

БИОМЕХАНІЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ ВНУТРІШНЬОГО ОСТЕОСИНТЕЗУ ПРИ ПЕРЕЛОМАХ ШИЙКИ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ

Канзюба А.І., Климовицький В.Г., Канзюба М.А., Яресько О.В.

НДІ ТО Донецького національного університету

ім. М. Горького, Лиман, Україна

*ДВНЗ «Ужгородський національний університет», кафедра
загальної хірургії з курсом травматології, оперативної хірургії
та судової медицини, Ужгород, Україна*

ДУ «Інститут патології хребта та суглобів

ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», Харків, Україна

Вступ. Внутрішній остеосинтез являється домінуючим методом при лікуванні переломів шийки стегнової кістки (ПШСК) у постраждалих молодого віку. Проте, навіть при сучасному рівні розвитку технологій внутрішнього остеосинтезу, спостерігається значна кількість ускладнень у вигляді незрошених переломів шийки та розвитку асептичного некрозу головки. Через це залишається актуальним визначення факторів, що впливають на результати остеосинтезу.

Концепція даного дослідження – подальше удосконалення остеосинтезу має ґрунтуватися на результатах вивчення впливу конструкцій, що застосовуються, та параметрів їх розташування у проксимальному мета-епіфізі стегнової кістки на перебіг репаративного процесу.

Мета. Вивчити закономірності змін інтенсивності внутрішніх напружень у ділянці проксимального відділу стегнової кістки при застосуванні різних варіантів внутрішнього остеосинтезу залежно від характеру перелому шийки.

Матеріал та методи. Дослідження проведені відносно локалізації переломів (транскервікальні та базальні) та у залежності від кутів нахилу площини перелому по Pauwels (II та III тип). У якості фіксаторів обрано компресуючі гвинти діаметром 6 мм, конструкція Targon® з трьома гвинтами, динамічний стегновий гвинт ((DHS) та цефаломедулярний стрижень (PFN). Для розрахунків використано відомі кінцево-елементні (KE) моделі тазового кільця та проксимального відділу стегнової кістки, програма розрахунків BioCad та програми візуалізації Looker. Обраний тип KE – 10-вузловий ізопараметричний тетраедр з трьома ступенями свободи у вузлі. Значення напружено-деформованого стану (НДС) – напруження Мізеса, визначали у фіксуючих конструкціях, а також у прилеглих ділянках кістки.

Результати. Ключовими показниками для порівняльного аналізу обрано отримані значення напружень Мізеса у кортикальному шарі верхньої та нижньої стінок шийки стегнової кістки – відповідно 9,79 та 6,95 МПа (за умови одноопорного стояння), а також межа міцності кістки – 70 МПа. Динамічність фіксації забезпечується через реалізацію слайдінг-ефекту при використанні конструкцій, що не мають жорсткої фіксації у підвертлюговій ділянці, при оптимальному розташування гвинтів у відповідності до типу перелому по Pauwels. При цьому між фрагментами постійно діють напруження компресії, але їх інтенсивність виявляється не критичною для кісткової тканини.

Варіант остеосинтезу трансцервікальних переломів з кутом по Pauwels 70°. При введенні двох гвинтів паралельно вісі шийки, напруження Мізеса у гвинтах на рівні перелому складає 47,31 МПа. У кістковій тканині у ділянці перелому інтенсивність напружень змінюється у межах 14-30 МПа. У ділянці входу нижнього гвинта – 14,198 МПа.

При введенні двох гвинтів перпендикулярно до площини перелому, напруження Мізеса у гвинтах підвищуються до 55,53 МПа. Поширюється ділянка локалізації напружень у верхньому гвинті, зменшується до 11,0 МПа рівень напруженого стану у місці введення нижнього гвинта.

Скорочення відстані між фіксуючими гвинтами призводить до збільшення напружень у гвинтах на рівні (до 54,09 МПа) та близького до критичного напруженого стану у навколишній губчастій кістковій тканині. Аналогічна тенденція спостерігається при введенні гвинтів, що взаємно пересікаються на рівні перелому шийки – 50,2 МПа. У кістковій тканині зона підвищеного напруженого стану розташована між гвинтами, а значення напружень у кістці поблизу кожного гвинта сягають 35,14 МПа. Можна припустити, що створення компресії між фрагментами сприятиме зростанню напруженого стану і розвитку деструктивних змін у кістковій тканині у ділянці перелому.

При остеосинтезі двома або трьома гвинтами, головну фіксуючу функцію виконує дистальний гвинт, який розташований над нижньою кортикальною стінкою – дугою Адамса, попереджаючи можливість варусного зміщення головки. Використання трьох гвинтів у схемах фіксації «1/2» (1 гвинт зверху, 2 гвинта – знизу), «2/1» і «Targon® — 2/1» (2 гвинта зверху, 1 – знизу) значно підвищують міцність фіксації перелому. При цьому, розташування гвинтів по схемі «1/2», може призвести до виникнення зон концентрації напружень як у гвинтах, так і у прилеглих

кістковій тканині (місяця введення гвинтів, вертельна ділянка та нижня кортикальна стінка шийки на рівні перелому), значення котрих є наближеними до критичних для кісткової тканини. Більш обґрунтованим є розташування гвинтів у порядку «2/1».

Максимальні напруження при всіх варіантах фіксації відмічаються у нижніх гвинтах (від 17,7 до 27,5 МПа), які розташовані над нижньою кортикальною стінкою. Уздовж верхніх гвинтів максимальні значення напружень варіюють у межах від 5 до 21,4 МПа. Проксимальніше перелому, у центральній частині головки, значення напружень у гвинтах (за умов їх введення до субхондральної ділянки) не перевищують 0,1-1,5 МПа. Максимально напруженими виявляються ділянки гвинтів на рівні зони перелому — від 13 до 27,5 МПа. У цій же ділянці відмічаються зони концентрації напружень у кістковій тканині, безпосередньо прилеглий до металевих конструкцій, максимальні значення – 14-18 МПа. При застосуванні конструкції Таргон® — до 25 МПа. Ці зони не поширені, при видаленні від поверхні гвинта відбувається стрімке зниження напружень у кістці до нормальних значень. При оптимальному взаємному розташуванні гвинтів максимальні значення напружень не являються критичними для кісткової тканини навколо фіксатора.

Стосовно базальних переломів ШСК, на моделі встановлено, що найбільш напруженою ділянкою є нижня частина шийки стегнової кістки поблизу міжвертлюгової зони (7,9 МПа). При фіксації конструкцією DHS, у нижній частині шийки рівень напруженого стану підвищується до 8,7 МПа. Високий рівень напруженого стану зберігається уздовж робочого гвинта та у прилеглий губчастій кістці. Максимальне значення інтенсивності напружень у цій ділянці складає 60,1 МПа. Далі рівень напруженого стану знижується і у середині шийки стегнової кістки становить 4,5 МПа (у нормі не перевищує 0,1 МПа). При моделюванні остеосинтезу цефаломедулярним цвяхом, на відмінність від варіанту із застосуванням DHS, основне навантаження несе не кортикальний шар стегнової кістки, а фіксуючий пристрій. У ділянці перелому максимальне значення інтенсивності напружень дорівнює 12,6 МПа. Далі рівень напруженого стану зменшується і у середині шийки стегнової кістки становить 4,3 МПа.

Висновок. Результати чисельного аналізу дозволяють оптимізувати варіанти внутрішньої фіксації, що застосовуються при ПШСК з урахуванням впливу біомеханічних параметрів остеосинтезу на перебіг репаративного процесу.