

УДК 617.584:[616.718.5/.6-053.2-089.2](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-5987202035-10>

Експериментальне обґрунтування конструювання апаратів зовнішньої фіксації у разі подовження гомілок у дітей

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

Achondroplasia is a genetically caused disease, which is accompanied mainly by a violation of the growth of the skeleton and limbs in length. Most authors came to the conclusion that it is advisable to carry out the elongation simultaneously on the symmetrical segments, and begin with the legs. At the same time, the authors note a significant number of complications, among which the most severe are the appearance of secondary deformations of the segment during distraction. Objective: to determine the stabilizing capabilities of external fixators (EF) with their various configurations in the experiment on physical models. Methods: an experimental study was carried out on physical models of plastic tibia that was cut in the upper third of the diaphysis. In the experimental group, EF were fixed on the model according to the author's scheme with a V-shaped arrangement of rods in the proximal tibia (3 models). As a comparison group, we used models with EF, which were fixed according to the «classical» scheme with the location of all the rods in one plane (3 models). All models were tested under axial compressive loads. Bending loads were performed in two planes: parallel and perpendicular to the support beam of the EF. Results: at compression loads of up to 50 N, the displacement of the proximal fragments of the tibia does not have statistically significant differences ($p = 0.066$). At loads of 100 N or more, the EFs, which were fixed according to the V-shaped scheme, provided smaller displacements of the proximal fragment of the tibia in the diastasis zone compare to EFs with an in-line layout of the rods. At loads of 50 and 150 N, the in-line arrangement of the EF provides a statistically significantly less (at the level of $p = 0.001$ and 0.019 , respectively) displacement of the proximal tibia fragment in the area of EF application of the load than the EF according to the V-shaped pattern. At loads of 100 and 200 N, there is no statistically significant difference between the displacements of the fragments in the both models. ($p > 0.2$). Under bending loads in the plane perpendicular to the supporting beam of the EF, devices with a V-shaped arrangement provide more stable fixation of the proximal fragment of the tibia than comparative model. Conclusions: the V-shaped arrangement of the EF allows statistically significantly stabilize fixation of fragments of the tibia than the EF with the in-line layout of the rods in almost all the studied loading methods. Key words: achondroplasia, leg extension, external fixation apparatus, loads.

Ахондроплазия — генетически обусловленная болезнь, сопровождающаяся нарушением роста скелета и конечностей в длину. Удлинение проводят одновременно на симметричных сегментах, начиная с голени. При этом отмечено значительное количество осложнений, наиболее тяжелые — появление вторичных деформаций сегмента при дистракции. Цель: в эксперименте на физических моделях определить стабилизирующие возможности аппаратов внешней фиксации (АВФ) различной компоновки. Методы: использованы физические модели пластиковых большеберцовых костей (ББК), которые разрежали в верхней трети диафиза. В экспериментальной группе на 3 модели накладывали АВФ по авторской схеме с V-образным расположением стержней в проксимальном отделе ББК. Группа сравнения — 3 модели, АВФ установлены по «классической» схеме, с расположением всех стержней в одной плоскости. Модели испытывали при осевых нагрузках на сжатие. На изгиб нагружали в двух плоскостях: параллельно и перпендикулярно опорной балке АВФ. Результаты: при нагрузках на сжатие до 50 Н смещения проксимальных фрагментов ББК в группах существенно не отличались ($p = 0,066$). При нагрузках в 100 Н и более АВФ, наложенные по V-образной схеме, обеспечивали меньшие смещения проксимального фрагмента ББК в зоне диастаза, чем АВФ в группе сравнения. При нагрузках на изгиб в 50 и 150 Н в зоне их приложения рядная компоновка АВФ обеспечила значительно меньшее ($p < 0,05$) смещение проксимального фрагмента ББК, чем АВФ по V-образной схеме. При нагрузках в 100 и 200 Н различия между величинами смещения фрагментов в группах не обнаружено ($p > 0,2$). При нагрузках на изгиб в плоскости, перпендикулярной опорной балке, АВФ с V-образной компоновкой обеспечили более стабильную фиксацию проксимального фрагмента ББК, чем АВФ с рядной компоновкой стержней. Выводы: V-образная компоновка АВФ позволяет достичь большую стабильность фиксации фрагментов ББК, чем АВФ с рядной компоновкой стержней. Ключевые слова: ахондроплазия, удлинение голени, аппарат внешней фиксации, нагрузка.

Ключові слова: ахондроплазія, подовження гомілки, апарат зовнішньої фіксації, навантаження

Вступ

Ахондроплазія — генетично зумовлена хвороба, яка супроводжується переважно порушенням росту скелета і кінцівок у довжину. Патологія передається автосомно-домінантним типом і може проявитися в дитини як здорових батьків, так і хворих на ахондроплазію, що досить часто звертаються до ортопедів із бажанням подовжити ріст пацієнта, щоб зменшити косметичні дефекти та покращити функціональні можливості кінцівок.

Г. І. Ілізаров перший у світі запропонував досить ефективну методику подовження кінцівок із використанням розробленого апарату зовнішньої фіксації (АЗФ), яку застосовано у хворих на ахондроплазію.

Сьогодні написано безліч наукових статей щодо подовження кінцівок у хворих на ахондроплазію. Найбільша кількість клінічних спостережень не перевищує 28 осіб, яким загалом виконано 90 оперативних втручань [1]. Із цих робіт видно, що для подовження використовують пристрій Ілізарова [2, 3] або монолатеральні конструкції інших апаратів [4]. Більшість авторів прийшла до висновку, що доцільно подовження проводити одночасно симетричних сегментів, починаючи з гомілок [5].

Оцінюючи отримані результати, ортопеди-травматологи відмічають значну кількість ускладнень, а саме: передчасне зрощення фрагментів малогомілкових кісток, контрактури колінних і над'ятковно-гомілкових суглобів, переломи регенератів тощо. Найтяжчі з них — це вторинні деформації сегмента під час дистракції. Причому частіше це відбувається в зоні «гомілка» [6].

Мета: в експерименті на фізичних моделях визначити стабілізуювальні можливості апаратів зовнішньої фіксації різного компонування.

Матеріал і методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «ІПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН» проведено експериментальне дослідження стабільності остеосинтезу великогомілкової кістки за допомогою АЗФ [7], який накладали за авторською схемою.

Експериментальне дослідження проводили на фізичних моделях пластикових великогомілкових кісток, на яких відтворювали поперечну резекцію в середній третині діафіза [8]. В експериментальній групі на моделі накладали АЗФ за авторською схемою із V-подібним розташуванням стрижнів у проксимальному відділі великогомілкової кістки (рис. 1, а). У групі порівняння застосовано моделі з АЗФ, які накладали за схемою з розташуванням усіх стрижнів в одній площині (рис. 1, б). У кожній групі взято 3 моделі.

Загальну схему монтажу АЗФ на моделях наведено на рис. 2.

Усі моделі випробували під дією осьових навантажень на стискання (рис. 3, а). При цьому вимірювали величину зміщення проксимального відламку в зоні діастазу. Навантаження на згин виконували у двох площинах: сагітальній (рис. 3, б) та фронтальній (рис. 3, в). За умов випробування на згин вимірювали величину зміщення проксимального фрагмента великогомілкової кістки в зоні навантаження та діастазу.

Зовнішній вигляд моделі на випробувальному стенді під час експерименту наведено на рис. 4.

Під час проведення експерименту величину навантаження поступово збільшували з інтервалом 50 Н до досягнення межі реєстрації зміщення проксимального фрагмента великогомілкової кістки (10 мм). Величину зміщення реєстрували на кожному кроці навантаження за допомогою індикатора годинникового типу ($\Delta l = 0,01$ мм). Величину навантаження контролювали за допомогою тензометричного датчика SBA-100L і пристрою реєстрації CAS типу CI-2001A.

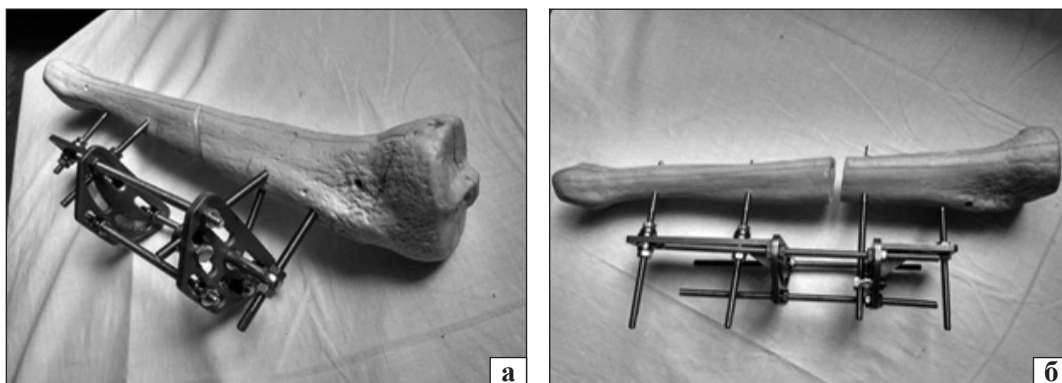


Рис. 1. Моделі остеосинтезу великогомілкової кістки за допомогою АЗФ: V-подібне (а) та рядне (б) компонування стрижнів

Отримані результати оброблені статистично. Розраховано середнє (M) значення вибірки, її стандартне відхилення (SD) та стандартну похибку (SE), мінімальне та максимальне значення. Порівняння за кожним видом дослідження проводили за допомогою Т-тесту для незалежних вибірок із розрахунком величини різниці середніх, критичного значення тесту (t) та його статистичної значущості (p) [9, 10].

Результати та їх обговорення

У результаті проведеного дослідження отримано показники зміщення проксимального фрагмента великогомілкової кістки за умов різних величин і видів навантаження. У табл. 1 наведено значення зміщення проксимального фрагмента великогомілкових кісток у разі навантаження на стискання.

Визначено, що за навантажень на стискання до 50 Н зміщення проксимальних фрагментів великогомілкової кістки значуще не відрізняються (p = 0,066) між групами експерименту. У разі навантаження величиною 100 Н і більше АЗФ, які накладали за V-подібною схемою, забезпечували менші зміщення проксимального фрагмента великогомілкової кістки в зоні діастазу, ніж АЗФ із рядним компонуванням стрижнів.

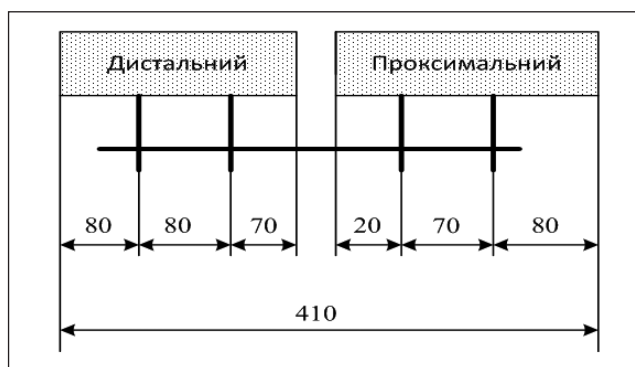


Рис. 2. Загальна схема монтажу АЗФ на моделях (відстань між елементами АЗФ та кістки вказана в мм)

Ця різниця набувала статистичної значущості, яка зростала зі збільшенням величини навантаження, від p = 0,002 до p = 0,001.

Графік залежності величини зміщення проксимального фрагмента великогомілкової кістки від величини стискального навантаження для кожної групи моделей наведено на рис. 5.

Дані про величини зміщення проксимального фрагмента великогомілкової кістки в зоні прикладання навантаження під час випробувань на згин у сагітальній площині наведені в табл. 2.

АЗФ за умов навантажень на згин у площині, паралельній балці апарата, вели себе неоднозначно, а саме за 50 і 150 Н рядне компонування АЗФ забезпечує суттєво менші (p = 0,001 і p = 0,019 відповідно) зміщення проксимального фрагмента великогомілкової кістки в зоні прикладання навантаження, ніж АЗФ із V-подібною схемою.

Таблиця 1
Величини зміщення проксимального фрагмента великогомілкової кістки в разі випробування зразків на стискання

| Навантаження (Н) | Деформація (мм) у групах | | Значущість різниці між моделями M ± SE, t, p |
|------------------|----------------------------|----------------------------|--|
| | експериментальна | порівняння | |
| 50 | 0,49 ± 0,03 0,46 ÷ 0,52 | 0,66 ± 0,12 0,55 ÷ 0,78 | -0,17 ± 0,07 t = -2,516; p = 0,066 |
| 100 | 0,96 ± 0,09 0,85 ÷ 1,03 | 1,47 ± 0,08 1,38 ÷ 1,54 | -0,51 ± 0,07 t = -7,103; p = 0,002 |
| 150 | 1,68 ± 0,06 1,65 ÷ 1,75 | 2,71 ± 0,13 2,62 ÷ 2,85 | -1,02 ± 0,08 t = -12,870; p = 0,001 |
| 200 | 2,69 ± 0,17 2,53 ÷ 2,87 | 3,76 ± 0,09 3,68 ÷ 3,85 | -1,08 ± 0,11 t = -9,739; p = 0,001 |
| 250 | 3,72 ± 0,09 3,64 ÷ 3,82 | 5,14 ± 0,14 4,99 ÷ 5,27 | -1,42 ± 0,10 t = -14,603; p = 0,001 |

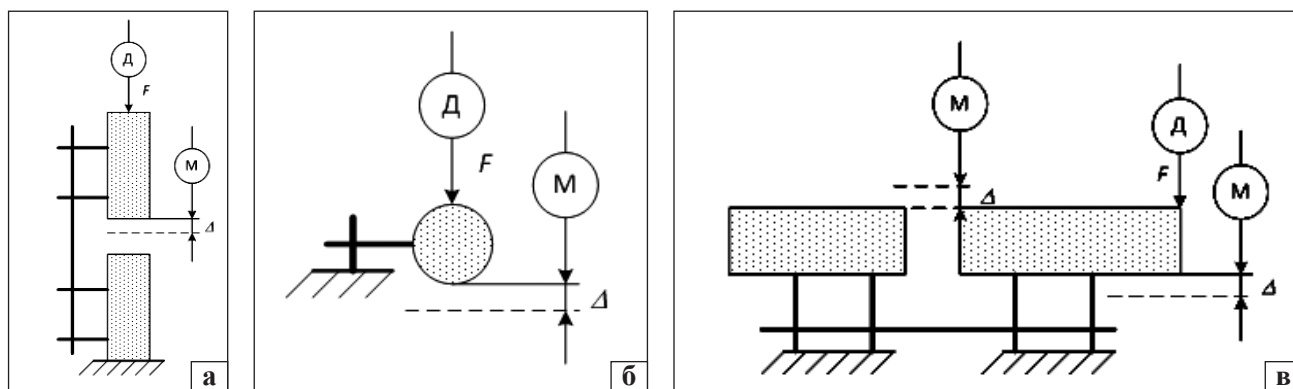


Рис. 3. Схема експерименту: навантаження на стиск (а); згин у сагітальній (б) і фронтальній (в) площинах. F — навантаження; Δ — деформація; Д — динамометр; М — вимірювач переміщень

У випадку навантажень величиною 100 та 200 Н статистично значущої різниці між величинами зміщення фрагментів у всіх групах експерименту не спостерігали ($p = 0,249$ і $p = 0,243$ відповідно).

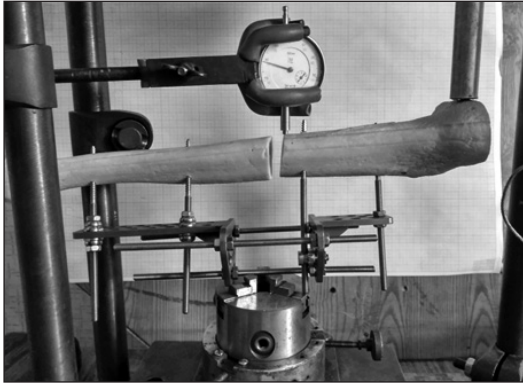


Рис. 4. Моделі на стенді під час експерименту

Таблиця 2

Величина зміщення проксимального фрагмента великогомілкової кістки в зоні виростка за умов випробування зразків на згин у сагітальній площині (паралельно площині опорної балки АЗФ)

| Навантаження (Н) | Деформація (мм) у групах | | Значущість різниці між моделями $M \pm SE, t, p$ |
|------------------|-------------------------------------|-------------------------------------|--|
| | експериментальна | порівняння | |
| 50 | $1,95 \pm 0,09$ $1,85 \div 2,02$ | $0,89 \pm 0,07$ $0,85 \div 0,97$ | $1,05 \pm 0,06$ $t = 16,609;$ $p = 0,001$ |
| 100 | $3,00 \pm 0,14$ $2,85 \div 3,12$ | $3,15 \pm 0,13$ $3,01 \div 3,26$ | $-0,15 \pm 0,11$ $t = -1,348;$ $p = 0,249$ |
| 150 | $4,75 \pm 0,14$ $4,62 \div 4,90$ | $4,22 \pm 0,20$ $4,00 \div 4,38$ | $0,53 \pm 0,14$ $t = 3,818;$ $p = 0,019$ |
| 200 | $8,44 \pm 0,16$ $8,30 \div 8,62$ | $8,61 \pm 0,15$ $8,46 \div 8,75$ | $-0,17 \pm 0,13$ $t = -1,370;$ $p = 0,243$ |

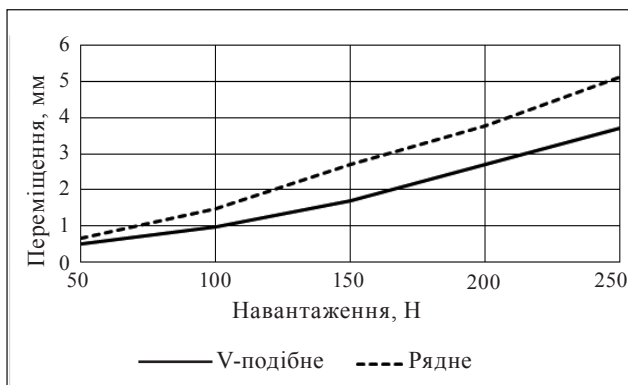


Рис. 5. Графік залежності величини зміщення проксимального фрагмента великогомілкової кістки від величини стискового навантаження

Графік, наведений на рис. 6, дозволяє наочно оцінити зміни деформації проксимального фрагмента великогомілкової кістки в зоні виростка в разі випробувань зразків на згин у сагітальній площині.

Ще цікавіші результати отримано в зоні діастазу (табл. 3).

Під дією навантаження до 100 Н спостерігали зміщення дистального кінця проксимального фрагмента великогомілкової кістки в бік, протилежний напрямку дії сили. АЗФ із V-подібним компонуванням забезпечував стабільніше положення фрагментів у зоні перелому, але статистичної значущості ($p = 0,002$) різниця набувала лише в разі навантажень у 100 Н. Зі збільшенням навантаження дистальний кінець проксимального фрагмента великогомілкової кістки починав рухатись у напрямку дії сили навантаження. І в цьому випадку АЗФ із V-подібним компонуванням

Таблиця 3

Величина зміщення проксимального фрагмента великогомілкової кістки в зоні остеотомії за умов випробування зразків на згин у сагітальній площині

| Навантаження (Н) | Деформація (мм) у групах | | Значущість різниці між моделями $M \pm SE, t, p$ |
|------------------|--|--|---|
| | експериментальна | порівняння | |
| 50 | $-0,14 \pm 0,05$ $-0,20 \div -0,10$ | $-0,24 \pm 0,06$ $-0,30 \div -0,18$ | $0,10 \pm 0,05$ $t = 2,087;$ $p = 0,105$ |
| 100 | $0,00 \pm 0,10$ $-0,10 \div 0,10$ | $-0,55 \pm 0,09$ $-0,65 \div -0,47$ | $0,55 \pm 0,08$ $t = 7,023;$ $p = 0,002$ |
| 150 | $0,05 \pm 0,03$ $0,02 \div 0,07$ | $0,27 \pm 0,09$ $0,18 \div 0,35$ | $-1,19 \pm 0,07$ $t = -17,108;$ $p = 0,001$ |
| 200 | $0,34 \pm 0,10$ $0,25 \div 0,45$ | $1,53 \pm 0,06$ $1,48 \div 1,60$ | $-0,22 \pm 0,05$ $t = -4,343;$ $p = 0,012$ |

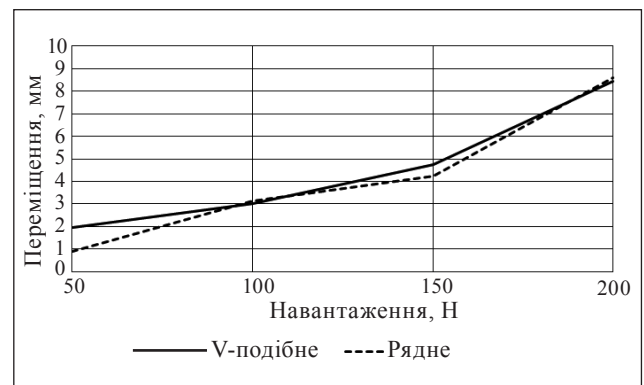


Рис. 6. Графік зміни величини зміщення проксимального фрагмента великогомілкової кістки в зоні виростка за умов випробування зразків на згин у сагітальній площині

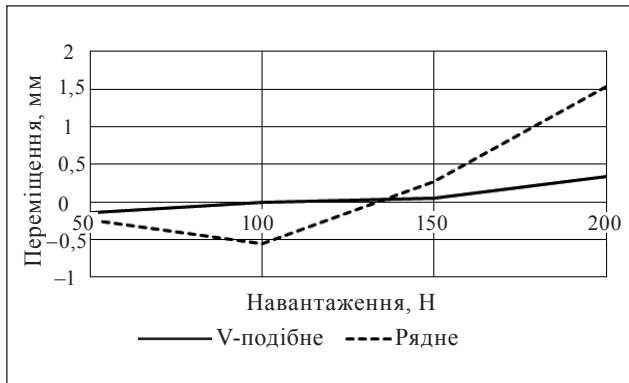


Рис. 7. Графік зміни величини зміщення проксимального фрагмента великогомілкової кістки в зоні остеотомії під дією згинального навантаження в сагітальній площині

забезпечував статистично значущу стабільність фрагмента, ніж АЗФ із рядним компонуванням: на рівні $p = 0,001$ за навантаження в 150 Н і $p = 0,012$ — 200 Н. Слід зазначити, що за абсолютними показниками при цьому навантаженні величини зміщення відламків були дуже незначні й перевищували позначку в 1 мм лише за показників 200 Н для АЗФ із рядним компонуванням стрижнів.

Наочно простежити зміни величини переміщення проксимального фрагмента великогомілкової кістки в зоні остеотомії в разі випробування зразків на згин у сагітальній площині можна за допомогою графіка (рис. 7).

Останнім етапом дослідження проведено випробування моделей на згин у площині, перпендикулярній опорній балці АЗФ. Визначено, що за умов дії згинальних навантажень у площині, перпендикулярній опорній балці, АЗФ із V-подібним кріпленням забезпечують стабільнішу фіксацію проксимального фрагмента великогомілкової кістки порівняно з конструкціями з рядним компонуванням стрижнів. Статистична значущість різниці показників зміщення фрагментів у зоні дії навантаження знижується зі збільшенням його величини та стає несуттєвою ($p = 0,274$) за показника 250 Н (табл. 4, рис. 8).

У процесі випробування моделей на згин у площині, перпендикулярній опорній балці АЗФ, переміщення проксимального відламка великогомілкової кістки в зоні остеотомії за обох варіантів монтажу АЗФ не зареєстровані.

За результатами проведеного дослідження можна стверджувати, що V-подібне компонування АЗФ дає змогу забезпечити стабільнішу фіксацію фрагментів великогомілкової кістки практично за умов усіх способів навантаження. На декілька суперечливі результати випробувань на

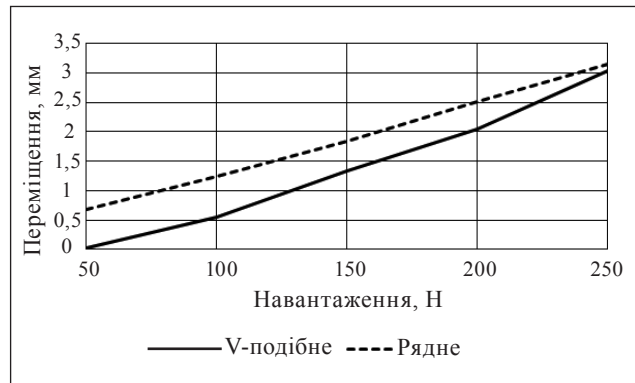


Рис. 8. Графік залежності величини зміщення проксимального фрагмента великогомілкової кістки в зоні виростка від величини навантаження на згин у фронтальній площині

Таблиця 4

Величина зміщення проксимального фрагмента великогомілкової кістки в зоні виростка за умов випробування зразків на згин у фронтальній площині

| Навантаження (Н) | Деформація (мм) у групах | | Значущість різниці між моделями $M \pm SE, t, p$ |
|------------------|----------------------------|----------------------------|--|
| | експериментальна | порівняння | |
| 50 | 0,03 ± 0,02 0,01 ÷ 0,05 | 0,68 ± 0,15 0,55 ÷ 0,85 | 0,65 ± 0,09 $t = 7,345;$ $p = 0,002$ |
| 100 | 0,55 ± 0,06 0,48 ÷ 0,60 | 1,24 ± 0,12 1,12 ÷ 1,35 | 0,69 ± 0,08 $t = 9,201;$ $p = 0,001$ |
| 150 | 1,33 ± 0,09 1,25 ÷ 1,43 | 1,84 ± 0,14 1,70 ÷ 1,98 | 0,51 ± 0,10 $t = 5,292;$ $p = 0,006$ |
| 200 | 2,04 ± 0,06 1,98 ÷ 2,10 | 2,52 ± 0,23 2,30 ÷ 2,75 | 0,48 ± 0,13 $t = 3,539;$ $p = 0,024$ |
| 250 | 3,03 ± 0,04 3,00 ÷ 3,07 | 3,15 ± 0,16 3,00 ÷ 3,32 | 0,12 ± 0,09 $t = 1,266;$ $p = 0,274$ |

згин у площині, паралельній опорній балці АЗФ, на нашу думку, більший вплив могла здійснити здатність до деформування саме матеріалу, з якого виготовлено моделі великогомілкових кісток, ніж фіксувальні можливості АЗФ.

Висновки

V-подібне компонування АЗФ дозволяє забезпечити статистично значуще стабільнішу фіксацію фрагментів великогомілкової кістки, ніж АЗФ з рядним розташуванням стрижнів, практично за умов усіх способів навантаження.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Limb Lengthening in Patients with Achondroplasia / R. W. Park, R. A. Garcia, C. A. Rejuso [et al.] // Yonsei Medical Journal. —

2015. — Vol. 56 (6). — P. 1656–1662. — DOI: 10.3349/ymj.2015.56.6.1656.
2. Koczewski P. Lower limb inequality treatment with subtrochanteric femoral shortening osteotomy fixed with intramedullary nail / P. Koczewski, M. Shadi // Polish Orthopaedics and Traumatology. — 2012. — Vol. 77. — P. 65–71.
 3. Bilateral lengthening of short lower limbs. 26 cases treated with the Ilizarov method / J. Prevot, J. M. Guichet, E. Leneveu, M. Kuhnast // Chirurgie. — 1994. — Vol. 120 (6–7). — P. 360–367.
 4. Lie C. W. Limb lengthening in short-stature patients using monolateral and circular external fixators / C. W. Lie, W. Chow // Hong Kong Medical Journal. — 2009. — Vol. 15 (4). — P. 280–284.
 5. Bilateral double level tibial lengthening in dwarfism / R. D. Burghardt, K. Yoshino, N. Kashiwagi [et al.] // Journal of Orthopaedics. — 2015. — Vol. 12 (4). — P. 242–247. — DOI: 10.1016/j.jor.2015.05.006.
 6. Short stature treatment by lower limb lengthening--multicenter study from five centers / P. Koczewski, M. Shadi, M. Napiontek [et al.] // Chirurgia Narzadow Ruchu I Ortopedia Polska. — 2002. — Vol. 67 (2). — P. 197–206.
 7. Пат. 137575 UA, МПК (2009) А61В 17/56. Стержень для апаратів зовнішньої фіксації / Хмизов С. О., Гриценко А. В., Ковальов А. М. ; заявник та патентовласник ДУ «ІПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН». — № u201904213 ; заявл. 19.04.2019 ; опубл. 25.10.2019, Бюл. № 20.
 8. Експериментальне дослідження міцності первинної стабілізації кісткових фрагментів при використанні інтрамедулярних фіксаторів різного типу / С. О. Хмизов, А. В. Пашенко, О. А. Тяжелов [та ін.] // Травма. — 2016. — Т. 17, № 5. — С. 40–44. — DOI: 10.22141/1608-1706.5.17.2016.83874.
 9. Наследов А. SPSS 19 : профессиональный статистический анализ данных / А. Наследов. — СПб : Питер, 2011. — 400 с.
 10. ДСТУ ISO 2602:2006(ISO 2602:1980, IDT) Подання результатів випробування статистичне. Оцінювання середнього значення. Довірчий інтервал.

Стаття надійшла до редакції 15.07.2020

EXPERIMENTAL SUBSTANTIATION OF THE LAYOUT OF EXTERNAL FIXATION APPARATUS FOR LENGTHENING THE TIBIA IN CHILDREN

S. O. Khmyzov, A. V. Gritsenko, M. Yu. Karpinsky, O. D. Karpinska, I. A. Subbota

Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

✉ Sergij Khmyzov, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: s.khmyzov@gmail.com

✉ Anton Gritsenko: kantogav@gmail.com

✉ Mykhaylo Karpinsky: korab.karpinsky9@gmail.com

✉ Olena Karpinska: helen.karpinska@gmail.com

✉ Igor Subbota: gs1971@ukr.net