

РЕАБІЛІТАЦІЯ

УДК 616.718-089.843:[615.477.22:57]](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872024269-75>**Біомеханічні аспекти ендо-екзо-протезування нижніх кінцівок****О. М. Сітенко^{1,2}, Т. О. Сітенко¹**¹ ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків² Вашківецька реабілітаційна лікарня, Вашківці. Україна

The prospects of creating new opportunities in the rehabilitation of patients with limb amputations are generally associated with the method of osseointegration and endo-exo-prosthetics (EEP). The results of the practical application of the method indicate attention to the analytical consideration of all its components, all stages. Objective. To substantiate the expediency and directions of research and development of the theoretical and practical principles of EEP from the standpoint of the full cycle, including both the problems of osseointegration and functional qualities, constructive and technological principles regarding the prostheses themselves, the methodology of the process of mastering and using them. Results. Considered biomechanical and other arguments, which substantiate the objects of research and development of medical-technical and medical-technological means, including the constructions of endo-exo-prostheses, methods of learning to use them, evaluation of the quality of locomotion, increasing the reliability of the «implant-bone» contact. The design principle of a hip prosthesis with a removable unloading module is proposed, which is installed at the stage of mastering the prosthesis, and in necessary cases, during constant use. The possibilities of the method of recognizing biomechanical patterns of movements for teaching patients to walk on prostheses, for adjusting functional nodes and assessing the quality of prosthetics are shown. Conclusions. The problem of endo-exo-prosthetics is considered for the first time from the standpoint of the requirements for the functions and qualities of the prostheses themselves. Reasoned directions of application and significance of clinical, experimental and mathematical biomechanics methods for analysis and development of the functional structure of endo-exo prostheses, to reduce risks when using them. Keywords. Endo-exo-prosthetics, requirements for the functions of endo-exo-prostheses, biomechanical patterns of movements.

Із методикою остеоінтеграції та ендо-екзо-протезування (ЕЕП) пов'язуються перспективи створення нових можливостей у реабілітації пацієнтів з ампутаціями кінцівок. Результати практичного її застосування вказують на увагу до аналітичного розгляду всіх складових її етапів. Мета. Обґрунтувати доцільність та напрями проведення досліджень, розробок теоретичних і практичних засад ЕЕП з позицій повного циклу, включаючи як проблематику остеоінтеграції, так і функціональні якості, конструктивні та технологічні принципи стосовно самих протезів, методології процесу освоєння та користування ними. Результати. Розглянуто біомеханічні й інші аргументи, якими обґрунтовуються об'єкти досліджень, розробок медико-технічних і медико-технологічних засобів, у тому числі конструкцій ендо-екзо-протезів, методик навчання користуванню ними, оцінювання якості локомоції, підвищення надійності контакту «імплантат – кістка». Запропоновано конструктивний принцип протезу стегна зі знімним розвантажувальним модулем, який встановлюється на етапі його освоєння, а в необхідних випадках і за постійного користування. Показані можливості методу розпізнавання біомеханічних образів рухів для навчання пацієнтів ходінню на протезах, для налагодження функціональних вузлів й оцінювання якості протезування. Висновки. Проблема ендо-екзо-протезування вперше розглянута з позицій вимог до функцій та якостей власне протезів. Обґрунтовані напрями застосування та значення методик клінічної, експериментальної та математичної біомеханіки для аналізу й розробки функціональної структури ендо-екзо-протезів, для зменшення ризиків під час користування ними.

Ключові слова. Ендо-екзо-протезування, вимоги до функцій ендо-екзо-протезів, біомеханічні образи (патерни) рухів

Вступ

У протезах нижніх кінцівок через приймальну гільзу здійснюється прикріплення їх до тіла, силова й управляюча взаємодія між ним і пацієнтом. Якість гільзи значною мірою обумовлює локомоторні можливості хворого, ступінь його реабілітації і тому вона завжди була в центрі уваги спеціалістів протезно-ортопедичної галузі. На пошук її оптимальних форм і придатних матеріалів, технологій індивідуального виготовлення було витрачено часу та ресурсів не менше, ніж на розробку функціональних вузлів протезів. Але за своїм впливом на кінцевий результат реабілітації гільзи й досі залишається обмежувальним фактором — через травмуючий контакт із м'якими тканинами кукси, через руйнівний вплив на весь опорно-руховий апарат, бо через нею неможливо наблизити до норми схему його навантаження. Наслідком цього є те, що в анамнезах пацієнтів рано чи пізно з'являються записи про появу захворювань кукси або хребта чи суглобів як «результат нераціонального протезування». Обмеження є і у здійсненні управління протезом через рухи куксою, тому її контакт із гільзою розглядають у цьому сенсі як свого роду «хибний суглоб».

Від недоліків протезування, заснованого на застосуванні приймальних гільз, позбавляє імплантування в кістку кукси спеціальної металевої конструкції — штифта, який через стому в торцевій частині кукси виводиться назовні і до якого приєднується протез. Ця методика, запропонована проф. Р. Бранемарком [1], набуває останніми роками поширення під назвою остеоінтергація. Щодо медико-технічного її комплексу загалом, то найбільш точно відповідає назва ендоекзо-протезування (ЕЕП) [2] і, відповідно, прийнятним може бути термін ЕЕ-протез.

Від моменту появи методики в полі зору фахівців домінують актуальні й складні проблеми, пов'язані, здебільшого, із процесом остеоінтеграції: надійністю фіксації в каналі кістки імплантата – металевого штифта, захистом від висхідних інфекцій, пошуком способів закриття стоми й інше [3–5]. Наукова література й інші джерела інформації залишають поза увагою аналіз і визначення вимог стосовно функцій та конструкцій самих ЕЕ-протезів, щодо технологій виконання всього процесу ЕЕП, особливостей користування ЕЕ-протезом. Усі ці дослідження та розробки мали би враховувати властивості цього нового способу протезування і допомогти якомога повніше реалізувати його переваги.

Мета: обґрунтувати доцільності та напрями проведення досліджень і розробок теоретичних і практичних засад ендоекзо-протезування з позицій повного циклу, включаючи як проблематику остеоінтеграції, так і функціональні якості, конструктивні та технологічні принципи стосовно самих протезів, методології процесу освоєння та користування ними.

Матеріал і методи

Починаючи з 1990 року спосіб ЕЕП застосовано не менше, ніж для 1 000 пацієнтів. Серед ускладнень, які супроводжували це протезування, значна частка приходить на порушення фіксації штифта в каналі кістки, переломи кісток і самого штифта [6–9], на деградацію структури кісткової тканини [12]. Відповідно до розглянутих джерел, можна зробити висновок, що такі дефекти виникають у 2–10 % випадків.

Розглянемо можливі причини таких ускладнень і варіанти конструктивних рішень для їхнього запобігання

Із біомеханіки відомо, що в нормі в фазу опори за переднього поштовху величина опорної реакції сягає значення 1,2–1,4 від ваги людини, а згинальний момент сил, діючий на кістки, досягає 90–140 кгс·см [10]. Тому ця фаза кроку супроводжується амортизаційним процесом, здебільшого за рахунок підгинання в колінному суглобі (приблизно на 15°) та розгинання в над'ятковомілково-гомілковому (до 20°). Під час ходьби на протезі стегна, у колінному механізмі якого функція підгинання відсутня, цей коефіцієнт ще більший — може сягати до 1,5, а саме навантаження має більш ударний характер. За ЕЕП сила опорної реакції безпосередньо передається на штифт і вона може розглядатися як чинник, який впливає на надійність його посадки в кістковому каналі. Тому в протезах для ЕЕП необхідно встановлювати вузли з амортизаційними функціями. Здійснити це можливо введенням у конструкцію протеза колінного механізму з підгинанням або спеціально сконструйованих пружних елементів.

Ходіння в нормі супроводжується ротаційними рухами в горизонтальній площині і їхній об'єм на рівні стегна та гомілки в сумі досягає 30°. Поперекові сили опорної реакції, які певним чином пов'язані з цими рухами, залежно від темпу становлять 7–15 % від ваги людини, тобто крутний момент буде складати 20–25 Нм і більше. В існуючих конструкціях протезів спеціальні механізми для відновлення ротаційних рухів найчастіше відсутні. Під час ходіння на протезах

стегна компенсація їхньої відсутності частково здійснюється за рахунок повертання приймальної гільзи разом із масивом м'яких тканин, у протезах гомілки — завдяки компенсаторним змінам об'ємів ротації на рівні стегна. Це вказує на доцільність встановлювання в ЕЕ-протез спеціальних ротаційних механізмів, які захистять посадку штифта в кістковому каналі та сам штифт від некомпенсованої дії крутних моментів сил у горизонтальній площині.

Схемі побудови протеза, визначенню її оптимальних індивідуальних параметрів завжди приділяється велика увага. За ЕЕП значення цього етапу є ще більш вагомим з точки зору неприпустимості створення умов, за яких на контакт «штифт – кістка» будуть діяти навіть незначні руйнівні чинники. У цьому випадку погрішності у взаємодії векторів сил опорної реакції та ваги відносно біомеханічних осей протезованої кінцівки можуть призводити до появи моментів сил, які на кожному кроці негативно впливатимуть на цей контакт, створюючи патологічне згинальне напруження в ньому. Наприклад, за похибки у визначенні оптимальної схеми навантаження на плече в 5 мм від центра перерізу «штифт – кістка» створюється момент сил у 30 Нм і більше (залежно від ваги людини). У літературі ми не знайшли саме такої схеми протеза за ЕЕП. Тобто, урахуваючи проблемні питання потрібно: 1) розробити теоретичні засади побудови схеми ЕЕ-протеза; 2) визначити параметри схеми побудови ЕЕ-протеза залежно від різних чинників, наприклад, від рівня ампутації; 3) створити апаратурне забезпечення технологічного процесу пошуку оптимальної схеми з необхідною точністю; 4) розробити для практики відповідні технологічні інструкції. Щодо апаратурного забезпечення, то, на нашу думку, потрібно в конструкції самого штифта встановити датчики, які безпосередньо вимірюватимуть механічну напругу.

В історії протезування був такий період, коли для виготовлення приймальних гільз стегна та гомілки широко використовувалися алюмінієві сплави. Це забезпечувало чимало технологічних та експлуатаційних переваг, наприклад, високоточну підгонку і можливість коригувати форму гільзи в процесі користування протезом. Проте взимку, за довгого перебування пацієнта на морозі, кукса від контакту з металевою гільзою переохолоджувалася, що викликало негативні фізіологічні реакції. Причому кількісні показники холодової атаки обумовлювалися не лише суто гільзою, а й масою всієї приєднаної до неї

металевої конструкції протеза. Тепловий вплив зовнішнього середовища слід очікувати і в разі користування ЕЕ-протезом, лише діяти він буде через металевий штифт зсередини кукси, у тому числі з її кісткового каналу. Бажано, щоб ця проблема була досліджена фізіологами та теплофізиками, перш за все, із точки зору виправданості самого цього питання, а також стосовно можливого впливу мікроколивань розміру штифта, які будуть мати місце від зміни температури, на стабільність його посадки в кістковому каналі. Якщо ці припущення підтвердяться, то в конструкцію протеза доцільно ввести елементи, які під час теплопередачі відділятимуть штифт від його металевої маси та зовнішнього середовища.

Деградація кісткової тканини та її наслідки вказують на те, що поширену наразі інтрамедулярну конструкцію штифта не можна вважати остаточним варіантом. Встановлення штифта в кістковомізковому каналі означає видалення з нього кровоносних судин, порушення центрифугального кровотоку, завдяки яким забезпечуються метаболічні процеси та мікроциркуляція рідин у тій частині кістки, яка безпосередньо контактує зі штифтом. Тобто тим самим вона приречена на деградацію (втрату мінеральної щільності кісткової тканини). Окрім того, за такої конструкції виникає ефект часткового екранування навантаження [9], тобто функціонального стимулу, який попереджує атрофію кістки кукси. Результатами екранування напружень є витончення кіркового шару в дистальних відділах, яке з часом збільшується. Ослаблення та витончення зменшує міцність кістки, яка тримає, [12–14] та підвищує ризик руйнування, особливо в молодих пацієнтів, які займаються більш рухливими видами діяльності [15, 16]. Бажано, щоб порівняльний аналіз застосування інтрамедулярної конструкції з екстремедулярною став одним із об'єктів наукових досліджень.

Не слід залишати поза увагою і побутові нюанси. Наприклад, після зняття протеза імплантат із кукси не повинен стирчати, до нього бажано прикріплювати косметичний еластичний елемент, в якому можуть також встановлюватися засоби захисту від інфекцій.

Пропозиції та обговорення

Виправданим, на наш погляд, буде введення в конструкцію ЕЕ-протеза доволі простого знімного розвантажувального модуля. На рис. 1 показана схема такого протеза й елементи, з яких вона складається. Форма й індивідуальна підгонка неширокої манжети дозволяє передавати частину навантаження через тубер

і м'які тканини, які контактують із манжетою. З ЕЕ-протезом манжета з'єднується двома шинами, які з метою збереження ротаційних рухів і виконання деяких ресорних функцій можуть бути не суцільними, а як набір тонких пластин залежно від ваги пацієнта. Регулювання перерозподілу сил між імплантатом та індивідуально підігнаною манжетою досягається завдяки конструктивно простому механізму, який дозволяє змінювати відстань між манжетою та протезом. На рис. 1 він розміщений у місці приєднання модуля до протеза.

Його застосування буде корисним, перш за все, на первинних етапах протезування, у режимі тренування опорності кукси і поступового збільшення навантаження на імплантат. Цей процес перерозподілу кількісно об'єктивізується вимірюваннями, які здійснюють датчики, розміщені, наприклад, у вузлі приєднання шин до манжети.

На етапах постійного користування ЕЕ-протезом різні причини також можуть обумовлювати доцільність тимчасового або постійного встановлення розвантажуючого модуля. Наприклад, коли є потреба забезпечити захист кукси від різних травмуючих чинників.

Знову звернемо увагу на те, що ЕЕП створює нові умови для взаємодії пацієнта з протезованою кінцівкою. Так, ЕЕ-протез надає хворому більше можливостей розвивати компенсацію втраченої природної аферентації та пропріорецепції, дозволяє більш точно управляти ним. Тому треба прагнути використати ці умови повною мірою, щоби вчасно сформувати нейродинамічні стереотипи, які найліпше відповідають новим умовам управління протезом. Розглянемо один із таких можливих способів.

Якість локомоції під час ходьби на протезі тим вища, чим повніше відновлена, наближена до норми функціональна координація рухів у природних і штучних суглобах. Це є однією з найважливіших цілей протезування, бо саме в такий спосіб можна досягати найкращих результатів за всіма кінематичними, динамічними й енергетичними показниками локомоторного акту. Симетрія рухів протезованої та здорової кінцівок означатиме не лише покращення кінематичного рисунку ходи, наближення його до норми, а й суттєво зменшить тим самим енерговитрати.

Найбільш повне уявлення щодо такої функціональної взаємодії суглобів дають біомеханічні образи (патерни) рухів [17], які під час ходьби в нормі та на протезах можна виявити й зареєструвати через гоніометричні вимірювання, обробку сигналів та їхню реєстрацію на двокоординатних реєстраторах. На рисунку 2 показано схему розміщення

гоніометрів на трьох суглобах і підключення їх до реєстраторів напряму або через диференціатори. Патерни можуть створюватися в двовимірному (як це показано на наведених графіках) та багатомірному просторі з кутових параметрів рухів у суглобах і шарнірах, а також із різних комбінацій їхніх перших і других похідних (тобто кутових швидкостей рухів у суглобах і прискорень). Це дозволяє розкривати біомеханічну і біокибернетичну сутність такого явища, як ходіння.

У такий спосіб можна реєструвати як поодинокі патерни під час одного кроку, так і накладати один на одній графіки за багатьох. Як приклади на рисунку 3 наведено в графічному вигляді деякі з таких патернів. На графіку рис. 3, в системі кутових координат показані патерни, які характеризують взаємодію кульшового та колінного суглобів під час ходіння в нормі (суцільна крива) та взаємодію кульшового суглоба кукси та колінного механізму під час ходіння на протезі стегна (пунктирна крива). Стосовно обговорюваної теми відмітимо три особливості патернів.

1. У нормі за ходьби в одному темпі по рівній поверхні патерни для однієї людини подібні на всіх кроках. Навіть за ходьби в ідеальних умовах існують незначні коливання форми патернів, що природно як проявів діяльності нервової системи, яка ініціюванням таких коливань постійно тренує і підтримує можливості м'язово-нервової системи в управлінні рухами за багатьма ступенями свободи [18, 19]. Об'єм цих коливань за результатами наших досліджень тримається в межах 1–2 % від середнього значення.

Під час ходьби на протезах покровові коливання форми патернів майже відсутні, тому за кожного кроку лінії графіків чітко лягають одна на одну. Це явище можна пов'язати з компенсаторним переналаштуванням системи управління рухами на здійснення своїх функцій в умовах обмежених можливостей.

У нормі за зміни темпів ходіння патерни мають виражену стабільність, вони несуттєво змінюються за незначних відхилень від довільного, а в разі уповільнення або прискорення (у межах двоопорного ходіння) відхилення форми на деяких частинах графіку сягають 1–4 %.

2. Патерни, отримані під час ходьби різних людей, подібні у своєму графічному зображенні, вони мають спільні закономірності (мовою теорії розпізнавання образів — однакові первинні ознаки), проте несуть і відмінності, які можуть обумовлюватися зросто-ваговими й іншими індивідуальними характеристиками людей.

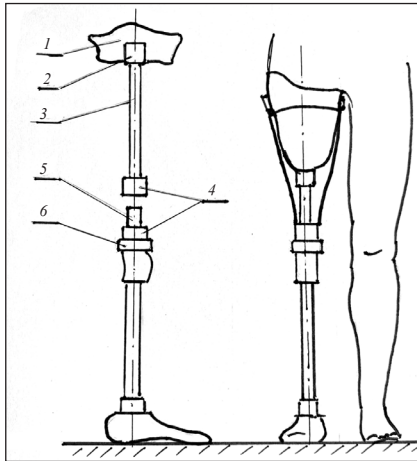


Рис. 1. Схема конструкції ЕЕ-протеза стегна з розвантажувальним модулем (РМ): 1 — індивідуальна манжета; 2 — вузол кріплення шин із датчиками навантаження; 3 — шини; 4 — вузол з'єднання РМ із протезом; 5 — вузол з'єднання штифта кукси з протезом; 6 — вузол регулювання ступеня розвантаження

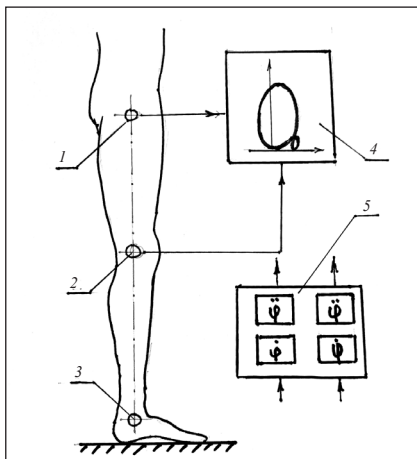


Рис. 2. Схема реєстрації біомеханічних патернів рухів: 1, 2, 3 — гоніометри на кульшовому, колінному та над'яtkово-гомільковому суглобах; 4 — двокоординатний реєстратор; 5 — блок диференціювання

Патерни ходіння на протезах, як це видно з графіку на рис. 3, а, відрізняються від норми (у фазі перенесення за окремими первинними ознаками до 10 %, у фазу опори — повністю), проте здебільшого вони мають достатньо спільних із нормою тих первинних ознак, які дозволяють безпомилково розпізнавати їх. Патерни, отримані під час ходіння на протезах різних пацієнтів, суттєво залежать від рівня ампутації та фізичної кондиції пацієнта, від навченості ходінню і сформованого стереотипу, від конструкцій функціональних вузлів протезів, досконалості індивідуального регулювання параметрів колінних механізмів, стоп і від інших умов протезування. Тому їхня варіабельність між собою більша, ніж за ходьби здорових людей і вони значуще відрізняються між собою, ніж патерни під час ходіння в нормі.

3. Порівняння патернів у нормі і на протезі стегна дозволяє найбільш наочно оцінити як проявляють себе і яке значення мають сили, за рахунок яких здійснюється хода. Хода в нормі — це результат комплексної, доцільно скоординованої взаємодії гравітаційних, інерційних, реактивних і м'язових сил. Ходьба на протезі здійснюється в умовах, коли м'язовий ресурс сил зазнав суттєвих втрат, мас-інерційні характеристики протеза відмінні від норми і обумовлюють іншу дію гравітаційних та інерційних сил, а роль реактивних сил, які людина може ініціювати за рахунок поп'ятного руху в кульшовому суглобі, суттєво зростає. Власне, навчання ходінню на протезі починається з оволодіння пацієнтом уміння за рахунок цього руху куксою примушувати колінний механізм протеза розгинатися в фазі перенесення.

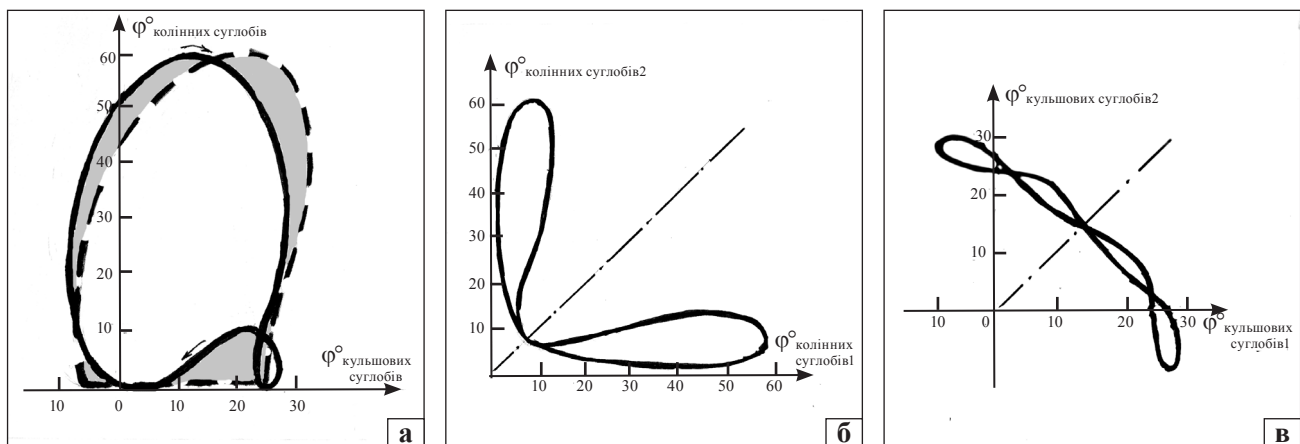


Рис. 3. Патерни, які відображують координацію рухів: а — у кульшовому та колінному суглобах у нормі та на протезі стегна; б — у двох колінних суглобах у нормі; в — у двох кульшових суглобах у нормі. Суцільна лінія — патерни норми, пунктирна — під час ходьби на протезі стегна. Стрілочка на графіку — напрям руху

У протез можуть бути встановлені приводні механізми, які, окрім згаданих сил, використовують сили від зовнішніх джерел енергії й енергії, отриманої шляхом рекуперації. Патерни ходи в нормі і на протезі, накладені один на одного, показують, що вони мають значну спільну частину в тій площі, яка охоплена графіками (рис. 3). І це є наочна ілюстрація домінування сумарного вкладу гравітаційних, інерційних і реактивних сил у переносну фазу кроку за відносно невисокого рівня участі м'язових сил. Ті, порівняно незначні відмінності, де графіки не співпадають, показують не лише роль і частку м'язових сил у локомоторному акті, а й як їхня втрата впливає на порушення координації. Така інформаційна властивість патернів робить їх основою найефективнішого управління біонічними протезами.

Патерни можуть характеризувати взаємодію рухів в обох колінних суглобах (рис. 3, б). У нормі є повна симетрія цього графіка відносно бісектриси. Під час ходьби на протезах ця симетрія суттєво порушується, а ступінь її відновлення є одним з показників якості протезування. Патерн (рис. 3, в) розкриває взаємодію двох кульшових суглобів у нормі, і він також має симетрію відносно бісектриси.

Такі дані наших досліджень повністю збігаються з теорією щодо сутності побудови такого локомоторного акту як ходіння: як з точки зору його енергетичних джерел, так і організації ефективного управління ним за кінетичними та іншими показниками.

Яке значення можуть мати біомеханічні патерни для ЕЕП? Перш за все, це навчання пацієнтів ходінню на протезі. Якщо з перших кроків параметри його локомоції та їхня координація у вигляді патернів будуть наближатися до оптимальних, то це дозволить на ранніх стадіях навчання ходінню сформувати в пацієнта оптимальний нейродинамічний стереотип. Бажано, щоб у процесі навчання ці патерни, їхні зміни, їхнє порівняння з нормою, бачили не лише фізіотерапевти-інструктори, а й самі пацієнти, наприклад — на великому екрані в кінці тренувальної доріжки. Тобто відображення на екрані ідеального патерну та поточного від пацієнта дасть йому той зворотний зв'язок, який дозволить розуміти сутність і напрямок коректив в управлінні протезом і ефективно вплине на процес його освоєння. До того ж комп'ютерні програми обробки патернів можуть включати і видачу рекомендацій щодо тих змін, які потрібно внести самому пацієнту в управління протезом під час навчання.

Програмою можна передбачити й озвучення цих рекомендацій, що підсилить ефекти зворотного зв'язку. Такі патерни та їхня програмна обробка з озвучуванням рекомендацій допоможуть також протезисту здійснювати регулювання параметрів приводних механізмів сучасних протезів не методом проб і помилок, а на основі об'єктивних коректив патерну з наближенням його до бажаного вигляду.

Висновки

Таким чином, проблема ендо-екзо-протезування в разі ампутацій нижніх кінцівок уперше розглянута з позицій вимог до функцій та якостей власне протезів. Викладені аргументи стосовно того, що з певного етапу розвитку та застосування цього нового способу реабілітації виявляються конкретні потреби та напрями у фундаменталізації теоретичних і практичних засад, розробки спеціалізованих конструкцій та технологій. Показано доцільність застосування та значення методів клінічної, експериментальної та математичної біомеханіки, теплофізики для аналізу функціональної структури ЕЕ-протезів, для виявлення та зменшення ризиків під час користування ними. Усе це дозволить обґрунтувати розробку всього арсеналу медико-технічних і технологічних засобів і технологій ендо-екзо-протезування, починаючи з етапу остеointegraції. Окремі медико-технічної пропозиції (конструктивний принцип розвантажувального модуля, розпізнавання біомеханічних образів рухів), які не лише ілюструють доцільність такого підходу, а й мають практичне значення.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Li, Y., & Brånemark, R. (2017). Osseointegrated prostheses for rehabilitation following amputation. *Der Unfallchirurg*, 120(4), 285-292. doi:10.1007/s00113-017-0331-4
2. Hoellwarth, J. S., Tetsworth, K., Akhtar, M. A., & Al Muderis, M. (2022). The clinical history and basic science origins of transcutaneous Osseointegration for amputees. *Advances in Orthopedics*, 2022, 1-14. doi:10.1155/2022/7960559
3. Al Muderis, M., Khemka, A., Lord, S. J., Van de Meent, H., & Frolke, J. P. (2016). Safety of Osseointegrated implants for Transfemoral amputees. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 98(11), 900-909. doi:10.2106/jbjs.15.00808
4. Jeyapalina, S., Beck, J. P., Bachus, K. N., Chalayon, O., & Bloebaum, R. D. (2014). Radiographic evaluation of bone adaptation adjacent to percutaneous Osseointegrated prostheses in a sheep model. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 472(10), 2966-2977. doi:10.1007/s11999-014-3523-z
5. Hoellwarth, J. S., Tetsworth, K., Rozbruch, S. R., Handal, M. B., Coughlan, A., & Al Muderis, M. (2020). Osseointegration for amputees. *JBSJ Reviews*, 8(3), e0043-e0043. doi:10.2106/

- jbjs.rvw.19.00043
6. Zaid, M. B., O'Donnell, R. J., Potter, B. K., & Forsberg, J. A. (2019). Orthopaedic Osseointegration: State of the art. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 27(22), e977-e985. doi:10.5435/jaaos-d-19-00016
 7. Li, Y., & Felländer-Tsai, L. (2021). The bone anchored prostheses for amputees — Historical development, current status, and future aspects. *Biomaterials*, 273, 120836. doi:10.1016/j.biomaterials.2021.120836
 8. Juhnke, D., Beck, J. P., Jeyapalina, S., & Aschoff, H. H. (2015). Fifteen years of experience with integral-leg-Prosthesis: Cohort study of artificial limb attachment system. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 52(4), 407-420. doi:10.1682/jrrd.2014.11.0280
 9. Al Muderis, M., Khemka, A., Lord, S. J., Van de Meent, H., & Frolke, J. P. (2016). Safety of Osseointegrated implants for Transfemoral amputees. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 98(11), 900-909. doi:10.2106/jbjs.15.00808
 10. Yanson, H. A. (1975). Biomechanics of the human lower limb. Riga : Publishing house «Zinatne». (in russian)
 11. Pitkin, M., Cassidy, C., Muppavarapu, R., Raymond, J., Shevtsov, M., Galibin, O., & Rousselle, S. D. (2013). New method of fixation of in-bone implanted prosthesis. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 50(5), 709. doi:10.1682/jrrd.2012.11.0202
 12. Rosenbaum Chou, T. G., Child, J. R., Naughtin, R. J., Rigdon, R. R., Schumann, C., & Bloebaum, R. D. (2007). The relationship between femoral periprosthetic cortical bone geometry and porosity after total hip arthroplasty. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 87A(1), 107-115. doi:10.1002/jbm.a.31702
 13. Tomaszewski, P., Van Diest, M., Bulstra, S., Verdonshot, N., & Verkerke, G. (2012). Numerical analysis of an osseointegrated prosthesis fixation with reduced bone failure risk and periprosthetic bone loss. *Journal of Biomechanics*, 45(11), 1875-1880. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.05.032
 14. Nebergall, A., Bragdon, C., Antonellis, A., Kärrholm, J., Brånemark, R., & Malchau, H. (2012). Stable fixation of an osseointegrated implant system for above-the-knee amputees. *Acta Orthopaedica*, 83(2), 121-128. doi:10.3109/17453674.2012.678799
 15. Frossard, L., Stevenson, N., Sullivan, J., Uden, M., & Percy, M. (2011). Categorization of activities of daily living of lower limb amputees during short-term use of a portable kinetic recording system: A preliminary study. *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics*, 23(1), 2-11. doi:10.1097/jpo.0b013e318207914c
 16. Lee, W. C., Frossard, L. A., Hagberg, K., Haggstrom, E., Gow, D. L., Gray, S., & Brånemark, R. (2008). Magnitude and variability of loading on the osseointegrated implant of transfemoral amputees during walking. *Medical Engineering & Physics*, 30(7), 825-833. doi:10.1016/j.medengphy.2007.09.003
 17. Sitenko, O. M., & Yaremenko, D. O. (1981). The method of graphic registration of biomechanical images of human walking. Patent 933075 (in Ukrainian)
 18. Bernstein, N. A. (1947). About the construction of movements. Medgiz. (in russian)
 19. Latash, M. L. (1993). Control of Human Movement. Human Kinetics Publishers

Стаття надійшла до редакції 25.04.2024

BIOMECHANICAL ASPECTS OF ENDO-EXO-PROSTHETICS OF THE LOWER LIMBS

O. M. Sitenko^{1,2}, T. O. Sitenko¹¹ Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv² Vashkivtsi Rehabilitation Hospital, Vashkivtsi. Ukraine

✉ Oleksandr Sitenko, PhD: sitenko@meta.ua

✉ Taras Sitenko, MD: sitenko.t@gmail.com