

ДОСЛІДЖЕННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ ЕЛЕМЕНТІВ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА У ДІТЕЙ ХВОРИХ НА ДИТЯЧИЙ ЦЕРЕБРАЛЬНИЙ ПАРАЛІЧ (МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ)

Вступ

Дитячий церебральний параліч (ДЦП) – група стійких непрогресуючих рухових синдромів (парези, паралічі, гіперкінези, атаксія), поєднаних з психічними та мовними порушеннями, рідше – епілептичними нападами, ліквородинамічними розладами, порушеннями функції зору та слуху або без таких, які є наслідком органічного ураження центральної нервової системи в пренатальному, інтранатальному та ранньому неонатальному періоді [1-3].

Для дітей, хворих на ДЦП характерно поступове розвинення згинально-привідних та внутрішньо-ротаторних установок і контрактур у кульшових суглобах, згинальних контрактур у колінних суглобах, еквінусних установок стоп, а у подальшому – спастичної клишоногості, плоско-вальгусної деформації стоп, спастичного підвивиху та вивиху стегон. Подолання або зменшення усіх вищенаведених різноманітних порушень функції апарату руху і опори – складає суть ортопедичної реабілітації хворих на ДЦП [4-6, 8].

У закордонній та вітчизняній літературі ортопеди приділяють особливу увагу патологічним змінам кульшового суглоба (КС) у випадках ДЦП, через те, що КС є важливою біомеханічною ланкою в опорно-руховій системі [1, 7, 9]. Клініко-рентгенологічними дослідженнями у дітей з ДЦП, виявлено, що ознаки дисплазії КС розвиваються у 3-4 рази частіше, ніж у неврологічно здорових дітей; остаточне формування всіх елементів КС знаходиться у прямій залежності від становлення функції ходьби та загального стато-локомоторного стереотипу дитини; дисбаланс діяльності м'язів призводить до децентрації та прогресуючого порушення стабільності КС; патологічні зміни у КС супроводжуються болем та часто унеможливають ходу навіть здібних до пересування хворих. У той же час багатьма дослідженнями доведено, що вищеописані зміни в опорно-руховому апараті, і у КС зокрема, розвиваються поступово, «розтягнуті у часі» на 1-3, а іноді і на 5-7 років. Очевидно, що такі поступові зміни у КС обумовлені

порушенням функції м'язів та пов'язані з цим зміни навантажень-перевантажень в певних ділянках суглобу, які у свою чергу обумовлюють недорозвинення або неправильне розвинення проксимального відділу стегнової кістки (ПВСК) та кульшової западини (КЗп) з виникненням децентрації, спастичного підвивиху та вивиху стегна. Загальновідомо, що у хворих на ДЦП відзначається виражена вальгусна деформація ПВСК та формування поступового недорозвинення КЗп [7, 9].

Наші клінічні та лабораторні дослідження, з одного боку, підтвердили факт розвинення патології кульшового суглоба у дітей, хворих на ДЦП у період росту та наростання загальних патологічних змін, що пов'язані з порушенням тонуусу і дисбалансу дії м'язів КС. З іншого боку, виявлені рентгенологічні показники за допомогою яких можна оцінити стан суглоба і спрогнозувати подальший розвиток КС [8-10].

В той же час КС є складною біомеханічною системою. У різні роки для виявлення біомеханічних характеристик КС в нормі і при різній патології проведена велика кількість теоретичних робіт [11-14]. Встановлено, що в нормі навантаження на головку стегнової кістки (ГСК) змінюється як за величиною, так і за напрямом у дуже широких межах і залежить від багатьох чинників (вага тіла, сила м'язів, особливості навантаження і ін.). Часто зміна кута і сили м'язової дії на кістково-хрящові компоненти КС призводить до виникнення патологічних напруг, що у подальшому відображається на архітектоніці кісткової тканини відповідно закону Wolff J. [15]. Отже, зміна навантаження на компоненти КС при його захворюваннях і пошкодженнях повинна обов'язково враховуватися при проведенні лікувальних заходів.

За останні роки широке поширення набуло математичне моделювання біомеханічних систем, у тому числі – метод кінцевих елементів (МКЕ). Застосування методів механіки твердого тіла, що деформується, для оцінки поведінки кульшового суглоба (КС) дозволило розширити розуміння процесів, що відбуваються у ньому. Проте в основ-

ному дослідження стосувалися різних варіантів ендопротезування та у меншій мірі реконструкції КС [16-17]. На сьогоднішній день оцінка впливу різних схем м'язових зусиль при анатомічних відхиленнях у стегновій кістці вивчена недостатньо. А робіт які були б присвячені особливостям навантаження КС та динаміці напружено-деформованого стану (НДС) елементів суглоба у разі ДЦП з аналізом відповідних відхилень у анатомічній будові ПБСК та КЗп і функції м'язів, які притаманні цьому захворюванню ми не виявили взагалі.

Мета роботи: порівняльний аналіз напружено-деформованого стану у КС при різних анатомічних відхиленнях стегнової кістки та різних варіантах навантаження КС, які відмічаються у дітей, хворих на ДЦП.

Матеріал і методи

Для вивчення НДС в елементах КС нами було проведено математичне моделювання з використанням методу кінцевих елементів (МКЕ). Побудову математичної моделі розділили на декілька етапів:

А. Побудова геометричної моделі. У даному дослідженні КЕ модель будувалася на основі геометричних даних поперечних перетинів стегнової і тазової кістки отриманих за даними комп'ютерної томографії. За основу була узята модель, описана в роботі Королькова О. І. та Мітелевої З.М. [8]. Було побудовано три варіанти розрахункової моделі.

У першому варіанті (рис. 1) враховані наступні анатомічні особливості: шийково-діафізарний кут (ШДК) прийнятий рівним 165° , кут антеторсії (КА) дорівнював 40° і кут нахилу таза (КНТ) допереду складав 45° . У другому варіанті (рис. 2) ШДК дорівнював 115° , КА = 12° , а КНТ = 0° . Третій варіант відрізняється від другого тільки величиною ШДК рівного 120° .

Б. Завдання механічних характеристик використовуваних матеріалів. Для проведення розрахунків необхідно задати механічні характеристики біологічних тканин, які залежать від багатьох параметрів (вік, стать, захворювання). Аналіз літератури показав, що ці характеристики змінюються в широких межах. Ми ґрунтувалися на результатах, отриманих в роботі під редакцією Образцова І.Ф. [11]. У таблиці 1 приведені характеристики кісткової тканини та хряща, які використовувались в даному дослідженні.

В. Завдання умов навантаження моделі. Однією з важливих умов побудови математичної моделі є якнайповніший облік умов навантаження. У даному дослідженні моделювалося двохопорне стояння. Величини м'язових зусиль залежно від

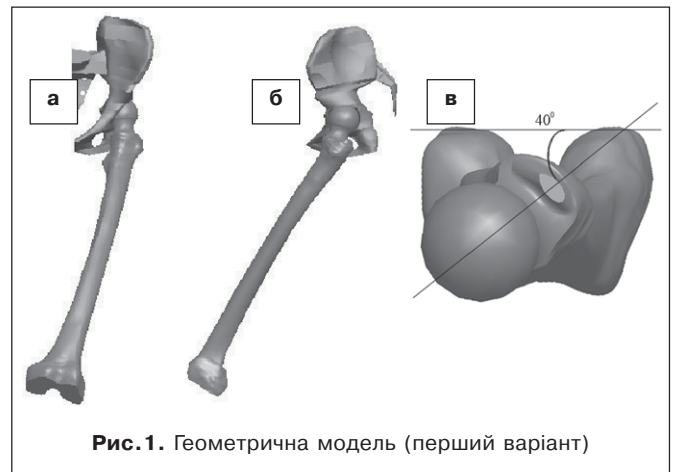
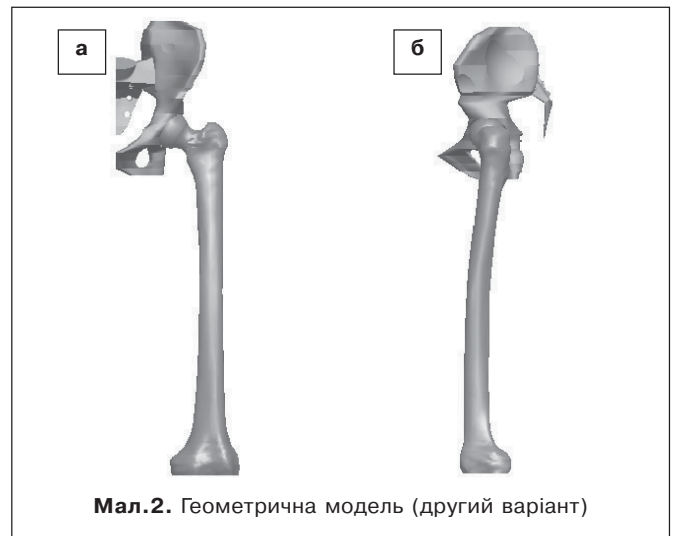


Рис. 1. Геометрична модель (перший варіант)



Мал. 2. Геометрична модель (другий варіант)

Таблиця 1
Властивості кісткової тканини та хряща, які використовувались у даному дослідженні

Матеріал	Модуль Юнга E (МПа)	Коефіцієнт Пуассона
Кортикальна кістка	17 000	0.3
Губчаста кістка	680	0.3
Хрящ	10	0.49

ваги тіла приведені в роботах V.K.Goel, N.L.Svensson [12] для таза і Х.А.Янсона [13] для стегна. Для обчислення величин навантажень була узята маса тіла, рівна 35 кг. У першому варіанті розрахунку додатково збільшені в 4 рази зусилля привідної групи м'язів, в 2 рази зусилля прямого м'яза стегна і зменшено на 50% зусилля відвідної групи м'язів, що умовно відповідає особливостям функціонування м'язів у хворих на ДЦП. Для другого і третього варіанту розрахунків зусилля м'язів відповідають нормі.

Остаточна отримана КЕ модель таза складається з 41013 КЕ і має 64576 вузла. Побудова моделі і розрахунки проводилися з використанням програми SolidWorks. Як основна характеристика оцінки НДС вибрана напруга Мізеса (інтенсивність напруги), яка є найбільш інформативною. Напруга приведена в МПа.

Результати та їх обговорення

Визначення напруги у кульшовому суглобі для першого варіанту моделі. Характер розподілу і величини напруги для розрахункової моделі представлені на рис. 3. Для наочності розподілу напруги в моделі, на малюнках рівень напруженого стану обмежений 15 МПа (рис.3) у проксимальному відділі стегнової кістки (ПВСК) і 11 МПа (рис.4) у кульшовій западині (КЗп). Напруга, що перевищує цю межу, відображається червоним кольором. Аналіз результатів показав, що найбільш напруженою ділянкою моделі є шийка стегнової кістки (ШСК). Максимальне значення напруги Мізеса в нижньо-внутрішній частині ШСК досягає значення 31 МПа, а у верхній частині – 15,5 МПа. Ще дві зони концентрації напруги спостерігаються на верхній і нижній гілках лобкової кістки, де величина напруги Мізеса для верхньої гілки дорівнює 14,8 МПа, а для нижньої – 16,2 МПа.

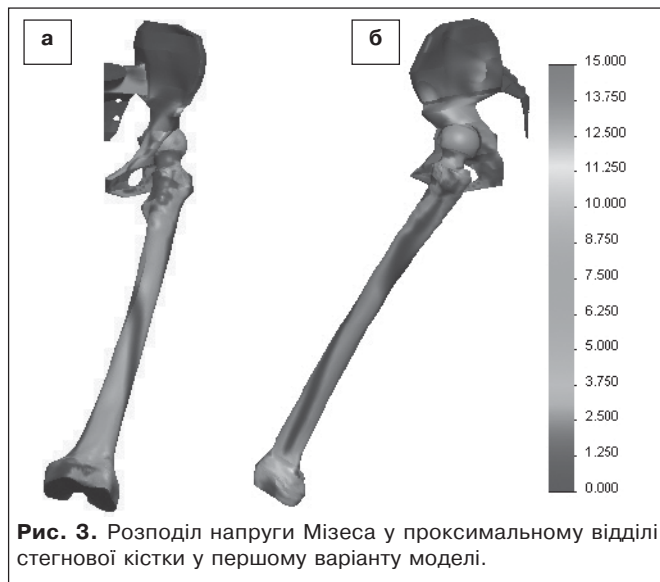


Рис. 3. Розподіл напруги Мізеса у проксимальному відділі стегнової кістки у першому варіанту моделі.

Розподіл напруги у кульшовій западині (КЗп) показаний на рис.4. У КЗп найбільш напруженим є її задньо-верхній край, де рівень напруженого стану досягає величини 10,2 МПа. На передньому

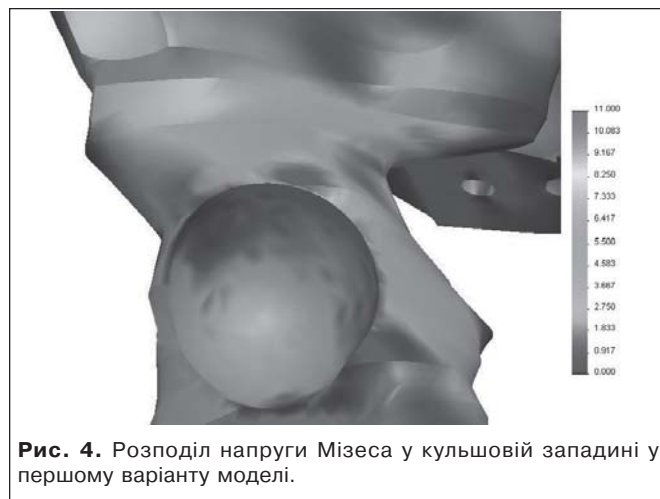


Рис. 4. Розподіл напруги Мізеса у кульшовій западині у першому варіанту моделі.

краї КЗп напруга Мізеса дорівнює 6,5 МПа. В центрі КЗп рівень напруженого стану складає 5,6 МПа.

Аналіз проведених розрахунків дозволяє зробити наступні висновки:

1. при двоопорному стоянні у розрахунковій моделі у разі згинально-привідної установки стегна та у випадку патологічної дії спастично змінених м'язів, рівень напруженого стану перевищує значення моделі для нормі (при одноопорному стоянні) [1] приблизно в 3 рази;
2. найбільш напружений стан у ПВСК відзначено по внутрішній поверхні шийки стегнової кістки, що можливо в якійсь мірі пояснює поступове розвинення вальгусної деформації стегна;
3. у КЗп у разі згинально-привідної установки стегна та у випадку патологічної дії спастично змінених м'язів перенавантажена верхньо-задня і центральна частина западини, що пояснює виявлений деякими дослідниками факт недорозвинення верхнього та у більшій мірі верхньо-заднього краю КЗп у порівнянні з недорозвиненням переднього краю у випадках диспластичного вивиху та підвивиху стегна;
4. найбільший внесок у підвищення напруженого стану в гілках лобкової кістки і центральній частині КЗп вносить група привідних м'язів (adductor longus, adductor brevis);
5. підвищений напружений стан в шийці стегнової кістки і задньо-верхній частині КЗп відбувається внаслідок підвищеного зусилля прямого м'яза стегна і компенсуючого його дію зусилля великого привідного м'яза (adductor magnus).

Визначення напруги в кульшовому суглобі для другого варіанту моделі. Характер розподілу і величини напруги для другого варіанту розрахункової моделі представлені на рис. 5. Для наочності

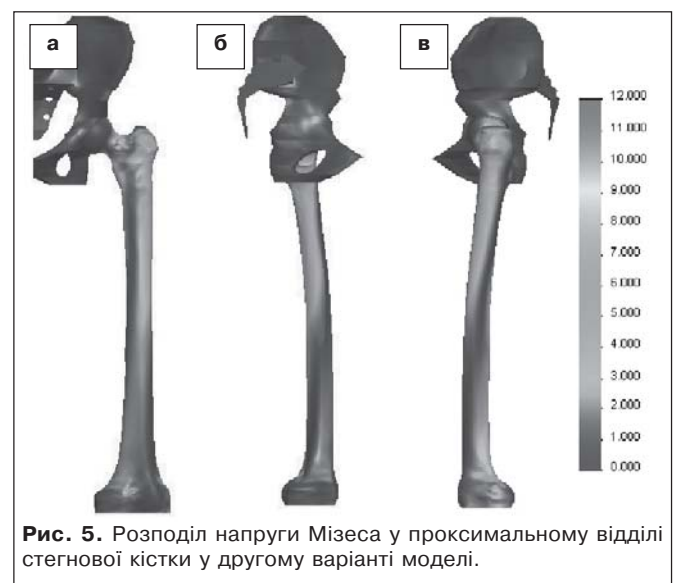


Рис. 5. Розподіл напруги Мізеса у проксимальному відділі стегнової кістки у другому варіанту моделі.

розподілу напруги в моделі, на малюнках рівень напруженого стану обмежений 12 МПа у ПВСК (Рис.5) та 4 МПа у КЗп (Рис.6). Напруга, що перевищує цю межу, відображається червоним кольором. Аналіз результатів показав, що як характер розподілу НДС, так і величини напруги змінилися. Найбільш напруженою областю, як і в попередньому розрахунку, є ШСК. Максимальне значення напруги Мізеса в ній дорівнює 11,5 МПа (31 МПа в першому варіанті). Також істотно знизився рівень напруженого стану і у гілках лобкової кістки. Для верхньої гілки він складає 1,8 МПа (14,8 МПа у першому варіанті), а для нижньої 0,6 МПа (16,2 МПа у першому варіанті). У діяфізі стегнової кістки величина напруги Мізеса дорівнює 4,5 МПа (7 МПа в попередньому розрахунку).



Рис. 6. Розподіл напруги Мізеса у кульшовій западині у другому варіанті моделі.

Розподіл напруги у КЗп показаний на рис.6. У КЗп найбільш напруженим є її верхній край, де рівень напруженого стану досягає величини 3,1 МПа (10,2 МПа для першого варіанту). На передньому краю напружений стан знизився до 2,2 МПа (6,5 МПа для першого варіанту). В центрі КЗп рівень напруженого стану істотно знизився і складає 0,9 МПа (5,6 МПа для першого варіанту).

Аналіз проведених розрахунків для даного варіанту моделі дозволяє зробити такі висновки:

1. у випадку нормальних анатомічних параметрів стегна та нормальних м'язових зусиллях, рівень напруженого стану в розрахунковій моделі значно знизився (у КЗп у 2-3 рази, в гілках лобкової кістки приблизно у 8 разів);
2. найбільш напруженою є середина шийки стегнової кістки;
3. у КЗп найбільш напруженим є верхній край її склепіння.

Визначення напруги у кульшовому суглобі для третього варіанту моделі.

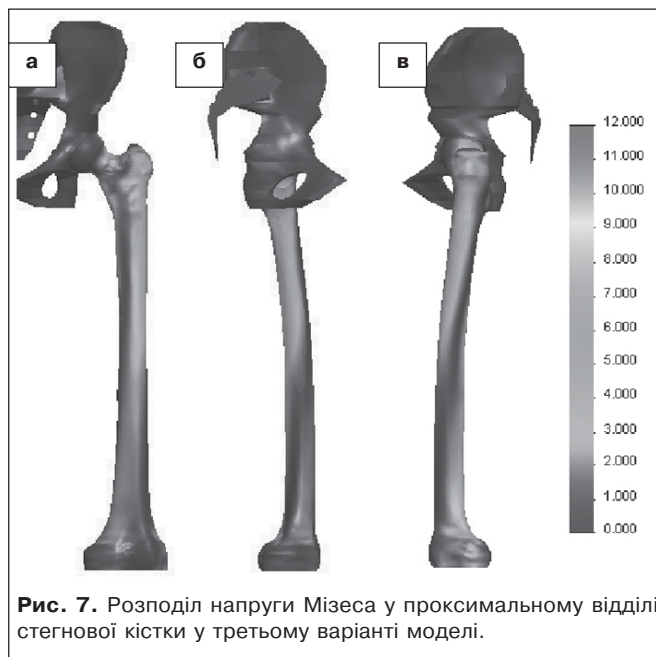


Рис. 7. Розподіл напруги Мізеса у проксимальному відділі стегнової кістки у третьому варіанті моделі.

Аналіз результатів показав (рис.7), що характер розподілу НДС у третьому варіанті розрахункової моделі не змінився, а рівень напруженого стану трохи знизився. Як і для другого варіанту, найбільш напруженою областю є ШСК. Максимальне значення напруги Мізеса в ній дорівнює 10,3 МПа (11,5 МПа у другому варіанті). У гілках лобкової кістки та у діяфізі стегнової кістки рівень напруженого стану практично не змінився.

Розподіл напруги у КЗп показаний на рис.8. Величини напруги у КЗп практично не змінилися. На її верхньому краї значення напруги Мізеса дорівнює 2,8 МПа (3,1 МПа для другого варіанту). На передньому краї напружений стан, як і для попереднього варіанту, складає – 2,2 МПа. В центрі КЗп рівень напруженого стану не змінився

Аналіз проведених розрахунків для третього варіанту моделі дозволяє зробити такі висновки:

1. збільшення ШДК до 120° не змінило характер розподілу НДС у розрахунковій моделі;

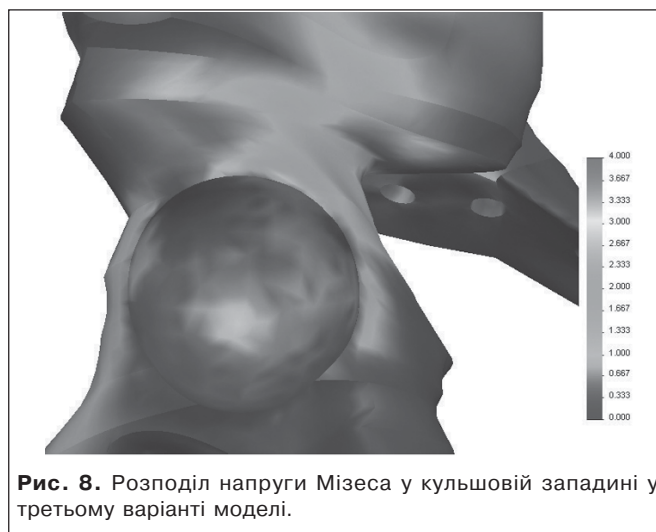


Рис. 8. Розподіл напруги Мізеса у кульшовій западині у третьому варіанті моделі.

- напряга в середині діафізу та шийці стегнової кістки трохи знизилася;
- у КЗп напружений стан практично не змінився.

Нижче на діаграмі (рис.9) показано порівняння величин напруги Мізеса в стегновій і тазовій кістках для різних варіантів розрахункових моделей. Порівняльний аналіз показав, що наявність анатомічних змін у стегновій кістці і спастичній дії привідних м'язів та ослабленій дії відвідних м'язів призводить до значного зростання напруженого стану як в стегновій, так і в тазовій кістках. У стегновій кістці найбільш напруженою є внутрішній відділ ШСК, а в тазовій – верхньо-задній відділ КЗп та гілки лобкової кістки. Також спостерігається зона концентрації напруги в центрі КЗп. Найбільший внесок до підвищеного напружено-деформованого стану вносять: підвищений шийково-діафізарний кут та кут антеторсії, а також підвищений тонус групи привідних м'язів і прямого м'яза стегна.

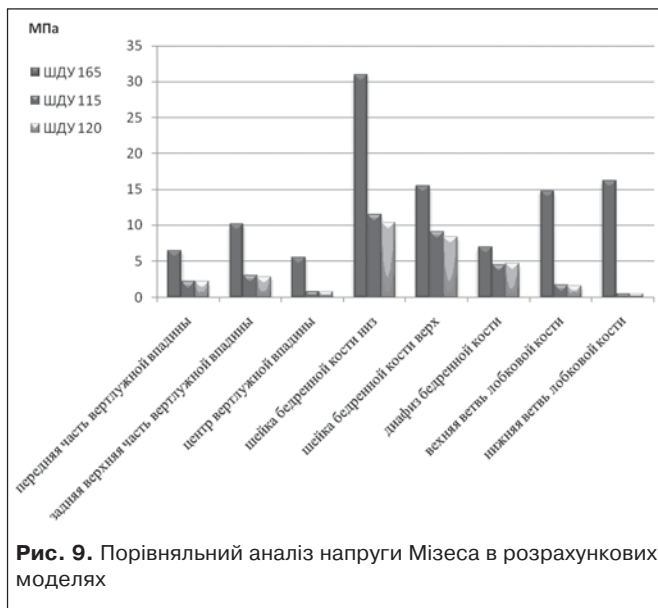


Рис. 9. Порівняльний аналіз напруги Мізеса в розрахункових моделях

Висновки

- У дітей, хворих на ДЦП за наявності згинально-привідних та внутрішньо-ротаторних установок і контрактур у кульшових суглобах створюються передумови для патологічного розвитку суглобів (розвинення децентрації, підвивиху та вивиху стегна). М'язовий дисбаланс, у випадку тривалого його існування, призводить до порушення біомеханіки та до виникнення і прогресування патології навіть у первинно здоровому КС.
- Аналіз напруженого стану в кульшовому суглобі за допомогою математичної кінцево-сегментної моделі показав значний перерозподіл напруг як в головці стегнової кістки, так

і в кульшовій западині в залежності від ступеня анатомічних змін у проксимальному відділі стегнової кістки та від збільшеного тону привідних м'язів і прямого м'яза стегна. Підвищення напруг у задньо-верхньому відділі «даху» кульшової западини може призводити до порушення остеогенезу в цій ділянці даху, що призведе до затримки її розвитку, а це у свою чергу веде до формування децентрації та підвивиху стегна.

- Отримані дані про перевантаження заднього та задньо-верхнього краю КЗп при ДЦП, і відповідно його недорозвинення, потрібно враховувати у випадку планування і виконання хірургічних втручань на тазовому компоненті суглоба.
- Зменшення тону м'язів, що оточують КС за рахунок їх міотенотомії (у першу чергу привідних та чотириголового м'яза), призводить до нормалізації НДС, що у свою чергу має слугувати профілактичним заходом щодо розвитку децентрації та підвивиху стегна, а отже і покращенню функції опори та руху у дітей, хворих на ДЦП.

Література

- Bleck E.E. Orthopedic management cerebral palsy // Oxford, Philadelrhia. Mac Keith Press, 1987, 499 p.
- Перхунова И.С., Лузинович В.М., Сологубов Е.Г. и др. Регуляция позы и ходьбы при детском церебральном параличе и некоторые способы коррекции // Москва, 1996 г. – 244 с.
- Меженина Е.П. Церебральные спастические параличи и их лечение // Здоровье, Киев, 1966 г., 224 с.
- Диагностика и специализированная помощь детям с психоневрологическими и ортопедическими заболеваниями // Тезисы докл. юбилейной конф., посвящ. 70-летию санатория под ред. А.М.Ненько. Евпатория—Ленинград, 1990 г., 185 с.
- Пчеляков А.В., Кучма Є.П., Левитський М.В. Розвиток дисплазії кульшового суглоба у дітей із спастичним синдромом при ДЦП. Матеріали всеукраїнської науково-практичної конференції. Київ-Євпаторія. — 1998. — С.78-80.
- Bozinovski Z, Zafiroski G. Soft tissue surgical procedures in the prevention of hip dislocation in patients with cerebral palsy. Georgian Med News.-2008. — Vol. (157). — P. 7-10.
- Schaefer MK, MCarthy JJ, Josephic K. Effects of early weight bearing on the functional recovery of ambulatory children with cerebral palsy after bi-

- lateral proximal femoral osteotomy. J. Pediatr. Orthop. — 2007. — Vol. 27(6). — P. 668-670.
8. Корольков А.И., Мителева З.М., Люткевич Н.И. Биомеханические аспекты дисплазии тазобедренного сустава у детей с ДЦП (моделирование методом конечных элементов) // Вестник физиотерапии и курортологии. Матер. междунаучно-практ. конф. «Актуальные вопросы педиатрии, детской неврологии и ортопедии. Проблемные вопросы лечения взрослых пациентов с заболеваниями нервной, костно-мышечной и сердечно-сосудистой системы в условиях санатория». — №6. — 2010. — Том 16. — С.167.
 9. Шевченко С.Д., Корольков О.И., Мителева З.М., Ярьсько О.В., Люткевич М.І. Механогенез підвивиху та вивиху стегна у хворих на дитячий церебральний параліч // Матер. науково-практ. конф. з міжнар. участю «Актуальні проблеми діагностики, лікування та реабілітації дітей з травмами та захворюваннями опорно-рухового апарату». — м.Київ. - 14-15 квітня. — С.88-90.
 10. Корольков А.И., Мителева З.М. Биомеханические аспекты дисплазии свода вертлужной впадины у детей (математическое моделирование) // Ортопедия, травматология и протезирование. -2006. — №1. - С.48-52.
 11. Проблемы прочности в биомеханике: Учеб. пособие для технич. и биол. спец. вузов/ Под ред. И.Ф.Образцова. — М.: Высш. шк., 1988. — 311 с.
 12. Goel V.K., Valliappan S., Svensson N.L. Stresses in the pelvis // J. Comput. Biol. Med.- 1978. — Vol.8. — P.91-104.
 13. Янсон Х.А. Биомеханика нижней конечности человека. Рига: Зинатне, 1975. 324 с.
 14. Зенкевич О.К. Метод конечных элементов в технике — М: Мир, 1978. 519с.
 15. Wolff J. The Law of Bone Remodeling.-Springer Verlag.-1986.-P.124.
 16. Мителева З.М., Петренко Д.Е., Конарева Н.Н., Жигун А.И. Упрощенная конечно-элементная модель проксимальной части бедренной кости // Ортопедия, травматология и протезирование.—2003. —№ 2.-С.56-60.
 17. Tsumura H., Miura H., Iwamoto Y. Three-dimensional model pressure distribution of the human hip joint-comparison between normal hips and dysplastic hips // Fukuoka Igaku Zasshi.- 1998.-Vol.89, № 4.-P.109-118.

Реферат

Люткевич М.И., Корольков О.И., Ярьсько О.В.

Исследование напряженно-деформированного состояния элементов тазобедренного сустава у детей, больных детским церебральным параличом (математическое моделирование)

Проведен сравнительный анализ напряженно-деформированного состояния тазобедренного сустава (КС) при разных анатомических отклонениях бедренной кости и в случае различных вариантов нагружения сустава, которые отмечаются у детей, больных ДЦП. Анализ напряженного состояния тазобедренного сустава с помощью математической конечно-элементной модели показал значительное перераспределение напряжений, как в головке бедренной кости, так и в вертлужной впадине в зависимости от степени анатомических изменений в проксимальном отделе бедренной кости и от измененного (повышенного) тонуса приводящих мышц и прямой мышцы бедра. Увеличение напряжений в задне-верхнем отделе «крыши» вертлужной впадины может приводить к нарушению остеогенеза в этой части впадины и к задержке её развития, а это в свою очередь приводит к формированию децентрации и подвывиха бедра.

Полученные авторами данные о перегрузке заднего и задне-верхнего края ВВп при ДЦП, и соответственно его недоразвитии, необходимо учитывать в случае планирования и выполнения хирургических вмешательств на тазовом компоненте сустава.

Ключевые слова: детский церебральный паралич, вывих и подвывих бедра, окончательно элементная модель, напряженно-деформированное состояние тазобедренного сустава.

Summary

Lyutkevich M. I., Korolkov O. I., Yaresko O. V.

Research of the tensely-deformed state of elements of the hip joint for children with child's cerebral paralysis (mathematical design)

The comparative analysis of the strained deformed state of the hip under various anatomic deviations of the hip and in case of different variants of loading the joint observed in children with Cerebral palsy has been completed.

The analysis of the strained state of the hip with the help of mathematic ultimate-elements model has shown the significant strain redistribution, both in the head of the thigh and in acetabulum depending upon the degree of anatomic deviations in the proximate hip section and upon the changed (heightened) tone of the setting in motion muscles and the strait hip muscle. The strain increase in the upper back section of the acetabulum "roof" may lead to the osteogenesis breach in this part of the acetabulum and to the detain in its development, and consequently it leads to the formation of decentering and hip dislocation.

The data got by the authors concerning the overloading of the back and upper back edge of the acetabulum under cerebral palsy and its underdevelopment accordingly must be taken into account in case of planning and performing operations on the hip joint.