

МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ВАРІАНТІВ КОМПОНОВОК АПАРАТІВ ЗОВНІШНЬОЇ ФІКСАЦІЇ ПРИ ПОДОВЖЕННІ ГОМІЛОК У ДІТЕЙ

Хмизов С.О., Гриценко А.В., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д., Суббота І.А.
ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України»

Вступ. Ахондроплазія – генетично зумовлена хвороба, яка супроводжується переважно порушенням росту скелета та кінцівок в довжину. Найбільш ефективною є методика подовження кінцівок з використанням розробленого їм же апарату зовнішньої фіксації (АЗФ). Оцінюючи отримані результати, відмічається значна кількість ускладнень, серед яких найбільш тяжкими є поява вторинних деформацій сегменту при дистракції. Частіше це відбувається на сегменті гомілка.

Мета. Вивчити напружено-деформований стан моделей гомілки в умовах її подовження при різних компоновках АЗФ.

Матеріали та методи. Проведено математичне моделювання остеосинтезу великогомілкової кістки апаратами зовнішньої фіксації у дітей з ахондроплазією. Моделювали два варіанти накладання АЗФ: з розташуванням всіх стрижнів в одній площині, за авторською схемою з V-подібним розташуванням стрижнів в проксимальному відділі великогомілкової кістки. При проведенні досліджень моделювали два види навантажень на стискання та кручення. Вертикальне навантаження на стиск здійснювали розподіленою силою 350 Н. При навантаженнях на кручення до тібіального плато прикладали крутний момент величиною 5 Нм.

Результати. При навантаженнях на кручення в моделі остеосинтезу великогомілкової кістки АЗФ з паралельним розташуванням стрижнів зона максимальних напружень 16,3 МПа, виникає навколо першого стрижня. Напруження в дистальному фрагменті великогомілкової кістки визначаються в межах від 1,2 до 3,9 МПа на нижньому та верхньому стрижнях, відповідно. Малоюмілкова кістка залишається практично не навантаженою - 0,4 МПа. Все це свідчить за те, що АЗФ гарно блокує крутний момент, що діє на проксимальний фрагмент великогомілкової кістки.

Використання АЗФ з розташуванням фіксуючих стрижнів в нижній частині проксимального фрагменту великогомілкової кістки за V-подібною схемою дозволяє більш ефективно протидіяти крутним навантаженням, ніж АЗФ за паралельною схемою. Так максимальні напруження у великогомілкової кістці спостерігаються на рівні 13,1 МПа на першому стрижні, мінімальні 1,1 МПа – на четвертому. На малоюмілковій кістці рівень напружень не перевищує позначки 0,2 МПа.

Максимальні відносні деформації виникають в кістковому регенераті в зоні резекції, як в самому «м'якому» матеріалі. При навантаженнях на стиск моделі з паралельним розташуванням опорних стрижнів АЗФ величини відносних деформацій в кістковому регенераті визначаються в межах від 62 до 85%. Використання АЗФ змонтованого за схемою з V-подібним розташуванням стрижнів дозволяє знизити величину відносних деформацій в кістковому регенераті до рівня 77 %. В моделі з паралельним розташуванням опорних стрижнів АЗФ відносні деформації в кістковому регенераті при навантаженнях на кручення визначаються в межах від 3,0 до 6,0 %. АЗФ з V-подібною схемою встановлення стрижнів дозволяє знизити величини відносних деформацій кісткового регенерату, при навантаженнях на кручення.

Висновки. Використання АЗФ за V-подібною компоновкою стрижнів в нижній частині проксимального фрагменту великогомілкової кістки при її остеосинтезі, дозволяє знизити рівень напружень на всіх контрольних точках моделі при всіх типах навантаження, в порівнянні з моделлю АЗФ за паралельною компоновкою стрижнів. Все це відбувається за рахунок підвищення рівня напружень саме на конструктивних елементах АЗФ. АЗФ з V-подібною схемою встановлення стрижнів дозволяє знизити величини відносних деформацій кісткового регенерату во всіх досліджених контрольних точках моделей, як при навантаженнях на стиск, так і на кручення.