інтенсивності роботи. Середня потужність

$$N = A/t;$$

– робота сили – це міра механічного впливу на тіло з боку інших матеріальних об'єктів;

– потужність сили – це міра швидкості збільшення роботи сили;

– потенційна енергія  $E_{пот} = E_{пт} + E_{пу}$ ,

де  $E_{пт}$  – це енергія його положення, обумовлена взаємним розташуванням тіл або частин тіла. Енергія стану тіла обумовлена внутрішнім напруженням м'язів у полі тяжіння Землі;

– кінетична енергія – це міра механічного руху, що характеризує його здатність перетворюватися в потенційну енергію або інші види енергії. Кінетична енергія тіла в процесі поступального руху дорівнює половині добутку маси тіла на квадрат його швидкості  $E_{кін} = E_{кп} + E_{кв}$ , де  $E_{кп} = mV^2/2$  [4].

### **Контрольні запитання та завдання**

1. За яким типом побудовано тіло людини?
2. Назвіть та поясніть динамічні біомеханічні характеристики.
3. Назвіть площини, напрямки осей та основні рухи.
4. Поясніть, що таке антропометрична норма.
5. Поясніть, що таке загальний центр мас і його роль у стійкості тіла.
6. Що таке рівновага тіла й анатомічні положення тіла?
7. Назвіть і поясніть сили, що діють на тіло під час рухів.
8. Поясніть збереження та відновлення положення тіла людини.
9. Перелічіть види важелів у біомеханічній системі та наведіть класифікацію рухів.
10. Назвіть та поясніть кінематичні біомеханічні характеристики.

## **2 БІОМЕХАНІЧНІ АСПЕКТИ ХОДЬБИ ЛЮДИНИ В НОРМІ ТА В РАЗІ ПАТОЛОГІЙ**

Серед численних фізіологічних функцій організму рухова функція є єдиною, що забезпечує активну взаємодію людини із довкіллям, подолання його опору, адаптацію до умов зовнішнього середовища.

Рухи людини підкорюються законам механіки. З погляду механіки, людина є системою рухомо з'єднаних ланок, що мають певні розміри, масу, моменти інерції та забезпечені м'язовими двигунами.

### **2.1 Завдання ходьби як важливої локомоторної функції**

- Безпечне лінійне поступальне переміщення тіла вперед (основне завдання).
- Утримання вертикального балансу, запобігання падіння під час руху.
- Збереження енергії, використання мінімальної кількості енергії за рахунок її перерозподілу протягом циклу кроку.
- Забезпечення плавності пересування (різкі рухи можуть бути причиною пошкодження).
- Адаптація ходьби для усунення хворобливих рухів і зусиль.
- Збереження ходьби за умови зовнішніх збурювальних впливів або в разі зміни плану рухів (стабільність ходьби).
- Стійкість до можливих іннерваційних і біомеханічних порушень.
- Оптимізація пересування, насамперед підвищення ефективності безпечного переміщення центра мас із найменшою витратою енергії.

### **2.2 Основні характеристики ходьби в нормі**

Ходьба людини – найбільш природна локомоція людини. Існує декілька визначень ходьби людини. Це автоматизований руховий акт, що триває внаслідок складної координованої діяльності скелетних м'язів тулуба й кінцівок. Під час ходьби контакт з опорою не губиться, на відміну від бігу, коли двохопорні періоди замінюються відривом від опори обох ніг – періодом польоту. Ходьба – найдоступніший вид фізичного навантаження, різновид аеробного навантаження (К. Купер, 1980), форма оздоровчого тренування.

Ходьба є складною циклічною локомоторною дією, одним з основних елементів якої є крок. Під час ходьби, як і за інших видів локомоторного руху,

переміщення тіла в просторі відбувається завдяки взаємодії внутрішніх (скорочення м'язів) і зовнішніх (маса тіла, опір опорної поверхні тощо) сил. У кожному кроці, що здійснюється правою та лівою ногою, розрізняють період опори й період переносу. Найхарактернішою особливістю всіх видів ходьби, порівняно з бігом і стрибками, є постійне опорне положення однієї ноги (період одиночної опори) або обох ніг (період подвійної опори).

Будь-яке дослідження фізики людського руху було б неповним і недійсним без включення основних законів Ісаака Ньютона про рух і зв'язок гравітації, сили й маси, що діють на тіло. Його досягнення забезпечили краще розуміння та створили основи сучасних наукових досліджень про наш всесвіт. Три закони про рухи запропоновані Ньютоном 1686 року:

1. Перший закон відомий як закон інерції, за яким нерухомий об'єкт залишиться в стані нерухомості, якщо на нього не діє неврівноважена сила. Об'єкт, що переміщається з постійною швидкістю, залишиться в русі з тією самою швидкістю і в тому самому напрямку, якщо на нього не діє неврівноважена сила. Це означає, що всі об'єкти продовжують рух по прямій лінії, якщо на них не впливає неврівноважена сила.

2. Другий закон визначає зв'язок між прискоренням, силою та масою тіла. Тіло прискорюється тоді, коли діє на масу неврівноважена сила. Що більша маса, то більша величина сили, необхідна для її прискорення.

3. Для кожної діючої сили виникає рівна й протилежна за напрямком сила, – це закон взаємних зворотно-поступальних рухів. Інакше, для кожної дії є завжди зворотна рівна реакція в протилежному напрямку [8].

### ***2.2.1 Функціональна організація кроку під час ходьби***

Ходьба людини в нормі – це серія ритмічних і поперемінних рухів кінцівок і тулуба, що ведуть до переміщення вперед центра ваги тіла. Незважаючи на те, що існує різниця в ходьбі кожної людини, ця різниця не значна. Перед тим, як перейти до опису характеристики ходьби в нормі, доцільно ознайомитися з деякими поняттями щодо аналізу пересування людини.

#### ***Подвійний крок (період кроку)***

Подвійний крок містить дії, що відбуваються між моментом опори на п'ятку кінцівки й наступним моментом опори на п'ятку тієї самої кінцівки. Протягом подвійного кроку кожна кінцівка проходить фазу опори й переносу (рис. 2.1). Фаза опори починається, коли п'ятка торкається поверхні опори, і закінчується, коли носок тієї самої ноги відривається від поверхні опори (рис. 2.2).

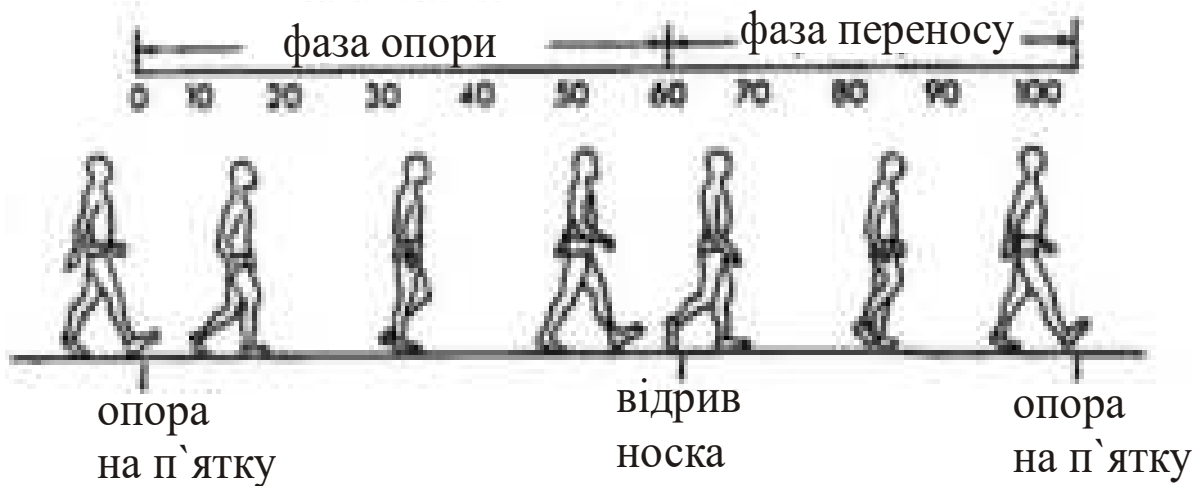


Рисунок 2.1 – Фази кроку

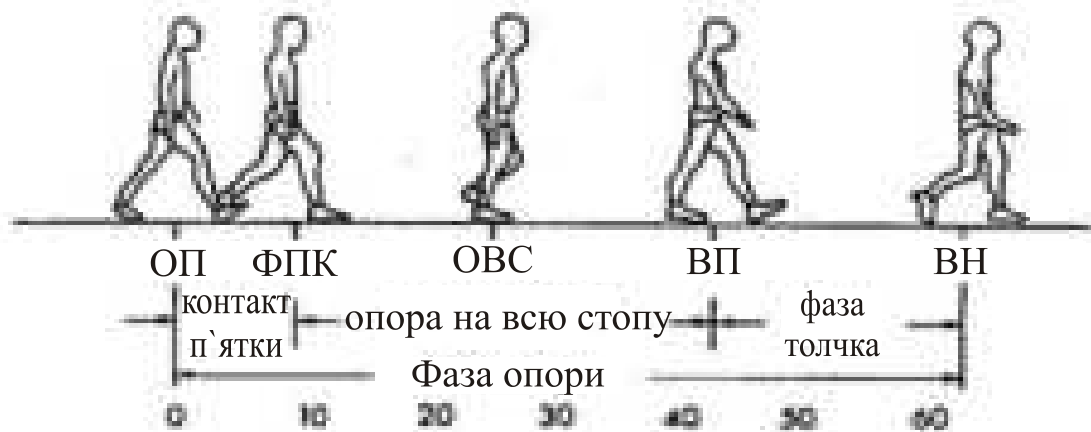


Рисунок 2.2 – Фаза опори

- Примітки:** ОП – переكات через п'ятку  
 ФПК – фаза повного контакту  
 ОВС – опора на всю стопу  
 ВП – відрив п'ятки  
 ВН – відрив носка

**Структура фази опори:**

*1. Переكات через п'ятку.*

П'ятковий переكات починається в той момент, коли п'ятка кінцівки торкається поверхні опори.

*2. Фаза неповного контакту (геленковий переكات).*

Відразу після опори на п'ятку, пучкова частина стопи торкається поверхні.

*3. Фаза повного контакту (опора на всю стопу).*

Уся стопа торкається поверхні. У момент опори на всю стопу центр ваги тіла розміщений вертикально над опорною ногою.

#### 4. Пучковий переكات (метатарзальний переكات).

Пучковий переكات починається тоді, коли п'ятка опорної ноги піднімається догори.

#### 5. Носковий переكات.

Носковий переكات починається тоді, коли відбувається відрив пучкової частини стопи від поверхні опори.

Фаза переносу починається з відриву носка від поверхні опори й закінчується опором тієї самої ноги на п'ятку (рис. 2.3).



Рисунок 2.3 – Фаза переносу

#### **Структура фази переносу:**

1. *Прискорення.* До моменту відриву носка від поверхні опори стопа має отримати прискорення для виносу ноги вперед і підготовки до наступної опори на п'ятку перед тулубом.

2. *Середня фаза переносу* – це період, коли стопа достатньо піднята, щоб не торкатися опорної поверхні.

3. *Затримка.* Настає після середньої фази переносу, коли рух уперед гальмується для контролю положення стопи перед опором на п'ятку.

4. *Двохопорний період,* коли обидві кінцівки одночасно контактують із поверхнею опори. Він настає між перекатом і відривом носка від опорної поверхні на одному боці й між опором на п'ятку та фазою повного контакту стопи на другому боці. Тривалість подвійної опори прямо залежить від швидкості ходьби. За умови збільшення швидкості час подвійної опори зменшується. Відсутності подвійної опори достатньо, щоб відрізнити біг від ходьби.

*Цикл кроку за тривалістю* розподіляється так:

- |                                     |           |
|-------------------------------------|-----------|
| – опорний період (фаза опори)       | – 60–65 % |
| – переносний період (фаза переносу) | – 35–40 % |
| – фаза подвійної опори              | – 11–15 % |

За умови нормальної ходьби в довільному темпі середня тривалість подвійного кроку становить приблизно 1,2 с. Фаза перекачу через п'яту в середньому становить 8 % загальної тривалості кроку, фаза опори на всю стопу – 35–37 %, фаза перекачу через носок – 17–20 %, переносний період – 35–40 %. Двоопорний період, що повторюється двічі протягом подвійного кроку, у сумі становить 22–30 % періоду кроку.

Вітчизняні фахівці пропонують у фазі опори замість трьох інтервалів відрізнити п'ять: перекач через п'ятку, геленковий перекач, власне опора на всю стопу, пучковий та носковий перекачати. На їхню думку, це дає змогу отримати більш повну характеристику періоду кроку [2].

### 2.2.2 Функціональні завдання під час ходьби й балансири (перекачати)

Три функціональних завдання протягом ходьби – навантаження, одноопорний період і просування кінцівки, що переноситься. Далі запропоновано стисле резюме для ознайомлення із цими поняттями (табл. 2.1).

Таблиця 2.1 – Опис перекачів під час ходьби

	Реакція на навантаження	Середина фази опори	Кінець фази опори	Передперенос
	1-й перекач	2-й перекач	3-й перекач	4-й перекач
Точка опори	П'ятка	Гомілково-стопний суглоб	Носок стопи	Носок стопи
Суглоб, що робить просування гомілки вперед	Гомілково-стопний суглоб	Гомілково-стопний суглоб	Плесно-фалангові суглоби	Плеснофалангові суглоби й гомілково-стопний суглоб
Гомілково-стопний суглоб	Опорність стопи до 15° підшовного згинання	15° підшовного згинання до 10° тильного згинання	Фактично замкнений за умови тильного згинання 10°–12°–7°	7° тильного згинання до 20° підшовного згинання
Метатарзофалангові суглоби	Тильне згинання 25°–0°	0°–0°	Від 0° до 25° тильного згинання	Тильне згинання 25°–55°
Кут гомілки до вертикалі	Нахил назад 25°–10°	10° нахилу назад до 10° нахилу вперед	Нахил уперед 10°–25°	Нахил уперед 25°–50°
Кінематика стопи	Нахил уперед 25° до горизонталі	Горизонталь	Горизонталь до 20° нахилу вперед	Від 20° нахилу назад до 60° нахилу назад

### **1. Реакція на навантаження**

Триває від періоду початкового контакту до моменту безпосередньо опори (опори на всю стопу). Функція – перетворення вертикального складника сили реакції опори в просування вперед гомілки через з'єднання, забезпечуване ексцентричною дією переднього великогомілкового м'яза.

### **2. Середина фази опори**

Триває від моменту безпосередньо опори (опори на всю стопу) до підйому п'яти від опори. Функція – керування швидкістю просування тіла вперед, коли гомілка обертається в гомілковостопному суглобі над фіксованою стопою під ексцентричним керуванням триголового м'яза гомілки.

### **3. Кінець фази опори**

Триває від підйому п'яти від опори до кінця фази опори. Функція – збільшення періоду контакту з опорою через литковий м'яз, щоб використати корисний вплив вектора сили реакції опори на початок переносу.

### **4. Передперенос**

У цій фазі пальці вихідної стопи піднімаються та переносяться в повітрі. Це веде до початку фази переносу.

## **2.2.3 Визначальні фактори (детермінанти) ходьби**

Що менше нам потрібно рухатися, то менше енергії ми використаємо. Щоб ходьба була ефективною, найкраще, щоб центр мас тіла рухався якнайменше.

Детермінанти ходьби належать (табл. 2.2) до шести ключових особливостей ходьби людини, що роблять її енергоефективною, зменшуючи величину руху центра мас уперед та збоку вбік:

- Поперекова ротація таза.
- Бічний (латеральний) нахил таза.
- Бічне (латеральне) зміщення таза.
- Згинання в тазостегновому суглобі.
- Згинання в колінному суглобі.
- Взаємодія колінного й гомілковостопного суглоба.

У літературі описи можуть відрізнятися, але в наведеній нижче таблиці стисло подані ці визначення [3].

Таблиця 2.2 – Детермінанти ходьби

1	<p><b>Латеральний нахил таза у фронтальній площині</b></p>	<p>Кероване, навмисне «зниження таза» на боці кінцівки, що переноситься протягом одноопорного періоду. Зниження таза максимальне, коли центр мас досягає максимальної вертикальної точки. М'язи, які відводять стегно на боці кінцівки, що перебуває у фазі опори, скорочуються ексцентрично, щоб забезпечити передбачуваний ступінь контрольованого нахилу таза. Основна функція латерального нахилу таза, також відомого як відхилення таза, полягає в контролі вертикального зсуву центра мас.</p>
2	<p><b>Згинання в колінному суглобі в середині фази опори</b></p>	<p>Доповнює латеральний нахил таза. Від опори до середини фази опори колінний суглоб фактично згинається під навантаженням тіла. Це діє як буфер, щоб зменшити «внутрішній маятник», ефект «підскакування», що збільшився б, якби колінний суглоб був замкнений у положенні розгинання протягом усього циклу ходьби. Отже, ефективна довжина кінцівки відстань від центра мас до точки контакту кінцівки з опорою, змінюється контрольованим чином, щоб управляти вертикальним зсувом центра мас.</p>
3–4	<p><b>Взаємодії колінного суглоба, гомілково-стопного суглоба-стопи</b></p>	<p>Ці взаємодії виникають протягом реакції на навантаження (на самому початку фази опори) і на етапі передпереносу (наприкінці фази опори), щоб змінити ефективну довжину кінцівки. Вони роблять кінцівки довшими, ніж вони інакше були б, тому центр мас «не падає», перш ніж контакт буде досягнутий (або загублений). Тоді як одна кінцівка прискорює початок контакту п'яти з опорою з гомілковостопним суглобом у тильному згинанні, протилежна кінцівка затримує час поштовху носком із гомілковостопним суглобом у підшовному згинанні. Ці події відбуваються паралельно з найнижчим вертикальним положенням і максимальною спрямованим догори прискоренням центра мас, оскільки його зниження закінчується, і починається підйом протягом періоду опори на обидві кінцівки.</p>
5	<p><b>Ротація таза в трансверзальній площині</b></p>	<p>Механічно пов'язана із просуванням кінцівки протягом фази переносу й просуванням уперед кінцівки впродовж фази опори. Тобто коли права кінцівка переноситься вперед, правий бік таза також просувається вперед так, щоб таз обертався наліво. Протягом фази опори для правої кінцівки таз обертається направо. Як і в разі взаємодії колінного суглоба, гомілковостопного суглоба-стопи, ротація таза в поперековій площині подовжує фазу опори, прискорюючи початок контакту п'яти з опорою та затримує час поштовху носком. Ця дія збільшує довжину двохопного кроку й далі регулює ефективну довжину кінцівки, щоб обмежити зниження центра мас.</p>

#### 2.2.4 Загальні ознаки ходьби в нормі

*Вертикальне зміщення загального центра мас (ЗЦМ).* В умовах нормальної ходьби ЗЦМ тіла людини робить ритмічні рухи догори й донизу під час просування вперед. Найвища точка досягається під час опори опорною ногою на всю стопу. Найнижча точка – у двоопорний період, коли обидві стопи контактують із поверхнею опори. Це вертикальне зміщення ЗЦМ становить приблизно 50 мм.

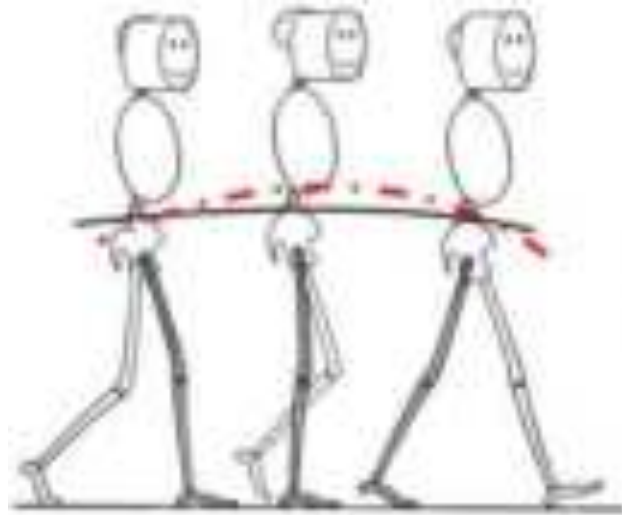


Рисунок 2.4 – Переміщення центра мас під час ходьби

*Бічне зміщення ЗЦМ.* Коли вага переноситься з однієї ноги на іншу, є відхилення таза й тулуба до навантаженого боку. Центр мас упродовж руху вперед піддається ритмічному руху догори й донизу, а також коливанням з одного боку до другого. Повне зміщення цього бічного (латерального) руху – приблизно 50 мм.

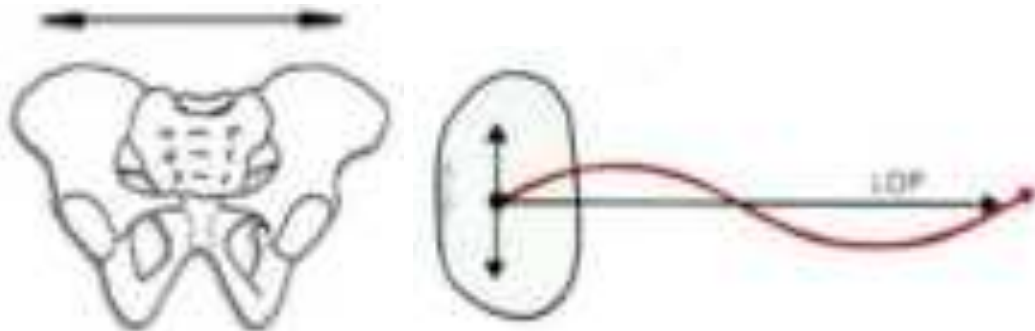


Рисунок 2.5 – Бічне зміщення центра мас (LOP – лінія просування вперед)

*Ширина кроку (фронтальний складник)* – відстань між умовними осями опор на п'яту обох стоп. У чоловіків середня ширина кроку становить 50–100 мм, у жінок – 10–40 мм.

На рис. 2.6 показано дві пунктирні лінії, що є послідовними центральними точками фази опори для кожної стопи впродовж ходьби. Відстань між

пунктирними лініями є типовим діаметром основи опори. Під час нормального руху ширина між двома лініями становить в середньому 5–10 см, тому що таз має рухатися до опорного боку тіла, щоб зберегти стабільність (стійкість) упродовж підтримки центра мас. Ця вузька основа опори зменшує бічний (латеральний) рух центра мас.

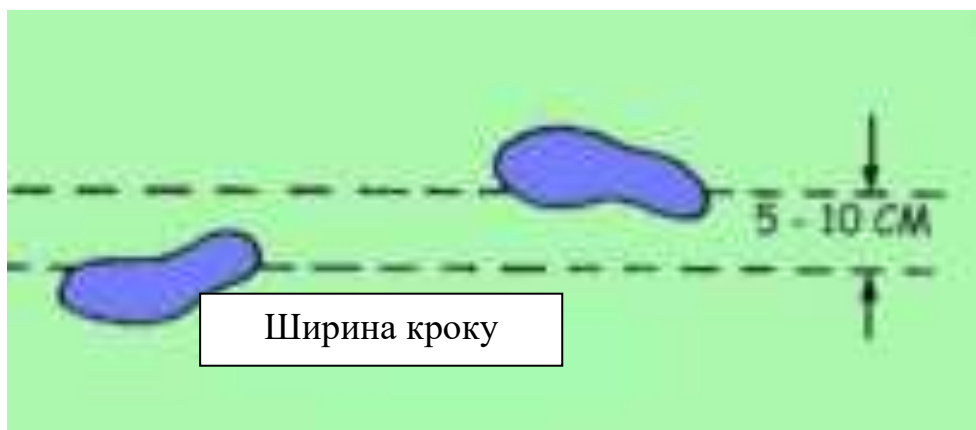


Рисунок 2.6 – Діаметр основи опори

*Бічні нахили таза.* Під час ходьби в нормі таз поперемінно нахилиється вбік спочатку на один тазостегновий суглоб, потім на другий. Діапазон змін кута (амплітуда) нахилу від горизонталі не перевищує  $5^\circ$ . Крім горизонтального пониження, таз здійснює ротацію вперед у горизонтальній площині, приблизно на 16–20 мм убік балансування й по черзі піднімається та знижується на  $4^\circ$  на кожному боці від середини сагітальної лінії просування вперед. Ця характеристика нормального руху може дозволити трохи довший крок, без значного зниження центра мас, і, отже, зменшити частину нормального повного вертикального переміщення.



Рисунок 2.7 – Коливання таза

*Згинання коліна в період опори на всю стопу* (підгинання в колінному суглобі). Безпосередньо після опори на п'яту починається згинання коліна. Воно продовжується в початковій стадії опори на всю стопу доти, доки не досягне  $20^\circ$ . Основна причина для згинання в колінному суглобі впродовж

цієї реакції на навантаження під час ходьби полягає в тому, щоб забезпечити поглинання удару впродовж початкової опори й навантаження. Поглинанню удару далі допомагають  $10^\circ$  підошовного згинання гомілковостопного суглоба після переднього поштовху, який також зменшує м'язову вимогу до чотириголового м'яза. Ця характеристика нормального руху під час ходьби пов'язана зі зменшенням сил реакції опори, що проходять крізь навантажену кінцівку, тазостегновий суглоб і потім хребет, і призводить до більш плавної та ефективної ходьби за мінімальних фізіологічних витрат енергії.

*Згинання в колінному суглобі впродовж фази опори (рис. 2.8)*

Безпосередньо після контакту п'яти з опорою (червона нога) починається кероване згинання в колінному суглобі й триває до  $18^\circ$  у середнього дорослого. Основна причина для згинання в колінному суглобі протягом цієї реакції на навантаження під час ходьби полягає в тому, щоб забезпечити поглинання удару впродовж початкової опори й навантаження. Поглинанню удару далі допомагають  $10^\circ$  підошовного згинання гомілковостопного суглоба після переднього поштовху, який також зменшує м'язову вимогу до чотириголового м'яза. Ця характеристика нормального руху під час ходьби пов'язана зі зменшенням сил реакції опори, що проходять крізь навантажену кінцівку, тазостегновий суглоб і потім хребет, і призводить до більш плавної та ефективної ходьби за мінімальних фізіологічних витрат енергії.



Рисунок 2.8 – Згинання в колінному суглобі

### *Швидкість ходьби*

Залежно від віку пацієнта ритм може збільшитися приблизно з 70 кроків за хвилину впродовж повільної ходьби до 130 кроків за хвилину протягом швидкого руху. Доросла людина середнього зросту з ритмом 90 кроків за хвилину пройдётиме приблизно 4 км за 1 год.

Одноопорний крок = просування однієї стопи.

Довжина одноопорного кроку = поздовжня відстань між лівою та правою стопою.

Двохопорний крок = послідовні кроки на тому самому боці.

Довжина двохопорного кроку = відстань, пройдена впродовж одного циклу (довжини двох одноопорних кроків).

Ритм = кроки за хвилину.

Лінія просування вперед = напрям лінії просування вперед.

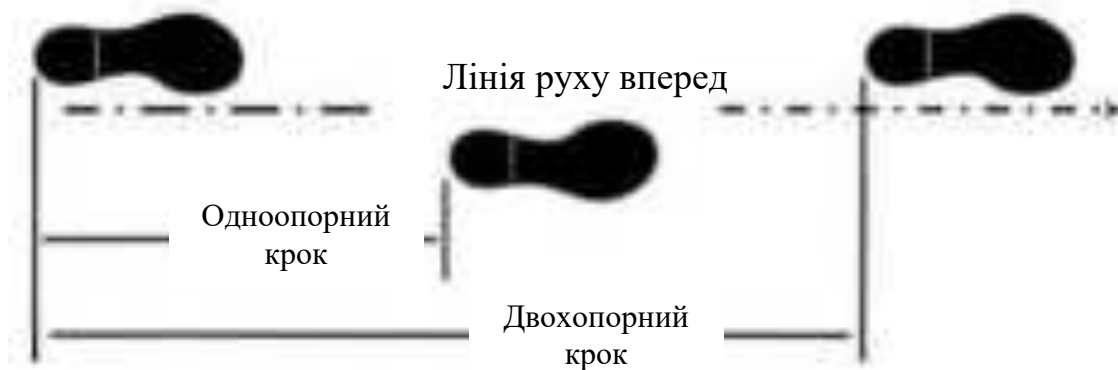


Рисунок 2.9 – Кроки під час ходьби

*У процесі ходьби в нормі стопа* забезпечує:

- опору,
- амортизацію,
- рух уперед і
- енергоефективність.

### *Опора*

Під час ходьби у фазі опори ходьби змінюється контактна площа між стопою та поверхнею стопи. На ранньому етапі поверхнею контакту є п'ятка, тоді як наприкінці фази опори ця роль переходить до головок плесна й пальців стопи. Ці ділянки, особливо п'ятка, відносно малі. Проте ранній і пізній етапи фази опори – це періоди подвійної опори. Отже, контрлатеральна стопа сприяє створенню стабільної основи й розподілу навантажень. Одноопорний період фази опори ходьби становить період від торкання стопою поверхні до відриву п'ятки від поверхні опори. Протягом цього періоду виникає відносно більша площа контакту опорної стопи з поверхнею опори. Ця відносно більша площа сприяє стабільності й зберігає тиск у припустимих межах.

### *Амортизація*

Початок фази опори часто згадується як «амортизація». На початку фази опори п'ятка робить удар по поверхні опори. Механізмом для поглинання імпульсу від удару є підшовна флексія стопи під контролем дорсифлексорів відразу після удару п'яти. Також цьому сприяє піддатливість тканин подушечки п'яти. Сила удару обмежується також тим, що початкове навантаження під час удару п'яти має відносно невелику величину. Проте сила удару швидко зростає з максимальним навантаженням, що звичайно виникає після того, як уся поверхня стопи досягає поверхні опори. Імпульс від удару може бути зменшений за допомогою використання спеціальних матеріалів для виготовлення устілок в ортопедичному взутті або в ортезах на стопу. Наприклад, про різні порівняльні дослідження таких матеріалів можна дізнатися із джерел таких авторів: Pratt, Rees і Rodgers (1986); Johnson (1988); Sanfilippo і Moss (1992); Edwards і Rome (1992).

### *Рух уперед*

Під час пізнього періоду фази опори відбувається так зване «відштовхування». Сильне підшовне згинання дає пряме спонукання для підтримки руху в напрямку просування вперед. Це стає можливим завдяки існуванню передньої частини стопи, що є важелем, який здатний залишатися твердим. Мірою того, як відбувається підшовне згинання, значний момент тильного згинання (дорсифлексія) виникає в цій фазі циклу ходьби.

### *Енергоефективність*

Шлях, яким переміщається центр мас тіла, містить вертикальний горизонтальний складники, а також необхідний рух уперед. Під час ходьби погоджені рухи тазостегнового й колінного суглобів зводять до мінімуму зміщення центра мас вертикально і цим мінімізують витрати енергії. Стопа також сприяє цьому процесу. Під час двоопорного періоду ходьби, коли центр мас тіла перебуває на найнижчому рівні, позиція стоп (нахил щодо опори) дає збільшення висоти гомілковостопного суглоба. Підпирний гомілковостопний суглоб перебуває на найнижчому рівні в середині фази опори, коли центр мас тіла досягає своєї максимальної висоти. Щоб виконати своє призначення, стопа має бути здатна адаптуватися до поверхні опори, пристосовуючись до ротації опорної ноги, а за необхідності діяти як сильна тверда структура. Ураховуючи ці вимоги, не дивно, що структура стопи настільки складна.

### ***Піднадп'ятковий суглоб***

Піднадп'ятковий суглоб утворений надп'ярковою та п'ярковою кістками. Він дозволяє ротацію стопи у фронтальній і сагітальній площинах. Це необхідно, щоб забезпечити нормальне просування тіла вперед, тому що воно обертається над фіксованою опорною стопою під час фази опори в процесі ходьби, що дозволяє стопі легше адаптуватися до нерівної поверхні.

Вісь піднадп'яткового суглоба проходить

– під нахилом приблизно на  $42^\circ$  до горизонталі;

– усередину вона ротована приблизно на  $23^\circ$  до середньої лінії стопи.

Загальний діапазон руху становить у середньому  $24^\circ$ , зі стандартним відхиленням приблизно  $11^\circ$ . Наведені вище значення є приблизними, а нахил і обертання піднадп'яткового суглоба відрізнятимуться (рис. 2.10).



Рисунок 2.10 – Орієнтація піднадп'яткового суглоба

### ***Скеління стопи***

Скеління стопи утворені передплесновими й плесновими кістками. Вони посилені зв'язуваннями та сухожилями й дають змогу стопі підтримувати масу тіла у вертикальному положенні з найменшим навантаженням. Скеління розподіляють масу над стопою, діючи не тільки як амортизатори, але і як трампліни для просування вперед під час ходьби, бігу та стрибків.

Маса тіла переноситься на таранну кістку від великогомілкової кістки. Потім вона передається назад до п'яркової кістки й попереду до головок плеснової та сесамоподібної кісток, що розподіляють масу з боків. У цьому разі скеління стопи між цими точками злегка сплющуються під вагою тіла в положенні стоячи. Вони класифікуються як поздовжні й поперечні скеління стопи.

### ***Підошовний апоневроз. Ефект лебідки***

Підошовний апоневроз у комбінації з метатарзофаланговим суглобом допомагає стабілізувати стопу під час ходьби. Підошовний апоневроз – найбільш товста фасція, що йде від п'яркової кістки, через головки плесна

й прикріплюється до опори проксимальних фаланг. Це з'єднання створює ефект лебідки, що міняє стопу із гнучкої структури, здатної пристосуватися до поверхні, до твердої структури, здатної просувати тіло вперед під час відриву пальців від поверхні.

Ефект лебідки супроводжують такі дії:

- Коли пальці стопи витягаються в процесі відштовхування, підшовний апоневроз звивається навколо головок плесна.
- Апоневроз скорочується.
- Поздовжні склепіння коротшають і стабілізуються.

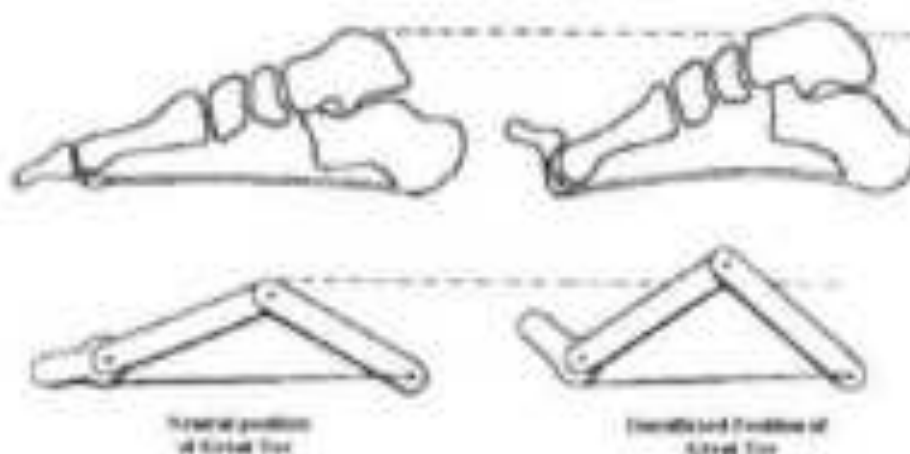


Рисунок 2.11 – Пояснення ефекту лебідки:

Neutral position of great toe – нейтральне положення великого пальця стопи;

Dorsiflexed position of great toe – великий палець стопи в позиції дорсифлексії

### ***Центр тиску***

Це точка на поверхні, крізь яку проходить результуюча сила внаслідок передачі тиску. Це також відправна точка сили реакції опори. Центр тиску визначається шляхом усереднення суми сил, розподілених по стопі, і передбачається, що вони додаються із середньою величиною.

Можна визначити положення центра тиску на стопі й відслідковувати його рух, аналізуючи дані стандартної силової пластини (інструментальний аналіз ходьби).

Тиск може бути вимірний між:

- голою стопою та опорою,
- взуттям і основою,
- стопою та взуттям.

## ***Тиск***

Знання того, де «стандартна» стопа має найбільший тиск у положенні стоячи, допоможе розпізнати, коли стопа, що відхиляється від норми, відчуває тиск через біомеханічну розбіжність осей. Становить інтерес наявність місць локалізованого високого тиску, що вказує на можливі ушкодження шкіри або функціональний статус стопи. Стоячи босоніж стопа розподіляється нарівно між п'ятою й головками плесна і саме так, що головки плесна перебувають під навантаженням, як показано на рис. 2.12.



Рисунок 2.12 – Центри тиску на стопі: • – точки навантаження

## ***Сили***

Сили, прикладені стопою до опори під час ходьби, вимірюються декількома способами.

З використанням різних перетворювачів сили (вимірювальних приладів). Grundy (1975) пролив світло на фази силового сліду з одночасним вивченням траєкторії центра тиску та кінематографічної плівки, що відбиває підшовний контакт. Він порівняв імпульси передньої частини стопи та імпульси п'яти та повідомив, що загалом несуча функція передньої частини стопи втричі більша, ніж у задньої частини стопи. Він також обчислив середню швидкість центра тиску під головками плесна. Що менше значення швидкості, то більше час, протягом якого передається сила. Патології, що позначаються на русі й швидкості центра тиску, зображені на рис. 2.13.

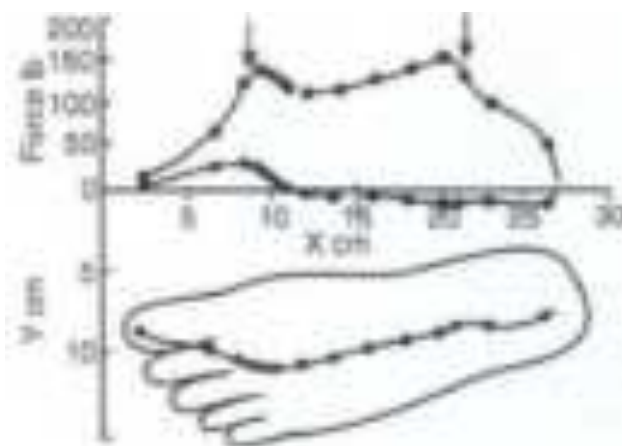


Рисунок 2.13 – Патології, позначені на русі та швидкості центра тиску

Grundy дійшов такого висновку: незважаючи на те, що передня частина стопи витримує лише трохи вищі навантаження, ніж п'ятка, вона робить це протягом набагато тривалішого часу.

### ***Біомеханіка триплощинних рухів стопи***

Супінація й пронація – це триплощинні рухи. Це означає, що вони відбуваються у всіх трьох площинах – сагітальній, фронтальній та трансверзальній. Вони виникають у піднадп'ятковому суглобі через його похилу вісь. Під час руху, який відбувається між надп'ятковою кісткою, п'ятковою кісткою та передньою частиною стопи в різних ситуаціях, потрібно розглянути не тільки відкриті й закриті позиції ланцюгів, але й знати, чи є надп'яткова кістка рухливою або стабільною, і чи є передня частина стопи рухливою або стабільною. Подальші рухи відбуваються в п'ятковій кістці, надп'ятковій кістці й передній частині стопи в певних ситуаціях.

Супінація є комбінацією інверсії, дорсифлексії, абдукції.

Закритий ланцюг (надп'яткова кістка рухлива): п'яткова кістка вивертається всередину, надп'яткова кістка перебуває в позиції дорсальної флексії та відведена, передня частина стопи стабільна.

Закритий ланцюг (п'яткова кістка стабільна): п'яткова кістка вивертається всередину, надп'яткова кістка стабільна, передня частина стопи перебуває в позиції підошовної флексії та приведена.

Пронація є комбінацією еверсії, підошовної флексії та адукції.

Відкритий ланцюг (надп'яткова кістка рухлива): п'яткова кістка вивертається назовні, надп'яткова кістка перебуває в позиції підошовної флексії та приведена, передня частина стопи стабільна.

Відкритий ланцюг (надп'яткова кістка стабільна): п'яткова кістка вивертається назовні, надп'яткова кістка стабільна, передня частина стопи перебуває в позиції дорсальної флексії та відведена.

### ***Гомілковостопний суглоб***

Гомілковостопний суглоб або з'єднання великогомілкової та надп'яткової кісток є дистальним суглобом нижньої кінцівки. Це з'єднання у формі «петлі», і тому має тільки одну ступінь свободи. Воно контролює рухи ноги щодо стопи, які відбуваються в сагітальній площині.

Рухи, що відбуваються в цьому суглобі, – це плантарна флексія (підошовне згинання) від 20° до 30°, і дорсальна флексія (тильне згинання) від 30° до 50°.

### ***Біомеханіка колінного суглоба***

Людське коліно важливе для підтримки центра мас тіла під час ходьби в сагітальній площині. Флексія коліна на ранньому етапі фази опори відбувається одночасно із плантарною флексією гомілковостопного суглоба, що забезпечує амортизацію, за якою іде контрольована екстензія коліна під час середини фази опори й згинання коліна під час кінцевої фази опори. Кліренс (зазор) стопи під час фази переносу досягається за рахунок згинання коліна.

Дослідження показали, що ходьба звичайної людини із зафіксованим у положенні розгинання коліном приводить до збільшення метаболізму на 13 %. Крім того, відомо, що фазі переносу стандартної (фізіологічної) кінцівки передують сильне скорочення підошовних згиначів гомілковостопного суглоба з подальшим скороченням м'язів-згиначів стегна.

### ***Стандартний діапазон руху в колінному суглобі***

Можна вважати, що рух колінного суглоба має дві різні складові частини. По-перше, обертовий рух щодо трансверсальної (медіально-латеральної) осі, яке через геометрію зчленованих поверхонь здійснюється мірою згинання з'єднання. По-друге, передньо-задні ковзання одного сегмента кінцівки щодо іншого. Існує невеликий ступінь осьового обертання, що виникає мимоволі, коли коліно досягає повного розгинання через анатомічну структуру суглоба.

Обертальний складник (флексія та екстензія) руху колінного суглоба визначається кривиною суглобових поверхонь стегнових виростків. Ці поверхні, якщо дивитися в поперечному розрізі (показано на рис. 2.14), є некруглими, хоча в будь-якій заданій точці кривина приблизно дорівнює дузі окружності.

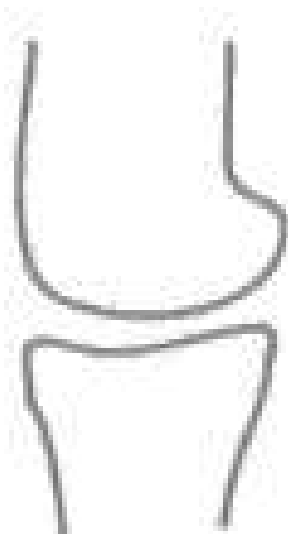


Рисунок 2.14 – Кривина суглобних поверхонь стегнових виростків

Можна побачити, що під час згинання радіус кривини щод кругової поверхні постійно змінюється. Якщо поверхні, що зчленовуються, були б у формі дуги окружності з постійною кривиною, то центр обертання був би центром кола. У випадку колінного суглоба мінлива кривина означає постійно мінливий центр обертання суглоба.

Другий компонент руху коліна, розглянутий у сагітальній площині, є передньо-задніми ковзаннями стегнової кістки щодо гомілки через рухливість менісків. Цей компонент ковзання не має повної екстензії (розгинання). Мірою збільшення згинання ковзання стає більш важливим.

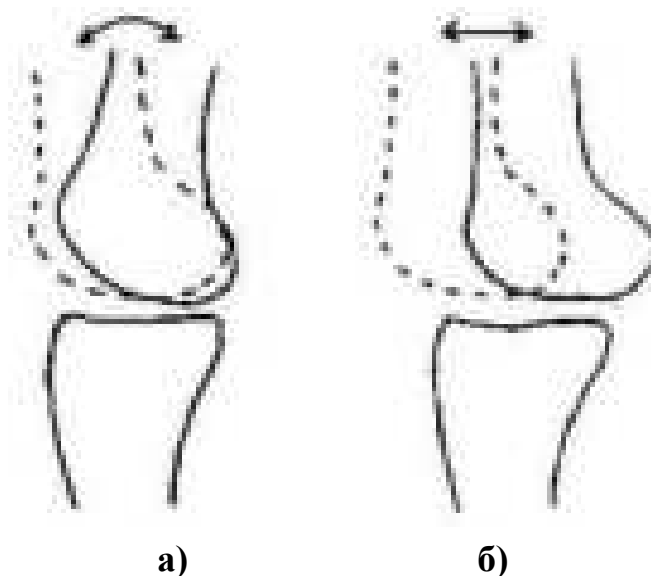


Рисунок 2.15 – Передньо-задні ковзання стегнової кістки:  
а – згинання; б – ковзання

Дійсний центр обертання колінного суглоба йде за траєкторією, що є результатом комбінованого обертання й ковзання стегнової кістки щодо гомілки, як показано вище.

Сприяння перенесенню й обертанню до руху нормального колінного суглоба визначається конфігурацією його сполучних структур. Існують дві основні пари зв'язувань, що контролюють коліно.

Хрестоподібні зв'язування розташовані всередині суглоба таким чином, що вони управляють рухом переднього й заднього суглобів (у напрямку гіперекстензії коліна (лат. *genu recurvatum*)).

Медіальні й латеральні колатеральні зв'язування вирівняні, щоб забезпечити гарну стійкість до латеральних і медіальних відхилень коліна (у напрямку варус і вальгус). На рис. 2.16 видно, як хрестоподібні зв'язування пручаються зсуву колінного суглоба.

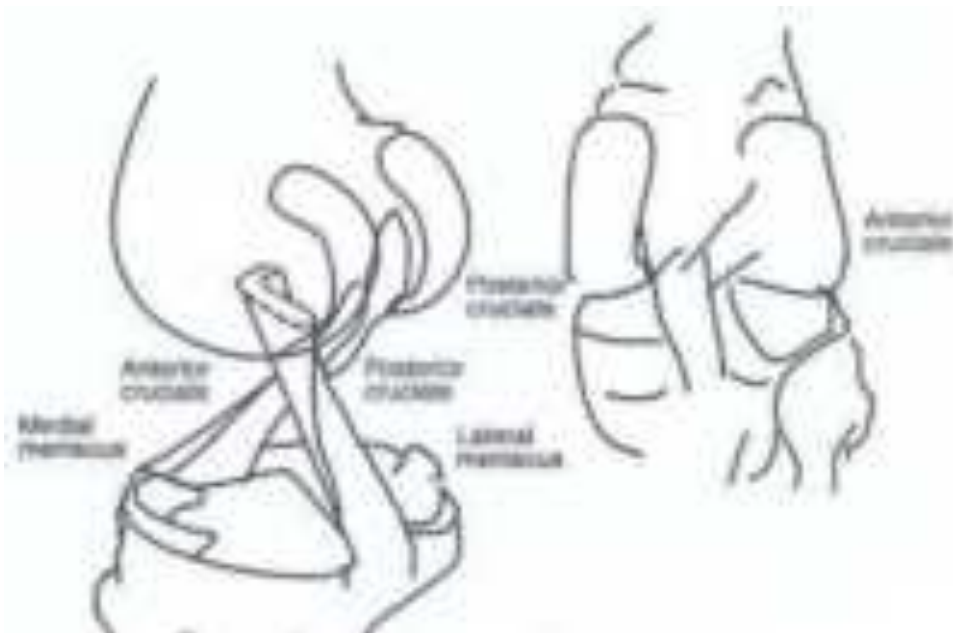


Рисунок 2.16 – Розташування хрестоподібних зв’язувань

**Функціональний діапазон руху в коліні (очікуваний)**

Таблиця 2.3 – Обсяги рухів у коліні

Активність	Обсяг руху в коліні, град.	Стискальне навантаження на коліно (кратне масі тіла, BW)
Нормальна ходьба на рівних поверхнях	60	
Підйом сходами	80	
Сидіння й підняття зі стільця	90	
Сидіння й підняття з унітаза або низького стільця	115	
Присідання навприсядки	>115	
Ходьба		3,0 BW
Їзда на велосипеді		1,2 BW
Сходинок		3,8 BW
Присідання		5,0 BW

**Біомеханічна функція надколінка (колінної чашечки)**

Надколінок є важливим компонентом коліна, оскільки збільшує механічну перевагу механізму чотириголового м’яза. Інші функції надколінка передбачають захист суглобового хряща блоку м’яза й стегнових виростків і передачу розтягувальних сил м’яза-квадрицепса на сухожилля надколінка.

### ***Механізм «гвинтовий будинок»***

Ключем до функції колінного суглоба є обертання гомілки на стегні, що виникає в процесі згинання й розгинання. Зовнішнє обертання великогомілкової кістки щодо стегнової кістки, яке супроводжує екстензію колінного суглоба, звичайно відбувається у фізіологічному коліні. Цей рух, гвинтовий механізм, описується як асиметрія, що генерується між стегновими виростками. Існує інформація про те, що медіальний виросток приблизно на 1,7 см довший за його латеральний аналог, і передбачається, що зовнішнє обертання походить від великогомілкової кістки, приводячи у відповідність стегнові виростки мірою розгинання коліна.

Механізм «гвинтовий будинок» вважається ключовим елементом стійкості коліна для стояння у вертикальному положенні й обертання між гомілкою й стегною кісткою. Це відбувається наприкінці розгинання коліна, між повним розгинанням ( $0^\circ$ ) і  $20^\circ$  згинання коліна. Великомілкова кістка обертається всередину під час фази переносу й назовні під час фази опори. Зовнішнє обертання відбувається під час кінцевої фази розгинання коліна й приводить до натягу обох хрестоподібних зв'язувань, які фіксують коліно. Потім великогомілкова кістка перебуває в положенні максимальної стійкості щодо стегнової кістки [2].

### ***2.2.5 Фізіологічний аналіз ходьби людини***

У сфері дослідження поступального руху (ходьби) людини історично склалося два методи.

Перший – описує рух частин тіла у взаємозв'язку один з одним під час різних фаз кроку й називається «кінематика».

**Кінематика** – це розділ механіки, що вивчає рух тіл, здебільшого геометрію, не беручи до уваги сили.

Другий метод дослідження – кінетика.

**Кінетика** – це розділ механіки, що розглядає сили в процесі руху.

**Основними силами в аналізі ходьби людини є:**

- сили, викликані дією сили тяжіння, – зовнішні сили;
- сили, викликані внаслідок скорочення м'язів, – внутрішні сили.

### ***Вимір зовнішніх сил***

Кінетичний аналіз дозволяє вимірювати інтенсивність і напрям дії сил на кінцівку в різні фази кроку.

Кінематичний аналіз дозволяє визначати положення суглобів у просторі.

Комбінація обох методів аналізу дає змогу розрахувати зовнішні сили, що впливають на суглоби.

Коли відоме положення суглоба, величина і напрям сили, а також відстань між результуючою і суглобом перпендикулярна, можна обчислити момент згинання колінного суглоба у фазу опори на п'яту. Положення суглоба можна визначити, застосовуючи різноманітні потенціометри або оптичним шляхом, а силу – за допомогою динамометричної платформи.

### ***Вимір внутрішніх сил***

Реального методу для кількісного виміру внутрішніх сил поки не існує.

Електроміографічні (ЕМГ) дослідження можуть показати, коли визначений м'яз активний під час ходьби і коли досягається максимальна електрична активність. Вони можуть дати приблизну довідку про силу цього м'яза, оскільки величина електричної активності м'яза має прямий зв'язок із його напругою.

Дослідження показують, що електрична активність м'язів, повторюючись загалом, помітно варіює від кроку до кроку навіть у одної людини. Ще більше ця варіабельність виражена на ЕМГ однойменних м'язів різних людей.

Проте пофазне оброблення ЕМГ даних дає змогу виявити основні закономірні хвилі на фоні випадкових коливань, що відображають програму участі м'язів у ходьбі, вироблену ще в дитини під час первинного навчання.

Структура кроку в процесі ходьби вивчається за допомогою комплексної методики електроміографії та біомеханічних досліджень. Вона передбачає графічний запис подограми, гоніограми опорних реакцій, а також натуральної електроміограми. За допомогою подограми легко виміряти тривалість подвійного кроку (періоду) й окремих елементів опорного періоду, що містить фази переносу через п'яту, опору на всю стопу, переكات через носок і переносний період.

В умовах синхронного запису можна точно пофазно зіставити ЕМГ дані з елементами кінематики ходьби й на його основі вивчити загальну внутрішню структуру кроку, тобто функціональну організацію кроку [8].

### ***2.2.6 Аналіз діапазону рухів у процесі функціональної організації кроку***

Аналіз функціональної організації кроку, тобто кінематика, кінетика й активність м'язів нижньої кінцівки, розглядається в трьох інтервалах подвійного кроку в сагітальній площині.

1. Від фази перекаату через п'ятку до фази опори на всю стопу.
2. Від фази опори на всю стопу до фази відриву носка від поверхні опори.

### 3. Фаза переносу.

У зазначені періоди описуються дії гомілковостопного, колінного й тазостегнового суглобів.

#### *Аналіз руху між фазою перекаату через п'яту та фазою опори на всю стопу*

##### Кінематичний аналіз гомілковостопного суглоба (ГСС)

У момент контакту п'ятки ГСС займає нейтральне положення. У період п'яткового перекаату ГСС рухається в напрямку підошовного згинання. У момент повного контакту підошви з опорною поверхнею ГСС займає позицію, що відповідає  $15^\circ$  підошовного згинання. Коли підошва цілком лежить на опорній поверхні, кінцівка починає рух уперед з обертанням на фіксованій стопі навколо ГСС.

У фазі опори на всю стопу ГСС відповідає  $2^\circ$ – $3^\circ$  тильного згинання.

##### Кінетичний аналіз гомілковостопного суглоба

*Дія зовнішніх сил.* Після перекаату через п'яту маса тіла переміщується на кінцівку, вертикальна сила, що швидко зростає, перевищує результуючу, яка діє на ГСС, і розвиває момент сили, що діє в напрямку підошовного згинання.

Відразу після повного прилягання підошви до поверхні опори настає момент максимального підошовного згинання. Після цього результуюча опорної реакції перед щиколотками починає рух у напрямку тильного згинання. Як наслідок виникає обертальний момент, що створюється на великогомілковій кістці над фіксованою стопою в разі прямування вперед з обертанням навколо ГСС. У фазі опори на всю стопу є момент сили, що діє в напрямку тильного згинання.

*Робота м'язів (внутрішні сили) (рис. 2.17).* У момент опори на п'ятку три головних м'язи-розгиначі ГСС активні. Довгий м'яз-розгинач пальців і довгий м'яз-розгинач великого пальця трохи активніші від переднього великогомілкового м'яза.

У фазі перекаату через п'ятку до можливості зростання сили тиску ногою на опору діють усі три м'язи, які протистоять силі ваги, що прагне зігнути стопу в підошовному напрямку. Із збільшенням зовнішнього моменту сили в напрямку підошовного згинання збільшується також активність м'язів тильного згинання. Зазначені м'язи в цей момент працюють у режимі амортизації опускання стопи, запобігаючи їй «шльопанню» на поверхню опори, і дають поштовх до подальшого руху гомілки вперед з обертанням навколо ГСС. Це один із найважливіших елементів переміщення тіла вперед.

За умови повного контакту підшви з опорною поверхнею гомілка починає обертатися навколо ГСС фіксованої стопи, а активність тильних згиначів швидко падає.

У фазу опори на всю стопу активність камбалоподібного, литкового, заднього великогомілкового, довгого малоомілкового м'яза поступово зростає. Це слугує контролем діапазону обертання гомілки над стопою.

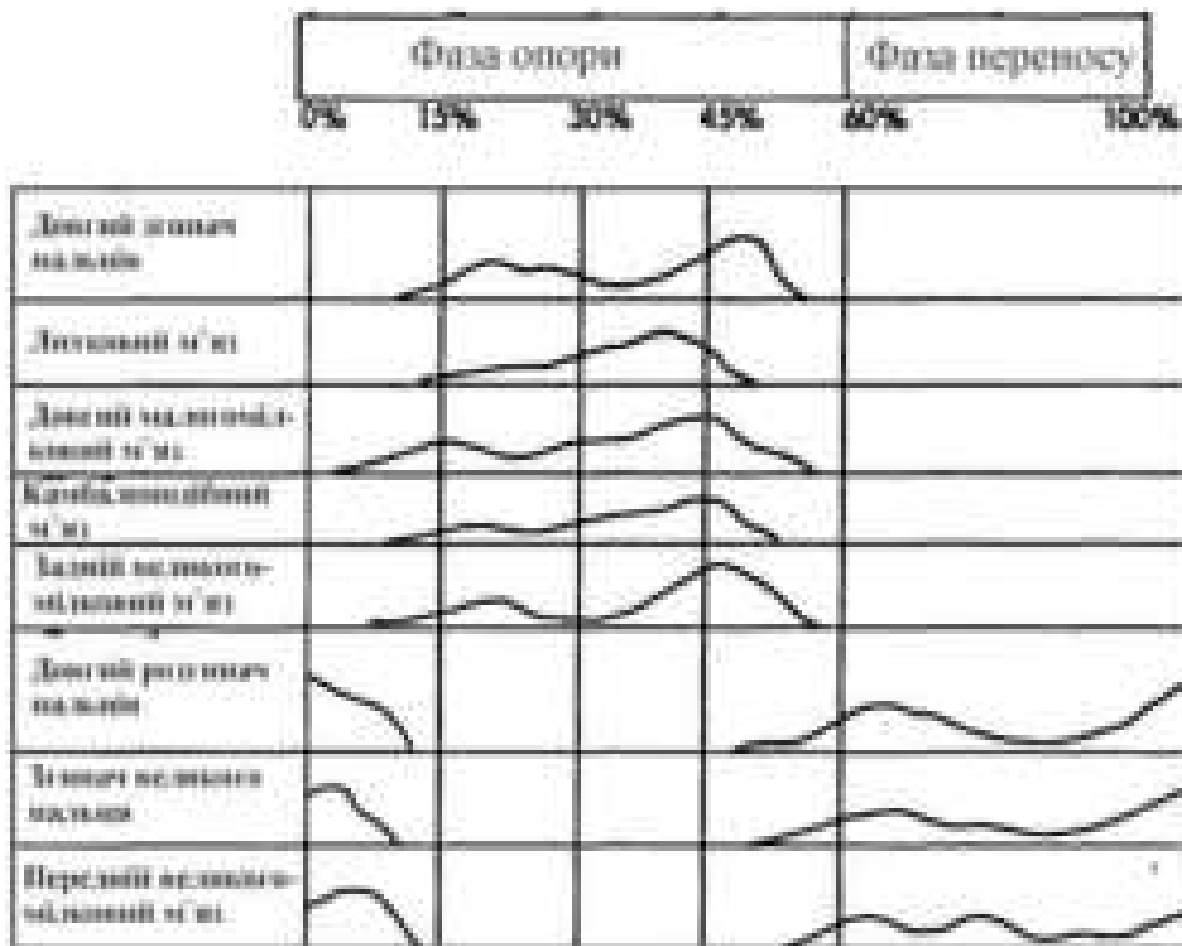


Рисунок 2.17 – Електроміограма (ЕМГ) нижньої кінцівки в період циклу кроку (за З. Хаймом)

### Кінематичний аналіз колінного суглоба (КС)

Перед безпосереднім торканням п'ятки опорної поверхні КС цілком розігнутий. У момент контакту п'ятки суглоб починає згинатися та продовжує згинатися до повного контакту підшви з опорною поверхнею. У разі досягнення останнього КС зігнутий під кутом  $20^\circ$  і починає розгинатися. У фазі опори на всю стопу КС зігнутий під кутом  $15^\circ$  і продовжує розгинатися.

### Кінетичний аналіз колінного суглоба (КС).

*Дія зовнішніх сил.* Відразу після опори на п'ятку вона починає тиснути вперед на опорну поверхню. Навантаження тіла на опорну кінцівку швидко зростає, результуюча навантаження проходить за колінним суглобом і виробляє момент згинання, що амортизує передній поштовх. Між фазою повного контакту й фазою опори на всю стопу розмір механічного моменту, що згинає КС, досягає максимального значення.

*Робота м'язів (внутрішні сили).* Під час п'яtkового перекачу чотириголовий м'яз стегна працює в режимі ексцентричного скорочення, керуючи рухом КС, що із положення повного розгинання починає згинатися до кута  $15^{\circ}$ – $20^{\circ}$ . У фазі повного контакту м'яз із ексцентричного скорочення переходить в ізотонічне, рух стає протилежним.

Між фазою повного контакту та фазою опори на всю стопу чотириголовий м'яз намагається розігнути КС, завдяки чому відбувається підйом загального центра мас і переміщення тулуба вперед. Цьому сприяє також «задній поштовх» іншої кінцівки.

### Кінематичний аналіз тазостегнового суглоба (ТСС)

За умови опори на п'яту ТСС зігнутий під кутом  $25^{\circ}$ . Після опори на п'яту ТБС починає рух на розгинання. У разі повного контакту стопи кут згинання зменшується до кута  $20^{\circ}$ . Між фазою повного контакту та фазою опори на всю стопу ТСС рухається до нейтрального положення.

### Кінетичний аналіз ТСС

*Зовнішні сили.* Під час опори на п'яту зовнішні сили прагнуть зігнути ТСС. Після повного контакту стопи з опорою моменти сил діють на суглоб у напрямку згинання. До моменту досягнення фази опори на всю стопу результуюча сил реакції опори проходить за центром ТСС і діє, намагаючись розігнути його.

*Робота м'язів (внутрішні сили).* Робота м'язів тазостегнового суглоба зображена на рис. 2.18, де також наведена основна група м'язів під час ходьби.

Під час перекачу через п'ятку й у фазі опори на всю стопу дія великого сідничного м'яза та групи м'язів-розгиначів протидіє моменту сили, що прагне зігнути ТСС після опори на п'ятку. М'яз-випрямляч хребта надає до цього моменту активний опір згинанню тулуба вперед.

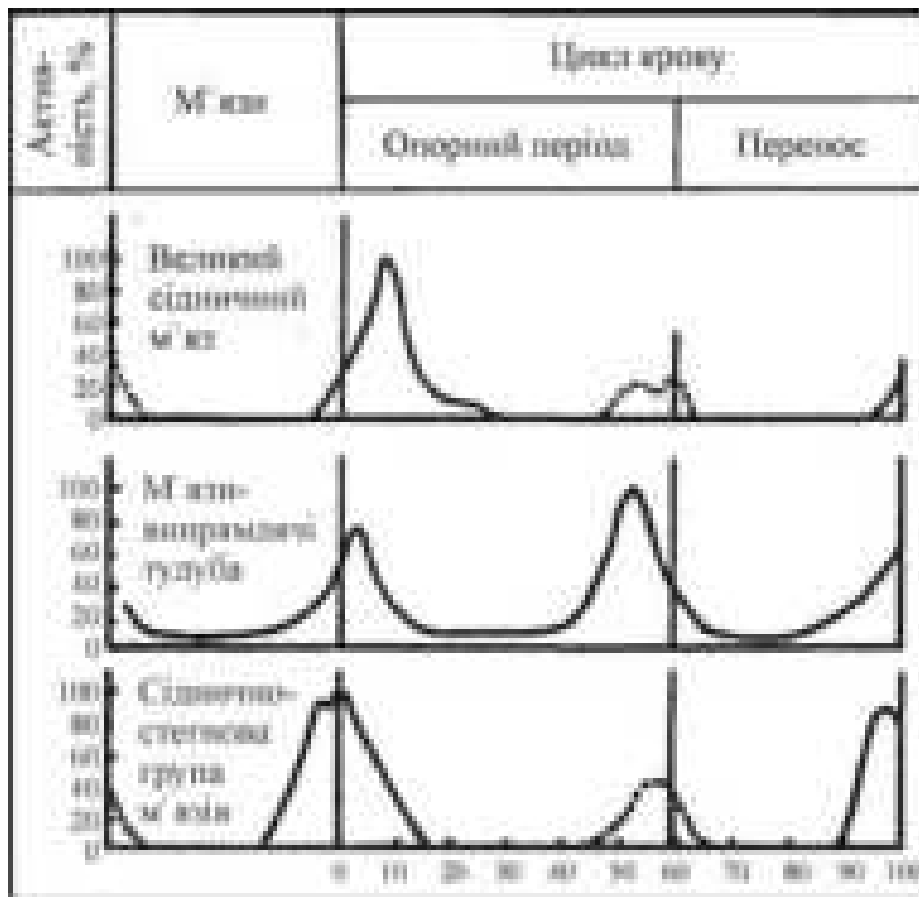


Рисунок 2.18 – Електроміограма основних груп м'язів під час ходьби

*Примітка:* – постійна робота м'язів;  
 – непостійна робота м'язів.

***Аналіз руху між фазою опори на всю стопу та відривом носка від поверхні опори***

Кінематичний аналіз гомілковостопного суглоба (ГСС)

У фазі опори на всю стопу з положення приблизно 3° тильного згинання кут між гомілкою та стопою швидко зменшується. За умови відриву п'яти ГСС розміщений під кутом 15° тильного згинання. В інтервалі між відривом п'яти від поверхні опори та відривом носка співвідношення між кутами гомілки й стопи змінюється в протилежному напрямку. З положення 15° тильного згинання в разі відриву п'яти ГСС рухається в положення приблизно 20° підошовного згинання.

Кінетичний аналіз гомілковостопного суглоба

*Дія зовнішніх сил.* Після фази опори на всю стопу гомілка, як і раніше, нахилена вперед щодо фіксованої стопи. Коли гомілка обертається вперед, зростає момент сили в напрямку тильного згинання через переміщення вперед

точки опори під час піднімання п'яти. Це збільшує перпендикулярну відстань між ГСС і результуючими силами опорних реакцій.

Відразу після відриву п'яти від опори момент тильного згинання досягає свого максимального значення. У процесі відриву носка від опори момент тильного згинання миттєво падає до нуля.

*Робота м'язів (внутрішні сили) (рис. 2.19).* Між фазою опори на всю стопу та відривом п'ятки моменту сил, тильно згинальному ГСС, протистоїть скорочення литкового м'яза. Одночасно з максимальною зовнішньою обертальною силою в бік тильного згинання, максимальну електричну активність розвивають підшовні згиначі. Ця активність м'язів підготовлює задній поштовх. Під час відштовхування спостерігається максимальна електрична активність м'язів, що кріпляться на задньому відділі стопи. У процесі відриву носка ці м'язи стають неактивними.

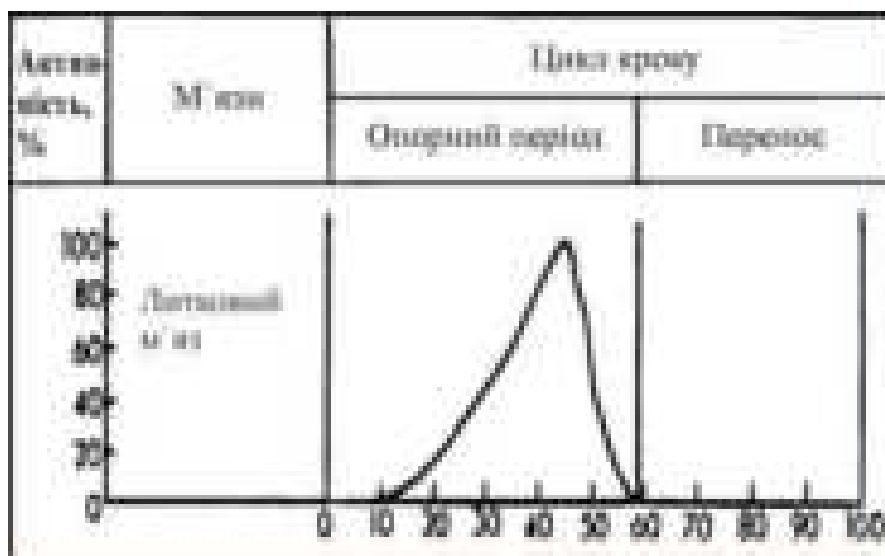


Рисунок 2.19 – Електроміограма литкового м'яза

### Кінематичний аналіз колінного суглоба (КС)

У фазу опори на всю стопу КС зігнутий під кутом приблизно  $15^\circ$  і рухається вбік згинання. До моменту відриву п'ятки від опори коліно розігнуте приблизно на  $178^\circ$ . Між відривом п'ятки та відривом носка КС рухається з майже розігнутого положення в положення згинання до кута  $40^\circ$ .

### Кінетичний аналіз колінного суглоба

*Дія зовнішніх сил.* У фазу опори на всю стопу дія результуючих сил опорних реакцій проходить за колінним суглобом, розвиваючи момент згинання. Між фазою опори на всю стопу та відривом п'яти під час руху тіла вперед, результуюча переміщається також вперед, зменшуючи момент

згинання. У процесі відриву п'ятки від опори результуюча переміщується попереду від КС, розгинаючи його. У цей час підштовхувальні згиначі досягають максимальної активності.

Задній поштовх настає в момент впливу зовнішніх сил на КС, прагнучи розігнути його. Відразу після відштовхування точка реактивних сил між стопою та опорою проходить перед плеснофаланговим суглобом. У момент знаходження опорних реакцій перед плеснофаланговим суглобом починається згинання КС і результуюча сил знову проходить за КС.

Розмір моменту згинання, що діє на КС, зростає до досягнення двохопорної фази. Загальний центр мас починає поступово зміщуватися, пересуватися на другу кінцівку, зменшуючи цим момент згинання КС.

*Робота м'язів (внутрішні сили) (рис. 2.20).* У фазу опори на всю стопу первинні згиначі стопи починають виявляти незначну активність, поступово збільшуючи її до моменту відриву п'ятки від опори. У процесі відриву п'ятки максимальну електричну активність виявляє литковий м'яз. Пізніше найбільшу активність виявляють інші підштовхувальні згиначі – задній великогомілковий, камбалоподібний, довгий малоомілковий м'язи та довгий згинач великого пальця. Після відриву п'ятки від опори момент розгинання впливає на КС. Задній поштовх організується двосуглобним литковим м'язом, що запобігає також надмірному розгинанню коліна.

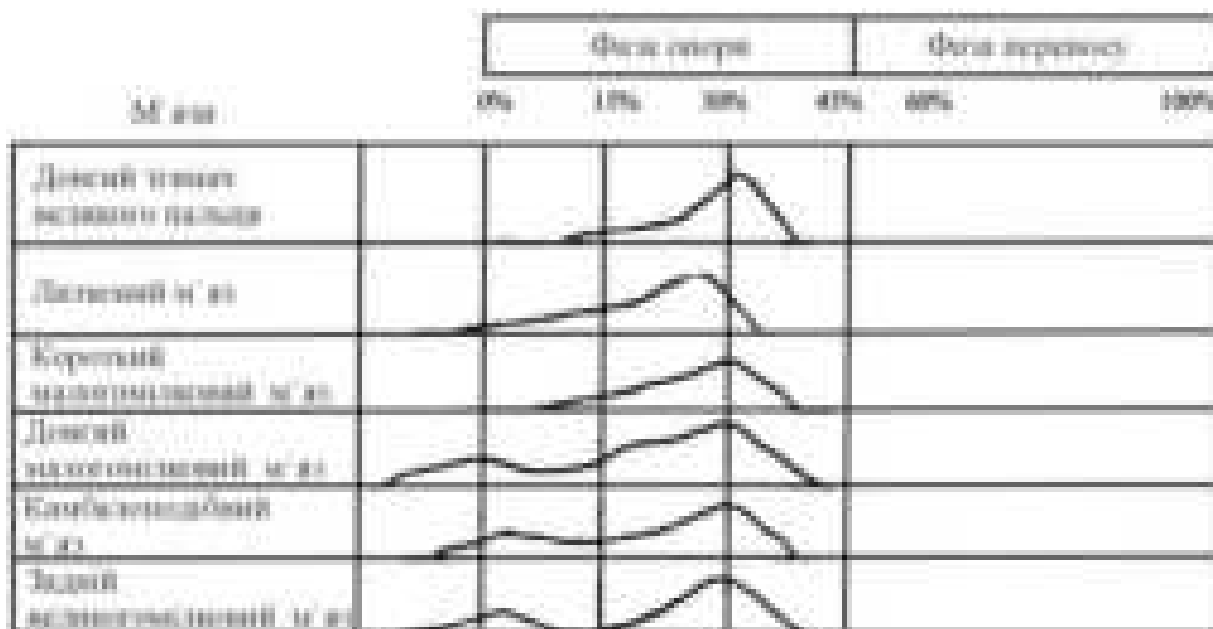


Рисунок 2.20 – Електроміограма роботи м'язів

Пізніше, у фазу відштовхування, сила опорних реакцій показує, що в коліні виникає момент згинання, що зростає майже до моменту відриву носка

від опори. Електроміограма в цей час показує лише незначну активність чотириголового м'яза стегна. Проміжний широкий і прямий м'язи стегна стають активними тільки перед відривом носка від опори. Тому односуглобні підшовні м'язи-згиначі: камбалоподібний, довгий малогомілковий, задній великогомілковий, довгий згинач пальців і великого пальця – істотно протидіють згинанню коліна, випрямляючи гомілку.

### Кінематичний аналіз тазостегнового суглоба (ТСС)

У фазу опори на всю стопу з положення  $180^\circ$  ТСС рухається у бік розгинання. У фазу відриву п'ятки від опори ТСС знаходиться в положенні розгинання  $10^\circ-15^\circ$ . Відразу після заднього поштовху ТСС досягає максимального розгинання (перерозгинання) – приблизно  $20^\circ$ . До моменту відриву носка від опори ТСС розігнутий на  $10^\circ$  і рухається в бік згинання.

### Кінетичний аналіз ТСС.

*Дія зовнішніх сил.* У фазу опори на всю стопу результуюча проходить за ТСС і розвиває момент розгинання, що зростає до фази подвійної опори. Загальна маса тіла переміщується на другу кінцівку. Безпосередньо перед фазою подвійної опори момент розгинання, що діє на ТСС опорної кінцівки, досягає максимального значення. На початку фази подвійної опори моменту розгинання ТСС падає до нуля.

### *Робота м'язів (внутрішні сили) (рис. 2.21)*

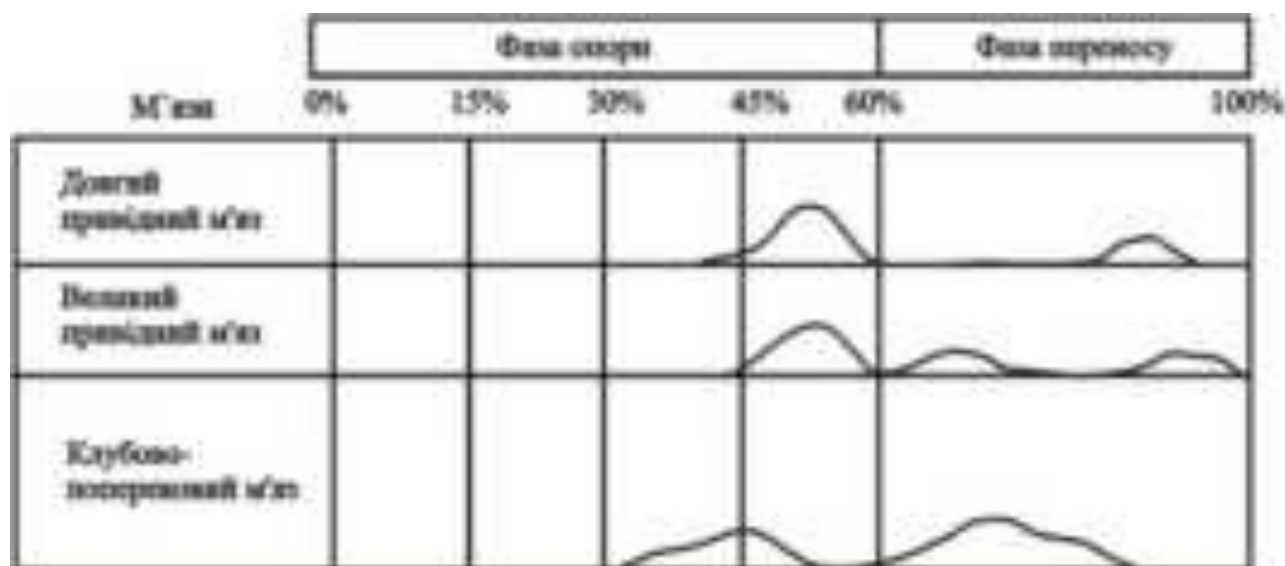


Рисунок 2.21 – Електроміограма клубово-поперекового м'яза та м'язів приведення

Основні згиначі ТСС – клубовий і великі поперекові м'язи – активні у фазу заднього поштовху. Їхньою найважливішою функцією в цей час є запобігання падінню таза назад, коли момент розгинання таза діє на ТСС. З рис. 2.8 видно, що після поштовху положення таза в сагітальній площині стабілізується з допомогою активності довгого й великого м'язів, що приводять. Після заднього поштовху обидва м'язи залишаються розтягнутими, а таз перекинутий назад. ЕМГ свідчить про те, що максимальна активність м'язів виявляється в момент дії максимальної сили.

### *Аналіз рухів у фазі переносу*

#### Кінематичний аналіз гомілковостопного суглоба

У фазу переносу тривалу активність виявляють передній великогомілковий м'яз, довгий розгинач пальців і довгий розгинач великого пальця. Функція зазначених тильних розгиначів у фазу переносу – забезпечити функціональне укорочення кінцівки шляхом підтримки ГСС у нейтральному положенні.

#### Кінематичний аналіз колінного суглоба

Після відриву носка від опори колінний суглоб продовжує згинатися та досягає максимального кута згинання – приблизно  $65^\circ$ .

На початку фази переносу рух кінцівки прискорений, наприкінці фази переносу сповільнюється. У момент відриву носка від опори чотириголовий м'яз стегна, скорочуючись, стримує гомілку від занадто великого відкидання назад і допомагає розгинати винос кінцівки вперед.

Перед фазою опори на п'ятку активність проявляють розгиначі ТСС. У цей час функція м'язів-розгиначів – гальмувати винос кінцівки вперед, завдяки чому контролюється положення стопи.

#### Кінематичний аналіз тазостегнового суглоба (ТСС)

Відразу після відриву носка ТСС займає нейтральне положення. Він згинається аж до середньої фази переносу. У середині фази переносу ТСС зігнутий приблизно на  $25^\circ$ . Між серединою фази переносу та фазою опори на п'ятку кут ТСС незначно змінюється в бік згинання.

Отже, аналіз основних елементів кроку показує, що цикл акту ходьби – крок – реалізується в складній взаємодії м'язів різноманітних суглобів обох ніг, а також сили тяжіння, інерційних і реактивних сил, що можуть викликати, прискорювати або гальмувати рух.

Електроміографічні дослідження показують, що вже сама іннерваційна програма ходьби, що виражається в основних закономірних хвилях активності,

передбачає взаємодію м'язових сил з іншими механічними силами. На ЕМГ добре видно, що електрична активність м'язів сконцентрована в певні моменти кроку, що замінюються фазами різкого зниження або навіть відсутності активності. У цих фазах рух продовжується за рахунок інерційних та інших сил.

У процесі комплексного аналізу електричної активності м'язів і елементів кінематики й динаміки ходьби можна зробити висновок, що ключовим функціональним елементом і, ймовірно, важливим енергетичним джерелом кроку є задній поштовх. Саме від нього залежить основний предметний результат ходьби – просування тіла вперед, а всі інші елементи кроку мають допоміжний характер, забезпечуючи організацію заднього поштовху й перетворення його енергії в локомоторний процес.

Задній поштовх безпосередньо викликає рух загального центра мас тіла догори й уперед. На підйом загального центра мас (а разом із ним і всього тіла) догори, а також на амортизацію його наступного опускання йде значна частка енерговитрат під час ходьби, але він є необхідним елементом організації кроку. У русі загального центра мас догори і вперед беруть участь також обертання другої ноги навколо гомілковостопного суглоба та розгинання її в тазостегновому й колінному суглобах. Зусилля, що розвиваються під час заднього поштовху, викликають також згинання ноги в колінному й тазостегновому суглобах і тим самим підйом її над опорною поверхнею, тобто перенесення ноги. Коли центр мас тіла опиняється попереду гомілковостопного суглоба, тіло починає «падати» вперед, тобто для переміщення загального центра мас (усього тіла) вперед у цей час використовується сила ваги. «Падіння» триває до кінця переносного періоду, тобто поки не завершиться розгинання «переносної» ноги в колінному суглобі й вона не наступить п'ятою на поверхню опори, знову ставши «опорною» ногою. Отже, в організації кроку м'язи й суглоби обох ніг діють точно координаційно з використанням гравітаційних, інерційних і реактивних сил [3].

### ***2.2.7 Ефективність ходьби***

Основний механізм, що визначає ефективність ходьби, – це переміщення загального центра мас (ЗЦМ). Переміщення ЗЦМ є типовим синусоїдальним процесом із частотою, відповідною до подвійного кроку в медіалатеральному напрямку, і з подвійною частотою в передньо-задньому та вертикальному напрямку. Переміщення центра мас визначають традиційним циклографічним методом, позначивши загальний центр мас на тілі точками, що світяться. Однак можна зробити простіше, математичним способом, знаючи вертикальний

складник сили реакції опори. За законами динаміки, прискорення вертикального переміщення дорівнює відношенню сили реакції опори до ваги тіла, швидкість вертикального переміщення дорівнює відношенню добутку прискорення на інтервал часу, а саме переміщення – добутку швидкості на час. Знаючи ці параметри, можна легко розрахувати кінетичну та потенціальну енергії кожної фази кроку. Криві потенційної та кінетичної енергії є ніби дзеркальним відбиттям один одного та мають фазове зрушення приблизно в  $180^\circ$ . Відомо, що маятник має максимум потенційної енергії у вищій точці та перетворює її в кінетичну, відхиляючись донизу. У цьому разі деяка частина енергії витрачається на тертя. Під час ходьби вже на самому початку періоду опори, як тільки ЗЦМ починає підніматися, кінетична енергія нашого руху перетворюється в потенційну й, навпаки, переходить у кінетичну, коли ЗЦМ опускається.

Отже, зберігається близько 65% енергії. М'язи мають постійно компенсувати втрату енергії, що становить приблизно 35%. М'язи залучаються для переміщення центра ваги із нижнього положення у верхнє, заповнюючи втрачену енергію (рис. 2.22).

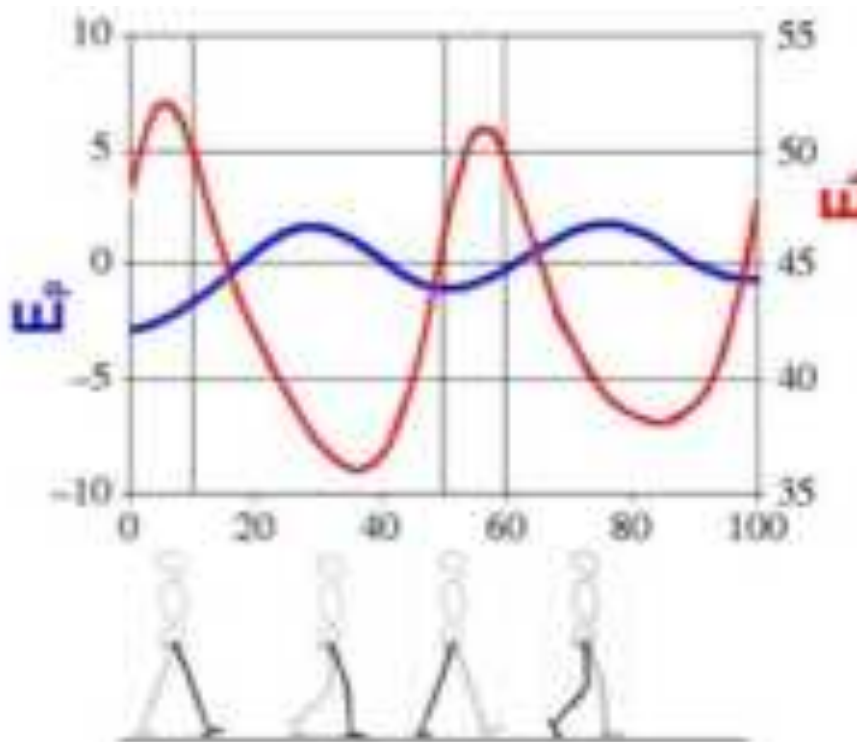


Рисунок 2.22 – Переміщення ЗЦМ.

Трансформація кінетичної ( $E_k$ ) та потенційної ( $E_p$ ) енергії

Ефективність ходьби пов'язана з мінімізацією вертикального переміщення загального центра ваги. Однак збільшення енергії ходьби нерозривно пов'язане зі збільшенням амплітуди вертикальних переміщень,

тобто за умови збільшення швидкості ходьби та довжини кроку неминуче збільшується вертикальний складник переміщення центра ваги.

Протягом опорної фази кроку спостерігаються постійні компенсувальні рухи, що мінімізують вертикальні переміщення й забезпечують плавність ходьби. До таких рухів належать:

- поворот таза щодо опорної ноги;
- нахил таза в бік неопорної кінцівки;
- підгинання коліна опорної ноги під час підйому ЗЦМ;
- розгинання в процесі опускання ЗЦМ [2].

### **2.3 Енерговитрати в процесі ходьби в нормі й на протезі**

У стані спокою тіло дорослої людини потребує надходження приблизно 2 кВт/год енергії за день (1700 ккал). Під час виконання нескладної фізичної праці в поєднанні з розумовою витрата енергії компенсується 4 кВт/год (3 400 ккал), а важкої фізичної – 5–6 кВт/год (5 000 ккал).

На поповнення енергії, що витрачається людиною під час ходьби, якщо довжина дороги 5–6 км, потрібно 1,4 кВт/год (1200 ккал). Це 35% добової енергії. На один подвійний крок людині середнього антропологічного типу необхідно витратити 250 Дж. Водночас в опорний період витрачається близько 80% енергії, а в переносний – 20%. Це пояснюється тим, що в опорний період м'язи роблять підйом ЗЦМ тіла догори й переміщення тіла вперед. На долю проксимальних м'язів (стегна) припадає 40% витрат, а на долю дистальних (гомілки та стопи) – 60%.

Ампутація будь-якого сегмента нижньої кінцівки різко змінює розподіл енерговитрат на м'язи збереженої та протезованої ніг. Після ампутації гомілки втрати м'язових енергоресурсів на боці ампутації становлять 60–65%, після ампутації стегна – 70–85%. Ця обставина змушує м'язи, що залишилися, працювати в режимі компенсаторних перевантажень. Якщо за 100% прийняти роботу м'язів однієї ноги в нормі, то після ампутації гомілки робота м'язів дорівнює 160%, а після ампутації стегна – 180%. Розрахунки показують, що людина з інвалідністю, яка проходить за день відстань 5 км, через перевантаження потребує поповнення енергії на 5–6 кВт/год. Отже, тільки ходьба дозволяє переводити людину з інвалідністю в категорію осіб, зайнятих тяжкою фізичною працею. Наведені дані, отримані за допомогою засобів і методів біомеханіки, добре підтверджуються за допомогою оцінки сумарної

біоелектричної активності м'язів, що зростає на збереженій кінцівці ампутанта мірою підвищення рівня ампутації.

Кількісна оцінка електричної активності м'язів збереженої кінцівки є об'єктивним показником її компенсаторного перевантаження, чутливим індикатором труднощі ходьби на протезі й нерідко використовується для порівняння ходьби на протезах різноманітної конструкції. Що вищий рівень ампутації, то більш чутливий цей індикатор.

У середньому сумарна активність 16 м'язів стегна, гомілки й стопи збереженої кінцівки за один крок під час ходьби на протезі гомілки, порівняно з нормальною ходьбою, зростає на 25%, а в разі ходьби на протезі стегна – майже на 60%. Більш правильним є порівняння сумарної інтегрованої активності під час ходьби на ту саму відстань. Відповідні розрахунки дозволяють врахувати також різницю в масі тіла та швидкості ходьби. Виявляється, що в процесі ходьби на однакові відстані з однаковою швидкістю і за умови рівної маси (тобто в розрахунку на 1 кг) середня сумарна інтегрована активність 16 м'язів збереженої ноги (порівняно із середньою сумарною активністю м'язів ноги здорової людини) під час ходьби на протезі гомілки збільшується в середньому на 2/3, а на протезі стегна – понад утричі. У літературі зазначається, що зміни інтегрованої електричної активності м'яза прямо пропорційні змінам виконаної ним роботи. З огляду на це можна припустити, що наведені вище співвідношення активності відображають відповідне збільшення роботи, яка виконується м'язами збереженої ноги.

За рахунок деяких удосконалень конструкції протезів, що полегшують ходьбу, можна дещо зменшити компенсаторне підвищення навантаження на збережену кінцівку. Проте звільнити ампутанта від більшої частини цих перевантажень можна тільки за допомогою зовнішнього джерела енергії. За всіх умов втрата внаслідок ампутації м'язів відшкодовується за рахунок перевантаження збережених м'язів або зовнішнього джерела.

Відомо, що нижня кінцівка людини складається з 22 ланок, які мають 30 ступенів свободи і 71 м'язовий привід. Очевидно, що відтворити цю складну систему в штучній кінцівці надзвичайно важко.

Дослідження ходьби інвалідів на різних протезах стегна й нормальної ходьби дозволили визначити питому енергоємність, тобто сумарну роботу м'язів кінцівок, що належить до маси людини й довжини кроку (табл. 2.4).

Наведені дані в табл. 2.4 показують: що вищі функціональні можливості протеза, то менші енерговитрати на ходьбу. Наявність колінного шарніра або штучної стопи істотно впливає на енерговитрати інваліда. Так, наявність

чотириланкового колінного шарніра зменшує питому енергоємність ходьби порівняно з одноосьовим шарніром на 54%. Достатньо закрити замок у колінному шарнірі, як відразу різко зростає витрата енергії на крок. Найбільш важкою є ходьба на робочому протезі. Зниження функціональності протеза викликає помітне зростання енерговитрат.

Таблиця 2.4 – Питома енергоємність (К) під час ходьби на протезах різноманітних конструкцій

<b>Характеристика ходьби</b>	<b>К</b>	<b>% норми</b>
Норма	0,171	100
На протезі з чотириланковим колінним шарніром і стопою з центральним буфером (А)	0,228	133
На протезі з одноосьовим колінним шарніром і гумовою стопою	0,320	187
На протезі із замкнутим колінним шарніром	0,369	231
На робочому протезі без стопи	0,422	246

Аналогічні дослідження ходьби на протезах, забезпечених спеціальними ротаційними пристроями, дозволили визначити питому енергоємність рухів навколо вертикальних осей (табл. 2.5).

Таблиця 2.5 – Питома енергоємність рухів (К) щодо вертикальних осей

<b>Характеристика ходьби</b>	<b>К</b>	<b>% норми</b>
Норма	0,013	100
На протезі гомілки:		
з механізмом ротації	0,014	109
без механізму ротації	0,015	117
На протезі стегна:		
з механізмом ротації	0,016	123
без механізму ротації	0,018	137

Дослідження діяльності м'язів у нормі виявили таку особливість у колінному суглобі: наприкінці інтервалу переносу м'язи працюють на гальмування розгинання. Звідси видно, що в протезі гомілки зайвими є гомілковідкидні гумові тяги, а в протезі стегна потрібні не стільки гомілковідкидні тяги, скільки пристрої, що гальмують.

У гомілковостопному шарнірі за аналогією з гомілковостопним суглобом необхідна рухливість не тільки в сагітальній, але й у фронтальній площині. Рухливість у гомілковостопному шарнірі у фронтальній площині сприяє зовнішньо-внутрішній стійкості, зменшує кульгавість і асиметрію рухів. Рухливість у плеснофаланговому шарнірі має забезпечуватися в діапазоні норми, до того ж для забезпечення заднього поштовху носок штучної стопи має бути жорстким. У цьому випадку створюється жорстка опорна ділянка, від якої відбувається відштовхування для переносу тіла разом із здоровою ногою вперед.

З огляду на сказане, можна сформулювати основний висновок: найважливіша передумова, якою потрібно керуватися для розроблення протезів нижніх кінцівок, – це прагнення до високої функціональності та максимального відтворення природних антропоморфних рухів [3].

## **2.4 Патологічна ходьба та її аналіз**

### **2.4.1 Методи аналізу патологічної ходьби**

Існує два основних методи аналізу ходьби людини.

#### **1. Спостережний аналіз ходьби**

Спостерігаємо за ходьбою пацієнта та зазначаємо будь-які відхилення, які бачимо. Перевагою цього методу є те, що його легко застосовувати практично в будь-якому середовищі та він ґрунтується на знаннях фахівця-практика, а не на технології.

Недоліком методу є те, що він дуже суб'єктивний і не настільки достовірний, як більш об'єктивні способи оцінювання.

#### **2. Інструментальний аналіз ходьби**

У межах цього методу використовують цільове устаткування та інструменти для аналізу ходьби пацієнтів, зокрема: секундомір, цифрова камера, відеокамера, пристрої для дослідження та аналізу ходьби тощо.

**Спостережний аналіз ходьби** полягає в тому, що фахівці оцінюють зразок ходьби пацієнтів, спостерігаючи за їхнім пересуванням, і описують різні особливості їхньої ходи (рис. 2.23).

Необхідно розпізнавати, які фактори можуть впливати на ходьбу окремих людей, оскільки наявність патології може вплинути на ходу людини.

Наприклад, пацієнти, які хворіють на поліомієліт, звичайно, відчувають слабкість у м'язах нижніх кінцівок, особливо в ділянці чотириголового м'яза стегна. Мірою ослаблення сили м'яза-квадрицепса пацієнт не може створити

достатню м'язову силу, щоб запобігти моменту раптового згинання коліна. Для подолання цієї ситуації людина змінює свою ходу, виконуючи такі дії, як примусова гіперекстензія колінного суглоба, і спирається в цьому разі на вражений бік, щоб зменшити момент згинання в колінному суглобі.



Рисунок 2.23 – Спостережний аналіз ходи

Розпізнавання певних зразків ходи було прийнято як метод поліпшення спостережного аналізу ходи. Використовуючи відомості, отримані раніше про пацієнта (історія хвороби, наявна патологія та інша суб'єктивна інформація), лікар ідентифікує подібність між поточним пацієнтом та іншими, яких він оцінював раніше.

На додаток до патологій, які можуть вплинути на ключові визначальні фактори ходи, існує також низка інших факторів, що будуть впливати на ходьбу людини.

До них належать:

- взуття, особливо висота підборів;
- вагітність – спричиняє зміну центра гравітації (COG);
- ожиріння;
- травма / ортопедичне втручання, наприклад, ампутація, заміна суглобів;
- тип особистості – люди-екстраверти схильні мати більш вигадливі

й помітні зразки ходи.

Щоб отримати ефективний спостережний аналіз ходи, існують деякі способи підвищення його точності, зокрема забезпечення таких критеріїв:

- оцінити ходьбу пацієнта як у сагітальній, так і у фронтальній площинах;
- пацієнт іде зі зручною швидкістю руху;

- оцінити ходьбу пацієнта як з використанням допоміжних засобів для ходьби, так і без них;
- оцінити ходьбу пацієнта як з ортезами, так і без них.

**Інструментальний аналіз ходьби** передбачає запис параметрів ходьби з використанням спеціалізованого устаткування, що застосовується для лабораторних досліджень, а не для щоденного аналізу ходьби пацієнта [9].

До параметрів, що враховуються під час аналізу ходьби в лабораторії, належать:

- довжина кроку,
- довжина одного циклу кроку,
- ритм,
- переміщення центра мас,
- швидкість,
- динаміка опори,
- лінія прогресії,
- зміна кутів стопи,
- зміна кутів тазостегнового суглоба,
- наявність присідань.

У табл. 2.6 наведені переваги й недоліки спостережного та інструментального аналізів ходьби.

Таблиця 2.6 – Порівняння спостережного та інструментального аналізів ходьби

Спостережний аналіз		Інструментальний аналіз	
Переваги	Недоліки	Переваги	Недоліки
Дешевий	Дуже суб'єктивний	Об'єктивний	Висока вартість
Може бути зроблений у будь-якому місці	Важко забезпечити точність	Можна збирати дані, які використовуватимуться в дослідженнях	Необхідна спеціальна підготовка для використання
Потрібна загальна підготовка	Пацієнт має пройти кілька разів, що не завжди можливо	Можна багаторазово відтворювати кадри для аналізу	Трудомісткий
Швидкий		Можна відтворювати кадри для демонстрації пацієнтові	

### **2.4.2 Особливості патологічної ходьби людини**

У разі патології центральної нервової системи (ЦНС) й опорно-рухового апарату (ОРА) важливими симптомами є порушення координації рухів, дисбаланс м'язів тощо.

Рух – одне з основних проявів життєдіяльності людини. Усі найважливіші функції організму – дихання, кровообіг, глитання, сечовивідна система, переміщення тіла в просторі – реалізуються завдяки скороченню мускулатури.

Рухи завжди мають рефлекторну природу. Забезпечення координації рухів вимагає чіткої та безперервної зворотної дії, яка інформує про взаємне положення м'язів, суглобів, про навантаження на них, про хід виконання траєкторії руху. Центром координації рухів є мозочок. Природно, що координація рухів забезпечується також діяльністю кіркових центрів, екстрапірамідної системи, аферентних і еферентних шляхів. Імпульси від пропріорецепторів, що сигналізують про положення тіла в просторі, йдуть до міжхребцевих гангліїв, де лежать перші нейрони, аксони яких надходять крізь задні корінці в спинний мозок. Зворотні еферентні сигнали від стріопалідарної системи проходять до мускулатури крізь рубро-, вестибуло-, текто-, ретикулоспинальні шляхи, а також через задній поздовжній пучок до м'язів ока. Довільне скорочення того чи іншого м'яза забезпечує кортико-мускулярний шлях. Однак для виконання закінченого рухового акту необхідна узгоджена участь багатьох м'язів. Найпростіший рух – піднімання руки – забезпечується скороченням м'язів плечового пояса, але одночасно й м'язів тулуба та нижніх кінцівок, які відновлюють правильне положення центра тяжіння тіла.

У проведенні реабілітаційних заходів необхідно враховувати стан м'язового тонусу людини.

*М'язовий тонус* – рефлекс, що має свою рефлекторну дугу (гамма-нейрон переднього рога → пропріоцептори → чутлива біполярна клітина спинального ганглія → альфа-малий нейрон переднього рога, який віддає імпульс м'язу та знову гамма-нейрону → пропріоцептори → чутлива клітина → альфа-малий нейрон тощо за зворотним зв'язком, що створює систему сегментарної саморегуляції). М'язовий тонус можна умовно назвати «рефлекс на пропріоцепцію», «відповідь м'язів на самовідчуття». Зниження м'язового тонусу свідчить про враження сегментарного апарату, рефлекторної дуги, периферичного рухового нейрона.

*М'язова гіпертонія* проявляється у вигляді спастичного підвищення тонусу в разі центрального паралічу у вигляді пластичної гіпертонії (ригідності) за умови враження палідарної системи.

У випадках багатьох захворювань важливе значення має *оцінка (визначення) функціональних можливостей*.

Вона визначається шляхом спостереження за тим, як особа виконує звичні функції (ходьба, сидіння, одягання й роздягання, взування тощо). Найважливішу роль у визначенні функціональних можливостей відіграє ходьба людини, за якою іноді можна поставити діагноз (наприклад, ходьба в разі паралічу, сколіозу, звичного вивиху стегна і под.).

Геміпарез, параліч (поліомієліт, інсульт тощо) призводять до втрати м'язом здатності до скорочення та до атрофії м'язів. Багато захворювань ЦНС (хвороба Паркінсона, ДЦП тощо) супроводжуються важкими порушеннями м'язової діяльності – судомним скороченням, тремором і тетанусом, хоча самі м'язи в цьому разі не змінені.

Розлад рухів необхідно відрізнити від порушень рухливості, викликаних ушкодженнями або захворюваннями ОРА і обумовлених механічними перешкодами, що не дають змогу виконувати певні рухи (наприклад, перелом, вивих, рубцева або інша контрактура), а часто просто різким болем під час спроби рухатись.

Розлади рухів виникають за умови враження (травми, запального процесу, крововиливу, пухлини) різних структур нервової системи, що беруть участь в управлінні, регулюванні або формуванні довільних рухових реакцій. Характер і ступінь розлади рухів визначаються локалізацією пошкоджень.

У разі враження центрів головного мозку, які керують довільними рухами, рухових клітин спинного мозку або периферичних нервів, відповідні рухи втрачаються повністю або частково. За умови всіх цих порушень зменшується м'язова сила, обмежується обсяг рухів.

Другий тип розладів характеризується надлишковими мимовільними рухами – *гіперкінезом*. Найчастіше це тремтіння. В одних воно з'являється тільки в спокої, і тоді буває дрібнорозмашистим і ритмічним, наприклад, у разі паркінсонізму.

В інших – великорозмашистим, що виникає внаслідок свідомих цілеспрямованих рухів рук і ніг: хворий не може взяти предмет у руки, йому важко користуватися столовими приборами, писати й виконувати будь-яку роботу. Це буває в разі враження мозочка. Тремтіння може бути в одній руці або охоплювати все тіло.

Особливим типом рухових розладів є *порушення координації рухів (атаксія)*. Хворий, що страждає атаксією, не може писати, грати на музичних інструментах, виконувати дрібну, що вимагає точності, роботу, а мірою

прогресування захворювання повністю втрачає працездатність, навіть здатність самообслуговування. Координація рухів страждає й за умови порушення чутливості. Річ у тому, що для організації рухів необхідна постійна інформація про стан частин тіла, що безперервно надходить від м'язів, зв'язок із суглобів до центри мозку. Унаслідок розладів чутливості інформація припиняється й правильна організація рухів стає неможливою [10].

### ***2.4.3 Особливості ходьби в разі втрати чи порушення функції м'язів Особливості ходьби внаслідок паралічу й парезу нижніх кінцівок***

Після загибелі значної кількості рухових нейронів спинного мозку або уражень рухових корінців (нервів) відбувається часткове або повне випадіння окремих м'язів або м'язових комплексів нижньої кінцівки. Найбільш поширена клінічна форма, що може бути схарактеризована як односторонній в'ялий парез (або параліч) нижньої кінцівки. У разі цієї форми захворювання з'являються різкі зміни ходьби, що визначаються уповільненням темпу, часовою, кінематичною та динамічною асиметрією, випадінням окремих елементів рухового циклу, перебудовою режиму роботи м'язів на здоровій та враженій кінцівках.

На боці здорової кінцівки тривалість переносної фази скорочується на 12–15, а тривалість опорної фази відповідно зростає. Водночас змінюється тривалість опори на різні відділи стопи: тривалість опори на п'ятку зменшується, тривалість опори на всю стопу та її передній відділ збільшується. На боці враженої кінцівки співвідношення тривалості опорної та переносної фаз кроку наближається до норми, але тривалість опори на різні відділи стопи також змінюється. Ці розбіжності часової характеристики порівняно з нормою більш виражені під час ходьби хворих у звичайному взутті та помітно зменшуються за умови ходьби в беззамкових ортезах. Коефіцієнт ритмічності у процесі ходьби у взутті дорівнює 0,63, ходьби в ортезах – 0,71 (у нормі наближається до одиниці). Сукупність наведених фактів свідчить про різке порушення опорності враженої нижньої кінцівки під час ходьби хворих у звичайному взутті й про можливість її часткового відновлення за умови використання ортезів.

Істотно змінені й кінематичні параметри ходьби. Величина міжланкових кутів на боці враженої кінцівки значно зменшена. Розмах рухів у гомілковостопному, колінному й тазостегновому суглобах у нормі дорівнює відповідно 25°, 59° і 32°, за умови ходьби осіб у взутті набуває середніх значень – 27°, 39° і 17° (на боці враженої кінцівки), а під час ходьби в ортезах на тому самому боці – 21°, 44° і 25°.

Змінюється також характер опорних реакцій, що відображають динамічні характеристики ходьби. Спостерігаються значне зниження переднього й заднього поштовхів ураженої кінцівки та збільшення переднього поштовху здорової ноги. Ці дані вказують, що паретична кінцівка не тільки втрачає свою опороздатність, але й значною мірою зменшуються функції поштовху.

Інформація про роботу м'язів нижніх кінцівок дає змогу дослідити електричну активність м'язів протягом циклу ходьби. Проведений аналіз показує збільшення електричної активності м'язів здорової кінцівки на 18–34% порівняно з нормою. Характерно, що це підвищення пов'язане не тільки із зростанням її максимальних значень, але й зі збільшенням проміжної активності протягом циклу ходьби. Найбільше зростає активність м'язів стегна. Збільшення активності цих м'язів відіграє важливу роль у компенсації ослабленого заднього поштовху паретичної кінцівки, тому що розгинання в колінному й тазостегновому суглобах в опорній фазі кроку сприяє переміщенню загального центра мас уперед.

Реабілітація хворих із порушенням ходьби в разі однобічного млявого парезу нижньої кінцівки передбачає відновлення опороздатності паретичної кінцівки та функції відштовхування від опорної поверхні.

### ***Особливості ходьби хворих на дитячий церебральний параліч (ДЦП)***

ДЦП – це поліетіологічне захворювання мозку, що виникає в період внутрішньоутробного розвитку, пологів або народження. ДЦП має тривалу течію. Розрізняють п'ять основних форм цього захворювання: подвійну геміплегію, спастичну диплегію, гіперкінетичну, атонічно-астатичну та геміпаретичну форму. Серед хворих дітей шкільного віку найчастіше зустрічається спастична диплегія та геміпаретична форма.

В основі клінічної картини статокінетичних розладів у хворих на ДЦП лежать три фактори: патологія розвитку позотонічних рефлексів, парези та порушення тону м'язів.

Сполучення парезу м'язів-розгиначів і спастичність м'язів-згиначів створює складну картину взаємозумовлених патологічних установок і деформацій, що виявляються різноманітними клінічними синдромами.

У ділянці тазостегнових суглобів спостерігаються згинальні та привідні контрактури, ректус-синдром і внутрішня ротація стегна. Спастична згинальна контрактура зумовлена гіпертонусом м'язів згиначів стегна. Вихідна поза таких хворих характеризується різким згинанням нижніх кінцівок, як правило, відсутністю довільної та пасивної корекції. Спастична контрактура привідних м'язів стегна виявляється під час стояння в різкому приведенні стегон, згинанні

в колінному суглобах і Х-подібному відведенні гомілки. Причиною ректус-синдрому є найчастіше спастична контрактура двосуглобних прямих м'язів стегна, що призводить до нахилу таза вперед та згинальної установки у всіх суглобах нижніх кінцівок. У низці випадків спостерігається незначна згинальна установка кінцівок, але тоді нахил таза компенсується гіперлордозом поперечного відділу хребта. Внутрішня ротація стегон завжди поєднується зі згинальною установкою або контрактурою колінних суглобів і приведенням стегон.

Згинальна контрактура колінного суглоба обумовлюється гіперспастичністю внутрішніх і зовнішніх згиначів гомілки або морфологічними змінами м'язово-суглобного апарату. Початкова поза хворих цієї групи характеризується різким згинанням кінцівок, приведенням і ротацією стегон усередину, відведенням гомілки, вертикальним положенням тулуба або його відхиленням позаду. У ділянці гомілковостопного суглоба на позу хворого істотно впливає еквінусна деформація стопи або її надлишкове тильне згинання, обумовлене слабкістю литкових м'язів. Еквінусне положення спричиняється гіпертонусом литкового й камбалоподібного м'язів, а також повторним парезом або паралічем тильних згиначів стопи. Укорочення двосуглобних литкових м'язів за умови еквінусного положення стопи також сприяє формуванню згинальної установки колінного й тазостегнового суглобів. Ослаблення литкових м'язів, яке викликає надлишкове тильне згинання стопи, призводить до нахилу гомілки вперед, що спричиняє повторне згинання колінного й тазостегнового суглобів. І в цьому разі вихідна поза хворого характеризується згинанням кінцівок.

Отже, у хворих на ДЦП найбільш типова згинальна установка нижніх кінцівок визначена насамперед специфічним розподілом спастичних контрактур.

Нахил таза вперед, згинальні установки в колінних і тазостегнових суглобах, еквінусне положення стоп створюють ситуацію, коли підтримка вертикальної пози стає можливою лише за допомогою розвитку значних розгинальних моментів у проксимальних суглобах кінцівок. Цим пояснюється різке підвищення електричної активності м'язів стегна й тазового пояса під час вільного стояння хворих, тоді як у здорових людей і за тих самих умов спостерігається переважно активність у м'язах гомілки. Зміна пози нижніх кінцівок і тулуба, спастичність і слабкість окремих м'язових груп визначають увесь комплекс локомоторних розладів у зазначеній категорії хворих. Ці розлади виражаються в різкій зміні всіх показників ходьби – часових, кінематичних і динамічних.

У хворих із ДЦП спостерігаються деякі уповільнення ходьби й порушення правильних співвідношень тривалості опорної та переносної фаз кроку. Переносна фаза різко скорочується (майже на 1/3). Істотно змінюється і співвідношення частин опорної фази. Період опори на п'ятку зменшується втричі, поряд із цим переكات через передній відділ стопи відбувається в 2–2½ рази повільніше, ніж у нормі. Як правило, зниження темпу ходьби й перерозподіл часу між основними фазами кроку виражені то сильніше, що більше порушена біомеханічна структура ходьби.

Значно змінюються також кінематичні характеристики хворих. Амплітуда рухів у гомілковостопному суглобі під час ходьби хворих дорівнює 14°–19° (норма – 25°), у колінному 23°–28° (норма – 59°), у тазостегновому 26°–28° (норма – 31°–32°). Початкова величина міжланкових кутів під час стояння залежить від виразності патологічної установки в суглобі.

Водночас обертальні рухи тулуба щодо фронтальної, сагітальної та горизонтальної площин у процесі ходьби хворих різко зростають. В одних випадках вони є компенсаторною реакцією організму, спрямованою на полегшення переміщення кінцівки або всього тіла хворого в умовах порушення рухливості в суглобах нижніх кінцівок, обумовленого спастичними контрактурами. Проте досить часто посилення коливань тулуба пов'язано зі слабкістю м'язів тулуба (великого й середнього сідничних, крижово-остистих, а також косих і прямих м'язів живота).

Зміна динамічної характеристики (опорної реакції) зводиться до ослаблення опорної функції поштовху нижніх кінцівок. Більш слабе відштовхування ногою від опорної поверхні звичайно викликано обмеженням динамічних можливостей литкових м'язів і згинальної установки кінцівки.

Електрична активність роботи м'язів під час ходьби збільшується майже в 1,8 рази порівняно з нормою. Значно зростає активність розгиначів колінного суглоба (зовнішній широкий і прямий м'язи стегна), розгиначів тазостегнового суглоба (великі сідничні м'язи, напівсухожилля та двоголовий м'яз стегна), а також згиначів, абдукторів і абдукторів стегна, крижово-остистих м'язів, тоді як збільшення активності деяких м'язів (литкового, зовнішнього, косого м'язів живота) слабо виражене.

Електрична активність м'язів під час ходьби хворих на ДЦП стає не тільки надмірно високою, але й набуває не властивий нормі розподіл протягом локомоторного циклу. Активність більшості м'язів, як розгиначів, так і згиначів, концентрується в перші 2/3 опорної фази, що забезпечує опоростійкість нижньої кінцівки, незважаючи на її згинальну позицію.

Різка активація м'язів тулуба спрямована на регуляцію значного зростання коливань тулуба й на підтримку стійкості тіла під час ходьби в умовах суттєвої зміни його статурної характеристики.

Важливо наголосити, що підвищення електричної активності м'язів досягається одночасним збільшенням її двох параметрів — амплітуди й тривалості, що мають різноманітний нейрофізіологічний механізм, тоді як амплітуда активності відображає потужність супраспинальних впливів на рухові центри спинного мозку, а тривалість активності залежить від поточної аферентації від кінцівок. Збільшення обох параметрів активності м'язів є основною причиною швидкої стомлюваності хворих під час ходьби.

Одним із найважливіших принципів реабілітації хворих на ДЦП є зменшення патологічної аферентації від м'язово-суглобних та інших рецепторів, що дозволяє знизити спастичність м'язів. Цей принцип може бути реалізований за допомогою системи консервативних і оперативних заходів.

До консервативних заходів належать різноманітні прийоми часткової або повної іммобілізації суглобів, що послабляють потік пропріоцептивних імпульсів у рухові центри. Ці прийоми поділяються на дві групи: одні з них призначені для усунення елементарних рухів (етапні гіпсові пов'язки), інші — для вимкнення або обмеження рухливості в суглобах під час ходьби (ортез, із рухливістю в гомілковостопному шарнірі). Метод консервативного зменшення рефлекторного тону м'язів найбільш ефективний у разі спастичних контрактур у гомілковостопному суглобі.

Радикальне лікування передбачає зменшення аферентного потоку й імпульсів від м'язів. Оскільки зниження загального спастичного фону частіше настає за умови зменшення аферентації від м'язів, що групуються навколо проксимальних суглобів кінцівки, хірургічне втручання найчастіше показано в разі контрактур згиначів і аддукторів стегна й згиначів гомілки.

Другий фізіологічний принцип реабілітації хворих полягає у виправленні хибної, переважно згинальної установки нижніх кінцівок. Здійснення цього принципу, як правило, ґрунтується на тій самій системі консервативних і хірургічних заходів, що й ослаблення спастичності м'язів. Приблизно однакова й послідовність заходів: насамперед усувається так звана основна деформація, що визначає неправильну установку всієї кінцівки, а потім уже всі інші.

Третім фізіологічним принципом відновлення ходьби у хворих варто вважати поліпшення рухової активності та вироблення правильного стереотипу рухів на базі максимально коригованої початкової пози. З цією метою в процесі навчання ходьби можуть бути використані датчики зворотного зв'язку,

що дозволяють хворому одержувати термінову і більш повну інформацію про різноманітні характеристики локомоторного акту. Цей метод широкого використання зворотних зв'язків необхідно поєднати з традиційними прийомами лікувальної фізкультури, що передбачають, наприклад, тренування ослаблених м'язів, ритмічних рухів тощо [3].

#### ***2.4.4 Особливості ходьби за умови порушення рухливості в суглобах***

Дегенеративно-дистрофічні захворювання кісток та суглобів є однією з найбільш актуальних проблем сучасної ортопедії. Значне їхнє поширення, тенденція до постійного прогресування, що призводить спочатку до зниження, а в подальшому до втрати працездатності та до тяжкої інвалідності, обумовлюють необхідність всебічного вивчення цієї патології та розроблення найбільш досконалих методів і засобів реабілітації цього контингенту хворих.

Остеоартроз – найпоширеніша форма суглобової патології. Рентгенологічні ознаки остеоартрозу зустрічаються у більшості людей після 65 років і більше ніж у 80% осіб після 75 років [4].

За інформацією звітів обласних травматологів, третина всіх захворювань кістково-м'язової системи – це дегенеративно-дистрофічні ураження суглобів [2]. Такої самої думки А. Іпатов та співавтори, які зазначають, що серед кістково-м'язової системи на артрози припадає 29,2% [3]. Серед уражень остеоартрозом суглобів на першому місці тазостегновий суглоб (42,7%), потім колінний (33,3%), решта – інші суглоби [4]. Артрози суглобів здебільшого призводять до тяжкої інвалідності хворих, особливо внаслідок коксартрозів. Так, у випадках двобічного коксартрозу інвалідність спостерігається в 80% хворих, однобічного – у 69%. Крім того, першу групу інвалідності мають 20% хворих, другу від 71,3% до 73,3% [3].

Остеоартроз спричиняє порушення здатності пересуватися, обмеження мобільності та фізичної незалежності хворих. Так, у віці 50 років від хвороб суглобів страждає майже 50% людей, а в більш старших вікових групах – від 80% до 97% [5]. Незважаючи на те, що ці хвороби не загрожують життю людини, через хронічний, постійний прогресуючий перебіг вони посідають одне із перших місць серед причин інвалідизації населення.

Варусна та вальгусна деформації колінного суглоба – це статичні положення коліна, пов'язані зі збігом поверхонь суглобів або осей кісток.

#### ***Вальгусна деформація колінного суглоба***

Пацієнти з важкою вальгусною деформацією коліна часто мають багато ушкоджень у колінному суглобі (рис. 2.23).



Рисунок 2.23 – Вальгусна деформація коліна

У місці, де має бути простір усередині суглоба, стикаються кістки стегна й гомілки. Це викликає подальшу дегенерацію та ушкодження суглоба, а також є болісним для пацієнта.

#### ***Варусна деформація колінного суглоба***

Варус коліна характеризується зовнішнім вигином гомілки з торсією великогомілкової кістки всередину щодо осі стегна (рис. 2.24). Такі захворювання, як рахіт і хвороба Блаунта в дитячому віці зазвичай є причиною варусної деформації колінного суглоба.



Рисунок 2.24 – Варусна деформація коліна

У легких випадках лікування найчастіше не потрібно, але коли ступінь деформації досить важкий, то від контакту кістки з кісткою може розвинути остеоартрит, що утворюється між медіальними виростками стегнової кістки та проксимальною частиною великогомілкової кістки.

### ***Рекурвація колінного суглоба (гіперекстензія колінного суглоба)***

Існує безліч причин гіперекстензії колінного суглоба, зокрема поліомієліт, травма, ущелина хребта, церебральний параліч, м'язова дистрофія тощо.

На рентгенівському знімку можна побачити різницю між стандартним збігом осей колінного суглоба й перерозгинанням колінного суглоба (рис. 2.25).



Рисунок 2.25 – Колінний суглоб в нормі (ліворуч, вигляд збоку); колінний суглоб із гіперекстензією (праворуч)

Отже, виражені патологічні зміни в пацієнтів із важкими порушеннями функції нижніх кінцівок та їхніми деформаціями призводять до порушень параметрів статички, також вони негативно впливають на пересування хворого. Забезпечення таких пацієнтів ортезами нижніх кінцівок є важливим етапом консервативного лікування, що дає змогу підвищити рівень їхнього самостійного пересування, розширити можливості реабілітаційних заходів.

Оцінювати досягнутий ефект реабілітації нижніх кінцівок у разі ортезування потрібно з врахуванням функцій ортезів. Але основний критерій – це нормалізація рухів під час ходьби [9].

#### **2.4.5 Особливості ходьби внаслідок порушення мас-інерційних характеристик нижньої кінцівки (ходьба на протезі (протезах) гомілки або стегна)**

##### **Особливості ходьби на протезі після односторонньої ампутації нижньої кінцівки**

Ампутація – хірургічне відсікання кінцівки або її частини. Після ампутації кінцівки для відновлення функції опорно-рухового апарату здійснюється протезування. Протезування – комплекс медичних та технічних заходів, спрямованих на відшкодування анатомічних і функціональних дефектів кінцівки за допомогою протеза. Параметри протеза мають відповідати біомеханічним характеристикам. Відновлення функції опорно-рухового апарату передбачає ходьбу.

Найважливіші риси кінематики й динаміки нормальної ходьби зберігаються й під час ходьби на протезі, але є низка відмінностей, безпосередньо пов'язаних із конструкцією протеза. Зокрема, під час ходьби на протезах гомілки й стегна майже удвічі збільшується відносна тривалість фази перекату через п'яту. Це визначається конструкцією стопи, тобто часом, необхідним для стискання заднього буфера.

У процесі ходьби на протезі стегна звичайно подовжена фаза перекату через носок збереженої ноги. Це пов'язано з тим, що підйом на носок здорової ноги використовується багатьма інвалідами для полегшення переносу протеза і запобігання задівання його носком за поверхню опори. Трудність опори на протез стегна призводить до помітного укорочення переносного періоду збереженої ноги. У багатьох пацієнтів дещо подовжується перенос протеза. Унаслідок відбувається зменшення коефіцієнта ритмічності, тобто відношення часу переносу здорової ноги до часу переносу протезованої звичайно виражене у відсотках загальної тривалості подвійного кроку. Коефіцієнт ритмічності у нормі близький до одиниці, під час ходьби на протезі стегна становить 0,7–0,9 і менше та є хорошим інтегральним показником якості ходьби на протезах після односторонньої ампутації.

Щодо міжланкових кутів, то крива змін гомілковостопного кута протеза цілком визначається конструкцією штучної стопи: послідовне згинання й розгинання стопи в опорний період, їхня амплітуда і тривалість залежать від розмірів і жорсткості послідовного стискання переднього і заднього буферів. Колінний кут зберігає в основних рисах свої важливі елементи – згинання і розгинання в переносний період. Проте характерне для нормальної ходьби незначне згинання коліна на початку опори в процесі ходьби на протезі стегна відсутнє, тому що колінний шарнір протеза в цей

час замкнутий. Розгинання цього шарніра цілком завершується задовго до наступання ноги на поверхню опори. Тривалість інтервалу між кінцем розгиначів коліна і початком опори становить приблизно 0,1 с. Це пов'язано з тим, що пацієнт, побоюючись підкосу в колінному шарнірі, прагне захистити себе від небезпеки спертися на не цілком випрямлений протез і легким рухом кукси назад під час переносу протеза реактивно прискорює розгинання в колінному шарнірі. Під час ходьби на протезах порівняно з нормальною ходьбою кінематика рухів збереженої ноги істотно не змінюється. На динамограмах опорних реакцій протезованої ноги зменшені вертикальний і поздовжній складники заднього поштовху (нижче від 100% маси тіла). Це зменшення визначається відсутністю активного руху в гомілковостопному шарнірі протеза.

Сучасні протези нижніх кінцівок дають змогу зберігати найважливіші загальні риси кінематики ходьби. Це стає можливим тільки завдяки відповідним змінам діяльності м'язів обох ніг, спрямованим на енергетичну й функціональну компенсацію м'язів, утрачених або усічених унаслідок ампутації.

Пристосувальні зміни активності м'язів, характерні для ходьби на протезах, можна поділити на дві групи:

- зменшення активності м'язів за рахунок хвиль активності, що в нових біомеханічних умовах не потрібні;
- збільшення активності м'язів, що компенсують утрату усічених і ампутуваних ланок тіла як джерел енергії.

#### *Зменшення активності м'язів*

Зменшення активності м'язів кукси звичайно викликано відсутністю відповідного суглоба, а отже, і біомеханічної необхідності у хвилях активності, за рахунок яких у здорової людини відбуваються рухи в цих суглобах. Зокрема, під час ходьби на протезі гомілки відсутні основні хвилі активності усічених м'язів кукси гомілки, пов'язаних із заднім поштовхом і рухами в гомілковостопному суглобі. У процесі ходьби на протезі стегна не виявляється хвиля активності м'язів передньої поверхні стегна, що на початку опорного періоду спрямована на забезпечення підкосостійкості. Вона не потрібна, тому що в протезі стегна підкосостійкість забезпечується замиканням у колінному шарнірі.

Наприкінці переносного періоду активність м'язів задньої поверхні кукси стегна різко знижена, оскільки ці м'язи вже не можуть гальмувати розгинання колінного зчленування, що значною мірою забезпечується реактивними силами, які викликаються короткочасним незначним розгинанням стегна в середині переносного періоду. Воно здійснюється різко й раптово

зупиняється внаслідок замикання в колінному шарнірі, завжди випереджаючи наступання протеза на опорну поверхню. В опорному періоді активність м'язів задньої поверхні кукси стегна, навпаки, збільшена й охоплює практично всю фазу опори на всю стопу. Завдяки цьому кукса притискається до задньої поверхні гільзи, забезпечуючи більш надійне замикання в колінному шарнірі.

#### *Компенсаторне збільшення активності м'язів*

Компенсаторне збільшення активності охоплює найчастіше м'язи збереженої ноги. Пофазний аналіз показує, що функціонально це явище спрямовано на компенсацію недостатності заднього поштовху протеза. Так, збільшена активність переднього великогомілкового м'яза в середині опорного періоду посилює тягу гомілки вперед. Збільшення активності м'язів-розгиначів колінного й тазостегнового суглобів збереженої ноги у фазу опори на всю стопу також компенсує недостатність заднього поштовху протеза. Обертання гомілки вперед навколо гомілковостопного суглоба, розгинання тазостегнового й колінного суглобів у опорному періоді й задній поштовх іншої ноги є компонентами єдиної синергії. Ослаблення одного з них (у цьому випадку заднього поштовху протезованої кінцівки) викликає компенсаторне посилення інших, що полягає в посиленні активності м'язів збереженої ноги у відповідних фазах кроку. Загальне збільшення активності м'язів збереженої ноги в опорному періоді забезпечує, крім того, стійкість і корекцію рухів у суглобах за умови деякого утруднення переносу протеза, особливо протеза стегна [3; 11].

#### ***Особливості ходьби на протезах після двобічної ампутації нижніх кінцівок***

Під час ходьби на протезах після двобічної ампутації інваліди зазвичай користуються додатковою опорою на дві палиці. Ходьба в цьому разі уповільнена, тривалість кроку збільшена в 1,8 рази, опорний період подовжується, а переносний – укорочується. Значно (майже в півтора рази) подовжується час подвійної опори. Це пов'язано з трудностю забезпечення стійкості в процесі ходьби. Кінематика ходьби в таких випадках близька до кінематики протезованої кінцівки після однобічної ампутації.

Електрична активність м'язів кукс звичайно знижена внаслідок зменшення навантаження на них. Електрична активність більшості м'язів тулуба і рук підвищена в середньому більш ніж удвічі. Особливо збільшена активність триголового м'яза плеча (у 8 разів), двоголового, великого грудного й найширшого м'яза спини (у 3–4 рази). Це пов'язано з компенсаторним перевантаженням м'язів під час ходьби на двох протезах стегна в умовах,

коли відштовхування відбувається значною мірою за рахунок опори на дві палиці. На ЕМГ багатьох м'язів редукуються основні хвилі активності, властиві для нормальної ходьби, і з'являється велика хвиля активності наприкінці опорного й на початку переносного періодів, що відповідає фазі відштовхування за допомогою палиці (триголовий м'яз плеча, дельтоподібний м'яз, найширший м'яз спини).

Важливу роль у компенсації недостатності задніх поштовхів протезів відіграють рухи тулуба у фронтальній і сагітальній площинах, тобто нахили тулуба вперед і вбік опорного протеза. Ці рухи обумовлені активністю м'язів тулуба, до того ж деякі м'язи активно сприяють нахилу тулуба вперед (прямий м'яз живота), а інші, навпаки, протидіють коливанням тулуба, працюючи, як і в нормі, в поступальному режимі (крижово-остисті, зовнішні косі м'язи живота). Середня амплітуда електричної активності м'яз кукси, тулуба і рук збільшена приблизно в півтора рази. Сумарна інтегрована активність цих м'язів за крок, порівняно з такою самою за умови нормальної ходьби, збільшена майже втричі, що відображає збільшення виробленої м'язами роботи і, відповідно, енерговитрат під час ходьби на протезах стегна після двобічної ампутації [3; 4].

### **Контрольні запитання та завдання**

1. Поясніть переміщення центра мас під час ходьби.
2. Назвіть основні фази ходьби та їхні характеристики.
3. Схарактеризуйте обсяг рухів у стопі, гомілковостопному, колінному та тазостегновому суглобах.
4. Схарактеризуйте детермінанти ходьби.
5. Що таке ефективність ходьби?
6. Схарактеризуйте енерговитрати під час ходьби в нормі й на протезі.
7. У чому полягають особливості ходьби внаслідок паралічів і парезів нижніх кінцівок?
8. Схарактеризуйте особливості ходьби хворих на ДЦП.
9. Назвіть особливості ходьби хворих на дегенеративно-дистрофічні захворювання кісток суглобів.
10. Схарактеризуйте функціональну організацію кроку під час ходьби:  
*а)* на протезі після одnobічної ампутації нижньої кінцівки та *б)* на протезах після двобічної ампутації нижніх кінцівок.

## **3 ОСНОВНІ МЕТОДИ Й ЗАСОБИ ДОСЛІДЖЕННЯ БІОМЕХАНІКИ ОПОРНО-РУХОВОГО АПАРАТУ ЛЮДИНИ**

Біомеханічний аналіз рухів людини завжди починається з визначення властивостей руху. Цими властивостями можуть бути різні механічні характеристики (наприклад, переміщення, швидкість, прискорення) і біологічні характеристики (сила тяги м'яза, час сумарної електричної активності м'яза). Деякі із цих характеристик визначаються експериментально, а інші – розрахунковим шляхом. У біомеханіці широко використовуються механічні характеристики тіла, що рухається.

На сьогодні клінічна біомеханіка має значну кількість методів дослідження рухових функцій ОРА людини, як у статиці, так і під час ходьби. У цьому разі вивчається не тільки зовнішня картина рухів, але й фізіологічні механізми керування ними, що дає змогу виявити цілий комплекс параметрів, які характеризують руховий образ як в статиці, так і в динаміці.

Отже, методи дослідження, що найчастіше застосовуються в клінічній біомеханіці, можна поділити на дві великі групи:

1. *Методи дослідження в статиці.*
2. *Методи дослідження в динаміці, тобто під час ходьби людини.*

### **3.1 Інструментальні біомеханічні методи й засоби дослідження опорно-рухового апарату в статиці**

До першої групи методів належать такі: плантографія, розподілення тиску по подошовній поверхні стопи, стабілометрия, базометрія, антропометрія (дослідження кривини хребта й таза), розподілення тиску по куксі в системі «кукса – приймальна гільза».

#### ***3.1.1 Отримання відбитків стоп (плантографія)***

Плантографія – це методика отримання відбитків стоп у позі природного прямостояння людини на спеціальному пристрої – плантографі з подальшим їхнім розшифруванням, підготовкою висновків та відповідними рекомендаціями.

У комплексному дослідженні стопи зазвичай використовують таку методику плантографії. Для отримання чіткої плантограми досліджуваному пропонується наступати на поверхню, на якій нанесена барвна речовина (чорнила, друкарська фарба тощо). Потім обстежуваний стає на аркуш папера.

Проводиться обрис стопи олівцем, який сточеною поверхнею до грифеля прилягає до бічної поверхні стопи та встановлюється перпендикулярно до площі опори.

На рис. 3.1 показано плантограму. Якщо стопа розвинута нормально, лінія *c* розділяє ділянку склепіння на дві частини по лінії *e*, із яких зовнішня її частина становить приблизно  $1/3$ , і внутрішня частина –  $2/3$  загальної ширини склепіння (рис. 3.1, *a*). У разі зменшення або збільшення висоти склепіння ці пропорції порушуються. За умови ущільнення I ступеня зафарбовується частина склепіння, що розташовується назовні від лінії *c* (рис. 3.1, *б*), якщо ущільнення II ступеня – залишається незафарбованою лише внутрішня третина склепіння (рис. 3.1, *в*), а у випадку ущільнення III ступеня плоскостопості ділянка склепіння вся зафарбована (рис. 3.1, *г*).

Крім ручних засобів, для більш поглибленого аналізу плантограм останнім часом застосовують автоматизовані прилади, що містять сканери або фото- та відеокамери, приєднані до комп'ютерної техніки. На рис. 3.2 показано такий прилад, а також зображення плантограми на екрані комп'ютера.

Застосування автоматизованих приладів має всі переваги комп'ютерної техніки: збереження інформації, зручність досліджень, можливість математичного оброблення тощо.

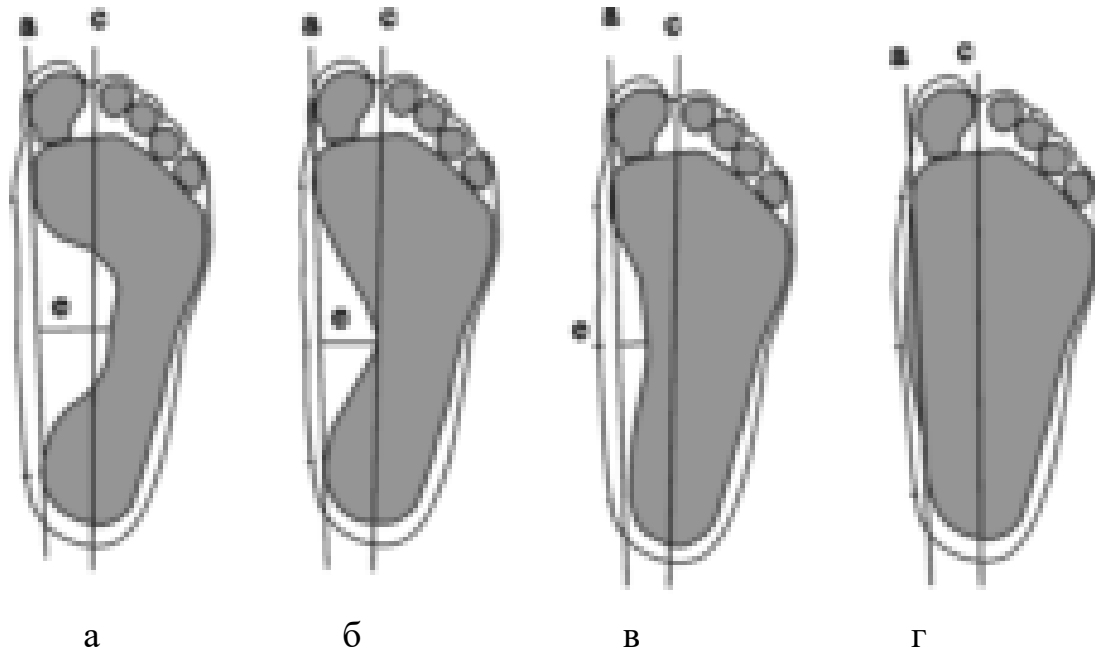


Рисунок 3.1 – Плантограма

Але висновок все ж таки робить лікар, для якого отримані результати є лише додатковою інформацією, що спрощує та уточнює остаточне рішення фахівця.



Рисунок 3.2 – Приклад автоматизованого приладу для отримання плантограми

Метод плантографії дає змогу аналізувати відбиток підошовної поверхні стопи й лише частково характеризує навантаження. Розподіл навантаження по поверхні стопи містить більш важливу інформацію. Тому з появою технологічних можливостей для створення датчиків тиску з'явилися нові вимірювальні засоби, що дозволяють оцінити розподіл навантаження по поверхні стопи.

*Розподіл тиску по підошовній поверхні стопи*

Вимірювання розподілу тиску по підошовній поверхні стопи дає змогу проводити контроль компенсаторних функцій збереженої кінцівки, якщо йдеться про протезування, і проводити аналіз результатів, які приводять до користування ортопедичним взуттям або ортезами на стопу (ортопедичними устілками).

**3.1.2 Визначення стійкості (стабілометрія) та дослідження опороздатності пацієнта під час стояння (базометрія)**

Стабілометрія і базометрія – дуже пов'язані між собою методи дослідження статичних особливостей ОРА людини, оскільки характеристики, які підлягають аналізу (величина й координата ЦТ) вимірюються одним і тим самим способом. За призначенням ці методи відрізняються один від одного.

*Стабілометрія* – це метод визначення стійкості, тобто вимірювання координат міграції проєкції ЗЦТ або результуючого вектора реакції опори на горизонтальну площину, що характеризує здатність зберігати стійкий стан особи в положенні стоячи. У процесі дослідження відбувається графічна

(лінійна) реєстрація коливань загального центра тиску роздільно у фронтальній (справа-наліво) і сагітальній (уперед-назад) площинах і розраховується середня амплітуда коливань [10].

*Базометрія* – це метод визначення опороздатності пацієнта під час стояння. У цьому разі вивчається рівень навантаження кожної кінцівки щодо загальної маси, співвідношення навантаження кінцівок (коефіцієнт опорності).

Дослідження статички людини проводиться за допомогою апаратно-програмного базометричного комплексу, розробленого в УкрНДПротезування, робота якого побудована на методах базометрії та стабілометрії (патент на винахід України № 54139 «Пристрій для оцінки стійкості і опороздатності людини») [12].

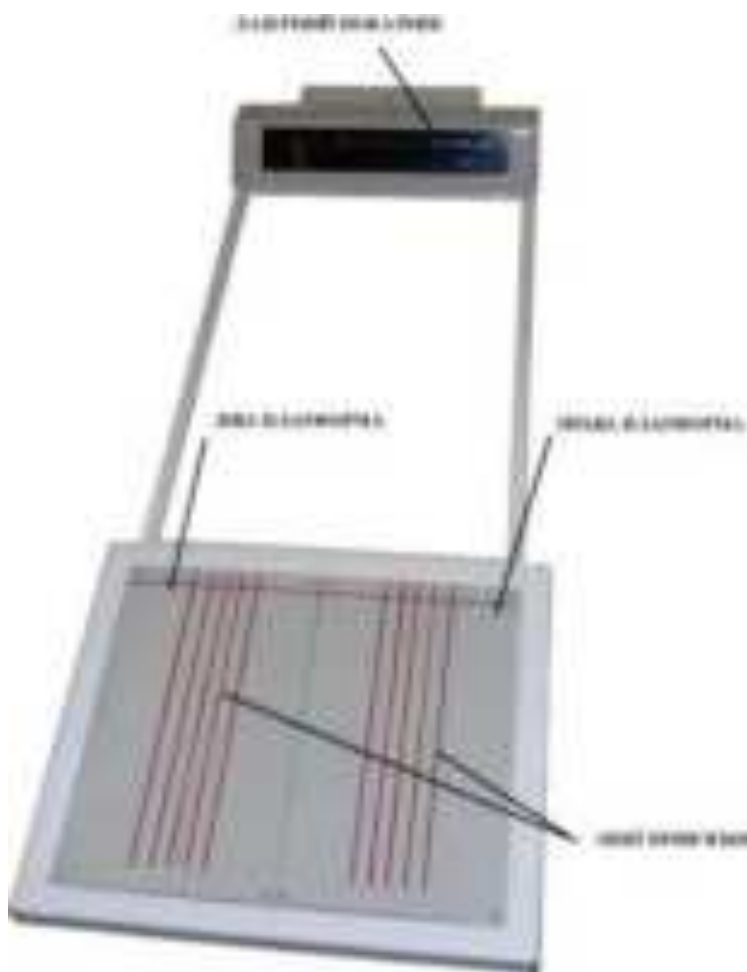


Рисунок 3.3 – Загальний вигляд базометра, розробленого в УкрНДПротезування

Основні базометричні та стабілометричні параметри основної стійки здорових осіб надані в табл. 3.1, де  $M$  – середнє арифметичне варіаційного ряду, а  $m$  – середня помилка середньої арифметичної.

Таблиця 3.1 – Основні базометричні та стабілометричні параметри основної стійки здорових осіб

Параметри	М	± m
Навантаження на кінцівку (% від загальної ваги):		
ліва	49,96	0,12
права	50,04	0,12
Коефіцієнт опорності	0,98	0,01
Кут ротації центрів тиску кінцівок	-0,46	0,44
Зміщення загального центра тиску по осі X у мм:	2,86	1,00
Зміщення загального центра тиску по осі Y у мм:	5,08	1,61
Коливання загального центра тиску в мм:		
по осі X	2,04	0,31
по осі Y	6,10	0,41
Зміщення центра тиску лівої кінцівки по осі X:		
у мм	4,28	2,07
у %	8,32	3,87
Зміщення центра тиску лівої кінцівки по осі Y:		
у мм	5,85	2,52
у %	13,77	5,44
Зміщення центра тиску правої кінцівки по осі X:		
у мм	4,83	2,28
у %	9,18	4,24
Зміщення центра тиску правої кінцівки по осі Y:		
у мм	4,58	2,26
у %	10,27	4,82
Коливання центра тиску лівої кінцівки в мм:		
по осі X	1,22	0,19
по осі Y	6,63	0,94
Коливання центра тиску правої кінцівки в мм:		
по осі X	1,08	0,15
по осі Y	6,44	0,88

Як свідчить інформація з табл. 3.1, опороздатність на праву й ліву нижні кінцівки в здорових осіб практично однакова, навантаження на праву нижню кінцівку становить 50,04% від маси тіла, на ліву – 49,96%. Коефіцієнт опорності в середньому дорівнює  $0,98 \pm 0,01$ .

Відповідно до базометричних досліджень загальний центр тиску (ЗЦТ) в проєкції на горизонтальну площину розташовується недалеко від центра системи координат. Зміщення його вперед від фронтальної площини становить  $5,08 \pm 1,61$  мм, від сагітальної площини направо –  $2,86 \pm 1,00$  мм.

Дуже важливий показник в ортопедичній практиці, зокрема в протезуванні, – це проєкція центра тиску кожної кінцівки ( $F_1$ ,  $F_2$ ) на горизонтальну площину, а точніше – на контур плантарної поверхні стопи (рис. 3.4).

Згідно з табл. 3.1, зміщення центра тиску правої кінцівки по осі  $X$  назовні становить  $4,83 \pm 2,28$  мм від сагітальної площини, проведеної через осьову лінію стопи. Зміщення центра тиску по осі  $Y$  уперед від фронтальної площини, проведеної через лінію середини стопи становить  $4,58 \pm 2,26$  мм. Зміщення центра тиску лівої кінцівки по осі  $X$  і  $Y$  відповідно становить  $4,28 \pm 2,07$  мм і  $5,85 \pm 2,52$  мм. Поряд з абсолютними значеннями, в таблиці наводяться відносні величини (у %) зміщення центра тиску кожної кінцівки по осі  $X$  і по осі  $Y$ . По осі  $X$  за 100% прийнято зовнішню частину ширини стопи на рівні 0,5 її довжини і за 50% – внутрішню частину. Розрахунок ведеться від осьової лінії стопи, якщо назовні – значення зі знаком плюс (+), усередину – зі знаком мінус (-). По осі  $Y$  за 100% приймається 50% довжини середньої третини стопи, розрахунок ведеться від середньої лінії, що розподіляє довжину стопи на дві половини. Відхилення центра тиску вперед позначено знаком плюс (+), назад – знаком мінус (-). Різниця зміщень центрів тиску на правій і лівій кінцівках несуттєва. Введений нами показник – кут ротації центрів тиску кінцівок становить, за результатами досліджень,  $-0,46 \pm 0,44$  град. (знак мінус (-) перед значенням кута ставиться в тому випадку, якщо зміщення центра тиску лівої кінцівки вперед більше, ніж на правій, знак плюс (+) – навпаки). Центр тиску на лівій стопі, як зазначалося вище, зміщено вперед на більшу величину, хоча й несуттєву. Стабілометричні показники – коливання загального центра тиску, а також на правій і лівій кінцівках становлять у середньому по осі  $X$  відповідно  $2,04 \pm 0,31$  мм,  $1,08 \pm 0,15$  мм і  $1,22 \pm 0,19$  мм, по осі  $Y$  –  $6,10 \pm 0,41$  мм,  $6,44 \pm 0,88$  мм і  $6,63 \pm 0,94$  мм. Результати вказаних досліджень здебільшого відповідають даним літератури та уточнюють біомеханічні параметри, найбільш важливі для порівняння в практиці протезування (зміщення центрів тиску кінцівок та коливання їх у фронтальній і сагітальній площинах, кут ротації тощо).

Визначення схеми побудови протеза є одним із важливих технологічних етапів протезування пацієнтів із дефектами нижніх кінцівок. Знайти правильну індивідуальну схему побудови протеза для пацієнтів із дефектом гомілки або стегна – це знайти межі оптимальних умов підтримки рівноваги системи «людина – протез» у статиці та під час ходьби.

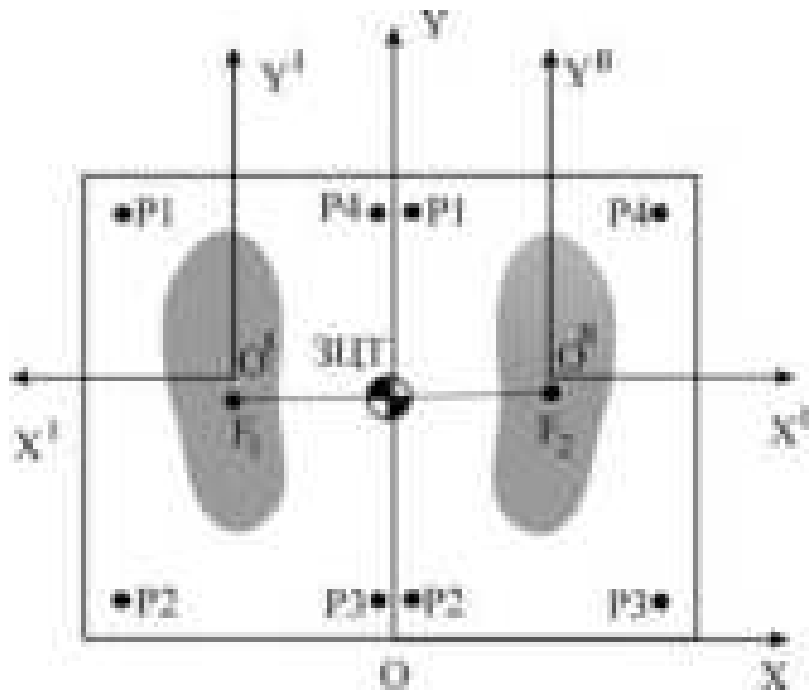


Рисунок 3.4 – Проекція загального центра тиску й центрів тиску кінцівок

В основі будь-якої схеми лежить та або інша технологічна база, тобто вертикальна лінія, щодо якої розташовують вузли й деталі протеза у фронтальній, сагітальній і горизонтальній площинах.

Розташування проєкцій центра тиску (ЦТ), отримане за допомогою базометрії, дає змогу об'єктивно судити про схему побудови протеза у фронтальній і сагітальній площинах.

Для цього визначається ділянка розташування технологічної бази протеза, тобто ділянка розташування проєкції центра тиску протезованої кінцівки на опорну поверхню (контур) стопи.

### **3.1.3 Вимірювання просторових координат контрольних точок на тілі людини (антропометрія)**

*Антропометрія* (від грец. ανθρωπος – «людина», μετροω – «міряю») – сукупність методичних прийомів, що застосовуються для вимірів тіла та скелета людини. Для оцінювання характеру патологічних викривлень хребта та порушень постави застосовують антропометричні вимірювання, які є вимірюваннями просторових координат контрольних точок на тілі людини.

У дослідженні викривлень хребта за допомогою антропометра спочатку позначають розпізнавальні точки на поверхні спини для зняття з них показників. Орієнтирами у визначенні розпізнавальних точок є кісткові виступи скелета. За умови незміненої анатомічної будови хребта кісткові виступи легко встановлюються візуально.

Знаючи топографію хребців і відповідно визначивши їхнє місце розташування на тулубі, установлюють основні точки хребта для орієнтації під час визначення розпізнавальних точок для обстеження особи за допомогою антропометра, розробленого в УкрНДІпротезування (патент на винахід України № 59930 «Пристрій для оцінки постави та скривлень хребта людини») [13].

На рис. 3.5 і рис. 3.6 показано схематичне розташування точок для орієнтації під час визначення розпізнавальних точок для дослідження просторового положення хребта.

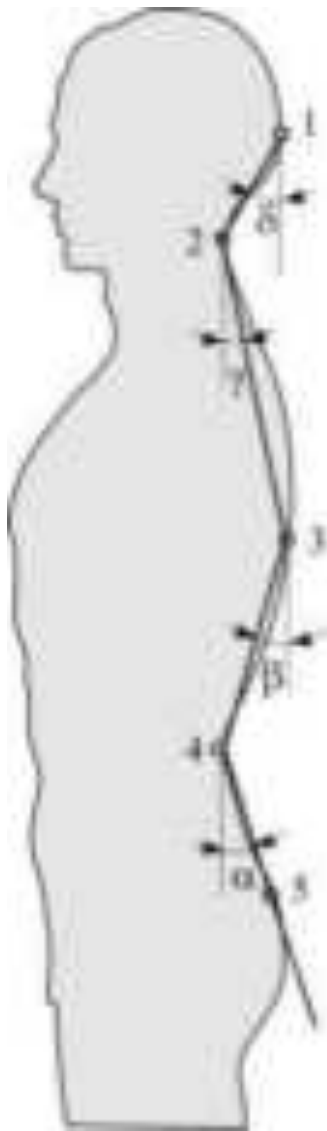


Рисунок 3.5 – Основні точки для орієнтації у визначенні розпізнавальних точок хребта в сагітальній площині під час обстеження пацієнтів за допомогою антропометра:

- 1 – *Inion* – найбільш випнута назад точка потиличного бугра;
- 2 – остистий відросток V шийного хребця – найбільш глибока точка шийного лордозу;
- 3 – остистий відросток VII грудного хребця;
- 4 – остистий відросток V поперекового хребця;
- 5 – остистий відросток IV крижового хребця

Для визначення сагітальної кривини хребта визначені точки послідовно з'єднують уявними прямими лініями і вимірюють кути, утворені між лініями та вертикаллю, опущеною з кожної точки (рис. 3.5). Перший кут нахилу верхньошийного відділу позначається буквою  $\delta$ , другий кут –

верхньогрудного –  $\gamma$ ; третій кут – нижньогрудного –  $\beta$ , четвертий кут нахилу крижів –  $\alpha$ .

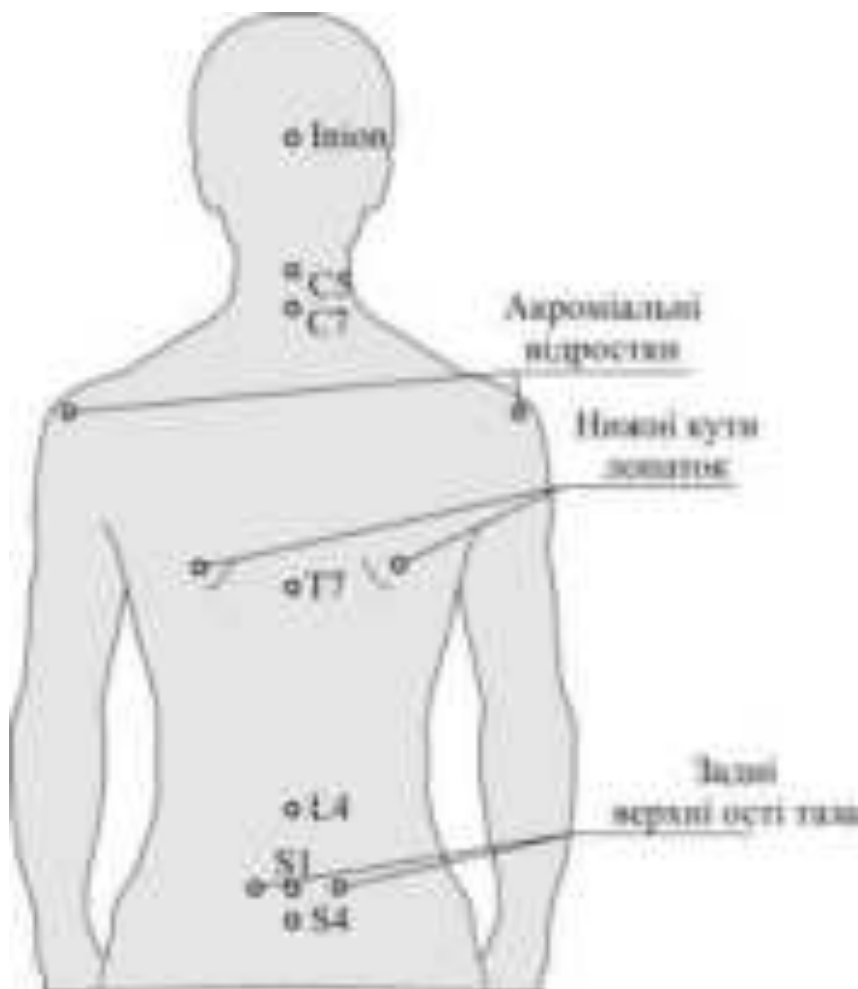


Рисунок 3.6 – Схема розпізнавальних точок для зняття показань під час обстеження кривини хребта у фронтальній площині

Повний перелік точок, що використовують для обстеження кривини хребта, наведено в табл. 3.2.

У різні вікові періоди мають місце неоднакові кількісні показники сагітальної кривини хребта. У табл. 3.3 і 3.4 наведені середні значення кутів нахилу таза й сагітальної кривини хребта в нормі у жінок та чоловіків, які свідчать про зміни цих кутів у різних вікових періодах життя людини.

Отримані результати вимірів значення кожного кута в сагітальній площині пацієнта автоматично порівнюються з нормою, характерною для його віку, взятою із наведених таблиць, та відображаються в протоколі дослідження.

Таблиця 3.2 – Перелік точок для зняття показників у процесі обстеження кривини хребта

№	Параметри й точки для зняття показників
	<b>Точки для обстеження кривини хребта в сагітальній площині</b>
1	Ділянка потиличного бугра <i>Inion</i>
2	Найбільш глибока точка шийного лордозу, вершина остистого відростка <i>C5</i>
3	Вершина остистого відростка хребця <i>Th7</i>
4	Найбільш глибока точка поперекового лордозу, вершина остистого відростка <i>L5</i>
5	Крижовий хребець <i>S4</i>
	Точки для обстеження положення плечей, лопаток і таза
6	<b>Акроміальний відросток лівого плеча</b>
7	Акроміальний відросток правого плеча
8	Нижній кут лівої лопатки
9	Нижній кут правої лопатки
10	Ліва задня верхня ость таза
11	Права задня верхня ость таза
	<b>Точки для обстеження положення хребта у фронтальній площині</b>
12	Найбільш випнута точка шийного відділу хребта, остистий відросток хребця <i>C7</i>
13	Крижовий хребець <i>S4</i>
	<b>Точки для обстеження кривини хребта у фронтальній площині</b>
14	Нейтральний хребець верхнього відрізка кривини грудного відділу
15	Вершина кривини грудного відділу
16	Нейтральний хребець нижнього відрізка кривини грудного відділу
17	Нейтральний хребець верхнього відрізка кривини поперекового відділу
18	Вершина кривини поперекового відділу
19	Нейтральний хребець нижнього відрізка кривини поперекового відділу
	<b>Точки для визначення висоти горба</b>
20	Вершина горба
21	Точка, симетрична вершині горба щодо хребта

Таблиця 3.3 – Кути сагітальної кривини хребта в жінок у нормі, град.

Вік, роки	n	$\alpha$		$\beta$		$\gamma$	
		M $\pm$ m	$\sigma$	M $\pm$ m	$\sigma$	M $\pm$ m	$\sigma$
1–3 міс	32	-3,87	–	-1,70	–	-2,83	–
1	109	1,70 $\pm$ 0,09	0,91	1,90 $\pm$ 0,08	0,87	6,60 $\pm$ 0,10	1,00
2	22	4,30 $\pm$ 0,16	1,73	4,30 $\pm$ 0,16	1,73	7,60 $\pm$ 0,12	1,39
3	114	5,90 $\pm$ 0,18	1,91	6,10 $\pm$ 0,19	2,02	8,70 $\pm$ 0,16	1,75
4	118	6,50 $\pm$ 0,16	1,76	6,90 $\pm$ 0,19	2,08	9,20 $\pm$ 0,19	2,02
5	111	7,10 $\pm$ 0,17	1,81	7,70 $\pm$ 0,17	1,37	9,70 $\pm$ 0,15	1,64
6	110	7,70 $\pm$ 0,19	1,94	8,50 $\pm$ 0,23	2,38	10,20 $\pm$ 0,20	2,10
7	92	8,30 $\pm$ 0,18	1,72	9,30 $\pm$ 0,20	2,04	10,07 $\pm$ 0,24	2,31
8	100	8,48 $\pm$ 0,17	1,73	9,14 $\pm$ 0,19	1,90	10,65 $\pm$ 0,31	3,07
9	119	8,94 $\pm$ 0,18	1,99	9,64 $\pm$ 0,17	1,88	10,72 $\pm$ 0,23	2,47
10	96	9,42 $\pm$ 0,21	2,04	9,90 $\pm$ 0,21	2,00	10,87 $\pm$ 0,29	2,85
11	100	9,75 $\pm$ 0,19	1,86	10,29 $\pm$ 0,24	2,37	11,09 $\pm$ 0,32	3,24
12	119	9,89 $\pm$ 0,17	1,89	10,35 $\pm$ 0,18	1,96	11,56 $\pm$ 0,30	3,28
13	94	9,91 $\pm$ 0,23	2,21	10,43 $\pm$ 0,21	2,06	12,18 $\pm$ 0,37	3,54
14	101	10,11 $\pm$ 0,21	2,13	10,49 $\pm$ 0,22	2,20	12,75 $\pm$ 0,32	3,24
15	115	10,30 $\pm$ 0,19	2,09	10,60 $\pm$ 0,20	2,12	13,12 $\pm$ 0,30	3,28
16	91	10,76 $\pm$ 0,19	1,81	10,67 $\pm$ 0,21	1,98	13,17 $\pm$ 0,37	3,54
17	92	11,24 $\pm$ 0,22	2,11	10,74 $\pm$ 0,20	1,92	13,55 $\pm$ 0,35	3,52
18	93	11,58 $\pm$ 0,25	2,41	10,90 $\pm$ 0,24	2,27	14,05 $\pm$ 0,26	2,81
19	91	11,60 $\pm$ 0,21	1,98	10,90 $\pm$ 0,23	2,16	14,61 $\pm$ 0,34	3,29
20–24	523	11,50 $\pm$ 0,10	2,08	10,85 $\pm$ 0,08	1,85	15,20 $\pm$ 0,14	3,04
25–29	246	11,50 $\pm$ 0,13	2,15	10,91 $\pm$ 0,12	1,87	15,64 $\pm$ 0,22	3,43
30–34	275	11,70 $\pm$ 0,13	2,13	10,95 $\pm$ 0,13	2,13	15,84 $\pm$ 0,19	3,24
35–39	224	11,90 $\pm$ 0,14	2,15	10,87 $\pm$ 0,12	1,81	16,04 $\pm$ 0,21	3,27
40–44	199	11,80 $\pm$ 0,15	2,24	10,97 $\pm$ 0,40	2,09	16,34 $\pm$ 0,27	3,94
45–49	196	11,60 $\pm$ 0,13	2,00	11,17 $\pm$ 0,16	2,67	16,94 $\pm$ 0,26	3,84
50–54	196	11,20 $\pm$ 0,18	2,51	11,40 $\pm$ 0,11	2,55	17,84 $\pm$ 0,28	3,95
55–59	74	10,60 $\pm$ 0,27	2,37	11,67 $\pm$ 0,23	2,00	18,94 $\pm$ 0,43	3,60
60–64	50	9,95 $\pm$ 0,31	2,20	11,62 $\pm$ 0,36	2,61	20,24 $\pm$ 0,71	5,29
65–69	50	9,25 $\pm$ 0,33	2,37	11,54 $\pm$ 0,34	2,48	22,04 $\pm$ 0,84	5,64
70–74	66	8,45 $\pm$ 0,36	3,00	11,32 $\pm$ 0,42	3,55	24,64 $\pm$ 0,86	7,10
75–79	67	7,75 $\pm$ 0,32	2,66	10,12 $\pm$ 0,36	3,05	28,40 $\pm$ 0,87	7,18
80–84	68	6,75 $\pm$ 0,40	3,28	9,42 $\pm$ 0,52	4,29	32,20 $\pm$ 0,95	7,82
85–89	20	6,95 $\pm$ 0,77	3,46	7,72 $\pm$ 1,62	7,26	35,00 $\pm$ 1,85	8,30
90	12	5,26 $\pm$ 0,67	2,35	6,91 $\pm$ 1,97	6,82	36,60 $\pm$ 2,32	8,03

Таблиця 3.4 – Кути сагітальної кривини хребта в чоловіків у нормі, град.

Вік, років	n	$\alpha$		$\beta$		$\gamma$	
		M±m	$\sigma$	M±m	$\sigma$	M±m	$\sigma$
1–3 міс	16	–3,66	–	–2,00	–	–3,00	–
1	107	1,70±0,08	0,79	1,90±0,09	0,95	6,00±0,15	1,54
2	149	3,80±0,15	1,65	4,30±0,15	1,60	7,60±0,12	1,44
3	126	5,80±0,18	1,97	6,20±0,18	2,00	8,70±0,20	2,22
4	116	6,40±0,15	1,70	7,00±0,16	1,68	9,20±0,19	2,04
5	106	7,00±0,15	1,58	7,60±0,15	1,84	9,70±0,21	2,15
6	134	7,60±0,18	2,17	8,20±0,18	2,00	10,20±0,18	2,07
7	104	8,20±0,16	1,69	8,80±0,20	2,20	10,70±0,20	2,00
8	108	8,31±0,19	1,96	9,07±0,19	1,95	10,76±0,32	3,29
9	96	8,53±0,16	1,55	9,23±0,17	1,67	10,81±0,28	2,73
10	94	8,83±0,16	1,55	9,52±0,18	1,74	11,01±0,32	3,10
11	93	9,19±0,17	1,67	9,90±0,20	1,93	11,32±0,28	2,71
12	92	9,60±0,20	1,96	10,33±0,21	1,97	11,67±0,34	3,25
13	94	9,88±0,19	1,81	10,65±0,23	2,00	11,97±0,32	3,13
14	100	10,12±0,15	1,53	11,03±0,19	1,86	12,57±0,31	3,08
15	102	10,09±0,15	1,50	11,38±0,20	2,03	13,01±0,32	3,23
16	93	10,22±0,18	1,71	11,65±0,19	1,82	13,79±0,34	3,26
17	76	10,27±0,19	1,63	11,82±0,24	1,84	14,36±0,41	3,60
18	91	10,42±0,19	1,78	11,89±0,23	2,19	15,16±0,40	3,78
19	87	10,50±0,14	1,34	12,01±0,22	2,08	19,20±0,32	2,99
20–24	323	10,36±0,12	2,00	12,15±0,11	1,93	15,81±0,21	3,72
25–29	204	10,17±0,17	2,40	12,37±0,13	1,82	16,21±0,25	3,18
30–34	182	10,07±0,14	1,95	12,47±0,15	2,02	16,61±0,27	3,72
35–39	126	9,97±0,17	1,92	12,67±0,15	1,70	17,01±0,34	3,82
40–44	82	9,83±0,27	2,46	12,67±0,21	1,93	17,41±0,40	3,58
45–49	87	9,65±0,19	1,76	12,65±0,22	1,96	17,91±0,47	4,35
50–54	105	9,43±0,19	1,97	12,57±0,21	2,14	18,41±0,39	4,08
55–59	64	9,17±0,21	2,27	12,30±0,22	1,89	19,06±0,50	4,21
60–64	42	8,85±0,40	2,68	11,95±0,42	2,75	19,65±0,81	5,29
65–69	40	8,47±0,41	2,61	11,33±0,31	2,43	20,32±0,65	4,11
70–74	50	8,03±0,37	2,68	10,47±0,37	2,44	21,02±0,73	5,19
75–79	50	7,49±0,33	2,30	9,41±0,39	2,78	23,01±0,86	6,08
80–84	40	6,85±0,54	2,80	8,25±0,54	3,42	24,71±0,88	5,62
85–89	13	6,11±0,95	3,44	6,89±1,54	5,50	26,70±1,56	5,63
90	6	5,81±0,75	1,84	6,19±3,28	8,04	29,10±3,25	7,97

### 3.1.4 Оцінювання постави та кривини хребта (стереозйомка)

Другий метод дослідження хребта – це *стереозйомка*. На рис. 3.7 показано принцип геометричних перетворень, що лежить в основі методу.



Рисунок 3.7 – Принцип методу стереозйомки

Випромінювач посилає вертикальну пряму лінію на об'єкт. Рельєф об'єкта та присутність кута відхилення  $\alpha$  призводить до переміщення лінії проєкції на величину  $A$ , якщо спроектувати її в площину проєкції. Зйомка за допомогою відеокамери, яка розміщується так, щоб вісь об'єктива була перпендикулярна площині проєкції, забезпечує збереження інформації. Рух променя випромінювача в площині проєкції дає змогу отримати топологію поверхні об'єкта. Подальше оброблення отриманої інформації дозволяє оцінити поставу та кривину хребта [14].

## 3.2 Інструментальні біомеханічні методи й засоби дослідження опорно-рухового апарату в динаміці

Ходьба людини – це вироблений з дитинства стійкий динамічний стереотип, що характеризується визначеними часовими, динамічними, просторовими та кінематичними параметрами. Сукупність цих параметрів

відображає прояв рухового образу людини. Тому визначення вказаних параметрів є необхідним для характеристики ходьби людини, особливо в разі порушень функції опорно-рухового апарату. Для визначення параметрів ходьби застосовують такі методики: подографія, гоніометрія (або відеоаналіз), динамометрія.

### **3.2.1 Визначення часових характеристик ходьби людини (електроподографія)**

*Подографія* – це методика визначення часових характеристик ходьби людини. У цьому разі реєструються такі параметри: тривалість опорного та переносного періодів кроку, структура опорного періоду (тривалість переكاتів через п'ятку, передній відділ стопи та власне опора на всю стопу), тривалість подвійного кроку та коефіцієнт ритмічності ходьби. Цей коефіцієнт є основним об'єктивним критерієм ритмічності ходьби для оцінювання результатів протезування (патент на винахід України № 68877) [15].

Коефіцієнт ритмічності ходьби – це співвідношення тривалості переносного періоду протезованої та збереженої кінцівок. За умови нормальної ходьби він дорівнює 0,98–1,0. Ходьба на протезі характеризується асиметрією тривалості переكاتів, насамперед зменшується тривалість періоду опори на протезовану кінцівку та збільшується тривалість її переносу, що позначається на ритмічності ходьби.

### **3.2.2 Вивчення кінематичних характеристик ходьби людини (електрогоніометрія)**

*Гоніометрія* – це методика вивчення кінематичних характеристик ходьби людини за допомогою гоніометрів або відеоаналізу (рис. 3.8). У цьому разі основний критерій оцінювання – симетрія рухів людини під час ходьби. Між ногою і тазом, а також між кожною парою сегментів кінцівки в процесі ходьби виникають міжланкові кути в тазостегновому, колінному та гомілковостопному суглобах. У нормі амплітуда кута тазостегнового суглоба дорівнює 26°–30°; колінного 55°–62°; гомілковостопного 17°–20° (підшовне згинання), 8°–10° (тильне згинання). Під час ходьби на протезі спостерігається асиметрія міжланкових кутів на протезованій і збереженій кінцівках. Коефіцієнт симетрії кутів згинання в суглобах та шарнірах відображає величину цієї асиметрії.



Рисунок 3.8 – Дослідження часових і кінематичних характеристик ходьби людини за методиками подометрії та гоніометрії [15]

### 3.2.3 Стереоциклографія

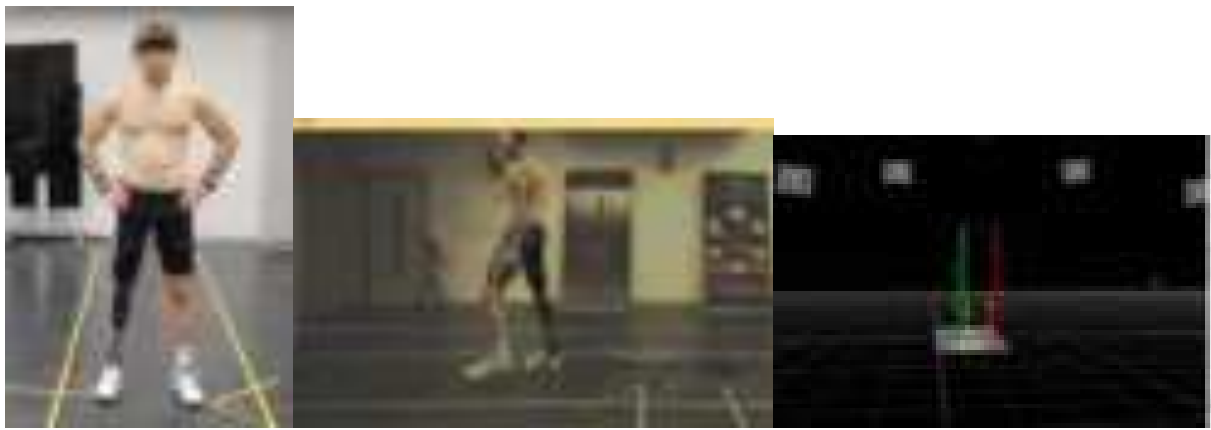
Для стереоциклографії застосовується відеотехніка, безпосередньо поєднана з комп'ютером. Кілька таких систем за кордоном виготовляється серійно: *Selspot*, *PEAK-3D*, *CFTC*, *McReflex*, *Elite*, *GaitTrak*, *VICON-370*, *VICON-T Series*. За точністю вони майже не поступаються кінопристроєм, але перевершують їх за оперативністю аналізу. Усі ці пристрої відрізняються в деталях, але загалом схожі, тому що працюють за одним принципом. У переважній більшості вони мають пасивні маркери у вигляді кульок різного діаметра (5–20 мм). Маркери фіксуються безпосередньо на шкірі пацієнта або подають рамку трикутної форми з маркерами в кутах, що кріпляться на тому або іншому сегменті тіла пацієнта. Одна або дві камери дають змогу проводити двомірну реєстрацію рухів. Для тривимірної, як правило, використовують чотири або більше камери, хоча тривимірна реконструкція можлива з певними обмеженнями і в разі використання трьох або двох камер. Точність визначення просторового положення маркера в середньому становить 1–5 мм у різних систем. Є повідомлення про більшу точність, проте їх важко

поширити на всі умови реального клінічного дослідження. У відеосистемах середня частота кадрів становить 50–60 Гц. Така частота, мабуть, є нижньою межею того, що необхідно для аналізу ходи. Існують відеосистеми, які досягають частоти 200 Гц, але їхня ціна висока й застосовуються вони здебільшого для вивчення спортивних локомоцій.

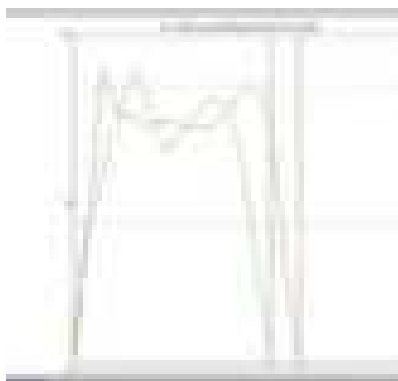
Такі системи, як *Selspot*, *PEAK-3D* споконвічно спроектовані для дослідження спортивних локомоцій. *McReflex*, *Elite* – системи змішаного типу й призначені як для досліджень у спорті, так і для медичних цілей. Відсутність спеціалізації обмежує, відповідно, їхнє використання в медицині. Системи *CFTC*, *GaitTrak*, *VICON-370*, *VICON-T Series* є первинно-медичними. *CFTC* (*Computerized Functional Testing Corporation*) – це перша система реєстрації й аналізу ходьби, розрахована тільки для потреб практичної охорони здоров'я. За допомогою мереж комп'ютерного зв'язку, а також звичайного факсимільного зв'язку користувачі *CFTC* можуть посилати результати дослідження в центр клінічного оброблення даних і одержувати повний клінічний висновок фахівця впродовж 48 год, а попереднє – протягом того самого дня. Центр клінічного оброблення даних має базу результатів обстеження за період понад 15 років. Така організація сервісу дозволяє лікувальним установам, що не мають кваліфікованих фахівців, одержувати необхідну інформацію, минаючи процес тривалої підготовки спеціаліста. *GaitTrak* більш орієнтована на наукові дослідження, хоча виробник (*Motion Analysis Corporation*) активно працює в галузі створення експертних систем.

*VICON-T Series* – це одна з останніх моделей відомої в усьому світі системи аналізу ходьби *VICON*, виготовленої у Великій Британії компанією *Oxford Metrix Ltd* (рис. 3.9). Це найбільш розвинена система реєстрації та аналізу даних. Незважаючи на високу вартість, *VICON-T* заслужено має високий попит. Такій популярності *VICON-T Series* багато в чому зобов'язана не тільки своїм технічним параметрам, але й зручному програмному середовищу та синхронному використанню подометричних платформ і відеокамер із підвищеним розв'язанням (рис. 3.9). Отже, розвиток стереоциклографічних досліджень на сьогодні тісно пов'язаний з еволюцією відеокомп'ютерної техніки та графічних середовищ [14].

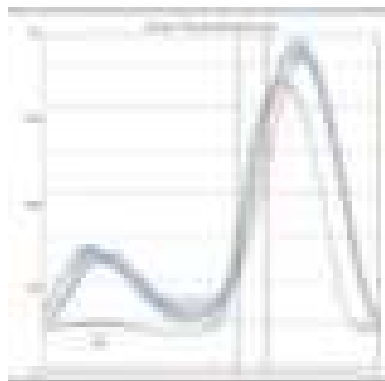
**Апаратно-програмний комплекс досліджень рівня відновлення рухів людини за допомогою відеоаналізу** (рис. 3.10) призначений для одтримання інформації про кінематику ходьби людини (патент на винахід України № 113785) [16].



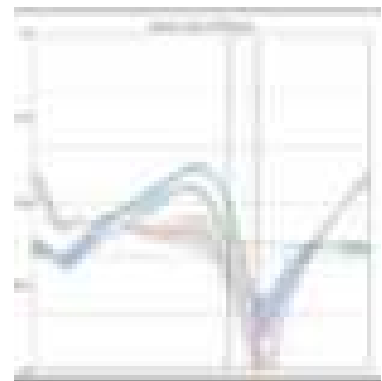
а)



б)



в)



г)

Рисунок 3.9 – Приклад використання системи *VICON-T Series*:  
 а – дослідження (номерами позначені відеокамери), результати дослідження;  
 б – сила реакції опору; в – згинання / розгинання в колінному суглобі;  
 г – дорсальна / плантарна флексія гомілковостопного суглоба



Рисунок 3.10 – Дослідження ходьби з використанням комплексу оцінки рівня відновлення рухів людини за допомогою відеоаналізу

Комплекс застосовується для проведення досліджень ходьби дітей і дорослих у нормі та з патологією ОРА (зокрема з ампутаційними дефектами). Основні функції комплексу полягають у вимірюванні двовимірних координат (маркерів) розпізнавальних точок на тілі пацієнта та подальшому розрахунку кутів згинання, розгинання й нахилу кінцівок та інших відділів ОРА людини. Маркери встановлюються на розпізнавальні точки на тілі пацієнта відповідно до обраної методики дослідження. За допомогою програмного забезпечення виконується реєстрація та оброблення результатів дослідження, розрахунок числових характеристик і побудова графічного подання результатів. Отримана інформація є основою для оцінювання проведеної реабілітації та рівня відновлення функцій ОРА в дітей і дорослих.

### ***3.2.4 Вивчення динамічних складників ходьби людини (динамометрія)***

*Динамометрія* – це методика вивчення динамічних складників ходьби людини, тобто опороздатність під час ходьби.

Сила реакції опори – сила, що діє на тіло з боку опори. Ця сила дорівнює та протилежна тій силі, з якою тіло діє на опору. Якщо під час стояння сила реакції опори дорівнює вазі тіла, то в процесі ходьби до цієї сили додаються сила інерції та сила, створювана м'язами внаслідок відштовхування від опори.

Основні функції апаратно-програмного комплексу для дослідження динамічних, часових і просторових характеристик ходьби людини, розробленого в УкрНДІпротезування (патент на винахід України № 78439 [17]), полягають у вимірюванні величини параметрів векторів опорних реакцій у часі під час ходьби пацієнта. Структура комплексу дозволяє отримувати більш повну інформацію про ходьбу (опорні реакції, довжина подвійного кроку, швидкість ходьби) з мінімальними витратами часу (рис. 3.11).

Особливістю цієї вимірювальної системи є те, що вимірювальні платформи вмонтовані в підлогу, і в процесі обстеження пацієнт не знає, де і як проводять вимірювання. Це суттєва перевага перед іншими системами вимірювань параметрів ходьби, оскільки людина не відчуває психологічного впливу з боку техніки й не змінює стереотип ходьби.

Динамічна характеристика ходьби оцінюється способом дослідження опорних реакцій, які відображають взаємодію сил, що брали участь у побудові локомоторного акту, – м'язових, гравітаційних і інерційних. Вектор опорної реакції в проекції на основні площини містить три складники: вертикальний, поздовжній та поперечний. Ці складники дають уявлення про зусилля,

пов'язані з вертикальним, поздовжнім і поперечним переміщенням загального центра мас. Сила реакції опори (рис. 3.12) містить:

- вертикальний складник, що діє в напрямку догори-донизу;
- поздовжній складник, спрямований уперед-назад по осі Y;
- поперечний складник, спрямований медіалатерально по осі X.

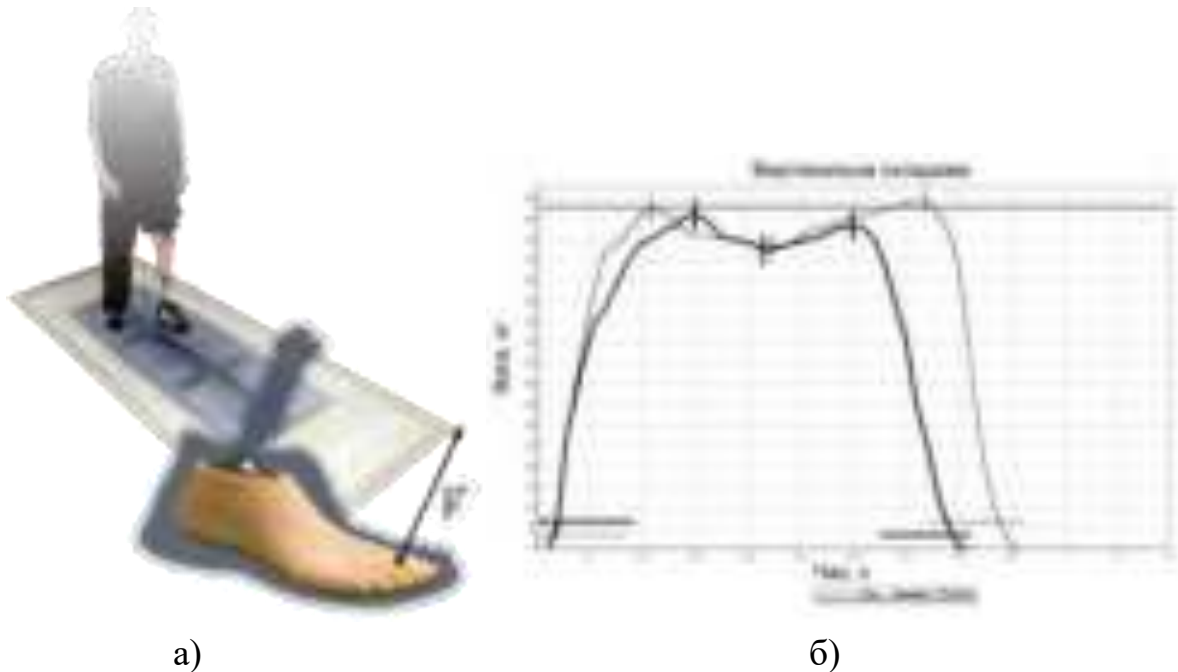


Рисунок 3.11 – Дослідження динамічних характеристик ходьби людини за допомогою динамометрії (а) та графік вертикального складника опорних реакцій (б)


<p>Сила реакції опори          = сила, що діє на тіло з боку опори          = сили м'язів          + сила гравітації          + сила інерції</p> <p>= вертикальний складник (Z)          + поздовжній (передньо-задній) складник (Y)          + поперечний (медіалатеральний) складник (X)</p>	<p>Силовa платформа          (вмонтована в біомеханічну доріжку)</p>  <p>The diagram shows a human leg standing on a force plate. Three red arrows represent the force components: X (medial-lateral), Y (anterior-posterior), and Z (vertical).</p>
--	--

Рисунок 3.12 – Сила реакції опори

### Вертикальний складник сили реакції опори

Графік вертикального складника опорної реакції під час ходьби в нормі має вигляд плавної симетричної двогорбої кривої. Перший максимум кривої відповідає інтервалу часу, коли внаслідок переносу ваги тіла на опорну ногу відбувається передній поштовх, другий максимум (задній поштовх) характеризує активне відштовхування ноги від опорної поверхні й викликає просування тіла догори, уперед і вбік опорної кінцівки. Обидва максимуми за величиною більші за масу тіла й становлять, відповідно, за умови повільного темпу приблизно 100% від ваги тіла, у разі довільного темпу – 120%, швидкого – 150% і 140%.

Мінімум опорної реакції розташований симетрично між ними, нижче і за величиною маси тіла. Виникнення мінімуму опорних реакцій обумовлене заднім поштовхом іншої ноги та подальшим її переносом. У цьому разі з'являється сила, спрямована догори, що зменшує масу тіла. Мінімум опорної реакції за умови різних темпів становить від ваги тіла відповідно: якщо повільний темп – приблизно 100%, довільний – 70%, швидкий – 40% (рис. 3.13).



Рисунок 3.13 – Вертикальний складник вектора опорної реакції

Отже, загальна тенденція за умови збільшення темпу ходьби полягає в зростанні значень переднього та заднього поштовхів і зниженні мінімуму вертикального складника опорної реакції.

### *Поздовжній складник сили реакції опори*

Поздовжній складник вектора опорної реакції – сила, рівна силі тертя, яка втримує стопу від передньо-заднього ковзання. На рис. 3.14 зображений графік залежності поздовжньої опорної реакції від тривалості циклу кроку за умови швидкого темпу ходьби (жовтогаряча крива), середнього темпу (пурпурна) і повільного темпу (синя).

Графік поздовжнього складника опорної реакції має також два, але різнонаправлених, максимуми, що відповідають передньому й задньому поштовхам, і мінімум дорівнює нулю між ними. Величина цих максимумів у разі повільного темпу становить 12% і 6%, якщо довільний темп – 16% і 24%, швидкий – 21% і 30% (рис. 3.14).

Поздовжній складник характеризується аналогічною тенденцією збільшення переднього й заднього поштовхів за умови підвищення темпу ходьби.



Рисунок 3.14 – Поздовжній складник вектора опорної реакції: передньо-задній складник реакції опори дорівнює силі тертя

### *Поперечний складник сили реакції опори*

Поперечний (медіалатеральний) складник вектора опорної реакції, так само як і поздовжній, виникає внаслідок сили тертя (рис. 3.15).

Графік поперечного складника опорної реакції за формою нагадує перевернутий графік вертикального складника. Крива також має два максимуми, що проявляються у фазах переднього та заднього поштовхів і спрямовані медіально. Однак на самому початку циклу виявлено ще один

максимум, що має протилежний напрямок. Це короткий період опори на зовнішній відділ п'яти.

За умови збільшення темпу ходьби всі максимуми зростають (пурпурна лінія), їхні значення становлять від ваги тіла: якщо повільний темп – 7% і 5%, довільний темп – 9% і 8%, швидкий – 13% і 7%. Залежності цих величин від темпу ходьби показані на рис. 3.15. Отже, що вищий темп ходьби, то більша сила й відповідно енергія, яка витрачається на подолання сили тертя.



Рисунок 3.15 – Поперечний складник вектора опорної реакції: медіалатеральний складник реакції опори дорівнює силі тертя

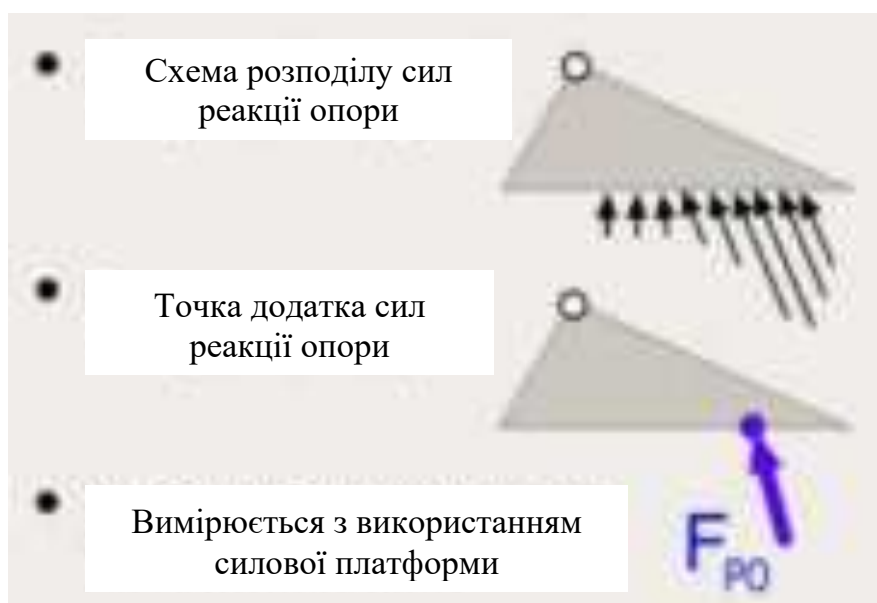


Рисунок 3.16 – Сили реакції опори (PO) і точка додатка реакції опори

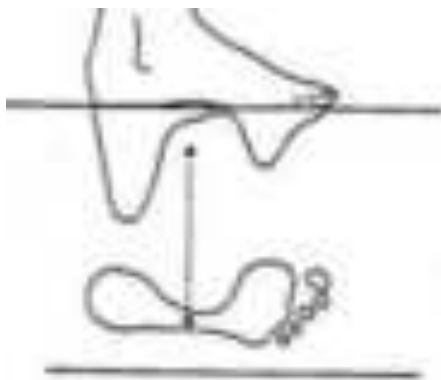
Точка додатка вектора реакції опори на стопу інакше називається центром тиску. Це важливо для того, щоб знати, де перебуває точка додатка сил, що діють на тіло з боку опори. У процесі дослідження на силовій платформі ця точка називається точкою додатка сили реакції опори.

*Траєкторія додатка сили реакції опори*

Траєкторія сили реакції опори (рис. 3.17) у процесі ходьби зображується у вигляді графіка: «залежність величини сили реакції опори від часу опорного періоду». Графік є переміщенням вектора реакції опори під стопою.

Нормальний патерн, траєкторія переміщення реакції опори під час нормальної ходьби є переміщенням від зовнішнього відділу п'яти вздовж зовнішнього краю стопи в медіальному напрямку до точки між першим і другим пальцем стопи.

Графік РО:  
переміщення вектора РО  
«під стопою»  
в стані періоду опори



Нормальний патерн РО:  
від зовнішнього краю стопи  
в медіальному напрямку  
до точки між I і II пальцем



Рисунок 3.17 – Траєкторія додатка сили реакції опори

Траєкторія переміщення варіабельна та залежить від темпу й типу ходьби, від рельєфу поверхні опори, від типу взуття, а саме від висоти каблука та від твердості підошви. Патерн реакції опори багато в чому визначається функціональним станом м'язів нижньої кінцівки та іннерваційною структурою ходьби.

**Пододинамографія** – вимір навантаження на окремі точки підошви стопи або на всю її площу з різною дискретністю. Розроблено багато систем, що дозволяють отримати картину розподілу навантаження як відразу за весь опорний період, так і «відзняти» процес перекату в різних фазах із точністю, що досягає сотих частин секунди [11].

### 3.3 Дослідження біопотенціалів м'язів (електроміографія)

Вивчення біоелектричної активності м'язів називається *електроміографією* (ЕМГ).

Для дослідження ходьби застосовуються два основних методи реєстрації ЕМГ: *голчаста й поверхнева* ЕМГ (ПЕМГ). За кордоном використовується й інша назва – натуральна ЕМГ. Перший метод пов'язаний з уведенням у м'яз електрода або групи електродів, змонтованих у вигляді ін'єкційної голки. Інвазивність цього методу й усі недоліки, що з ним пов'язані, не дозволили йому вийти за межі окремих лабораторних робіт.

Для поверхневої ЕМГ, як правило, використовуються срібні, хлор-срібні або олов'яні електроди, діаметром приблизно 1 см і міжелектродною відстанню 15–20 мм. Конструктивно електрод може бути виконаний у вигляді диска або плоскої чашечки. Ємність чашечки слугує для заповнення спеціальним електродним гелем.

Під час проведення поверхневої ЕМГ необхідно точно дотримуватися правила накладення електродів. Від цього буде залежати результат дослідження, а також можливість коректного порівняння результатів різних пацієнтів або повторних досліджень того самого пацієнта. Шкіра в місці розташування електрода має бути знежирена, а поверхня електродів змазана електродним гелем. Електрод необхідно фіксувати до шкіри (лейкопластиром або іншим адгезивним матеріалом) у місці рухомої точки м'яза. Останні детально описані в монографії Д. Скворцова «Клінічний аналіз рухів».

Типові електроміографічні дослідження можливо провести тільки в безпосередній близькості від електроміографа, оскільки бажано, щоб довжина кабелю, який з'єднує електроди із входом ЕМГ-підсилювача, не перевищувала 1 м. У разі більшої довжини власна ємність кабелю відповідно зростає, що призводить до зміни амплітуди сигналу, що реєструє, залежно від неминучих під час дослідження коливань кабелю. Отже, ЕМГ-сигнал модулюється перешкодами кабелю. За умови значних довжин останнього (5–10 м) рівень перешкод можна порівняти з амплітудою корисного сигналу або він навіть перевершує її. Тому ЕМГ-дослідження ходьби або будь-якої іншої локомоції потребує спеціальної апаратної реалізації, наприклад, для запису сигналу

- портативний пристрій-реєстратор;
- попереднє посилення сигналу за допомогою портативного блока, що поєднаний кабелем необхідної довжини з блоком кінцевого підсилювача,
- телеметричний метод передачі [3].

Перелічені методи дослідження ходьби мають різну діагностичну та прогностичну цінність для фахівця. Їхня чутливість може істотно змінюватися в умовах нормальної та патологічної ходи.

Просторові показники дають змогу оцінити ступінь функціональних змін.

Часові – можуть допомогти визначити асиметрію, порушення балансу й опорної функції.

Кінематичні показники необхідні для визначенні механізмів компенсації та патології, особливо якщо вони доповнюються результатами ЕМГ.

Вимірювання реакцій опори, що дає змогу оцінити енергетику, моменти сил у суглобах тощо, має прогностичну цінність. У деяких випадках можлива діагностика станів, спроможних у віддаленій перспективі викликати захворювання кістково-суглобного апарату.

Пододинамометрія найбільше застосовується для дослідження, діагностики й експертизи захворювань і ушкоджень стопи, і є одним із найбільш специфічних методів для цієї локалізації. Останнім часом цей метод набуває все більшого поширення як альтернативний методу подометрії.

Дослідження ЕМГ дозволяє отримати інформацію про м'язову функцію та координацію, багато механізмів патології, але як самостійний метод має обмежене значення.

### **3.4 Біомеханічні методи й засоби дослідження опорно-рухового апарату за допомогою роботизованих систем із біологічним зворотним зв'язком**

Фундаментальні дослідження в галузі неврології показали, що ЦНС людини здатна до значних функціональних перебудов. Вирішальна роль у цій реорганізації належить аферентації, що надходить із паретичних кінцівок. У разі інтенсивної стимуляції нейронів і синапсів досягається довготривала активна рухова реабілітація. Застосування методу «цільового підходу» («task oriented approach» J.H. Carr, R.B. Sherherd) дає змогу досягти позитивних результатів за окремими напрямками реабілітаційного процесу та передбачає: ранній початок та поступову інтенсифікацію реабілітаційних утручань з високою мотивацією пацієнта й можливістю відстеження результатів на етапах реабілітаційного процесу. Саме роботизована техніка може забезпечити ці умови цілеспрямованого інтенсивного тренування з багаторазовим повтором правильних рухів у штучно відтвореній реальності.

Активна участь пацієнта в занятті та можливість одночасного отримання об'єктивної інформації щодо якості виконання завдань сприяє підвищенню мотивації до тренувань, дає змогу досягти позитивних результатів реабілітації навіть важкого контингенту неврологічних хворих, для якого дуже важко підібрати ефективні засоби реабілітації. Поряд із тренуванням, сучасні роботизовані системи допомагають оцінювати фізичні можливості пацієнтів на етапах реабілітації, а саме м'язову силу, обсяг рухів, спастичність м'язів, пропріоцептивну чутливість, що є додатковою інформацією до функціонального тестування для об'єктивізації отриманих результатів.

Біологічний зворотний зв'язок (БЗЗ) – сучасна технологія, яка використовує сигнали від різних систем організму людини для створення зовнішнього візуального чи аудіального образу певного руху чи дії. Завдяки цьому образу людина має змогу скоригувати свої рухи, здобути нову навичку або напрацювати ефективні компенсаторні рухи.

Для створення таких образів використовуються інформація про силу м'язів, електричну активність м'язів, положення кінцівки або всього тіла в просторі, пульс, частота дихання, електроенцефалографічні результати тощо.

З погляду відновлення рухових функцій найбільш інформативними є дані сили м'язів, електроміографії та положення тіла або кінцівки у просторі (пропріорецепція та кінестетичне відчуття). Окремо варто виокремити стабілобазометрію як основу для корекції координації та рівноваги в статиці та під час руху.

***На сьогодні розроблені та впроваджені в науково-практичну діяльність УкрНДІ протезування нові методики реабілітації та оцінювання стану опорно-рухового апарату людини з використанням реабілітаційного обладнання з біологічним зворотним зв'язком [18].***

Ці методики широко застосовуються для відновлення рухових функцій у осіб після перенесеного інсульту, черепно-мозкової травми, для реабілітації дітей із ДЦП, вродженими нервово-м'язовими захворюваннями тощо.

Образами для зворотного зв'язку найчастіше використовуються мультиплікація, рідше – графік або діаграма зміни положення. Як правило, мультиплікація супроводжується певними звуковими сигналами, які відрізняються під час правильного й неправильного виконання завдання. Також може застосовуватися показ фільму або мультфільму, що починається внаслідок правильного виконання завдання й переривається в разі помилки. Якщо людина знову виходить на правильний патерн руху – показ відео відновлюється.

Під час заняття на обладнанні з БЗЗ людина також може керувати курсором на екрані схематичним зображенням руки або ноги.

Такі способи реалізації зворотного зв'язку охоплюють основні сенсорні системи людини й дають їй вичерпну інформацію про якість виконання вправи. На основі цієї інформації людина може самостійно відкоригувати рух та зробити його максимально ефективним для виконання завдання.

Завдяки тому, що сенсори систем із БЗЗ мають певне розташування на тілі людини, можна тренувати окремі м'язові групи, які виконують рух. Отже, є змога тренувати як прості ізольовані рухи, так і складні, комплексні, що використовуються в повсякденному житті.

Біологічний зворотний зв'язок забезпечує постійний контроль за правильністю виконання рухів і, отже, сприяє найшвидшому закріпленню та автоматизації напрацьованої навички.

Сучасні системи з БЗЗ оснащені можливістю зберігати та порівнювати результати пацієнта, створюючи протоколи лікування та оцінюючи динаміку реабілітації.

Але застосування систем із БЗЗ має певні обмеження. Так, використання яскравих динамічних зображень протипоказано в разі епілепсії. Системи, тренування в яких пов'язано з виконанням пасивних рухів, мають обмеження за шкалою спастичності (як правило, 3–4 бали), та за умови контрактур у суглобах. Також фактором, який обмежує, а іноді навіть унеможливає використання систем із БЗЗ, є інтелектуальні та когнітивні порушення, психічні розлади.

Сучасне обладнання з БЗЗ дає змогу відновлювати силу м'язів, координацію рухів, рівновагу, витривалість м'язів, пропріорецепцію, функцію опори та ходьби.

Роботизовані системи, що використовуються в УкрНДІпротезування, мають певну особливість щодо відновлення тих чи інших функцій.

Для відновлення координації та рівноваги в статиці та динаміці, покращення патерну ходьби та для оцінювання параметрів кроку застосовується **роботизований пристрій C-mill**.

*C-Mill* – це сенсорна інноваційна бігова доріжка з вбудованими силовими платформами й біологічним зворотним зв'язком для біомеханічної діагностики й корекції навичок ходьби неврологічних пацієнтів. Ця методика забезпечує плавний прогрес і високий рівень мотивації пацієнта протягом усього процесу реабілітації, поступово повертаючи пацієнтові фізіологічну ходьбу (рис. 3.18).



Рисунок 3.18 – Оцінювання ходьби з допомогою пристрою *C-Mill*

Унікальна технологія силової платформи *C-Mill* дає змогу проводити точний аналіз ходьби та створювати звіти в режимі реального часу, надаючи результати для відстеження динаміки й забезпечення зворотного зв'язку.

Вбудовані силові платформи й програмне забезпечення, яке містить протоколи дослідження руху в режимі реального часу, дозволяють отримати й порівняти оперативні результати за характеристиками руху (ширина кроку, частота кроку, час між дотиками стопи і поверхні, сила відштовхування ступні від поверхні, симетричність ходьби) та зберегти їх в базі даних пацієнта в зручній для досліджень формі.

Ефективність тренування оцінюють із використанням стандартних тестів, що містить програмне забезпечення пристрою *C-Mill*, до та після курсу реабілітації.

Порівняння результатів тестування необхідно виконувати з однаковими налаштуваннями та в одних і тих самих умовах.

У процесі реабілітації система *C-Mill* сама підбирає оптимальні параметри тренування для пацієнта, залежно від ступеня й характеру враження. Проводиться точний аналіз ходьби в режимі реального часу, надаються результати для відстеження динаміки та забезпечення зворотного зв'язку. Обрані цілі відповідають навчанню (тренуванню) із застосуванням *C-Mill* (табл. 3.5).

Комбінація доріжки для ходьби з вбудованою силовою пластиною та проєкційною стрічкою доріжки дає змогу навчання (тренування)

функціональних навичок ходьби. Наприклад, проєктуючи цілі або перешкоди на доріжці для ходьби, можна створити модель ходьби і, що найбільш важливо, на цю модель можна впливати щодо довжини кроку, ширини кроку, ритму та симетрії.

Таблиця 3.5 – Категорії пацієнтів та цілі лікування

Категорія	Цілі
Стояння (Stand):	Поліпшити статичну рівновагу
	Поліпшити динамічну рівновагу
	Поліпшити розподіл і зміщення ваги
Крок (Step):	Поліпшити фазу опори однією ногою
	Поліпшити виконання кроку вбік
Ходьба (Walk):	Поліпшити довжину, симетрію та ширину одноопорного кроку
	Поліпшити тривалість фази опори
	Поліпшити адаптованість ходьби шляхом обходу перешкод
	Зменшити різну довжину одноопорного кроку
	Поліпшити швидкість ходьби та прискорення під час ходьби
	Поліпшити реактивний обхід перешкод (we-move)
	Поліпшити стабільність під час ходьби та зменшити ширину кроку
	Поліпшити стабільність під час ходьби в процесі виконання кроків у різні боки
Поліпшити адаптованість ходьби на легкому, середньому та інтенсивному рівні	

*S-Mill* може успішно застосовуватися в клінічній реабілітації, пропонуючи об'єктивні оцінки й навчання рівноваги та ходьби залежно від завдання, з прямим зворотним зв'язком під час виконання.

Після завершення сеансу автоматично формуються звіти, що дозволяють відслідковувати прогрес терапії. Докладний звіт містить інформацію про довжину й ширину кроку, симетричність кроку, часові та просторові характеристики ходьби.

Якщо функція опори та ходьби поки що недостатня, координацію та рівновагу можливо тренувати в статиці в положенні сидячи, а пізніше – стоячи на **роботизованій системі Nipova**.

*Hunova* – роботизований пристрій для реабілітації та функціонального сенсорно-моторного оцінювання нижніх кінцівок і тулуба. Зокрема *Hunova* сприяє реабілітації щиколоток, нижніх кінцівок та хребта, пропонуючи в цьому разі тренування стійкості корпусу, функціональні й моторні тренування та програми відновлення відчуття рівноваги.

Пристрій *Hunova* радикально змінює спосіб виконання терапії, оскільки він дозволяє пасивні (мобілізаційні) та активні (з навантаженням та пропріоцептивні) вправи, і їх можна налаштувати залежно від вимірювань, що виконуються датчиками. Це також дозволяє фахівцям із фізичної реабілітації лікувати декількох пацієнтів одночасно завдяки автоматизації процесу реабілітації, підсилюючи інтенсивність реабілітаційних програм та оцінюючи можливості пацієнта з погляду руху, швидкості, сили та інших похідних параметрів.

*Hunova* – це програмований роботизований медичний пристрій, який складається з двох електромеханічних платформ із двома ступенями свободи – однієї на рівні ступні й однієї на рівні сидіння. Кожна платформа має дві моторизовані осі. Одна з них керує рухомою основою для ніг, а друга керує сидінням. Сидіння та рухома основа для ніг жорстко з'єднані з осями руху робота за допомогою датчика крутного моменту та сили (шестиосьовий датчик). Система забезпечує два ступеня мобільності, уперед / назад та наліво / направо для обох платформ (рис. 3.19). Пристрій працює спільно з бездротовим датчиком (пристрій інерційного руху), розташованим на тулубі пацієнта, для моніторингу руху тулуба. Датчик містить акселерометр, гіроскоп і магнітометр. Датчик вимірює обертання вздовж осі  $X$  (Roll) та осі  $Y$  (Pitch) для кількісного оцінювання рухів тулуба у фронтальній та сагітальній площинах.

Пристрій може працювати в активному, пасивному та допоміжному режимах. У пасивному режимі система контролює положення платформи, швидкість та взаємодію з пацієнтом (сила та крутний момент), завдяки чому можна дотримуватися заданих траєкторій та значень взаємодії. В активному режимі платформа чинить певний опір руху пацієнта й може використовуватися для силових тренувань, вправ на рівновагу та пропріоцептивних вправ. У допоміжному режимі пристрій завершує вправу пацієнта, коли він не може зробити це самостійно.

З *Hunova* можна виконувати вправи стоячи в моно- або біподальному режимі з точним контролем навантаження. Моноподальні платформи дають змогу досягти діапазону рухів, який підходить для гомілковостопного суглоба. Біподальна платформа забезпечує більш широкий робочий простір, що

підходить для подвійної підтримки, яка поліпшує поставу й стимулює загальне залучення м'язів. Обладнання пропонує понад 150 вправ на кожному етапі реабілітації та може використовуватися для вирішення ортопедичних і неврологічних проблем, спортивних травм і проблем, пов'язаних зі старінням.



Рисунок 3.19 – Зовнішній вигляд присторою *Hupova*

Для проведення функціональної діагностики та кінезотерапії неврологічних пацієнтів із руховими порушеннями (інсульт, спинальна травма, розсіяний склероз, ДЦП тощо), а також на ранніх стадіях відновлювального періоду після травм і оперативних утручань на опорно-руховому апараті в УкрНДІпротезування використовується багатофункціональний **роботизований комплекс Luna**.

*Luna* – це багатофункціональний роботизований реабілітаційний пристрій для проведення функціональної діагностики та кінезотерапії неврологічних пацієнтів із руховими порушеннями (інсульт, спинальна травма, розсіяний склероз, ДЦП тощо), а також на ранніх стадіях відновлювального періоду після травм і оперативних утручань на опорно-руховому апараті (рис. 3.20).

Використання роботизованої системи з метою функціональної діагностики проводиться для:

- визначення біоелектричної активності м'язів методом поверхневої електроміографії;
- оцінювання діапазонів рухів у суглобах кінцівок;

- оцінювання сили м'язів;
- оцінювання пропріорецепції.



Рисунок 3.20 – Зовнішній вигляд *Luna EMG*

Електроміографія (поверхнева) використовується для вимірювання біоелектричної активності м'язів під час виконання фізичних вправ. Дослідження проводяться до та після курсу реабілітації. Порівняння результатів свідчать про ефективність проведеного курсу реабілітації.

Оцінювання діапазонів рухів у суглобах кінцівок потрібно для вивчення обсягу активних і пасивних рухів. Дослідження проводяться на етапах реабілітації, що дає змогу простежити динаміку реабілітаційного процесу.

Оцінювання сили м'язів проводиться під час виконання активних рухів кінцівкою.

Протоколи дослідження на етапах реабілітації зберігаються в програмі, що дає змогу проводити порівняльне оцінювання сили м'язів кінцівки.

Оцінювання пропріорецепції відбувається з метою визначення нейро-м'язового відчуття пацієнта з порушенням іннервації кінцівок. Результати фіксуються в програмі дослідження. Різниця даних (помилка) визначається в градусах.

***Інноваційний пристрій Valedo Motion***, що використовується в УкрНДІпротезування, призначений для функціонального обстеження та мотиваційної терапії болю в спині (рис. 3.21).

Використовуючи бездротові датчики, рухи тулуба перетворюються у віртуальне середовище, де пацієнт має виконувати лікувальні вправи, що можуть бути персоналізовані на основі рівня підготовки пацієнта й фізичного стану. Програмне забезпечення *Valedo Motion* фіксує рухи

пацієнта та рівень активності під час навчання, а також документує результати терапії. Реєстрація рухів і кількісне оцінювання рухових розладів дозволяють пацієнтові та лікарям краще зрозуміти ступінь ураження. Завдяки можливості збереження такої інформації лікарі можуть планувати подальші терапевтичні заходи для кожного окремого пацієнта, а також оцінювати отримані результати. Проводиться діагностика стану пацієнтів із патологією опорно-рухового апарату та неврологічними захворюваннями.



Рисунок 3.21 – Функціональне обстеження та рухова терапія із застосуванням *Valedo Motion*

*Valedo Motion* дає змогу реабілітологу:

- складати план лікування, що можна налаштовувати для кожного пацієнта індивідуально;
- проводити оцінювання;
- складати звіти про прогрес пацієнта.

**Роботизований реабілітаційний комплекс Lokomat** призначений для відновлення порушених функцій ходьби пацієнтів унаслідок неврологічних захворювань, який використовується в процесі тренування на біговій доріжці (рис. 3.22).

Реабілітаційний комплекс *Lokomat* дає змогу моделювати ходьбу в пацієнтів із руховими порушеннями. У цьому разі в роботу залучається не тільки опорно-руховий апарат, а й центральна нервова система. Це відбувається за принципом зворотного зв'язку.

*Lokomat* підтримує тіло пацієнта в процесі ходьби, спрямовує його ноги з огляду на фізіологічний патерн ходьби, а також забезпечує можливість

часткового розвантаження ваги пацієнта. Пристрій значно спрощує процес навчання ходьби у хворих.



Рисунок 3.22 – Зовнішній вигляд роботизованого реабілітаційного комплексу *Lokomat*

Використання *Lokomat* у реабілітації пацієнтів, які втратили здатність самостійно ходити, допомагає досягти більших результатів, прискорити повернення рухових навичок. Застосування *Lokomat* дає змогу значно скоротити час, що витрачається на реабілітацію хворого. *Lokomat* забезпечує фізіологічний повторюваний патерн ходьби, що надзвичайно важливо на ранніх етапах реабілітації. *Lokomat* дозволяє здійснювати високоінтенсивну терапію, що сприяє швидкому процесу реабілітації.

Розширені можливості зворотного зв'язку *Lokomat*, що відображають активність ходьби в режимі реального часу, забезпечують біологічний зворотний зв'язок і високий рівень мотивації пацієнта. Під час тренування ходьби на біговій доріжці відбувається природна стимуляція рецепторів опорних зон стопи, що призводить до активації ділянок кори головного мозку, які відповідають за локомоцію, що дозволяє заново формувати навички моторної активності. Перевагою терапії є широкі можливості моделювання параметрів тренувань, комп'ютерний аналіз, контроль участі пацієнта. У пристрої *Lokomat* передбачені стандартизовані оцінки для аналізу основних проблем пацієнтів, які страждають неврологічними розладами, а саме зниження сили та скорочення діапазону руху.

У пристрої *Lokomat* є модуль вільного переміщення таза (*FreeD*) – це абсолютно нова й унікальна функція, яка дає змогу здійснювати вільні переміщення таза пацієнта. Вона імітує бічні зміщення, повороти таза і фази перенесення ваги тіла пацієнта з однієї ноги на іншу для відтворення природної ходьби. Модуль забезпечує кілька унікальних можливостей для тренування: ротація таза для активізації м'язів корпусу, перенесення ваги тіла з однієї ноги на іншу, відведення / приведення в тазостегнових суглобах.

Ключову роль у ходьбі людини відіграє тазостегновий суглоб, що забезпечує найбільшу амплітуду руху, саме тому відтворення фізіологічних рухів у ньому (не тільки згинання / розгинання, але також відведення / приведення) допомагає виробляти максимально ефективно й наближене до реальної ходьби тренування.

Синхронна з ходьбою ротація м'язів тазу сприяє активації м'язів корпусу, що беруть участь у нормальній ходьбі. Підтримка рівноваги залежить від вільного управління рухами таза, який контролює положення центра тяжіння та інерційних сил за рахунок збалансованих рухів обертання грудної клітки і таза. Ці рухи є основою вільної ходьби.

Підтримка рівноваги є одним із перших етапів ранньої реабілітації. *FreeD* допоміг уперше поєднати такі різні компоненти реабілітації, як тренування динамічної рівноваги, роботизовану ходьбу та систему розвантаження тіла. Завдяки цьому стало можливим проводити комплексне тренування ходьби й рівноваги на одному пристрої з максимальною ефективністю. Латеральні зміщення таза дозволяють контролювати ступінь зміщення центра ваги від однієї ноги до іншої під час ходьби. Це дає змогу тренувати координацію рухів, функцію рівноваги та стійкості.

Модуль *FreeD* покращує терапію, даючи змогу виконувати бічні рухи і поперечні обертання таза:

- пацієнти можуть повністю перенести вагу на ногу й цим активувати постуральні м'язи й поліпшити баланс;
- вільне відведення та приведення стегна, так само, як і бічний зсув розвантаження ваги тіла, повністю синхронізовані з рухами таза й ортезів.

Модуль *FreeD* підвищує ефективність роботизованої терапії завдяки функції перенесення ваги тіла й активації рівноваги за допомогою бічних і обертальних рухів тазу.

Наявність цього модуля в складі роботизованого комплексу для відновлення ходьби *Lokomat* робить його єдиним у світі роботизованим пристроєм з ортезами, що має чотири ступені свободи рухів у кожній нозі: гомілковостопний, колінний і дві площини тазостегнового суглоба.

В УкрНДІпротезування використовуються нові методики, що передбачені в пристрої *Lokomat*, для аналізу основних проблем пацієнтів, які страждають неврологічними розладами, а саме зниженням сили та скороченням діапазону руху, а саме:

*L-FORSE* – оцінювання ізометричної сили групи згинальних або розгинальних м'язів колінного й тазостегнового суглобів у статичному положенні;

*L-ROM* – оцінювання діапазону руху під час згинання та розгинання колінного й тазостегнового суглобів;

*L-STIFF* – оцінювання опору пасивним згинальним і розгинальним рухам.

**Роботизована система *G-EO-System*** – це пристрій, що може імітувати будь-який рух, зокрема під час ходьби людини. Мета – дозволити пацієнтові відновити деякі з рухових можливостей та сприяти його незалежності в повсякденному житті. Відновлення ходьби – це не тільки повторне навчання ходьби в площині, але й ходьба східцями, крізь перепони та інші нерівні поверхні ландшафту. Підготовка до терапії хворого передбачає всього декілька хвилин. Безпека пацієнта гарантується в кожній фазі лікування. Крім цього, забезпечена максимальна безпека роботи: немає жодного ризику падіння для хворого. Динамічна підвісна система дає змогу рівномірно розвантажити масу тіла пацієнта, сприяючи створенню умов для більш фізіологічної ходьби та оптимальної сенсорної стимуляції (рис. 3.23).



Рисунок 3.23 – Роботизована система *G-EO-System*

***Роботизований пристрій Armeo*** – це реабілітаційний тренажер для пацієнтів із порушенням функції верхніх кінцівок унаслідок патології центральної та периферичної нервової системи. Цей пристрій дає змогу пацієнтові виконувати спеціальні вправи для збільшення сили м'язів та амплітуди рухів у суглобах верхньої кінцівки, загальна мета яких полягає в поліпшенні рухової функції.

*Armeo* належить до розряду ефективних інструментів успішної реабілітації, що сприяє поліпшенню якості терапії за допомогою застосування функціональних і інтенсивних рухових вправ і містить мотивувальні ігри та завдання. Відновлення функції руки є частиною загальної реабілітації пацієнта (рис. 3.24)



Рисунок 3.24 – Зовнішній вигляд пристрою

***Роботизована кінетотерапія.*** У програмному забезпеченні передбачені комбіновані засоби для виконання вправ, що допомагають пацієнтові виконувати рухи в подібному до гри середовищі. Поєднання клінічної кінетотерапії із середовищем (зворотним зв'язком), що спонукає та мотивує пацієнта, розроблено для підтримки його бажання навчатись і прогресувати в процесі реабілітації. В основі вправ, що пропонуються в ігровому середовищі та дають пацієнтові змогу рухати рукою та кистю, лежать рухи, які необхідні для повсякденного самообслуговування. Пацієнт має контролювати ігровий

персонаж або об'єкт на екрані для виконання різних завдань, які потребують правильного фізіологічного руху рукою в одному, двох і трьох вимірах.

Програмне забезпечення пристрою дозволяє вибрати реабілітаційну гру відповідно до проблеми пацієнта. Містить ігри, спрямовані на відпрацювання і координацію рухів у плечовому, ліктьовому та променево-зап'ястковому суглобах окремо та в комплексі.



Рисунок 3.25 – Приклад реабілітаційної гри, спрямованої на розвиток координації рухів у променево-зап'ястковому суглобі

Крім того, пристрій допомагає лікарям оцінювати зміни в руховій функції відповідно до перебігу терапії. Виконання цих рухів під час гри мотивує пацієнта та дає змогу легко оцінити прогрес шляхом відстеження оцінок і зміни рівнів складності. Усі вправи, передбачені в програмному забезпеченні *Armeo*, мають такі параметри.

*Difficulty (складність)*. Загалом складність відповідає рівню потрібних рухових навичок, що необхідні для виконання вправи. Залежно від режиму виконання вправи її складність зростає по-різному. Рівень складності можна встановити на *Easy* (легкий), *Medium* (середній) або *Hard* (важкий), і що довше пацієнт виконує вправу, то складнішою вона стає. Наприклад, якщо пацієнт почав тренування на рівні *Easy* (легкий), а потім пройшов 10 рівнів вправи, складність 11-го рівня буде такою самою, як на початку проходження вправи на рівні складності *Medium* (середній).

*Visual detail (візуальна деталізація)* призначена для контролювання рівня деталізації фонів під час виконання вправ, а також кількість деталей, які відволікають (наприклад, птахи, хмари), що дає змогу пристосувати систему до зору та когнітивних здібностей кожного пацієнта.

*Play time (тривалість гри).* Кожна вправа може тривати від 2 до 15 хв. Після налаштування пристрою проводиться дослідження обсягу рухів у суглобах, що необхідне для визначення амплітуди рухів у апараті в кожній площині під час тренування. Це оцінювання дає змогу визначити фізичні обмеження рухливості руки пацієнта; пацієнт допомагає визначити амплітуду руху для різних ступенів свободи почергово в кожній площині.

***Роботизований пристрій Armeo Spring Pediatric*** дозволяє проводити не тільки фізичне тренування верхньої кінцівки, але й функціональні дослідження її стану.

Навчальне функціональне оцінювання проводиться з метою визначення амплітуди рухів руки пацієнта у трьох вимірах та сили м'язів на першому занятті, а також для планування реабілітаційних засобів і в кінці останнього заняття для оцінювання динаміки проведеного курсу реабілітації. За необхідності можливе оцінювання результатів кожного заняття. Ці обстеження у вигляді рапорту зберігаються в архіві даних пристрою.

Існують три основних параметри оцінки:

- *A-ROM* (обсяг рухів у великих суглобах верхньої кінцівки – плечовому, ліктьовому, променево-зап'ястковому, град.);
- *A-MOVE* (координація рухів верхньої кінцівки у двовимірному й тривимірному просторі, см);
- *A-GOAL* (точність виконання рухів).

Результати фіксуються у звіті.

Отже, використання в УкрНДІ протезування сучасного роботизованого обладнання з БЗЗ дає змогу не тільки відновлювати силу м'язів, координацію рухів, рівновагу, витривалість м'язів, пропріорецепцію, функцію опори та ходьби, а й об'єктивно оцінити стан опорно-рухового апарату людини до та після протезування / ортезування кінцівок і хребта.

## Контрольні запитання та завдання

1. Назвіть основні методи дослідження в статиці.
2. Назвіть основні методи дослідження в динаміці.
3. Поясніть принцип дослідження біопотенціалів м'язів.
4. Що означає біологічний зворотний зв'язок?
5. Назвіть основні характеристики та призначення роботизованого пристрою *C-mill*.
6. Назвіть основні характеристики та призначення роботизованого реабілітаційного комплексу *Lokomat*.
7. Назвіть основні характеристики та призначення роботизованого комплексу *Luna*.
8. Назвіть основні характеристики та призначення роботизованого комплексу *G-EO-System*.
9. Що оцінює роботизований комплекс *Valedo Motion*?
10. Назвіть основні параметри оцінки за допомогою роботизованого комплексу *Armeo Spring*.

## **4 БІОМЕХАНІЧНІ АСПЕКТИ ПРОТЕЗУВАННЯ НИЖНІХ КІНЦІВОК**

### **4.1 Фізіологічні аспекти протезування нижніх кінцівок**

У розробленні нових конструкцій протезів, для підготовки інваліда до протезування і його навчання користуватися протезом необхідно послуговуватися такими основними принципами сучасних уявлень про керування рухами:

- в основі реалізації будь-якого рухового акту людини лежать рефлекторні механізми;

- в основі формування, перебудови та вдосконалення будь-якої рухової навички лежать умовно-рефлекторні механізми. Це положення поширюється і на процес формування компенсаторних пристосувань у разі порушень рухової функції і на процес формування навички керування протезом;

- будь-який руховий акт є результатом взаємодії м'язових сил із другими механічними силами – зовнішніми й реактивними. До зовнішніх сил належать сили, викликані дією сили ваги, сили інерції мас, що переміщуються; до реактивних – сили, що виникають під час руху внаслідок інерційної взаємодії різноманітних ланок кінематичного ланцюга.

Реактивні сили не м'язового походження. На початкових етапах формування нової рухової навички вони є перешкодою для руху, тому організм людини витрачає багато енергії на їхнє подолання. Мірою розвитку та вдосконалення рухової навички ці сили не тільки перестають бути перешкодою, але активно використовуються в процесі руху, що приводить до великої економії м'язових сил, тобто рух здійснюється енергетично більш ощадливо.

Керування руховими актами тіла людини або окремою кінцівкою, які є складною багатоланковою системою з великою кількістю ступенів рухливості, є дуже складним завданням. Вона вирішується тільки завдяки ієрархічній (багаторівневій) системі керування в безперервній сенсорній корекції в процесі реалізації кожного конкретного рухового акту [19].

### **4.2 Біомеханічні передумови раціонального протезування**

Протез належить до класу пристроїв, що взаємодіють з опорно-руховим апаратом людини. Його призначення – виконувати функції опори й пересування.

Ампутація нижніх кінцівок призводить до неминучих перевантажень під час ходьби на протезах. Ці перевантаження, що виникають як результат більш інтенсивної роботи м'язів, викликають перевантаження всіх фізіологічних систем людини. Отже, постійна дія перевантажень не може бути нормою для загальної життєдіяльності людини. Ось чому однією з основних передумов раціонального протезування є необхідність підпорядкування побудови протеза вимогам мінімізації енергетичних витрат на ходьбу. За умови компенсаторної перебудови м'язової діяльності неминучі перевантаження мають бути мінімальними. Ця передумова є основною та визначальною в розробленні схем побудови протеза основних елементів конструкцій, геометрії приймальних гільз, розташування осей шарнірів тощо.

Ампутація або захворювання опорно-рухового апарату змінюють інерційний стан тіла людини (маса, положення центрів мас, величини моментів інерції змінюються) і ходьба характеризується асиметрією рухів.

Тому треба прагнути забезпечити таку побудову протеза, коли ходьба на ньому не викликає навіть мінімальної кінематичної та динамічної асиметрії між рухами збереженої та протезованої кінцівок, а також кожної з них і нормою.

Біомеханічні та патомеханічні стани викликаються різними ефектами, що мають взаємний вплив на біологію, фізіологію пацієнта, і комбінованими статичними й динамічними зусиллями, що діють на тіло в положенні стоячи або під час ходьби. Сили навантаження від маси тіла передаються через кісткову систему (і протез) до опори, з подальшою миттєвою реакцією моментів сили, повернутих від опори до пацієнта (реакція опори). Біомеханічні і/або будь-які патомеханічні деформації або ампутації, що можуть бути присутнім, а також сполучення (або положення) компонентів протеза нижньої кінцівки – фактори, що мають прямий вплив на кінематику пацієнта та специфічне положення / напрямки векторів реакції опори та сил, що діють на тіло [20].

*Біомеханіка й механічні сили навантаження, що діють на протез і куксу*

Готові протезні компоненти підлягають заданим стандартам типового використання, міцності та безпеці від Міжнародної організації зі стандартизації (ISO) і від інститутів стандартів у країнах, де виготовляють майже всі компоненти. Ці компоненти типово випробовуються на різних машинах, які перевищують періодично повторювані сили, навантаження та умови, що зазнають їхні пацієнти в типових і критичних обставинах.

Хоча ми залежимо від чіткої відповідності стандартам виготовлення та випробування від Міжнародної організації зі стандартизації, щоб забезпечити міцність, безпеку й використання компонентів споживачами протезів, немає жодних специфічних стандартів, необхідних для фактичних методів виготовлення або для того, які матеріали використовуються в конструкції протеза, що містить ці компоненти.

Однак визнання деяких особливих освітніх програм із протезування та ортезування з видачею диплома та курсів із подальшою строгою перевіркою для акредитації Міжнародним товариством з протезування та ортезування (ISPO) забезпечує освітній і емпіричний рівень компетентності та етичної практики. Це гарантує поширення необхідної бази знань із конструкцій і виготовлення протезів, з використанням різних матеріалів і ресурсів, доступних на місцях у різних регіонах світу.

Кукса, що залишилася після ампутації, ніколи не має піддаватися різним тискам, силам і навантаженням, прикладеним під час функціонального використання протеза. Однак протезисти довідалися, що кукса має ділянки поверхні, що в різному ступені толерантні до тиску й можуть бути навантажені з розумною безпекою, тоді як інші ділянки, які є чутливими до тиску й невитривалими, мають бути розвантажені. Конструкція гільзи протеза, отже, еволюціонувала протягом багатьох років, з найсучаснішими конструкціями, які прикладають тиск до толерантних до тиску ділянок і створюють ділянки розвантаження в невитривалих ділянках, а також інші варіанти.

Інші популярні конструкції гільзи використовують так звану концепцію з навантаженням по всій поверхні, що містить лайнер із силікону – контактну поверхню, що носять між куксою та гільзою, і дає змогу розподілити тиск по всій гільзі, коли всі поверхні кукси мають відділити деяку частину навантаження від загального тиску.

Незалежно від того, чи призначене використання лайнера із силікону або іншого вкладиша як контактної поверхні в протезі, не можна припускати, що лайнер будь-якого типу дозволяв межу похибки або скорегував погано продуману або розроблену форму гільзи. Більша обережність, з увагою до деталей, а також знання толерантних і нетолерантних ділянок кукси поряд із чітким розумінням застосування принципів протезування, дуже важливі від початкової оцінки та зняття зліпків до остаточного припасування й видачі протеза, і коли необхідно, мають бути відновлені знову з подальшим спостереженням для корекції припасування. Проблеми, створені погано продуманою моделлю та, як наслідок, формою гільзи, імовірно, будуть

супроводжуватися однаково незадовільним регулюванням і припасуванням, викликаного імпульсом (моментом), силами реакції опори, ротацією та тиском на куксу [9].

### *Кінематичне суміщення*

Для зручної ходьби суттєве значення має кінематичне суміщення рухів суглобів ноги та шарнірів протеза. Зрозуміло, що більше збережено суглобів, то легше здійснити протезування. Проте питання про кінематичне суміщення то складніше, що більше зберігається природних суглобів. У цьому розумінні найбільш проста проблема кінематичного суміщення у випадку побудови протеза стегна. Наявність колінного суглоба (у разі куксі гомілки) ускладнює завдання, а максимальні труднощі виникають тоді, якщо збережені всі суглоби, наприклад, унаслідок параліча ноги, коли необхідно призначати ортез.

Питання забезпечення кінематичного суміщення шарнірів і суглобів складні ще й тому, що конструкції шарнірних зчленувань не відтворюють повну структуру рухів суглобів кінцівки. Так, на колінний суглоб, що робить обертання, коливання і ковзання, накладається шарнір, що реалізує тільки обертання навколо однієї осі. Через це часто виникає біль у суглобі, кукса гомілки виходить із гільзи тощо.

Після ампутації гомілки найбільша свобода рухів колінного суглоба досягається в протезі без гільзи стегна. Відсутність колінних шарнірів дає змогу суглобу рухатися найбільш природним для себе чином. Така побудова протеза, коли досягається максимальне кінематичне суміщення шарнірів і суглобів, найбільш повно реалізується в протезі гомілки з глибокою посадкою без гільзи стегна.

У тих випадках, коли застосування шарнірів обов'язкове, уявна вісь колінного шарніра в протезі гомілки має бути паралельна горизонтальній площині.

Вісь обертання гомілковостопних шарнірів має розташовуватися під дугою зовнішньої щиколотки й бути паралельною горизонтальній площині опори.

Під час ходьби відбувається ротація сегментів кінцівки навколо своїх довгих осей. У процесі переносу лівої ноги стегно разом із тазом обертається всередину за годинниковою стрілкою, а стопа – у протилежному напрямку, тому ногу ставлять на опору в напрямку руху. Для правої ноги картина руху дзеркально відображена. У силу цього стопа стає на опору з природним розворотом.

Після ампутації ноги через відсутність стопи зникає можливість компенсаторного руху дистальної частини кінцівки, що забезпечує ротацію стегна всередину. Ця обставина призводить до завчасного розвороту колінного й гомілковостопного шарнірів назовні (для лівої ноги – проти годинникової стрілки, для правої – за годинниковою стрілкою, вигляд зверху). Що довша кукса, то більший цей розворот.

Вісь приймальної гільзи стегна варто розташовувати так, щоб кукса розміщала в найбільш природному положенні. Дослідження показали: після ампутації що коротша кукса, то більше вона відводиться. У нормі кут між віссю стегнової кістки й анатомічною віссю у фронтальній площині становить для чоловіків  $6\pm 1^\circ$ , для жінок –  $7\pm 1^\circ$ . Цей кут зменшується після ампутації, що викликає певну рекомендацію для вибору кута між віссю гільзи стегна й анатомічною віссю. Кут між віссю гільзи стегна менший за кут, утворений стегновою кісткою та анатомічною віссю. Здебільшого цей кут залишається гострим, але меншим, ніж у нормі. В окремих випадках патологічного відведення, коли кут стає тупим, вісь гільзи стегна має встановлюватися на відведення.

Крім фронтальної площини, варто реалізувати кутове встановлення осі гільзи стегна в сагітальній площині. Стегнова кістка має шаблеподібну форму з випуклістю вперед, тому після ампутації кукса завжди розташована під кутом. Що коротша кукса, то більший цей кут.

Для гільзи протеза гомілки положення осі визначається в процесі виготовлення зліпка, що охоплює куксу, коліно й нижню частину стегна.

### *Підкосостійкість*

Для забезпечення підкосостійкості в суглобах ноги в нормі у фазу переднього поштовху або перекату через п'ятковий відділ витрачається на крок до 10 % енергії м'язів-згиначів і розгиначів. Будь-яка кукса гомілки зберігає енергоресурс цих м'язів цілком достатній для забезпечення підкосостійкості. Центр гомілковостопного шарніра розташовують на продовженні анатомічної осі, що проходить крізь центри тазостегнового й колінного суглобів (лінія Мікулича).

Якщо протез стегна виконується без замка в колінному шарнірі, то за рахунок одночасного переносу його разом із куксою забезпечується замикання колінного шарніра у фазу переднього поштовху. Проте для більшої надійності дистальна частина протеза (коліно-гомілка-стопа) виноситься на деяку величину (Y2) назад з метою забезпечення достатнього плеча для моменту сили, яка замикає шарнір (рис. 4.1).

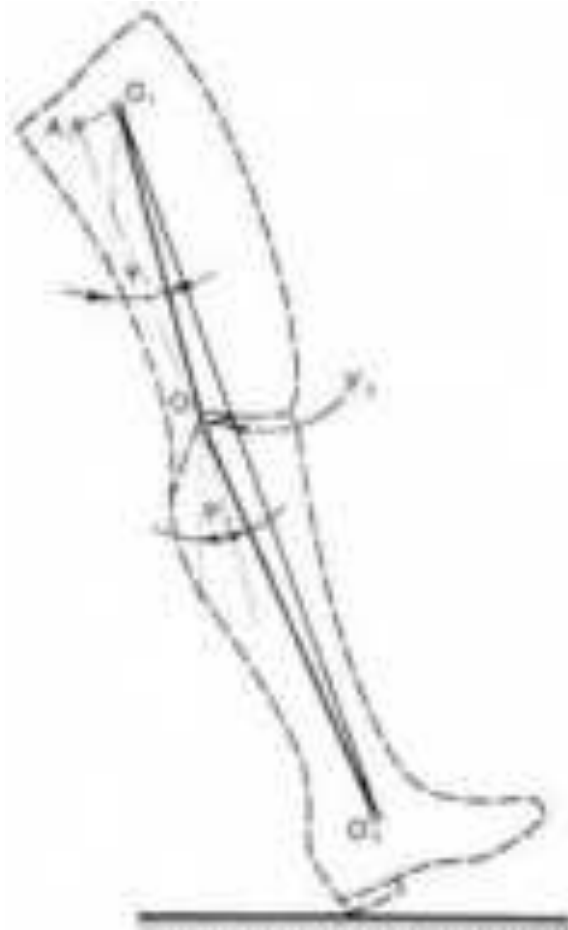


Рисунок 4.1 – Параметр  $Y_2$  – відстань між віссю протеза  $O_1O_3$  і віссю колінного шарніра  $O_2$ ;  $A_1O_2$  – вісь протеза;  $\varphi_1, \varphi_2$  – міжланкові кути

Варто зазначити, що величина цього плеча важлива для забезпечення мінімуму «функціональної довжини» протеза. У разі переносу назад його дистальної частини протеза, то носок стопи опускається нижче. Цю обставину часто не враховують в практиці протезування, що змушує інваліда підніматися на носок здорової ноги, щоб забезпечити безперешкодний перенос протеза зі збільшеною «функціональною довжиною». Таке компенсаторне підстрибування дуже втомлює інваліда.

У протезі можна реалізувати 27 різноманітних комбінацій взаємного розташування осей шарнірів щодо осей трьох суглобів. З погляду енерговитрат перевага віддається варіанту, в якому осі колінного й гомілковостопного шарнірів сполучаються з уявними осями суглобів, а центр тазостегнового шарніра вноситься вперед щодо вершини великого вертлюга. У разі значних деформацій осі розташовують індивідуально, враховуючи фізичні можливості пацієнта.

### *Вимоги до вибору приймальних гільз гомілки*

Сучасні вимоги до розроблення різних форм приймальних гільз дуже вдало описані німецькими фахівцями. Найважливіші моменти цих вимог наведені в цьому розділі.

Підхід до розроблення приймальних гільз має, насамперед, виходити з тих функцій, які вони виконуватимуть:

- приймати об'єм кукси;
- передавати навантаження та силу (у статиці й кінетиці);
- передавати рух під час ходьби (кінетика);
- тримати протез на куксі.

Усі сили між хворим і протезом, незалежно від того, якої вони природи – статичної чи динамічної, переносяться крізь контактну поверхню системи «гільза – кукса». Теоретично тиск можна знизити до мінімального (фізична і фізіологічна величина, яку хворий відчуває), якщо збільшити поверхню приймальної гільзи, тобто збільшити до максимально можливого несучу поверхню гільзи. Оскільки тиск – це частка від сили, то способом збільшення площі можна звести тиск до мінімуму.

Це видно з формули:

$$P = F/S ,$$

де  $P$  – тиск;

$F$  – сила;

$S$  – площа.

Однак збільшення площі несучої поверхні гільзи допускається в протезуванні у визначених межах через те, що твердження, що рівномірний розподіл тиску в контактній поверхні створює оптимальний фізіологічний розподіл тиску, не відповідає дійсності тому, що розподіл тиску в гільзі має відбуватися не за фізичними, а за фізіологічними критеріями. Для цього необхідно враховувати місця, які здатні і які не здатні витримувати навантаження.

Виступи кісток, що не здатні витримувати навантаження, зображені на рис. 4.2.

1. Поверхня медіальної щиколотки стегнової кістки. Вона прощупується тільки якщо коліно зігнуте й зазвичай не викликає жодних ускладнень під час ходьби, тому що не навантажується в положенні стоячи. Проте хворий багато сидить, і для таких положень цю поверхню навантажувати не потрібно.

2. Медіальна шорсткість головки великогомілкової кістки. Найчастіше вона випинається не так сильно, як зовнішня.

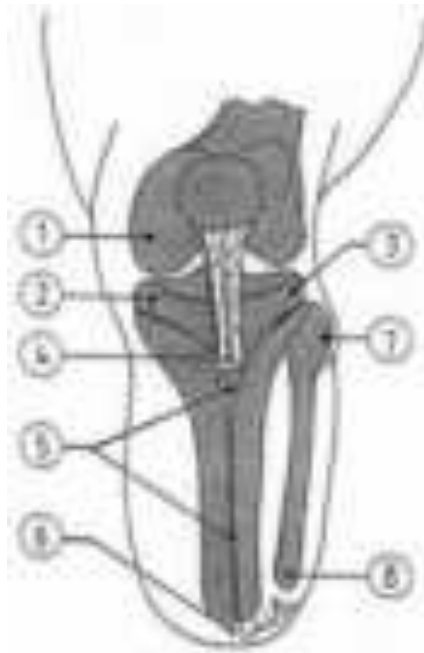


Рисунок 4.2 – Виступи кісток, які не здатні витримувати навантаження

3. Латеральна шорсткість головки великогомілкової кістки. Майже в усіх хворих вона добре прощупується і тому майже завжди потребує розвантаження в приймальній гільзі протеза.

4. Передня шорсткість головки великогомілкової кістки є місцем прикріплення сухожилля чашечки. На відміну від сухожилля чашечки, яке навантажувати можна, цей кістковий виступ навантажувати не варто.

5. Передній край великогомілкової кістки. Великомілкова кістка в поперечнику трикутна. Необхідно розвантажувати тільки передній край, а не медіальну поверхню.

6. Кістковий опил і м'язовий кінець кукси. Залежно від техніки ампутації, від стану м'яких покривних тканин, розташування рубців і можливих нервових закінчень кінець кукси не здатний витримувати навантаження, а лише допускає поверхневе контактування. Це необхідно з'ясувати шляхом пальпації (*palpatio*) кукси й опитування хворого. Рішення про обсяг розвантаження або контактування залежить від індивідуальних особливостей кукси.

7. Головка малогомілкової кістки чітко прощупується в кожного інваліда з ампутованою гомілкою. Її необхідно завжди розвантажувати.

8. Кістковий опил дистального кінця малогомілкової кістки.

Кісткові виступи, зазначені в пунктах 1–8, рекомендується враховувати під час зняття гіпсової моделі.

Кістковим виступам і краям, що підлягають розвантаженню, протиставляються нижченаведені місця й поверхні, спроможні витримувати навантаження.

На рис. 4.3 зображена кукса гомілки у фронтальній площині.



Рисунок 4.3 – Поверхні кукси гомілки, здатні витримувати навантаження

Навантажувати можна такі поверхні:

1. Усю медіальну площину великогомілкової кістки, тобто нижню сторону головки великогомілкової кістки майже до самого кісткового кінця кукси.

2. Усю міжкісткову поверхню між великогомілковою кісткою та малоюмілковою (заповнена м'язами передньої великогомілкової – *musculus tibialis anterior*, і малоюмілкової – *musculus peroneus*) та поверхню під головкою великогомілкової кістки поблизу кісткових тупих кінців великогомілкової та малоюмілкової кісток.

3. Зв'язку надколінка. Однак кінці прикріплення до головки великогомілкової кістки або до надколінка навантажувати не можна. Протез Р.Т.В. (*Patella-Tibia-Berliner*) використовує сухожилля надколінка в його навантажувальній функції. Проте значне навантаження цього сухожилля під час розгинання коліна веде до антеро-постеріального зміщення протезної гільзи (гільза зміщується вперед). Отже, перевага в збільшенні поверхні, яка навантажується, призводить до недоліку – можливого зміщення гільзи.

4. Медіальну поверхню виростка стегнової кістки, яка здатна прийняти бічний тиск. Основне завдання цієї поверхні полягає не в прийнятті навантаження, а в запобіганні медіалатерального перевантаження анатомічного суглоба. Проксимальні частини утримують протезну гільзу на куксі за допомогою обхвату виростка стегнової кістки.

5. Латеральні виросткові поверхні, які надають необхідну протилежну опору щодо медіальних поверхонь.

Для посадки кукси в протезі стегна розрізняють три вертикальні зони приймальної гільзи.

1. Зона посадкового кільця (поперечник на 5–6 см нижчий за ділянку сідничного бугра).

2. Зона регуляції (нижче посадкового кільця, приблизно до 2/3 глибини приймальної порожнини).

3. Зона кінця кукси (дистальна третина та обхват кінця кукси, наскільки дозволяють рубці, нервові закінчення та м'яке покриття).

У протезах стегна застосовуються приймальні гільзи, що характеризуються різноманітними співвідношеннями розмірів «промежина – вертлюг» і передньо-заднього розмірів:

1. Попереково-овальна приймальна гільза (із збільшеним фронтальним розміром) – квадрелатеральна, форма її зумовлена формою посадкового кільця.

2. Поздовжньо-овальна приймальна гільза (із збільшеним сагітальним розміром). За кордоном такі гільзи відомі за назвою CAT-CAM (*Contoured Adducted Trochateree Controlled Aligment Method* – наводить метод побудови за обрисом кукси, який визначається вертлюгом) [3].

#### **4.3 Біомеханічні особливості ефективного протезування**

Форма поперечно-овальної приймальної гільзи зумовлена формою посадкового кільця.

##### *Обґрунтування поперечно-овальної форми посадкового кільця*

Попереочно-овальне посадкове кільце значною мірою враховує анатомічні особливості кукси. З метою витиснення мускулатури формою посадкової ділянки сідничного бугра воно точно індивідуально підганяється. Особливо це стосується напівперетинкових, напівсухожильних і двоголових м'язів стегна, які для опори сідничної кістки мають лягти по периметру дорсального краю приймальної гільзи. Для цієї м'язової групи нижче від посадкової ділянки сідничного бугра в дорсальній стінці приймальної гільзи робиться вибірка. Але оскільки точка контакту «тубер-край гільзи» зміщена назад від осі обертання стегнового суглоба, виникає крутильний момент, що «завалює» таз уперед.

Передній пелот на протилежному боці до посадкової ділянки сідничного бугра запобігає цьому «завалюванню» та тримає сідничний бугор на краю приймальної гільзи. Крім того, передній пелот запобігає занадто сильному

тиску на сухожилля довгого м'яза. Проте він розміщений там, де судини стегна розташовуються близько до поверхні й, отже, не захищені від тиску, тому в геріатричних і серцево-судинних хворих через це виникають проблеми. Тому передній пелот необхідно робити плоским. Беручи до уваги те, що ця група хворих принципово відрізняється обмеженою спроможністю рухів, усе це варто враховувати навіть тоді, коли в цьому полягає компроміс щодо функціональної біомеханічної посадки кукси на користь фізіології.

Наскільки глибоко має бути заглиблення під сідничні м'язи та прямий м'яз стегна залежить від стану тренуваності або атрофії м'язів.

Посадкова ділянка сідничного бугра має в будь-якому положенні відведення або приведення залишатися горизонтальною, щоб запобігти внутрішньо-зовнішньому зміщенню сідничного бугра на край. Для досягнення якісної попереково-овальної форми приймальної гільзи можна користуватися такими розмірами базисних значень:

- кут отвору приймальної гільзи дорівнює приблизно  $30^\circ$ ;
- ширина промежини – 7–11 см (залежить від анатомічних розмірів хворого й має вимірюватися індивідуально; вона коливається в зазначених межах);
- ширина стегна 1:1,6 (відношення ширини промежини до ширини стегна);
- внутрішньо-зовнішня ширина 1:1,9 (відношення ширини промежини до внутрішньо-зовнішньої ширини).

#### *Форма приймальної гільзи в зоні регуляції*

Зона регуляції має бути ширшою від зони посадкового кільця. Це важливо особливо для ділянок, розташованих дистально від ділянки сідничного бугра, для ділянки медіальної стінки і для ділянки дистальнішої від переднього пелота. Щодо попереково-овального перерізу посадкового кільця горизонтальний поперечний переріз змінюється (у цій ділянці) у майже прямокутний з округленими кутами.

Латеральна стінка приймальної гільзи повинна мати одну з двох зазначених форм: латеральну вставку (рис. 4.4) або стеговий хомут (рис. 4.5).

Латеральна вставка – це злегка випукла стінка приймальної гільзи, що, по-перше, відповідає положенню приведення гільзи і, по-друге, підтримує стегову кістку, коли вона має створювати підкосостійкість таза на протезі у фазу переносу здорової кінцівки.

Таку саму дію виконує стеговий хомут, тому що він теж тримає стегову кістку в положенні приведення. Завдяки своїй трикутній формі він охоплює стегову кістку зовні, а завдяки відповідним м'яким тканинам також зсередини

та спереду. Тим самим він може виконувати свою регулюючу дію також і у фазі переносу.

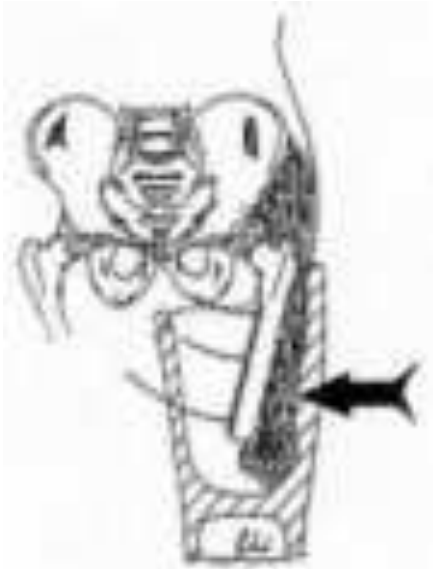


Рисунок 4.4 – Латеральна вставка

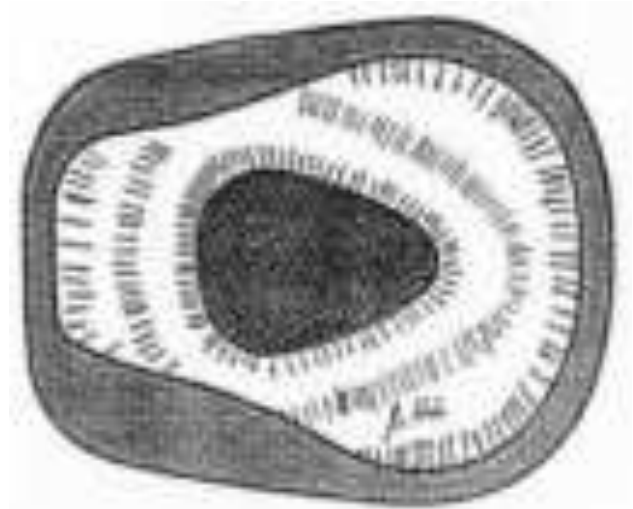


Рисунок 4.5 – Стегновий хомут

Стегновий хомут або латеральна вставка переходять дистально в зону кінця кукси, де вони не мають створювати ділянок тиску та травмування, особливо на кістковому опилі кукси й на можливих дефектах м'яких тканин, рубцях.

#### *Форма приймальної гільзи в зоні дистального відділу кукси*

Форма контактної приймальної гільзи має, повторюючи форму кінця кукси, цілком охоплювати її так, щоб за умови навантаження та розвантаження піддавалися поршневому ефекту м'які тканини. Це підтримує транспортування збіднілої на кисень венозної крові із кукси і запобігає синюшності шкіри. Контактна приймальна гільза потребує дуже точної відповідності обсягу кукси та гільзи. Раніше виготовлялась звичайна контактна приймальна гільза (її називали «вакуумна»), яка не контактувала з денцем, а лишала внизу порожнину – так званий вакуумний простір. Це сприяло застійним явищам і розвитку набряків кукси.

Для запобігання набряків кінця кукси необхідно в цей вакуумний простір покласти під кінець кукси подушечку з пружного м'якого матеріалу, наприклад, мольтопрену або силікону / каучуку. Ця подушечка позитивно впливає на кровообіг венозної крові й одночасно запобігає відчуттю жорсткого, невіддатливого денця приймача.

### *Особливості поздовжньо-овальної форми приймальних гільз*

Медіально спрямована сила, що виходить від витягнутої нагору бічної стінки поздовжньо-овальної приймальної гільзи, разом із силами, що діють на сідничну кістку й дистальний кінець кукси, утворює, щонайменше гіпотетично, систему додаткових сил у трьох точках, що приводять стегову кістку і запобігають внутрішньо-зовнішньому зсуву таза.

Точний механізм передачі навантаження між куксою і приймальною гільзою чітко не визначений, не беручи до уваги звичайну посадкову ділянку сідничного бугра. Припускають, що стегова кістка через своє сильне приведення основну частину навантаження бере на себе. Крім того, важливу роль відіграють гідростатичні механізми. Бугор сідничної кістки (*tuber ossis ischii*), попри все, бере участь у переносі частки навантаження.

Завдяки еластичному краю стало можливим бугор сідничної кістки не розміщувати на задньому верхньому краю, а заклинювати всередину приймальної гільзи. За рахунок цього сіднична кістка виявляє (радіальну) дію назовні так само, як вертлюг (*trochanter*) сухожилля довгого м'яза, що приводить сухожилля провідного м'яза і периферійні тканини. Це можна уявити собі у вигляді заклинювання в периферійній ділянці. Кукса тисне у всіх напрямках одночасно, тому зменшується навантаження на задній край приймальної гільзи від вертикального навантаження, що пом'якшує вимоги щодо потужності заднього верхнього краю приймальної гільзи.

За рахунок такої гільзи стегно в протезі може динамічно та природно деформуватися, як під час ходьби, так і в положенні сидячи. Це важливо, оскільки значна частина скарг стосується посадкового кільця приймальної гільзи.

Поздовжньо-овальна гільза має чимало переваг, особливо для геріатричних хворих. Це й зрозуміло, адже в ній нервово-судинний пучок не здавлюється опуклістю переднього пелота, передньо-задній напрямок не звужується, а розширюється.

Лише це може бути причиною для призначення поздовжньо-овального принципу побудови приймальної гільзи геріатричним хворим.

Для надання форми поздовжньо-овальної приймальної гільзи необхідно дотримуватися визначених вимог.

Загальні передумови та критерії утворення форми:

1. Виготовляється контактна приймальна гільза.
2. Посадкова ділянка виконується вище від бугра сідничної кістки.
3. Приймальна гільза в передньо-задньому напрямку виконується овальною та розширюється в передньому відділі.

4. Навантаження розподіляється по всій поверхні кукси, у цьому разі частку навантаження несе також кінець кукси.

5. Внутрішньо-зовнішня фіксація протеза у фазі опори забезпечується системою додаткової сили в трьох точках у таких відділах (рис. 4.6):

- зовнішньо-проксимальний край приймальної гільзи;
- внутрішня ділянка, що охоплює сідничний бугор;
- зовнішня опорна стінка або стегновий хомут.

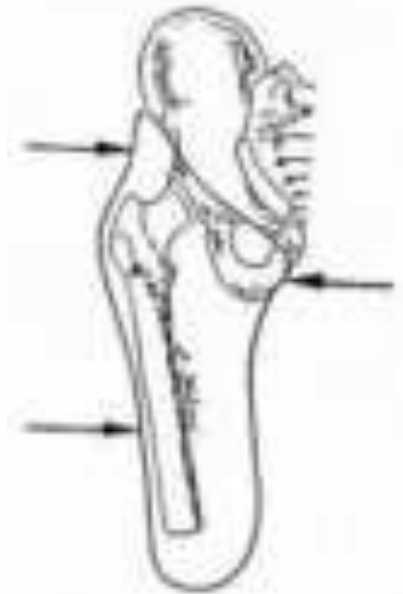


Рисунок 4.6 – Поздовжньо-овальна приймальна гільза.

Дія принципу додатка сили в трьох точках

У жінок гілки сідничних кісток (*rami ossis ischii*) таза стоять не так круто, як у чоловіків, що сильно ускладнює забезпечення їх поздовжньо-овальною гільзою.

#### Форма країв приймальної гільзи

Приймальна гільза поздовжньо-овальної форми будується в трохі нахиленому положенні ( $5^\circ$ ). Задній кут нахилу внутрішньої стінки від вибірки в зоні сухожилля м'язів, що приводять до ділянки, яка охоплює сідничний бугор, тобто до найбільш низької точки промежини, дорівнює в середньому  $15\text{--}20^\circ$ . Це важливо, тому що лобкова кістка не може нести масу тіла й не має заклинюватися в приймальну гільзу.

У задньому відділі край приймальної гільзи охоплює сідничний м'яз (*m. gluteus*) і латерально піднімається вище вертлюга (приблизно на 12 см вище від рівня промежини). Від зовнішньої стінки наперед край знижується так, що в положенні сидячи на нижню передню клубову ость (*spina iliaca anterior*

*superior*) гільза не тисне. Надалі край продовжує знижуватися, переходячи в уже описану внутрішню ділянку сухожилля привідних м'язів (рис. 4.7).

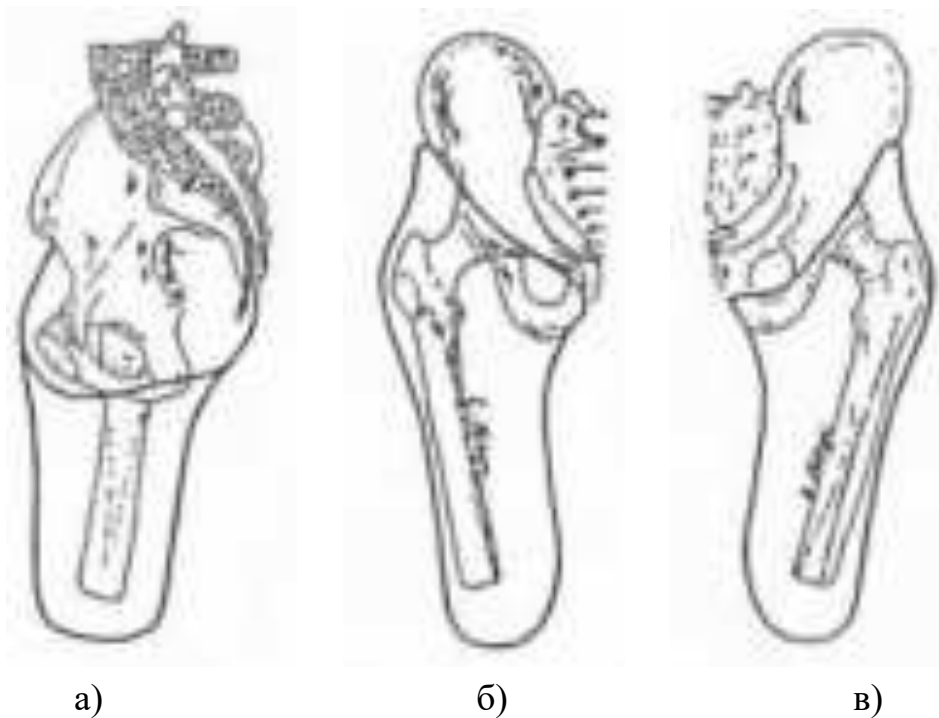


Рисунок 4.7 – Форма країв приймальної гільзи:  
а – внутрішній край; б – фронтальний край; в – задній край

#### *Форма приймальної гільзи в зоні посадки кукси (рис. 4.7, в)*

Внутрішня стінка від краю промежини може бути майже прямовисною, злегка поверненою всередину. Вибірка для привідних м'язів має бути чітко виражена, передній пелот не виконується. Залежно від стану прямого м'яза стегна (*m. rectus femoris*) і напружувача широкої фасції (*m. tensor fasciae latae*) відпадає вентраль-латеральна крива. За вертлюгом гільза описує легку дугу для охоплення сідничного бугра. У зоні промежини утворюється привідний пелот, який проходить від проксимального кінця до дистального. Він необхідний для передачі навантаження та проходить крізь внутрішню ділянку, що охоплює сідничний бугор.

#### *Форма зони регуляції*

Внутрішньо-зовнішня ширина має бути набагато меншою, ніж передньо-задня ширина. Для досягнення такої цільової форми не потрібно витискати м'язи таким чином, як у поперечно-овальних гільзах. Судини стегна не зазнають тиску, тому що тут не передбачається переднього пелота у звичайному розумінні. Отже, поздовжньо-овальні гільзи рекомендується застосовувати в разі порушення кровообігу в куксі.

### *Механізми кріплення приймальної гільзи*

Необхідно зазначити, що будь-яка форма приймальної гільзи протеза, виходячи із статичних, динамічних і кінематичних взаємодій із куксою, має забезпечити безпосередню передачу сил і рухів без втрат. Це найважливіша передумова функціональної реабілітації інваліда. Можливість досягнення цієї передумови залежить від щільності прилягання, міцності та ефективності кріплення приймальної гільзи на куксі. Тому фахівець у галузі протезування має знати механізми кріплення. Їх сім (за даними німецьких протезистів):

#### *1. Кріплення за допомогою стискання м'яких тканин і витиснення об'ємів*

Звичайно, приймальна гільза на всій довжині більш вузька, ніж об'ємні розміри кукси. Це діє пружно-стискально на підшкірні структури, що піддаються стиску. Проте значна частина цього звуження діє не стискаючи, а витискаючи об'єм.

Звуження гільзи обумовлює витиснення об'ємів шкірних, жирових і м'язових тканин дистально або проксимально. Останнє не можна допускати через утворення м'якотканинного валика на куксі, тобто з функціональних причин. Тому зменшену в поперечнику приймальну гільзу необхідно робити більш глибокою дистально, щоб витиснутий об'єм розмістився всередині гільзи.

#### *2. Кріплення за допомогою пружного поздовжнього натягу*

У поздовжньому напрямку кістяковий м'яз можна модельно подати як тугу пружину розтягу. Метод втягування м'язового об'єму в приймальну порожнину гільзи: пружно розтягують м'язи уздовж їхньої довжини проти їхньої власної сили протидії. Унаслідок тертя зчеплення між шкірою та стінкою приймальної порожнини виникає пружне закріплення, що діє в напрямку, протилежному силі ваги, – так звана опорна реакція, яка забезпечує кріплення кукси в приймальній порожнині.

#### *3. Кріплення за допомогою тертя зчеплення*

Між гладкою стінкою гільзи та шкірою пацієнта створюється коефіцієнт тертя зчеплення. Цей коефіцієнт залежить від багатьох факторів, наприклад, від вологості. У сухої шкіри він низький, у вологої – більш високий. Але надмірне потіння викликає утворення плівки між шкірою та стінкою гільзи, що місцями ліквідує тертя зчеплення. Цей недолік необхідно враховувати у виборі виду кріплення.

#### *4. Кріплення за допомогою пасивного розширення тканин*

Якщо приймальні гільзи гомілки можуть кріпитися на куксі методом глибокої посадки, тобто вони ніби механічно «підвішуються» до кукси, то в разі кукси стегна це явно зробити неможливо. Але все ж цільове

формоутворення приймальної гільзи дає змогу створити увігнутості в стінках контактної приймальної гільзи, де розміщуються видавлені тканини. І навіть без активного скорочення м'язів такі увігнутості (наприклад, нижче від посадки сідничного бугра) можуть діяти як біомеханічне «анкерування».

#### *5. Кріплення шляхом активного розширення м'язів*

Активне вкорочення м'язів за умови одночасного збільшення обхвату підвищує тиск на стінки приймача й унаслідок радіального розширення м'язів посилює ефект біомеханічного «анкерування» в приймальній гільзі.

#### *6. Кріплення шляхом створення вакууму*

Куксу в протезній гільзі можна порівняти з поршнем у циліндрі. Кожне подальше просування кукси в дистальному напрямку зменшує об'єм простору під куксою й за законом Бойля – Маріотта збільшує тиск. І навпаки, кожний рух кукси догори збільшує об'єм під куксою та зменшує тиск, створюючи розрідження.

Під час ходьби тиск коливається між позитивним і негативним значенням у фазах, що навантажують і розвантажують приймальну гільзу. Позитивне значення тиску «амортизує поштовхи» та підтримує венозний кровообіг, але негативно діє на фіксацію. Негативні значення тиску «засмоктують» куксу, що поліпшує її фіксацію в приймальній гільзі, але, на жаль, викликають утворення дистальних набряків. Отже, ефект розрідження покращує кріплення, але його застосування обмежене внаслідок побічних явищ.

#### *7. Кріплення за допомогою допоміжних пристроїв*

Якщо з якихось причин вищезгадані механізми не підходять інваліду, застосовують допоміжні пристрої кріплення, зокрема плечові ремені, бандажі та тазові пояси. Це особливо стосується геріатричних, післяопераційних та інших «проблемних» хворих [3].

### **4.4 Особливості схеми побудови протезів нижніх кінцівок**

Під схемою побудови протезів розуміють сукупність закономірностей, які встановлюють залежність між параметрами та визначають взаємне розташування вузлів і деталей протеза щодо опорно-рухової системи людини з урахуванням його індивідуальних характеристик.

Визначення схеми побудови протеза – один із найважливіших технологічних етапів виготовлення протезів нижніх кінцівок. Є два принципово різних підходи до визначення схеми побудови.

Перший – суб'єктивний (емпіричний) – оснований на застосуванні юстирувальних пристроїв. У процесі ходьби вузли й деталі протеза

переміщують щодо один одного, орієнтуючись на відчуття інваліда та досвід протезиста, коли взаємне розташування вузлів стає найбільш зручним для пацієнта.

Другий – об'єктивний (розрахунковий) передбачає завчасне збирання протеза за параметрами індивідуальних характеристик інваліда [19].

У разі здійснення об'єктивного методу побудови протеза використовують протезоміри.

Варто зазначити, що на більшості протезних підприємств користуються суб'єктивним, емпіричним, підходом у визначенні схеми побудови протеза.

Значного поширення в практиці протезування набуває німецька теорія побудови, що починається від вертикалі, яка відповідає в статичних умовах лінії дії вектора із загального центра мас тіла людини. Вона є базовою лінією (технологічною базою), щодо якої збирають вузли протеза. У цьому разі користуються чотирма висками, зручніше лазерним промінцем: переднім, заднім, внутрішнім і зовнішнім.

Передній висок проходить у протезі гомілки крізь середину надколінка, ніби ділячи його у фронтальній площині на рівні половини: медіальну і латеральну. На стопі лінія перпендикуляра проєктується по середині уявного великого пальця протеза стопи.

Проекція заднього виска проходить крізь середину підколінної ямки та п'ятки.

Проекції внутрішнього й зовнішнього висків ділять гільзу протеза на висоті кріплення власної зв'язки надколінка на передню і задню половини, на висоті середини надколінка ця ж лінія виска ділить гільзу у співвідношенні 2/3 (передня частина) до 1/3 (задня частина). Якщо стопу поділити на три третини, то лінія виска падає в медіальній і латеральній проєкції в середню третину, або на 10–20 мм назад від середини стопи (рис. 4.8).

У протезі стегна для кращої підкосостійкості лінія виска починається від вершини великого вертлюга й падає на лінію розділу між середньою та задньою третиною довжини стопи або на 10–20 мм назад від середини стопи (рис. 4.9).

Початок переднього виска – у точці пульсації стегнової артерії, а продовження, як і в протезі гомілки. Варто зазначити, що потреба в підкосостійкості колінного шарніра, з одного боку, і у швидкій ходьбі – з іншого, залежать індивідуально від хворого. Цю потребу не можна прогнозувати й тому не можна описати в яких-небудь правилах побудови.

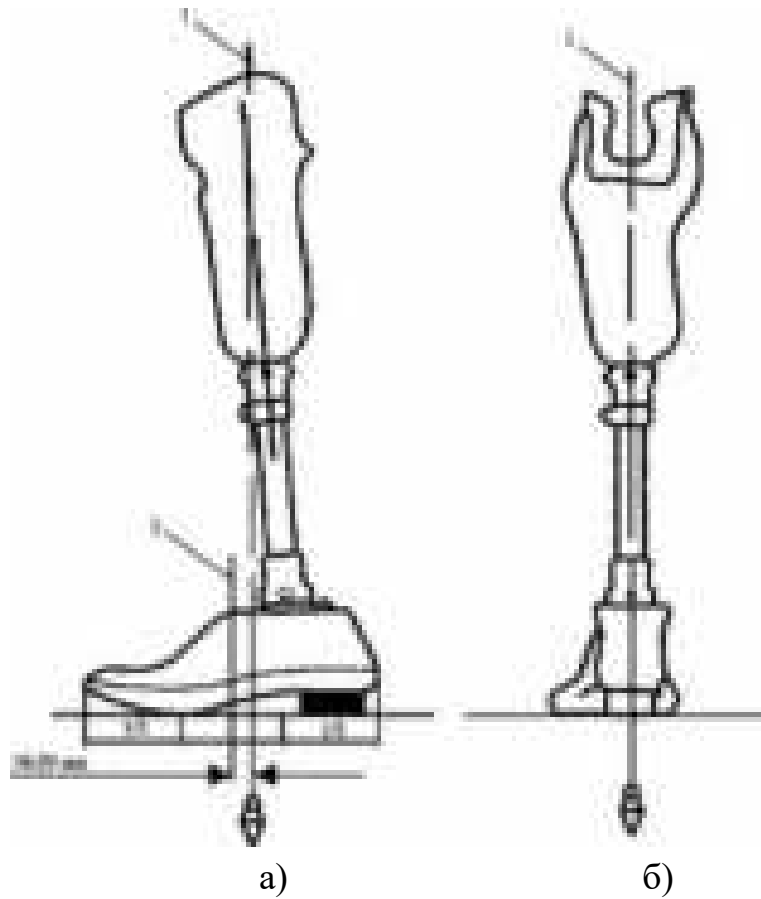


Рисунок 4.8 – Схема побудови протеза гомілки: а – у сагітальній площині; б – у фронтальній площині; 1 – базова лінія; 2 – середина стопи



Рисунок 4.9 – Схема побудови протеза стегна: 1 – базова лінія; 2 – середина стопи; 3 – вісь обертання колінного шарніра

Після статичної побудови завжди має проводитися динамічна корекція, яка обов'язково має враховувати положення стопи щодо базової лінії за умови переднього поштовху, у середньому періоді кроку, у разі перекаату через носок – задньому поштовху й у фазу переносу.

Необхідно наголосити, що зміщення стопи всередину, за дослідженнями німецьких фахівців, у будь-яку фазу опорного періоду викликає крутильний момент, що намагається нахилити протез назовні (латерально). Унаслідок цього можуть утворитися латерально-дистальні й медіально-проксимальні намини (натертості). Одночасно виникає ротаційний момент навколо поздовжньої осі протеза, що розвертає носок стопи назовні. Зміщення стопи всередину у фазу переднього поштовху негативно позначається на ходьбі інваліда і на фізіології тканин та суглобів, а в середньому періоді, за умови переднього перекаату та заднього поштовху кроку, є нефізіологічним і неекономним. Усе сказане потребує обережного підходу до схеми, де пропонується робити зміщення дистальної частини протеза всередину (убік збереженої кінцівки), – так звана схема побудови протеза на дивергенцію.

У практиці протезування існують різноманітні теорії побудови, в основі яких обов'язково лежить та чи інша базова (технологічна) лінія. Найважливіше, щоб у статисти зібрати вузли протеза щодо базової лінії в такому порядку, щоб у положенні стоячи протез не викликав жодних підкошувальних, згинальних, обертальних і крутильних моментів. Інваліда не має перекидати ні у фронтальній, ні в сагітальній площинах. Якщо це відбувається, то він зберігає рівновагу за рахунок неприродної пози, зміщуючи протез уперед, назад чи латерально, або за рахунок напруження м'язів, активно розгинаючи коліно, тазостегновий суглоб.

За умови вільного руху кукси рекомендується невеликий нахил ( $5^{\circ}$ ) приймальної гільзи вперед, завдяки чому відбувається розосередження тиску з вертикально конічного по більшій поверхні кукси. Що коротша кукса, то це важливіше. Якщо довга кукса, більш раціональним є вертикальне положення приймальної гільзи.

Ніколи не виготовляють протез на перерозігнутий (рекурвований) колінний суглоб.

Приймальна гільза гомілки не може бути побудована ні у відведеному, ні в приведеному положенні, а тільки так, як це передбачає анатомія кукси.

Короткі кукси гомілки, особливо в разі сильної атрофії, виготовляються під кутом до вертикалі в положенні вальгуса рівному  $5^{\circ}$  (ідеться не про відведення, а про фізіологічне положення побудови).

Ротація гільзи всередину або назовні щодо кукси не доцільна й не правильна.

Висота конструкції протеза має бути такою, щоб таз у фронтальній площині розташовувався горизонтально. Укорочення протезованої кінцівки у виняткових випадках припустимо тільки на 1 см. Різниця довжин кінцівок понад 1 см не припустима [3; 20; 21].

#### 4.4.1 Складання протеза гомілки та оцінювання схеми побудови

В апараті для зборки за допомогою юстирувальних гвинтів виконати правильне взаємне розташування гільзи та штучної стопи у фронтальній і сагітальній площинах. У сагітальній площині (рис. 4.10, а і рис. 4.11, а) лінія побудови має проходити крізь центр колінного суглоба. Установити кут нахилу гільзи (1) в діапазоні  $3^{\circ}$ – $5^{\circ}$ , урахувавши індивідуальні особливості пацієнта. Орієнтувати, згідно з рекомендаціями виробника, положення стопи штучної щодо базової лінії (2). У фронтальній площині (рис. 4.10, б і рис. 4.11, б) лінія побудови має проходити крізь середину надколінка і середину стопи. Установити кут нахилу гільзи в латеральному напрямку (3) в діапазоні  $3^{\circ}$ – $5^{\circ}$ , урахувавши індивідуальні особливості пацієнта.

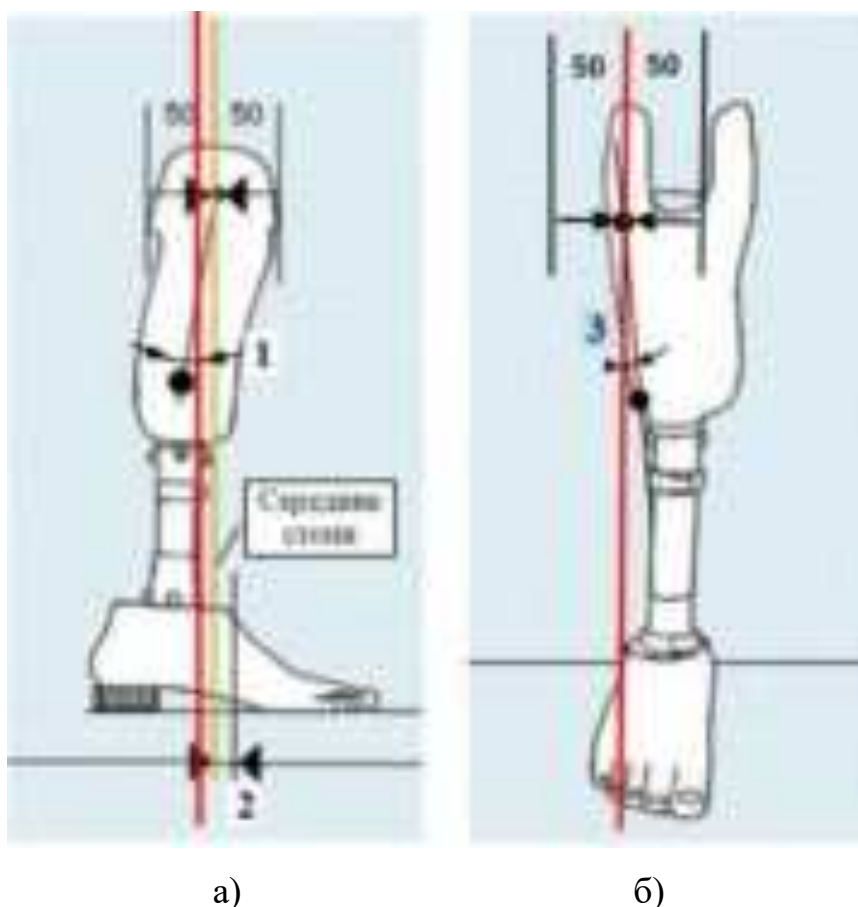
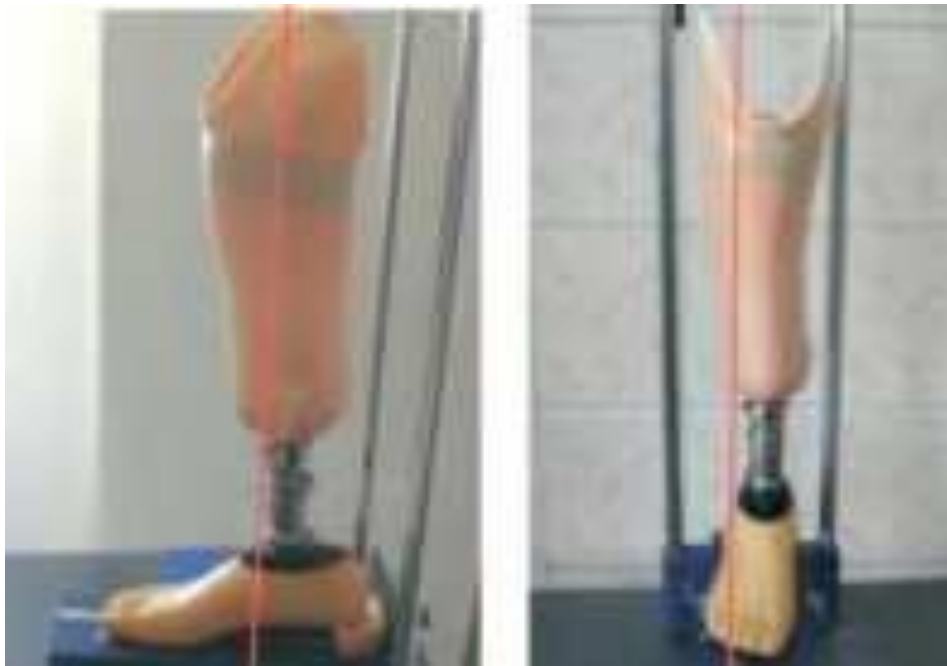


Рисунок 4.10 – Параметри для попереднього складання протеза гомілки в сагітальній (а) і фронтальній (б) площинах



а)

б)

Рисунок 4.11 – Приклад попереднього складання протеза гомілки за допомогою апарата *L.A.S.A.R. Assembly (Otto Bock)*: а – сагітальна площина; б – фронтальна площина

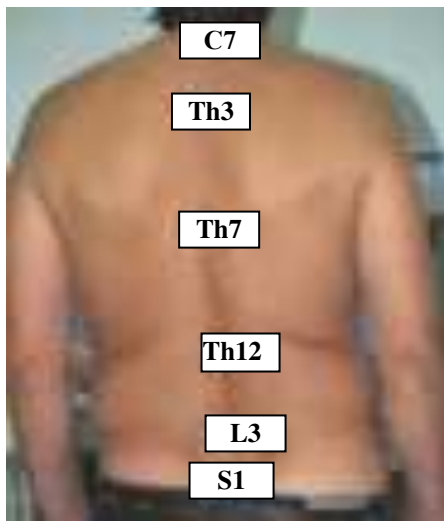
### ***Статичне регулювання протезів гомілки та усунення зауважень***

Запропонувати пацієнтові одягнути протез. Перший раз це виконується в брусах. Провести контроль висоти протеза. Контроль можна здійснити за положенням верхніх передніх клубових гребенів – вони мають бути на одній висоті (рис. 4.12). Контроль висоти протеза можна здійснити й за просторовим положенням хребта (рис. 4.13, а, б). Для цього розмістити на остистих відростках 7-го шийного (*C7*), 3, 7, 12-го грудних (*Th3, Th7, Th12*), 3-го поперекового (*L3*) та 1-го крижового (*S1*) хребців маркери, контролювати за допомогою переносного лазерного пристрою їх розташування на одній лінії. Необхідні умови – пацієнт стоїть зручно, рівномірно навантажує обидві кінцівки, стопи розташовані приблизно на ширині плечей, оптичний промінь проходить крізь міжсідничну складку [14].

У разі відхилення положення маркерів від лазерного променя необхідно скоригувати висоту протеза. Для визначення величини корекції під стопу з боку укорочення по черзі підкладаються компенсаторні пластини певної товщини доти, доки маркери на будуть розташовані на одній лінії, або відхилення від лінії буде мінімальним (рис. 4.13, в, г). У цьому разі необхідно брати до уваги суб'єктивні відчуття пацієнта щодо висоти протеза. У нього може бути сколіотична осанка або стійкий стереотип користування протезом некоректної висоти.



Рисунок 4.12 – Контроль висоти протеза за положенням верхніх передніх клубових гребенів



а)



б)



в)



г)

Рисунок 4.13 – Контроль висоти протеза за просторовим положенням хребта:  
 а – розміщення маркерів на хребті; б – недостатня висота протеза (маркери розташовані не на одній лінії); в – визначення величини корекції висоти; г – розташування маркерів після корекції висоти

Запропонувати пацієнтові зробити два, три кроки на місці. Він у цей час дивиться прямо перед собою. За умови правильного просторового положення гільзи в сагітальній площині штучна стопа і стопа збереженої кінцівки мають розташовуватися на одній лінії (рис. 4.14). За необхідності провести корекцію кута нахилу гільзи в сагітальній площині за допомогою переднього та заднього юстирувальних гвинтів на гільзовому адаптері.

Проконтролювати у фронтальній і сагітальній площинах контакт усієї поверхні стопи з поверхнею підлоги. За необхідності виставити правильне положення стопи за допомогою юстирувальних гвинтів на адаптері стопи. Проконтролювати вертикальність побудови протеза у фронтальній площині (рис. 4.15).



Рисунок 4.14 – Контроль просторового положення гільзи в сагітальній площині



Рисунок 4.15 – Контроль побудови протеза у фронтальній площині

Перевірити побудову протеза стегна у фронтальній і сагітальній площинах за допомогою апаратно-програмного базометричного комплексу [21].

За умови правильного відрегульованого взаємного розташування основних елементів протеза оптичний промінь, що відповідає лінії навантаження, проходить крізь тазостегновий суглоб і визначену точку в районі коліна. Положення штучної стопи щодо лінії навантаження визначається виробником (рис. 4.16, а). У разі відхилення променя від визначених точок проводиться корекція кута підошовного згинання штучної стопи за допомогою переднього й заднього юстирувальних гвинтів на адаптері стопи та корекція нахилу гільзи в протилежному напрямку переднім і заднім юстирувальними гвинтами гільзового адаптера. Наприклад: у випадку затягування переднього юстирувального гвинта на адаптері стопи на гільзовому адаптері так само за силою затягується задній юстирувальний гвинт.

Для оптимізації схеми побудови протеза у фронтальній площині пацієнт має стати на платформі базометра обома кінцівками. Протез має бути навантажений достатньо (не менше ніж 45% від ваги пацієнта). Спрямувати оптичний промінь на протезовану кінцівку. У нормі промінь має проходити в зоні від середини до зовнішнього краю надколінка та середини штучної стопи (рис. 4.16, б). Відхилення променя в будь-який бік коригується шляхом нахилу гільзи.



а)



б)

Рисунок 4.16 – Оцінювання побудови протеза гомілки за допомогою апаратно-програмного базометричного комплексу: а – у сагітальній площині; б – у фронтальній площині

Для проведення апаратного юстирування особливу увагу необхідно привернути на положення центра тиску протезованої кінцівки. Саме цей параметр безпосередньо залежить від схеми побудови протеза, і його відхилення від норми свідчить про порушення в схемі побудови протеза і необхідність коригування схеми. Найбільш поширені відхилення від норм, причини їхнього виникнення та шляхи регулювання протеза надані в табл. 4.2. [21; 3].

Таблиця 4.2 – Найбільш поширені відхилення від норм, причини їхнього виникнення та шляхи регулювання протеза

Збережена кінцівка	Протезована кінцівка				
<p>У нормі проєкція центра тиску протезованої кінцівки має знаходитися в межах середньої третини або на межі задньої третини контура стопи. Проєкція загального центра тиску не повинна мати значних відхилень у бік одної з кінцівок.</p>					
<p><b>Спостерігається зміщення загального центра тиску в бік протезованої кінцівки</b>  <i>Можлива причина</i> – велика висота протеза.                      Підкласти під збережену кінцівку компенсаторну пластину.                      Якщо спостерігається зміщення загального центра тиску в бік збереженої кінцівки, підібрати товщину компенсаторної пластини, яка забезпечить наближення проєкції тиску до оптимального значення.                      Зменшити висоту протеза на величину товщини компенсаторної пластини.</p>	<table border="1"> <thead> <tr> <th data-bbox="868 1346 1027 1426">Збережена кінцівка</th> <th data-bbox="1187 1346 1391 1426">Протезована кінцівка</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td colspan="2" data-bbox="852 1426 1398 1861"> </td> </tr> </tbody> </table>	Збережена кінцівка	Протезована кінцівка		
Збережена кінцівка	Протезована кінцівка				

Продовження таблиці 4.2

<p><b>Спостерігається зміщення загального центра тиску в бік збереженої кінцівки</b></p> <p><i>Можлива причина – недостатня висота протеза.</i></p> <p>Підкласти під протезовану кінцівку компенсаторну пластину.</p> <p>Якщо спостерігається зміщення загального центра тиску в бік протезованої кінцівки, підібрати товщину компенсаторної пластини, яка забезпечить наближення проєкції тиску до оптимального значення.</p> <p>Збільшити висоту протеза на величину товщини компенсаторної пластини.</p>	<p>Збережена кінцівка</p> <p>Протезована кінцівка</p> 
<p><b>Спостерігається зміщення центра тиску протезованої кінцівки в бік переднього відділу стопи</b></p> <p><i>Можлива причина – занадто великий кут підшовного згинання стопи.</i></p> <p><i>Регулюється затуванням заднього юстирувального гвинта адаптера стопи.</i></p>	<p>Збережена кінцівка</p> <p>Протезована кінцівка</p> 
<p><b>Спостерігається зміщення центра тиску протезованої кінцівки в бік заднього відділу стопи</b></p> <p><i>Можлива причина – недостатній кут підшовного згинання стопи.</i></p> <p><i>Регулюється затуванням переднього юстирувального гвинта адаптера стопи.</i></p>	<p>Збережена кінцівка</p> <p>Протезована кінцівка</p> 

## Кінець таблиці 4.2

<p><b>Спостерігається зміщення центра тиску протезованої кінцівки до зовнішнього боку штучної стопи</b> <i>Можлива причина – великий кут нахилу штучної стопи до зовнішнього боку.</i> <i>Регулюється затягуванням внутрішнього юстирувального гвинта адаптера стопи.</i></p>	<p>Збережена кінцівка      Протезована кінцівка</p> 
<p><b>Спостерігається зміщення центра тиску протезованої кінцівки до внутрішнього боку штучної стопи</b> <i>Можлива причина – великий кут нахилу штучної стопи до середини.</i> <i>Регулюється затягуванням зовнішнього юстирувального гвинта адаптера стопи.</i></p>	<p>Збережена кінцівка      Протезована кінцівка</p> 

### *Динамічне регулювання протезів гомілки*

Перейти до пробної ходьби в брусах.

За результатами візуального спостереження, майстер, перебуваючи попереду або позаду від пацієнта, під час ходьби контролює:

- вертикальне розташування елементів протеза в процесі його переносу;
- переміщення елементів несучого модуля та стопи в площині руху пацієнта, тобто в сагітальній площині;
- рівномірний контакт підошви взуття з поверхнею підлоги з латерального й медіального боків;
- симетричний розворот обох стоп у сагітальній площині.

Майстер, перебуваючи збоку від пацієнта, під час ходьби контролює:

- чітку наявність переднього поштовху, перекату й заднього поштовху;
- рівну довжину кроків обома кінцівками.

Під час контролю майстру необхідно постійно підтримувати зворотний зв'язок із пацієнтом на предмет аналізу відчуттів пацієнта під час ходьби.


*Найбільш поширені помилки в побудові протеза гомілки, що спостерігаються під час ходьби, і можливі дії, спрямовані на їхнє усунення, наведені в табл. 4.3 [14].*

Таблиця 4.3 – Найбільш поширені помилки в побудові протеза гомілки, що спостерігаються під час ходьби, і дії, спрямовані на їхнє усунення

<p><b>Надмірне згинання в колінному суглобі в період від переднього поштовху до середини фази опори</b> Можлива причина – контрактура в колінному суглобі. Шляхи усунення: – змістити штучну стопу вперед регулюванням заднього й переднього юстирувальних гвинтів на гільзовому адаптері.</p>	
<p><b>Неконтрольоване згинання колінного суглоба наприкінці фази опори в період заднього поштовху</b> Одночасно спостерігається нахил таза й плеча з боку протеза. Час опори на збережену кінцівку збільшується. Можлива причина – завелике тильне згинання штучної стопи. Шляхи усунення: – збільшити підошовне згинання регулюванням переднього й заднього юстирувальних гвинтів на адаптері стопи.</p>	

Продовження таблиці 4.3

<p><b>Уповільнене згинання в колінному суглобі протезованої кінцівки в період заднього поштовху</b></p> <p>Пацієнт швидко виносить збережену кінцівку вперед для короткого кроку, нахилиючи тулуб уперед. Згинання коліна ампутованої кінцівки компенсується одночасною стійкою на носках протилежної кінцівки.</p> <p><i>Можливі причини:</i></p> <ul style="list-style-type: none"><li>– недостатній кут нахилу гільзи вперед;</li><li>– надмірне підшовне згинання штучної стопи;</li><li>– хибний стереотип користування попереднім протезом або відсутність навичок користування протезом.</li></ul> <p><i>Шляхи усунення:</i></p> <ul style="list-style-type: none"><li>– збільшити кут нахилу гільзи регулюванням переднього й заднього юстирувальних гвинтів на гільзовому адаптері;</li><li>– зменшити підшовне згинання регулюванням заднього й переднього юстирувальних гвинтів на адаптері стопи;</li><li>– разом з інструктором з ходьби роз'яснити пацієнтові його помилки для відпрацювання правильного стереотипу ходи.</li></ul>	
<p><b>Надмірний латеральний зсув таза – «хиткість» до зовнішнього боку</b></p> <p>У середині фази опори протезованою кінцівкою пацієнт зміщує таз занадто далеко в латеральному напрямку й опускає його донизу. Латеральна стінка гільзи відходить убік, а медіальна стінка давить на куку. Спостерігається ходьба із широко розставленими ногами.</p> <p><i>Можлива причина</i> – надмірний нахил протеза в медіальному напрямку.</p> <p><i>Шляхи усунення:</i></p> <ul style="list-style-type: none"><li>– відвести протез у латеральному напрямку за допомогою внутрішнього й зовнішнього юстирувальних гвинтів на гільзовому адаптері. Для збереження загального взаємного розташування елементів протеза здійснити асиметричну дію з юстирувальними гвинтами на адаптері стопи.</li></ul>	

<p><b>Відведення протеза до зовнішнього боку – «хиткість» до середини</b></p> <p>Під час опори пацієнт відводить протез, виникає необхідність в додатковій опорі з протилежного боку. Зменшується навантаження на протез. Фаза опори на протез скорочується.</p> <p><i>Можлива причина – надмірний нахил протеза в латеральному напрямку.</i></p> <p><i>Шляхи усунення:</i></p> <ul style="list-style-type: none"><li>– відвести протез у медіальному напрямку за допомогою зовнішнього й внутрішнього юстирувальних гвинтів на гільзовому адаптері. Для збереження загального взаємного розташування елементів протеза здійснити асиметричну дію з юстирувальними гвинтами на адаптері стопи.</li></ul>	
--	---

#### **4.4.2 Складання протеза стегна та оцінювання схеми побудови**

В апараті для складання за допомогою юстирувальних гвинтів виконати правильне взаємне розташування основних конструктивних елементів протеза – гільзи, колінного механізму та штучної стопи у фронтальній і сагітальній площинах (рис. 4.17). Розміри кутів нахилу гільзи протеза у фронтальній і сагітальній площинах визначаються з огляду на особливості кістково-м'язового апарату кукси. Просторове розташування колінного механізму й стопи залежить від конструкції та визначається виробником.



Рисунок 4.17 – Попереднє складання протеза стегна за допомогою апарата для складання протеза *L.A.S.A.R. Assembly (Otto Bock)*

### *Статичне регулювання протезів стегна*

Запропонувати пацієнтові надягти протез. Перший раз це виконується в брусах. Для відпрацювання навички правильного одягання протеза доцільно повторити цю процедуру декілька разів. Під час цих дій визначається правильна позиція протеза щодо кукси в горизонтальній площині. Пальпацією оцінити розташування сідничної кістки в гільзі. Вона має надійно підтримуватися сідничною ділянкою попереково-овальної гільзи або відповідним профілем задньої стінки поздовжньо-овальної гільзи. Якщо протез надягнутий правильно, запропонувати пацієнтові зайняти зручне положення. За допомогою переносного лазерного пристрою контролювати положення колінного механізму й стопи. Під дією ваги пацієнта положення лінії побудови протеза змінюється. Її нове положення знову ж залежить від конструкцій колінного механізму й стопи та визначається їхнім виробником. У положенні стоячи насамперед необхідно контролювати підкосостійкість у фазі опори. Якщо протез зібрано правильно, миттєвий центр обертання механізму буде розташовуватися позаду від лінії навантаження, і цим буде забезпечене надійне замикання колінного механізму. У разі недостатньої надійності замикання колінного механізму за допомогою переднього й заднього юстирувальних гвинтів на гільзовому адаптері виставити вісь обертання колінного механізму щодо лінії навантаження згідно з рекомендаціями виробника (рис. 4.18).

Наступним етапом є контроль висоти протеза. Контроль можна здійснити за положенням верхніх передніх клубових гребенів – вони мають бути на одній висоті (рис. 4.12). Висоту протеза можна проконтролювати й за просторовим положенням хребта (рис. 4.13).



Рисунок 4.18 – Контроль положення осі обертання колінного механізму щодо лінії навантаження

Запропонувати пацієнтові зробити два-три кроки на місці. Пацієнт у цей час дивиться прямо перед собою. У разі правильного просторового положення гільзи в сагітальній площині стопи протеза на поверхні опори мають розташовуватися на одній лінії (рис. 4.19). За необхідності провести корекцію кута нахилу гільзи за допомогою переднього й заднього юстирувальних гвинтів на гільзовому адаптері. Проконтролювати у фронтальній і сагітальній площинах контакт всієї поверхні стопи з поверхнею підлоги. Якщо необхідно, виставити правильне положення стопи за допомогою юстирувальних гвинтів на адаптері стопи.



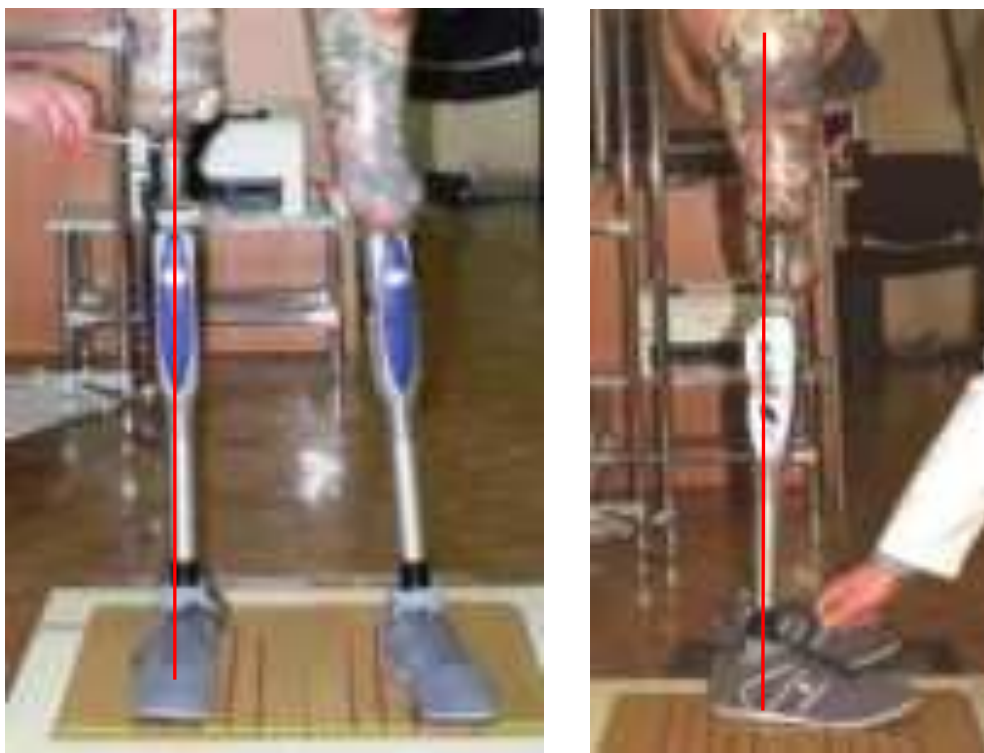
Рисунок 4.19 – Контроль просторового положення гільзи в сагітальній площині

Перевірити побудову протеза стегна у фронтальній та сагітальній площинах за допомогою апаратно-програмного базометричного комплексу [3; 21].

Для оптимізації схеми побудови протеза в сагітальній площині пацієнт має стати протезованою кінцівкою на платформу базометра, а збереженою кінцівкою – на нерухому підставку поряд із базометром. Водночас протез має бути навантажений достатньою мірою (не менше ніж 35 % від ваги пацієнта). У нормі оптичний промінь, що відображає лінію навантаження, проходить крізь великий вертлюг, а положення колінного механізму та штучної стопи щодо променя визначається виробником (рис. 4.20, а). За умови відхилення променя в будь-який бік відкоригувати кут нахилу протеза шляхом змінення кута підшовного згинання за допомогою переднього та заднього юстирувальних гвинтів на адаптері стопи. Для збереження просторового розташування гільзи протеза необхідно здійснити асиметричну дію з переднім і заднім юстирувальними гвинтами гільзового адаптера. Наприклад, у разі затягування

переднього юстирувального гвинта на адаптері стопи на гільзовому адаптері тою самою мірою затягується задній юстирувальний гвинт.

Провести юстирування схеми побудови протеза у фронтальній площині. Для цього запропонувати пацієнтові стати обома кінцівками на платформу базометра, у цьому випадку протез має бути навантажений достатньою мірою (не менше ніж 35 % від ваги пацієнта). Спрямувати оптичний промінь на протезовану кінцівку. У нормі промінь має проходити крізь тазостегновий суглоб, середину колінного механізму й середину стопи (рис. 4.20, б). У разі відхилення променя в будь-який бік провести корекцію схеми побудови протеза шляхом регулювання положення всього протеза щодо променя. У процесі регулювання для збереження загального взаємного розташування елементів протеза необхідно здійснювати асиметричні дії з вище й нижче розташованими юстирувальними гвинтами. Наприклад, у разі затягуванні зовнішнього юстирувального гвинта на гільзовому адаптері тою самою мірою затягується внутрішній юстирувальний гвинт на несучому модулі гомілки.



а)  
б)  
Рисунок 4.20 – Перевірка побудови протеза стегна за допомогою базометричного комплексу:  
а – у фронтальній площині; б – у сагітальній площині

У проведенні апаратного регулювання особливу увагу варто привернути на положення центра тиску протезованої кінцівки у фронтальній і сагітальній

площинах, оскільки він є проекцією базової лінії протеза на горизонтальну площину. Саме цей параметр безпосередньо залежить від схеми побудови протеза, і його відхилення від норми свідчить про порушення в схемі побудови протеза й необхідність коригування схеми. Найбільш поширені відхилення від норм і причини їхнього виникнення наведені в табл. 4.4.

Таблиця 4.4 – Найбільш поширені відхилення від норм і причини їхнього виникнення

Збережена кінцівка	Протезована кінцівка
<p>У нормі проекція центра тиску протезованої кінцівки має розміщуватися в межах середньої третини або на межі задньої третини контура стопи. Проекція загального центра тиску не повинна мати значних відхилень у бік одної з кінцівок.</p>	
<p><b>Спостерігається зміщення загального центра тиску в бік протезованої кінцівки</b>  <i>Можлива причина</i> – велика висота протеза.                  Підкласти під збережену кінцівку компенсаторну пластину.                  Якщо спостерігається зміщення загального центра тиску в бік збереженої кінцівки, підібрати товщину компенсаторної пластини, яка забезпечить наближення проекції тиску до оптимального значення.                  Зменшити висоту протеза на величину товщини компенсаторної пластини.</p>	

Продовження таблиці 4.4

<p><b>Спостерігається зміщення загального центра тиску в бік збереженої кінцівки</b>  <i>Можлива причина – недостатня висота протеза.</i>                      Підкласти під протезовану кінцівку компенсаторну пластину.                      Якщо спостерігається зміщення загального центра тиску в бік протезованої кінцівки, підібрати товщину компенсаторної пластини, що забезпечить наближення проєкції тиску до оптимального значення.                      Збільшити висоту протеза на величину товщини компенсаторної пластини.</p>	<p>Збережена кінцівка      Протезована кінцівка</p> 
<p><b>Спостерігається зміщення центра тиску протезованої кінцівки в бік переднього відділу стопи</b>  <i>Можлива причина – зavelикий кут підошовного згинання стопи.</i>                      Регулюється затягуванням заднього юстирувального гвинта адаптера стопи.</p>	<p>Збережена кінцівка      Протезована кінцівка</p> 
<p><b>Спостерігається зміщення центра тиску протезованої кінцівки в бік заднього відділу стопи</b>  <i>Можлива причина – недостатній кут підошовного згинання стопи.</i>                      Регулюється затягуванням переднього юстирувального гвинта адаптера стопи.</p>	<p>Збережена кінцівка      Протезована кінцівка</p> 

#### Кінець таблиці 4.4

<p><b>Спостерігається зміщення центра тиску протезованої кінцівки до зовнішнього боку штучної стопи</b> <i>Можлива причина – великий кут нахилу штучної стопи до зовнішнього боку.</i> <i>Регулюється затягуванням внутрішнього юстирувального гвинта адаптера стопи.</i></p>	<p>Збережена кінцівка      Протезована кінцівка</p> 
<p><b>Спостерігається зміщення центра тиску протезованої кінцівки до внутрішнього боку штучної стопи</b> <i>Можлива причина – великий кут нахилу штучної стопи до середини.</i> <i>Регулюється затягуванням зовнішнього юстирувального гвинта адаптера стопи.</i></p>	<p>Збережена кінцівка      Протезована кінцівка</p> 

#### *Динамічне регулювання протезів стегна*

Перейти до пробної ходьби в брусах.

За результатами візуального спостереження, майстер, перебуваючи попереду або позаду від пацієнта, під час ходьби контролює:

- вертикальне розташування елементів протеза в процесі його переносу;
- переміщення елементів колінного механізму, несучого модуля та стопи в площині руху пацієнта, тобто в сагітальній площині;
- рівномірний контакт підошви взуття з поверхнею підлоги з латерального й медіального боків;
- симетричний розворот обох стоп у сагітальній площини.

Майстер, перебуваючи збоку від пацієнта, під час ходьби контролює:


- надійне замикання колінного механізму;

- чітку наявність переднього поштовху, перекату й заднього поштовху;
- рівну довжину кроків обома кінцівками;
- симетричність згинання колінного механізму до згинання колінного суглоба (другого колінного механізму в разі парної ампутації).

Під час контролю майстрові необхідно постійно підтримувати зворотний зв'язок з пацієнтом на предмет аналізу відчуттів пацієнта під час ходьби.

Найбільш поширені помилки в побудові протеза, що спостерігаються під час ходьби, і можливі дії, спрямовані на їхнє усунення, наведені в табл. 4.5 [14].

Таблиця 4.5 – Найбільш поширені помилки в побудові протеза, що спостерігаються під час ходьби, і можливі дії, спрямовані на їхнє усунення

<p><b>Ходьба з відведенням кукси</b></p> <p>Пацієнт відводить протезовану кінцівку під час фаз переносу й опори. Збільшується тривалість і ширина кроку протезованою кінцівкою. Спостерігається подовжена фаза опори на здорову кінцівку.</p> <p><i>Можливі причини:</i></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>– надмірна висота протеза;</li> <li>– не враховані особливості просторового положення кукси;</li> <li>– хибний стереотип користування попереднім протезом або відсутність навичок користування протезом.</li> </ul> <p><i>Шляхи усунення:</i></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>– перевірити й у разі необхідності зменшити висоту, але не більше, ніж на 1 см щодо висоти збереженої кінцівки;</li> <li>– скорегувати просторове положення гільзи регулюванням внутрішнього й зовнішнього юстирувальних гвинтів на гільзовому адаптері;</li> <li>– разом з інструктором з ходьби роз'яснити пацієнтові його помилки для відпрацювання правильного стереотипу ходи.</li> </ul>	
---	--

## Продовження таблиці 4.5

<p><b>Ходьба з «круговими» рухами протезованою кінцівкою</b></p> <p>Пацієнт під час ходьби виконує махові рухи протезом у формі півкола. Ширина кроку залишається в нормі. Фаза опори збереженою кінцівкою збільшується. Згинання колінного механізму зменшене або відсутнє.</p> <p><i>Можливі причини:</i></p> <ul style="list-style-type: none"><li>– надмірна висота протеза;</li><li>– занадто туге розгинання колінного механізму;</li><li>– хибний стереотип користування попереднім протезом або відсутність навичок користування протезом.</li></ul> <p><i>Шляхи усунення:</i></p> <ul style="list-style-type: none"><li>– перевірити і в разі необхідності зменшити висоту, але не більше ніж на 1 см щодо висоти збереженої кінцівки;</li><li>– регулювати ступінь розгинання, згідно з інструкцією виробника колінного механізму, відповідно до м'язових зусиль кукси;</li><li>– разом з інструктором з ходьби роз'яснити пацієнтові його помилки для відпрацювання правильного стереотипу ходи.</li></ul>	
<p><b>Нахил тулуба вбік</b></p> <p>Пацієнт нахиляє тулуб у фазі опори на протез у бік протеза й знову випрямляє тулуб у фазу переносу. Крок протезованою кінцівкою має більшу тривалість, але залишається нормальної ширини.</p> <p><i>Можливі причини:</i></p> <ul style="list-style-type: none"><li>– надмірне відведення елементів протеза латерально;</li><li>– хибний стереотип користування попереднім протезом або відсутність навичок користування протезом.</li></ul> <p><i>Шляхи усунення:</i></p> <ul style="list-style-type: none"><li>– привести елементи протеза медіально за допомогою внутрішнього й зовнішнього юстирувальних гвинтів на гільзовому адаптері;</li><li>– для збереження загального взаємного розташування елементів протеза здійснити асиметричну дію з юстирувальними гвинтами на несучому модулі гомілки;</li><li>– разом з інструктором з ходьби роз'яснити пацієнтові його помилки для відпрацювання правильного стереотипу ходи.</li></ul>	

## Продовження таблиці 4.5

<p><b>Нахил тулуба вперед</b></p> <p>Нахил тулуба вперед під час фази опори на протез, у процесі переходу від фази опори на всю стопу до моменту заднього поштовху. Пацієнт нахиляє голову, щоб побачити момент торкання стопами поверхні, через що виникає непевність і нерішуча хода. Час опори на здорову кінцівку зменшується, довжина кроку в протезі скорочується. Під час випрямлення голови внаслідок опори на п'ятку штучної стопи спостерігається розгинання поперекового відділу хребта з метою утримання рівноваги в процесі опори на протез.</p> <p><i>Можливі причини:</i></p> <ul style="list-style-type: none"><li>– недостатня підкосостійкість або нестабільність колінного механізму;</li><li>– хибний стереотип користування попереднім протезом або відсутність навичок користування протезом.</li></ul> <p><i>Шляхи усунення:</i></p> <ul style="list-style-type: none"><li>– перевірити місце розміщення осі обертання колінного механізму. За необхідності виставити колінний механізм щодо базової лінії, згідно з рекомендаціями виробника механізму, за допомогою переднього та заднього юстирувальних гвинтів на гільзовому адаптері;</li><li>– разом з інструктором з ходьби роз'яснити пацієнтові його помилки для відпрацювання правильного стереотипу ходи.</li></ul>	 A line drawing of a person from the side, leaning forward. The right leg is a prosthetic, and the person is standing on it. The head is tilted forward, and the upper body is hunched over. This illustrates the posture described in the text as a common issue during the stance phase on a prosthetic.
<p><b>Нестабільність колінного механізму</b></p> <p>Під час переходу з опори на п'ятку до повного контакту з поверхнею спостерігається нестабільність колінного механізму (зменшується підкосостійкість). Унаслідок опори на п'ятку кукса залишається в зігнутому положенні. Подовжена фаза опори здорової кінцівки.</p> <p><i>Можлива причина</i> – неправильно виставлено колінний механізм.</p> <p><i>Шляхи усунення:</i></p> <ul style="list-style-type: none"><li>– перевірити місце розміщення осі обертання колінного механізму;</li><li>– за необхідності виставити колінний механізм щодо базової лінії, згідно з рекомендаціями виробника механізму, за допомогою переднього та заднього юстирувальних гвинтів на гільзовому адаптері.</li></ul>	 A line drawing of a person from the side, standing upright. The right leg is a prosthetic. The knee of the prosthetic is bent, and the person's body is slightly tilted back. This illustrates the instability of the knee mechanism mentioned in the text.

#### Кінець таблиці 4.5

<p><b>Нездатність керувати згинанням колінного механізму</b> Наприкінці фази опори в період заднього поштовху протез залишається в розігнутому стані. Центр мас розміщений попереду колінного механізму. Спостерігається відсутність руху тазу вперед. <i>Можливі причини:</i> – не відрегульовано колінний механізм; – хибний стереотип користування попереднім протезом або відсутність навичок користування протезом. <i>Шляхи усунення:</i> – зменшити ступінь розгинання колінного механізму; – разом з інструктором з ходьби роз'яснити пацієнтові його помилки для відпрацювання правильного стереотипу ходи.</p>	
<p><b>Ходьба з опорою на пальці збереженої кінцівки</b> У фазу переносу протез залишається в розігнутому стані. Перенос протеза над поверхнею здійснюється за рахунок стійки на носках здорової кінцівки. Довжина й ритм кроку не рівномірні. <i>Можливі причини:</i> – надмірна висота протеза; – занадто сильне підошовне розгинання стопи; – неправильно відрегульовано ступінь згинання (розгинання) колінного механізму; – хибний стереотип користування попереднім протезом або відсутність навичок користування протезом. <i>Шляхи усунення:</i> – зменшити висоту протеза, але не більше ніж на 1 см щодо висоти збереженої кінцівки; – зменшити підошовне згинання за допомогою переднього й заднього юстирувальних гвинтів на адаптері стопи; – відрегулювати функції колінного механізму згідно з рекомендаціями виробника; – разом з інструктором з ходьби роз'яснити пацієнтові його помилки для відпрацювання правильного стереотипу ходи.</p>	

#### 4.5 Методи оцінювання результатів протезування нижніх кінцівок

Наразі біомеханіка має значний арсенал методик дослідження можливостей людини стояти та ходити. Інформація, яку отримують унаслідок біомеханічних досліджень, є основою для визначення норми та дає змогу

кількісно визначити ступінь порушення локомоторної функції в разі різних патологічних станів. Вона забезпечує об'єктивну оцінку стану опорно-рухового апарату й може бути використана для диференційної діагностики, обґрунтування методів реабілітації, оцінювання результатів протезування.

В оцінюванні результатів протезування необхідно насамперед вказати ті критерії, які лежать в основі оцінювання, обумовлені практичною діяльністю фахівців галузі та мають чіткий фізичний сенс та методики (рис. 4.21), а також засоби, за допомогою яких можна провести необхідні біомеханічні дослідження (табл. 4.6).

Оскільки основною метою протезування нижніх кінцівок є відновлення функції опори та ходьби, то для оцінювання результатів протезування необхідно звертати увагу, наскільки добре людина стоїть і ходить.

#### ***4.5.1 Основні критерії в оцінюванні результатів протезування***

Основні критерії, які необхідно визначити для оцінювання результатів протезування такі:

1. Висота протеза.
2. Схема побудови протеза.
3. Опороздатність у статиці.
4. Стійкість у положенні стоячи.
5. Ритмічність ходьби.
6. Симетрія рухів під час ходьби.
7. Опороздатність під час ходьби.

Для визначення висоти протеза використовується *антропометрія*.

*Базометрія* застосовується для визначення опороздатності пацієнта під час стояння та для контролю схеми побудови протеза.

*Стабілометрія* визначає стійкість стояння, тобто можливість пацієнта зберігати рівновагу під час стояння.

*Подографія* застосовується для визначення ритмічності ходьби, часових характеристик ходьби.

*Гоніометрія, відеоаналіз* – це методики, які використовуються для визначення ритмічності та симетрії рухів людини під час ходьби, а також для контролю динамічної корекції схеми побудови протеза.

*Динамометрія* – методика визначення опорних реакцій, що застосовується для оцінювання просторових і кінетичних характеристик ходьби людини (рис. 4.8).

Зазначені методики широко використовуються у світовій практиці біомеханічних досліджень. Деякі з них добре себе зарекомендували в умовах

виробництва протезів, інші доцільно використовувати під час поглиблених досліджень в умовах великих наукових центрів.

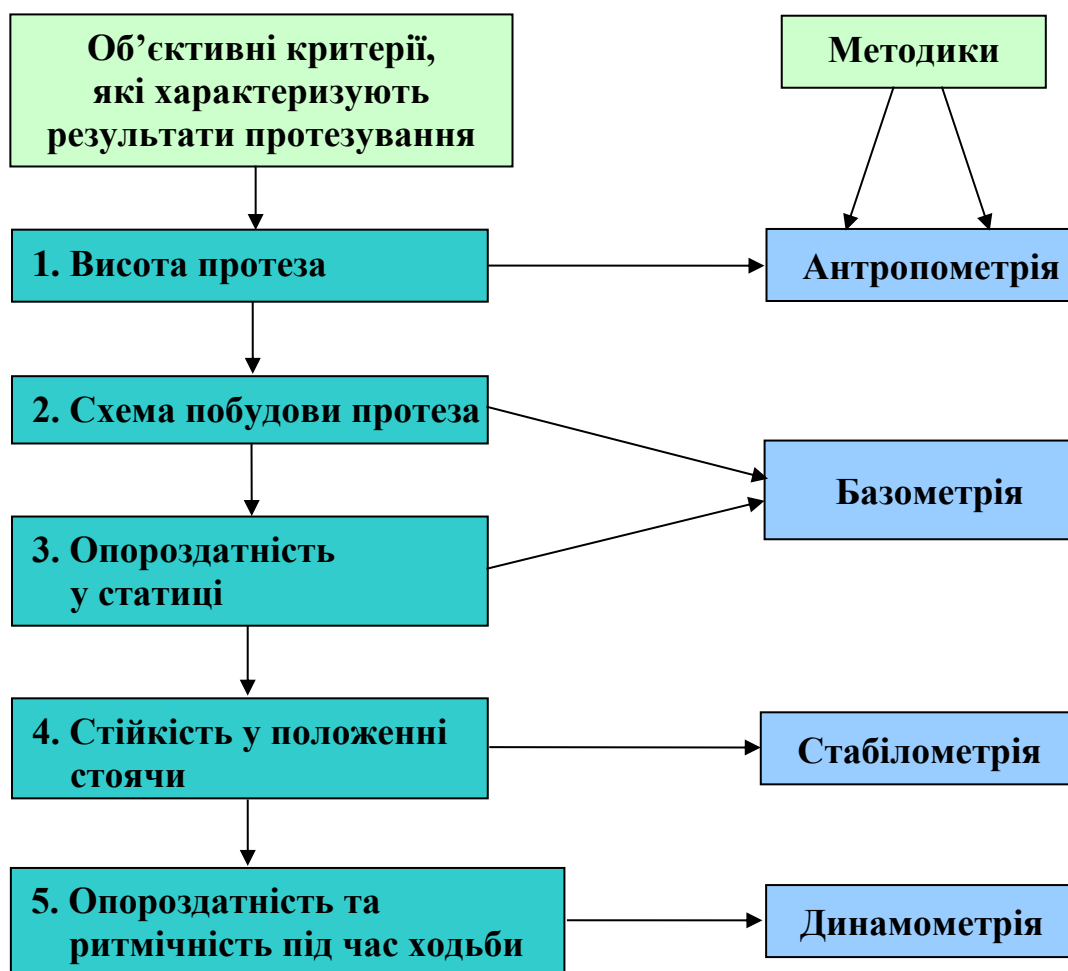


Рисунок 4.21 – Критерії, що характеризують результати протезування, та методики їхнього визначення

Зауважимо, що антропометрія, базометрія та стабілометрія здебільшого характеризують протез, а подографія, гоніометрія, відеоаналіз, динамометрія – усю систему «людина – протез». Такий розподіл є умовним і ґрунтується на тому, що перші три методики оцінюють статичні дані пацієнта, які простіше інтерпретувати. У статиці більш чітко можна відрізнити дію протеза від дії людини, ніж під час ходьби.

Технічне забезпечення протезно-ортопедичних підприємств України дає змогу визначити основні критерії для оцінювання результатів протезування в статиці:

- контроль зборки протеза з використанням протезоміру;
- визначення схеми побудови протеза, опороздатності та стійкості стояння пацієнта за допомогою апаратно-програмного базометричного комплексу.

Визначення критеріїв для оцінювання результатів протезування під час ходьби, зазначені в табл. 4.6, доступні тільки в лабораторних умовах [3].

Таблиця 4.6 – Критерії, методи та засоби вимірювання, необхідні для оцінювання результатів протезування

№	Критерії	Способи та засоби вимірювання	Основні параметри дослідження для оцінювання результатів протезування	Фізичне значення
1	2	3	4	5
1	<b>Висота протеза</b>	<b>Антропометрія</b> Висота протеза вимірюється шляхом визначення розташування передніх верхніх остей таза у фронтальній площині. Наявність перекосу таза свідчить про різницю довжини кінцівок, яку вимірюють за допомогою мірних планок різної висоти (від 5 до 50 мм) та сантиметрової лінійки.	Величина укорочення протезованої кінцівки порівняно зі збереженою.	Допускається укорочення протезованої кінцівки не більше ніж на 1 см.
2	<b>Схема побудови протеза</b>	<b>Методика контролю схеми побудови протеза</b> Схема побудови протеза контролюється шляхом визначення відхилення від базової лінії в процесі використання апаратно-програмного базометричного комплексу.	1. Ротація центрів тиску. 2. Зона інтегрованої рівноваги обох кінцівок. 3. Зміщення загального центра тиску (ЗЦТ) по осі X та Y, зміщення центра тиску (ЦТ) протезованої кінцівки по осі X та Y.	1. Асиметрія проєкції ЦТ нижніх кінцівок на поверхню опори. 2. Участь протезованої кінцівки в загальному процесі підтримки рівноваги. 3. Характеризує величину відхилення базової лінії схеми побудови протеза від норми.
3	<b>Опоро-здатність у стагії</b>	<b>Базометрія</b> Апаратно-програмний базометричний комплекс.	1. Рівень навантаження кінцівок. 2. Коефіцієнт опорності.	1. Навантаження кожної кінцівки відповідно до загальної ваги. 2. Співвідношення навантаження кінцівок.

Кінець таблиці 4.6

1	2	3	4	5
4	<b>Стійкість стояння</b>	<b>Стабілометрия</b> Апаратно-програмний базометричний комплекс.	Амплітуда коливання ЗЦТ по осі X та Y.	Величина амплітуди коливання ЗЦТ характеризує стійкість під час стояння або спроможність зберігати рівновагу.
5	<b>Опоро-здатність під час ходьби</b>	<b>Динамометрія</b> Апаратно-програмний комплекс для оцінювання динамічних характеристик ходьби людини.	1. Сила переднього та заднього поштовху обох кінцівок. 2. Симетрія навантаження кінцівок під час ходьби. 3. Коефіцієнт ритмічності ходьби.	1. Сила переднього поштовху характеризує опорну функцію, а задній – функцію поштовху під час ходьби. 2. Різниця навантаження протезованої та збереженої кінцівок. 3. Співвідношення тривалості переносу протезованої та збереженої кінцівок.
6	<b>Симетрія рухів</b>	<b>Гоніометрія, відеоаналіз</b> Апаратно-програмний комплекс безконтактного автоматизованого оцінювання рівня відновлення рухів людини [5].	Коефіцієнт симетрії по колінному куту.	Співвідношення амплітуди рухів у колінному суглобі протезованої та збереженої кінцівок.
7	<b>Опоро-здатність під час ходьби</b>	<b>Динамометрія</b> Апаратно-програмний комплекс для оцінювання динамічних характеристик ходьби людини [6].	1. Сила переднього та заднього поштовху обох кінцівок. 2. Симетрія навантаження кінцівок під час ходьби.	1. Сила переднього поштовху характеризує опорну функцію, а задній – функцію поштовху під час ходьби. 2. Різниця навантаження протезованої та збереженої кінцівок.

#### 4.5.2 Оцінювання результатів протезування нижніх кінцівок у статиці

Оцінювання результатів протезування пацієнтів на протезі гомілки та стегна в статиці за допомогою апаратно-програмного базометричного комплексу

Для оцінювання результатів протезування необхідно оцінити схему побудови протеза та наскільки добре пацієнт стоїть. У цьому разі критеріями оцінювання є схема побудови протеза та опороздатність і стійкість пацієнта в положенні стоячи.

Основні параметри, що використовуються для оцінювання результатів протезування, подано в таблиці на рис. 4.22, де наведено фрагмент протоколу дослідження статички пацієнта.

№ з/п	ПАРАМЕТР		ЛІВ	ПРАВ
<b>БАЗОМЕТРІЯ</b>				
1	Загальна вага, кг		55,6	
2	Опора на кожну кінцівку,	кг	31,9	23,7
		%	57,4	42,6
3	Коефіцієнт опорності		0,74	
4	Ротація центрів тиску, град.		-5,2	
5	Зона інтегров. рівноваги, см		0,9	1,2
<b>СТАБІЛОМЕТРІЯ</b>				
6	Зсув ОЦТ, мм	по осі ОХ	-20	
		по осі ОУ	-57	
7	Коливання ОЦТ, мм	по осі ОХ	3,9	
		по осі ОУ	6,2	
8	Зсув ЦТ, мм	по осі ОХ	-7	-3
		по осі ОУ	-48	-6
9	Коливання ЦТ, мм	по осі ОХ	1	0,8
		по осі ОУ	9,5	2,6

Рисунок 4.22 – Фрагмент протоколу базометричного дослідження з переліком основних параметрів для оцінювання результатів протезування за допомогою базометра: № з/п 4, 5, 6, 8 – параметри для оцінювання схеми побудови протеза; № з/п 2, 3 – параметри для оцінювання опороздатності; № з/п 7, 9 – параметри для оцінювання стійкості стояння

Для дослідження статичних характеристик пацієнтів на протезах отримані параметри необхідно порівнювати з параметрами умовної норми.

Умовна норма – це показники статичних характеристик пацієнтів на протезах нижніх кінцівок у разі найкращих результатів протезування.

Порядок визначення статичних характеристик пацієнтів на протезах аналогічний, як і під час обстеження здорових осіб. Опороздатність на протезовану кінцівку звичайно нижча, ніж на збережену. Основні показники базометричних і стабілометричних параметрів інвалідів на протезі стегна й гомілки, що належать до умовної норми, подано в табл. 4.7.

Коефіцієнт опорності (Коп) під час стояння на протезі стегна дорівнює  $0,80 \pm 0,09$ , на протезі гомілки –  $0,90 \pm 0,05$ . У пацієнтів з однобічною ампутацією значення коефіцієнта опорності залежать від рівня ампутації – що вищий рівень ампутації та складніша патологія, то менше навантаження на протезовану кінцівку. Так, для протеза стегна навантаження на протез становить не менше ніж 42 % (Коп не менше ніж 0,71), а для протеза гомілки – 46 % (Коп не менше ніж 0,85). Кут ротації, який відображає діагональний перекіс опори, дорівнює  $5,5 \pm 0,7$  град. на протезі стегна та  $3,8 \pm 0,8$  град. на протезі гомілки. У разі збільшення цих величин робиться висновок про збільшення діагонального перекосу опори та виражену асиметрію пози. Знак мінус (–) перед значенням кута ставиться в тому випадку, якщо зміщення центра тиску лівої кінцівки вперед більше, ніж правої, знак плюс (+) – навпаки.

Під час обстеження інвалідів особливу увагу необхідно звертати на величину зміщення центра тиску протезованої кінцівки у фронтальній і сагітальній площинах, тому що він є проекцією базової лінії протеза на горизонтальну площину. Саме цей параметр безпосередньо залежить від схеми побудови протеза, і його відхилення від норми свідчить про порушення в схемі побудови протеза й необхідність коригування схеми. У визначенні положення центрів тиску кожної кінцівки в сагітальній площині спостерігається тенденція до їхнього зміщення назад від осі X, але на різні величини на протезованій та збереженій кінцівках [3; 12].

Визначення та оцінювання схеми побудови протеза за допомогою апаратно-програмного базометричного комплексу (патент на винахід України № 75430 [21]).

Визначення схеми побудови протеза є одним з основних технологічних етапів протезування інвалідів із дефектами нижніх кінцівок. Знайти правильну індивідуальну схему побудови протеза для інваліда з дефектом гомілки або стегна – це знайти межі оптимальних умов підтримки рівноваги системи «людина – протез» у статичній та під час ходьби.

Таблиця 4.7 – Базометричні параметри основної вертикальної стійки інвалідів на протезі гомілки та стегна, умовна норма ( $M \pm m$ )

Параметри	Протез	Середні показники
Навантаження на протезовану кінцівку (% від загальної ваги)	стегно	44,5±0,7
	гомілка	49,6±0,4
Навантаження на збережену кінцівку (% від загальної ваги)	стегно	55,5±0,7
	гомілка	50,4±0,4
Коефіцієнт опорності	стегно	0,80±0,09
	гомілка	0,90±0,05
Кут ротації центрів тиску кінцівок	стегно	5,5±0,7
	гомілка	3,8±0,8
Зміщення загального центра тиску по осі X, в мм	стегно	4,8±2,3
	гомілка	3,4±1,4
Зміщення загального центра тиску по осі Y, в мм	стегно	-18,8±3,6
	гомілка	-16,3±2,2
Коливання загального центра тиску по осі X, в мм	стегно	7,2±1,0
	гомілка	5,6±0,5
Коливання загального центра тиску по осі Y, в мм	стегно	8,3±1,1
	гомілка	7,3±0,5
Зміщення центра тиску протезованої кінцівки по осі X в мм	стегно	3,4±1,5
	гомілка	2,6±0,1
Зміщення центра тиску протезованої кінцівки по осі Y, в мм	стегно	-17,2±5,0
	гомілка	-14,02±7,26
Зміщення центра тиску збереженої кінцівки по осі X, в мм	стегно	2,8±1,3
	гомілка	1,6±0,5
Зміщення центра тиску збереженої кінцівки по осі Y, в мм	стегно	-26,2±2,0
	гомілка	-20,1±4,0
Коливання центра тиску протезованої кінцівки по осі X, в мм	стегно	1,7±0,10
	гомілка	2,7±1,04
Коливання центра тиску протезованої кінцівки по осі Y, в мм	стегно	7,66±0,60
	гомілка	6,3±0,50
Коливання центра тиску збереженої кінцівки по осі X, в мм	стегно	2,0±0,30
	гомілка	1,7±0,40
Коливання центра тиску збереженої кінцівки по осі Y, в мм	стегно	7,6±1,60
	гомілка	6,4±0,90
Зона інтегрованої рівноваги протезованої кінцівки, в см	стегно	1,75±0,26
	гомілка	0,71±0,12

Застосування для дослідження на базометрії лазерного пристрою дає змогу візуально проконтролювати (за допомогою лазерного променя) проходження вектора сили із загального центра мас і кожної кінцівки крізь суглоби (шарніри) на площу опори у фронтальній і сагітальній площинах і, отже, оцінити схему побудови протеза.

Для оцінювання схеми побудови протеза у фронтальній площині лазерний промінь спрямовують на протезовану кінцівку. У нормі лазерний промінь має проходити крізь середину тазостегнового суглоба, середину колінної чашечки (колінного механізму) і середину гомілковостопного шарніра. Відхилення променя в будь-який бік відображає порушення схеми побудови протеза у фронтальній площині (рис. 4.23, *а*).

Для оцінювання схеми побудови протеза в сагітальній площині лазерний промінь спрямовують на пацієнта, який протезованою кінцівкою стоїть на базометрії боком (рис. 4.23, *б*). Збережена кінцівка розміщена на нерухомій підставці поряд із базометром. У цьому разі в нормі лазерний покажчик проходить крізь великий верлюг стегнової кістки, середину колінного суглоба (шарніра) і середину стопи. Відхилення шарніра від проєкції променя лазерного покажчика свідчить про порушення в схемі побудови протеза в сагітальній площині. У використанні одноосового колінного механізму в протезі стегна він може бути віднесений до 2 см назад від лазерного променя.

Застосування для оцінювання результатів протезування базометра і лазерного пристрою дає змогу спростити й об'єктивізувати процес пошуку оптимальної схеми побудови протеза. За умови використання юстирувальних пристроїв можлива оперативна корекція з метою оптимізації схеми побудови протеза та стереотипу ходьби хворого.

В основі будь-якої схеми лежить та або інша технологічна база, тобто вертикальна лінія, щодо якої розміщують вузли й деталі протеза у фронтальній, сагітальній і горизонтальній площинах.

Розташування проєкцій ЦТ, отримане за допомогою базометрії, дає змогу об'єктивно судити про схему побудови протеза у фронтальній і сагітальній площинах.

Для цього визначається зона розташування технологічної бази протеза, тобто ділянка розміщення проєкції центра тиску протезованої кінцівки на опорну поверхню (контур) стопи.



Рисунок 4.23 – Оцінювання схеми побудови протеза за допомогою лазерного променя: а – у фронтальній площині; б – у сагітальній площині

В інвалідів на протезі гомілки зміщення ЦТ на протезованій кінцівці по осі  $Y$  у середньому становить  $14,02 \pm 7,26$  мм, на збереженій –  $20,1 \pm 4,0$  мм.

У інвалідів на протезі стегна зміщення ЦТ на протезованій кінцівці по осі  $Y$  у середньому становить  $17,2 \pm 5,0$  мм, а на збереженій кінцівці –  $26,2 \pm 2,0$  мм.

Для більшої підкосостійкості протеза стегна необхідно побудувати протез так, щоб проєкція базової лінії була зміщена на 1–3 см назад від середньої лінії контура стопи. Це відповідає результатам досліджень німецької школи протезистів, яких дотримується більшість країн Європи.

У нижченаведених таблицях (табл. 4.8–4.10) подані можливі варіанти розміщення проєкції центра тиску протезованої кінцівки на контур стопи та висновки щодо оцінювання схеми побудови протеза залежно від ділянки їхнього розміщення.

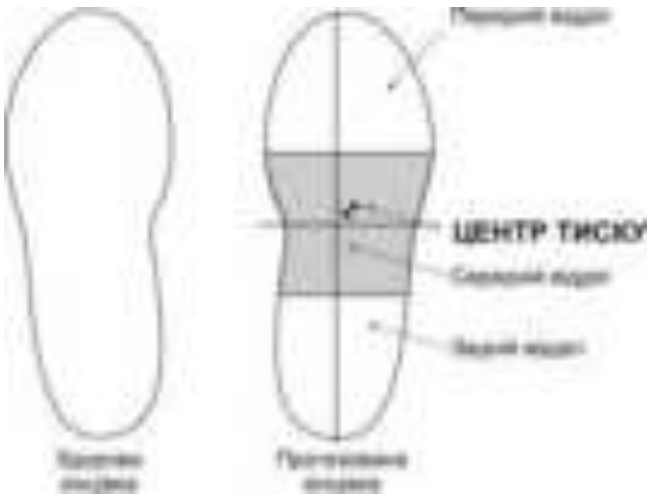
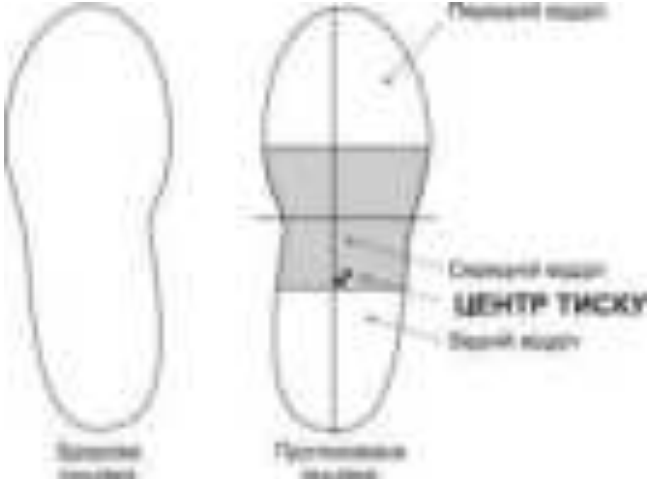
На рис. 4.24 наведено приклад протоколу біомеханічного дослідження пацієнта на протезі стегна з порушеннями *схеми побудови протеза* в сагітальній площині.

Як видно з протоколу дослідження, спостерігається виражене відхилення від норми проєкції ЦТ у сагітальній площині по осі  $Y$  уперед на 64 мм від

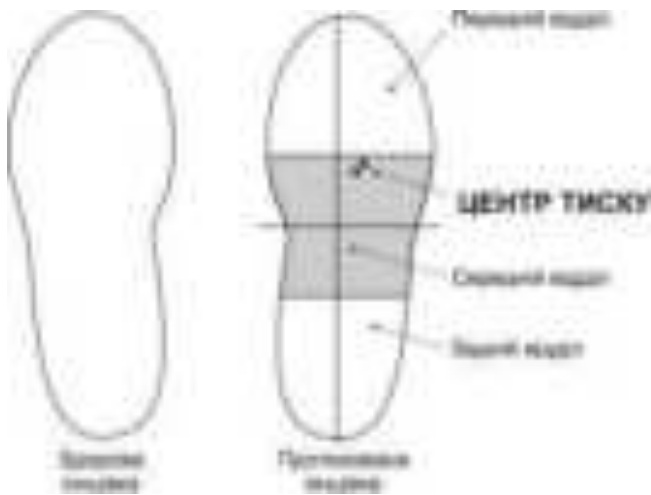
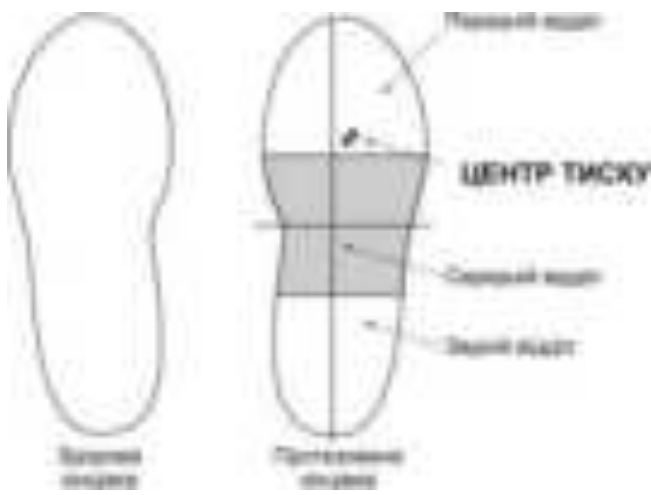
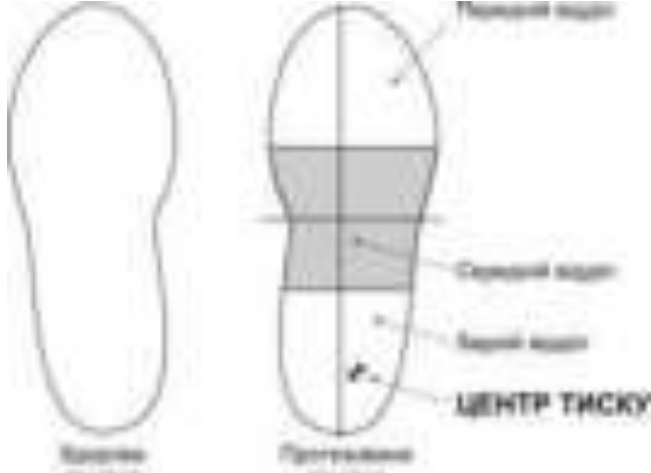
центра стопи та розташування в ділянці переднього відділу стопи. Унаслідок цього відхилення відбувається виражений діагональний перекіс опори, про що свідчить ротація ЦТ (17,3 град.), значно збільшена зона інтегрованої рівноваги протезованої кінцівки (4,4 см). До того ж спостерігається зміщення ЗЦТ у бік збереженої правої кінцівки, коефіцієнт опорності знижений до 0,65.

Після проведеної відповідної корекції схеми побудови протеза спостерігається розташування ЦТ протезованої кінцівки в ділянку середньої третини контура стопи, ближче до межі із задньою третьиною стопи, як і на збереженій кінцівці (рис. 4.25). Унаслідок проведеної корекції схеми побудови протеза також нормалізувалась поза пацієнта; ротація ЦТ становить лише 0,7 град.; зона інтегрованої рівноваги зменшується до 0,1 см; ЗЦТ розташовано на осі Y; опороздатність обох кінцівок майже однакова, про що свідчить коефіцієнт опорності, який дорівнює 0,99.

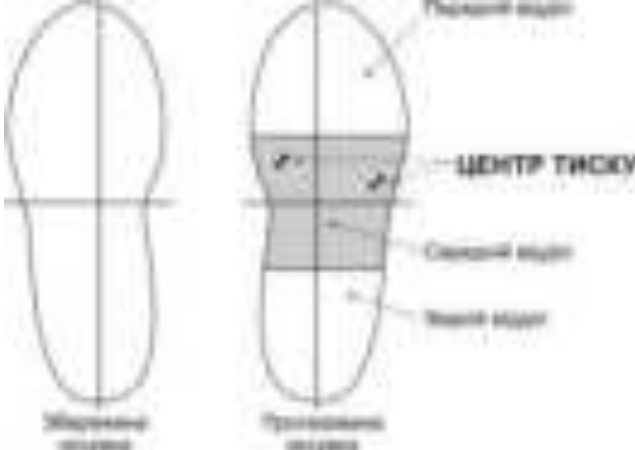
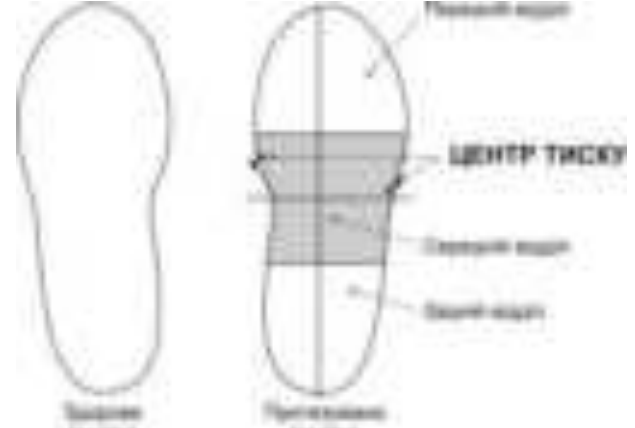
Таблиця 4.8 – Варіанти проєкції центра тиску за умови схеми побудови протеза в нормі

Варіанти проєкції центра тиску	Висновок
	<p>Схема побудови протеза в сагітальній та фронтальній площинах у нормі (проєкція ЦТ розташована в межах середньої третини контура стопи).</p>
	<p>Найкращий варіант схеми побудови протеза в сагітальній та фронтальній площинах (проєкція ЦТ розташована в межах середньої третини або на межі задньої третини контура стопи) для забезпечення підкосостійкості.</p>

Таблиця 4.9 – Відхилення від норми схеми побудови протеза в сагітальній площині

Варіанти проєкції центра тиску	Висновок
	<p>Помірні відхилення в схемі побудови протеза в сагітальній площині, які потребують корекції в разі наявності клінічних ознак – відповідних скарг інваліда або візуальних спостережень протезиста.</p>
	<p>Виражені відхилення в схемі побудови протеза в сагітальній площині, які потребують обов'язкової корекції (ЦТ проєктується на передній відділ контура стопи).</p>
	<p>Виражені відхилення в схемі побудови протеза в сагітальній площині, що потребують обов'язкової корекції (ЦТ проєктується на задній відділ контура стопи).</p>

Таблиця 4.10 – Відхилення від норми схеми побудови протеза у фронтальній площині

Варіанти проєкції центра тиску	Висновок
	<p>Помірні відхилення схеми побудови протеза у фронтальній площині, що потребують корекції в разі відповідних скарг інваліда або візуальних спостережень протезиста (проєкція ЦТ зміщена назовні або всередину від вертикальної середньої лінії контура стопи, ближче до зовнішнього або внутрішнього краю контура стопи).</p>
	<p>Виражені відхилення схеми побудови протеза у фронтальній площині, які потребують обов'язкової корекції (ЦТ проєктується на зовнішній або внутрішній контур стопи).</p>

Визначення та оцінювання опороздатності та стійкості в положенні стоячи на протезах

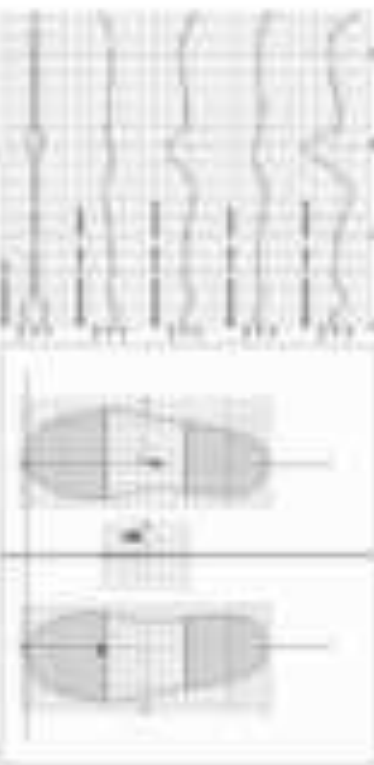
Третій і четвертий основні критерії для оцінювання результатів протезування – опороздатність у статиці та стійкість у положенні стоячи. Їх визначають за методикою базометрії. Отримані параметри опороздатності та стійкості стояння мають наближатися до умовної норми (табл. 4.7).

На рис. 4.25, а наведено протокол дослідження з порушенням опороздатності пацієнта на протезі стегна (Коп – 0,65) унаслідок різниці довжини кінцівок; на рис. 4.25, б – з покращенням опороздатності (Коп – 0,93), після корекції висоти протезованої кінцівки. До того ж відбувається покращення стійкості стояння пацієнта (амплітуда коливання ЗЦТ по осі Y зменшується з 9,4 мм до 2,9 мм; по осі X – з 4,8 мм до 1,7 мм).





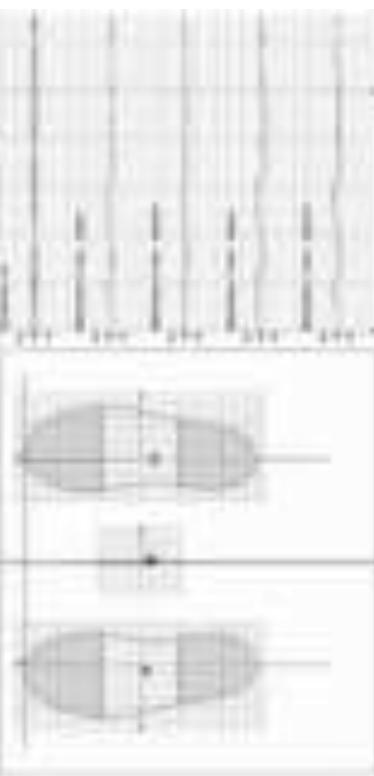
Параметр	Відк.	Після
Висота стегна	81,5	81,5
Висота коліна	51,5	51,5
Висота гомілки	41,5	41,5
Висота стопи	11,5	11,5
Висота підлоги	1,6	1,6
Висота стегна	81,5	81,5
Висота коліна	51,5	51,5
Висота гомілки	41,5	41,5
Висота стопи	11,5	11,5
Висота підлоги	1,6	1,6



а)



Параметр	Відк.	Після
Висота стегна	81,5	81,5
Висота коліна	51,5	51,5
Висота гомілки	41,5	41,5
Висота стопи	11,5	11,5
Висота підлоги	1,6	1,6
Висота стегна	81,5	81,5
Висота коліна	51,5	51,5
Висота гомілки	41,5	41,5
Висота стопи	11,5	11,5
Висота підлоги	1,6	1,6



б)

Рисунок 4.25 – Протокол дослідження опороздатності в статичі:  
 а – порушення опороздатності пацієнта на протезі стегна;  
 б – покращення опороздатності після корекції висоти протезованої кінцівки

Після статичної побудови завжди має проводитись динамічна корекція, яка обов'язково враховуватиме положення стопи щодо базової лінії за умови переднього поштовху, у середньому періоді кроку, під час перекату через носок, заднього поштовху й у фазу переносу.

Необхідно наголосити, що зміщення стопи всередину, за результатами досліджень німецьких фахівців, у будь-яку фазу опорного періоду викликає крутильний момент, що намагається нахилити протез назовні (латерально). Унаслідок цього можуть утворитися латерально-дистальні й медіально-проксимальні намини. Одночасно виникає ротаційний момент навколо поздовжньої осі протеза, що розвертає носок стопи назовні. Зміщення стопи всередину у фазу переднього поштовху негативно позначається на ходьбі інваліда й на фізіології тканин та суглобів, а в середньому періоді, під час переднього перекату та заднього поштовху кроку є нефізіологічним і неекономним. Усе зазначене потребує обережного підходу до схеми, де пропонується робити зміщення дистальної частини протеза всередину (у бік збереженої кінцівки), – так звана схема побудови протеза на дивергенцію.

У практиці протезування існують різноманітні теорії побудови, в основі яких обов'язково лежить та чи інша базова (технологічна) лінія. Основне полягає в тому, щоб у статиці зібрати вузли протеза щодо базової лінії в такому порядку, щоб у положенні стоячи протез не викликав жодних підкошувальних, згинальних, обертальних і крутильних моментів. Інваліда не має валити ні у фронтальній, ні в сагітальній площинах. Якщо це відбувається, то він зберігає рівновагу за рахунок неприродної пози, зміщуючи протез уперед, назад чи латерально, або за рахунок напруження м'язів, активно розгинаючи коліно, тазостегновий суглоб.

За умови вільного руху кукси рекомендується незначний нахил ( $5^{\circ}$ ) приймальної гільзи вперед, завдяки чому відбувається розосередження тиску з вертикально конічного по більшій поверхні кукси. Що коротша кукса, то це важливіше. Якщо довга кукса, більш раціональним є вертикальне положення приймальної гільзи.

Ніколи не будують протез на перерозігнутий (рекурвований) колінний суглоб. Приймальна гільза гомілки не може бути побудована ні у відведеному, ні в приведеному положенні, а тільки так, як це передбачає анатомія кукси.

Короткі кукси гомілки, особливо в разі сильної атрофії, будуються під кутом до вертикалі в положенні вальгуса рівному  $5^{\circ}$  (ідеться не про відведення, а про фізіологічне положення побудови). Ротація гільзи всередину або назовні щодо кукси не доцільна й не правильна.

Висота конструкції протеза має бути такою, щоб таз у фронтальній площині розташовувався горизонтально. Укорочення протезованої кінцівки у виняткових випадках припустимо тільки на 1 см. Різниця довжин кінцівок понад 1 см не припустима [3].

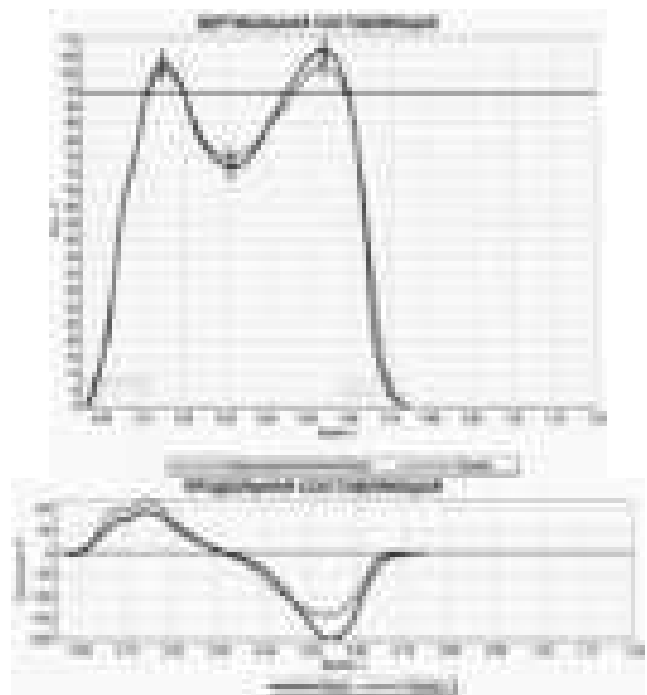
#### 4.5.3 Оцінювання результатів протезування нижніх кінцівок у динаміці

Для оцінювання результатів протезування необхідно визначити основні характеристики ходьби пацієнта, такі як: сила переднього й заднього поштовхів обох кінцівок, симетрія навантаження кінцівок під час ходьби.

Також у динамометричних дослідженнях отримуємо просторові характеристики ходьби: швидкість, тривалість та довжина подвійного кроку, тривалість опорного та переносного періодів кроку, коефіцієнт ритмічності ходьби. Цей коефіцієнт є основним об'єктивним критерієм ритмічності ходьби під час оцінювання результатів протезування (рис. 4.26).



а)



б)

Рисунок 4.26 – Дослідження динамічних характеристик ходьби людини за допомогою динамометрії (а) та графіки вертикального й поздовжнього складників реакцій опори (б)

Коефіцієнт ритмічності ходьби – це співвідношення тривалості переносного періоду протезованої та збереженої кінцівок. За умови

нормальної ходьби він дорівнює 0,98–1,0. Ходьба на протезі характеризується асиметрією тривалості переكاتів, насамперед зменшується тривалість періоду опори на протезовану кінцівку та збільшується тривалість її переносу, це позначається на ритмічності ходьби. Під час ходьби на протезі швидкість та довжина подвійного кроку зменшуються, а тривалість подвійного кроку збільшується [17]. Основні параметри, що використовуються для оцінювання результатів протезування, подано на рис. 4.27, де наведено фрагмент протоколу дослідження ходьби на протезі пацієнта Б-ва О.Г. з ампутаційним дефектом правої гомілки.

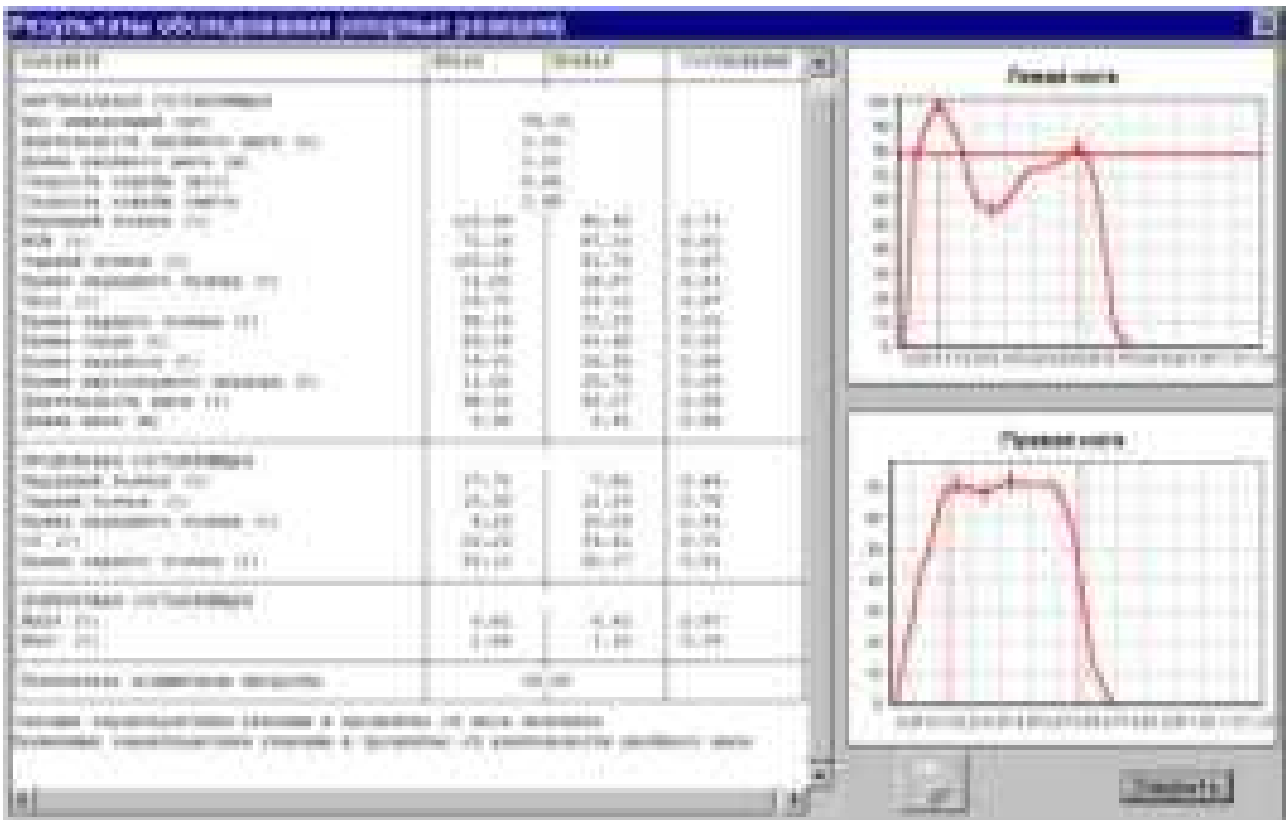


Рисунок 4.27 – Протокол дослідження динамічних характеристик під час ходьби пацієнта Б-ва О.Г. з ампутаційним дефектом правої гомілки

Асиметрії навантаження – показник, що характеризує різницю площі опори правої та лівої кінцівок на графіку вертикального складника (рис. 4.18). Що менша ця різниця, то більш ритмічна й синхронна ходьба.

Цей показник під час ходьби здорової людини дорівнює  $3,21 \pm 1,23$  (указані значення отримані на основі обстеження ходьби 35 здорових людей); під час ходьби на протезі гомілки –  $7,07 \pm 1,87$  (указані значення отримані на основі обстеження ходьби 35 пацієнтів на протезі гомілки); на протезі

стегна –  $15,9 \pm 4,45$  (указані значення отримані на основі обстеження ходьби 50 пацієнтів на протезі стегна).

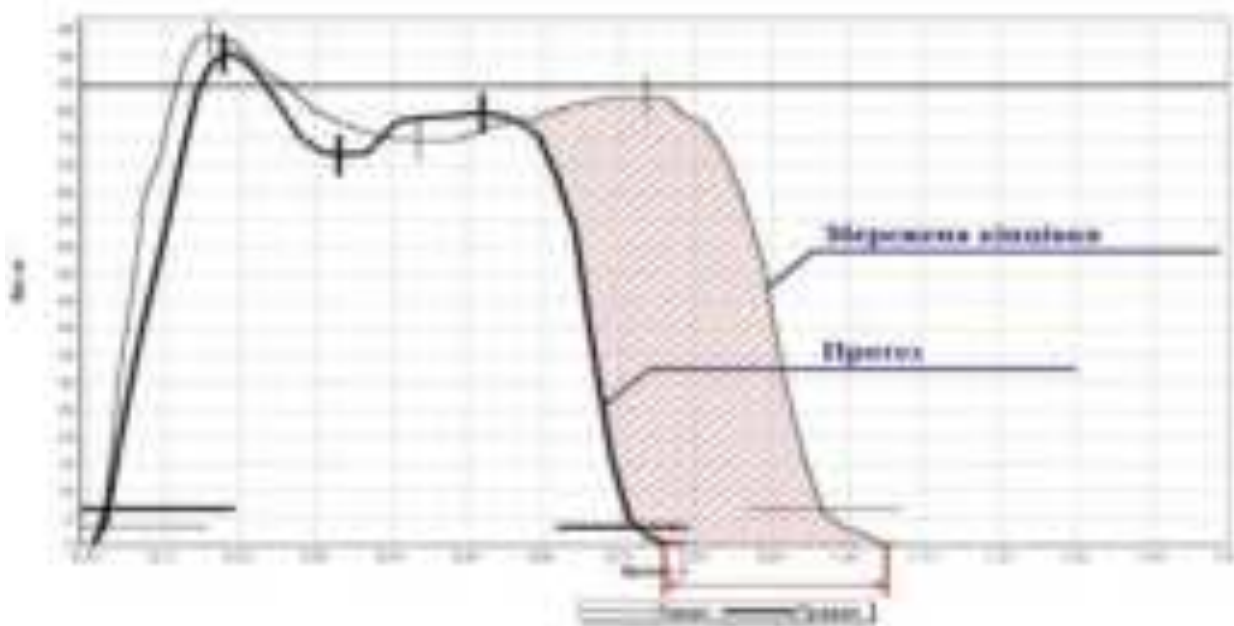


Рисунок 4.28 – Асиметрія навантаження на графіку вертикального складника під час ходьби пацієнта I-ва А.Н. на протезі гомілки

Зразок протоколу дослідження динамічних характеристик ходьби здорової людини наведено в табл. 4.11.

Під час обстеження пацієнтів з ампутаційними дефектами нижніх кінцівок картина результатів виглядатиме дещо інакше (табл. 4.12).

Для ходьби на протезі властива асиметрія опорних реакцій протезованої та збереженої кінцівок. На протезованій кінцівці значно зменшена величина переднього та заднього поштовхів і збільшені на збереженій. Збільшується амплітуда поперечного складника на протезованій кінцівці в разі дефекту стегна, тому що виникає недостатня стійкість під час опори на протез і пацієнт прагне скоріше встати на збережену кінцівку.

В оцінюванні результатів протезування необхідно враховувати, що параметри ходьби на протезах мають наближатися до наявних параметрів норми, тобто що ближче вони до норми, то краще [3].

Таблиця 4.11 – Зразок протоколу дослідження динамічних характеристик ходьби здорової людини

ПАРАМЕТР	Ліва нога	Права нога	Співвідношення
<b>ВЕРТИКАЛЬНИЙ СКЛАДНИК</b>			
Загальна вага (кг)	60,68		
Тривалість подвійного кроку (с)	1,06		
Довжина подвійного кроку (м)	1,22		
Швидкість ходьби (км/год) (м/с)	4,15 (1,15)		
Передній поштовх (%)	115	120	0,98
MIN (%)	85	87	0,98
Задній поштовх (%)	110	115	0,99
Тривалість переднього поштовху (%)	15,40	15,06	0,97
Tmin (%)	29,60	30,41	0,97
Тривалість заднього поштовху (%)	48,76	48,13	0,98
Тривалість опори (%)	64,46	64,69	0,99
Тривалість переносу (%)	35,53	35,30	0,99
Тривалість двохопального періоду (%)	14,39	14,76	0,97
Тривалість кроку (%)	49,70	50,30	0,99
Довжина кроку (м)	0,61	0,62	0,99
<b>ПОЗДОВЖНИЙ СКЛАДНИК</b>			
Передній поштовх (%)	12,26	6,11	0,76
Задній поштовх (%)	20,65	21,54	0,96
Тривалість переднього поштовху (%)	11,12	11,25	0,99
t° (%)	34,59	32,10	0,93
Тривалість заднього поштовху (%)	55,63	54,38	0,98
<b>ПОПЕРЕЧНИЙ СКЛАДНИК</b>			
MAX+ (%)	8,26	9,10	0,91
MAX- (%)	1,33	1,48	0,90
Показник асиметрії навантаження	3,50		
Силкові характеристики вказані у відсотках від ваги людини			
Часові характеристики вказані у відсотках від тривалості подвійного кроку			

Таблиця 4.12 – Приклад протоколу результатів дослідження ходьби пацієнта з ампутаційним дефектом лівої гомілки

ПАРАМЕТР	Ліва нога	Права нога	Співвідношення
<b>ВЕРТИКАЛЬНИЙ СКЛАДНИК</b>			
Загальна вага (кг)	66,26		
Тривалість подвійного кроку (с)	1,10		
Довжина подвійного кроку (м)	1,23		
Швидкість ходьби (км/год) (м/с)	3,99 (1,10)		
Передній поштовх (%)	106,40	120,63	0,88
MIN (%)	76,99	75,59	0,98
Задній поштовх (%)	95,07	106,95	0,88
Тривалість переднього поштовху (%)	15,85	14,47	0,91
Tmin (%)	28,12	26,79	0,95
Тривалість заднього поштовху (%)	43,45	46,63	0,93
Тривалість опори (%)	62,65	64,05	0,97
Тривалість переносу (%)	37,34	35,94	0,96
Тривалість двохопального періоду (%)	14,47	12,22	0,84
Тривалість кроку (%)	50,42	49,57	0,98
Довжина кроку (м)	0,62	0,60	0,98
<b>ПОЗДОВЖНИЙ СКЛАДНИК</b>			
Передній поштовх (%)	8,17	17,88	0,45
Задній поштовх (%)	10,65	16,83	0,63
Тривалість переднього поштовху (%)	15,56	11,09	0,71
t° (%)	34,55	37,39	0,92
Тривалість заднього поштовху (%)	52,41	54,84	0,95
<b>ПОПЕРЕЧНИЙ СКЛАДНИК</b>			
MAX+ (%)	8,07	10,49	0,76
MAX- (%)	1,27	1,24	0,97
Показник асиметрії навантаження		7,10	
Силкові характеристики вказані у відсотках від ваги людини			
Часові характеристики вказані у відсотках від тривалості подвійного кроку			

#### 4.6 Оцінювання результатів протезування нижніх кінцівок за допомогою роботизованого комплексу з біологічним зворотним зв'язком *C-Mill*

В УкрНДІ протезування оцінювання ефективності протезування нижніх кінцівок проводять із використанням стандартних тестів, що містяться в програмному забезпеченні роботизованого пристрою *C-Mill*, до та після курсу реабілітації [22].

Порівняння результатів тестування необхідно виконувати з однаковими налаштуваннями і в одних і тих самих умовах.

##### **Тест «Межа стабільності»**

- Пацієнт має стояти на проєкції стоп (видимої на стрічці доріжки для ходьби).
- Пацієнт має стояти й дивитися вперед, руки вздовж тулуба або схрещені перед грудьми.
- Пацієнт переміщує верхню половину тіла в максимально можливо в чотирьох напрямках (уперед, назад, наліво й направо).
- Вимірюється рівень рівноваги пацієнта.

Перед початком та після закінчення курсу реабілітації проведена діагностика за системою «Межа стабільності» (рис. 4.29).

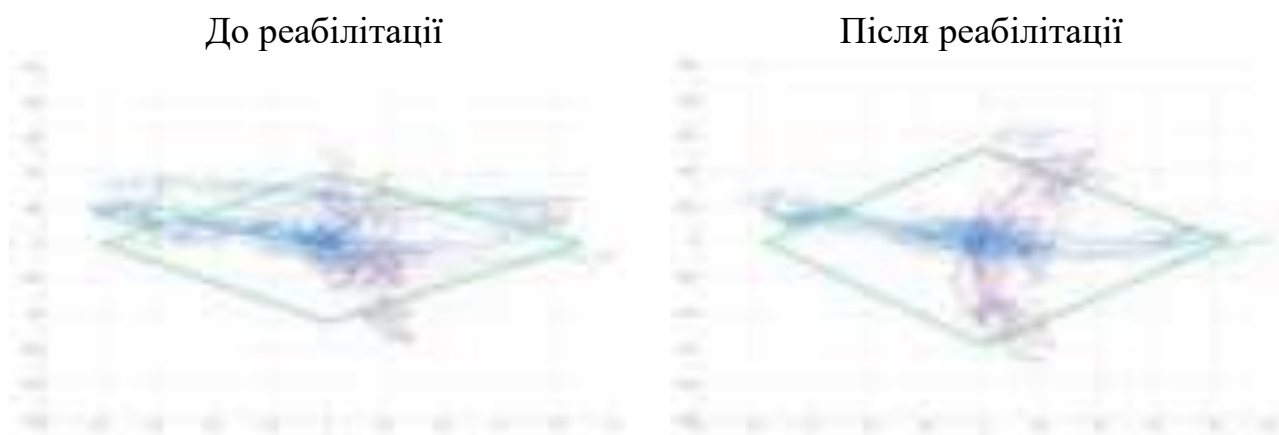


Рисунок 4.29 – Діагностика за системою «Межа стабільності» до та після реабілітації пацієнтки Н-вої М.М.

Протягом цього попереднього оцінювання визначають межі стабільності для пацієнта та здатність безпечно рухатися до цілі.

Ця оцінка вимірює межі стабільності у пацієнта в чотирьох напрямках: уперед, назад, наліво й направо.

Межі стабільності позначають ділянку, у якій центр мас тіла може переміщатися без втрати рівноваги. Коли центр мас перевищує межі стабільності, пацієнт стає нестабільним і має робити компенсаторні кроки, таким чином змінюючи основу опори. Обмеження в межах стабільності можуть привести до патологічного постурального регулювання. Більш високі межі стабільності збільшують рівновагу пацієнту та знижують ризик падіння.

Зміщення центра тиску – це показання меж стабільності пацієнта в певному напрямку. Більш високе зміщення центра тиску (у см) – це свідчення кращої динамічної рівноваги, постурального управління й більш низького ризику падіння.

### ***Тест «Постуральна стабільність»***

Вимірює коливання тіла пацієнта за допомогою швидкості центра тиску за чотирьох різних статичних умов: стоячи з розплющеними очима, стоячи із заплющеними очима, у фазу опори під час тандемної ходьби і у фазу опори на одній нозі. Ця оцінка забезпечує інформацію про статичну рівновагу пацієнта і постуральне управління в положенні стоячи.

- Пацієнт має стояти на проєкції стоп (видимої на стрічці доріжки для ходьби).
- Пацієнт має стояти та дивитися вперед, руки вздовж тулуба або схрещені перед грудьми.
- Статичне постуральне управління пацієнта вимірюється протягом чотирьох завдань:
  - стоячи з розплющеними очима;
  - стоячи із заплющеними очима;
  - фаза опори під час тандемної ходьби;
  - фаза опори на одній нозі.

Перед початком та після закінчення курсу реабілітації проведена діагностика за системою «Постуральна стабільність» (рис. 4.30).

Постуральна стабільність – це основа здатності стояти й ходити самостійно. Зменшення постуральної стабільності може призвести до падіння під час виконання щоденних дій. Оцінювання постуральної стабільності розпізнає ризик падінь і може використовуватися як попередній відбірковий інструмент.

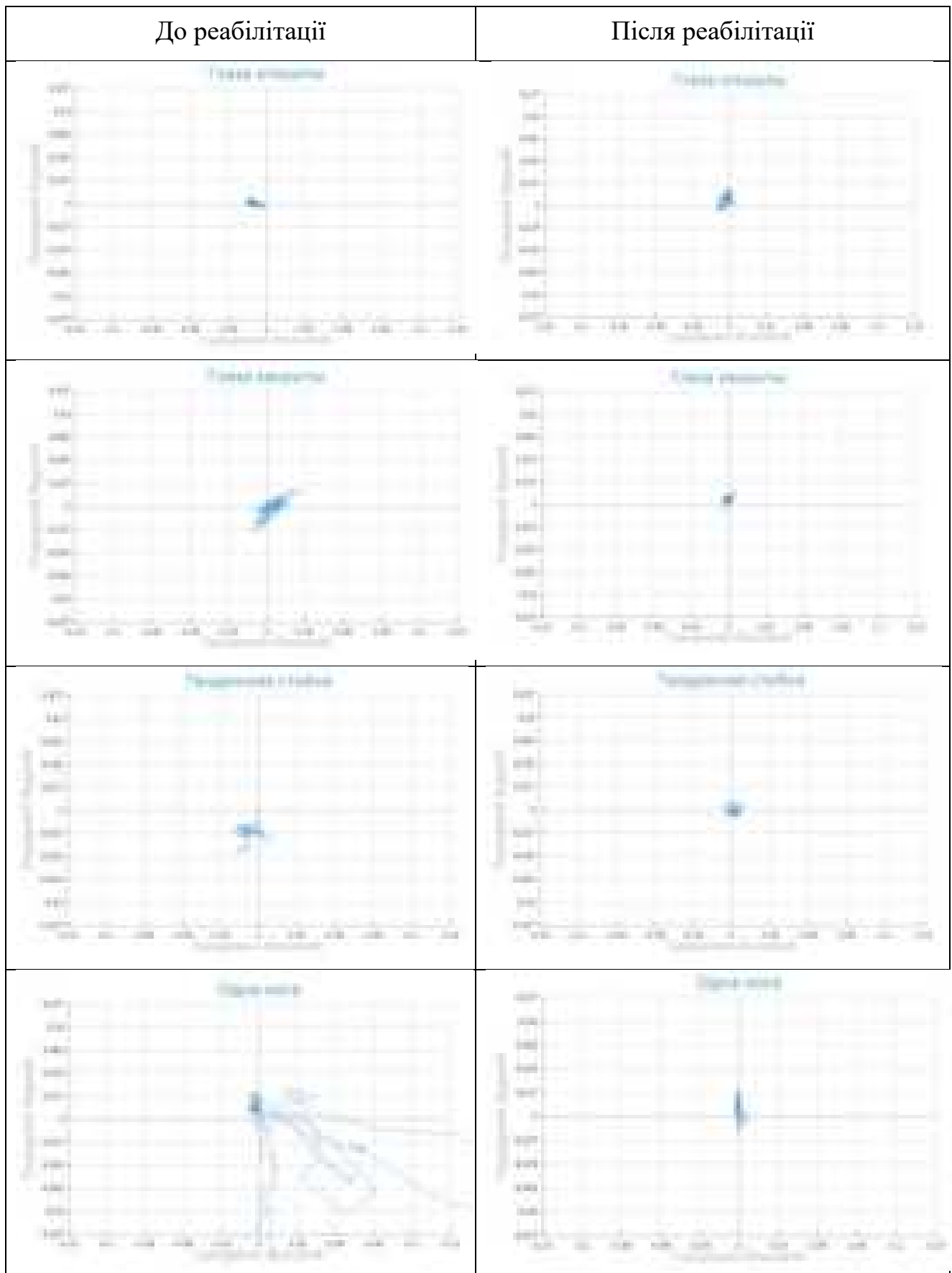


Рисунок 4.30 – Діагностика за системою «Постуральна стабільність» до та після реабілітації пацієнта Г-єва В.С.

### ***Дослідження динамічних характеристик ходьби***

Ходьба – це складна циклічна локомоторна дія, одним з основних елементів якої є крок. Під час ходьби, як і в процесі інших видів локомоторного руху, переміщення тіла в просторі відбувається завдяки взаємодії внутрішніх (скорочення м'язів) і зовнішніх (маса тіла, опір опорної поверхні тощо) сил. У кожному кроці, що робиться правою та лівою ногою, розрізняють період опори й період переносу.

Цикл ходьби починається, як тільки стопа контактує з опорою. Оскільки контакт стопи зазвичай робиться з п'ятки у вигляді точки 0 % (початок циклу ходьби), це контакт п'ятки з опорою або передній поштовх. Точка 100 % (завершення циклу ходьби) відбувається, як тільки та сама стопа ще раз входить у контакт з опорою.

Наприклад: пацієнт Г-ов О.Г., 39 років, діагноз – ампутаційний дефект лівої гомілки с/3. Проведено дослідження динамічних характеристик ходьби із застосуванням роботизованої системи *C-Mill* до та після реабілітації (рис. 4.31).

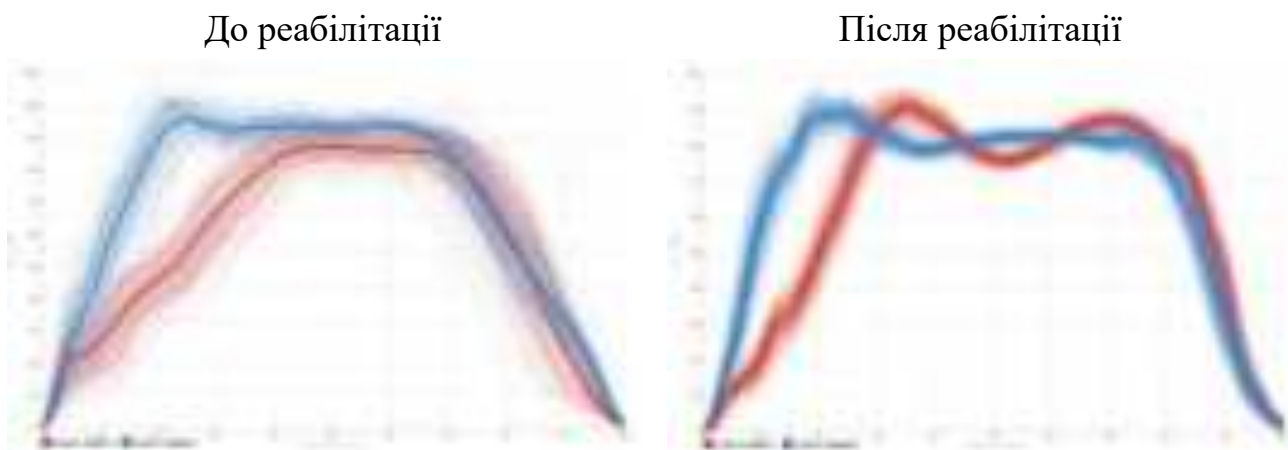


Рисунок 4.31 – Результати динамічних досліджень ходьби до та після реабілітації пацієнта Г-ова О.Г.

### ***Дослідження просторових характеристик ходьби***

Характеристики сили реакції опори протягом ходьби людини можуть слугувати важливим індикатором патологічної ходьби та можуть бути отримані протягом звичайного клінічного аналізу ходьби як додатковий вимір для повідомлення стандартних даних. Вертикальний складник сили реакції опори має типову форму.

- Протягом ранньої середини фази опори сила реакції опори на 10 % вища за вагу тіла.
- Протягом середини фази опори сила реакції опори на 25 % нижча за вагу тіла.

- Протягом пізньої середини фази опори, перед поштовхом носком, сила реакції опори знову на 10 % вища за вагу тіла.

Повний цикл ходьби для нижньої кінцівки може бути поділений на дві великі фази: фаза опори та фаза переносу.

Фаза опори (від контакту правої п'ятки з опорою до поштовху правим носком) відбувається, коли права стопа розміщена на опорі, підтримуючи вагу тіла.

Фаза переносу (від поштовху правим носком до наступного контакту правої п'ятки з опорою) відбувається, коли права стопа розміщена в повітрі, просуваючи вперед для наступного контакту з опорою.

За умови нормальної швидкості ходьби фаза опори займає приблизно 60 % циклу ходьби і фаза переносу займає решту – 40 %.

У пацієнта Г-ова О.Г. досліджено просторові характеристики ходьби із застосуванням роботизованої системи *C-Mill* до та після реабілітації (рис. 4.32).

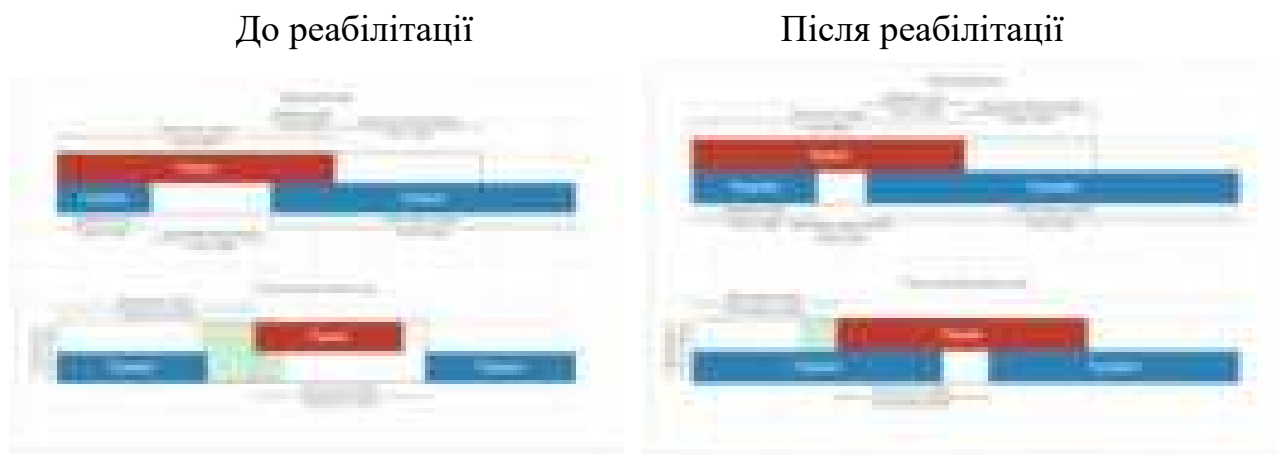


Рисунок 4.32 – Результати часових і просторових досліджень ходьби до та після реабілітації пацієнта Г-ова О.Г.

Метою тренування є поліпшення симетрії між лівим і правим одноопорним кроком.

У структурі опорного періоду відбувається перерозподіл тривалості перекатів на протезованій і збереженій кінцівках у кращій бік. Значно зменшилась тривалість перекатів через задній відділ та збільшився час опори на всю стопу, що сприяє більш плавному перекату обох стоп. Залишається збільшеним час перекату через передній відділ здорової кінцівки.

Під час ходьби на *C-Mill* центр тиску реєструється протягом фази опори силовою пластиною *C-Mill*. Траєкторія центра тиску – це повторюваний

профіль у вигляді метелика. Центр тиску переміщається назад протягом фази опори, тому що стрічка доріжки для ходьби ковзає назад по силоній пластині.

Тому траекторія центра тиску має форму метелика протягом ходьби по доріжці. Форма метелика забезпечує характеристику патерна ходьби (рис. 4.33).



Рисунок 4.33 – Результати досліджень ходьби до та після реабілітації пацієнта Г-ова О.Г.

На рис. 4.33 показані результати досліджень ходьби з дисбалансом протягом фази подвійної опори; зміщення ваги зліва направо. Мета лікування для навчання (тренування) – збільшити динамічну стабільність за умови зміщення ваги зліва направо.

Після закінчення сеансу автоматично формуються звіти, що дозволяє відслідковувати прогрес терапії.

Докладний звіт містить інформацію про довжину й ширину кроку, симетричність кроку, часові та просторові характеристик ходьби.

Результати обстеження, отримані із застосуванням пристрою *C-Mill*, дають змогу об'єктивувати зміни функціонального стану опорно-рухового апарату пацієнта після отриманого курсу реабілітації.

### **Контрольні запитання та завдання**

1. Назвіть та поясніть вимоги до розроблення приймальних гільз протезів нижніх кінцівок.
2. Назвіть та поясніть форми приймальної гільзи протеза стегна.
3. Обґрунтуйте поперечно-овальну форму приймальних гільз.
4. Обґрунтуйте поздовжньо-овальну форму приймальних гільз.

5. Поясніть схему побудови протезів нижніх кінцівок.
6. Поясніть механізм статичного регулювання протеза гомілки та оцінювання схеми побудови.
7. Поясніть сутність динамічного регулювання протеза гомілки та наведіть основні помилки в схемі побудови протеза.
8. У чому полягає особливість механізму статичного регулювання протеза стегна та оцінювання схеми побудови?
9. Поясніть сутність динамічного регулювання протеза стегна та наведіть основні помилки в схемі побудови протеза.
10. Назвіть та поясніть принципи складання та регулювання за допомогою протезоміра для протезів гомілки.
11. У чому полягають основні особливості систематичного оцінювання ходьби на протезі гомілки та сутність його динамічного регулювання?
12. Назвіть та поясніть принципи складання та регулювання за допомогою протезоміра для протезів стегна.
13. Поясніть етапи статичного аналізу та регулювання для протезів стегна.
14. У чому полягають основні особливості систематичного оцінювання ходьби на протезі стегна та сутність його динамічного регулювання?
15. За допомогою яких методик проводиться оцінювання результатів протезування нижніх кінцівок за допомогою роботизованого комплексу з біологічним зворотним зв'язком *C-Mill*?

## **5 БІОМЕХАНІЧНІ АСПЕКТИ ОРТЕЗУВАННЯ НИЖНІХ КІНЦІВОК**

У процесі ортезування нижніх кінцівок програма реабілітаційних заходів залежить як від патології нижньої кінцівки пацієнта, так і функціональності призначеного ортеза.

### **5.1 Функції ортезів на нижні кінцівки**

За призначенням, згідно з ISO 8551, ортези можуть виконувати такі функції:

1. Щодо деформації кінцівки:

- попередження деформації (тобто зупинка зміщення суглоба або сегмента відповідно до нормального рівного положення);
- корекція – зниження деформації (рух суглоба або сегмента до поліпшеного положення та підтримка отриманої корекції);
- стабілізація деформації.

2. Щодо рухів у суглобі:

- обмеження межі руху суглоба;
- збільшення межі руху суглоба.

3. Щодо розмірів сегмента:

- збільшення довжини сегмента;
- поліпшення форми сегмента.

4. Щодо м'язової активності:

- компенсація слабкої м'язової активності;
- керування ефектом гіперактивності м'язів.

5. Зниження або перерозподіл навантаження на сегмент кінцівки (наприклад, перерозподіл тиску на підошовну поверхню стопи або зменшення навантажень на перелом кістки).

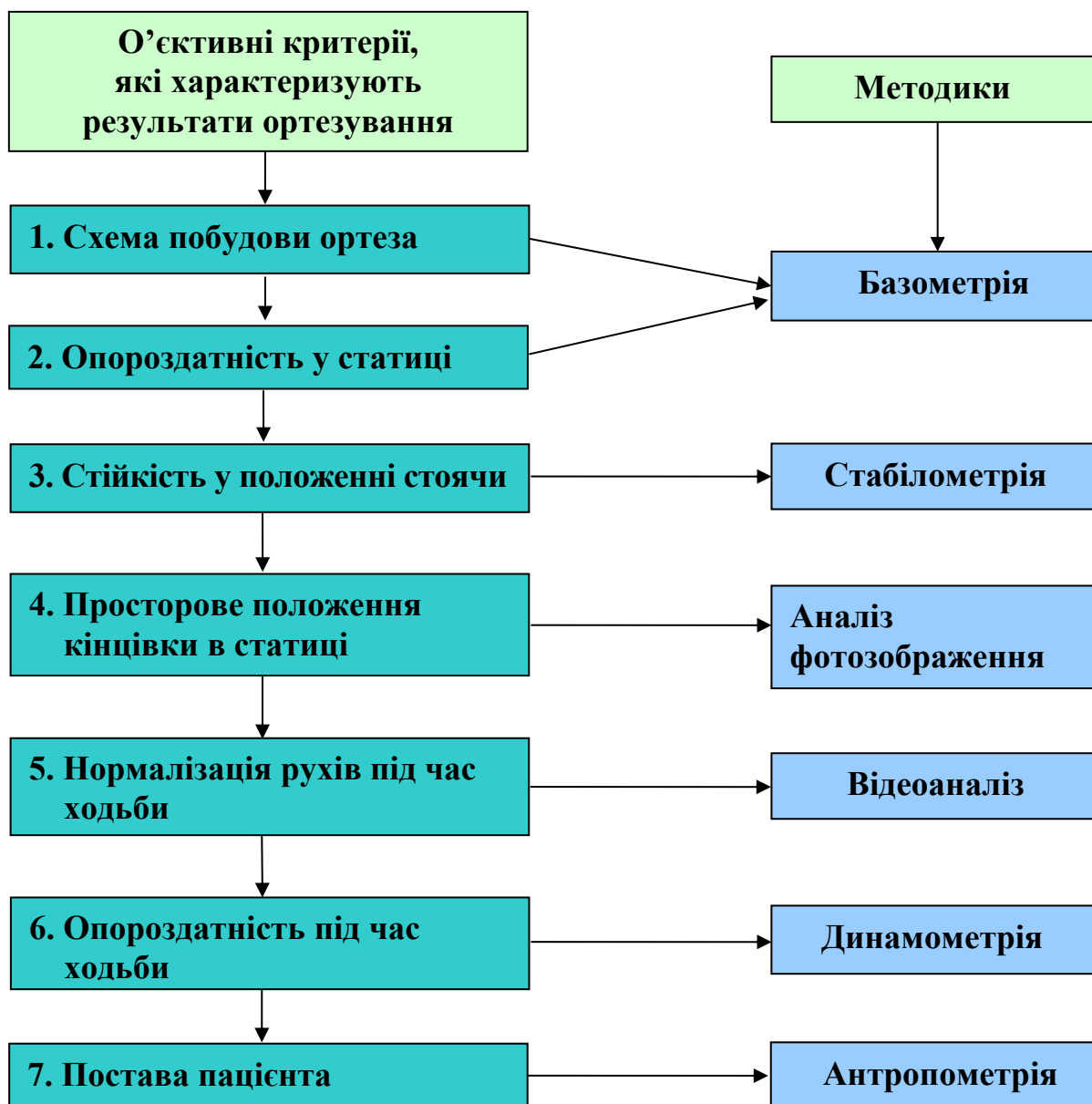
Зважаючи на зазначені функції ортезів, потрібно контролювати досягнутий ефект реабілітації нижніх кінцівок під час ортезування. Критерії оцінювання в кожному випадку будуть різні [3].

### **5.2 Критерії, методики та засоби вимірювання, необхідні для оцінювання результатів ортезування нижніх кінцівок**

Аналогічно протезуванню, в ортезуванні нижніх кінцівок також можна виокремити основні критерії (табл. 5.1):

- схема побудови ортеза;

- опороздатність у статиці;
- стійкість у положенні стоячи;
- просторове положення кінцівки в статиці;
- опороздатність під час ходьби;
- нормалізація рухів під час ходьби;
- постава пацієнта.



Таблиця 5.1 – Критерії, що характеризують результати ортезування, та методики їхнього визначення

Перші два критерії можна оцінити за допомогою базометрії під час дослідження стояння пацієнта. Останні два критерії оцінюються за допомогою динамометрії, відеоаналізу й антропометрії. Динамометрія та відеоаналіз дають змогу оцінити ходьбу, а антропометрія – поставу пацієнта (табл. 5.2) [3].

Таблиця 5.2 – Критерії, методики та засоби вимірювання, необхідні для оцінювання результатів ортезування

№	Критерії	Способи та засоби вимірювання	Основні параметри дослідження для оцінювання результатів ортезування	Фізичне значення
1	<b>Схема побудови ортеза</b>	<b>Базометрія</b> Апаратно-програмний базометричний комплекс.	1. Ротація центрів тиску. 2. Зміщення загального центра тиску (ЗЦТ) по осі X та Y, зміщення центра тиску (ЦТ) кожної кінцівки по осі X та Y.	1. Асиметрія проєкції ЦТ нижніх кінцівок на поверхню опори. 2. Характеризує величину відхилення базової лінії схеми побудови ортеза.
2	<b>Опороздатність у стагії</b>	<b>Базометрія</b> Апаратно-програмний базометричний комплекс.	1. Рівень навантаження кінцівок. 2. Коефіцієнт опорності.	1. Навантаження кожної кінцівки відповідно до загальної ваги. 2. Співвідношення навантаження кінцівок.
3	<b>Стійкість стояння</b>	<b>Стабілометрія</b> Апаратно-програмний базометричний комплекс.	Амплітуда коливання ЗЦТ по осі X та Y, амплітуда коливання ЦТ по осі X та Y.	Величина амплітуди коливання ЗЦТ та ЦТ характеризує стійкість під час стояння.
4	<b>Опороздатність під час ходьби</b>	<b>Динамометрія</b> Апаратно-програмний комплекс для оцінювання динамічних характеристик ходьби людини.	1. Сила переднього та заднього поштовху обох кінцівок. 2. Симетрія навантаження кінцівок під час ходьби.	1. Сила переднього поштовху характеризує опорну функцію, а заднього – функцію поштовху під час ходьби. 2. Різниця навантаження протезованої та збереженої кінцівок.
5	<b>Постава пацієнта</b>	<b>Антропометрія</b> Апаратно-програмний комплекс дослідження просторового положення хребта та оцінювання постави.	Довжина відрізка хребта C7-S4 без корсета та в корсеті.	Ефективність дії корсета.

### **5.3 Оцінювання результатів ортезування осіб із патологією нижніх кінцівок**

Для оцінювання результатів ортезування хворих із різними патологіями нижніх кінцівок основними характеристиками є опороздатність та величини відхилення кутів від анатомічної осі нижньої кінцівки. Для визначення цих характеристик в УкрНДІпротезування застосовуються базометричний комплекс [12] та комп'ютерна оптична система оцінювання геометричних параметрів нижніх кінцівок (патент України на корисну модель № 97729 [23]).

#### ***5.3.1 Визначення та оцінювання схеми побудови ортеза за допомогою базометричного комплексу***

Однією з основних вимог позитивних результатів ортезування є правильність схеми побудови ортеза. На протезних підприємствах для контролю схеми побудови ортеза можна визначити основні критерії (табл. 5.1, критерії № 1, 2, 3, 7) за допомогою апаратно-програмного базометричного комплексу.

На рис. 5.1 наведено фрагмент протоколу дослідження статички пацієнта й зазначено, які основні параметри використовуються для оцінювання результатів ортезування.

За основу схеми побудови ортеза беруть базову лінію навантаження, яка проходить крізь середину кульшового суглоба, опускаючи перпендикуляр на поверхню опори. У нормі проєкція цієї лінії (центр тиску) розташовується в середній третині контура стопи на поздовжній лінії, тобто на осі, що проходить спереду крізь проміжок між першим та другим пальцями стопи й середину п'ятки.

Відхилення центра тиску у фронтальній площині латеральне (до зовнішнього краю стопи) або медіальне (до внутрішнього краю стопи), а також у сагітальній площині – на ділянку передньої та задньої третини контура стопи – визначається як відхилення від правильної схеми побудови ортеза, аналогічно як під час оцінювання схеми побудови протеза [3].

№ з/п	ПАРАМЕТР	ЛІВ	ПРАВ
<b>БАЗОМЕТРІЯ</b>			
1	Вага загальна, кг	55,6	
2	Опора на кожну кінцівку, кг %	31,9	23,7
		57,4	42,6
3	Коефіцієнт опорності	0,74	
4	Ротація центрів тиску, град.	-5,2	
5	Зона інтегров. рівноваги, см	0,9	1,2
<b>СТАБІЛОМЕТРІЯ</b>			
6	Зсув ОЦТ, мм по осі ОХ по осі ОУ	-20	
		-57	
7	Коливання ОЦТ, мм по осі ОХ по осі ОУ	3,9	
		6,2	
8	Зсув ЦТ, мм по осі ОХ по осі ОУ	-7	-13
		-48	-69
9	Коливання ЦТ, мм по осі ОХ по осі ОУ	1,1	0,8
		9,5	2,6

Рисунок 5.1 – Фрагмент протоколу базометричного дослідження з переліком основних параметрів для оцінювання результатів ортезування за допомогою базометра:  
 № з/п 4, 6, 8 – параметри для оцінювання схеми побудови ортеза;  
 № з/п 2, 3 – параметри для оцінювання опороздатності;  
 № з/п 7, 9 – параметри для оцінювання стійкості в положенні стоячи

### ***5.3.2 Вивчення результатів ортезування з використанням комп'ютерної оптичної системи оцінки геометричних параметрів нижніх кінцівок***

Застосування ортезів у хворих із патологіями нижніх кінцівок має не тільки покращувати опороздатність кінцівок та зменшувати больовий синдром, але й, згідно з функціями, вказаними в стандарті ISO 8551, запобігати та стабілізувати викривлення суглобів, а в деяких випадках і знижувати деформацію, що виникла внаслідок захворювання. З цією метою найбільш адекватним для оцінювання результатів ортезування є застосування комп'ютерної оптичної системи оцінки геометричних параметрів нижніх

кінцівок з використанням методики, коли розташовуються маркери по фотозображенню. Така методика необхідна для контролю за зміною анатомічної осі нижньої кінцівки під час реабілітаційних заходів (патент України на винахід № 100468 [24]).

Для оцінювання результатів ортезування пацієнта фотографують спереду та збоку під час стояння без ортеза та в ортезі. Зображення пацієнта фіксується в момент запису базометрії для синхронізації положення тіла в просторі та характеристик опори. Після цього розташовують маркери (розпізнавальні точки) на фотозображенні за допомогою комп'ютерної програми. Маркери необхідні для визначення таких параметрів (табл. 5.3): № з/п 2, 5, 6 – параметри для оцінювання впливу ортеза на геометрію кінцівки; № з/п 3, 4, 7, 8 – параметри для оцінювання навантажень у суглобах / шарнірах.

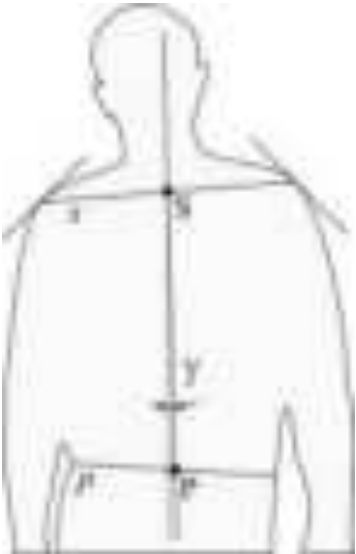
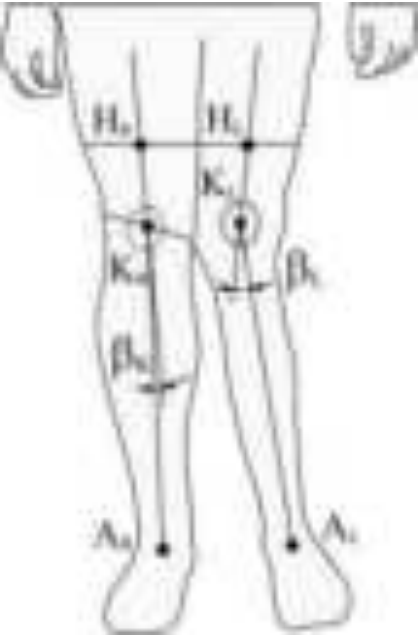
Отримане фотозображення вводять у комп'ютер та за допомогою програми розставляють на ньому маркери за визначеними розпізнавальними точкам.

Після оброблення фотозображення пацієнта отримуємо розрахунок результатів, у якому містяться геометричні параметри нижніх кінцівок у фронтальній і в сагітальній площинах, а також результати базометрії.

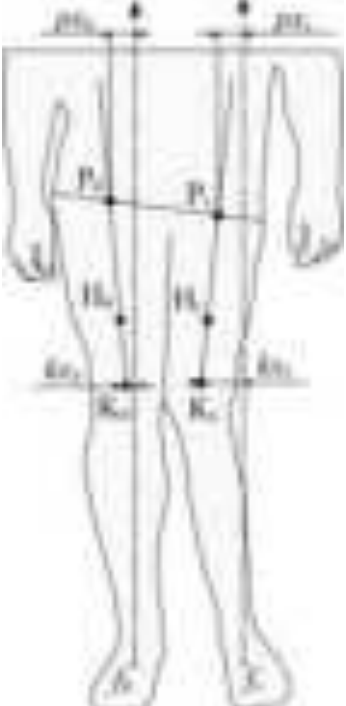
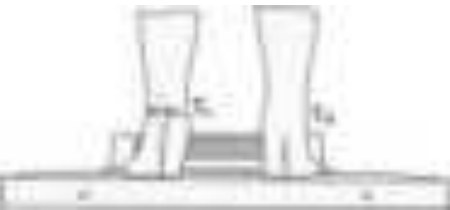

У разі нормальної анатомічної побудови нижньої кінцівки вісь стегна та гомілки збігаються як у фронтальній, так і в сагітальній площинах, утворюючи ніби одну пряму лінію. Іноді на рівні колінного суглоба спостерігається вальгусне або варусне відхилення гомілки в межах 10–12 град. У сагітальній площині (за умови нормального стояння) вісь колінного суглоба може бути відхилена вперед від прямої лінії (перпендикуляра), проведеної від початкової точки тазостегнового суглоба, під кутом 5–7 град.

У разі дегенеративно-дистрофічних захворювань суглобів, вроджених вадах нижніх кінцівок деформації можуть досягати великих розмірів. Наприклад, згинальна контрактура в колінному суглобі може бути понад 15 град., рекурвація – понад 30 град., вальгусна деформація колінного суглоба – понад 20 град. тощо. Зазначені викривлення анатомічної осі потребують вчасного об'єктивного діагностування з метою призначення та проведення необхідного консервативного або хірургічного лікування [3].


Таблиця 5.3 – Перелік розпізнавальних точок, на які розставляються маркери на фотозображенні

<b>Розпізнавальні точки на тілі людини</b>	
<b>Схематичне зображення</b>	<b>Параметри методики</b>
1	2
<b>Фронтальна площина</b>	
	<p><b>1. Точка S</b> розташовується у верхній грудній зоні та визначається таким чином. На фотографії під кутом <math>45^\circ</math> проводяться дотичні до лівого й правого плечей. Між точками зіткнення проводиться відрізок лінії плечей <math>s</math>, центром якого є точка <b>S</b>.</p> <p>Точка <b>P</b> – це середина відрізка <math>p</math>, що з'єднує контури крил таза на фотографії.</p> <p><math>\gamma</math> – нахил корпусу визначається як нахил лінії <b>SP</b> щодо вертикалі у фронтальній площині.</p>
	<p><b>2. Викривлення в колінному суглобі:</b> вимірюється як кут між віссю стегна й віссю гомілки (лініями <b>НК</b> і <b>КА</b>) для лівої та правої кінцівок.</p> <p>Точка <b>H</b> – центр горизонтального відрізка, що поєднує контури м'яких тканин кінцівки на рівні межі середньої та нижньої третин стегна.</p> <p>Точка <b>K</b> – центр колінного суглоба. У разі якщо колінна чашка добре контурується, центр визначається як центр колінної чашки (на рисунку точка <b>K<sub>L</sub></b>). В інших випадках центр визначається як середина відрізка між найбільш випнутими контурами внутрішнього й зовнішнього виростків (точка <b>K<sub>R</sub></b>).</p> <p>Точка <b>A</b> фіксується в зоні центра гомілковостопного суглоба.</p>

Продовження таблиці 5.3

1	2
<b>Фронтальна площина</b>	
	<p><b>3. Зміщення центра КС щодо ЦТ кінцівки <math>kx_L</math> і <math>kx_R</math></b> – це відстань у фронтальній площині між центром колінного суглоба (точками <math>K_L</math> і <math>K_R</math>) і відповідною лінією реакції опори <math>f_L</math> або <math>f_R</math> кінцівки.</p> <p><b>4. Зміщення центра ТСС від ЦТ кінцівки</b> визначається відстанню у фронтальній площині між центрами лівого (<math>P_L</math>) і правого (<math>P_R</math>) тазостегнового суглобів і лініями реакції опори <math>f</math> кожної кінцівки. Центр тазостегнового суглоба <math>P</math> визначається на місці перетину осі стегна та лінії між лівим і правим контурами великих вертлюгів.</p>
	<p><b>5. Нахил кістки п'ятки</b> вимірюється на фотографії кінцівок ззаду. Лінія нахилу проводиться від місця кріплення сухожилля литкового м'яза до кістки п'ятки та центром кістки п'ятки по краю підошовної поверхні. Кут вимірюється відповідно до вертикалі.</p>
<b>Сагітальна площина</b>	
	<p><b>6. Кут згинання в КС</b> вимірюється між віссю стегна й віссю гомілки (лініями <math>NK</math> і <math>KA</math>) для лівої та правої кінцівок.</p> <p>Точка <math>H</math> є центром горизонтального відрізка, що з'єднує контури м'яких тканин кінцівки на рівні межі середньої та нижньої третин стегна.</p> <p>Точка <math>K</math> – центр колінного суглоба. Визначається на середині відрізка між центром контура колінної чашки й найглибшою точкою підколінної ямки.</p> <p>Точка <math>A</math> визначається в ділянці гомілковостопного суглоба, до того ж лінія <math>KA</math> проводиться з центра колінного суглоба (<math>K</math>) паралельно до переднього контура гомілки.</p>

Продовження таблиці 5.3

1	2
<b>Сагітальна площина</b>	
	<p><b>7. Зміщення центра КС від ЦТ кінцівки</b> в сагітальній площині – це відстань між центром колінного суглоба <b>К</b> і лінією реакції опори <b>f</b> кінцівки.</p> <p><b>8. Зміщення центра ТСС від ЦТ кінцівки</b> в сагітальній площині – це відстань між центром тазостегнового суглоба <b>Р</b> і лінією реакції опори <b>f</b> кінцівки. Центр тазостегнового суглоба фіксується на осі стегна. Точка <b>Р</b> розміщена на лінії <b>НК</b> на висоті крайньої точки контура м'яза сідниці.</p>

#### 5.4 Оцінювання результатів ортезування осіб із деформаціями великих суглобів нижніх кінцівок

Важливим завданням ортезування хворих із деформаціями суглобів нижніх кінцівок є покращення опороздатності кінцівок та зменшення больового синдрому. З цією метою найбільш адекватною методикою дослідження опороздатності кінцівок до і після ортезування є базометрія.

На рис. 5.2 і 5.3 наведено приклади протоколів дослідження статички пацієнта з деформувальним остеоартрозом обох колінних суглобів без ортезів і в ортезах.


У базометричному дослідженні до ортезування (рис. 5.2) спостерігається помітна асиметрія опори на праву та ліву кінцівку, унаслідок чого коефіцієнт опорності знижений до 0,80. Присутня також асиметрія пози, про що свідчить ротація ЦТ, яка дорівнює 4 град.

Під час дослідження стояння пацієнта в ортезі (рис. 5.3) опороздатність кінцівок значно покращилась, про що свідчить достатньо високий коефіцієнт опорності – 0,96. Одночасно зменшилась асиметрія пози, кут ротації ЦТ знизився до 3,3 град. Отримані параметри дослідження стояння пацієнта в ортезах наближаються до вищевказаної норми, що підтверджує позитивний вплив ортезів на опороздатність пацієнта.



*Оцінювання геометричних параметрів нижніх кінцівок осіб коксартрозом*

Значні патологічні зміни в тазостегновому суглобі внаслідок коксартрозу II–III ступеня впливають і на стан колінних та гомілковостопних суглобів, що викликає деякі зміни анатомічної осі стегна й гомілки. У зв'язку з тим, що значна частина зовнішніх ознак ефективності застосування ортеза відображається в геометричних параметрах нижньої кінцівки й ортеза, для визначення результатів ортезування можна застосовувати методику оцінювання геометричних параметрів нижніх кінцівок із використанням комп'ютерної оптичної системи. Для ілюстрації наведемо приклад дослідження хворого П-ка М.С., 20 років, діагноз – дисплазія лівого тазостегнового суглоба та вальгусна деформація лівої нижньої кінцівки. У пацієнта досліджено геометричні параметри нижніх кінцівок за допомогою оцінювання фотозображення з використанням оптичної системи. Вимірювання проводилися без ортеза і в ортезі. Фото пацієнта під час дослідження та його результати зображено на рис. 5.4.



Параметр	Ортезована кінцівка	Здорова кінцівка
Кут кривини в КС: без ортеза, град.	-14,0	-1,8
	-8,0	-1,5
Коефіцієнт опорності: без ортеза	0,55	
	з ортезом 0,79	

Рисунок 5.4 – Фото пацієнта П-ка М.С. і результати дослідження

Як видно з результатів дослідження, за допомогою оцінювання фотозображення й за умови використання ортеза спостерігається зменшення кута кривини в колінному суглобі з 14,0 град. до 8 град., що підтверджує

ефективність дії ортеза. До того є покращується опороздатність хворого, коефіцієнт опорності збільшується з 0,55 до 0,79.

*Оцінювання геометричних параметрів нижніх кінцівок осіб із деформувальним артрозом колінних суглобів*

Для оцінювання результатів ортезування хворих із деформувальним артрозом колінного суглоба з використанням комп'ютерної оптичної системи для вивчення геометричних параметрів нижніх кінцівок необхідно проводити дослідження хворих без ортеза та із застосуванням ортеза.

Як відомо, у хворих на деформувальний артрозом через патологічні зміни в суглобах може суттєво змінюватись анатомічна вісь кінцівки у фронтальній площині. У цьому разі кутові зміни в колінному суглобі у фронтальній площині у хворих на деформувальний артоз більш виражені, ніж у хворих коксартрозом.

Для ілюстрації наводимо приклад оцінювання фотозображення пацієнта С-ика Л.Г., 71 рік, діагноз – деформувальний артроз обох колінних суглобів, без ортезів та в ортезах. Фото пацієнта та результати дослідження наведено на рис. 5.5.

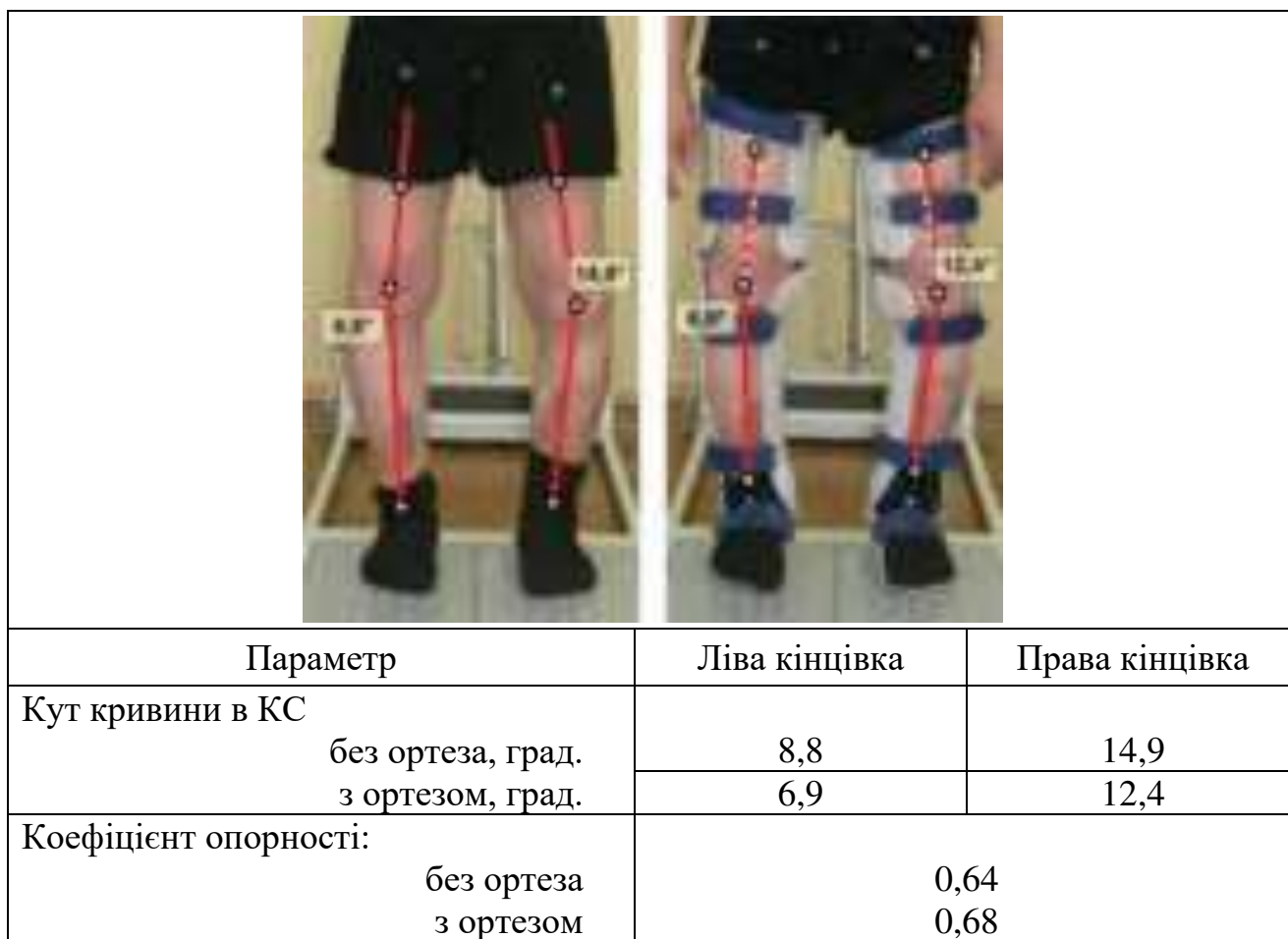


Рисунок 5.5 – Результат оцінювання фотозображення пацієнта С-ика Л.Г. з деформувальним артрозом обох КС

Отримані результати вивчення фотозображення пацієнта підтверджують ефективність дії ортезів на анатомічну вісь кінцівок. Кут кривини в колінних суглобах під час користування ортезами зменшується: на лівій кінцівці з 8,8 град. до 6,9 град., на правій – з 14,9 град. до 12,4 град. [3].

*Оцінювання результатів ортезування осіб із парезами нижніх кінцівок*

Порушення іннервації, трофіки кістково-м'язової системи осіб із паралітичними захворюваннями кінцівок роблять значно вразливою кісткову тканину. Це пов'язано з виникненням деформацій нижніх кінцівок під впливом навантаження вагою тіла під час ходьби або дії інших зовнішніх факторів. Тому однією з важливих лікувальних властивостей, яким має відповідати ортез, є запобігання виникнення деформацій у суглобах, усунення патологічних умов функціонування м'язів.

За допомогою комп'ютерної оптичної системи оцінювання фотозображень можна дослідити геометричні параметри нижніх кінцівок у хворих із парезами до і після ортезування з метою оцінювання ефективності дії ортеза.

Фото пацієнта та результати дослідження наведено на рис. 5.6.


		
Параметр	Ліва кінцівка	Права кінцівка
Кут кривини в КС без ортеза, град. з ортезом, град.	4,7	3,8
	2,2	1,2
Коефіцієнт опорності: без ортеза з ортезом	0,76	
	0,99	

Рисунок 5.6 – Результати дослідження пацієнта О-ва А.А. з посттравматичною нейропатією малогомілкового нерва

Як свідчать результати дослідження, у процесі оцінювання результатів ортезування за допомогою фотозображення використання ортезів зменшують кут кривини в колінних суглобах і покращують опороздатність.

Отже, зменшення або стабілізація деформації внаслідок лікування та після ортезування можна об'єктивно визначити та зареєструвати за допомогою нової розробленої методики вивчення результатів ортезування з використанням комп'ютерної оптичної системи оцінювання геометричних параметрів нижніх кінцівок [3; 24].

### **5.5 Оцінювання результатів ортезування осіб зі спастичними формами парезу та в'ялими паралічами**

*Оцінювання результатів ортезування осіб зі спастичними формами парезу*

Визначення статичних характеристик опорно-рухового апарату хворих на ДЦП проводиться за вищевказаною методикою.

Статичні характеристики опорно-рухового апарату в більшості пацієнтів із розладами за спастичним типом обумовлюються згинальною установкою у всіх суглобах нижніх кінцівок (патент України на винахід № 119495 [25]).

За умови легких форм прояву ДЦП хворі можуть стояти самостійно (рис. 5.7).



Рисунок 5.7 – Самостійне стояння пацієнта з легкою формою ДЦП на платформах базометра

Більшість пацієнтів із ДЦП не можуть стояти без додаткової опори. Одні особи можуть стояти тільки зі сторонньою допомогою, інші – користуючись пристроями додаткової опори (наприклад ходунками).

Як було зазначено, у разі важких форм ДЦП та неможливості стояння без допомоги пацієнти використовують захват опори кистю руки – силовий контакт (рис. 5.8). За умови менш тяжких форм прояву захворювання та невпевненого стояння застосовується незначне торкання опори кінчиками пальців – інформаційний контакт (рис. 5.9). Під час стояння з додатковою опорою вага пацієнтів у реальному житті більша, ніж за показниками базометрії, унаслідок переносу часткового навантаження через руки на додаткову опору.



Рисунок 5.8 – Установка на платформах базометра хворої на ДЦП із захватом опори кистю руки

Унаслідок лікування та ортезування у хворих на ДЦП форма підтримки вертикальної пози може змінюватися. Наприклад, перед курсом лікування пацієнт міг стояти тільки із сторонньою допомогою. Після проведеного курсу лікування та ортезування він може стояти самостійно або з незначною опорою на руки. До того ж навантаження на руки під час стояння з додатковою опорою звичайно зменшується.



Рисунок 5.9 – Установка на платформах базометра хворої на ДЦП із торканням додаткової опори кінчиками пальців

Стабілометрия хворих із ДЦП характеризується зміщенням ЗЦТ у сагітальній площині вперед від осі  $X$  аж до лінії плесно-фалангових суглобів, залежно від ступеня спастичності та утвореного стереотипу стояння. Крім того, спостерігаються значні коливання ЗЦТ як в сагітальній, так і у фронтальній площинах.

У процесі використання ортеза хворим під час стояння вид стабілограми змінюється. У цьому разі центр тиску зміщується в зону середньої третини контура стопи, а амплітуда коливань ЗЦТ зменшується (рис. 5.10). Зміщення центра тиску в зону середньої третини контура стопи значно покращує статику хворого за рахунок зменшення патологічної аферентації та спастики м'язів. Що ближче отримані показники статичної пацієнта до норми (аналогічних параметрів статичної здорової людини), то краще.



### *Оцінювання результатів ортезування хворих із в'ялими паралічами*

У разі в'ялого паралічу статична постава хворих характеризується перерозгинанням у колінних суглобах, збільшенням поперекового лордозу та згинанням тазостегнових суглобів. За умови вираженого двобічного враження хворий пацієнт звичайно стоїть за допомогою додаткової опори. На стабілограмі проєкція загального центра тиску, порівняно із здоровими людьми, зміщується назад від фронтальної осі та розміщена або на межі середньої та задньої третини контура стопи, або – на задній третині по осі *Y*. У разі однобічного враження загальний центр тиску зміщується в бік здорової кінцівки.

Після реабілітаційних заходів хворі можуть підтримувати більш стійке вертикальне положення, здебільшого тільки за умови застосування ортезів. Крім цього, на стабілограмі амплітуда коливань у фронтальній і сагітальній площинах дещо знижується. Загальний центр тиску зміщується вперед, а за умови однобічного враження й у фронтальній площині, наближаючись до розташування загального центра тиску, – у нормі. У хворих із в'ялими паралічами також що ближчі отримані показники статички до норми (аналогічних параметрів статички здорової людини), то краще.

На рис. 5.11 показано протокол дослідження статичних характеристик опорно-рухового апарату хворого на ДЦП із нижнім в'ялим парапарезом. На графіку протоколу спостерігається зміщення загального центра тиску від осі *Y* у бік здорової кінцівки. Центр тиску кожної кінцівки зміщено назад від середини стопи в зону задньої третини контура стопи. Хворий практично стоїть на п'ятках.

На рис. 5.12 і 5.13 показано протоколи визначення статичних характеристик опорно-рухового апарату хворої на ДЦП із лівобічним геміпарезом без ортеза та в ортезі.

Результати визначення статичних характеристик опорно-рухового апарату хворої на ДЦП без ортеза, які наведені в протоколі (рис. 5.12), показують зміщення проєкції загального центра тиску назад від осі *X*. Центр тиску правої кінцівки проєктується на ділянку п'ятки, а центр тиску лівої кінцівки – на зовнішню межу контура лівої стопи на рівні межі середньої та задньої третини контура стопи. Спостерігається виражена ротація центрів тиску обох кінцівок (–5,7 град.).

За результатами, наведеними в протоколі дослідження стояння хворої на ДЦП в ортезі (рис. 5.13), спостерігається нормалізація розташування

проекцій ЗЦТ і ЦТ обох кінцівок, розташованих по середній лінії стопи та в зоні середньої третини контурів стопи відповідно. Ротація ЦТ значно зменшилась (до 1,5 град.), амплітуда коливань ЗЦТ значно зменшилась як у фронтальній, так і в сагітальній площинах (з 9,0 мм до 5,8 мм та з 17,3 мм до 10,2 мм відповідно).

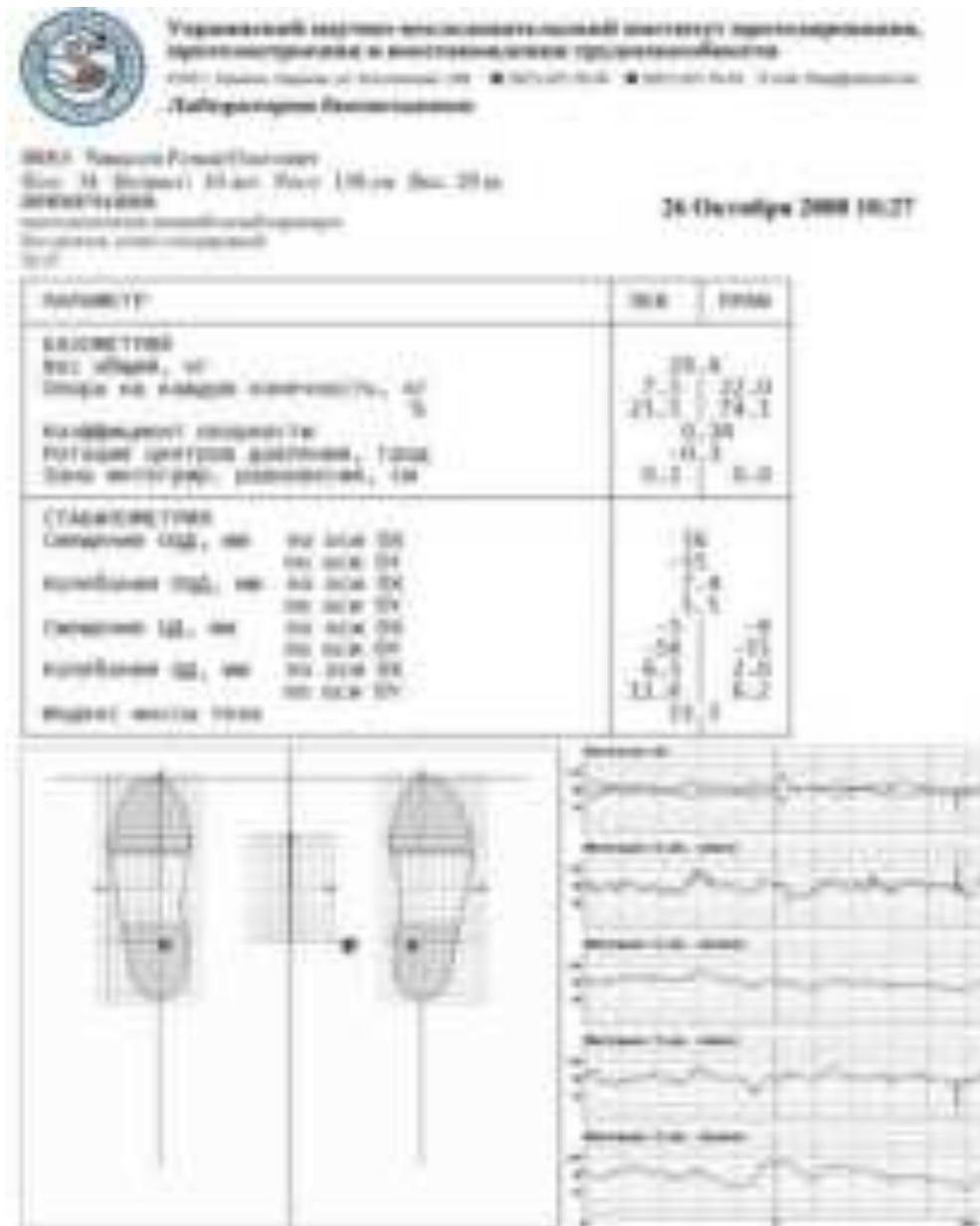


Рисунок 5.11 – Протокол визначення статичних характеристик опорно-рухового апарату хворого на ДЦП із лівобічним в'ялим паралічем



*Використання апаратно-програмного базометричного комплексу, розробленого в УкрНДІпротезування, за умови обстеження опорно-рухового апарату дозволяє об'єктивно оцінити вертикальне статичне положення (вертикальну стійку) людини, виявити кардинальні ознаки порушення статичності, зокрема інвалідів на протезах та ортезах, оцінити схему побудови протеза у фронтальній і сагітальній площинах [12]. Періодичні обстеження пацієнтів за допомогою базометра дають змогу оцінити ефективність етапів реабілітації, а також дослідити функціональну придатність протеза або ортеза.*

Інструментальні методи оцінювання результатів ортезування нижніх кінцівок у динаміці аналогічні методам вивчення результатів протезування нижніх кінцівок (див. п. 4.5.3).

## **5.6 Оцінювання результатів ортезування нижніх кінцівок за допомогою роботизованих комплексів із біологічним зворотним зв'язком**

Оцінювання ефективності тренувань до та після ортезування в УкрНДІпротезування проводять із використанням стандартних тестів, що містяться в програмному забезпеченні **роботизованого комплексу Lokomat**.

Результати тестування необхідно порівнювати з однаковими налаштуваннями пристрою в однакових умовах. Треба переконатися, що вісь суглобів пацієнта збігається з віссю ортопедичних шарнірів.

Перед початком роботи із засобами діагностики необхідно підняти пацієнта вище від бігової доріжки та переконатися, що з нею немає контакту.

*Тест L-FORCE застосовується з метою вимірювання ізометричної сили згинального або розгинального м'яза колінних і кульшових суглобів*

Перед початком тестування пристрій *Lokomat* пасивно згинає стегно людини на кут  $30^\circ$  і на кут  $45^\circ$  у коліні. Пацієнт залишається в такому положенні. Протягом перших трьох секунд пристрій *Lokomat* розраховує контрольні значення. Тому необхідно, щоб пацієнт залишався в абсолютно пасивному стані, поки триває відлік часу назад. Як тільки на екрані з'явиться повідомлення «GO», пацієнт має докласти максимальну силу у відповідному напрямку – активне максимальне згинання в суглобі або розгинання. Результати оцінювання сили м'язів (Н·м) подаються на екрані монітора.

*Тест L-ROM застосовується для оцінювання обсягу рухів під час згинання та розгинання колінних і кульшових суглобів*

Пацієнт, використовуючи власну м'язову силу, переміщує ноги максимально вперед і назад. Пристрій *Lokomat* постійно вимірює положення кульшових та колінних суглобів обох нижніх кінцівок у процесі проведення заняття, і інформація про результати цих вимірювань автоматично зберігається в базі даних пацієнта.

*Тест L-STIFF вимірює механічний опір зсуву в кульшовому й колінному суглобах під час пасивних згинальних і розгинальних рухів*

У процесі цього дослідження пацієнт залишається абсолютно інертним, а всі маніпуляції запрограмовано виконує апарат. Для кожного з чотирьох суглобів (двох кульшових та двох колінних) проводиться згинання та розгинання на трьох швидкостях. Отримані результати автоматично розміщуються у звіті у вигляді таблиць і графіків. Програма оцінювання спастичності *L-STIFF* основана на числовому визначенні жорсткості суглобо-м'язової системи за умови пасивного руху з різною швидкістю. Це число вимірює крутну жорсткість у колінному та кульшовому суглобах. Що більше число, то сильніша крутна жорсткість системи і, як наслідок, більша спастичність. Зниження показників свідчить про те, що спастичність зменшується, а обсяг рухів у суглобах, відповідно, збільшується.

Наведемо приклад аналізу результатів лікування на тренажері *Lokomat*.

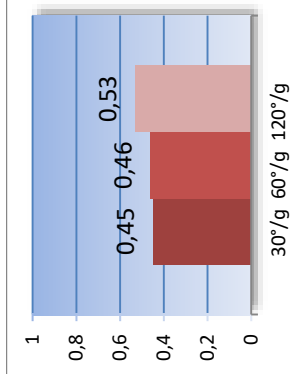
Пацієнтка Е-ко У., 2005 р.н., діагноз – спастична диплегія. Проведена комплексна програма реабілітаційних заходів із застосуванням ортезування.

Перед початком та після завершення курсу реабілітації проведена діагностика за системою *L-STIFF*.

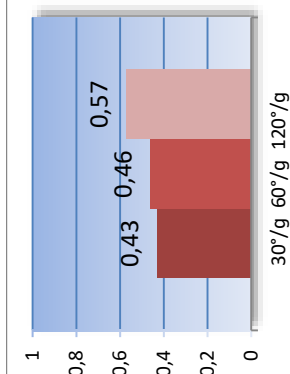
Аналізуючи отримані результати пацієнтки Е-ко У. до та після реабілітації (рис. 5.14, 5.15), необхідно наголосити на позитивній динаміці: зменшився опір у суглобі, знизився м'язовий гіпертонус та завдяки цьому збільшився обсяг рухів суглоба. За допомогою роботизованої системи *Lokomat*, крім моделювання ходьби пацієнта, можна кількісно оцінити м'язову силу нижніх кінцівок у процесі підвищення фізичного навантаження як до реабілітації, так і після її проведення.

### Кульшовий лівий суглоб

Згинання (Н·м/°)

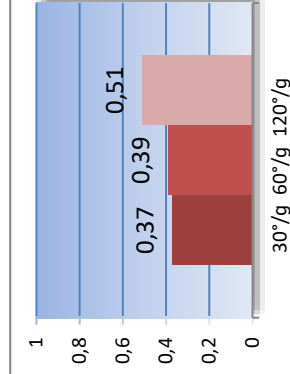


Розгинання (Н·м/°)

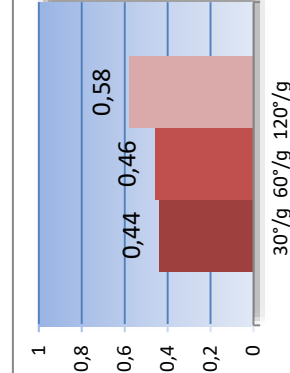


### Кульшовий правий суглоб

Згинання (Н·м/°)

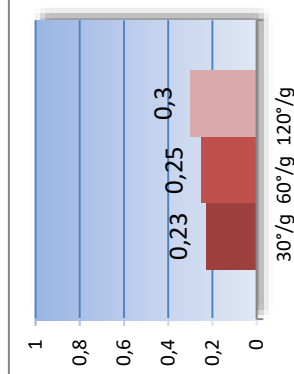


Розгинання (Н·м/°)

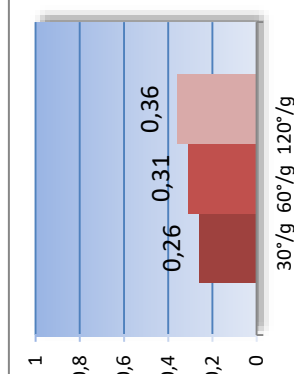


### Колінний лівий суглоб

Згинання (Н·м/°)

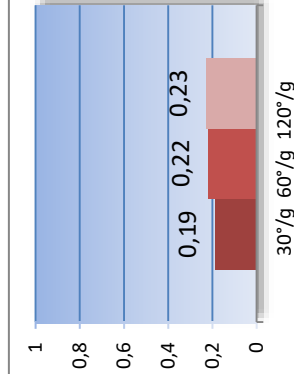


Розгинання (Н·м/°)



### Колінний правий суглоб

Згинання (Н·м/°)



Розгинання (Н·м/°)

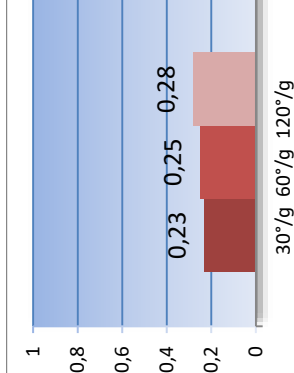
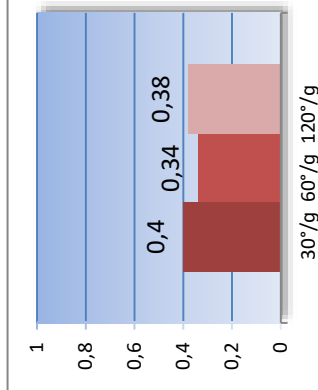


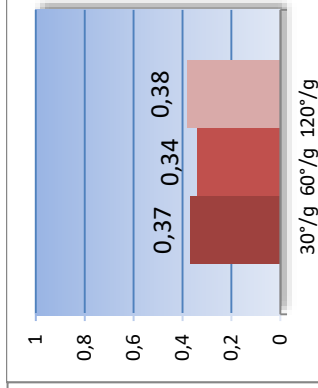
Рисунок 5.14 – Діагностика за системою *L-STIFF* до реабілітації пацієнтки Е-ко У.

### Кульшовий лівий суглоб

Згинання (Н·м/°)

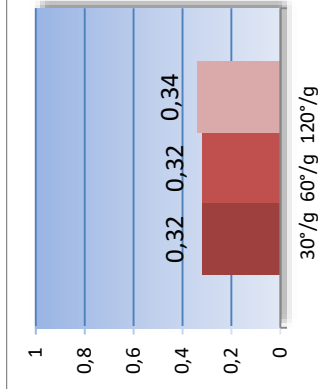


Розгинання (Н·м/°)

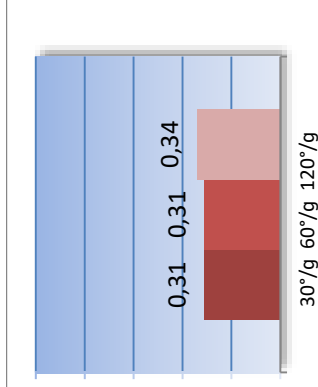


### Кульшовий правий суглоб

Згинання (Н·м/°)

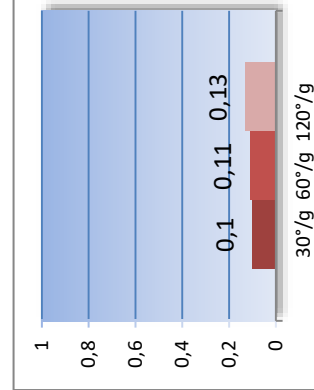


Розгинання (Н·м/°)

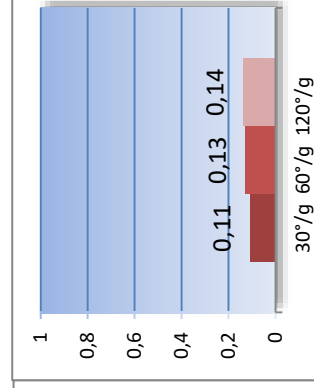


### Колінний лівий суглоб

Згинання (Н·м/°)

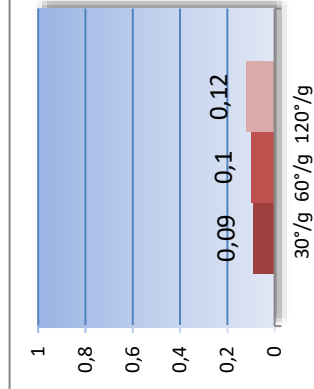


Розгинання (Н·м/°)



### Колінний правий суглоб

Згинання (Н·м/°)



Розгинання (Н·м/°)

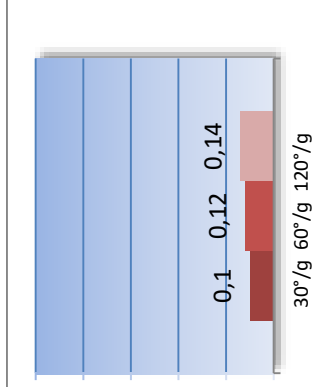


Рисунок 5.15 – Діагностика за системою *L-STIFF* після реабілітації пацієнтки Е-ко У.

Дослідження *L-FORSE* – вимірювання ізометричної сили згинача та розгинача колінного та кульшового суглобів, яку створює пацієнт у статичному положенні.

Перед початком тестування пристрій *Lokomat* пасивно згинає кінцівку в кульшовому суглобі на кут 30° і в колінному суглобі на кут 45°. Людина залишається в такому положенні. Протягом перших трьох секунд пристрій *Lokomat* розраховує контрольні значення. Тому необхідно, щоб пацієнт залишався в абсолютно пасивному стані, поки триває відлік часу назад. Як тільки на екрані з'явиться повідомлення «GO», людина має докласти максимальну силу у відповідному напрямку – активне максимальне згинання в суглобі або розгинання. Результати оцінювання сили м'язів (в Н·м) подаються на екрані монітора.

Наведемо приклад пацієнта Б-ова І., 1992 р.н. (рис. 5.16 і 5.17).

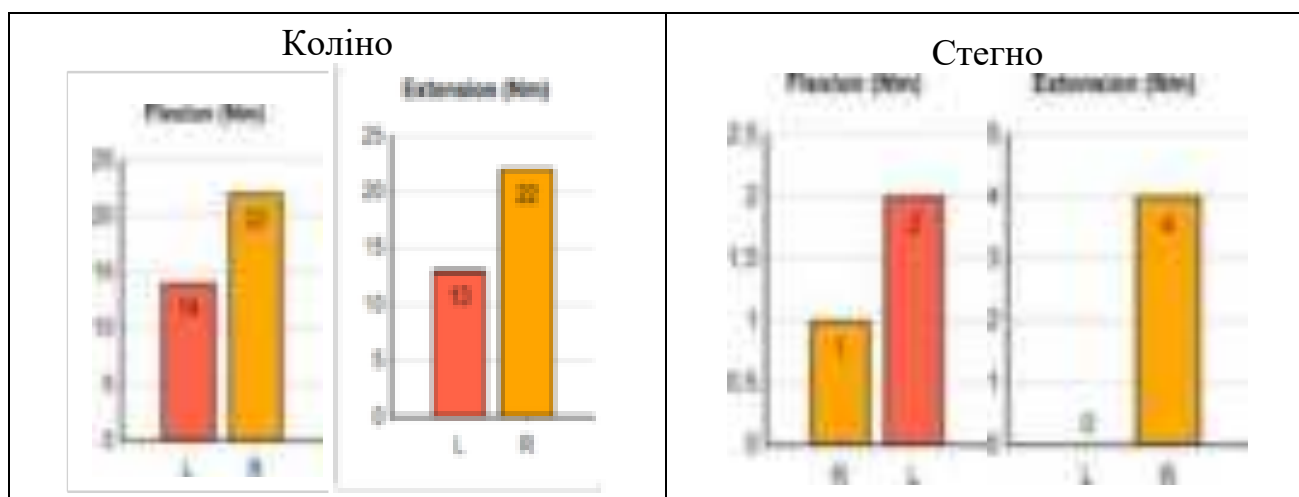


Рисунок 5.16 – Діагностика за системою *L-FORSE* до курсу реабілітації пацієнта Б-ова І.

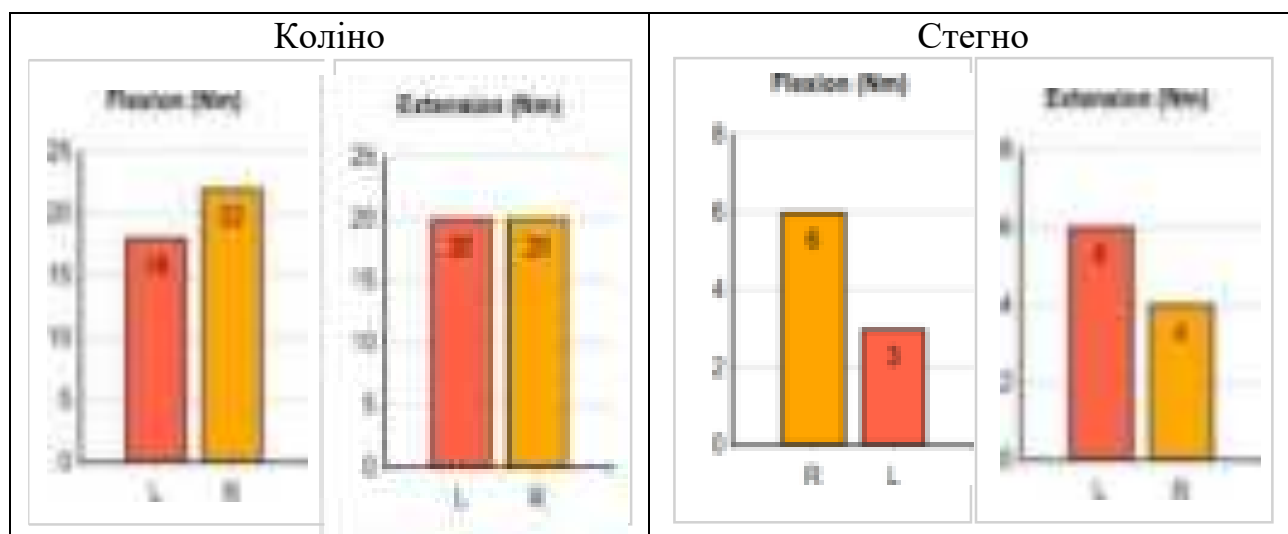


Рисунок 5.17 – Діагностика за системою *L-FORSE* після курсу реабілітації пацієнта Б-ова І.

Оцінювання м'язового тону проводиться в ньютон-метрах. Це одиниця виміру моменту сили в міжнародній системі одиниць СІ. Один ньютон-метр дорівнює моменту сили, яка створює силу, рівну 1 Н щодо точки, розташованої на відстані 1 м від лінії дії сили.

Відповідно до отриманих результатів сили згинання / розгинання в кульшовому та колінному суглобах нижніх кінцівок підвищилась у середньому на 2,5 Н·м.

*За допомогою програми L-ROM оцінюємо обсяг рухів під час згинання й розгинання колінних і кульшових суглобів.*

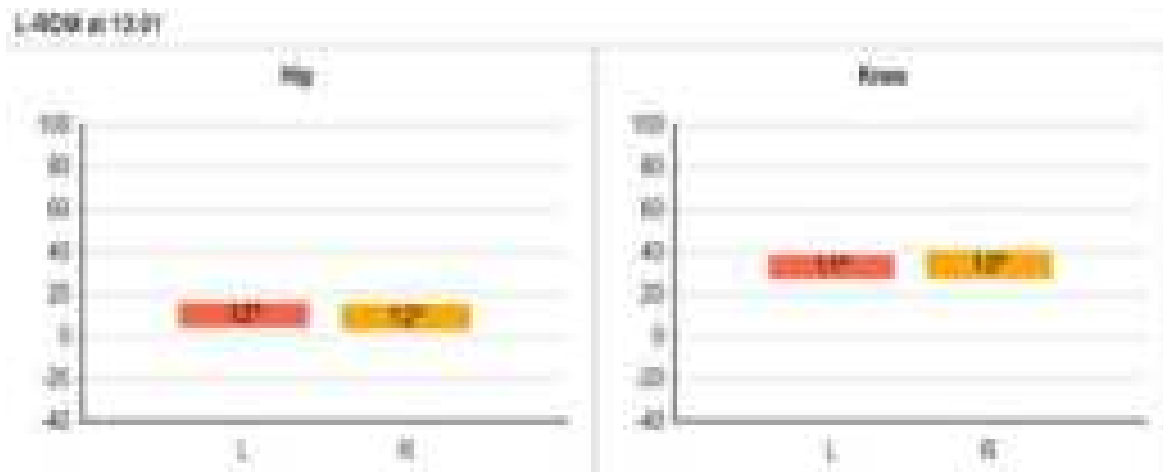
Пацієнт, використовуючи власну м'язову силу, переміщує ноги максимально вперед і назад. Пристрій *Lokomat* постійно вимірює положення всіх чотирьох суглобів у процесі проведення заняття, і інформація про результати всіх вимірювань автоматично зберігаються в базі даних пацієнта. Результати тестування можна подивитися на екрані монітора або роздрукувати.

Наводимо приклад М-ко М., 2010 р.н., діагноз ДЦП, спастична диплегія (рис. 5.18, 5.19).

Тест *L-ROM* показав, що вправи збільшили обсяг рухів у нижніх кінцівках з 20 % до 80 % від нормального обсягу руху в цьому суглобі.

Отже, проведені дослідження за допомогою програмної системи роботизованого апарата *Lokomat* (тести *L-FORCE*, *L-ROM*, *L-STIFF*) свідчать про ефективність застосування роботизованої системи *Lokomat* для розвитку активних рухів у паралізованих кінцівках, для вдосконалення функції ходьби, підвищення толерантності до фізичних навантажень, для збільшення швидкості ходьби та функціональної мобільності, підвищення результативності реабілітаційних заходів, спрямованих на профілактику патологій ходьби. Пристрій використовується до та після ортезування нижніх кінцівок для оцінювання його результатів [22].

Методики програмного забезпечення **роботизованого пристрою C-Mill** дають змогу його використання для оцінювання результатів як протезування, так і ортезування нижніх кінцівок (див. п. 4.5.4) [22].



Рисунки 5.18 – Діагностика за системою *L-ROM* до курсу реабілітації пацієнта М-ко М.

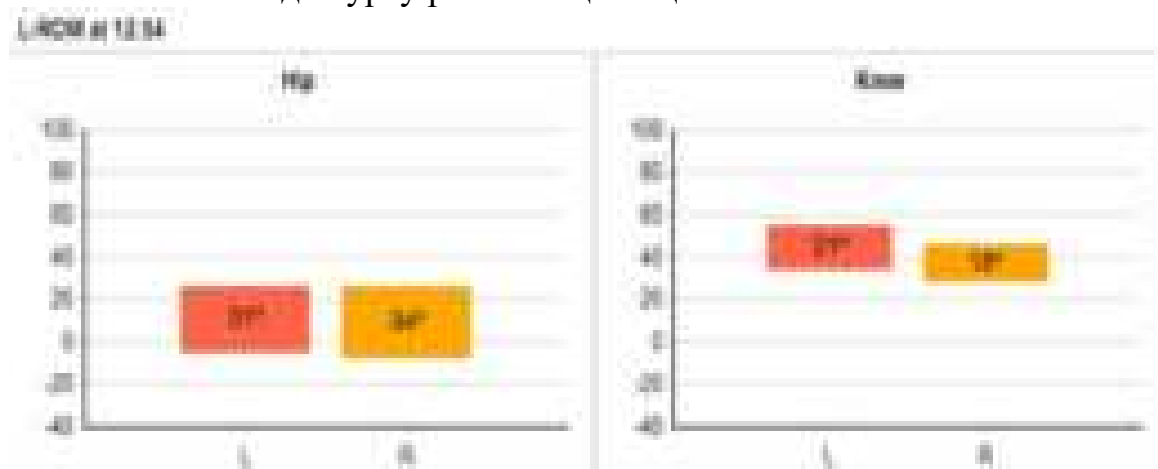


Рисунок 5.19 – Діагностика за системою *L-ROM* після курсу реабілітації пацієнта М-ко М.

### Контрольні запитання та завдання

1. Назвіть функції ортезів на нижні кінцівки.
2. Назвіть критерії, методики та засоби вимірювання, необхідні для оцінювання результатів ортезування.
3. У чому полягають особливості базометричного дослідження?
4. Назвіть особливості комп'ютерної оптичної системи для оцінювання геометричних параметрів нижньої кінцівки.
5. У чому полягають особливості оцінювання результатів ортезування хворих на артроз суглобів нижніх кінцівок?
6. Назвіть особливості оцінювання результатів ортезування хворих із парезами нижніх кінцівок
7. У чому полягають особливості оцінювання результатів ортезування нижніх кінцівок за допомогою роботизованих комплексів із біологічним зворотним зв'язком?

## **6 БІОМЕХАНІЧНІ АСПЕКТИ ПРОТЕЗУВАННЯ ТА ОРТЕЗУВАННЯ ВЕРХНІХ КІНЦІВОК**

На сьогодні біомеханіка верхньої кінцівки має значну кількість методів дослідження локомоторної функції як у статиці, так і в динаміці, до того ж вивчається не тільки зовнішня картина руху, але й механізм управління, що дає змогу виявити цілий комплекс параметрів, що характеризують руховий образ кінцівки. Це поняття містить не тільки механічні прояви руху та реакцій навколишнього середовища, а й умови організації управління рухами, скориговану діяльність усіх органів і систем організму.

Інформація, що отримується після біомеханічних досліджень, є основою для визначення нормативних параметрів та дає змогу кількісно визначити ступінь порушення локомоторної функції за умови різних патологічних станів. Вона забезпечує об'єктивну оцінку рухового апарату і всієї системи організації рухів кінцівки та може бути використана для диференційної діагностики й обґрунтування методів відновлювального лікування, створення передумов для розроблення засобів протезів та ортезів верхніх кінцівок [20].

У протезуванні та ортезуванні верхніх кінцівок використовують такі методи оцінювання дослідження: *антропометричні, кінезіологічні та електроміографічні*.

### **6.1 Антропометричні характеристики верхньої кінцівки**

Розроблення протезно-ортопедичних засобів, призначених для компенсації втрачених або порушених рухових функцій верхньої кінцівки, ґрунтується на глибокому розумінні рухового апарату людини й основних закономірностей виконання нею різноманітних дій, пов'язаних з рухами сегментів тіла.

З позицій біомеханіки не існує цілком однакових людей, як і одна й та сама людина не робить двох однакових кроків. Проте існують загальні тенденції та закономірності, що відрізняють норму опорно-рухового апарату від патології. Знання цієї норми дає змогу конкретно розуміти завдання протезування верхніх кінцівок.

Для характеристики пропорцій тіла за співвідношенням довжини окремих сегментів, тулуба й кінцівок, а також за співвідношенням поперечних і передньо-задніх діаметрів, користуються антропометричною нормою.

У протезуванні та ортезуванні антропометрична норма визначає зв'язки між лінійними розмірами будь-якого сегмента тіла людини та її зросту. З цією метою вводиться величина, яка називається «парс» (П) і дорівнює 1/56 зросту людини. У парсах виражені довжини й поперечники всіх сегментів тіла. Основні антропометричні характеристики подано в I розділі цього посібника (рис. 1.3).

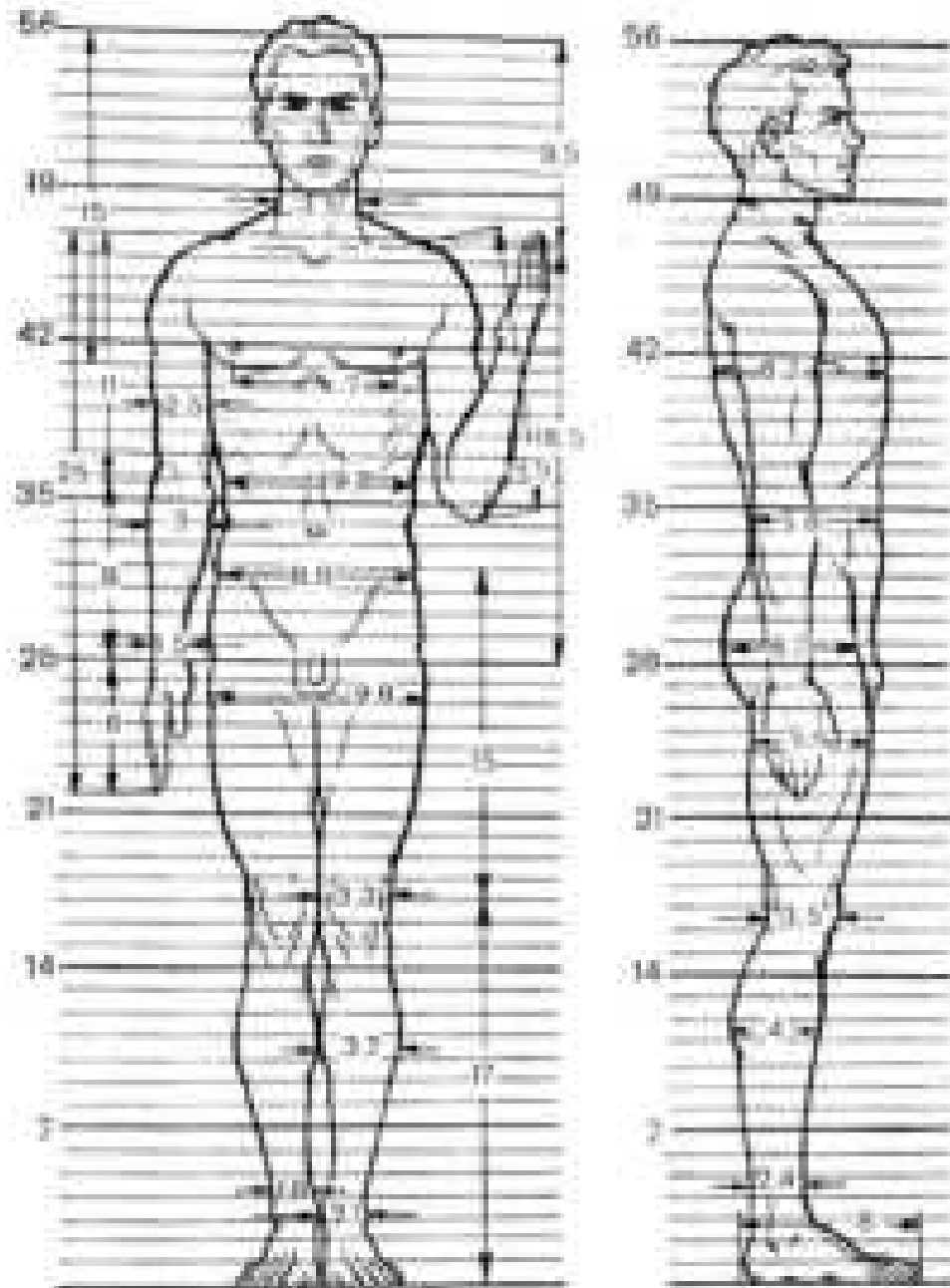


Рисунок 1.3 – Антропометрична норма в чоловіків (а, б):

7–56 – парси; 6 – довжина кисті; 8 – довжина передпліччя; 11 – довжина плеча;  
 25 – довжина руки; 17 – довжина гомілки; 15 – довжина стегна;  
 1,8; 2,1; 3,7; 3,3; 9,8 – фронтальні поперечники сегментів;  
 2,4; 4; 3,5; 5,6; 6,7; 5; 8; 8,2 – сагітальні поперечники сегментів

Антропометричним методом можна вимірювати тотальні й парціальні розміри тіла. До тотальних розмірів належать зріст, вагу тіла, обвід та екскурсію грудної клітки. Парціальні розміри – це розміри окремих частин тіла, наприклад, довжина плеча чи кисті тощо.

Розміри тіла бувають також поздовжні, поперечні та обводи. До поздовжніх належать довжина тіла стоячи, сидячи, довжина голови та шиї, тулуба, верхньої та нижньої кінцівок і їхніх частин. Поперечний розмір тіла – діаметр.

*Поздовжні розміри* тіла містять: довжину тіла (зріст) (вимірюється від висоти верхівкової точки над площею опори); довжину тулуба (визначається різницею висот верхньогрудинної та лобкової точок); довжину верхньої кінцівки (визначають з урахуванням різниці висот акроміальної та пальцевої точок); довжину плеча – різниця висот плечової і променевої точок (визначається як проєкційна відстань між акроміальною та променевою точками); довжину передпліччя (різниця висот променевої та шилоподібної точок); довжину кисті (різниця висот шилоподібної та пальцевої точок); ширину кисті (відстань по прямій лінії між головками II та V п'ясткових кісток).

*Вимірювання діаметрів* тіла проводиться великим циркулем. За його допомогою вимірюються: акроміальний діаметр (ширина плечей) – відстань між правою та лівою акроміальними точками; вертикальний діаметр – відстань між найбільш випнутими точками великих вертлюгів стегнових кісток.

Так звані *обхватні розміри* тіла людини вимірюються сантиметровою стрічкою. Вимірюються обхват голови, грудей, талії, таза (через сідниці), стегна, гомілки, плеча, передпліччя [2].

Маса тіла – інерційна характеристика. Інформація про зменшення маси внаслідок ампутації наведена в табл. 6.1. Вона може бути використана для розрахунку схем побудови й раціонального розподілу мас у протезах і ортезах.

Таблиця 6.1 – Маса окремих сегментів верхньої кінцівки

Сегмент	Маса, % (маса тіла 100 %)
Плече	3,1
Передпліччя	2
Кисть	0,8
Уся рука	5,9

## 6.2 Кінезіологічні та функціональні характеристики верхньої кінцівки

### *Механізми рухів верхніх кінцівок людини*

Верхні кінцівки є найбільш рухливими ланками опорно-рухового апарату тіла людини й водночас пристосованими до перенесення значних силових навантажень.

*Основними рухами верхніх кінцівок у трудовій (або спортивній) діяльності людини є:*

- перекладання та перенесення предметів;
- підняття або утримання предмета, відштовхування, піднімання й опускання верхньої кінцівки, рухи кисті, ударні рухи;
- пронаційно-супінаційні рухи;
- обертання, тиск на предмет тощо [26].

*Перекладання та перенесення предметів* – найбільш поширена форма рухів вільної верхньої кінцівки, у цьому разі передпліччя та кисть найчастіше напівпроновані. Робота м'язів спрямована на згинання ліктьового, розгинання та приведення променево-зап'ясткового та розгинання і приведення плечового суглобів. Рідше за умови цієї форми рухів дистальні відділи кінцівок повністю проновані (веслування тощо) або ж, навпаки, супіновані (відкривання ящика тощо).

*Підняття або утримання предмета* вимагає, як правило, напівпронованого (рідше пронованого) положення передпліччя та кисті. У цьому разі основна робота м'язів спрямована на стиснення пальців і згинання ліктьового (іноді й плечового) суглоба. Переважне навантаження припадає на згиначі пальців, плечо-променевий м'яз, променеві згиначі та променеві розгиначі зап'ястя, двоголовий м'яз плеча і частково велику грудну й передню частину дельтоподібного м'яза. Під час утримання предмета (носіння вантажу у витягнутій руці), окрім скорочення згиначів пальців, значною мірою напружені всі м'язи вільної верхньої кінцівки, що перешкоджає розтягненню зв'язкового апарата.

*Відштовхування предмета* (штовхання ядра) вимагає активної участі розгиначів, у цьому разі найбільше навантаження припадає на триголовий м'яз плеча. Одночасно значно скорочується передній зубчастий м'яз, що із силою висуває верхню кінцівку вперед. Під час піднімання необтяженої верхньої кінцівки вперед скорочуються двоголовий м'яз плеча, великий грудний м'яз і м'язи радіального відділу передпліччя.

У процесі ударних рухів верхні кінцівки розміщені переважно в напівпронованому положенні, а робота м'язів має такі особливості. Попереднє підняття руки, крім напруги згиначів пальців, вимагає скорочення всіх згаданих у попередньому випадку м'язів, але останні внаслідок обтяження руки мають працювати з великою напругою. Забезпечення удару визначається як правило силовим скороченням триголового м'яза плеча і всіх м'язів долонного відділу передпліччя.

*Пронаційно-супінаційні рухи* в разі зігнутого ліктьового суглоба здійснюються переважно за рахунок скорочення згиначів і розгиначів передпліччя, а за умови розігнутої верхньої кінцівки в таких рухах беруть участь великий і малий грудні, надостьовий та підостьовий м'язи, найширший м'яз спини, а також передня й задня частини дельтоподібного м'яза.

*Під час кругових рухів* верхньої кінцівки по черзі залучаються в роботу м'язи, які піднімають, відводять і опускають плече та плечовий пояс. Отже, у цьому беруть участь двоголовий м'яз плеча, великий грудний та передній зубчастий м'язи, усі частини дельтоподібного й верхні пучки трапецієподібного м'язів, м'яз, що піднімає лопатку, ромбоподібні м'язи та частково (під час форсованого опускання плечового пояса) мала грудна, підключична та нижні пучки трапецієподібного м'яза.

*Тиск на предмет* у вертикальному напрямку дає змогу використовувати верхні кінцівки для силового впливу на важелі другого роду. Ця функція вимагає переважно роботу розгиначів, що діють на ліктьовий суглоб. Крім того, у цьому разі значною мірою напружені всі м'язи переднього відділу передпліччя, що переходять на кисть, оскільки їхня роль у цьому випадку полягає в зміцненні променево-зап'ясткового суглоба та запобіганні його перенапруженню.

Верхня кінцівка щодо плечового пояса має суму ступенів рухливості, що дорівнює 27; 7 із цих ступенів приходяться на суглоби кисті. З погляду біомеханіки, верхня кінцівка є незамкненим біокінематичним ланцюгом, забезпеченим кінематичними парами з числом ступенів свободи, що дорівнюють 1, 2 і 3 (табл. 6.2).

Межі рухливості в суглобах верхніх кінцівок подані в табл. 6.3.

Розмах рухів у суглобах верхніх кінцівок, що виконуються здоровими людьми, значно менший за анатомічно допустимих. У зв'язку з цим доцільно ввести поняття про біомеханічно виправдані амплітуди рухливості в суглобах, які для великих суглобів у 1,5–2 рази менші за анатомічні амплітуди рухливості й вимагають значно менших енергетичних витрат.

Таблиця 6.2 – Ступені свободи суглобів верхньої кінцівки

Суглоб	Число ступенів свободи суглоба
Плечовий	3
Ліктювий	1
Променево-ліктювий	1
Променево-зап'ястковий	2
Зап'ястно-п'ястний суглоб I п'ястної кістки	2
П'ястно-фаланговий суглоб I пальця	1
Міжфаланговий суглоб I пальця	1
П'ястно-фалангові суглоби II–V пальців	2
Проксимальні міжфалангові суглоби II–V пальців	1
Дистальні міжфалангові суглоби II–V пальців	1

Таблиця 6.3 – Обсяг рухів у суглобах

Найменування суглоба	Вид руху	Анатомічно допустимий розмах рухів, град.
Плечовий	Згинання-розгинання	120–150
	Відведення	90–100
	Ротація	70–80
Ліктювий	Згинання-розгинання	140–150
Променево-ліктювий	Пронація-супінація	140–170
Променево-зап'ястковий	Згинання-розгинання	150–160
	Відведення-приведення	70–90

Облік амплітуд рухливості істотно полегшує розроблення штучних суглобів і механізмів під час проектування протезів і ортезів верхніх кінцівок. Зокрема в протезах, призначених для виконання побутових рухів, а також не дуже важких і складних робочих рухів, можна обмежитися такими амплітудами рухливості в штучних суглобах:

- згинання-розгинання в ліктювому шарнірі ( $120^{\circ}$ – $125^{\circ}$ ),
- пронація-супінація передпліччя ( $90^{\circ}$ – $100^{\circ}$ ),
- згинання-розгинання кисті ( $50^{\circ}$ – $60^{\circ}$ ).

У низці випадків із позицій біомеханіки променево-ліктьовий та променево-зап'ястковий суглоби умовно зводять до однієї кінематичної пари, яка допускає ступінь рухливості кисті відносно передпліччя, що дорівнює 3 [26].

### ***6.2.1 Кінезіологічні та функціональні особливості кисті***

У функціональному відношенні найбільш важливою частиною верхньої кінцівки є кисть. Велика складність та значна різноманітність рухів, що здійснюються кистю, забезпечується найчастіше такими обставинами:

- наявністю найбільш досконалих форм протиставлення великого пальця;
- диференційністю рухів кожного з пальців;
- великою рухливістю променево-зап'ясткового суглоба;
- чіткою координацією всіх видів руху кисті та кінцівки загалом, обумовленої функцією центральної нервової системи (ЦНС).

З метою вивчення основних функцій природної кисті використовуються різні методи дослідження: кінематоциклографію, стереофотограметрію, динамометрію, електричну реєстрацію кутових переміщень у всіх суглобах пальців за допомогою мініатюрних змінних резисторів.

Найбільш важливими функціями пальців кисті, з погляду відтворення їх за допомогою штучної кисті, є функції схоплення, дрібні рухові функції, а також комбіновані функції, під час виконання яких одні пальці утримують предмет, а інші маніпулюють з ним.

На рис. 6.1 подано класифікацію способів і видів схоплення, яка оснований на силовій, кінематичній і геометричній ознаках:

- 1) характеристика силової взаємодії I пальця з довгими пальцями;
- 2) співвідношення кутових швидкостей у суглобах I пальця і довгих пальців;
- 3) взаємне положення площин згинання I і II пальців.

Наведена класифікація передбачає чотири способи схоплення, кожний з яких диференціюється за видами.

Експериментальні дослідження різних видів схоплення і аналіз класифікаційної схеми дозволили виявити найважливішу роль пальців у виконанні більшості функцій кисті, пов'язаних з обхватом предметів, у забезпеченні належної сили схоплення та різноманітних форм схоплення, виявити значні якісні й кількісні відмінності силових, кінематичних і геометричних характеристик I пальця порівняно з іншими пальцями.



Особливу увагу, з погляду відтворення функції кисті, потрібно звернути увагу на I зап'ястно-п'ястний суглоб. Виявилося, що у виконанні основних видів схоплення більшість рухів I пальця здійснюється за рахунок рухливості саме в цьому суглобі. Відповідно до цього біомеханічне представлення I пальця відрізняється від анатомічних понять, згідно з яким I палець складається тільки з двох фаланг. З позицій біомеханіки, враховуючи взаємодію у виконанні рухів I пальцем і першою п'ястною кісткою, зручніше розглядати I палець як триланковий кінематичний ланцюг, в якому нарівні з двома фалангами входить перша п'ястна кістка. Цими трьома кістками й визначається функціональна довжина I пальця, до того ж зап'ястно-п'ястний суглоб із двома ступенями рухливості є найважливішим суглобом не тільки I пальця, але й усієї кисті загалом. Наявність у цьому суглобі двох ступенів добре розвиненої рухливості дає змогу I пальцю займати в кисті панівне положення, вільно взаємодіяти з будь-яким іншим пальцем, здійснювати великий обсяг рухів як в положенні зіставлення, так і в положенні відведення [26; 28].

Завдяки комбінації високої чутливості, гнучкості та міцності великого пальця кисть є інструментом роботи, що може адаптуватися до будь-якої кількості функцій. Кисть руки може розглядатися як багатофункціональний орган, практично здатний до необмеженої функціональної або пізнавальної діяльності та маніпулювання предметами (рис. 6.2).



Рисунок 6.2 – Багатофункціональність кисті руки

### *Пізнавальна діяльність руки*

Прикладом цих дій є художнє вираження, наприклад, за допомогою жестів для пояснення чого-небудь або за допомогою письма. Ці дії дають змогу людям обмінюватися ідеями, потребами, очікуваннями тощо. Рука не тільки забезпечує вираження та почуття наших власних думок і мови, але також може

замінити інші системи органів. Наприклад, дозволити людині з порушенням зору читати або людині з порушенням слуху спілкуватися (рис. 6.3).

Розвиток мозку людини відбувався паралельно з еволюційним вдосконалюванням функцій кисті руки, тому кисть розглядається як орган, що виражає людський розум.



Рисунок 6.3 – Пізнавальна функція кисті руки

#### *Маніпулювання предметами*

Серед цих видів діяльності верхньої кінцівки є функції схоплення та відпускання предметів. Кистю можна створювати різну величину тиску для точних завдань. Наприклад, легкий тиск для виконання завдання, що вимагає тонких рухів та великої обережності під час маніпулювання пінцетом або аркушем чи предметами малого розміру. Точні дії залежать від великого пальця та протилежних довгих пальців із трьома фалангами. Незалежно від тиску, необхідного для виконання завдання, існує чотири необхідні вимоги: здатність дотягуватися, схоплювати, переміщувати, відпускати предмети.

Верхня кінцівка бере участь у дослідженні навколишнього середовища та в інших рефлексорних рухових діях, таких як захисні функції. Прикладом цього є виставляння руки для утримання рівноваги під час падіння. Будь-яка зміна або патологія, що впливають на діапазон руху, силу, відчуття або цілісність шкіри верхньої кінцівки, будуть впливати на її функціонування. З цієї причини метою ортезування верхніх кінцівок має бути збереження рухливості та стабілізація або корекція положення суглобів, щоб забезпечити участь в основних видах повсякденного життя, таких як поведження з їжею та особиста гігієна. У будь-якому забезпеченні важливо не забувати про життєво важливу роль опозиції великого пальця. Це стає найбільш очевидним, коли ушкодження безпосередньо стосується великого пальця, наприклад, параліч серединного нерва або ампутація великого пальця.

Латеральне (бічне) схоплення, можливість виконання якого зумовлена наявністю двох ступенів рухливості зап'ястно-п'ястного суглоба, відіграє важливу роль у виконанні побутових і робочих функцій. Відтворення рухових можливостей цього суглоба в штучній кисті має велике значення для її функціональності [27].

### **6.2.2 Кінезіологічні та функціональні особливості ліктьового суглоба**

Ліктьовий суглоб є блокоподібним шарнірним суглобом. У цьому суглобі відбуваються рухи двох типів:

- флексія / екстензія;
- ротація передпліччя.

Лікоть – це рухливе з'єднання суглобових поверхонь плечової кістки, ліктьової та променевої кісток. Поверхня плечової кістки, що зчленовується, повернута вперед приблизно на  $30^\circ$  щодо довгої осі плечової кістки. Латерально поверхня ліктьової кістки, що зчленовується, орієнтована приблизно на  $30^\circ$  назад щодо довгої осі, що дозволяє ліктю бути стійким за умови повного розгинання.

Шийка променевої кістки становить кут приблизно  $15^\circ$  від довгої осі, виміряної на бугристості променевої кістки. Це співвідношення допускає ротацію передпліччя на  $180^\circ$ . Найменше відхилення або зміна цього кута змінює ротацію передпліччя (рис. 6.4).

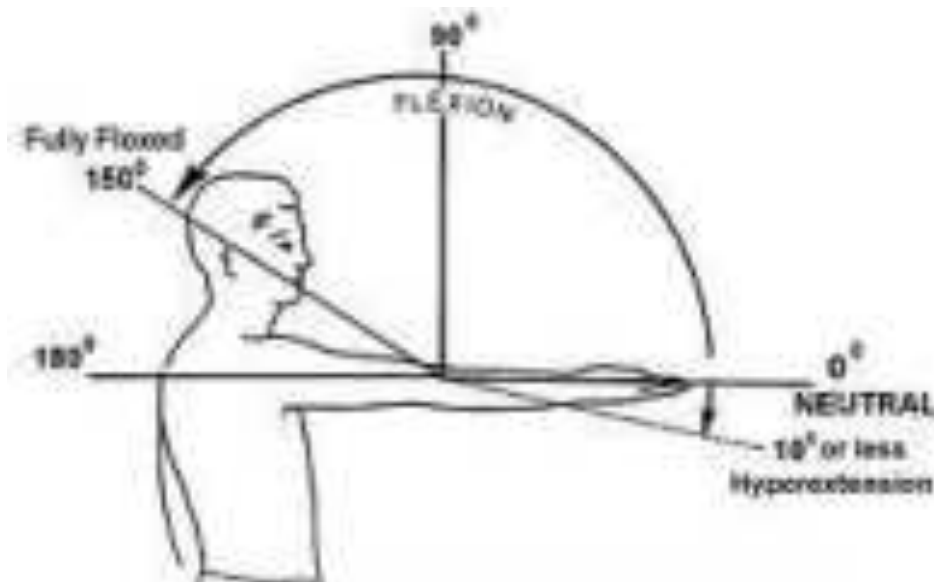


Рисунок 6.4 – Обсяг рухів у ліктьовому суглобі

### *Рух суглоба*

Флексія ліктя – 0°–145° флексії, 30°–130° флексії функціонально вважається в межах норми (рис. 6.5).

- Пронація в середньому становить близько 80°.  
Функціонально 50°.
- Супінація в середньому становить близько 85°.  
Функціонально 50° [27].

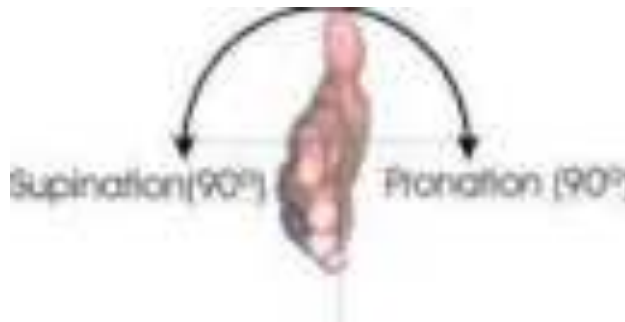


Рисунок 6.5 – Пронація та супінація

### *Транспортування предметів*

Кут для транспортування предметів – це кут ліктьового суглоба в анатомічному положенні.

- Відбувається лінійний зсув із вальгусної у варусну позицію, з екстензії у флексію.
- Функція залежить від віку та статі.
- «Нормальний» кут варіюється приблизно від 10° у чоловіків і 13° у жінок.
- Правильне вимірювання кута – це положення передпліччя щодо плечової кістки, коли лікоть повністю розігнутий (рис. 6.6).



Рисунок 6.6 – Будь-яка зміна кута понад 15° – це вальгусна деформація ліктьового суглоба, менше ніж на 5° – варусна деформація ліктьового суглоба

### *Стійкість*

Є два ключові елементи, що сприяють статичній стійкості ліктя:

- суглобові поверхні;
- капсула та зв'язкові структури.

Динамічна стабільність досягається за допомогою м'язів, які перетинають суглоб, але в нормальних умовах їхнє сприяння мінімальне.

*Суглобові поверхні ліктьового суглоба, що сприяють стабільності:*

- ліктьовий відросток;
- вінцевий відросток;
- головка променевої кістки.

Ці елементи забезпечують близько 50% стійкості ліктя.

*Капсульно-зв'язувальний комплекс:*

- МКЗ – медіальна колатеральна зв'язка;
- ЛКЗ – латеральна колатеральна зв'язка.

Окремою частиною ЛКЗ є колатеральна ліктьова зв'язка. Пошкодження колатеральної ліктьової зв'язки призводить до задньо-латеральної ротаційної нестабільності. Зв'язки забезпечують близько 50% стабільності ліктя.

### *Сили, що діють у ліктьовому суглобі*

Найбільше сили, що генерується в лікті, виникають з початком флексії. Розрахунки показують, що маса тіла, збільшена приблизно втричі, може передаватися через ліктьовий суглоб, коли він зігнутий на 90° [27; 28].

### **6.2.3 Кінезіологічні та функціональні особливості плечового суглоба**

Плечовий пояс має чотири з'єднання (суглоби):

1. Плечовий суглоб
2. Акроміально-ключичний суглоб
3. Грудинно-ключичний суглоб
4. Лопатково-грудний суглоб

Поєднання рухів у цих з'єднаннях робить плечовий суглоб рухливим і гнучким суглобом у тілі людини. Найбільш важливою функцією кінематики плеча є підйом руки. У плечовому суглобі близько однієї третини поверхні головки плечової кістки, яка зчленовується, утримується в суглобовій западині лопатки, що утворює дугу руху близько 120°. Поверхня, що зчленовується, розташовується під кутом приблизно 45°. До рухів, що виконуються безпосередньо в плечовому суглобі, належать рухи переміщення або обертання чи сума обох.

Плечовий суглоб – це компроміс між рухливістю та стабільністю, який досягається за рахунок складного взаємозв'язку між статичними (зв'язками) та динамічними (м'язовими) анатомічними структурами. Плечовий суглоб має чотири пари основних рухів, що здійснюються у трьох площинах. Комбінації цих рухів забезпечують широкий діапазон положень верхньої кінцівки.

Рухи в сагітальній площині – це флексія та екстензія. Стандартний діапазон руху становить приблизно  $40^\circ$  екстензії та  $170^\circ$  флексії. Подальший рух обмежений зв'язками: у разі флексії – ключоподібно-плечовою зв'язкою (лат. *lig. coracohumerale*) і за умови екстензії – верхньої та середньої суглобово-плечовими зв'язками (рис. 6.7).

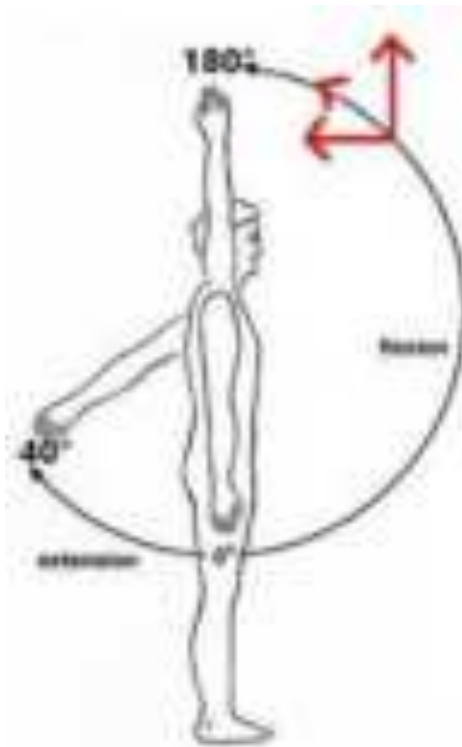


Рисунок 6.7 – Рухи плеча в сагітальній площині

Рухи у фронтальній площині – це аддукція (ближче до тіла) та абдукція (від тіла). Стандартний діапазон рухів становить приблизно  $40^\circ$  та  $180^\circ$ . Під час аддукції (приведення) верхня кінцівка рухається спереду чи ззаду тіла, і тому під час руху поруч із тілом необхідна невелика флексія чи екстензія.

Щодо абдукції (відведення), починаючи з нейтрального положення, перші  $90^\circ$  – це «справжнє відведення» і відбувається лише в плечовому суглобі. Абдукція за межами цього значення є окремим рухом, що відбувається за участю акроміально-ключичного суглоба, плечового суглоба та лопатково-грудного руху. Більш глибокі рухи обмежені зв'язками плечового суглоба (рис. 6.8).

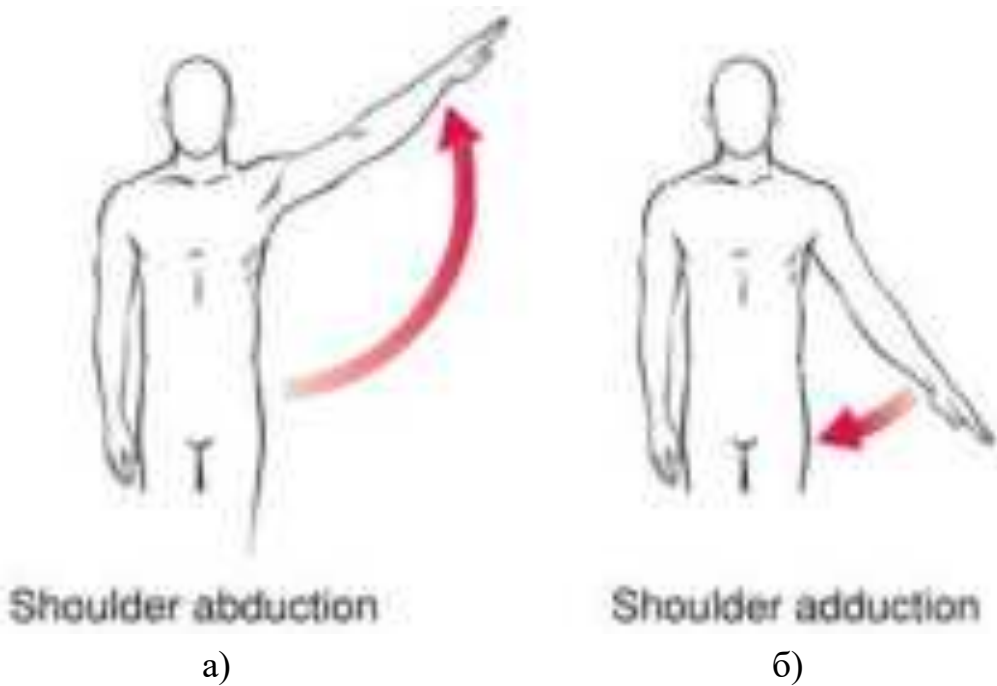


Рисунок 6.8 – Абдукція плеча (а); аддукція плеча (б)

Рухи в трансверзальній (поперечній) площині починаються, коли верхня кінцівка зігнута або відведена на  $90^\circ$ . Звичайний діапазон руху складається з горизонтальної (або поперечної) абдукції плеча на  $135^\circ$  та горизонтальної (або поперечної) аддукції плеча на  $45^\circ$ . Лопатково-грудне з'єднання особливо важливе у виконанні цього руху. Діапазон розгинання обмежений зв'язками плечового суглоба (рис. 6.9).

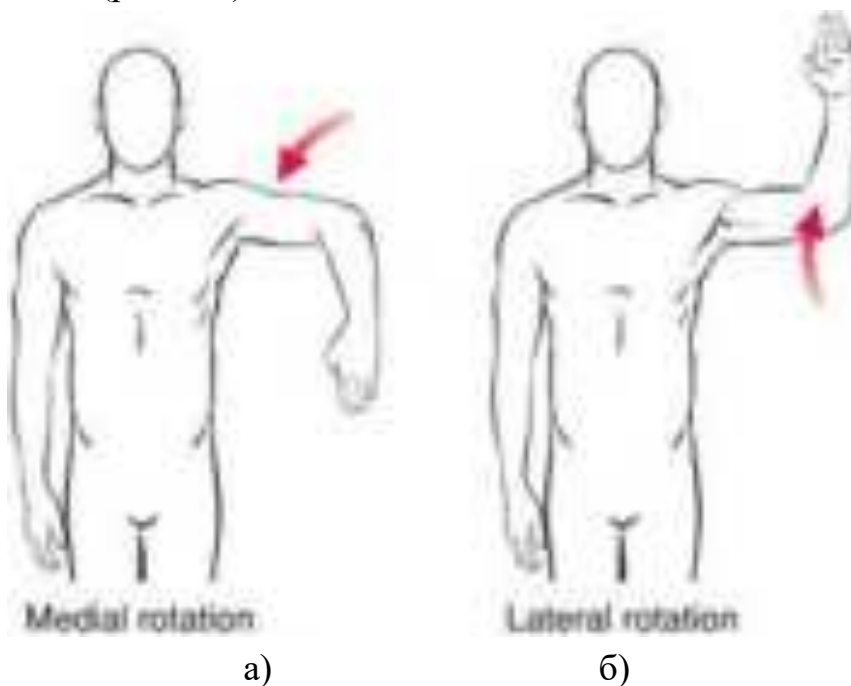


Рисунок 6.9 – Медіальна ротація (а); латеральна ротація (б)

Остання група рухів плеча – це обертання навколо поздовжньої осі плечової кістки. Нормальний діапазон руху становить 50° ротації назовні і 95° ротації всередину. Ці рухи обмежені зв'язками плечового суглоба.

Клювоподібно-плечова зв'язка та суглобово-плечові зв'язки зміцнюють суглобову капсулу, забезпечуючи стабільність. Суглобово-плечова зв'язка має три складники:

- одна частина йде від медіального краю суглобової западини лопатки (лат. *cavitas glenoidalis*) до нижньої частини малого горбка плечової кістки (лат. *tuberculum minus*);

- друга проходить нижче від краю суглобової западини лопатки до нижньої частини анатомічної шийки плечової кістки;

- третя простягається від вершини суглобової западини лопатки, проходить донизу по медіальному краю сухожилля двоголового м'яза плеча і прикріплюється трохи вище від малого бугорка плечової кістки.

Поряд із клювоподібно-плечовим зв'язуванням і суглобово-плечовими зв'язками, суглобова капсула укріплена спереду двома зв'язками, що простягаються від сухожилля великого грудного м'яза й великого круглого м'яза. М'язи обертальної манжети також сприяють стабільності, діючи так, щоб втягнути головку плечової кістки в суглобову западину, коли плече переміщається в інше положення [27; 28].

Крім того, деякі позиції верхніх кінцівок створюють сприятливі умови для активної участі допоміжної дихальної мускулатури в механізмі дихання. До них належать:

- фіксація плечового пояса шляхом скорочення ромбоподібних м'язів;
- упор розігнутих верхніх кінцівок (на стіл, спинку стільця тощо);
- опора кисті на полицю;
- опора тулуба (на спинку стільця, крісла тощо);
- положення рук на стегнах.

Навпаки, опускання плечового пояса, що здебільшого має пасивний характер (дія сили тяжіння) і зазвичай має місце в разі сильної м'язової втоми, несприятливо позначається на глибині вдиху та призводить до поверхневого дихання [26].

### **6.3 Електроміографічні дослідження, мета та завдання**

Люди із втраченими кінцівками за допомогою новітніх технологій протезування можуть надалі бути працездатними й вести повноцінний спосіб

життя. Однак кількість людей з інвалідністю швидко зростає, косметичні протези не дають змоги відновити повноцінний функціонал унаслідок утрати кінцівок, а тому існує необхідність розроблення нових біоелектричних протезів, які можуть забезпечити відтворення необхідного набору рухів для комфортного життя людини.

Станом на сьогодні існують біоелектричні протези, здатні зчитувати сигнали мозку або м'язів, що відповідають за окремі рухи кінцівки з метою їхнього відтворення. Функціонування таких приладів можливе за рахунок зчитування нервових імпульсів м'язів людини, їхнього аналізу та оброблення для подальшого формування команд управління роботизованою рукою [28].

Після ампутації верхньої кінцівки в організмі зазвичай залишаються вцілілі рухові нерви, які її контролювали. Ці залишки нервів можна хірургічним способом з'єднати із маленькою ділянкою великого м'яза (наприклад, до великого грудного м'яза), що буде виконувати функціонал втраченого елемента. Такий процес називається реіннервацією та широко застосовується у сфері біонічного протезування кінцівок [29]. Коли пацієнт думає, що потрібно поворушити пальцем, мозок генерує сигнал та відправляє його до грудного м'яза (або до того м'яза, де було приєднано нерв), цей сигнал фіксується сенсорами, що спрямовують його в потрібну частину роботизованої руки для виконання необхідних маніпуляцій (рис. 6.10).



Рисунок 6.10 – Схема цільової м'язової реіннервації [29]

У побудові функціональних (біоелектричних) протезів верхніх кінцівок необхідно враховувати умову, що пацієнт має відчувати предмет для контрольованого його стискання та проведення інших маніпуляцій. Саме тому під час створення подібних приладів зазвичай розробляються системи

керування з тактильними відчутниками чи ланцюгами зворотного зв'язку [30]. На рис. 6.11 подано узагальнену схему функціонування біоелектричного протеза руки з тактильною функцією.

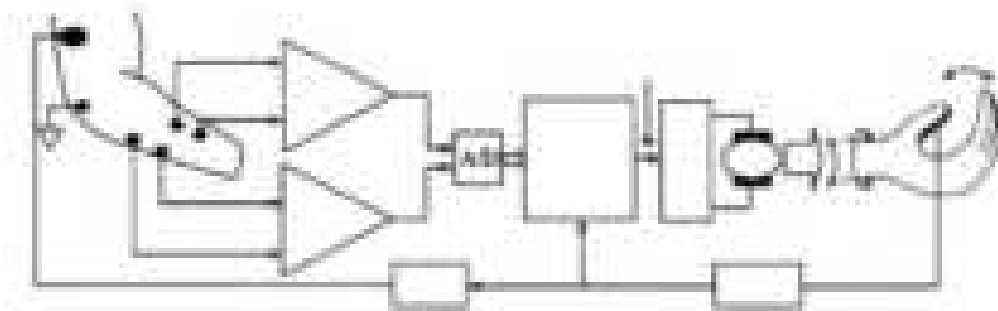


Рисунок 6.11 – Схема біоелектричного протеза з тактильною функцією [30]

Як видно з рисунка, система функціонування біоелектричного протеза містить масив датчиків, аналогово-цифрові перетворювачі, підсилювачі сигналів, мікропроцесори, призначені для оброблення інформації, отриманої від датчиків, механічні конструкції для виконання рухів штучними пальцями, а також сенсорні елементи, за допомогою яких пацієнт може відчувати предмет та контролювати силу його стискання [30].

*Основні методи вимірювання біологічних сигналів тіла людини, що використовуються в приладах для біоелектричного протезування кінцівок.*

У сфері біоелектричного протезування виокремлюють цілий набір методів вимірювання біологічних сигналів, загальна характеристика яких подана в табл. 6.4.

Поверхнева електроміографія (пЕМГ) є методом реєстрації сумарної активності м'язів під час виконання певних маніпуляцій. Цей метод дає змогу оцінювати взаємодію всіх рухових одиниць як м'язів-синергістів, так і антагоністів та водночас залишається повністю неінвазивним [31].

Поверхнева ЕМГ – неінвазивний метод дослідження, який допомагає дослідити сумарну активність м'язів під час різних маніпуляцій та навантажень.

Саме метод пЕМГ є одним із найбільш поширених методів вимірювання біосигналів у сфері біоелектричного протезування та використовується в більшості протезів верхніх і нижніх кінцівок [31]. Приклад приладу для проведення поверхневої електроміографії зображено на рис. 6.12.

Поверхневі електроди в такому дослідженні розташовуються на поверхні шкіри в ділянці дослідження бажаного м'яза та забезпечують реєстрацію сумарної активності функціональних рухових одиниць (РО) і дозволяють оцінити взаємодію м'язів синергістів і антагоністів [33].

Таблиця 6.4 – Методи й засоби вимірювання сигналу

Назва методу	Призначення методу
Контактні неінвазивні	Одним із найпопулярніших методів реєстрації біосигналів верхніх кінцівок є метод поверхневої електроміографії (ЕМГ). У цьому методі відбувається реєстрації сумарної активності м'язів кінцівки пацієнта під час виконання певних видів рухів. Цей метод дає змогу вимірювати біосигнали активності одного або групи м'язів (кількість яких залежить від виду електроміографічного дослідження та кількості каналів електроміографа).
Безконтактні неінвазивні	Виникнення потенціалу на поверхні шкіри дає змогу використовувати методи вимірювання електричного поля тіла людини. Для цього застосовують спеціальні прилади – електрометри ЕРІС (Electric Potential Integrated Circuit), що є мікросхемою з датчиком для вимірювання електричного поля.
Інвазивні	Найточніші методи вимірювання біосигналів, які дають змогу повного контролю над протезом. Зазвичай реалізуються шляхом впровадження інвазивних електродів у структуру м'яза або в моторну кору головного мозку (для побудови такого інтерфейсу необхідне вживлення мікроелектродів безпосередньо в мозок). Хоча цей метод і є найточнішим, однак він має низку серйозних недоліків, а саме: можливе пошкодження кори головного мозку, що призводить до серйозних ризиків, та несприйнятливості організму до електродів.



Рисунок 6.12 – Приклад приладу для вимірювання сигналу поверхневої електроміографії [32]

Реєстрація поверхневої електроміограми проводиться на швидкості розгортки екрана 50 мм за 1 с. Виміряні в цьому разі патерни, залежно від стану нейромоторного апарату й режиму реєстрації, мають декілька клінічно значущих різновидів:

– Біоелектричне мовчання – ізоелектрична лінія, яка показує, що біоелектричний сигнал роботи м'язів відсутній під час дослідження в режимі спокою.

– Тонічна активність спокою – низькоамплітудна (5–10 мкВ) нестійка активність, що реєструється як в нормі, так і за умови патології (окрім повної атрофації м'язів); у цьому разі використовується висока чутливість підсилювача (5–10 мкВ).

– Потенціали фасцикуляцій (ПФц) – цей процес найбільш характерний для нейронного процесу й виникає внаслідок неповноцінності рухомої одиниці, що визначається спонтанною активністю.

– Насичена електроміограма – вид інтерференційної ЕМГ, яка проводиться за умови довільної активності м'язів без патологій із частотою коливань 100–200 за секунду, без вільних ділянок нульової лінії. Унаслідок асинхронної активації різних РО потрібно формувати таку міограму.

– Гіперсинхронна електроміограма – метод, під час якого відбувається дослідження в разі довільної активації м'язів та гіперкінетичної. Часто такі сигнали перевищують амплітуду електроміографа внаслідок нашарування на насичену електроміограму.

– Тремороподібна електроміограма – хвилеподібна форма інтерференційної поверхневої ЕМГ під час довільної активації м'язів, що виникає внаслідок погіршення супросегментних впливів на систему периферичних мотонейронів [33].

На сьогодні на ринку є багато видів протезів, що використовують цю технологію. Сучасні моделі біомеханічних протезів верхніх кінцівок застосовують цю технологію та дають змогу виконувати доволі складні рухи завдяки використанню останніх досягнень мікроелектронних технологій.

Відомо доволі багато фірм-виробників подібних пристроїв. Зокрема британська компанія *Touch Bionics* розробила біонічні руки *i-Limb*. Користувач може рухати рукою-протезом, напружуючи певні м'язи, і контролювати рухи пальців, дозволяючи взяти який-небудь предмет. Біопротези мають високу чутливість і дають змогу взяти пляшку з водою або аркуш папера. Пізніше ця компанія розробила технологію *i-LIMB Pulse*, сутність якої полягає в тому, щоб подати додаткове зусилля на пальці після

того, як людина обхопила який-небудь предмет. Це дозволяє добре утримувати взяті предмети й допускає більш тонке маніпулювання ними.

Один із лідерів світового ринку протезів – німецький концерн *Ottobock* – випускає протези *MyoFacil* – міоелектричні пристрої зі скромним набором функцій. Вони призначені для людей з ампутованими нижче ліктя кистями. Людина без обох кистей із такими протезами може робити звичайні повсякденні справи. Швидкість схоплення такою рукою досягає 300 мм за секунду. Протез дає змогу тримати дрібні й великі деталі. Недолік полягає в тому, що схват лише один – власне, це просто біоелектричний «гак» з рукавичкою.

Більш складний виріб цієї фірми – *Michelangelo Hand* – на сьогодні вважається однією з найдосконаліших моделей. Точність і швидкість рухів майже така сама, як і в натуральній руці, заряду вбудованої батареї вистачає на 20 год, біопротез керується сигналами від електроміографічних електродів [34].

#### **6.4 Загальні функціональні вимоги до протеза верхньої кінцівки**

У протезуванні верхньої кінцівки важливо, щоб протез задовольняв основні базові вимоги, а саме: мінімальну вагу, рухливість для залишкової кінцівки, комфорт під час використання, косметичну прийнятність протеза.

Функціонально протез верхньої кінцівки має:

- забезпечувати функцію схоплення предмета з можливістю досягати бажаних зон у просторі, схопити, підняти предмет, утримувати та переміщати, а потім відпустити;

- порівняно з протезами нижніх кінцівок, відтворювати функціональні цілі в набагато меншому ступені, наприклад, дії, що схоплюють, відтворюються тільки механізмом, який реалізує надійне затискання предмета;

- мати здатність бути надійно зафіксованим на кінцівці, щоб уникнути відриву під час функціональних дій, у процесі схоплення або переміщення предметів;

- контролювати рухи та взаємодії між користувачем і протезом, щоб мати зворотний зв'язок між м'язами кукси та предметом: пропріоцептивні відчуття, сприйняття об'єкта (текстура, твердість, вага та інші характеристики);

- відновлювати баланс / симетрію маси тіла, що були порушені через ампутацію;

- перерозподіляти центр мас тіла, забезпечувати контроль постави, унеможливити прийняття неправильних положень хребта, особливо в дітей.

Сучасні методи виготовлення протезів верхніх кінцівок зосереджені на розробленні конструкцій, що відтворюють шість основних рухових функцій: розкриття-закриття кисті, пронація-супінація передпліччя, флексія-екстензія ліктя. Ці функції можуть бути досягнуті за допомогою силових здатностей тіла особи в процесі забезпечення механічними, тяговими протезами або за допомогою зовнішнього джерела енергії в разі забезпечення міоелектричними протезами [20].

*Отже, загальні функціональні вимоги до протеза верхньої кінцівки такі:*

- Відновлення або поліпшення втраченої функції через ампутацію або вроджений порок розвитку верхньої кінцівки. Для повного відновлення функції руки необхідно компенсувати рухові та сенсорні функції. Рухові завдання руки особи з інвалідністю, які можуть бути виконані завдяки протезам верхніх кінцівок, обмежуються схопленням (за допомогою кінцевого пристрою), утриманням предмета під час його перенесення та відпускання.

- Відновлення або поліпшення симетрії та балансу маси тіла за допомогою ваги протеза. Незважаючи на те, що це тільки невеликий сегмент тіла, можуть бути досягнуті такі вдосконалення:

- симетрія контролю постави шляхом перерозподілу центра ваги тіла;
- оптимізація механізмів руху, основаних на передачі кінетичної енергії між всіма сегментами тіла, зокрема верхньою кінцівкою або відповідного протеза;

- забезпечення захисту кукси, особливо на гіперчутливих ділянках або вразливих поверхнях шкіри;

- допомога в передачі сенсорного зворотного зв'язку крізь шкіру кукси;

- закріплення, фіксація протеза та запобігання його сповзанню, особливо під час виконання функціональних завдань.

Здатності до руху, контролю та взаємодії між користувачем і протезом сприяє м'язова дія кукси та чутливий зворотний зв'язок, пропіоцепція і т. д., що поліпшує сприйняття зовнішнього світу (текстура, твердість, вага та інші характеристики предметів). Ця функція найбільш очевидна у випадках двобічних ампутацій верхніх кінцівок.

Попередня фаза підготовки перед протезуванням важлива для вивчення того, як використати протез, щоб отримати максимальний функціональний результат і синхронізувати користувачеві свої рухи з протезним пристроєм. Навчання має складатися із засвоєння навичок надягання протеза, контролювання його специфічних механізмів, виконання інтегрованих рухів для повсякденного життя і, нарешті, набуття додаткових навичок для роботи та дозвілля [20].

#### ***6.4.1 Принципи функціонування протезів верхньої кінцівки, що керуються рухами тіла***

##### ***Принципи функціонування протезів кисті***

Утрата кисті призводить до значного зниження фізичної працездатності людини та втрати важливої сенсорної функції. Крім того, це спричиняє порушення зовнішнього вигляду тіла людини.

Щоб відновити функцію на цьому рівні ампутації, часто необхідно зосередитися на положенні опозиції пальців кисті, яке може бути фіксованим або регульованим, що дає змогу схоплювати предмети і водночас забезпечувати зворотний зв'язок зі шкірою кукси кисті.

Щоб збільшити функціональні характеристики протеза, розглядають різні фактори, зокрема показання до протезування, аргументи пацієнта щодо використання протеза, форму та вибір компонентів протеза, адаптацію користувача до протеза й аналіз функцій протеза після примірки та апробації. Як було зазначено раніше, найбільш важливими у призначенні протеза верхньої кінцівки є конкретні характеристики та потреби користувача. Успішне використання протезів залежить від різноманітних факторів, а саме: анатомічних, фізіологічних, психологічних, соціальних, професійних тощо.

##### ***Основні функції протезів кисті***

###### ***Відновлення та поліпшення функцій верхньої кінцівки***

Щоб дозволити кисті схоплювати та відпускати предмети, у кисті протеза використовується підставка, або стійка, за допомогою якої великий палець може діяти в опозиції. Цей структурний компонент протеза в поєднанні із залишковою кистю та/або пальцями дає змогу користувачеві схоплювати предмети.

Протези в разі часткової ампутації кисті спрямовані на відновлення функції, дозволяючи великому пальцю функціонувати проти компонента інших пальців протеза. Протез дає змогу користувачеві утримувати предмети й водночас передає сенсорну інформацію крізь шкіру до кукси. У випадку ампутації одного або декількох пальців кисті (за винятком великого пальця) схоплювальна дія досягається за допомогою дії пристрою у вигляді пінцета. Найбільша проблема із цими типами протезів – погана косметичність. У разі ампутації великого пальця рекомендують адаптований протез, що дає змогу реалізувати його опозицію залишковим пальцям (пальцю).

### *Здатність переміщувати предмети*

Як тільки об'єкт схоплюється користувачем, протез має допомагати в його транспортуванні, тобто не має впасти або пошкодитися внаслідок виконання завдання, тому дуже важливе надійне кріплення протеза до кукси та оптимальні характеристики приймальної гільзи. У процесі надягання протеза може бути використана вакуумна система, що досягається шляхом тісного контакту між куксою та гільзою, або система кріплення шляхом охоплення гільзою навколо кісткових виступів і здавлювання м'язової тканини. У деяких випадках, особливо в разі більш проксимальних ампутацій, додаткова підтримка протеза досягається за рахунок застосування кріплення через плече.

### *Захист чутливих ділянок кукси*

Це важлива особливість протеза за умови часткової або повної ампутації кисті, що досягається завдяки ретельному оцінюванню залишкової кінцівки (кукси), правильно спроектованому протезу й добре виготовленій приймальній гільзі [27].

## **Принципи функціонування протезів передпліччя**

### *Відновити або поліпшити функцію верхньої кінцівки*

Основною метою протезування є відтворення рухових і сенсорних функцій кисті. У реальності протез може вирішити тільки деякі із втрачених рухових функцій, а саме: дотягування до предмета, схоплення, переміщення та відпускання предмета (дія пристосування у вигляді гачка).

Протез може також відігравати важливу роль як опора у функціонуванні з використанням обох кінцівок.

### *Відновлення або поліпшення симетрії та балансу маси тіла*

Поліпшення можуть бути досягнуті також у:

– симетрії контролю постави шляхом перерозподілу центра ваги тіла. Це дає змогу уникнути постуральних змін або компенсаторних рухів, що можуть призвести до змін м'язів і хребта. Зокрема для дітей це може стати постійною зміною положення тіла, таким як сколіоз, кривошия тощо.

– оптимізації ходьби, основаної на передачі кінетичної енергії між всіма сегментами тіла, зокрема верхньої кінцівки або відповідного протеза.

### *Кріплення та приймальна гільза кукси протеза*

Кріплення приймальної гільзи протеза до тіла користувача мають запобігти сповзанню протеза під час виконання функціональних завдань.

### *Рух, контроль і взаємодія між користувачем і протезом*

Протез має сприяти дії м'язів кукси та сенсорному зворотному зв'язку (пропріоцепція тощо). Для поліпшення сприйняття суспільством особи з інвалідністю важливе значення мають текстура, зовнішній вигляд, вага та інші характеристики протеза. Ці фактори найбільш вагомими для пацієнтів із двобічними ампутаціями верхніх кінцівок.

*Приймальна гільза протеза передпліччя* складається з двох частин – внутрішньої та зовнішньої. Внутрішня гільза найбільш точно відповідає формі кукси та виготовляється за індивідуальною міркою з модифікаціями для забезпечення комфорту й захисту, а також для максимального функціонування кукси. Мета полягає в тому, щоб внутрішня гільза перебувала в повному контакті з усією куксою. Якщо повний контакт відсутній, то протез може функціонувати погано або він буде незручний під час користування.

Зовнішня гільза призначена для імітації стандартної форми передпліччя. Під час оброблення гіпсової моделі важливо звертати увагу на ослаблення тиску над кістковими виступами, такими як надвиростки, ліктьовий відросток і край ампутованої кістки. Підсилення тиску на більш толерантні ділянки м'язової тканини надалі допоможе досягти стабільності протеза. Це запобігає або мінімізує рух між куксою та краями гільзи, що може потенційно вплинути на функцію протеза або спричинити враження шкіри.

Існує кілька конструкцій гільз, вибір яких залежить від довжини кукси і функціональної мети протезування. У випадках вичленення зап'ястя або довгої залишкової кінцівки, коли пронаційно-супінаційні рухи практично не порушені, гільза не має обмежувати ці рухи.

Довжина залишкової кінцівки впливає на кількість функціональної пронації та супінації. Оскільки рівень ампутації змінюється проксимально від шилоподібного відростка променевої кістки до ліктя, здатність виконувати й використовувати пронацію та супінацію поступово втрачається. Коли кукса передпліччя дуже коротка, усі поперечні рухи практично втрачаються, і важко отримати будь-яке активне функціональне передпліччя в разі протезування (рис. 6.13) [27].

Якщо взяти за приклад наведений вище випадок від короткої до середньої кукси, можна помітити, що залишковий рух проносупінації в людини з ампутованою кінцівкою становить близько 60% від усього діапазону руху, що означає, що 40% руху проносупінації втрачається. Але все ще є 100° обертання променевої кістки над ліктем (із загального фізіологічного діапазону в 180°).

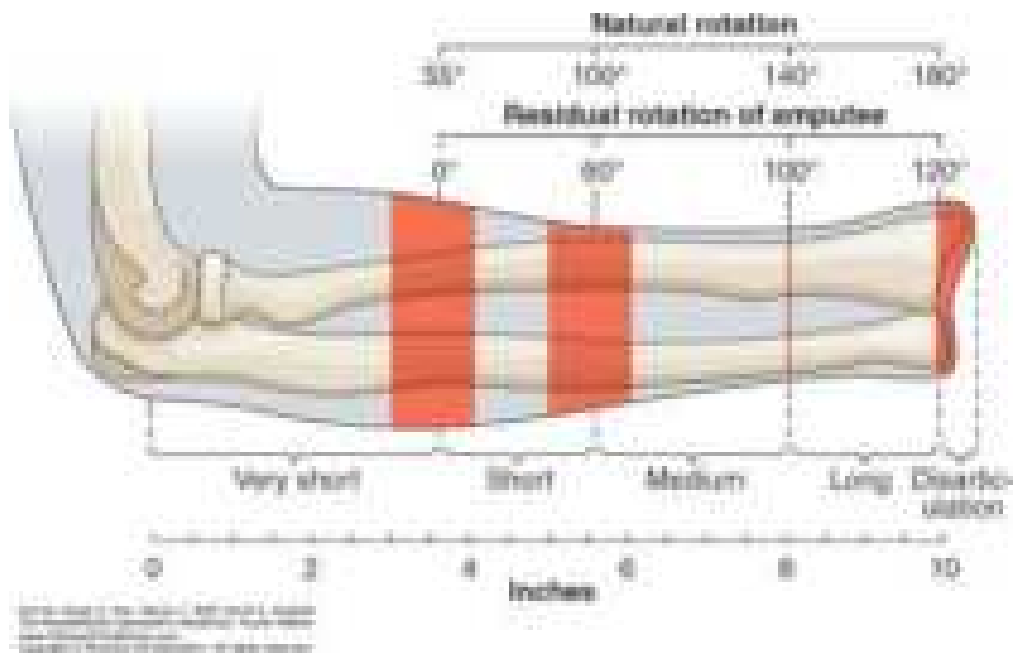


Рисунок 6.13 – Довжина кукси передліччя

У разі коротких кукс залишкова проносупінація становить  $0^\circ$ , навіть якщо обертання променевої кістки над ліктьовою кісткою становить  $55^\circ$ . Повне зникнення діапазону рухів відбувається через втрату ефективного руху кістки всередині м'яких тканин. Іншими словами: що довша кукса в разі трансрадіальної ампутації, то більше зберігається проносупінація.

#### *Особливості традиційної конструкції гільзи*

Традиційна конструкція є гільзою з подвійними стінками, внутрішня має певну форму для повного контакту вздовж кукси. Проксимальна обрізна лінія розміщена приблизно на 1,5 см від медіального й латерального надвиростків плечової кістки, тоді як лікоть повністю витягнутий.

Щоб полегшити надягання протеза, особливо для випадків із довгою куксою або за умови вичленення зап'ястя, розрізається отвір (вікно) на найвужчій ділянці гільзи. Це дозволяє найширшій частині кукси проходити в гільзу. Для забезпечення повного контакту з куксою вікно гільзи закривається і закріплюється. Як альтернатива, гільза може бути виготовлена з деякою гнучкістю в ламінованій конструкції над найбільш вузькою частиною кукси, яка розкривається під час надягання гільзи. Такі конструкції гільз часто призначаються в разі довгих кукс після трансрадіальної ампутації, оскільки рухи проносупінації зберігаються та передаються на кінцевий пристрій (рис. 6.14).



Рисунок 6.14 – Традиційна конструкція гільзи

#### *Особливості мюнстерської гільзи*

У разі трансрадіальних ампутацій із короткими куксами передпліччя часто призначають мюнстерську гільзу. Проксимальна обрізна лінія цієї гільзи розташовується високо, з продовженням вище, ніж надвиростки плечової кістки, і з повним закриттям шилоподібного відростка. Форма гільзи утримує лікоть у легкому згинанні (початкове згинання в середньому  $35^\circ$  щодо плечової кістки) (рис. 6.15).



Рисунок 6.15 – Мюнстерська конструкція гільзи

Задня проксимальна частина гільзи закриває шилоподібний відросток, використовуючи переваги цього кісткового виступу для забезпечення фіксації та стійкості гільзи. Обрізні лінії проходять трохи вище за рівень надвиростків.

Передні верхні лінії обрізки доходять до рівня складки ліктьового згину з жолобом для сухожилля двоголового м'яза плеча, щоб уникнути накладення гільзи на сухожилля двоголового м'яза під час згинання. Якщо гільза має правильну посадку, то вона зазвичай не потребує додаткової системи підвіски. Форма гільзи та прикладання тиску (проксимально до шилоподібного відростка й навколо сухожилля двоголового м'яза плеча) утримують протез на куксі.

Мюнстерська конструкція часто призначається в разі коротких кукс для поліпшення утримання гільзи на куксі.

*Нортуестернська гільза* була спеціально розроблена для довгих кукс передпліччя. Вона забезпечує більшу медіальну / латеральну компресійну стабільність проксимальніше надвиростків.

На відміну від мюнстерської конструкції гільзи, нортуестернський варіант насамперед передбачає здавлювання м'язів у медіолатеральній площині вище за надвиростки з меншим обмеженням на передньо-задніх лініях (рис. 6.16).



Рисунок 6.16 – Нортуестернська конструкція гільзи

Біомеханіка конструкції гільзи динамічно пов'язана з діапазоном рухів залишкової кінцівки.

Ця конструкція гільзи, як і мюнстерська гільза, повністю перешкоджає проносупінації, оскільки обрізні лінії гільзи проходять вище від надвиростків. Цей факт важливо враховувати для призначення типу гільзи [27].

#### *Особливості гільзи на передпліччя із шарнірною петлею*

Шарнірна петля використовується тоді, коли кукса передпліччя дуже коротка й має надто обмежений діапазон руху. Виготовляються дві гільзи: одна для кукси (внутрішня), що розташовується в середині другої гільзи (зовнішньої) передпліччя. Вони з'єднуються шарнірною петлею, що збільшує для користувачів обмежений активний рух згинання (рис. 6.17).



Рисунок 6.17 – Конструкція гільзи на передпліччя із шарнірною петлею

Декілька прикладів для призначення приймальної гільзи залежно від довжини кукси:

а) дуже коротка кукса передпліччя: висока лінія обрізки, вища від надвиростків, вища від шилоподібного відростка (мюнстерський тип гільзи);

б) від короткої до середньої довжини кукси передпліччя: нортюестернський тип гільзи із захопленням вище від надвиростків для забезпечення стабільності;

в) від середньої до довгої кукси передпліччя: традиційна конструкція гільзи. Краї гільзи проходять дистально до шилоподібного відростка й дистально до виростків плечової кістки;

г) дуже коротка кукса передпліччя: висока обрізна лінія із захватом вище від надвиростків і вище від шилоподібного відростка (мюнстерський тип) у комбінації із шарнірною петлею [27].

### **Принципи функціонування протезів плеча**

#### *Поліпшення схоплення та відпускання об'єктів*

Схоплення та відпускання об'єктів досягається за допомогою різних кінцевих пристроїв (гачок, анатомічна функціональна кисть тощо). Ці пристрої працюють від сили, яка утворюється довільним рухом контрлатеральним плечовим поясом користувача. Сила в тяговому протезі передається системою кріплення та збільшується системою керування протезом. Система керування складається із серії роликів і тросів, розміщених у системі кріплення протеза, яка оточує тулуб. Кінцевий пристрій може реалізовувати довільний рух відкриття або закриття штучних пальців або їхніх імітаторів. Пристрій довільного відкриття функціонує у дві фази: коли натяг внутрішніх гумових стрічок або пружин подається через тягу керування, пристрій відкривається;

коли натяг знімається – пристрій автоматично закривається. Пристрій довільного закриття зазвичай має чотири фази функціонування. Вони мають різні ступені тиску, «регульовані за бажанням користувача». Наприклад, тяга в тросі керування закриває гак частково або повністю; зняття натягу в тросі керування втримує гак у заданому вихідному положенні; більш сильна тяга звільняє гак, а збільшення сили тяги знову відкриває гак. Зусилля, прикладене до гачка, становить приблизно від 3 до 4 кг і втримується пружною або пружинною частиною в кінцевому пристрої. Кінцевий пристрій приєднується до вузла зап'ястя, що запобігає ротації, коли необхідно піднімати та/або маніпулювати важкими предметами.

Механічна енергія для функціональної дії протеза плеча може передаватися від руху плеча протилежної кінцівки. Бандаж-кріплення, що складається з ременів навколо плеча протилежної кінцівки та пахвової западини, передає зусилля з плеча через тягу керування до кінцевого пристрою [27].

#### *Здатність дотягуватися до об'єктів*

Кінцевий пристрій має працювати незалежно від положення кріплення навколо тіла. Це досягається за допомогою деяких елементів, що діють як важелі (сегмент руки та передпліччя) і кількох суглобів між ними. У процесі виготовлення гільзи протеза плеча важливо забезпечити можливість згинання-розгинання в ліктьовому суглобі та збільшити, наскільки це можливо, кути рухів пронації-супінації.

#### *Здатність переносити предмети*

Після досягнення та схоплення предмета, за необхідності його перенесення в потрібне місце протез не має впасти або якимось чином пошкодитися. Тому кріплення протеза на куксі має бути стійким до різних типів сил і рухів. Добре спроєктована та якісно підігнана гільза слугує для втримання протеза на куксі. Конструкцію з повним контактом кукси з гільзою можна досягти вакуумним кріпленням, що допомагає закріпити гільзу на куксі. Гільза також забезпечує кріплення завдяки своїй формі, що відповідає рельєфу навколо кісткових виступів та тиску на м'які тканини кукси, забезпечуючи її схоплення, не створюючи больових відчуттів для пацієнта.

За необхідності створення додаткового кріплення можна використовувати трос чи інші компоненти (манжету на трицепс, ліктьові шарніри та петлі). Для користувачів, що виконують дуже важку роботу, застосовується бандаж-кріплення на плече у вигляді «сідла». Це забезпечує більшу площу

опори для розподілу ваги та значно комфортнішу передачу важких осьових навантажень, тим самим запобігаючи проблемам, пов'язаним із нейроваскулярними розладами.

### *Контроль рухів та здатність взаємодіяти*

Механічне керування протезом і ліктьовим шарніром здійснюється через кабель керування, який проходить крізь плече протилежної кінцівки та з'єднаний як з гільзою, так і з бандажем. Рух плеча передається через бандаж, коли користувач натягає трос, щоб відкрити або закрити гак. Отже, плече протилежної кінцівки забезпечує як наявність сили, так і контроль протеза. Користувач повинен мати змогу виконувати рухи, щоб генерувати силу, яка активує протез, зокрема відведення лопаток, розкриття грудної клітки, відведення та приведення плеча, згинання та розгинання ліктя. Крім того, керування протезом може також здійснюватися сегментом ампутованої кінцівки. Точна посадка приймальної гільзи відіграє важливу роль у забезпеченні цієї взаємодії [27].

*Приймальна гільза* для протеза плеча утворена двома частинами – внутрішньою та зовнішньою. Внутрішня гільза перебуває в тісному контакті зі шкірою і має форму, що забезпечує повний контакт по всій довжині кукси. Якщо вона погано прилягає, протез не може функціонувати оптимально й може викликати дискомфорт і враження шкіри. Необхідність повного контакту гільзи вимагає щільної фіксації навколо залишкової кукси. Гільза має форму, що дозволяє використовувати характеристики кукси – кісткові виступи й толерантні зони м'язових тканин. Зовнішня гільза має форму звичайного плеча. Залежно від довжини кукси можуть бути розроблені кілька типів гільз із метою збільшення функції та контролю протеза.

### *Звичайна (стандартна, традиційна) гільза (рис. 6.18)*

Стандартні гільзи для кукс плеча ламінуються з акрилової смоли та мають подвійну стінку. Лінії обрізки гільзи визначаються довжиною кукси. За умови довгої кукси верхня лінія обрізки проходить приблизно на 1 см нижче від акроміона, передня лінія обрізки проходить по дельтоподібно-грудному трикутника, а задня лінія оточує лопатку. У разі більш коротких кукс верхня лінія обрізки проходить над акроміоном приблизно на 2,5 см, зокрема акроміально-ключичне зчленування, передня

лінія обрізки включає дельтоподібно-грудний трикутник, а задня лінія обрізки охоплює частину лопатки.

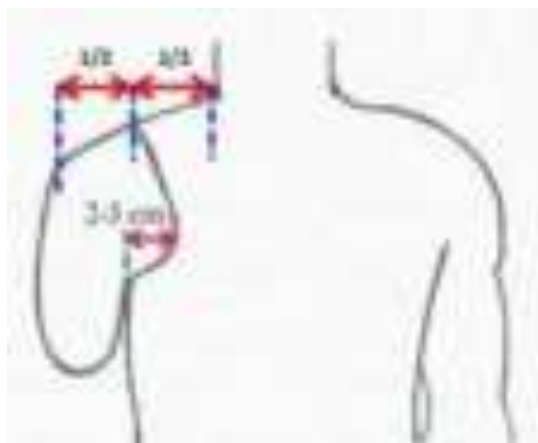


Рисунок 6.18 – Стандартна конструкція гільзи

Лінії обрізки поліпшують контроль підвіски й ротації. Медіальна стінка гільзи сплющена, так що протез зручно сидить на латеральній стінці грудної клітки.

Передня стінка сформована навколо кукси, щоб звільнити кістковий кінець ампутованої плечової кістки. Задні й бічні стінки гільзи виконані з м'яких тканин і адаптовані до анатомії плеча. Гільза має бути надійно закріплена на плечі, але водночас вона не має бути занадто тугою.

#### *Динамічна гільза Юта*

Динамічна гільза здебільшого має низьку лінію обрізки на латеральній стороні, нижче акроміона, щоб забезпечити більше відведення плечового суглоба. Її можна закріпити (підвісити) за допомогою биндажа або шляхом всмоктування. Гільза має елементи у вигляді «крил», які розширюються в передній і задній частині гільзи, щоб забезпечити ротаційну стабільність.

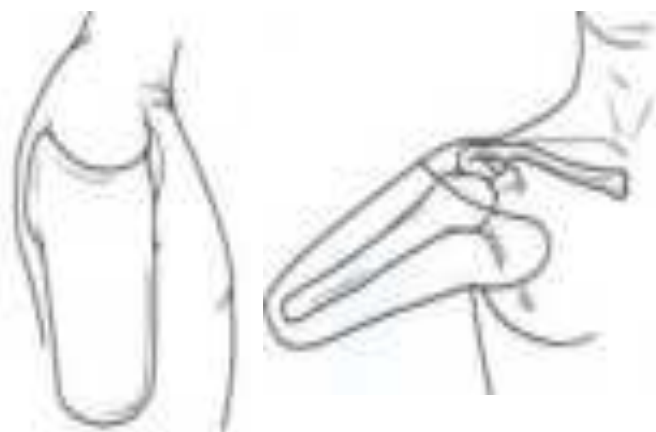


Рисунок 6.19 – Динамічна конструкція гільзи Юта

Ці «крила» не впливають ні на ключицю спереду, ні на ость лопатки позаду; вони мають бути розташовані на більш низькому рівні. Крім того, проксимальний розмір також зменшується для забезпечення медіолатеральної стабільності. Медіальна стінка має бути плоскою, щоб забезпечити повну аддукцію кукси без защемлення пахвової зони. У дистальній частині має бути повний контакт, щоб запобігти набряканню залишкової кінцівки.

Усмоктувальний клапан може застосовуватися для надійності підвіски (кріплення) і для усунення необхідності використання бандажів у міоелектричних конструкціях (рис. 6.19).

#### *Особливості гільз у разі екзартикуляції ліктя*

За умови екзартикуляції ліктя або ампутації плеча з великою опуклою куксою в гільзу вбудовано вікно в найбільш вузькій зоні, що полегшує надягання протеза. Застібка-липучка забезпечує повний контакт посадки гільзи. Як альтернатива, гільза може бути виготовлена з гнучкою ділянкою в ламінованій конструкції, що дає простір, коли користувач надягає або знімає протез. Цей прийом також є способом підвіски (кріплення), оскільки він використовує дистальну опуклу форму кукси від плечових виростків і відповідає формі гільзи за умови ампутації за Саймом або екзартикуляції коліна. У разі екзартикуляції ліктя гільза може бути виготовлена у вигляді однієї стінки, оскільки простір обмежений через довжину кінцівки (рис. 6.20).

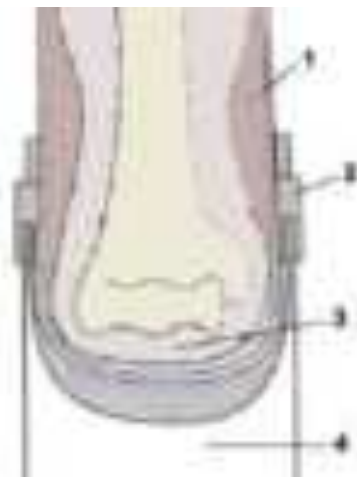


Рисунок 6.20 – Конструкція гільзи за умови екзартикуляції ліктьового суглоба

*Гільза з повним контактом* допускає самостійне кріплення (підвіску) протеза (рис. 6.21). Для користувачів з короткою куксою або для тих, хто

виконує важкі функціональні завдання, така гільза використовується разом із бандажем, щоб забезпечити більший контроль над протезом [27].



Рисунок 6.21 – Гільза з повним контактом

#### ***6.4.2 Принципи функціонування міоелектричних протезів верхньої кінцівки (із зовнішнім джерелом енергії)***

Термін «міоелектричний» належить до конструкцій, в яких використовуються невеликі електромотори, вбудовані в протез, для керування різними функціями: пронацією-супінацією зап'ястя, згинанням-розгинанням ліктя та функцією схоплення кінцевого пристрою. Активація та деактивація цих моторів контролюються скороченням і розслабленням залишкових м'язів кукси.

Нижче наведені основні функції, що має реалізовувати міоелектричний протез залежно від біомеханічних принципів, що керують ними.

##### *Здатність схоплювати та відпускати предмети*

Різні кінцеві пристрої допомагають відновити здатність верхньої кінцівки схоплювати та відпускати предмети. Поверхневі електроди, вбудовані у внутрішню гільзу, сприймають міоелектричні сигнали (різницю електричних потенціалів), що виникають унаслідок довільного скорочення залишкових м'язів кукси. Сигнали підсилюються та фільтруються електронною системою та передаються на пристрій керування через сполучний електропровідний кабель. Це активує підключення або відключення обраних потужних мініелектромоторів. Ці мотори працюють від батареї з напругою 4,8; 6 або 12 В, що забезпечує живлення електромотора, де електрична енергія перетворюється в механічну, унаслідок чого шарнірні механізми та кінцевий пристрій переміщується, відкривається та закривається, щоб схопити або відпустити об'єкт на бажання користувача.

Міоелектричні протези – це активні функціональні протези з електричною активацією та контролем, які генеруються від довільного скорочення м'язів. Такі протези мають генератор електричної енергії та мотор, що перетворюють електричну енергію в механічну, яка забезпечує рух функціональних елементів.

Поверхнєве електроміографічне дослідження виконується до призначення виробу, щоб визначити, чи будуть електричні сигнали, що генеруються залишковими м'язами, підходити для керування міоелектричним протезом.

Там, де це можливо, електроди розташовують так, щоб вони могли сприймати міосигнали м'язів, аналогічні функції, що раніше виконувала група м'язів. Наприклад, за умови ампутації на рівні передпліччя сигнал, що генерується м'язами-розгиначами, використовують для активації розкриття міоелектричної кисті, а сигнал від м'язів-згиначів застосовують для її закриття. У разі ампутації на рівні плеча використовують сигнали м'язової групи трицепса, щоб відкрити кисть, та сигнали біцепса, щоб закрити її.

#### *Здатність дотягуватися до предметів*

Механізмами штучних суглобів ліктя та зап'ястя управляють та функціонують у такий самий спосіб, як і кінцеві пристрої-імітатори кисті, описані вище. Згинання-розгинання ліктя та пронація-супінація передпліччя забезпечують функціональне розміщення кінцевого пристрою.

#### *Здатність переносити об'єкти*

Після схоплення об'єкта з'являється необхідність перемістити або перенести його в інше місце. У цьому разі протез не має падати або яким-небудь чином бути ушкодженим. Підвіска або кріплення протеза на куксі мають бути стійкі до різних типів сил та рухів.

#### *Фіксація (утримання) протеза на куксі верхньої кінцівки*

Фіксація протеза досягається формою та особливостями гільзи, за необхідності з додаванням тягових елементів та інших компонентів кріплення. Сучасна приймальна гільза з повним контактом із поверхнею кукси може створювати ефект вакуумного кріплення, що дає змогу утримувати протез на куксі. Крім того, гільза може бути сформована навколо кісткових виступів і більш щільно контактувати з поверхнею толерантних до тиску тканин, що втримує гільзу всупереч анатомії залишкової кінцівки. Фіксувальний бандаж-кріплення рекомендується тільки за умови призначення протезів плеча або протезів унаслідок вичленення на рівні плеча.

### *Контроль руху*

Взаємодія між користувачем і його протезом для керування рухом є ще однією важливою функцією міоелектричного протеза. Міоелектрична система контролює основні функціональні компоненти протеза (шарнірні механізми та сам протез). Користувач має навчитися ізольованим скороченням м'язів під час керування протезом: тобто, коли один м'яз скорочується, щоб послати сигнал, протилежний м'яз розслабляється. У деяких випадках мікросхема може бути вбудована в бандаж для забезпечення додаткового сигналу. Сучасні нові розробки спрямовані на вдосконалення механізмів контролю для кращого регулювання сигналами та надання інформації про силу схоплення предмета. Щоб максимізувати функції, описані вище, ключову роль відіграє контакт кукси з гільзою. Велике значення в цьому має правильна посадка гільзи, яка має бути зручною та допомагати анатомічним суглобам, що залишилися, виконувати необмежені рухи [27; 32; 33].

### **6.5 Загальні функціональні вимоги до ортезів на верхні кінцівки**

Верхня кінцівка утворює анатомо-функціональну одиницю, основна мета якої – дати змогу кисті руки досягати будь-якої точки простору навколо тіла. Отже, людина може дотягуватися до предметів, уміло маніпулювати ними, переміщувати предмети до тіла та/або від тіла. Найбільш важливим є те, що рука може виконувати функції в ділянці обличчя та в усій візуально контрольованій зоні. Біомеханіка верхньої кінцівки дуже складна та взаємозалежна. Тому ортезування верхньої кінцівки потребує спеціальних знань.

Тіло людини піддається впливу зовнішніх сил і моментів, як нерухомих, так і рухомих, що мають тенденцію викликати рух у суглобах. Зовнішні сили та рухи, завдяки яким людина може функціонувати, контролюються силами, що генеруються органами тіла:

- пасивними тканинами – суглобними капсулами та зв'язками;
- активними тканинами – м'язами.

За наявності травм або захворювань одної або декількох із цих тканин, вони не можуть створювати відповідну силу, наприклад за умови розривів зв'язок, слабких м'язах. Ортез може змінити дії зовнішніх сил для компенсації функціональних порушень.

### ***Система сили***

Основною системою сили є триточкова система тиску, яка має:

- точку прикладання – тиск;
- напрямок тиску;
- величину тиску.

Ортези з використанням сил тиску призначені для виконання одного з чотирьох завдань:

- 1) змінити кутові рухи;
- 2) змінити поступальні рухи;
- 3) зменшити осьове навантаження;
- 4) змінити силу реакції опори.

Для ортеза верхньої кінцівки основним завданням є зміна кутових і поступальних рухів.

#### ***6.5.1 Принципи функціонування ортезів на верхні кінцівки залежно від патології***

*Основні принципи, які під час ортезування верхньої кінцівки потрібно запам'ятати:*

- що довший важіль, то менше сили потрібно для виконання дії;
- що більша площа опорної поверхні, то потрібно менше сили;
- для корекції деформації визначальними є три точки тиску (рис. 6.22).

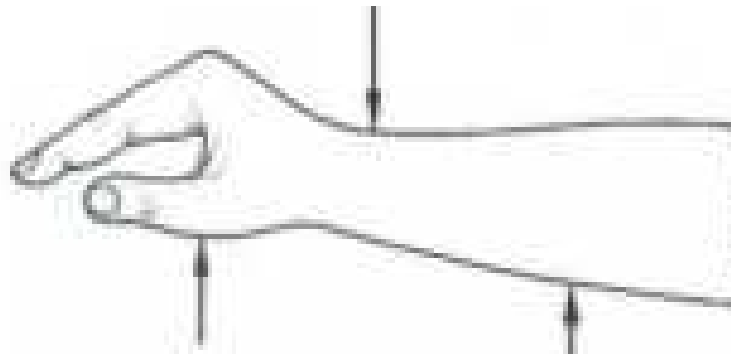


Рисунок 6.22 – Необхідна силова дія в ортезуванні верхньої кінцівки

За функціональними властивостями ортези на верхні кінцівки поділяються на статичні та динамічні.

*Функціональні особливості статичного ортеза:*

- збереження положення,
- зменшення руху,
- іммобілізація,
- перешкода деформації.

*Функціональні особливості динамічного ортезу:*

- рух необхідний для запобігання втрати функції або сприяння функції (рис. 6.23).



Рисунок 6.23 – Динамічний ортез на зап'ястя-кисть

***Функціональне положення зап'ястя та кисті***

- Зап'ястя на  $30^\circ$  в екстензії (витягування, випрямлення).
- П'ястно-фаланговий суглоб на  $30^\circ$  у флексії (згинання, відхилення).
- Проксимальний міжфаланговий суглоб на  $45^\circ$  у флексії.
- Абдукція великого пальця кисті.
- Опозиція I пальця щодо II–V пальців.
- Нейтральна пронація / супінація (рис. 6.24).



Рисунок 6.24 – Функціональне положення зап'ястя

Для ефективного розподілу сил і протидіючих сил на передпліччя *шина ортеза повинна мати достатню довжину, принаймні дві третини довжини передпліччя.*

*Триточкову силову систему* в ортезуванні використовують для запобігання згинання зап'ястя (рис. 6.25) з розподілом сил на:

- долонну поверхню кисті,
- тильну поверхню зап'ястя (шляхом кріплення),
- долонну поверхню проксимальної частини передпліччя.

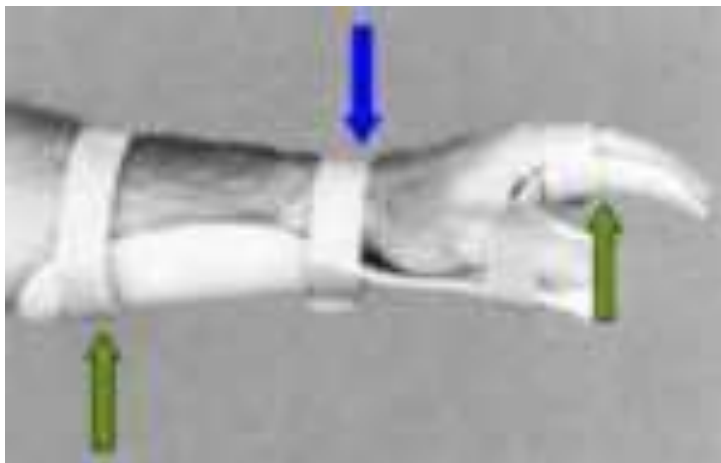


Рисунок 6.25 – Триточкова силова система в ортезуванні

*Для стабілізації ліктя* в процесі ортезування необхідна дія трьох сил, наприклад, за умови слабкості м'язів-згиначів ліктя (рис. 6.26) з розподілом сил:

- дистально на ліктьовому боці передпліччя,
- проксимально на задній частині плечової кістки,
- на передню поверхню ліктьового суглоба для створення протилежного протидіючого зусилля. Цю силу забезпечує кріплення.



Рисунок 6.26 – Сили для стабілізації ліктя

*Для іммобілізації плеча* після операції використовується абдукційний ортез на плече. На рис. 6.27 показаний приклад ортеза.



Рисунок 6.27 – Ортез на лікоть-зап'ясток-кисть для іммобілізації плеча

*Для іммобілізації плеча та утримання сегментів кістки* на одній лінії використовуються стабілізаційні ортези (наприклад, у разі перелому плечової кістки) (рис. 6.28).



Рисунок 6.28 – Ортез для іммобілізації плечової кістки

*Для фіксації акроміально-ключичного суглоба* ортез використовується з метою прикладання спрямованої знизу сили до ключиці та спрямованої зверху сили до проксимального відділу передпліччя за умови зігнутого на 90° лікті (рис. 6.29).



Рисунок 6.29 – Ортез за типом пов’язки

### ***6.5.2 Принципи функціонування ортезів на верхні кінцівки в разі переломів***

#### ***Особливості ортезування в разі переломів дистальної частини променевої кістки***

Перелом Коллеса – це перелом дистальної частини променевої кістки.

Часто перелом виникає на кінці кістки біля променево-зап’ясткового суглоба. Зазвичай такий перелом відбувається внаслідок падіння на витягнуту руку. Якщо перелом не зачіпає променево-зап’ястковий суглоб і має мінімальне зміщення, можна застосувати скловолокно або «паризький гіпс». Зазвичай гіпсову пов’язку носять протягом шести тижнів. У деяких випадках можна використовувати виготовлений на замовлення пластиковий ортез на зап’ястя.

Такі ортези застосовуються після операції, якщо пацієнтові потрібне хірургічне втручання для зміни положення кістки.

#### ***Особливості ортезування в разі переломів човноподібної кістки***

Човноподібна кістка – одна з маленьких кісток у зап’ясті. Вона розташована на боці великого пальця кисті в районі зап’ястя. Перелом човноподібної кістки найчастіше виникає внаслідок падіння на витягнуту руку під дією ваги, що проходить крізь долоню. Це найпоширеніша травма у спортсменів.

Іноді переломи човноподібної кістки не видно на звичайних рентгенівських знімках – потрібна магнітно-резонансна томографія (МРТ).

За умови переломів човноподібної кістки, як правило, використовують гіпсування скловолокном нижче від ліктя з одночасною іммобілізацією великого пальця кисті. Якщо перелом кістки незначний і без зміщення, то іноді призначають виготовлений на замовлення пластиковий ортез на зап'ястя-кисть, зокрема й великий палець.

### ***Особливості ортезування в разі переломів передпліччя***

Променева й ліктьова кістки становлять передпліччя, розташоване між ліктем та зап'ястям (рис. 6.30). Переломи вздовж середини цих кісток можуть виникнути внаслідок прямого удару, падіння на витягнуту руку або ДТП.



Рисунок 6.30 – Передпліччя

Якщо променева й ліктьова кістки не зміщені, використовують гіпсування скловолокном нижче від ліктя або виготовлений на замовлення пластиковий ортез у вигляді шини. Мета такого призначення полягає в іммобілізації місця перелому протягом шести тижнів. Ортез за типом пов'язки може знадобитися для підняття руки та зменшення набряку.

### ***Особливості ортезування в разі переломів ключиці***

Ключиця – це парна кістка, що утворює склепіння плечового суглоба та з'єднує грудину з плечем. Переломи ключиці часто виникають унаслідок прямого удару по плечу, під час падіння на плече або в автомобільній аварії.

За умови мінімальної деформації / укорочення ключиці використовують ортез на плече за типом пов'язки або бандаж у вигляді цифри 8. Бандаж відводить плечі назад для того, щоб забезпечити вирівнювання кінців кістки та сприяти подальшому загоєнню. Як правило, бандаж використовують протягом шести тижнів.

### ***Особливості ортезування в разі переломів плечової кістки***

Перелом плечової кістки – це травма між ліктем і плечем (рис. 6.31). Переломи плечової кістки бувають трьох категорій:

- проксимальний перелом плечової кістки, що виникає поблизу плечового суглоба, може торкнутися сухожилля манжети плечового суглоба, що обертає (ротаторної);
- перелом середньої частини діяфіза плечової кістки виникає між плечовим та ліктьовим суглобами;
- перелом дистального відділу плечової кістки виникає поблизу ліктьового суглоба і є найпоширенішим у дітей.



Рисунок 6.31 – Перелом плечової кістки

Переломи плечової кістки часто виникають через падіння на витягнуту руку або безпосередньо на плечову кістку.

Переломи плечової кістки, незалежно від того, наскільки вони зміщені, зазвичай загоюються без необхідності хірургічного втручання. Більшість пацієнтів можна забезпечити коміром та манжетою. Це дозволяє ліктю опускатися нижче від зап'ястя, що гарантує, що два переламані кінці плечової кістки не перекривають один одного. Трапляються випадки, коли протягом шести тижнів необхідно використовувати ортез на плече з пластику.

Ортезування спрямоване на те, щоб знерухомити перелом, використовуючи окружний тиск навколо певної ділянки.

### **Особливості ортезування в разі переломів ліктя**

Ліктьовий суглоб утворюють три кістки. До них належать плечова кістка, голівка променевої кістки та ліктьовий відросток (верхівка) ліктьової кістки. Поширеним переломом зони ліктя є перелом ліктьового відростка, що є кінцем ліктьової кістки. Такий перелом виникає внаслідок прямого удару або під час падіння на витягнуту руку, коли сухожилля трицепса відтягує ліктьовий відросток від ліктьової кістки (рис. 6.32).



Рисунок 6.32 – Перелом ліктя

У разі перелому без зміщення можна використовувати ортез за типом пов'язки та спеціальну пластикову накладку, що фіксує лікоть під кутом 90°. Відомі випадки, коли лікоть може бути рухомим у невеликому діапазоні руху. У цьому разі можна встановити на лікоть шину із шарнірами, де діапазон руху можна регулювати мірою відновлення.

### **6.6 Оцінка результатів протезування та ортезування верхніх кінцівок за допомогою роботизованих комплексів із біологічним зворотним зв'язком**

В УкрНДІ протезування для оцінювання ефективності реабілітації пацієнтів з ураженнями верхніх кінцівок, протезування та ортезування верхніх кінцівок використовуються інноваційні *роботизовані пристрої з біологічним зворотним зв'язком Luna і Armeo Spring Pediatric* [18; 22].

Використання роботизованої системи *Luna* проводиться з метою функціональної діагностики. У цьому разі проводять оцінювання та визначають:

- біоелектричну активність м'язів методом поверхневої електроміографії;
- діапазони рухів у суглобах кінцівок;
- силу м'язів;
- пропріорецепції (відчуття).

### ***Електроміографія (поверхнева)***

Використовується для вимірювання біоелектричної активності м'язів під час виконання фізичних вправ.

Для кожної вправи з використанням електроміографії (діагностичної або терапевтичної) потрібно як мінімум три підключених електроди. Один із цих електродів є еталонним (зелений), що розміщується на будь-якій частині поверхні шкіри, що не діагностується або не є частиною тренувальної програми (наприклад, у дослідженні м'язів-згиначів і м'язів-розгиначів ліктя електрод розміщується на плечі або передпліччі).

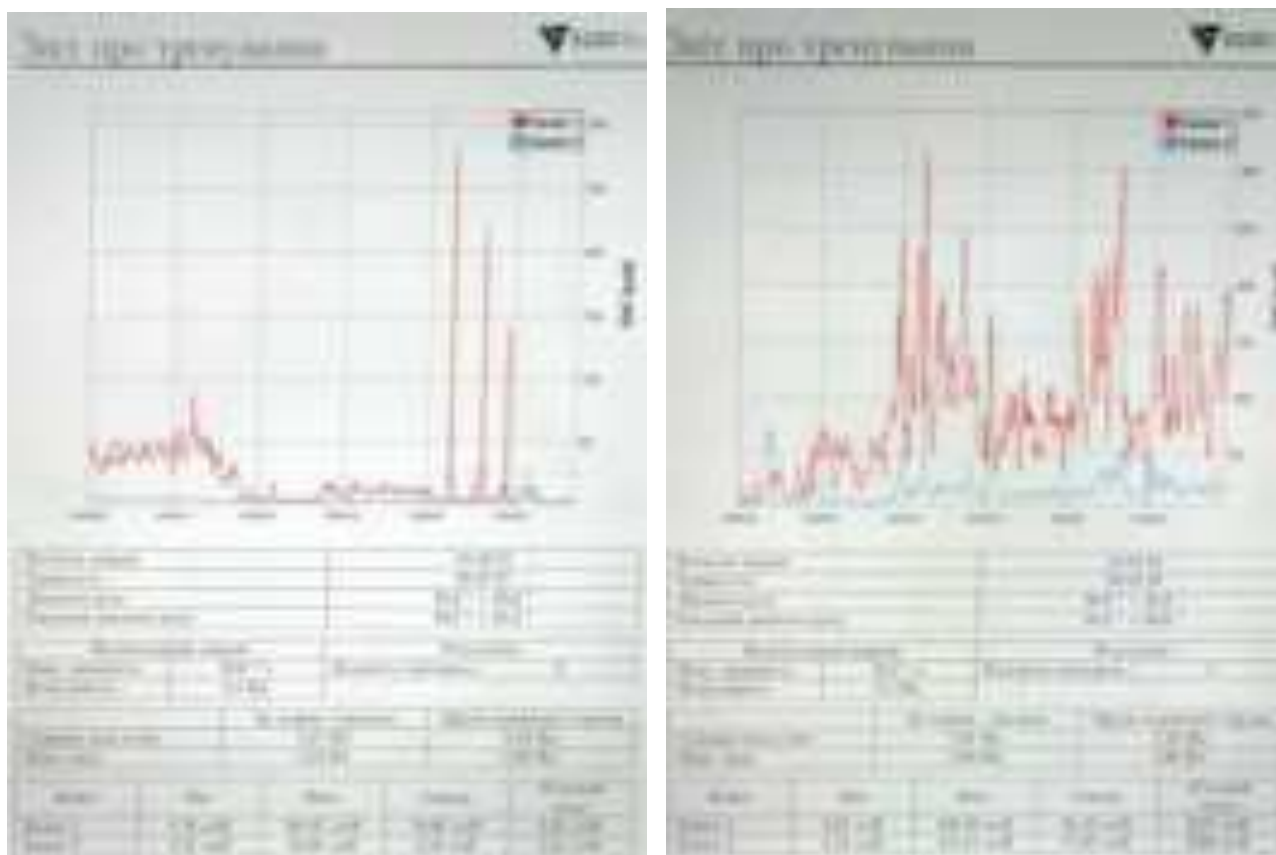
Розташування інших електродів (позитивного й негативного) одного й того самого каналу має бути на однаковій відстані один від одного для кожного тренування та розміщуватись у серединній зоні контрольованої м'язової групи (рис. 6.33).



Рисунок 6.33 – Приклад розташування електродів

Унаслідок дослідження ЕМГ групи м'язів отримують дані про значення мінімальної, максимальної та середнє значення біоелектричної активності.

Приклад отриманих результатів наведено на рис. 6.34.



а)

б)

Рисунок 6.34 – Приклад протоколу дослідження м'язової активності за ЕМГ:  
а) до реабілітації; б) після реабілітації

Дослідження проводяться до та після курсу реабілітації. Порівняння результатів свідчать про ефективність проведеного курсу реабілітації

### ***Оцінювання діапазонів рухів у суглобах кінцівок***

Оцінювання діапазону рухів проводиться з метою дослідження обсягу активних і пасивних рухів у суглобах кінцівок. Воно виконується за допомогою зйомних динамічних модулів Інструктор визначає максимальний обсяг пасивних рухів у суглобі, що досліджується, результати фіксуються в програмі та на дисплеї в градусах. Під час дослідження активних рухів пацієнт виконує той самий рух самостійно зі збереженням результату в програмі. Оцінювання проводять на визначених етапах реабілітації, що дозволяє простежити та побачити динаміку реабілітаційного процесу. Приклад протоколу наведено на рис. 6.35.

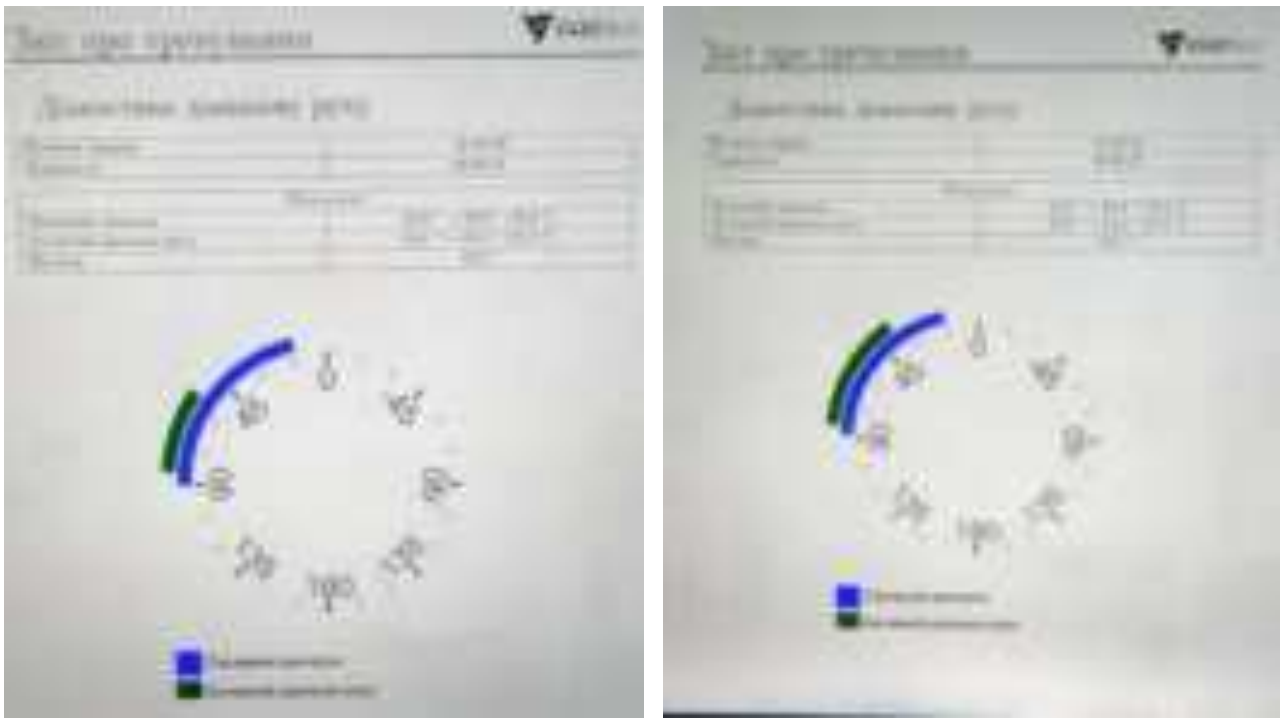


Рисунок 6.35 – Приклад протоколу дослідження діапазону активних рухів на початку та в кінці курсу реабілітації

### ***Оцінювання сили м'язів***

Оцінювання сили м'язів проводиться під час виконання активних рухів кінцівкою.

Зйомний динамічний модуль фіксується на рівні суглоба кінцівки для дослідження сили м'язів, які здійснюють певний рух у цьому суглобі, що реєструється в програмі дослідження з візуалізацією на моніторі. Результати максимальної сили м'язів визначаються в Н·м та подаються у вигляді кривої на екрані монітора.

Протокол дослідження для оцінювання сили м'язів та приклад протоколу визначення м'язової сили до та після реабілітації зображено на рис. 6.36 та 6.37 відповідно.

Для комплексного оцінювання стану м'язової системи (біоелектричної активності та сили м'язів) можливе одночасне проведення наведених двох методик дослідження, що дає змогу більш детально оцінити потенціальні можливості окремих м'язових груп до фізіологічного відновлення рухової функції.

Протоколи дослідження на етапах реабілітації зберігаються в програмі, що дозволяє визначати оцінки сили м'язів кінцівки для порівняння в процесі тренувань.



Рисунок 6.36 – Крива м'язової сили під час руху

а)

Початок вправи		14:09:55	
Тривалість		00:00:57	
Діапазон руху		26,9 ° + 93,6 °	
Реальний діапазон руху		49,0 ° + 81,2 °	
Налаштування вправи		Результати	
Мак. швидкість	50,0 °/с	Кількість повторень	0
Чутливість	0,1 Нн		
	За годинку, стрілкою	Проти годинкової стрілки	
Середня сила м'язу	0,27 Нн	0,24 Нн	
Мак. сила	1,10 Нн	0,58 Нн	

б)

Початок вправи		14:32:22	
Тривалість		00:00:59	
Діапазон руху		26,8 ° + 83,4 °	
Реальний діапазон руху		26,8 ° + 81,8 °	
Налаштування вправи		Результати	
Мак. швидкість	50,0 °/с	Кількість повторень	1
Чутливість	0,1 Нн		
	За годинку, стрілкою	Проти годинкової стрілки	
Середня сила м'язу	3,31 Нн	2,26 Нн	
Мак. сила	5,90 Нн	4,98 Нн	

Рисунок 6.37 – Приклад протоколу визначення м'язової сили:

а) до реабілітації; б) після реабілітації

### **Оцінювання пропріорецепції**

Оцінювання пропріорецепції проводиться для визначення нейром'язового відчуття (пропріоцепції) пацієнта з порушенням іннервації (зв'язок органів і тканин із ЦНС) кінцівок.

Для проведення цього дослідження пацієнт має заплющити очі. За допомогою зйомного динамічного модуля інструктор пасивно фіксує сегмент кінцівки в певному положенні суглоба на 10 с. За цей час пацієнт запам'ятовує положення кінцівки в просторі. Після цього модуль повертається у вихідне положення й пацієнт має пасивно (за допомогою модуля) або активно встановити кінцівку у визначене положення. Результати фіксуються в програмі дослідження. Різниця результатів визначається в градусах. Приклад протоколу дослідження пропріорецепції зображений на рис. 6.38.

The image shows two side-by-side screenshots of a software interface for proprioception assessment. Both screens display a table with columns for 'Позиція кінцівки' (Limb position) and 'Результат' (Result). The data in the tables is mostly illegible due to blurring, but the structure is consistent between the two screens, representing 'before' and 'after' rehabilitation states.

а)

б)

Рисунок 6.38 – Приклад протоколу визначення пропріорецепції:

а) до курсу реабілітації; б) після курсу реабілітації

Приклад діагностичного дослідження пропріорецепції за допомогою багатофункціонального роботизованого реабілітаційного пристрою до та після курсу реабілітації пацієнта Д-ова О., 42 роки, діагноз – правобічний геміпарез після перенесеного інсульту, наведено в протоколах дослідження сили м'язів-розгиначів, м'язів-згиначів та обсягу рухів у ліктьовому суглобі, що відповідно подані на рис. 6.39, 6.40, 6.41, 6.42, 6.43, 6.44 і 6.45.

а)

Діапазон руху		Сила м'язу (за гвинт. стрілкою)		Сила м'язу (проти гвинт. стрілки)	
Висхідний	27,5° - 89,4°	Середн.	1,1 Nm	Середн.	0,8 Nm
		Мак. значення	0,7 Nm	Мак. значення	6,0 Nm

б)

Діапазон руху		Сила м'язу (за гвинт. стрілкою)		Сила м'язу (проти гвинт. стрілки)	
Висхідний	11,0° - 100,0°	Середн.	0,8 Nm	Середн.	1,1 Nm
		Мак. значення	10,7 Nm	Мак. значення	4,3 Nm

Рисунок 6.39 – Звіт тренування:  
а) до реабілітації; б) після реабілітації







Для оцінювання рухів пацієнтів з ураженнями верхніх кінцівок в УкрНДІ протезування використовується **роботизований пристрій Armeo Spring Pediatric**, що дозволяє проводити не тільки фізичне тренування верхньої кінцівки, але й функціональні дослідження її стану.

У цьому пристрої для оцінювання параметрів руху верхньої кінцівки використовують три основних програми:

- *A-ROM* (обсяг рухів у великих суглобах верхньої кінцівки – плечовому, ліктьовому, променево-зап'ястковому, град.);
- *A-MOVE* (координація рухів верхньої кінцівки у двовимірному й тривимірному просторі, см);
- *A-GOAL* (точність виконання рухів).

На рис. 6.46 наведено екран для вибору програми для оцінювання параметрів руху.



Рисунок 6.46 – Вибір програми для оцінювання параметрів руху

**Оцінювання обсягу рухів у плечовому суглобі за програмою A-ROM** зображено на рис. 6.47.

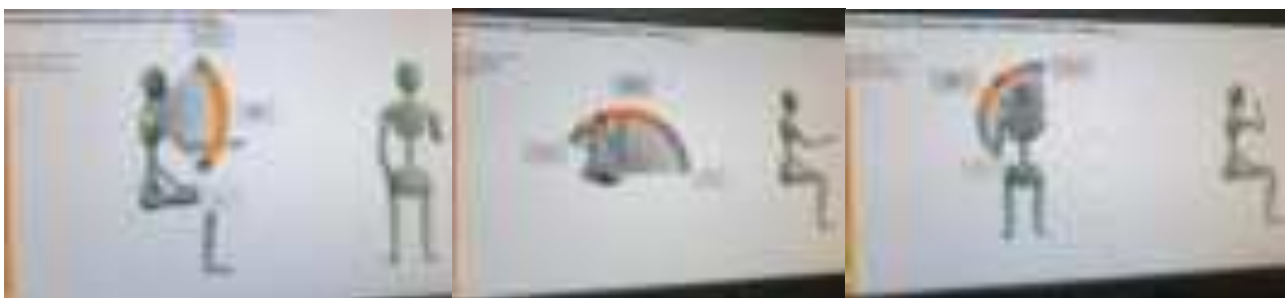


Рисунок 6.47 – Приклад оцінювання обсягу рухів у плечовому суглобі

Приклад оцінювання обсягу рухів у ліктьовому суглобі наведено на рис. 6.48.



Рисунок 6.48 – Приклад оцінювання обсягу рухів у ліктьовому суглобі

Приклад оцінювання обсягу згинально-розгинальних рухів у променево-зап'ястковому суглобі наведено на рис. 6.49.



Рисунок 6.49 – Приклад оцінювання рухів у променево-зап'ястковому суглобі

Результати оцінювання рухів за програмою *A-ROM* фіксуються у звіті, що показано на рис. 6.50.

Дослідження цих параметрів дає змогу скласти протокол оцінювання динаміки результатів до та після курсу реабілітації.

Приклад протоколу динаміки рухів за результатами оцінювання за програмою *A-ROM* до та після курсу реабілітації подано на рис. 6.51.



Рисунок 6.50 – Результати оцінювання за програмою *A-ROM*



Рисунок 6.51 – Протокол оцінювання динаміки результатів за програмою *A-ROM*

На відміну від оцінювання *A-ROM*, де значення амплітуди руху за одне дослідження визначається для одного суглоба, **оцінювання за програмою *A-MOVE*** дає змогу визначити комбінований робочий простір для двовимірних і тривимірних вправ. Екран віртуального оцінювання за програмою *A-MOVE*, наведений на рис. 6.52, має вигляд порожньої кімнати, у якій перебуває пацієнт, що тренується.



Рисунок 6.52 – Екран оцінювання рухів за програмою *A-MOVE*

У кімнаті п'ять поверхонь (три стінки, стеля та підлога). Мета пацієнта – «розфарбовувати» одну поверхню за раз. Важливо, щоб він зафарбовував не тільки якомога більшу площу на стіні. Це забезпечує точне тривимірне охоплення робочого простору (рис. 6.53).

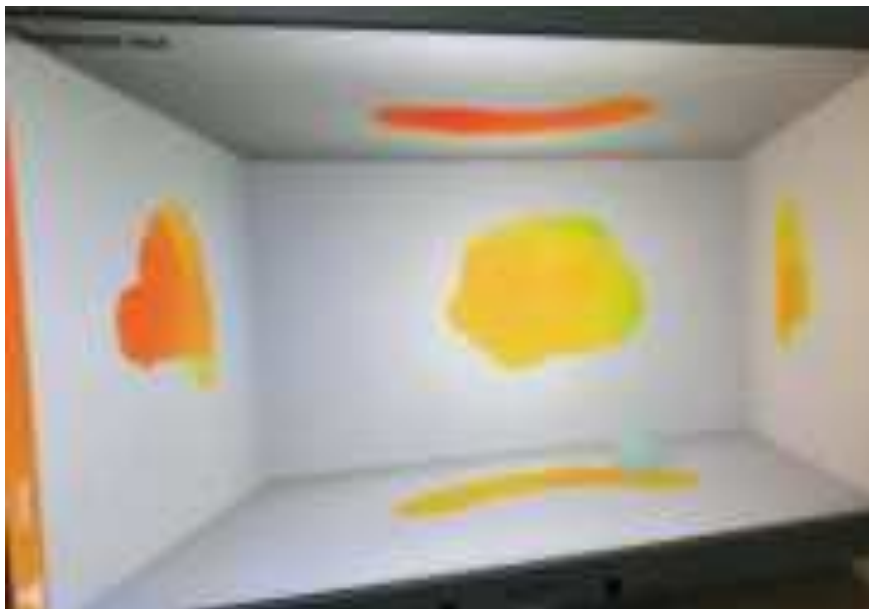


Рисунок 6.53 – Приклад оцінювання робочого простору

Протокол дослідження рухів верхньої кінцівки у дво- і тривимірному просторі за програмою *A-MOVE*, поданий на рис. 6.54, дає змогу візуально та за цифровими значеннями (у см) порівнювати результати до та після реабілітації.



Рисунок 6.54 – Приклад протоколу дослідження рухів верхньої кінцівки в дво- і тривимірному просторі до (червона лінія) та після (синя лінія) реабілітації

Забезпечення пристрою програмою *A-MOVE* дає змогу простежити динаміку оцінювання функціонального стану на етапах усього курсу реабілітації, що показано на рис. 6.55.



Рисунок 6.55 – Протокол дослідження динаміки результатів функціонального оцінювання верхніх кінцівок на етапах курсу реабілітації

*Дослідження точності виконання рухів* та оцінювання тесту координації проводиться за допомогою *програми A-GOAL*. Завдання для пацієнта полягає в наближенні рухливої мітки (цілі) до стабільної, що показано на рис. 6.56.



Рисунок 6.56 – Приклад протоколу дослідження точності виконання рухів за допомогою програми *A-GOAL*

Наводимо приклад дослідження функцій верхньої кінцівки пацієнтки Карини Д., 14 років, з діагнозом – дитячий церебральний параліч, спастичний тетрапарез. Дослідження за тестами програм *A-ROM*, *A-MOVE* та *A-GOAL* пацієнтки Карини Д. наведені відповідно на рис. 6.57–6.59.

## Раздел 1 – ArneoPediatric Диагностики

A-ROM — активный

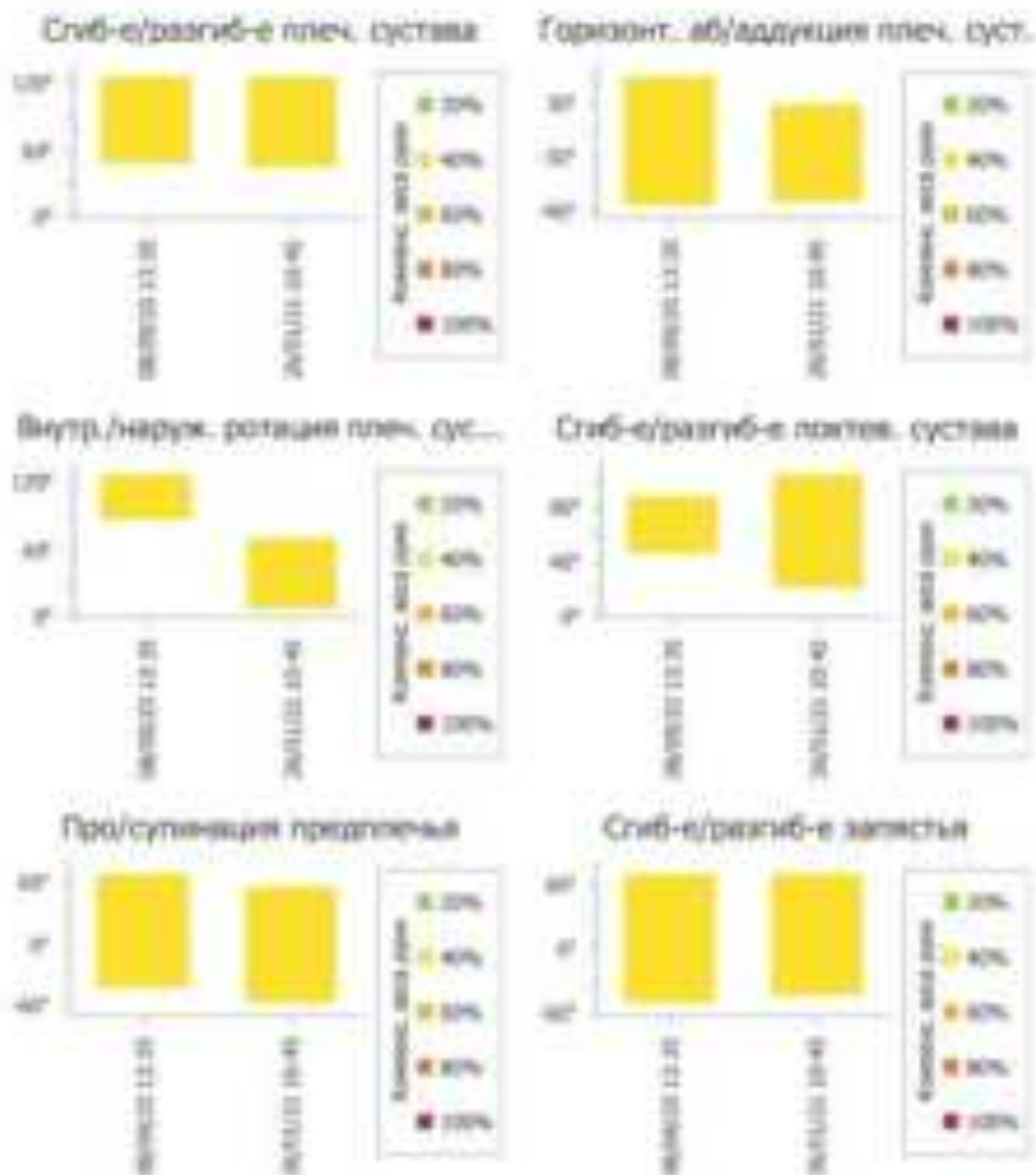


Рисунок 6.57 – Приклад протоколу дослідження обсягу рухів до та після реабілітації за програмою *A-ROM*

Обсяг активних рухів верхньої кінцівки згідно з тестом *A-MOVE* у фронтальній та сагітальній площинах показано на рис. 6.58.

## Раздел 1 – ArmeoPediatric Диагностики

A-MOVE — активный

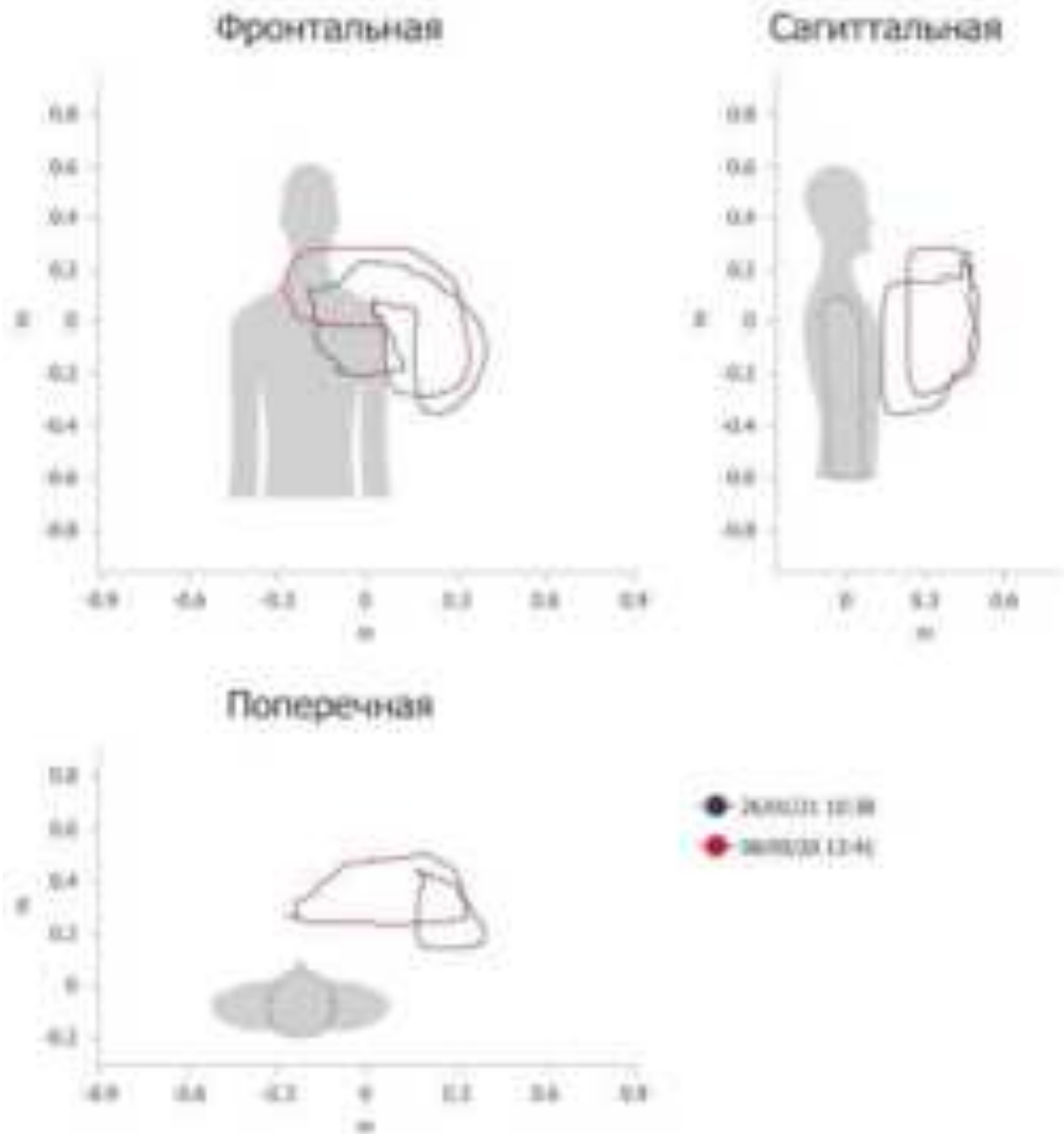


Рисунок 6.58 – Приклад протоколу дослідження за програмою *A-MOVE* до та після реабілітації

Приклад визначення обсягу рухів у тривимірному просторі за програмою *A-GOAL* подано на рис. 6.59.

## Раздел 2 – ArmeoPediatric Рез-ты сеанса



Рисунок 6.59 – Приклад протоколу оцінювання обсягу рухів у тривимірному просторі за програмою *A-GOAL*

Тести оцінювання рухів верхньої кінцівки за програмами *A-ROM*, *A-MOVE* та *A-GOAL* пацієнтки Карини Д., показані на рис. 6.57–6.59, свідчать про можливість оцінювання обсягу рухів у суглобах верхньої кінцівки.

Перелічені методи мануально-м'язового тестування верхньої кінцівки дозволяють об'єктивно оцінювати рухові можливості пацієнтів до та після реабілітації [18; 22].

## Контрольні запитання та завдання

1. Назвіть антропометричні характеристики верхньої кінцівки.
2. Поясніть квінезіологічні та функціональні характеристики верхніх кінцівок.
3. Назвіть функціональні особливості кисті.
4. Назвіть функціональні особливості плечового суглоба.
5. Назвіть функціональні особливості ліктьового суглоба.
6. Поясніть мету та завдання електроміографічних досліджень.
7. Назвіть загальні функціональні вимоги до протеза верхньої кінцівки.
8. Назвіть принципи функціонування протезів, що керуються рухами тіла.
9. Назвіть основні характеристики протезів плеча.
10. Поясніть принципи функціонування міоелектричних протезів (із зовнішнім джерелом енергії).
11. Які існують функціональні вимоги до ортезів на верхні кінцівки?
12. Які принципи функціонування ортезів на кисть?
13. Які принципи функціонування ортезів на ліктьовий суглоб?
14. Які принципи функціонування ортезів на плечовий суглоб?
15. Які принципи функціонування ортезів на верхні кінцівки в разі переломів?
16. Назвіть функціональні можливості роботизованого пристрою *Luna* та методи оцінювання ефективності реабілітації за допомогою цього пристрою.
17. Назвіть функціональні можливості роботизованого пристрою *Armeo SpringPediatric* та методи оцінювання ефективності реабілітації за допомогою цього пристрою.

## 7 БІОМЕХАНІЧНІ АСПЕКТИ ОРТЕЗУВАННЯ ХРЕБТА

### 7.1 Будова та функція хребта

Хребетний стовп виконує функцію опори, захисту спинного мозку й бере участь у рухах тулуба й голови.

Розрізняють п'ять відділів хребта (рис. 7.1):

- шийний відділ (7 хребців, С1–С7),
- грудний відділ (12 хребців, Th1–Th12),
- поперековий відділ (5 хребців, L1–L5),
- крижовий відділ (5 хребців, S1–S5),
- куприковий відділ (4–5 хребців, Сх1–Сх3-5).

Функціональне значення хребта надзвичайно важливе: він підтримує голову, є гнучкою віссю тулуба, бере участь в утворенні стінок грудної та черевної порожнин і таза. У хребетному каналі міститься спинний мозок, його оболонки та судини.

Опорно-рухова функція хребта багато в чому визначається структурними й механічними властивостями міжхребцевих дисків, що з'єднують тіла сусідніх хребців, а також з'єднують тіла, дуги та відростки хребців.

Виокремлюють природні викривлення хребта в передньо-задньому напрямку: фізіологічний лордоз – вигин, звернений опуклістю вентрально (вперед); фізіологічний кіфоз – вигин опуклості назад і незначну кривину хребта вбік. Розрізняють: лордоз – шийний і поперековий, кіфози – грудний і крижовий.

Викривлення хребта (рис. 7.2) сприяють збереженню людиною рівноваги. Під час швидких, різких рухів вони пружиняють і пом'якшують поштовхи, які відчуються тілом.

Міжхребцеві хрящі зменшують поштовхи та струси, міцно з'єднують тіла хребців між собою, але водночас досить еластичні, допускають рухи в усі боки та відіграють роль еластичних подушок. Величина рухів більша в тому відділі хребта, де хрящі товстіші. Міжхребцеві хрящі витримують вагу тіла, а також демпфують ударні навантаження, що виникають під час ходьби, бігу, стрибках тощо.

Довжина хребта чоловіка дорівнює в середньому 73 см, до того ж на шийний відділ припадає 13 см, на грудний – 30 см, на поперековий – 18 см і на крижово-куприковий – 12 см. Хребет жінки має довжину в середньому 69 см. У похилому віці спостерігається вкорочення хребта

на 5–7 см. Загалом довжина хребетного стовпа становить близько 2/3 всієї довжини тіла [4].

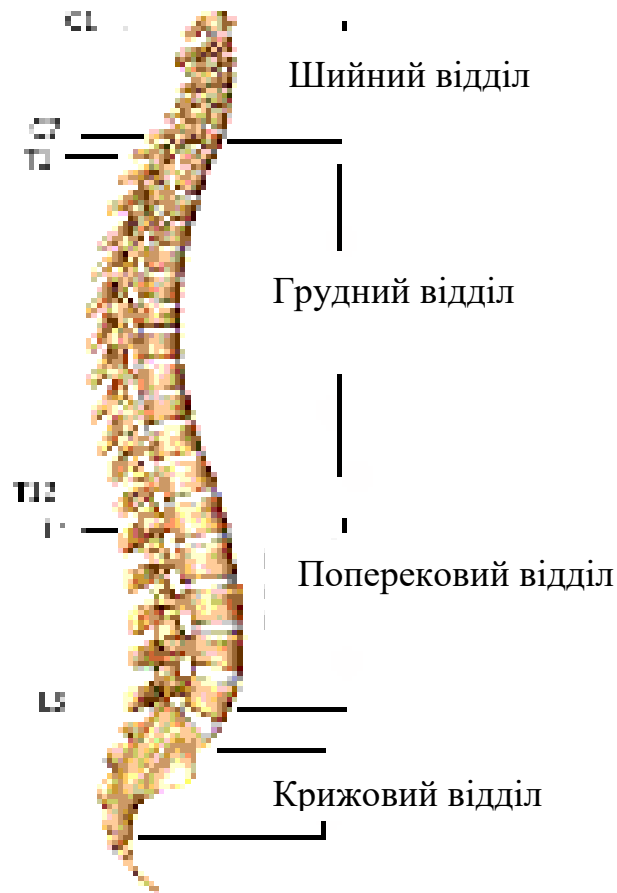


Рисунок 7.1 – Будова хребта



Рисунок 7.2 – Природні викривлення хребта

## 7.2 Загальні рухи хребта

Хребетний стовп може здійснювати рухи навколо всіх осей – фронтальної, сагітальної, вертикальної.

Можливі такі рухи хребетного стовпа (рис. 7.3):

- 1) навколо фронтальної осі – згинання та розгинання;
- 2) навколо сагітальної осі – згинання вбік;
- 3) навколо вертикальної осі – повороти;
- 4) пружинний рух, коли вимірюють величину кривини хребта (під час стрибків).

Більшою рухливістю відрізняються верхній поперековий та шийний відділи.

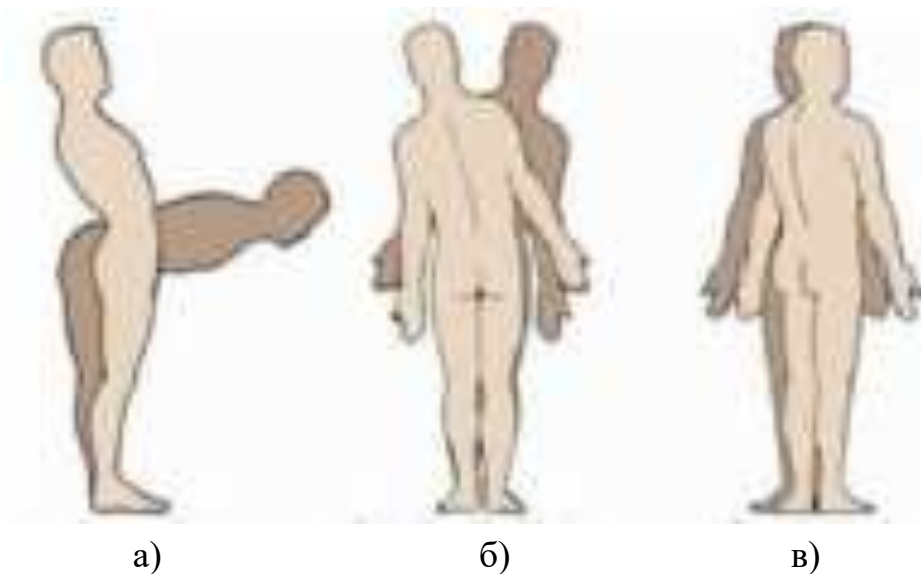


Рисунок 7.3 – Рухи хребта: а – згинання та розгинання;

б – нахил наліво / направо; в – ротація наліво / направо (повороти)

## 7.3 Функції відділів хребта

***Шийний відділ хребта складається із семи хребців.***

Шийний відділ хребта є найбільш рухомим, у нього дуже великий діапазон руху. Це пов'язано з формою кісток і положенням зчленувань між хребцями. Завдяки цьому людина може здійснювати різноманітні рухи головою. Але через велику амплітуду руху є ризик ушкоджень. З погляду біомеханіки, що більший рух сегмента в хребті, то вищий ризик ушкодження.

***Грудний відділ хребта має 12 хребців.***

До тіл цих хребців напіврухомо прикріплені ребра. Грудні хребці й ребра, що попереду з'єднані грудиною, утворюють грудну клітку. Тільки 10 пар ребер

прикріплюються до грудини, решта вільні. Це важлива ділянка хребта, вона виконує функцію з'єднання з ребрами. Тоді як шийний відділ хребта відповідає за гнучкість (наприклад, поворот голови), поперековий відділ хребта відповідає за силу й гнучкість (наприклад, підйом важких предметів, нахили вниз), а грудний відділ хребта за своєю будовою є стабільним. Ця стабільність відіграє важливу роль у підтримці тіла у вертикальному положенні й забезпечує захист життєво важливих органів у грудній клітці (рис. 7.4).



Рисунок 7.4 – Хребет людини

### ***Поперековий відділ хребта***

У поперековому відділі розташовується п'ять хребців. Поперековий відділ хребта має кілька особливих характеристик:

- Що нижче хребець розташований у хребті, то більшу вагу він має нести. П'ять хребців поперекового відділу (L1–L5) є найбільшими незрослими хребцями в хребті, що дає змогу їм витримувати вагу всього тулуба.
- Два нижні хребетні сегменти поперекового відділу хребта, L4–L5 і L5–S1, які містять хребці та диски, несуть найбільшу вагу, і тому найбільш піддані деформації та травмам.
- Поперековий відділ хребта сходиться з крижем у попереково-крижовому суглобі (L5–S1). Цей суглоб забезпечує значний ступінь ротації, тому таз і стегна можуть розгойдуватися під час ходьби та бігу.

### ***Біомеханіка поперекового відділу хребта***

Поперекова ділянка хребта – це відділ, що найбільше зазнає травм, оскільки він дуже рухливий та оточений грудними й крижовими ділянками, які порівняно менш рухливі. Близько 80% населення страждають від болю в спині протягом життя, особливо в попереку (Marolais, 1992; Flanagan та ін., 2000).

Кожний хребетний сегмент поперекового відділу здатний переміщатися на 10–20° у діапазоні флексії / екстензії з комбінованим діапазоном флексії / екстензії в поперековому відділі хребта, що становить 70°–80°, до того ж більша частина цього діапазону припадає на флексію. Подібні діапазони рухів також очевидні в розгляді шийного відділу хребта, з помітним скороченням діапазону рухів у грудному відділі.

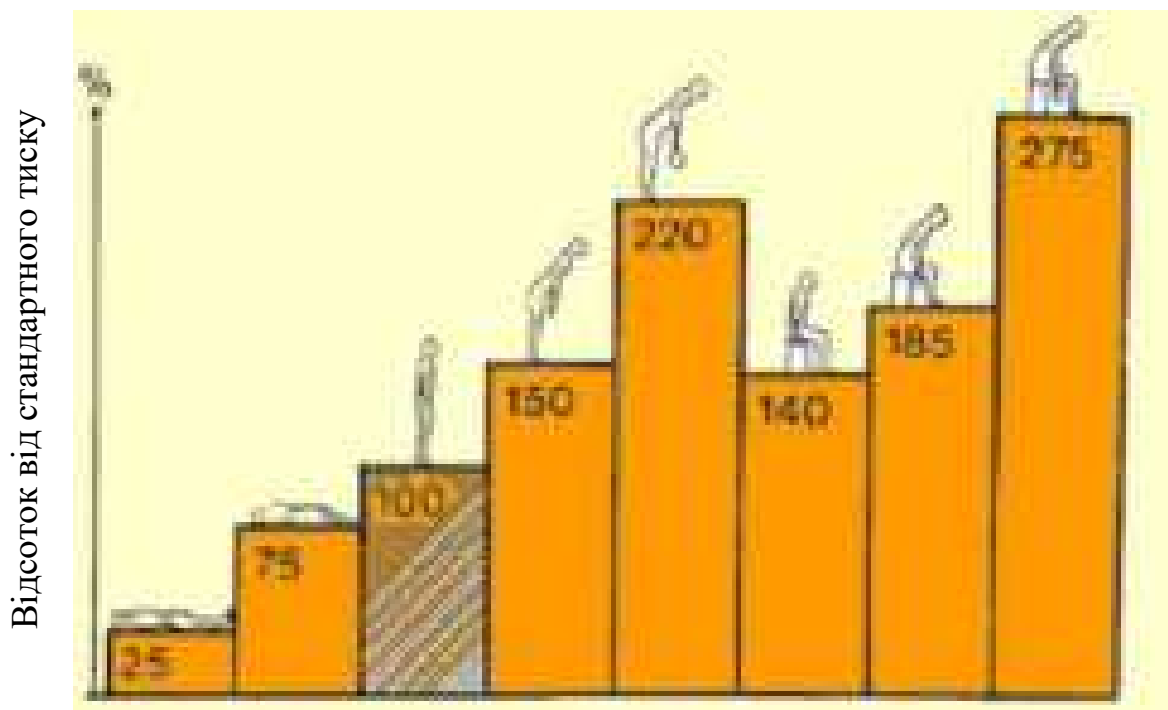
Установлено, що поперековий відділ хребта має дуже великий діапазон рухів, що особливо не відрізняється від величини діапазону рухів у шийному відділі хребта. Так чому ж поперековий відділ набагато більше піддається ушкодженням, ніж шийний відділ хребта?

Порівняно з моментами, що впливають на поперековий відділ хребта, ті, що впливають на шийний відділ, імовірно, будуть значно менші, тому що маса тіла над цією ділянкою значно менша (тільки голова). Крім того, у процесі згинання шийного відділу центр мас голови фактично не може зміститися так далеко вперед хребта. Отже, важіль, коли маса робить рух навколо шийного відділу хребта, порівняно менший. Це означає, що моменти, які впливають на шийний відділ хребта, також, імовірно, будуть менші, ніж моменти, що впливають на поперековий відділ, незважаючи на те, що діапазон рухів однаковий.

На рис. 7.5 зображені пропорційні зміни внутрішньо-дискового тиску в сегменті поперекового відділу хребта. Використовуючи базовий вимір у положенні стоячи, позначений як 100%, можна побачити, що внутрішньо-дисковий тиск зменшився в положенні лежачи, і під час нахилу вперед або підйому вантажу внутрішньо-дисковий тиск збільшується. На рис. 7.5 видно, що сидіння, згорбившись на стільці (другий стовпчик праворуч), створює внутрішньо-дисковий тиск, який не відрізняється від неправильного підйому предмета.

### ***Криж***

П'ять крижових хребців у дорослої людини утворюють крижі (*os sacrum*). У дитини він має окремі хребці, що зростаються в юнацькому віці. Криж дорослої людини є великий клиноподібний хребець на нижньому кінці хребта. Криж утворює міцну підставку хребта, де він перетинається з тазостегновими кістками, утворюючи таз. Криж – дуже міцна кістка, що підтримує вагу верхньої частини тіла.



Положення тіла

Рисунок 7.5 – Пропорційні зміни внутрішньо-дискового тиску для поперекового сегмента під час виконання щоденних дій порівняно з вихідним положенням спокою

**Куприк** є найнижчою частиною хребта. Він є рудиментарним хвостом (звідси й загальний термін «хвостова кістка») і містить 3–5 окремих або зрослих хребців. Куприк є нерухомою частиною хребта.

Куприк часто ушкоджується, коли люди падають і займають в цьому разі сидяче положення. Оскільки куприк є випнутою кістковою структурою, він піддається ризику розвитку пролежнів у пацієнтів з паралічем, у людей похилого віку або в прикутих до ліжка хворих [2; 4].

#### 7.4 Біомеханіка хребта внаслідок сколіотичних і кіфотичних деформацій

**Сколіотична хвороба** – дуже складне й досить поширене ортопедичне захворювання, що передбачає не тільки деформацію хребта й грудної клітки, але й увесь симптомокомплекс порушень функцій внутрішніх органів, що розвиваються в організмі дитини внаслідок порушення форми грудної і черевної порожнини.

Поширеність сколіозу варіабельна та залежить від величини й типу деформації. Приблизно 1% населення земної кулі страждає сколіозом.

Приблизно у 80% пацієнтів сколіоз виникає як самостійне захворювання і носить назву «ідіопатичний», оскільки достовірно причини виникнення викривлень хребта дотепер залишаються невідомими. В інших 20% пацієнтів сколіоз є симптомом іншого захворювання. Частота поширення ідіопатичного сколіозу в підлітків (10–16 років) становить 2–3%. Деформації величиною понад 20° зустрічаються в 0,3–0,5%, тоді як деформації понад 40° становлять до 0,1% випадків.

Сколіоз має характерні ознаки: бічна кривина хребта, патологічна ротація та торсія хребців, клиноподібна деформація тіл хребців. У нормі хребці у фронтальній площині тіла утворюють рівну лінію. За умови сколіозу лінія хребців нагадує латинську букву С або S. У разі виникнення сколіозу виникає розворот хребців навколо вертикальної осі в напрямку опуклого боку кривини – патологічна ротація, що найбільш виражена на вершині деформації хребта. Сколіоз здебільшого виникає у дітей та підлітків, у яких хребці мають зони зростання в ділянці коренів дуг, підстав остистого і поперечних відростків, замикальних пластин тіл хребців. Патологічна ротація хребців призводить до зміни напрямку тяги м'язів, сухожилів і зв'язків, що викликає асиметричну дію на зони зростання хребців і спричиняє анатомічну деформацію – торсії (скручування) хребця навколо вертикальної осі. Фронтальна кривина хребта викликає перевантаження зон росту тіл хребців на увігнутому боці й розвантаження з опуклого боку сколіотичної дуги. Останнє призводить до зменшення зростання тіла хребця на увігнутому боці та посилення на опуклому, що викликає клиноподібну деформацію тіл хребців.

У разі прогресування сколіозу хребці та остисті відростки на вершині викривлення ротуються в опуклий бік, що спричиняє вистоявання ребер ззаду з опуклого боку й западання з увігнутого. Це призводить до формування деформації грудної клітки (рис. 7.6).

Мета консервативного лікування сколіозу за допомогою ортезів на хребет (корсетів) полягає в тому, щоб керувати викривленнями: запобігти збільшенню й прогресуванню деформації; поліпшити косметичність; зменшити або усунути потребу в хірургічному втручанні. Відповідно до цих завдань, у лікуванні сколіотичної кривини з використанням ортеза на хребет необхідно прагнути до корекції кривини одночасно у фронтальній, сагітальній і горизонтальній площинах.

За умови сколіотичної деформації хребта виникає внутрішньодискове зміщення пульпозного ядра, що спричиняє клиноподібну деформацію міжхребцевого диска та виникнення бічної кривини хребта. Це призводить

до перевантаження зон росту тіл хребців по увігнутому боці кривини й розвантаження по опуклому боці. Асиметричне навантаження зон росту тіл хребців спричиняє появу їхньої клиноподібності (рис. 7.7) [2; 4].

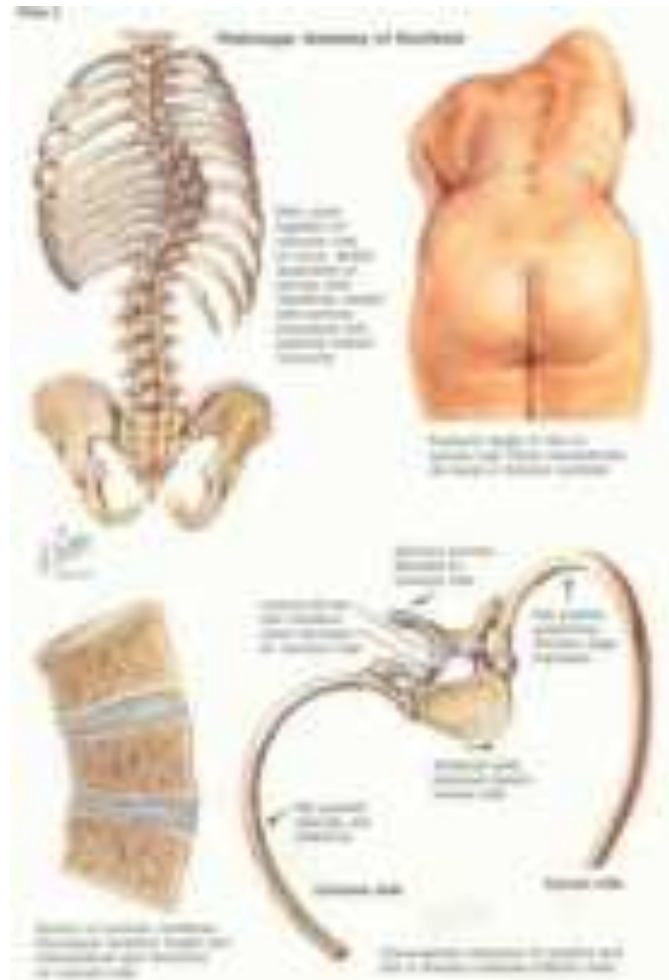


Рисунок 7.6 – Патологічна анатомія сколіозу

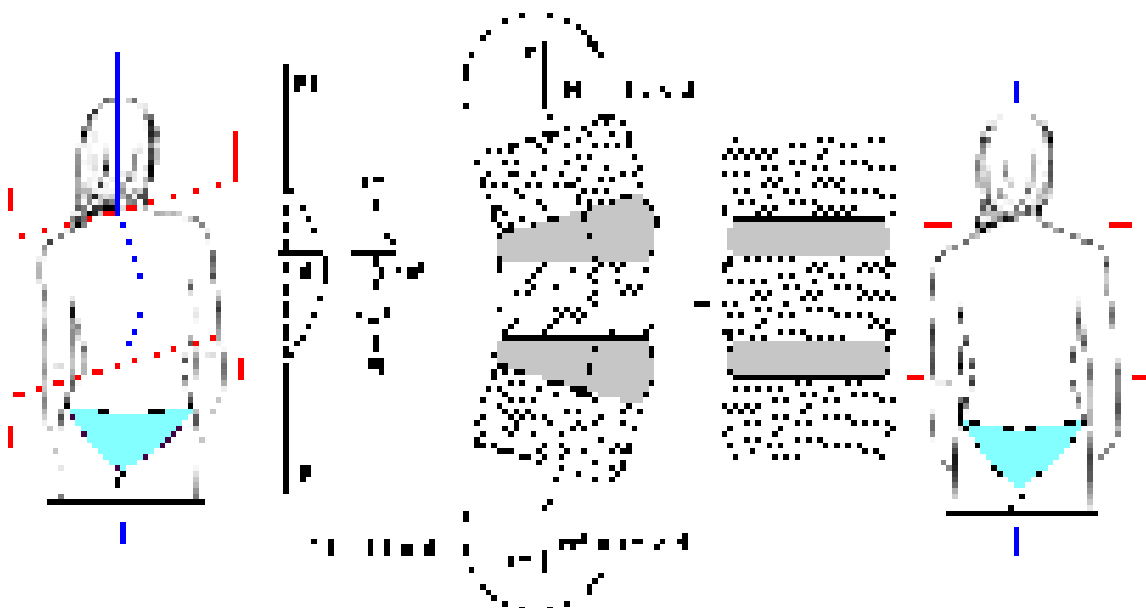


Рисунок 7.7 – Патомеханіка розвитку сколіозу

### 7.4.1 Біомеханіка сколіозу

#### Геометрія сколіозу

У кожного пацієнта зі сколіозом присутні чотири компоненти деформації (рис. 7.8):

- 1) латеральний зсув хребця від серединно-сагітальної площини тіла;
- 2) ротація хребця навколо поздовжньої осі;
- 3) латеральний нахил хребця;
- 4) аномальне викривлення в сагітальній площині.

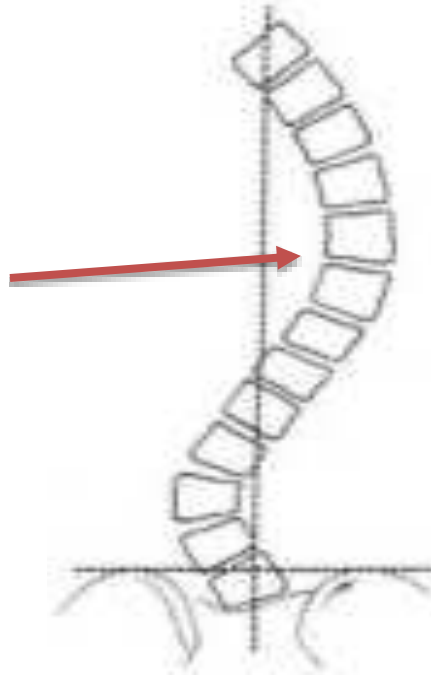


Рисунок 7.8 – Латеральний зсув хребта

#### Ротація

За умови сколіозу відбувається ротація хребців навколо поздовжньої осі близько до вершини викривлення. Це можна спостерігати на рентгенограмі та під час клінічного огляду пацієнта (наявність реберного горба).

#### Бічний нахил

Вимірювання бічного нахилу хребця використовуються для визначення кута нахилу. Кути Кобба вимірюють загальну зміну бічного нахилу від нижньої частини заданої кривої до вершини кривої. Це називають загальною зміною кута Кобба (рис. 7.9).

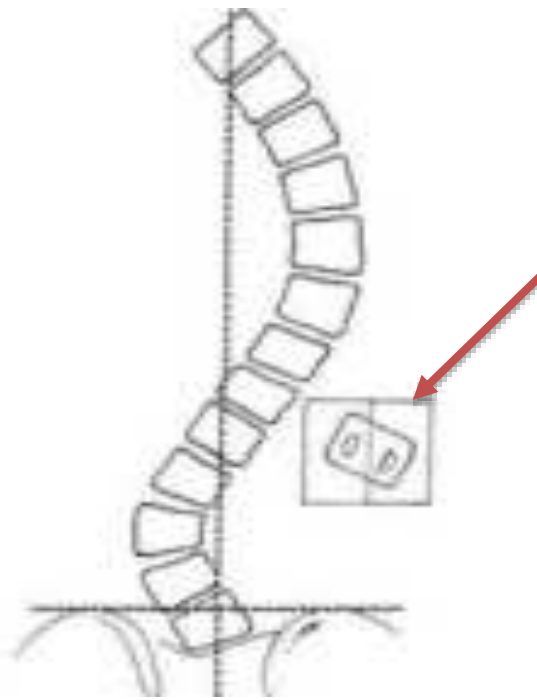


Рисунок 7.9 – Бічний нахил хребта

*Сагітальне викривлення*

Можлива комбінація сколіозу та кіфозу називається кіфосколіозом. У цьому разі додатково присутня сагітальна крива (рис. 7.10).



Рисунок 7.10 – Кіфосколіоз

*Дія сил на грудний відділ хребта*

Для лікування сколіозу за допомогою ортеза на хребет використовують силові системи в трьох площинах у їхній комбінації (рис. 7.11).



Рисунок 7.11 – Триточкова дія сил на грудний відділ хребта

#### 7.4.2 Біомеханіка кіфозу

Кіфоз є природним викривленням хребта в грудному відділі, яке в нормі становить від  $20^{\circ}$  до  $40^{\circ}$ . Якщо кривина перевищує  $40^{\circ}$ – $45^{\circ}$ , то вона вважається патологічною, або деформацією хребта. Іноді цю деформацію називають «сутулістю» або «горбом» (рис. 7.12). Збільшений грудний кіфоз, або гіперкіфоз часто зустрічається в людей похилого віку. Вікове збільшення грудного кіфозу пояснюється наявністю переломів хребців, дегенерацією міжхребцевого диска, утратою м'язової сили хребта та дегенерацією міжхребетних зчленувань.

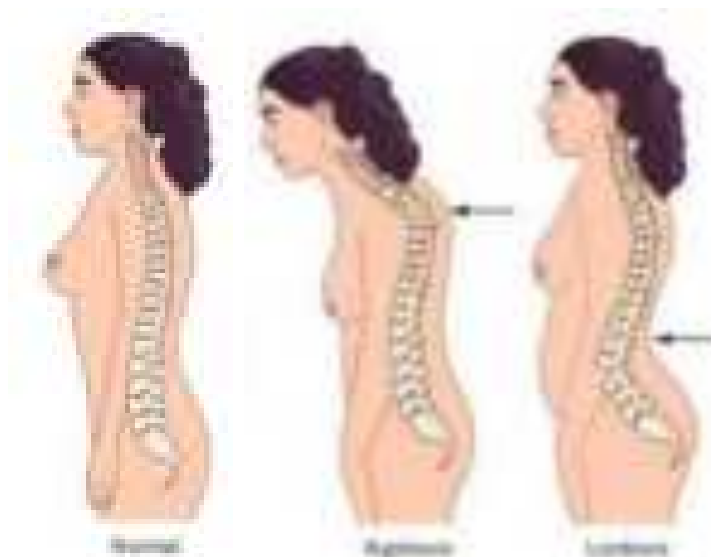


Рисунок 7.12 – Стани хребта

**Біомеханічна мета лікування та корсетотерапії** під час кіфозу – розвантажити тіла хребців попереду й дозволити їм рости, щоб набути більш прямокутної форми. Для цього необхідно не допускати вигинів хребта пацієнта вперед у ділянку кіфозу.

Триточкова система тиску, що містить як активні, так і пасивні сили, ефективно застосовується в корсетотерапії, щоб примусити грудний відділ хребта до гіперекстензії та запобігти розвитку кіфотичної кривини (рис. 7.13) [2; 4].



Рисунок 7.13 – Рентгенограма пацієнта з кіфозом, що показує необхідність триточкового розташування сил для протидії кривині.

Сили розміщені на вершині й нижче від неї. Сила, що діє на таз, утримується завдяки точно підігнаній формі корсета

### **7.5 Принципи прикладання коригувальних сил в ортезах на хребет залежно від типу деформації**

Біомеханічний принцип дії ортезів на хребет полягає у створенні в ортезі спрямованого поперечного переміщення сегментів тканин і жорсткого динамічного деротаційного впливу, на основі триточкового принципу формування стискальних пелотів у ортезі на опуклості викривлення. Це пасивний компонент корекції. Активний момент виникає в застосуванні особливої техніки подиху, під час чого пацієнт «вдихає в себе» в передбаченні в ортезі вільні зони, уникаючи таким чином тиску з боку пелотів. Рухи

відхилення від тиску всіляко використовуються для корекції в трьох площинах. Отже, залежно від розташування пелотів і відповідних ділянок розширень, можна досягти дію, що розвертає, розтягує і перекручує, чи комбінованого впливу на положення кривини в просторі [3].

## 7.6 Оцінювання ефективності дії ортеза на хребет

У процесі лікування хворих на сколіоз для корекції кривини хребта досить тривалий час використовують корсети. Ефективність корсетотерапії періодично контролюється під час лікування.

Найбільш поширеним та об'єктивним методом контролю стану хребта в ортопедичній практиці, зокрема в корсетотерапії, є метод рентгенографії. Але, якщо взяти до уваги вплив на людину променевого навантаження, застосування рентгену має бути обмеженим, особливо в тих випадках, коли потрібен багаторазовий контроль для визначення ефективності лікування. Тому для таких випадків актуальним є застосування неінвазивних, нешкідливих для організму методів обстеження хребта, зокрема антропометра.

Для оцінювання ефективності дії корсета (впливу корсета на стан хребта) за допомогою *апаратно-програмного комплексу, розробленого в УкрНДІпротезуванні (антропометра)* (патент на винахід України № 59930 «Пристрій для оцінки постави та скривлень хребта людини»), проводиться обстеження пацієнта без корсета і в корсеті [35].

Це дослідження є одним із методів експресдіагностики з використанням вимірювальних засобів, що дають змогу оцінити просторове положення хребта та окремих відділів тіла людини за характеристиками контрольних точок на поверхні тіла. За допомогою методики з використанням антропометра можливо оцінити кути нахилу відділів тіла людини та лінійні характеристики контрольних точок за схемою (рис. 7.14).

Отримані результати вимірювань кожного кута пацієнта в сагітальній площині порівнюються з нормою, властивою для його віку. Кути у фронтальній площині вимірюють щодо вертикалі та горизонталі.

Цей підхід також дає змогу оцінити дію ортеза на хребет як протезно-ортопедичного виробу безпосередньо під час його виготовлення та оцінити результат виправлення постави за деякий час користування ортезом. У цьому разі коригувальну дію ортеза оцінюють за відстанню між двома точками *C7* та *S4*.

За базовий критерій оцінювання ефективності корсетотерапії береться довжина відрізка хребта від *C7* до *S4* без корсета та в корсеті.

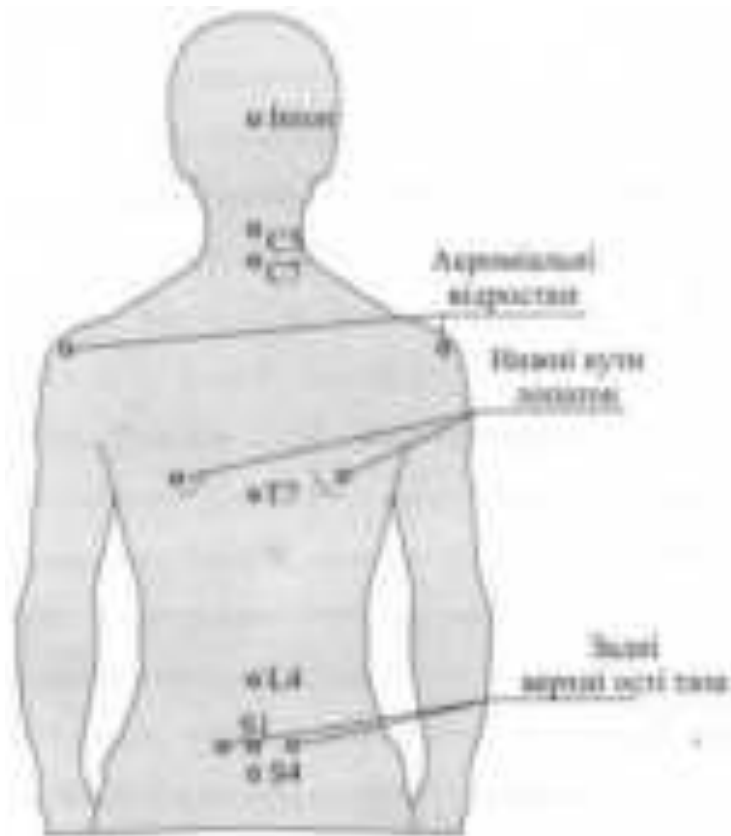


Рисунок 7.14 – Основні контрольні точки хребта під час обстеження пацієнтів за допомогою антропометра

Другим критерієм може слугувати величина  $X_{вг}$  або  $X_{вп}$  (у мм), тобто зміщення вершини кривини грудного ( $ВГ$ ) та поперекового ( $ВП$ ) відділів від лінії  $C7-S4$ . Що більша величина зміщення вершини, то сильніша кривина і, навпаки, що менше зміщення, то менша кривина хребта.

Третім критерієм оцінювання ефективності корсетотерапії є кути викривлення  $\varphi$  або  $\psi$ , що утворюються лінією  $C7-S4$  і відповідно лініями, які поєднують  $C7$  або  $S4$  з вершинами кривини  $ВГ$  або  $ВП$ .

Четвертим критерієм є кут нахилу тулуба ( $\theta$ ), який утворюється вертикаллю із точки  $C7$  і лінією  $C7-S4$ .

Другий і третій критерії не використовуються тому, що точки  $ВГ$  і  $ВП$ , тобто вершини кривини, розташовані під корсетом і практично недоступні.

Четвертий критерій менш надійний через наявні природні коливання тулуба без корсета і в корсеті. Тому ці критерії (другий – четвертий) можуть бути використані для діагностики викривлень хребта тільки без корсета.

Корекція кривини за допомогою корсета завжди спрямована на зменшення відстані вершини  $ВГ$  або  $ВП$  від лінії  $C7-S4$ , яка в цих випадках відповідно подовжується. Отримуючи лише перший базовий критерій, тобто довжину відрізка хребта від  $C7$  до  $S4$ , можна чітко судити про ефективність дії корсета.

Користуватись довжиною відрізка *C7–S4* зручно, тому що *S4* маркується із самого початку, як точка 5. Після надівання корсета, за рахунок корекції викривлення відбувається подовження хребта, унаслідок вершина остистого відростка може зміщуватися щодо шкіри хворого. Тому для оцінювання ефективності корсета дуже важливим моментом є повторне маркування точки *C7*, коли необхідно враховувати це зміщення, тобто в процесі дослідження в корсеті маркуються та вимірюються тільки дві точки – *C7* та *S4* (рис. 7.15).

Точку *S4* під час обстеження в корсеті знаходимо за допомогою щупа антропометра, який ставимо на поверхні корсета по лінії продовження складки сідниці на висоті від опорної поверхні, яка була виміряна в процесі обстеження без корсета (по координаті *Z*).

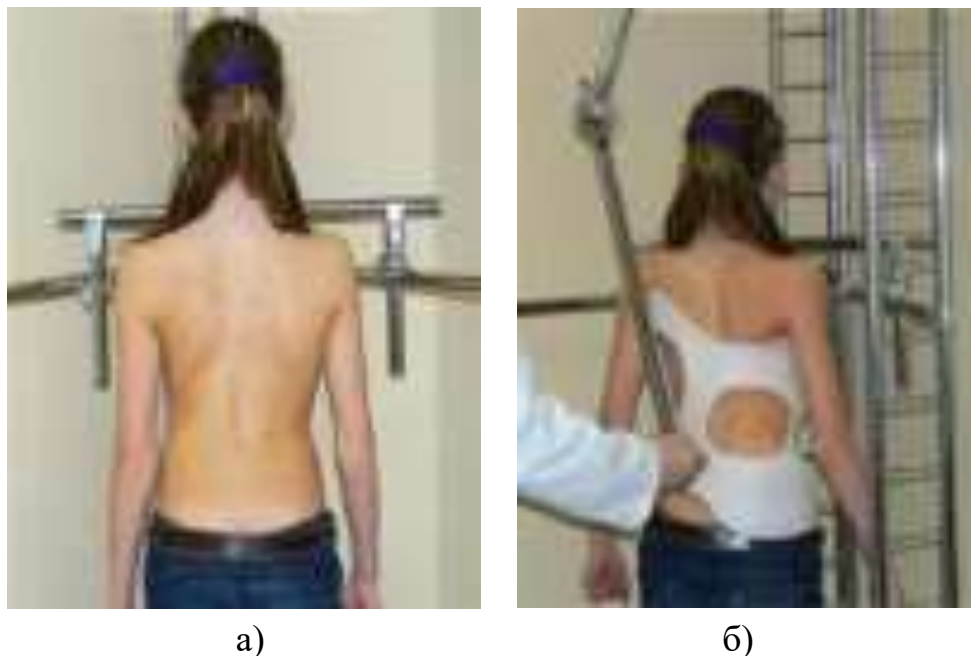


Рисунок 7.15 – Обстеження пацієнтки хворої на сколіоз без корсета і в корсеті. Вимірювання довжини відрізка хребта *C7* (а) – *S4* (б)

Під час дослідження дії корсета на хребет достатньо користуватись визначенням тільки базового критерію, тобто вимірювати відрізок хребта *C7–S4*. Існує можливість вимірювання більшої кількості параметрів, але у цьому разі необхідно просвердлювати отвори на поверхні корсета для установа щупа на відповідні точки. Ці дії призводять до збільшення тривалості обстеження та можуть спричинити порушення цілісності конструкції корсета.

На рис. 7.16 наведено фрагмент протоколу антропометричного дослідження з переліком параметрів та вказано основні параметри для оцінювання ефективності дії корсета та ефективності реабілітації із застосуванням корсетотерапії [3; 35].

№	ПАРАМЕТР	Вимір без корсета	Вимір у корсеті	Норма
1	Кут альфа, град.	19	15	8..12
2	Кут бета, град.	9	10	..13
3	Кут гамма, град.	15	16	10..16
4	Кут дельта, град.	18	18	
5	Кут кривини грудного відділу, град.	–	–	
6	Кут кривини поперекового відділу, град.	14	8	
7	Нахил плечей, град.	1	– 1	
8	Нахил лопаток, град.	1	–	
9	Нахил таза у фронт. пл., град.		–	
10	Нахил тазу в сагіт. пл., град.	33	–	
11	Відхилення перпендикуляра від 2 до 5 точок, мм	–2	–	
12	Висота горба, мм	–	–	
13	Кут ротації, град.	2	–	
14	Різниця у висоті плечей, мм	–5	5	
15	Різниця у висоті лопаток, мм	3	–	
16	Різниця у висоті таза, мм	–3	–	
17	Зсув вершини кривини грудного відділу, град.	–	–	
18	Зсув вершини кривини грудного відділу, мм	–	–	
19	Зсув вершини кривини поперекового відділу, град.	10	–	
20	Зсув вершини кривини поперекового відділу, мм	–	–	
21	Відстань від 7 до 5, мм	426	435	
22	Нахил корпусу, град.	5	3	

Рисунок 7.16 – Фрагмент протоколу антропометричного дослідження з переліком основних параметрів: ефективність дії корсета (№ 1–7, 14, 21, 22); ефективність реабілітації із застосуванням корсетотерапії (№ 1–6)

### ***7.6.1 Методика проведення обстеження кривини хребта за допомогою антропометра***

Проведення обстеження починається з того, що на поверхні спини пацієнта лікар маркує розпізнавальні точки для зняття показників у сагітальній і фронтальній площинах. Точки маркуються маркером – це олівець зі спиртовим діамантовим зеленим 1% розчином.

В обстеженні точки спочатку позначаються маркером, а потім їхнє просторове положення визначається за допомогою антропометра у вищевказаному порядку (рис. 7.17).



Рисунок 7.17 – Вигляд поверхні спини з промаркованими розпізнавальними точками

Пацієнта після маркування розпізнавальних точок на поверхні спини встановлюють на антропометр так, щоб він торкався грудною кліткою перил для зберігання рівноваги й мінімізації розгойдування як в сагітальній, так у фронтальній площинах (рис. 7.18) (патент на винахід України № 76198 «Спосіб визначення скривлень хребта») [36].

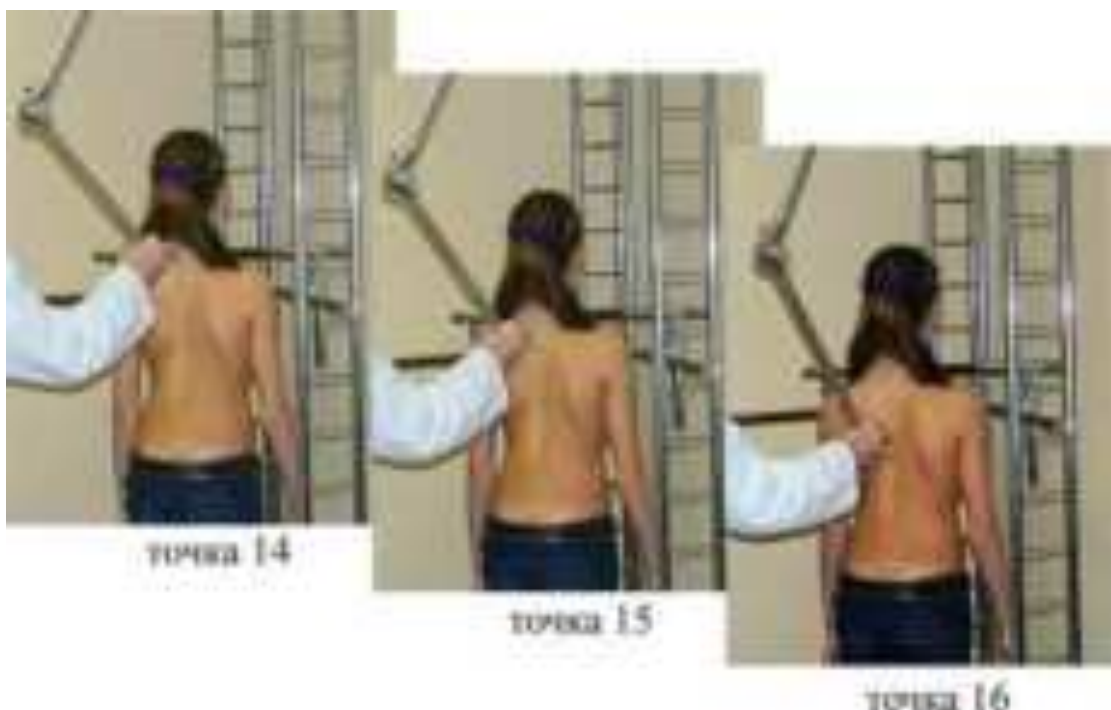


Рисунок 7.18 – Вимірювання координат точок, що визначають кут кривини грудного відділу хребта у фронтальній площині

Після вимірювання останньої точки програма автоматично переходить у режим перегляду результатів. У процесі запуску програми в режимі перегляду результатів обстеження вікно програми має вигляд, показаний на рис. 7.19.

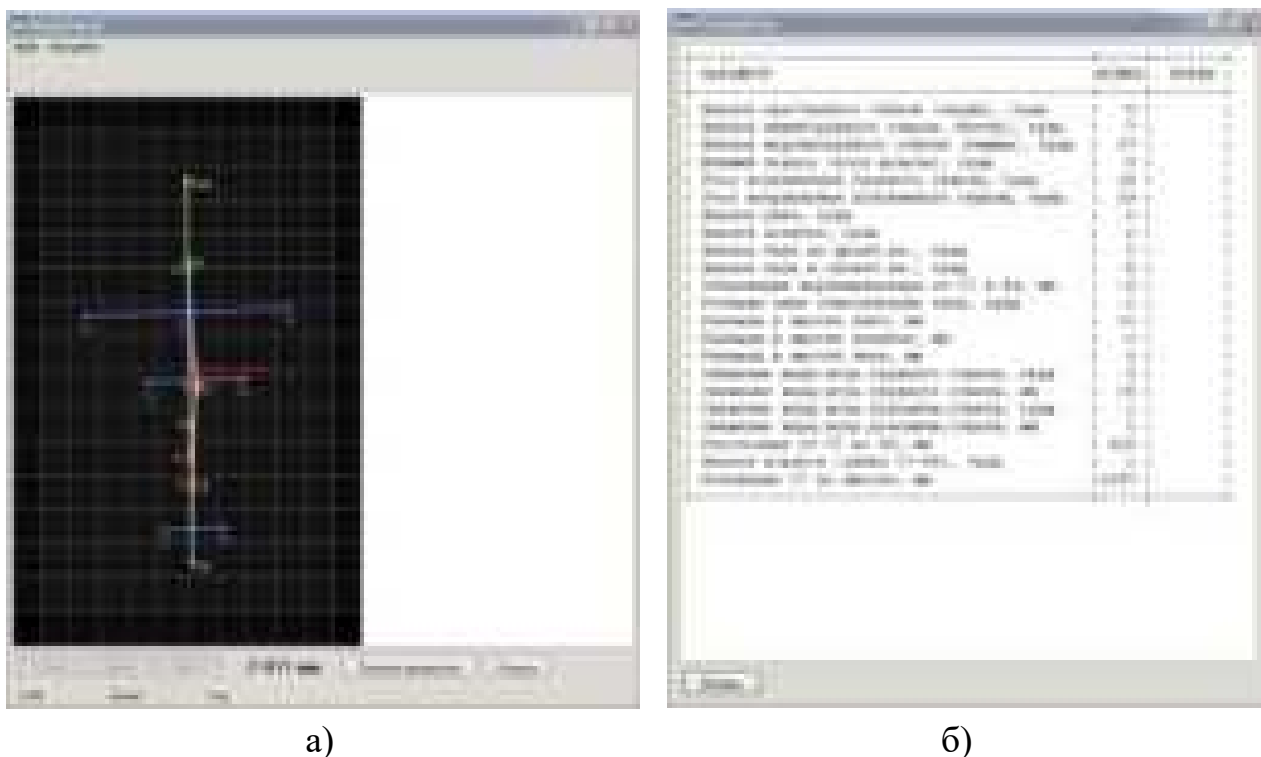


Рисунок 7.19 – Вигляд вікна для перегляду результатів антропометрії:  
а – графічне зображення результатів дослідження; б – протокол дослідження

На екрані монітора відображається тривимірне графічне зображення результатів обстеження, що подане на рис. 7.19, а.

В отриманому протоколі обстежень (рис. 7.20), крім отриманої кривини у сагітальній площині, відображаються параметри й у фронтальній площині: кут кривини хребта в грудному (поперековому) відділі, нахил плечей, лопаток, таза, розрахунок яких проводиться автоматично в програмі.

Для розрахунку асиметрії положення плечей визначають кут нахилу до горизонталі лінії, що проходить крізь два акроміальні відростки (рис. 7.21) (патент на винахід України № 122524 «Спосіб оцінки реабілітації пацієнтів з деформаціями хребта») [37].

Положення нижніх кутів лопаток розраховують за допомогою визначення кута нахилу до горизонталі лінії, що проходить крізь точки нижніх кутів лопаток.

Асиметрія положення тазових кісток визначається під час розрахунку кута нахилу до горизонталі лінії, що з'єднує задні верхні ості таза.



Також програмно розраховуються:

- відхилення перпендикуляра від остистого відростка 7-го шийного хребця до остистого відростка у 4-го крижового хребця;
- кут ротації хребта в горизонтальній площині (град.), який розташований між лініями, що поєднують акроміальні точки на плечах та задні верхні ості таза;
- зміщення вершин кривини грудного (Хвг) та поперекового (Хвп) відділів (у мм);
- відстань від остистого відростка 7-го шийного хребця до остистого відростка 4-го крижового хребця;
- нахил корпусу, який розташований між лініями, що поєднують точку С7 з S4, та вертикаллю, яка опущена від С7.

За локалізацією викривлення сколіози поділяються залежно від того, в якій ділянці хребта розташовані вершини їхньої кривини, на:

- шийно-грудний (С5–Th3);
- грудний (Th3–12);
- грудо-поперековий (Th9–L3);
- поперековий сколіоз (L1–5).

### ***7.6.2 Оцінювання ефективності дії ортеза на хребет за допомогою антропометра***

У процесі лікування хворих на сколіоз для корекції кривини хребта використовують корсети досить тривалий час. Ефективність корсетотерапії періодично контролюється під час лікування.

Найбільш поширеним та об'єктивним методом контролю стану хребта в ортопедичній практиці, зокрема в корсетотерапії, є метод рентгенографії. Але, якщо взяти до уваги вплив на людину променевого навантаження, застосування рентгену має бути обмеженим, особливо в тих випадках, коли потрібен багаторазовий контроль для визначення ефективності лікування. Тому для таких випадків актуальним є застосування неінвазивних, нешкідливих для організму методів обстеження хребта, зокрема антропометра.

Для оцінювання ефективності дії корсета (впливу корсета на стан хребта) за допомогою антропометра проводиться обстеження пацієнта без корсета і в корсеті. Корекція кривини за допомогою корсета спрямована на подовження довжини відрізка хребта від С7 до S4 (патент України на винахід № 121926, «Спосіб оцінки ефективності реабілітації пацієнтів з деформаціями хребта») [38].

Користуватись довжиною відрізка  $C7-S4$  зручно, тому що  $S4$  маркується із самого початку, як точка 5. Після надівання корсета за рахунок корекції кривини відбувається подовження хребта, унаслідок вершина остистого відростка може зміщуватися щодо шкіри хворого. Тому для оцінювання ефективності корсета дуже важливим моментом є повторне маркування точки  $C7$ , коли необхідно враховувати це зміщення, тобто в процесі дослідження в корсеті маркуються та вимірюються тільки дві точки –  $C7$  та  $S4$ .

Точку  $S4$  під час обстеження в корсеті знаходимо за допомогою щупа антропометра, який ставимо на поверхні корсета по лінії продовження складки сідниці на висоті від опорної поверхні (рис. 7.22), яка була виміряна в процесі обстеження без корсета (по координаті  $Z$ ).



а)

б)

Рисунок 7.22 – Обстеження пацієнтки, хворої на сколіоз, у корсеті, вимірювання довжини відрізка хребта  $C7$  (а) –  $S4$  (б)

На рис. 7.23 наведено протоколи обстеження за допомогою антропометра хворої з лівобічним поперековим сколіозом II ступеня без корсета та в корсеті, для визначення ефективності дії корсета на хребет.

Для оцінювання результатів дослідження основну увагу звертаємо на довжину хребта на рівні  $C7-S4$ . У дослідженні хворої на сколіоз довжина цього відрізка без корсета дорівнює 476 мм, у корсеті – 489 мм, тобто спостерігається подовження хребта на 13 мм, що свідчить про ефективний вплив корсета на хребет.



Урядовий науково-всесоюзний інститут рослинництва,  
протиструєння та інфекційних захворювань

вул. Академіка Брєжнєва 119 ● м. Київ 01032 ● тел. (044) 234-11-11 ● факс (044) 234-11-12  
Лабораторія бактеріології

8163 Фітосанітарна Лава Івано-Франківська  
Поч. № 104: 17 мп. Рух: 187 см. Нис: 34 м  
Крижівський

Лабораторія бактеріології  
вул. Академіка Брєжнєва 119  
Київ 01032, Україна  
Відділ бактеріології  
Тел. (044) 234-11-11

16 Апрель 2009 18:59

ПАРАМЕТР	ВІДПР	НОРМА
Угол атаки, град	17	9...13
Угол бетта, град	13	9...13
Угол гамма, град	22	10...17
Угол дельта, град	13	
Угол ексцентрике грядного отдала, град	12	
Угол ексцентрике пазыменного отдала, град	18	
Среднее паразитирование от С7 в 54, мм	9	
Высота гурба, мм	0	
Угол ротации, град	0	
Разница в высоте плеч, мм	-1	
Разница в высоте локтей, мм	-1	
Разница в высоте тазов, мм	4	
Среднее время эксп. грядного отдала, град	4	
Среднее время эксп. грядного отдала, мм	4	
Среднее время эксп. пазыменного отдала, град	7	
Среднее время эксп. пазыменного отдала, мм	6	
Расстояние от С7 до 54, мм	4,7%	
Макс. паруса, град	0	



Урядовий науково-всесоюзний інститут рослинництва,  
протиструєння та інфекційних захворювань

вул. Академіка Брєжнєва 119 ● м. Київ 01032 ● тел. (044) 234-11-11 ● факс (044) 234-11-12  
Лабораторія бактеріології

8163 Фітосанітарна Лава Івано-Франківська  
Поч. № 104: 17 мп. Рух: 187 см. Нис: 34 м  
Крижівський

Лабораторія бактеріології  
вул. Академіка Брєжнєва 119  
Київ 01032, Україна  
Відділ бактеріології  
Тел. (044) 234-11-11

16 Апрель 2009 11:03

ПАРАМЕТР	ВІДПР	НОРМА
Угол атаки, град	-	9...13
Угол бетта, град	-	9...13
Угол гамма, град	-	10...17
Угол дельта, град	-	
Угол ексцентрике грядного отдала, град	-	
Угол ексцентрике пазыменного отдала, град	-	
Среднее паразитирование от С7 в 54, мм	-	
Высота гурба, мм	-	
Угол ротации, град	-	
Разница в высоте плеч, мм	-	
Разница в высоте локтей, мм	-	
Разница в высоте тазов, мм	-	
Среднее время эксп. грядного отдала, град	-	
Среднее время эксп. грядного отдала, мм	-	
Среднее время эксп. пазыменного отдала, град	-	
Среднее время эксп. пазыменного отдала, мм	-	
Расстояние от С7 до 54, мм	0%	
Макс. паруса, град	7	

Рисунок 7.23 – Протокол обстеження хребта хворої на сколіоз II ступеня без корсета й у корсеті

Необхідно зазначити, що кут кривини хребта у фронтальній площині, за даними рентгенівського дослідження (за методом Кобба), у хворої становить  $20^\circ$  у грудному та  $22^\circ$  – у поперековому відділах, і, як видно, він відрізняється від визначеного за допомогою антропометра –  $12^\circ$  та  $18^\circ$  відповідно. Це пояснюється тим, що за цією методикою (за допомогою антропометра) кут кривини хребта у фронтальній площині вимірюється за остистими відростками, які зміщуються внаслідок ротації та скручування хребців, а розрахунок кута за рентгенівськими знімками (за методикою Кобба) проводиться не за остистими відростками. Кут кривини хребта, виміряний за допомогою антропометра, завжди менший від кута, виміряного за рентгенівськими знімками, у цьому разі зменшення залежить від індивідуального ступеня ротації та скручування хребців кожного пацієнта.

Для ілюстрації наведемо такий приклад.

На рентгенівському знімку (рис. 7.24), кривина грудо-поперекового відділу, яка вимірювалась за методом Кобба, становила  $26^\circ$ , а виміряна за остистими відростками –  $15^\circ$ . Виміряна за допомогою АПКО кривина хребта за остистими відростками також становила  $15^\circ$ .

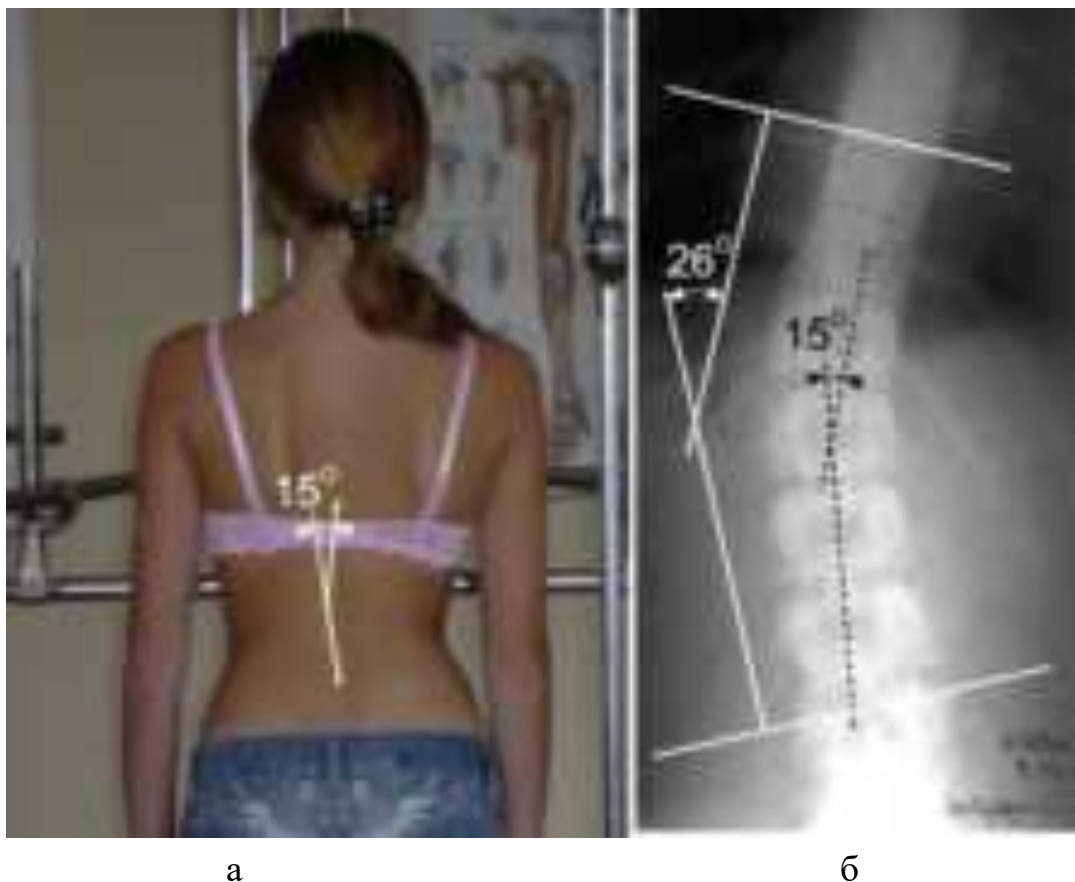


Рисунок 7.24 – Вимірювання кривини хребта за остистими відростками пацієнтки К-вої А.Г.: а) за допомогою АПКО;  
б) на рентгенограмі – за остистими відростками; за методом Кобба

Наступний приклад оцінювання ефективності дії корсета за допомогою антропометра – це дослідження хворого з діагнозом «юнацький кіфоз» (рис. 7.25).



Рисунок 7.25 – Оцінювання ефективності дії корсета за допомогою антропометра

Результати, отримані під час обстеження пацієнта без корсета, свідчать про значне збільшення всіх фізіологічних параметрів кривини хребта в сагітальній площині, особливо в нижньогрудному – кут бета  $22^\circ$  (норма для його віку  $9-13^\circ$ ) та у верхньогрудному відділах хребта – кут гамма  $31^\circ$  (норма  $9-16^\circ$ ). Збільшення параметрів сагітальної кривини хребта в нижньогрудному та у верхньогрудному відділах властиве для кіфозу.

Застосування корсета дало змогу значно зменшити кривину нижньогрудного відділу хребта в сагітальній площині (з  $22^\circ$  без корсета до  $13^\circ$  у корсеті) (рис. 7.26).

Водночас спостерігається також збільшення довжини хребта на рівні сегмента *C7-S4* на 12 мм (з 436 мм без корсета до 448 мм у корсеті), що підтверджує ефективність корсета.



Український науково-експериментальний інститут протисварювання,  
протисоління та м'ясозаморожування продукції тваринництва

вул. Пилипівська вулиця, 47 м. Київ ● тел: (044) 451-11-11 ● факс: (044) 451-11-12 ● e-mail: uin@ukr.net

Лабораторія біохімії

ФНП Інститут М'яса та М'ясних Продуктів

Вул. М. Пилипівська, 47 м. Київ. Факс: (044) 451-11-12

7 лютого 2008 12:27

Бухгалтерський рахунок № 10

ПАРАМЕТР	КІЛЬКІСТЬ	КОШТ
М'ясо яловиче, град	19	9..12
М'ясо бичаче, град	27	9..13
М'ясо гусиного, град	31	9..16
М'ясо куряче, град	16	-
М'ясо м'ясопродукції гусиного відділу, град	-	-
М'ясо м'ясопродукції конічного відділу, град	-	-
Спеціальне м'ясопродукція от С7 в 5А, мкг	18	-
Висота горби, мм	-	-
М'ясо яловиче, град	7	-
Різниця в висоті вугч, мм	7	-
Різниця в висоті лопаток, мм	8	-
Різниця в висоті тазів, мм	3	-
Спеціальне м'ясо-експ-грудного відділу, град	-	-
Спеціальне м'ясо-експ-грудного відділу, мм	-	-
Спеціальне м'ясо-експ-лопаточного відділу, град	-	-
Спеціальне м'ясо-експ-лопаточного відділу, мм	-	-
Висотини от С7 до 5А, мм	436	-
М'ясо куряче, град	9	-



Український науково-експериментальний інститут протисоління,  
протисварювання та м'ясозаморожування продукції тваринництва

вул. Пилипівська вулиця, 47 м. Київ ● тел: (044) 451-11-11 ● факс: (044) 451-11-12 ● e-mail: uin@ukr.net

Лабораторія біохімії

ФНП Інститут М'яса та М'ясних Продуктів

Вул. М. Пилипівська, 47 м. Київ. Факс: (044) 451-11-12

7 лютого 2008 12:36

Бухгалтерський рахунок № 10

ПАРАМЕТР	КІЛЬКІСТЬ	КОШТ
М'ясо яловиче, град	21	9..12
М'ясо бичаче, град	33	9..13
М'ясо гусиного, град	31	9..16
М'ясо куряче, град	27	-
М'ясо м'ясопродукції гусиного відділу, град	-	-
М'ясо м'ясопродукції конічного відділу, град	-	-
Спеціальне м'ясопродукція от С7 в 5А, мкг	18	-
Висота горби, мм	-	-
М'ясо яловиче, град	7	-
Різниця в висоті вугч, мм	8	-
Різниця в висоті лопаток, мм	12	-
Різниця в висоті тазів, мм	7	-
Спеціальне м'ясо-експ-грудного відділу, град	-	-
Спеціальне м'ясо-експ-грудного відділу, мм	-	-
Спеціальне м'ясо-експ-лопаточного відділу, град	-	-
Спеціальне м'ясо-експ-лопаточного відділу, мм	-	-
Висотини от С7 до 5А, мм	448	-
М'ясо куряче, град	10	-

Рисунок 7.26 – Протокол обстеження хребта хворого з діагнозом «юнацький кіфоз» (без корсети і в корсеті)

### **7.6.3 Оцінювання ефективності дії ортеза на хребет за допомогою базометрії**

Відомо, що за формами сколіотичної кривини хребта розрізняють компенсовані та декомпенсовані сколіози.

У проведенні біомеханічних досліджень хворих на сколіоз, особливо з декомпенсованими формами, виникає необхідність дослідження не тільки просторової орієнтації хребта за допомогою антропометрії, але й визначення зміщення загального центра тиску за допомогою базометрії.

Тому що декомпенсовані сколіози – це сколіози, з причини яких відбувається зміщення тулуба у фронтальній площині, тому вертикаль, опущена від хребця *C7*, не проходить по міжсідничній складці, а це позначається на зміщенні загального центра тиску в бік нахилу тулуба.

Схема декомпенсованого сколіозу зображена на рис. 7.27.



Рисунок 7.27 – Схематичне зображення декомпенсованих сколіозів

Під час проведення корсетотерапії та реабілітаційних заходів доцільно контролювати їхню ефективність за допомогою комплексного підходу в біомеханічних дослідженнях пацієнтів із декомпенсованими формами сколіозу. За умови компенсованого сколіозу виражених відхилень у параметрах опороздатності не спостерігається, і для оцінювання ефективності реабілітації пацієнтів із такими формами сколіозу достатньо проводити тільки антропометрію.

Для ілюстрації наводимо приклад комплексного обстеження хворої П-вої Д.О., дівчина, 15 років, з декомпенсованим сколіозом III ступеня без корсета та в корсеті (рис. 7.28, 7.29).



**ФІО:** Паньмарта Дарія Андрівна  
**Під:** Ж. Віконт: 18 лет. Рост: 175 см. Вага: 49,8 кг  
**ПРИМЕЧАНИЕ:**  
 Двосторонній грудковидний сколіоз 7 ст  
 Рухливі 30.06.10 - 18 гр  
 Без корсета  
 вільно керуєтін авто- 1 день  
 X3-3

20.10.2010 10:51:24

**Вимірювання та стабіліметричні дані**

Параметр	Ліва	Права
Вага загальна, кг	49,8	
Опора на кожен кінцівку, кг	26,9	22,9
Коефіцієнт опорності	0,85	
Рухливість ступні, град	-3	
Висота підп'яткового валика, см	0,4	0
Середній СД, мм (SD)	1,371 (0,2)	
Максимальний СД, мм (SD)	2,711 (0,4)	
Середній СД, мм (SD)	1,05 (0,15)	1,78 (0,2)
Максимальний СД, мм (SD)	1,830 (0,4)	2,538 (0,3)

**Вимірювання**

Параметр	Ліва	Права
Цейний ступні, град	7	
Висхідний ступні, град	8	
Нисхідний ступні, град	7	
Кінцевий ступні, град	24	
Нахил ступні, град (мм)	4 (28)	
Нахил ступні, град (мм)	4 (26)	
Нахил ступні, град (мм)	1 (10)	
Ротация ступні (контрлатерально), град	0	
Підвищення СД на висоті, мм	1 (10)	
Нахил (длина) сегмента СД, град (мм)	8 (40)	
Висхідний кінцевий ступні	18	

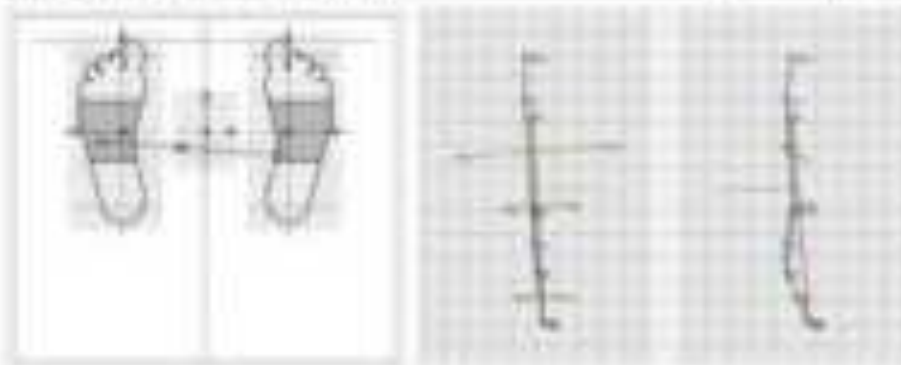


Рисунок 7.28 – Комплексне дослідження хворої П-вої Д.О. з декомпенсованим сколіозом III ступеня без корсета



Український науково-дослідницький інститут реабілітації, протезування та відновлення трудоспособності  
 01001, вул. Гоголя, 40, м. Київ, Україна. Тел: (044) 437-41-31. Факс: (044) 437-41-42. Е-mail: info@ukrinst.com.ua  
 Лабораторія біомеханіки

**ФІО:** Пашонарева Дарья Андрівна  
**Пол:** Ж. **Вік:** 15 лет. **Ріст:** 155 см. **Вага:** 50,5 кг.  
**ПРИМЕЧАНИЕ:**  
 Двухсторонний грудной сколиоз 7 ст.  
 Ростки X0,06,10 - 18 гр.  
 В корсете:  
 накл корпуса - 1 див., шир - 1 див.  
 X0-3

20.10.2010 10:59:48

Вагометрия в стабілометрії		
Параметр	Ліва	Право
Веса общаї, кг	50,5	
Спора на кожду ногу, кг	25,9	24,6
Коефіцієнт опорності	0,85	
Розклад спора (мм)	2%	
Акс. зміщення (мм)	11	11
Середній СД, мм (SD)	14(14)	
Максимальний СД, мм (SD)	17(12,2)	
Середній СД, мм (SD)	10(9)	14(10)
Максимальний СД, мм (SD)	15(11)	20(17)
Антропометрія		
Параметр	Ліва	Право
Половий С7 до висоти, мм	1340	
Нахил (длина) сегмента С7-S4, град (мм)	8 (40)	

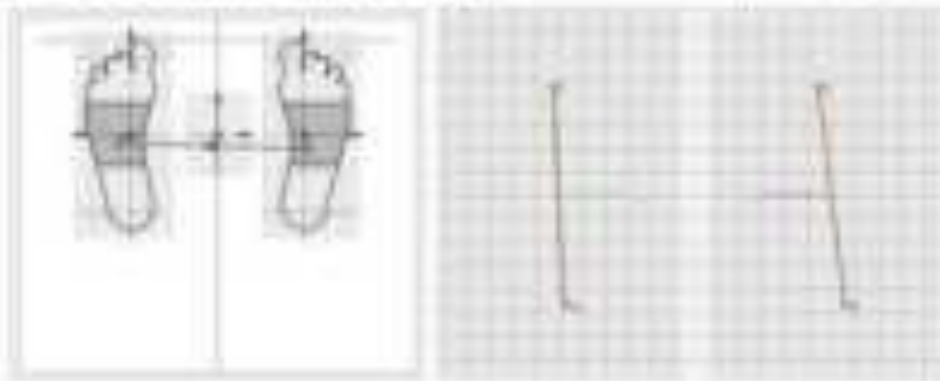


Рисунок 7.29 – Комплексне дослідження хворої П-вої Д.О.  
 з декомпенсованим сколіозом III ступеня в корсеті

Як видно з протоколів досліджень хворої П-вої Д.О., без корсета спостерігається (за результатами антропометрії) нахил тулуба (сегмента C7-S4) 8° та зміщення водночас загального центра тиску в бік лівої кінцівки на 31 мм, що відображається в зниженні коефіцієнта опорності до 0,85. У застосуванні корсета спостерігається зменшення нахилу тулуба до 6°, також зменшується величина зміщення ЗЦТ у фронтальній площині до 8 мм, відповідно збільшується коефіцієнт опорності до 0,90. Отже, комплексний

підхід у процесі дослідження дає змогу більш об'єктивно підтвердити ефективність дії корсета [3; 12; 36].

#### ***7.6.4 Оцінювання ефективності реабілітації із застосуванням довгострокової корсетотерапії за допомогою антропометра***

Застосування антропометра дозволяє проводити не тільки оцінювання ефективності дії корсета, але й динамічне спостереження просторового положення хребта під час курсу реабілітації. Для оцінювання ефективності реабілітації в процесі застосування корсетотерапії необхідно порівняти основні параметри досліджень, отримані за допомогою антропометра, до та після проведеного курсу корсетотерапії. Основними критеріями для визначення ефективності корсетотерапії є порівняння параметрів сагітальних викривлень хребта та викривлень хребта у фронтальній площині до та після застосування корсета протягом реабілітаційного курсу.

На рис. 7.30, *а* наведено протокол дослідження хворої на сколіоз перед застосуванням корсета та після курсу реабілітації із застосуванням корсетотерапії протягом трьох років (рис. 7.30, *б*).

У наведених протоколах дослідження хворої до реабілітації спостерігається відхилення від вікових норм сагітальних викривлень хребта: кут нахилу крижів – альфа ( $\alpha$ ), кут нахилу верхньогрудного відділу хребта – гамма ( $\gamma$ ) та спостерігається викривлення в поперековому відділі хребта у фронтальній площині до  $25^\circ$ . Після проведеного курсу реабілітації із застосуванням корсетотерапії протягом трьох років, спостерігається наближення до норми параметрів сагітальних викривлень хребта та зменшення кривини в поперековому відділі до  $7^\circ$ , що підтверджує ефективність корсетотерапії.

Отже, можливість об'єктивного обстеження за допомогою розроблених в УкрНДІпротезування антропометра та базометра дає змогу проводити об'єктивне оцінювання ефективності дії корсета на хребет та оцінити ефективність реабілітації із застосуванням корсетотерапії без шкідливих рентгенографічних методів обстеження.



Український науково-педагогічний інститут фізичної культури, спорту, здоров'я та рекреації  
 Інститут фізичної культури та спорту Національної академії наук України

41017, м. Київ, вул. Пилипа Орлика, 103 ● тел.: (044) 452-11-11 ● факс: (044) 452-11-12  
 Лабораторія біомеханіки

04410, м. Київ, вул. Пилипа Орлика, 103

Тел.: Ф. Власів 14 100 1001 1001 1001

Лабораторія біомеханіки

3 Февраль 2005 (16.2)

Лабораторія біомеханіки

ПАРАМЕТР	КІЛЬКІСТЬ	НАПРЯК
Угол дельта, град	21	9-13
Угол бета, град	4	9-13
Угол гамма, град	30	10-16
Угол дельта, град	16	
Угол ескарилової гравітації стовпа, град	27	
Угол ескарилової гравітації стовпа, град	4	
Максимальна сила, град	0	
Максимальна сила, град	4	
Максимальна сила, град	24	
Максимальна сила, град	30	
Висота торса, см	1	
Угол розхвату, град	1	
Розхвату в висоті плеч, см	11	
Розхвату в висоті лопатки, см	0	
Розхвату в висоті тазу, см	7	
Середня сила, мкс, гравітації стовпа, град	-	
Середня сила, мкс, гравітації стовпа, град	-	
Середня сила, мкс, гравітації стовпа, град	3	
Середня сила, мкс, гравітації стовпа, град	26	
Розхвату ст 7, 8, 9, см	400	
Максимальна сила, град	9	

а)



Український науково-педагогічний інститут фізичної культури, спорту, здоров'я та рекреації  
 Інститут фізичної культури та спорту Національної академії наук України

41017, м. Київ, вул. Пилипа Орлика, 103 ● тел.: (044) 452-11-11 ● факс: (044) 452-11-12  
 Лабораторія біомеханіки

04410, м. Київ, вул. Пилипа Орлика, 103

Тел.: Ф. Власів 14 100 1001 1001 1001

Лабораторія біомеханіки

30 Август 2005 (16.3)

Лабораторія біомеханіки

ПАРАМЕТР	КІЛЬКІСТЬ	НАПРЯК
Угол дельта, град	11	9-13
Угол бета, град	4	9-13
Угол гамма, град	34	10-16
Угол дельта, град	4	
Угол ескарилової гравітації стовпа, град	7	
Угол ескарилової гравітації стовпа, град	4	
Максимальна сила, град	0	
Максимальна сила, град	0	
Максимальна сила, град	22	
Максимальна сила, град	11	
Висота торса, см	1	
Угол розхвату, град	1	
Розхвату в висоті плеч, см	19	
Розхвату в висоті лопатки, см	1	
Розхвату в висоті тазу, см	1	
Середня сила, мкс, гравітації стовпа, град	-	
Середня сила, мкс, гравітації стовпа, град	-	
Середня сила, мкс, гравітації стовпа, град	1	
Середня сила, мкс, гравітації стовпа, град	3	
Розхвату ст 7, 8, 9, см	432	
Максимальна сила, град	5	

б)

Рисунок 7.30 – Протоколи дослідження за допомогою антропометра хворої на сколіоз:  
 а) до застосування корсета; б) після курсу реабілітації із застосуванням корсетотерапії протягом трьох років

## **7.7 Оцінювання результатів ортезування хребта за допомогою роботизованого комплексу з біологічним зворотним зв'язком *Valedo Motion***

В УкрНДІпротезування широко використовуються можливості роботизованого комплексу з біологічним зворотним зв'язком *Valedo Motion*. На сьогодні в інституті розроблено та впроваджено методику оцінювання стану опорно-рухового апарату людини та оцінювання корсетотерапії за допомогою програмного забезпечення комплексу, що містить сім тестів [22].

Комплекс *Valedo Motion* дає змогу проводити функціональні тренування в усіх стандартних положеннях (стоячи, з опорою на коліна, сидячи тощо).

*Valedo Motion* допомагає пацієнтам здійснювати функціональні та мотиваційні вправи для різних лікувальних цілей і, відповідно, поліпшують у пацієнтів руховий контроль і усвідомлення рухів, тим самим покращуючи загальний результат лікування.

### **Методика проведення тренування за допомогою пристрою *Valedo Motion***

#### ***Накладення датчиків Valedo Motion***

Датчики на тіло пацієнта необхідно накладати під час виконання програмою етапу *Patient Selection* (вибір пацієнта).

Один датчик накладається на ділянку крижів (на рівні або поблизу *S1*). Щоб знайти хребець *S1*, за допомогою пальпації нижній частині спини знайдіть задню верхню клубову ость (ЗВКО) таза. Іноді на спині видно дві ямки. Зазвичай вони розташовані безпосередньо над ЗВКО. Коли за допомогою пальпації будуть знайдені обидві ЗВКО, проведіть (подумки чи іншим чином) лінію, що поєднує їх. Розмістіть верхню частину датчика *S1* відразу під лінією, що з'єднує ЗВКО, інший – на хребець *L1*. Поперековий датчик має розташовуватися у верхній частині поперекового відділу хребта, на хребетному відростку (в ідеалі – на рівні) *L12*. Існує два найпоширеніші способи пошуку хребця *L1*.

Спосіб 1. Після знаходження хребця *S1* методом пальпації відлічіть п'ять хребців до *L1*.

Спосіб 2. Методом пальпації знайдіть місце з'єднання грудної клітки з хребтом. Грудна клітка з'єднується з хребтом на рівні *T12*. Відлічіть звідси один хребець до *L1*.

Третій датчик накладається на ділянку грудини. Грудинний датчик необхідно розташовувати нижче від рукоятки грудини – на відстані від неї, що дорівнює приблизно ширині двох пальців.

Датчики виконують такі функції:

- Крижовий датчик забезпечує моніторинг рухів у ділянці таза й нижньої частини спини.
- Поперековий датчик не є датчиком руху. Він здійснює моніторинг диференційного сигналу, що проходить між ним і крижовим датчиком. Цей диференційний сигнал особливо важливий для моніторингу стабільності поперекового відділу під час виконання пацієнтом функціональних стабілізаційних вправ, а саме: станова тяга, присідання або підняття предметів із поверхні.
- Датчик грудини здійснює моніторинг рухів корпусу, зокрема обертальних.

### ***Початок тренування***

Щоб почати тренування, необхідно увійти в програму й додати або змінити інформацію про пацієнта за необхідності. Для отримання відповідного запиту необхідно накласти датчики на тіло людини, потім налаштувати план лікування відповідно до завдань, передбачених для пацієнта.

Тренування з використанням приладу *Valedo Motion* здійснюється за допомогою програми, установленної на комп'ютер. Існують різні способи проведення тренувань із використанням приладу *Valedo Motion*.

Пацієнти можуть тренуватися стоячи, сидячи, у положенні на руках і колінах, а також в упорі лежачи або в бічній стійці на лікті. Прилад *Valedo Motion* оснащений функціями для вирішення різних цілей лікування, запрограмованих в опціях плану лікування:

- усвідомлення рухів,
- виділення рухів,
- стабілізація поперекового відділу,
- корекція підтримки рівноваги й
- відновлення рухливості.

Перелічені цілі лікування розроблені відповідно до того, які рухи відбуваються пацієнтами в різних ситуаціях повсякденного життя і які фізичні вимоги висуваються до таких ситуацій.

Перед тим як пацієнт виконуватиме вправи, необхідно:

- ввести в програму інформацію про пацієнта;
- накласти датчики на тіло пацієнта;
- зафіксувати діапазон руху;

- задати план лікування відповідно до необхідного типу рухів або мети лікування;
- задати налаштування для вправ і процедур оцінювання.

### **Оцінки-тести**

Оцінки призначені для перевірки та відстеження діапазону руху (ПЗУ) і різних параметрів якості руху відповідно до проходження пацієнтом своїх тренувань і можуть бути розподілені за метою терапії або бажаного руху. У програмному забезпеченні *Valedo Motion* є сім тестів:

- *Range of Motion* – мобілізація,
- *Magic Mirror* – усвідомлення руху,
- *V-GOAL* – усвідомлення руху,
- *V-GOAL Blind* – усвідомлення руху,
- *V-GOAL Isolation* – ізоляція руху,
- *Target with Tasks* – поперекова стабілізація,
- *Target Free Mode* – поперекова стабілізація.

Індекси ефективності руху – це кількісні показники характерного параметра руху пацієнта, необхідного для оптимальної якості руху або прогресу в навчанні. В оцінках відображені чотири показники ефективності руху:

- **Здатність репозиції (Reposition Ability)** – здатність пацієнта точно повернутися в нейтральне положення (*V-GOAL, V-GOAL Blind*).
- **Гладкість, плавність (Smoothness)** – здатність пацієнта виконувати плавні рухи (*V-GOAL, V-GOAL Blind, V-GOAL Isolation*).
- **Здатність до ізоляції (Isolation Capacity)** – здатність виконувати рухи та зберігати стабільність однієї частини тіла (*V-GOAL Isolation*).
- **Стабільність попереку (Lumbar Stability)** – здатність утримувати поперековий відділ хребта під час виконання завдань (мета із завданнями).

Після виконання цих дій пацієнт може розпочати тренування. Усі вправи мають три стандартні налаштування: складність, тренувальне положення і рух фокусування. Щоб змінити налаштування вправи, необхідно створити новий план терапії або редагувати наявний.

**Після завершення сеансу терапії з пацієнтом можна отримати доступ до звіту про терапію, що складається з чотирьох основних розділів:**

- 1) Діапазон прогресії руху – у цьому розділі оцінюється, як змінився діапазон рухів пацієнта (ПЗУ) за обрані сеанси.
- 2) Короткий зміст сесії: оцінки – у цьому розділі коротко описується прогрес, досягнутий пацієнтом у різних показниках ефективності рухів (МРІ),

розрахованих за різними оцінками. Показники ефективності пацієнта за різними показниками МРІ оцінюються від 0% до 100%, у цьому разі більш високі показники доводять кращу продуктивність. Рейтинги розраховуються на основі оцінок, які пацієнт виконав під час обраних сеансів.

3) Індивідуальна розбивка оцінки – у цьому розділі звіту докладно описується ефективність окремих оцінок (індекси ефективності руху).

4) Короткий зміст сесії: вправи – у цьому розділі звіту відображається інформація про вправи, виконані пацієнтом під час обраних сеансів, а також час вправ, час для кожної мети терапії та вправи за складністю. Ця інформація використовується як спостереження за тим, що пацієнт тренує і з якими труднощами краще налаштувати майбутні сеанси.

Для завершення сеансу тренування потрібне дотримання інструкцій, що видаються програмою.

### ***Система оцінок Valedo Motion***

У табл. 7.1 наведений розподіл індексів показників ефективності руху та навчальних позицій оцінок.

Таблиця 7.1 – Розподіл індексів показників ефективності руху та навчальних позицій оцінок

<b>Оцінки</b>	<b>Показники ефективності руху</b>				<b>Позиція тренування</b>	
	<i>Здатність репозиції</i>	<i>Гладкість, плавність</i>	<i>Поперекова стабілізація</i>	<i>Здатність до ізоляції</i>	<i>Стоячи</i>	<i>Сидячи</i>
Range of Motion					▼	▼
Magic Mirror					▼	▼
V-GOAL	▼	▼			▼	▼
V-GOAL Blind	▼	▼			▼	▼
V-GOAL Isolation				▼		
Target with Tasks			▼		▼	
Target Free Mode			▼		▼	▼

Методики проведення оцінок-тестів

**a) Range of Motion (діапазон рухів)**

Мета терапії – мобілізація.

Позиція тренування: стоячи, сидячи.

Фокус рухів: бокові нахили тулуба, флексія-екстензія тулуба, ротація тулуба, латеральний нахил таза, сагітальний нахил таза.



Рисунок 8.31 – Приклад визначення діапазону рухів

Оцінка діапазону рухів надає інформацію про максимальний діапазон рухів тулуба й таза пацієнта, а також допомагає пацієнтам зрозуміти їхні рухи.

**E-ROM** – це діапазон рухів, який програма буде використовувати як обмеження під час виконання вправ, щоб уникнути надмірних рухів у процесі тренувань.

**б) Magic Mirror (чарівне дзеркало)**

Мета терапії – моніторинг рухів.

Позиція тренування: стоячи, сидячи.

Фокус рухів – вільний режим.

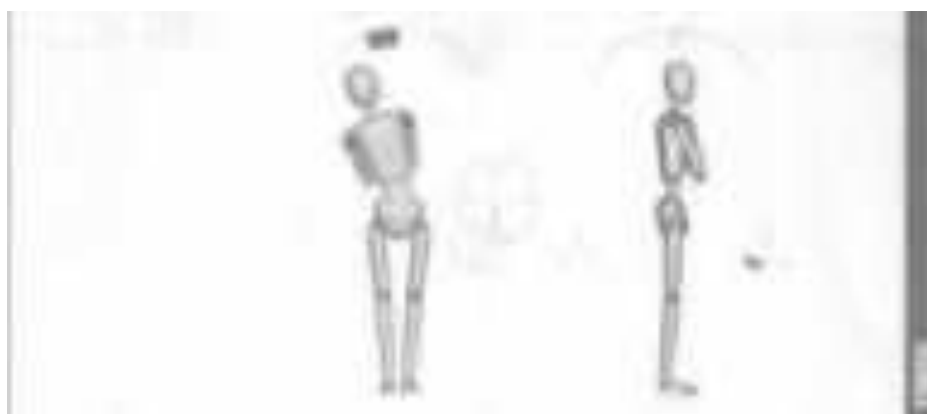


Рисунок 8.32 – Приклад оцінювання Magic Mirror

*Magic Mirror* – це дидактичний інструмент для фізичного терапевта пацієнта, щоб бачити рухи, які виконує пацієнт. *Magic Mirror* використовується, щоб допомогти пацієнтові навчитися правильно виконувати рухи, необхідні для виконання вправ. *Magic Mirror* не записує жодних значень; він просто відображує рухи пацієнта на екрані. Усі рухи візуалізуються на екрані, що дозволяє побачити, чи компенсує пацієнт рух, а також чи не ізолюється він під час іншого руху.

**в) V-GOAL**

Мета терапії – усвідомлення рухів.

Позиція тренування: стоячи, сидячи.

Фокус рухів: бокові нахили тулуба, флексія-екстензія тулуба, комбіновані рухи тулуба, латеральні рухи таза, сагітальні рухи таза, комбіновані рухи таза.

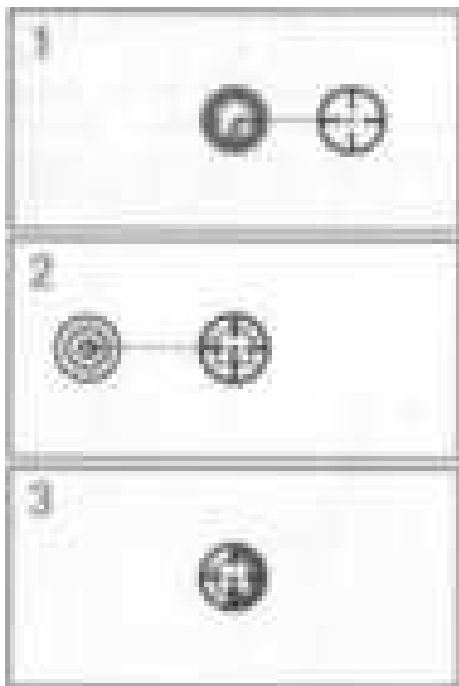


Рисунок 8.33 – Приклад оцінювання V-GOAL

V-GOAL оцінює здатність репозиції (здатність повертатися в нейтральне положення) та плавність руху.

Залежно від того, налаштована вправа на рухи тулуба чи таза, датчик грудини чи датчик *S1* контролюватимуть рух аватара.

Згинання / розгинання тулуба чи антиверсія / ретроверсія таза призведе до переміщення перехрестя догори та донизу. Бокове згинання тулуба наліво / направо чи боковий нахил таза наліво/направо призведе до переміщення перехрестя наліво та направо.



**Крок 1.** Перемістіть перехрестя (що керується датчиком *SI* чи датчиком грудини) до зображення будинку. Це нейтральна позиція.

**Крок 2.** Перемістіть приціл до цілі та утримуйте під час зворотного відліку. Намагайтеся бути якомога ближче до середини, наскільки це можливо.

**Крок 3.** Поверніть приціл на зображення будинку й утримуйте під час зворотного відліку. Намагайтеся бути ближче до середини, наскільки це можливо, та дочекайтеся появи наступної цілі.

Рисунок 8.34 – Порядок оцінювання *V-GOAL*

### з) *V-GOAL Blind*

Мета терапії – усвідомлення рухів.

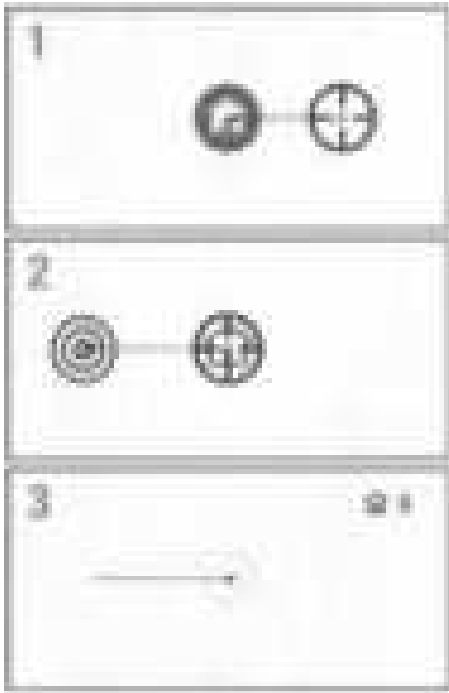
Позиція тренування: стоячи, сидячи.

Фокус рухів: бокові нахили тулуба, флексія-екстензія тулуба, комбіновані рухи тулуба, латеральні рухи таза, сагітальні рухи таза, комбіновані рухи таза.



Рисунок 7.35 – Приклад оцінювання *V-GOAL Blind* (пацієнт має повернутися в нейтральне положення без видимого на екрані зворотного зв'язку)

*V-GOAL Blind* оцінює плавність руху та здатність репозиції (здатність повертатися в нейтральне положення) та плавність руху зі зменшеним візуальним зворотним зв'язком.



**Крок 1.** Перемістіть приціл (що керується датчиком S1 чи датчиком груднини) до зображення будинку. Це нейтральна позиція.

**Крок 2.** Перемістіть приціл до цілі та утримуйте під час зворотного відліку. Намагайтеся бути якомога ближче до середини, наскільки це можливо.

**Крок 3.** Поверніть приціл на зображення будинку й утримуйте під час зворотного відліку. Пацієнт має зробити це, не бачачи приціла чи значка будинку. Намагайтеся бути ближче до середини, наскільки це можливо, та дочекайтеся появи наступної цілі.

Рисунок 7.36 – Порядок оцінювання *V-GOAL Blind*

Залежно від того, налаштована вправа на рухи тулуба чи таза, датчик груднини чи датчик *S1* будуть контролювати рух аватара. Згинання / розгинання тулуба чи антиверсія / ретроверсія таза призведе до переміщення перехрестя догори та донизу. Бокове згинання тулуба наліво / направо чи боковий нахил таза наліво / направо призведе до переміщення перехрестя наліво та направо.

#### д) *V-GOAL Isolation*

Мета терапії – ізоляція руху.

Позиція тренування: стоячи, сидячи.

Фокус рухів: бокові нахили тулуба, флексія-екстензія тулуба, комбіновані рухи тулуба, латеральні рухи таза, сагітальні рухи таза, комбіновані рухи таза.

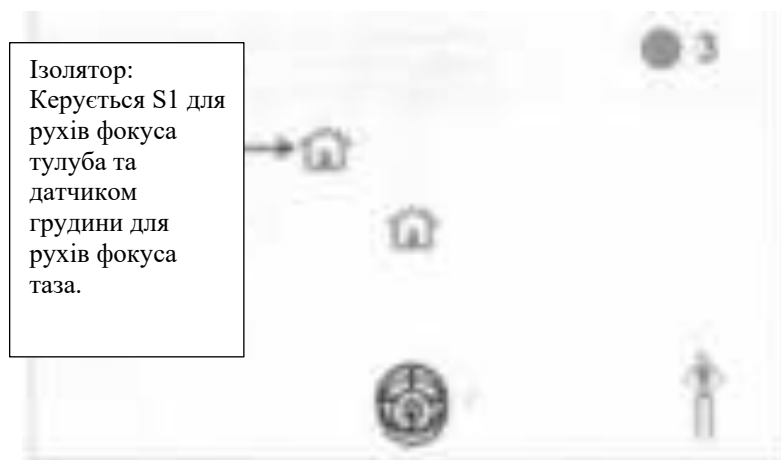
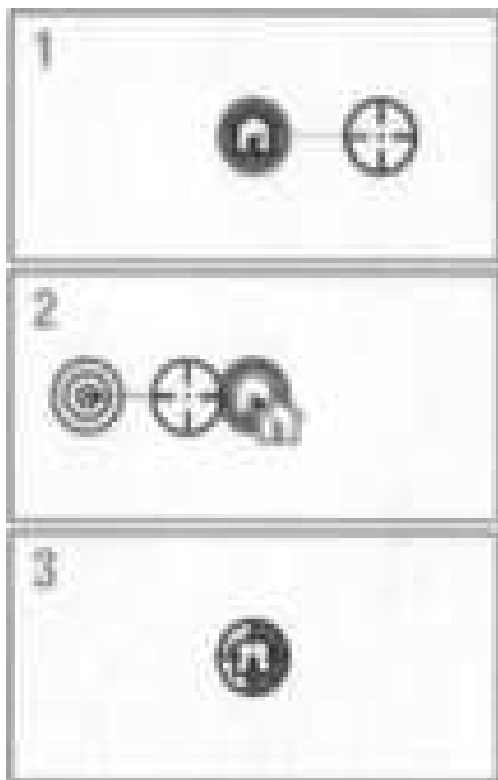


Рисунок 7.37 – Приклад оцінювання *V-GOAL Isolation* (тримайте ізольований будинок у нейтральному положенні, переміщуючи приціл до цілі)

*V-GOAL Isolation* вимірює ізоляційну здатність переміщувати одну частину тіла (наприклад тулуба), зберігаючи водночас стабільність іншої (наприклад таза) та навпаки, а також плавність рухів.



**Крок 1.** Перемістіть приціл (що керується датчиком S1 чи датчиком грудини) до зображення будинку. Це нейтральна позиція.

**Крок 2.** Перемістіть приціл до цілі та утримуйте ізолятор на зображенні будинку, наскільки це можливо. Намагайтеся бути якомога ближче до середини. Ізоляція має залишатися на зображенні будинку до початку зворотного відліку.

**Крок 3.** Поверніть приціл на зображення будинку та утримуйте під час зворотного відліку, ізолятор також має залишатися на зображенні будинку. Намагайтеся бути ближче до середини, наскільки це можливо, та дочекайтеся появи наступної цілі.

### 7.38 – Порядок оцінювання *V-GOAL Isolation*

Залежно від того, чи налаштована вправа на рухи тулуба або таза, датчик грудини або датчик *S1* контролюватимуть рух перехрестя або ізолятора. Згинання/розгинання тулуба або антиверсія/ретроверсія таза призведе до того, що перехрестя (і ізолятор) будуть рухатися догори й донизу. Бічне згинання тулуба наліво/направо або бічний нахил таза наліво/направо призведе до зміщення перехрестя (і ізолятора) наліво й направо.

Приклад. Якщо ви вибираєте рух фокуса як рух тулуба, датчик грудини контролюватиме перехрестя, а датчик *S1* буде контролювати будинок ізоляції. Пацієнт має перемістити перехрестя з нейтрального положення до мети, як в інших оцінках *V-GOAL*. Однак будинок ізоляції має залишатися в нейтральному положенні, щоб почався зворотний відлік, поки перехрестя розташоване на цілі.

Якщо діапазон руху був записаний без впевненості в тому, що пацієнт виконував ізолювані, некомпенсовані рухи, *V-GOAL Isolation* буде практично неможливий для пацієнта. Якщо в пацієнта виникають проблеми з цим оцінюванням, необхідно спробувати повернутися до ПЗУ та зосередитися на

тому, щоб пацієнт робив окремі рухи для кожного кроку. *V-GOAL Isolation* вважається найскладнішим оцінюванням.

**e) Target with Tasks**

Мета терапії – поперекова стабілізація.

Позиція тренування – стоячи.

Фокус рухів – функціональні завдання.

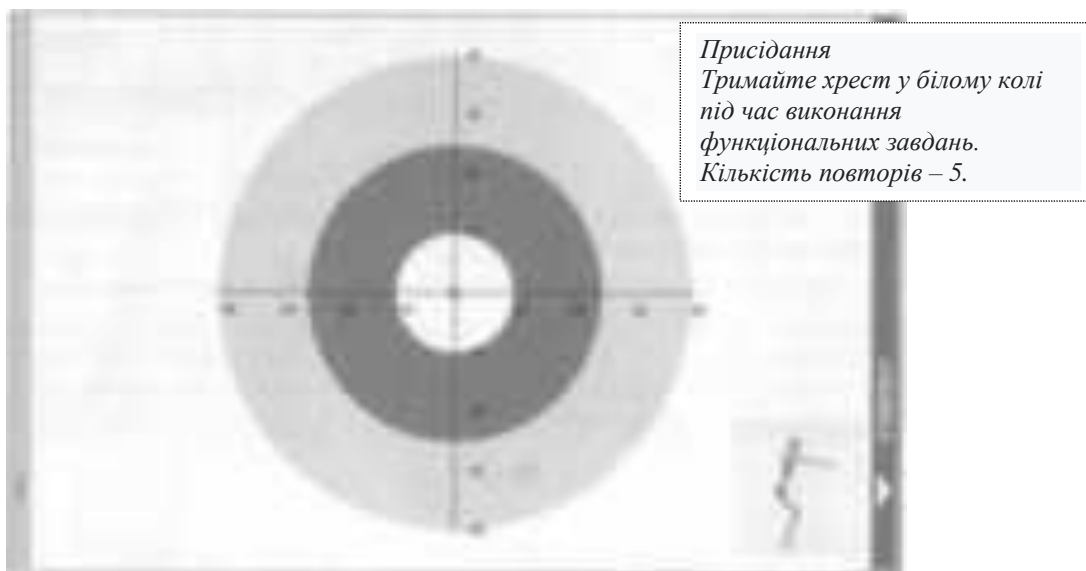







Рисунок 7.39 – Приклад оцінювання *Target with Tasks* (пацієнт має виконувати функціональні завдання, зберігаючи стабілізацію поперекового відділу хребта)

*Target with Tasks* забезпечує точну візуалізацію диференційного сигналу між датчиком *SI* і датчиком *LI*, і вимірює здатність пацієнта підтримувати стабільність поперекового відділу хребта під час виконання завдань функціонального руху.

Диференційний сигнал від датчиків *SI* і *LI* відображається на екрані. Ідея полягає в тому, щоб тримати помаранчеву точку посередині, що означало б стійкість поперекового відділу хребта під час виконання поставлених завдань. Помаранчева точка буде рухатися наліво або направо для бічних відхилень і догори або донизу для згинання або розгинання поперекового відділу хребта.

У програмному забезпеченні *Valedo Motion* є п'ять зумовлених функціональних завдань:

- Dead lift (становя тяга) 
- Dead row 
- Lunges (випади) 

- Squats (присідання) 
- Picking up an object (підняття предмета) 

Оскільки програмне забезпечення не може визначити, скільки повторень виконав пацієнт, натисніть [Готово], як тільки пацієнт завершить останнє повторення. В іншому випадку програмне забезпечення записує додаткові рухи, які можуть вплинути на результати. Кількість повторень обраного функціонального завдання може бути 5, 10 або 15.

### **ж) Target Free Mode**

Мета терапії – поперекова стабілізація.

Позиція тренування: стоячи, сидячи.

Фокус рухів – вільний режим.

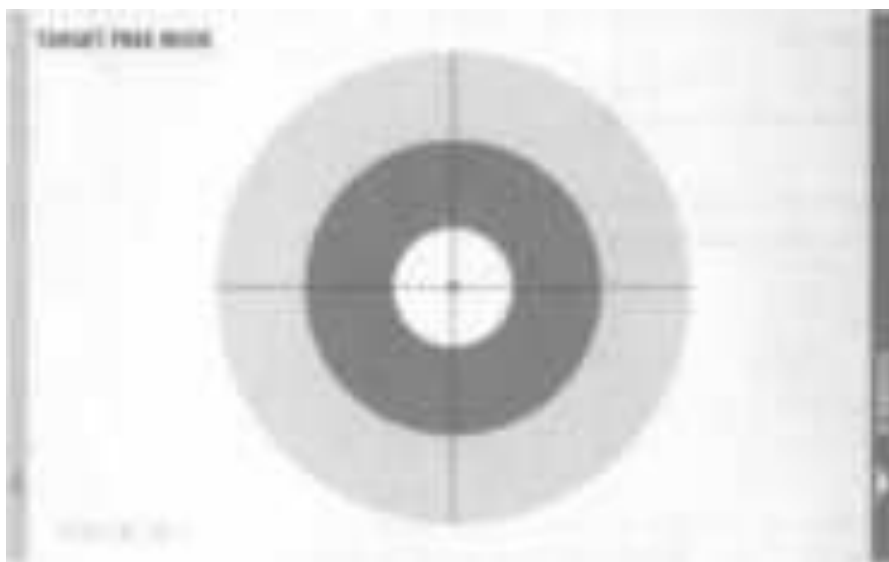


Рисунок 7.40 – Екран оцінювання в режимі без цілі

Безцільний режим (рис. 7.40) забезпечує точну візуалізацію диференційного сигналу між датчиком *SI* і датчиком *LI*, який показує здатність пацієнта зберігати стабільність поперекового відділу хребта під час виконання завдань функціонального руху. Різниця між *Target with Tasks* і *Target Free Mode* полягає в рухах, які має виконувати пацієнт. У той час як в *Target with Tasks* є визначений набір рухів (ліфт, випад тощо). У *Target Free Mode* вам необхідно вказати пацієнту, який рух зробити, і поки він робить це, ви можете побачити, утримує він свій рух та чи стійкий поперековий відділ хребта. Приклади наведені нижче. У режимі *Target Free* немає звітної інформації.

Диференційний сигнал від датчиків *SI* і *LI* відображається на екрані. Помаранчева точка буде рухатися наліво або направо для бічних відхилень

і догори або донизу для згинання або розгинання поперекового відділу хребта. Ідея полягає в тому, щоб тримати цю помаранчеву точку посередині, що означає стабільний поперековий відділ хребта під час виконання завдань.

Нижче наведено список можливих функціональних завдань або рухів із додатковим обладнанням для вправ.

Функціональні завдання (з вагою або без неї):

- присідання (зі штангою, з гантелями або без них)



- випади (зі штангою або без неї)



- станова тяга (зі штангою або без неї)



- нахили вперед (зі стрічкою для вправ чи зі штангою)



- підняти предмет з підлоги



- підняти предмет над головою



- планка



Вправи з аксесуарами:

- повороти торса із вправою



- оберти в плечових суглобах (з вагою чи без неї)



Вправи на тренажерах чи з обтяженнями:

- сидячи



- тяга з верхнього блоку



У нижньому куті ліворуч розташована стрічка чутливості. Для зменшення чи збільшення чутливості того, як пацієнт контролює помаранчеву точку, її необхідно перетягнути направо чи наліво.

#### *Клінічні приклади опису розділів протоколів*

Пацієнтка Ю-а А.С. Діагноз – нижній парапарез (після оперативного лікування сколіозу). У протоколі показано, як змінився діапазон рухів

пацієнтки за обрані сеанси. Схематичне зображення фігури між двома графіками показує, якому руху вони відповідають, а саме:

- бічне згинання тулуба (направо та наліво);
- згинання тулуба вперед і розгинання назад;
- ротація тулуба направо та наліво;
- бічний нахил таза;
- сагітальний нахил таза.

Вісь  $Y$  відображає градуси, а вісь  $X$  – сеанс оцінювання.

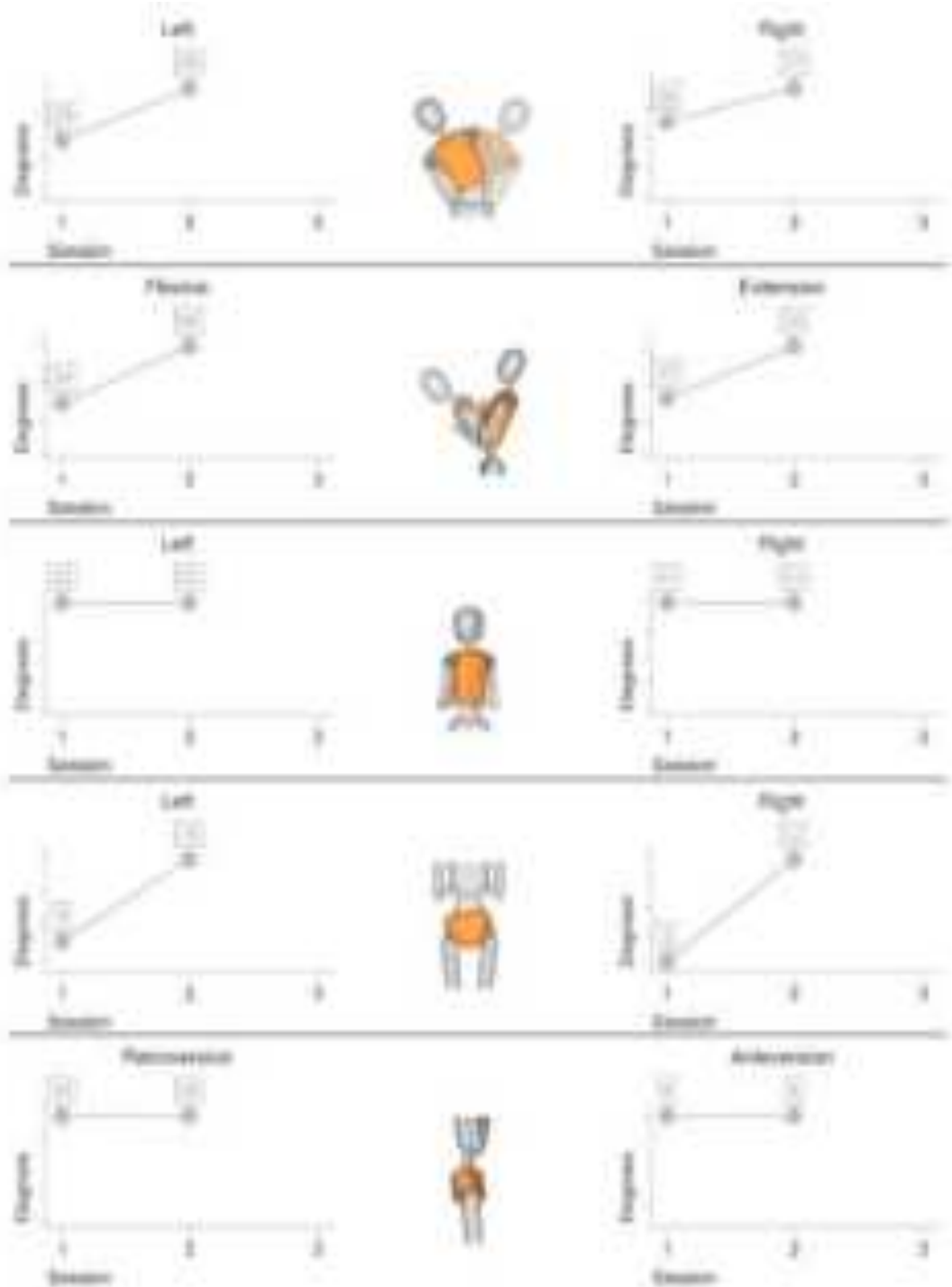


Рисунок 7.41 – Зміни діапазону рухів пацієнтки за обрані сеанси

Пацієнтка І-ко А.А. Діагноз – лівобічний поперековий сколіоз III ступеня.

У цьому розділі докладно описується ефективність обраних тестів (оцінок). На прикладі тесту *V-GOAL* розглянемо прогрес показників ефективності рухів.

На зображеному праворуч графіку показується здатність репозиції. Червоним кольором показаний сеанс оцінювання до реабілітації, синім кольором – сеанс оцінювання після реабілітації. Оцінювання проводиться таким чином: що ближче до центра графіка і що коротші лінії (стандартне відхилення), то кращий результат.

На зображених ліворуч графіках показані здатність до репозиції та плавність виконання рухів. Прогресія репозиції: 88 (до реабілітації) – 93 (після реабілітації). Прогресія плавності виконання рухів: 4 (до реабілітації) – 20 (після реабілітації). Показники ефективності реабілітації пацієнта за різними показниками оцінюється від 0% до 100%. Що вищі показники, то кращий результат. Аналогічно оцінюються результати за іншими тестами.

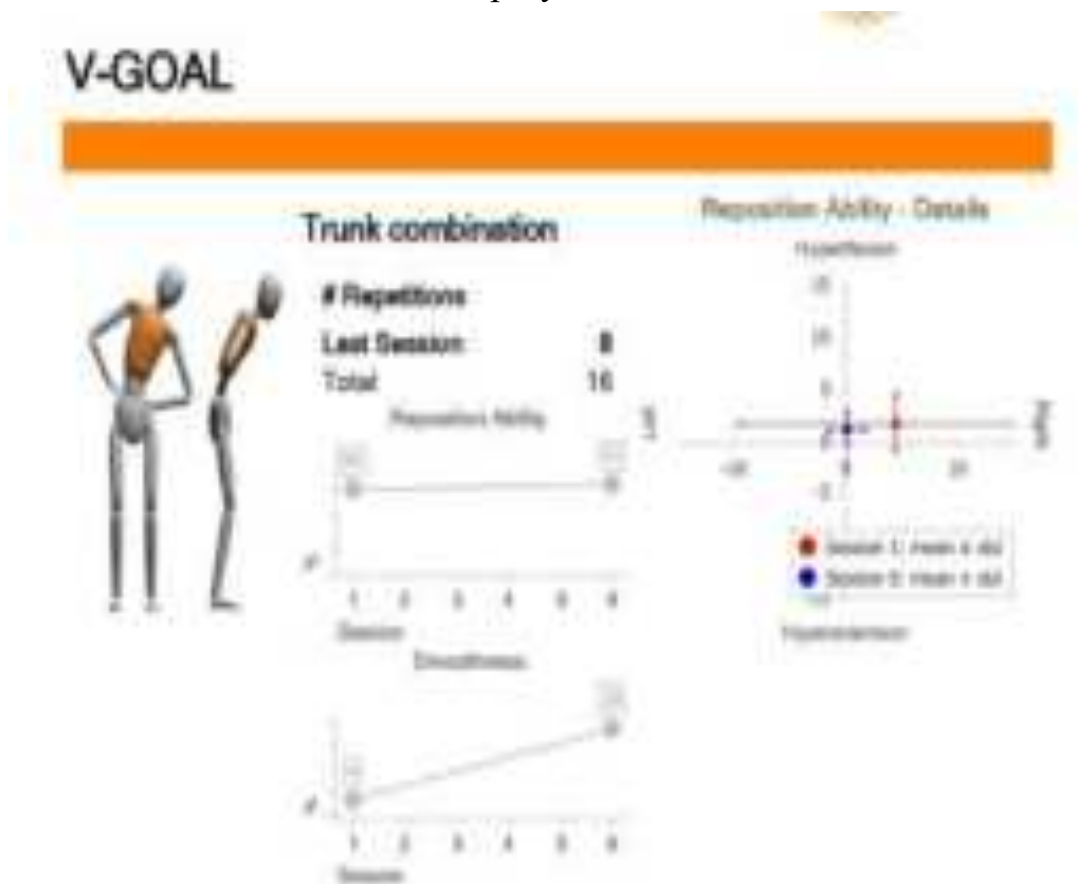


Рисунок 7.42 – Здатність до репозиції та плавність виконання рухів

В останньому розділі звіту відображається інформація про вправи, обрані для кожної цілі терапії, а також вказується рівень складності виконуваних вправ, час їхнього виконання та визначається відсоткове співвідношення

кожної вправи від загальної кількості. Наприклад: мобілізація – 33%, поперекова стабілізація – 29%, баланс – 38%.

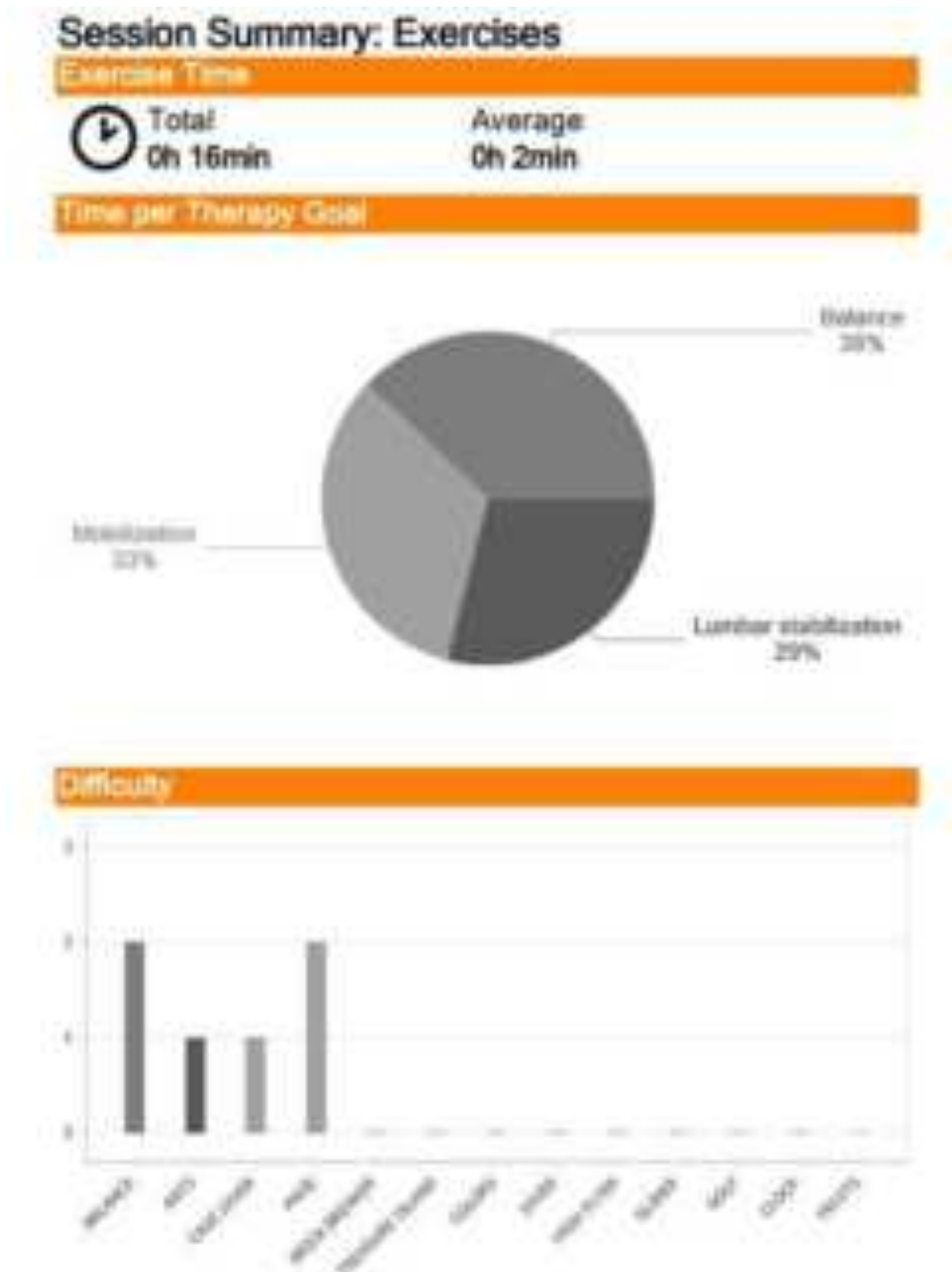


Рисунок 7.43 – Інформація про вправи

Отже, програмне забезпечення *Valedo Motion* фіксує рухи пацієнта та рівень активності під час навчання, а також документує результати терапії. Проводиться діагностика стану пацієнтів із патологією опорно-рухового

апарату та неврологічними захворюваннями. Реєстрація рухів і кількісна оцінка рухових розладів дозволяють пацієнтові та лікарям краще зрозуміти ступінь ураження. Завдяки можливості збереження таких результатів лікарі можуть планувати подальші терапевтичні заходи для кожного окремого пацієнта, а також оцінювати отримані результати. *Valedo Motion* дає змогу фахівцеві:

- складати план лікування, що можна налаштовувати для кожного пацієнта індивідуально;
- оцінювати;
- складати звіти про прогрес пацієнта [22].

### **Контрольні запитання та завдання**

1. Назвіть функції та будову хребта.
2. Поясніть загальні рухи хребта.
3. Назвіть та поясніть функції шийного та грудного відділів хребта.
4. Назвіть та поясніть функції поперекового відділу хребта.
5. У чому полягає сутність біомеханіки сколіозу?
6. У чому полягає сутність біомеханіки кіфозу?
7. Поясніть принципи прикладання коригувальних сил в ортезах на хребет залежно від типу деформації.
8. Поясніть принципи обстеження викривлень хребта за допомогою антропометра.
9. Поясніть принципи оцінювання ефективності дії ортеза на хребет за допомогою антропометра та базометра.
10. У чому полягають принципи оцінювання ефективності реабілітації із застосуванням довгострокової корсетотерапії за допомогою антропометра?
11. Поясніть принципи проведення тренування за допомогою роботизованого комплексу з біологічним зворотним зв'язком *Valedo Motion*.
12. Назвіть тести роботизованого комплексу з біологічним зворотним зв'язком *Valedo Motion*, за допомогою яких оцінюють стан опорно-рухового апарату особи з патологією хребта.

## ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Крылова Н. В., Искренко И. А. Анатомия скелета. Анатомия человека в схемах и рисунках. Атлас-пособие. Москва: Российский университет дружбы народов, 2005. 84 с.
2. Международное общество протезирования и ортезирования – ISPO в сотрудничестве с Human Study e.V. и университетом Don Bosco. Модуль I. Протезирование нижних конечностей. Версия на англ. яз. 1/2010 (English Edition 1/2010). 488 с.
3. Оцінка результатів протезування і ортезування: методичні рекомендації / А.Д. Салєєва та ін. Харків: УкрНДІпротезування, 2012. 143 с.
4. Дубровский В.И., Федорова В.Н. Биомеханика: учебник для средн. и высших учеб. завед. Москва: Владос-прес, 2008. 669 с.
5. Зацюрский В.М., Арунин А.С., Селуянов В.Н. Биомеханика двигательного аппарата человека. Москва: Физкультура и спорт, 1981. 143 с.
6. Архипов О.А. Біомеханічний аналіз: навч. посібник. 2-ге вид. Київ: НПУ ім. М. П. Драгоманова, 2014. 224 с.
7. Драчук С.П., Богуславська В.Ю., Сокольвак О.Г. Біомеханіка людини: тлумачний словник-довідник. Вінниця: Твори, 2019. 400 с.
8. Скворцов Д.В. Клинический анализ движений. Анализ походки. Иваново: Стимул, 996. 344 с.
9. Международное общество протезирования и ортезирования – ISPO в сотрудничестве с Human Study e.V. и университетом Don Bosco. Модуль II. Ортезирование нижних конечностей. Версия на англ. яз. 1/2010 (English Edition 1/2010). 126 с.
10. Скворцов Д.В. Диагностика двигательной патологии инструментальными методами: анализ походки, стабилметрия. Москва: Т.М. Андреева, 2007. 640 с.
11. Витензон А.С. Закономерности нормальной и патологической ходьбы. Москва: ЦНИИПП, 1998. 271 с.
12. Патент на винахід України № 54139 А, МПК А61В5/103. Пристрій для оцінки стійкості і опороздатності людини / А.Д. Салєєва та ін. Опубл. 15.09.2004. Бюл. № 9.
13. Патент на винахід України № 59930, А61В5/103. Пристрій для оцінки постави та скривлень хребта людини / А.Д. Салєєва та ін. Опубл. 15.11.2004. Бюл. № 11.

14. Руководство ортопеда-техника: в 3 т. / под ред. Зеп Хайм. Эмборн: Общество по техническому сотрудничеству Германии. Даг-Хаммерскйелд – Вер. III, 1991.

15. Патент на винахід України № 68877, А61В 5/0488. Спосіб діагностики і корекції ходи людини та пристрій для його реалізації / В.В. Семенець та ін. Опубл. 17.04.2006. Бюл. № 4.

16. Патент на винахід України № 113785, А61В5/103. Спосіб оцінки результату реабілітації пацієнтів з ураженнями опорно-рухового апарату / А.Д. Салєєва та ін. Опубл. 10.03.2017. Бюл. № 5.

17. Патент на винахід України № 78439, А61В 5/103. Пристрій для оцінки динамічних характеристик ходьби людини / А.Д. Салєєва та ін. Опубл. 15.03.2007. Бюл. № 3.

18. Застосування роботизованих систем в реабілітації хворих з нейро-ортопедичною патологією: практичний посібник / А. Д. Салєєва та ін. Харків: УкрНДПротезування, 2020. 70 с.

19. Фарбер Б.С., Витензон А.С., Морейнис И.Ш. Теоретические основы построения протезов нижних конечностей и коррекции движений: в 3 т. Москва: ЦНИИПП, 1994. 558 с.

20. Руководство по протезированию и ортезированию / под ред. проф. А.Н. Кейера. Санкт-Петербург: НИИ протезирования им. профессора Г.А. Альбрехта, 1999. 624 с.

21. Патент на винахід України № 75430, А61В5/103. Спосіб контролю схеми побудови протеза / А.Д. Салєєва та ін. Опубл. 17.04.2006. Бюл. № 4.

22. Застосування об'єктивних методів дослідження функціональних можливостей пацієнтів та ефективності реабілітаційних заходів у реабілітаційній практиці, у тому числі з застосуванням роботизованих систем та іншого інноваційного обладнання: методичні рекомендації 03191680.098. А.Д. Салєєва та ін. Харків: УкрНДПротезування, 2020. 70 с.

23. Патент на корисну модель України № 97729, А61В5/103. Пристрій для оцінки антропометричних параметрів нижніх кінцівок людини / А.Д. Салєєва та ін. Опубл. 10.04.2015. Бюл. № 7.

24. Патент на винахід України № 100468, А61В5/103. Спосіб оцінки результатів ортезування пацієнтів з патологіями нижніх кінцівок / А.Д. Салєєва та ін. Опубл. 25.12.2012. Бюл. № 24.

25. Патент на винахід України № 119495, А61В5/103. Спосіб реабілітації пацієнтів з патологіями колінних суглобів / А.Д. Салєєва та ін. Опубл. 25.06.2019. Бюл. № 12.

26. Біомеханіка протезування верхніх кінцівок. URL: <https://learn.ztu.edu.ua>
27. Международное общество протезирования и ортезирования – ISPO в сотрудничестве с Human Study e.V. и университетом Don Bosco. Категория II для протезистов/ортезистов. Ортезирование верхних конечностей. Версия на англ. яз. 1/2010 (English Edition 1/2010). 75 с.
28. Hartigan B.J., Sarrafian S.K. Кінезіологія та функціональні характеристики верхньої кінцівки. *Атлас ампутацій та пороків кінцівки: принципи хірургії, протезування та реабілітації*. Вид. 3. 2011. С. 101–116.
- 29 Desarrollo I., Norte U., Nathalia E., Melo G., Fernando O., Sánchez A. Anthropomorphic robotic hands. *Manos robóticas antropomórficas: una revisión Darío Amaya Hurtado*. 2014. Vol. 32. P. 279–313.
30. Как работают бионические конечности. URL: <http://theoryandpractice.ru/posts/2353-kak-rabotayut-bionicheskiekonechnosti>
31. Farrell T.R., Weir R.F. A comparison of the effects of electrode implantation and targeting on pattern classification accuracy for prosthesis control. *Biomedical Engineering. – IEEE Press*. 2008. Vol. 55. No. 9. P. 2198–2211.
32. Яковенко І.А., Клочко Т.Р., Леус Е.А. Автоматизация обработки ЭКГ для повышения достоверности диагноза. *Вісник НТУУ «КПІ». Серія «Приладобудування»*. 2010. Вип. 39. С. 156–163.
33. URL: <https://www.iphones.ru/iNotes/myo-bracelet-review>.
34. Николаев С.Г. Практикум по клинической электромиографии. Иваново: Медицина, 2003. 264 с.
35. Варданесян К.А., Вонсевич К.П. Особенности измерения и анализа сигналов в биоэлектрических протезах верхних конечностей. *Приборостроение – 2019: 12-я Международная научно-техническая конференция*. Минск, 2019.
36. Патент на винахід України № 59930, А61В5/103. Пристрій для оцінки постави та скривлень хребта людини / А.Д. Салєєва та ін. Опубл. 15.11.2004. Бюл. № 11.
37. Патент на винахід України 76198, А61В5/103. Спосіб визначення скривлень хребта / А.Д. Салєєва та ін. Опубл. 17.07.2006. Бюл. № 7.
38. Патент на винахід України № 122524, А61В5/103. Спосіб оцінки реабілітації пацієнтів з деформаціями хребта / А.Д. Салєєва та ін. Опубл. 25.11.2020. Бюл. № 22.
39. Патент на винахід України № 121926, А61В5/103. Спосіб оцінки ефективності реабілітації пацієнтів з деформаціями хребта / А.Д. Салєєва та ін. Опубл. 10.04.2020. Бюл. № 7.

40. Аврунин О.Г., Жемчужкина Т.В., Носова Т.В. Автоматизированный анализ количественных показателей треморографических данных для наблюдения динамики тремора. *Восточно-Европейский журнал передовых технологий*. 2011. Т. 2. № 2 (50).
41. Статистический анализ спектральных характеристик ЭМГ-сигнала с целью дифференцирования поясничных болей / Т.В. Жемчужкина и др. *Бионика интеллекта*. 2015. № 2 (85). С. 105–108.
42. Аврунин О.Г., Жемчужкина Т.В., Носова Т.В. Диагностические возможности электромиографического метода при исследовании функции носового клапана. *Бионика интеллекта*. 2010. № 3 (74). С. 99–104.
43. Шпакович Ю.С., Жемчужкина Т.В., Носова Т.В. К вопросу о применимости методов анализа электромиографических сигналов. *Вісник Національного технічного університету «ХПИ»*. 2017. № 21 (1243). Р. 117–123. URL: <https://doi.org/10.20998/2411-0558.2017.21.10>
44. Application of EMG-signal phase portraits for differentiation of musculoskeletal system diseases / T.V. Zhemchuzhkina et. al. *Proc. SPIE 11176, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments*. 2019, 1117632 (6 Nov. 2019). URL: <https://doi.org/10.1117/12.2537338>
45. Топчий В.С., Жемчужкина Т.В., Носова Т.В. Статистический анализ показателей фазового портрета ЭМГ-сигнала с целью дифференцирования заболеваний опорно-двигательного аппарата. *Наукові нотатки: міжвузівський збірник*. Луцьк, 2018. Вип. 64. С. 217–222.
46. Автоматизированный контроль усталости мышц конечностей спортсменов / Т.В. Носова, Т.В. Жемчужкина, В.В. Семенец. *Здоров'я нації і вдосконалення фізкультурно-спортивної освіти в Україні: тези доповіді 5-ї всеукраїнської науково-практичної конференції*. Харків, 2018. С. 130–132.
47. Носова Т.В. Жемчужкина Т.В., Радченко В.И. К вопросу моделирования электромиографического процесса. *Восточно-Европейский журнал передовых технологий*. 2008. Вып. 5/5 (35). С. 33–36.
48. Бых А.И. Жемчужкина Т.В., Носова Т.В. Поиск информативных количественных показателей электромиографического сигнала. Сообщение 1. *Бионика интеллекта*. 2007. Т. 1 (66). С. 118–125.
49. Анализ электромиографического сигнала для контроля усталости мышц в режиме реального времени / В.С. Чумак, Е.А. Чугуй, Т.В. Носова, Т.В. Жемчужкина. *Матеріали 23-го Міжнародного молодіжного форуму*. Т. 1. Харків: ХНУРЕ, 2019. С. 241–244.

50. Топчий В.С., Жемчужкина Т.В., Носова Т.В. Компьютерная система анализа состояния опорно-двигательного аппарата на основе фазовых портретов ЭМГ. *Физические процессы и поля технических и биологических объектов: материалы XVI Междунар. науч.-техн. конф.*, 3–5 ноября 2017 г. Кременчуг: КрНУ, 2017. С. 87–89.

51. Носова Т.В., Письменецкий В.А., Семенец В.В. Моделирование биомеханических сигналов нижних конечностей. *Радиоэлектроника и информатика*. 2003. № 1 (22). С. 122–124.

52. Патент № 86847, Україна, Ф61И 5/0488. Система для комплексного обстеження опорно-рухового апарату нижніх кінцівок / О.Г. Аврунін, Т.В. Носова, В.В. Семенець; заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки; заявл. 11.06.2007. Опубл. 25.05.2009. Бюл. № 10.

53. Носова Т.В. Некоторые аспекты автоматизированной обработки плантографических данных. *Прикладная радиоэлектроника: науч.-техн. журн.* Харків: ХНУРЕ, 2008. Т. 7. № 4 С. 362–366.

54. Модуль обработки электромиографических данных / А.В. Губанов, Т.В. Жемчужкина, Т.В. Носова, Я.В. Носова. *Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития: 5-й Международный радиоэлектронный форум: сборник научных трудов: материалы форума в 4-х т. Том. III. Конференция «Проблемы биомедицины. Наука и технологии».* Харьков: АНПРЭ, ХНУРЕ, 2014. С. 25–27.

55. Шпакович Ю.С., Носова Т.В., Жемчужкина Т.В. Биомедицинский электромиографический комплекс. *Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития: сборник научных трудов VI Международного радиоэлектронного форума.* Харьков, 2017. С. 30–32.

56. Метод и средство исследования стопы человека / В.А. Рыбалка и др. *Авіація, промисловість, суспільство: I Всеукраїнська науково-практична конференція молодих вчених, курсантів та студентів.* Кременчук, 2018. С. 202.

57. Жемчужкина Т.В., Носова Т.В. Статистический анализ электромиограмм. *Оптоелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС – 2018»: збірник тез доповідей шостої міжнародної науково-технічної конференції,* 2–4 жовтня 2018 р. Вінниця: ТД Едельвейс і К, 2018. С. 128–129.

58. Колесник Д.А., Носова Т.В., Жемчужкина Т.В. Обзор методов анализа ЭМГ для применения в активных протезах. *Матеріали 23 Міжнародного молодіжного форуму.* Т. 1. Харків: ХНУРЕ, 2019. С. 175–176.

59. Жемчужкина Т.В., Носова Т.В., Кривошея А.В. О возможностях электроэнцефалографии для оценки состояния опорно-двигательного аппарата.

*Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я: тези доповідей XXVII міжнародної науково-практичної конференції MicroCAD-2019.* Харків, 2019. С. 22.

60. Малахова О.Ю., Носова Т.В., Жемчужкіна Т.В. Про порушення біомеханіки нижньої щелепи внаслідок використання знімних протезів. *Сучасні проблеми інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем СПРН-2019: Матеріали I Міжнародної науково-технічної конференції.* Вінниця: ВНТУ, 2019. С. 157–158.

61. Малахова О.Ю., Носова Т.В., Жемчужкіна Т.В. Про необхідність розробки системи реабілітації ОРА. *Класичні та прикладні проблеми у наукових дослідженнях здобувачів вищої освіти і молодих вчених: історичний та сучасний аспекти: матеріали Всеукраїнської науково-практичної конференції здобувачів вищої освіти та молодих вчених.* Харків, 2020. С. 277–280.

62. Резуненко К.І. Носова Т.В., Жемчужкіна Т.В. Реабілітаційна система для людей з обмеженими можливостями. *Класичні та прикладні проблеми у наукових дослідженнях здобувачів вищої освіти і молодих вчених: історичний та сучасний аспекти: матеріали Всеукраїнської науково-практичної конференції здобувачів вищої освіти та молодих вчених.* Харків, 2020. С.187–190.

63. Носова Т.В., Письменецкий В.А., Семенец В.В. Анализ основных характеристик биомеханических сигналов. *Радиоэлектроника и информатика: науч.-техн. журн.* Харьков: ХНУРЭ, 2004. № 1. С. 135–138.

64. Носова Т.В. Принципы построения системы автоматизированной регистрации плантографических данных. *Прикладная радиоэлектроника: науч.-техн. журн.* Харьков: ХНУРЭ, 2008. Т. 7. № 1. С. 96–100.

65. Носова Т.В. Некоторые аспекты автоматизированной обработки плантографических данных. *Прикладная радиоэлектроника: науч.-техн. журн.* Харьков: ХНУРЭ, 2008. Т. 7. № 4. С. 362–366.

66. Жемчужкіна Т.В., Носова Т.В., Семенец В.В. Разработка биотехнической электромиографической системы. *Наука та виробництво: міжвуз. темат. зб. наук. пр.* Маріуполь: ПДТУ, 2019. № 20. С. 162–169.

67. Малахова О.Ю., Носова Т.В., Жемчужкіна Т.В. Про необхідність розробки системи діагностики опорно-рухового апарату. *Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я: тези доповідей XXVIII міжнародної науково-практичної конференції MicroCAD-2020, 28–30 жовтня 2020 р.: у 5 ч. / за ред. проф. Є. І. Сокола.* Харків: НТУ «ХП», 2020. Ч. II. С. 354.

68. Designing a biomedical electromyographic complex with a pain level control / T.V. Zhemchuzhkina et al. *Information Technology in Medical Diagnostics II*, CRC Press, London, 2019. P. 229–235.

69. Досвід організації в Україні системи підготовки фахівців для протезної промисловості за міжнародними стандартами / В.В. Семенець та ін. *Новий колегіум*. 2021. № 1. С. 11–20.

70. Досвід організації в Україні системи підготовки фахівців з протезування та ортезування за сучасними міжнародними стандартами / О.Г. Аврунін та ін. *Реабілітація та протезування / ортезування ХХІ століття. Проблематика, перспективи та міжнародні стандарти відновлення рухової активності: матеріали науково-практ. конф. з міжнародною участю*. Харків, УкрНДІпротезування, 2021. С. 54–57.

71. Experience of the organization in Ukraine of the system of training of specialists for prosthetic industry according to international standards / V. Semenets et al. *New Collegium*. 2021. No. 1 (103). P. 19–28. URL: <https://doi.org/10.30837/nc.2021.1.19>

72. Аврунін О.Г. Співробітництво між Харківським національним університетом радіоелектроніки та УкрНДІпротезування з підготовки фахівців з вищою освітою для протезної галузі. *Досягнення та перспективи реабілітації, підвищення функціональних можливостей і якості життя осіб з ураженнями опорно-рухової системи: зб. наук. праць за матеріалами наук.-техн. конф.* Харків: УкрНДІпротезування, 2017. С. 101–104.

73. Інтелектуальні технології в медичній діагностиці, лікуванні та реабілітації: монографія / С.В. Павлов та ін.; за ред. С.В. Павлова, О.Г. Авруніна. Вінниця: Едельвейс і К, 2019. 260 с.

Навчальне видання

**САЛЄЄВА Антоніна Денисівна**  
**СЕМЕНЕЦЬ Валерій Васильович**  
**НОСОВА Тетяна Віталіївна**  
**ВАСИЛЕНКО Ірина Миколаївна**  
**БАЄВ Павло Олександрович**  
**КОРНЄЄВ Сергій Вікторович**  
**ЛИТВИНЕНКО Оксана Миколаївна**  
**КАРПЕНКО Ігор Валентинович**  
**ЧЕРНИШОВА Ірина Миколаївна**  
**КАБАНЕНКО Ірина Вадимівна**

## **БІОМЕХАНІЧНІ ОСНОВИ ПРОТЕЗУВАННЯ ТА ОРТЕЗУВАННЯ**

*Навчальний посібник*

Рецензенти:

А.Г. Істомін – д-р мед. наук, професор, завідувач кафедри спортивної, фізичної та реабілітаційної медицини, фізичної терапії, ерготерапії Харківського національного медичного університету;

О.В. Луценко – канд. мед. наук, доцент кафедри здоров'я людини, реабілітології та спеціальної психології Харківського національного педагогічного університету імені Г.С. Сковороди.

Відповідальний випусковий О.Г. Аврунін

Редактор Л.В. Кузьміна

Комп'ютерна верстка Л.Ю. Светайло

План 2022 (перше півріччя), поз. 9.

Підп. до друку 24.12.21.

Формат 60x84<sub>1/16</sub>.

Спосіб друку – ризографія.

Умов. друк. арк. 20,9.

Облік. вид. арк. 18,6.

Тираж 75 прим.

Ціна договірною.

Зам № 1-7.

---

ХНУРЕ. Україна. 61166, Харків, просп. Науки, 14

---

Віддруковано в редакційно-видавничому відділі ХНУРЕ  
61166, Харків, просп. Науки, 14