

МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ РОБОТИ М'ЯЗИВ АБДУКТОРІВ СТЕГНА ПРИ ДИСПЛАСТИЧНОМУ КОКСАРТРОЗІ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА

*Олійник О.Є.¹, Олійник-Алдушина Є.О.¹,
Карпінський М.Ю.², Карпінська О.Д.²*

¹Дніпровський державний медичний університет, м. Дніпро, Україна

²ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

Ключові слова: диспластичний коксартроз, реабілітація, фізична терапія, сила м'язів, рівновага таза.

Вступ. Диспластичний коксартроз (ДК) це захворювання кульшового суглоба, що виникає на тлі дисплазії сполученої тканини, та має як екзогенне, так і ендогенне підґрунтя для свого виникнення [1, 2]. Відомо, що ДК це патологія, яка має динамічний перебіг, обумовлений порушенням сферичності вертлюгової западини, що формує дефіцит покриття голівки стегнової кістки в процесі розвитку та подальшого функціонування кульшового суглоба [2]. Вплив змін форми кульшового суглоба при ДК на стан взаємодії з поперековим відділом хребта є визначним проявом процесів, обумовлених взаємно обтяжування співвідношення компонентів системи «кульшовий суглоб – таз – хребет». Процеси, які виникають внаслідок зміни форми проксимального відділу стегнової кістки та вертлюгової западини, на початковому етапі перебігу ДК формують низку компенсаторних механізмів збоку м'язів, що оточують кісткові компоненти системи. Це обумовлює мінімізацію проявів клінічного перебігу ДК в підлітковому віці пацієнта. В подальшому компенсаторні механізми втрачають свої можливості та переходять в стадію декомпенсації, що по суті формує клінічну картину перебігу ДК у дорослих. Вплив м'язового компоненту є суттєвим на перебіг патологічного процесу, оскільки саме м'язи забезпечують як компенсаторні, так декомпенсаторні механізми регуляції постурального балансу в умовах ДК, так і на формування змін кісткової тканини, які характерні для стадій перебігу ДК [3]. Контрактура кульшового суглоба довготривалий больовий синдром призводять до контракційного спазму, внаслідок чого зменшується довжини привідних м'язів і згиначів стегна та виникає відносно перерозтягнення відвідних груп м'язів. Це визиває зменшення їхньої еластичності та порушення скоротливості, а з часом призводить до

структурних змін внаслідок чого втрачається сили відповідних м'язів. В результаті таких процесів виникає слабкість м'язів тазового поясу, що приводить до формування порушення постурального балансу [3]. Ці структурні та функціональні зміни м'язів на момент виконання оперативного втручання є однією з причин, які впливають на процес подальшої реабілітації при ДК. Стає очевидним той факт, щодо визначення реабілітаційного потенціалу пацієнта після ендопротезування в умовах ДК, з точки зору фізичної реабілітації, доцільно розуміти основні тенденції змін м'язового апарату що відбуваються у хворого в системі «кульшовий суглоб - таз – хребет» на момент операції та визначити які процеси виникають після імплантації штучного суглоба. Отримання таких даних дозволить здійснювати реабілітаційні заходи розуміючи точки місць докладання зусиль фізичного терапевта з визначенням діапазонів навантаження з одночасним контролем та моніторингом результатів заходів як в групі так і у конкретного пацієнта.

Мета. Побудова клініко-біомеханічної моделі «кульшовий суглоб – таз – хребет» пацієнта на диспластичний коксартроз, з визначенням особливостей зміни навантаження в зоні кульшового суглобу в залежності від ваги та параметрів офсету кульшового суглоба.

Матеріали та методи. В основу роботи покладена площина математична модель «поперековий відділ хребта – таз – стегно» в стані одно опорного стояння, яка розроблена в лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України» [4]. Вектори напрямку дії м'язів поперекового відділу хребта і тазового поясу, відповідальні за збереження постурального балансу позначені, як еластичні тяги. За даними літературних джерел для кожного з м'язів визначено: вектор напрямку його дії, довжину, кут прикріплення до кістки та площу поперечного перетину. До моделі включені м'язи, лінія дії яких проходить латерально, що до центру обертання кульшового суглоба. Це ті м'язи які виконують відведення, яким би малим не був їхній внесок у виконання абдукції стегна. Окрім середньої та малої сідничної та натягувача широкої фасції стегна, до моделі включені грушоподібний, клубово- поперековий, кравецький, пряма порція чотириголового та передня, поверхнева порція великого сідничного м'язів. На моделі позначена схема тяги м'язів. Лінії дії м'язів були спроектовані в двомірній (площинній) системі координат «поперековий відділ хребта – таз – стегно».

На базі моделі була складена спрощена розрахункова схема з урахуванням напрямку векторів дії та сили м'язів, що дозволила

виконати аналіз скорочення м'язів тазового поясу. При цьому в розрахунках використана третина поперечного перетину чотириголового м'яза, оскільки абдукційну дію виконує лише пряма порція; та половина поперечного перетину великого сідничного м'яза. Розрахункова модель побудована з розрахунку ваги пацієнта 70 кг, параметри скорочувальної сили м'язів взяті з даних літератури. У моделі параметри показників абсолютної сили визначені з розрахунками кута прикріплення м'яза до кістки та величини плеча сили кожного м'яза.

На підставі розробленої фізичної моделі уточнено напрямок і кут прикладання кожної з сил і складено розрахункову схему, з урахуванням абсолютної сили скорочення кожного м'яза, що і дало змогу проаналізувати роботу м'язів тазового поясу за збереження горизонтальної рівноваги таза. Величини тягових зусиль м'язів визначали згідно з даними літератури [5].

Проводили розрахунки сили м'язів необхідних для підтримки рівноваги таза при одноопорному стоянні в умовах деформації кульшового суглоба в наслідок тривалого перебігу диспластичного коксартрозу. Моделювали деформацію кульшового суглобу у вигляді зменшення кульшового офсету на 5мм, 10 мм і 15 мм. Розрахунки проводили для пацієнтів вагою 70 кг, 100 кг і 120 кг.

Результати. На початку дослідження визначали величин м'язових сил, які забезпечують умови горизонтальної рівноваги таза під час одноопорного стояння для недеформованого кульшового суглоба. У табл. 2 наведені розрахунки показників сил, які утворюють м'язи горизонтальні стабілізатори таза в умовах зменшення величини загального стегнового офсету та довжини плеча абдукторів, що дорівнюють одне одному, для забезпечення горизонтальної рівноваги таза. Тобто, як що офсет мав ту саму величину, що довжина плеча привідних м'язів здорового стегна, то робота м'язів тазового поясу не відрізнялася від нормальної роботи кульшового суглоба, а саме всі м'язи розвивали зусилля у 2,5-3 рази менші за максимальні, тобто мали триразовий запас міцності. А з урахуванням м'язових синергій можна говорити про ще більший запас скорочувальної сили м'язів. Але зростання ваги пацієнта суттєво зменшує цей запас скорочування, а при збільшенні ваги пацієнта у півтора рази (120 кг) одно опорне стояння пацієнта майже неможливе, бо максимальне зусилля яке може розвинути кожен м'яз перевищує їхню абсолютну силу.

Таким чином, за умов відповідності плеча дії сил абдукторів, м'язи спроможні стабілізувати таз і мають значний запас сили скорочення, але зайва вага погіршує цей показник, що зменшує витривалість м'язів пацієнта.

Відомо, що розвиток ДК супроводжується зменшенням загального стегнового офсету в залежності від стадії захворювання. З урахуванням цих клінічних умов змодельємо, як впливає зменшення величини загального стегнового офсету на роботу м'язів. Відомо, що на величину загального стегнового офсету в умовах ДК впливають геометричні параметри форми суглобових кінців кісток при ДК, це залежить від стадії процесу в ході чого формується вкорочення кінцівки та медіалізація стегнової кістки. Діапазон розкиду показників загального стегнового офсету може коливатися в межах 5-18 мм і більше. Величина загального стегнового офсету, в такому випадку не завжди дорівнює плечу сили абдукторів, що може призводити до суттєвих змін зусиль збоку групи бо окремих м'язів. Ця зміна актуальна для грушоподібного м'яза, усіх відвідних і великого сідничного, які починаються на великому вертлюзі, тому природно, що в поточному дослідженні ми змінювали величину плеча для відповідних м'язів.

Встановлено, що зменшення величини загального стегнового офсету на 5мм відчутно не впливає на роботу м'язів тазового поясу при вазі (70 кг). Усі м'язи працюють із достатнім запасом скорочувальних здібностей. Проте зі збільшенням ваги пацієнта запас зусиль роботи м'язів різко зменшується. У разі ваги тіла пацієнта 100 кг і більше м'язи мають розвивати зусилля майже на межі своєї потужності, що обов'язково вплине на витривалість їхньої роботи. Клінічна модель такого результату, з урахуванням синергії сили м'язів дозволяє здійснювати звичайну побутову діяльність пацієнта навіть за умов незначного збільшення ваги тіла. Але збільшення ваги більш ніж на 30-40 % призводить до проявів клінічної симптоматики порушень постурального балансу.

Як що вага пацієнта складає 70 кг для забезпечення горизонтальної його рівноваги сила м'язів, яку повинні розвинути стабілізатори таза (блакитний стовпчик), майже на третину менша ніж максимальна сила тих самих м'язів (червоний стовпчик). Збільшення ваги пацієнта до 100 кг вимагає розвинення майже максимальної сили м'язів (зелений стовпчик), а подальше збільшення ваги (фіолетовий стовпчик) потребує зусиль більших, ніж максимальна сила м'язів.

Зменшення офсету на 10 мм призводить до помітного зменшення запасу сили скорочення м'язів, навіть в умов розрахункової ваги моделі вагою 70 кг. Усі без виключення м'язи для утримання горизонтальної рівноваги таза повинні витратити понад 80 % своєї скорочувальної можливості. Клінічна модель такого результату, навіть в умовах м'язової синергії, демонструє виражені порушення постурального балансу. Збільшення ваги пацієнта більше ніж на 30 % практично унеможливило збереження горизонтальної рівноваги таза, що супроводжується неможливістю пересування без засобів додаткової опори.

Зменшення величини загального стегнового офсету до 15 мм значно погіршує роботу м'язів комплексу «поперековий відділ хребта – таз – стегно» зі забезпечення горизонтальної рівноваги таза. Навіть для пацієнта з вагою тіла 70 кг збереження нормального постурального балансу без засобів додаткової опори практично неможливе, бо м'язи нездатні розвинути необхідні зусилля.

Таким чином зменшення величини загального стегнового офсету на 15 мм робить роботу відвідних м'язів стегна неспроможною, навіть при моделюванні при навантаженні 70 кг в умовах м'язової синергії абдуктори працюють на межі своїх можливостей до скорочування, а зі збільшенням ваги пацієнта абдуктори не в змозі забезпечити поступальний баланс.

Обговорення. Клініко-біомеханічна модель пацієнта на ДК, доводить важливість загального стегнового офсету як показника, який суттєво впливає на спроможність забезпечення постурального балансу, через зміну скорочувальних зусиль м'язів, навіть при звичайній силі відвідних м'язів стегна.

Робота абдукційних м'язів в умовах зменшення офсету до 5 мм суттєво не впливає на їх ефективність, а враховуючи м'язову синергію абдуктори мають майже дворазовий запас скорочувальної спроможності. Подальше зменшення загального стегнового офсету більша за 5 мм різко погіршує функціонування м'язів, навіть при збереженні їхньої звичайної сили. Надмірна вага тіла пацієнта катастрофічно посилює здатність спроможності м'язів що до їх фізіологічного скорочення. В результаті запускаються компенсаторні механізми регуляції поступального балансу, які згодом приводять до патологічних змін в вигляді контрактур та зниження сили м'язів, також це сприяє можливості виникнення ускладнень з боку елементів конструкції ендопротезу [6].

В силу отриманих результатів можливо передбачити напрямок впливу на відновлення м'язового корсету кульшового суглоба. А саме поступове зміцнення та поновлення роботи коротких м'язів на першому етапі реабілітації в ранньому післяопераційному періоді, та подальше вбудовування в систему рухів довгих м'язів.

Висновки. Зменшення загального стегнового офсету і підвищення ваги пацієнта є факторами, які негативно впливають на постуральний баланс. Дисбаланс м'язових сил між оперованою та неоперованою кінцівками згодом може призводити до патологічних змін в системі «поперековий відділ хребта – таз – стегно», з подальшим негативним достроковим результатом операції ендопротезування. Прогнозування цих змін на основі клініко-біомеханічної моделі, на до оперативному етапі, та своєчасна діагностика цих станів після операції дозволять фізичному терапевту розробити контрольовану програму реабілітації, з застосуванням моніторингу діапазонів навантаження як всього комплексу «поперековий відділ хребта – таз – стегно» так і його складових.

Література.

1. Gala L, Clohisy JC, Beaulé PE. Hip dysplasia in the young adult. J Bone Joint Surg
2. Duvančić T, Vukasović Barišić A, Čizmić A, Plečko M, Bohacek I, Delimar D. Specificities in the structure of the cartilage of patients with advanced stages of developmental dysplasia of the hip. Diagnostics (Basel). 2024;14(7):779. doi:10.3390/diagnostics14070779.
3. Juan J, Leff G, Kevorken K, Jeanfavre M. Hip flexor muscle activation during common rehabilitation and strength exercises. J Clin Med. 2024;13(21):6617. doi:10.3390/jcm13216617.
4. Tyazhelov O, Karpinsky M, Karpinskaya O, Goncharova L, Klimovitsky R, Fishchenko V. Clinical and biomechanical substantiation and modeling work of the muscles supporting horizontal balance of the pelvis. Trauma. 2017;18(5):13-9. doi:10.22141/1608-1706.5.18.2017.114115.
5. Carhart MR. Biomechanical analysis of compensatory stepping: implications for paraplegics standing via FNS [dissertation]. Tempe (AZ): Arizona State University; 2000.
6. Salis Z, Sainsbury A. Association Between Change in Body Mass Index and Knee and Hip Replacements: A Survival Analysis of Seven to Ten Years Using Multicohort Data. Arthritis Care Res. 2023;75(6):1340-50. doi:10.1002/acr.25021.