скоротити період медичної і соціальної реабілітації на 8–10 тижнів порівняно з накістковими пластинами й апаратами зовнішньої фіксації та покращити його результати порівняно із традиційними методами лікування (накістковий остеосинтез, АЗФ).

Висновки

1. Застосування БІОС у 47 хворих з діафізарними переломами стегнової кістки призвело до анатомофункціонального відновлення кінцівки в оптимальні строки у 91,49% хворих.

2. Використання БІОС дозволило підвищити ефективність лікування, а саме: збільшити на 10% кількість добрих результатів порівняно з традиційними методами лікування (накістковий остеосинтез, АЗФ).

3. Застосування сучасних малоінвазивних технологій дозволяє зменшити термін перебування хворого у стаціонарі в середньому на 3,5 доби.

Література

1. *Вдовіченко К.В.* Хірургічне лікування діафізарних переломів кісток нижньої кінцівки (вибір тактики лікування, оцінка

ефективності) : дис. ... кандидата мед. наук: 14.01.21 / *Вдовіченко Костянтин Віталійович.* — К., 2010. — 152 с.

- 2. *Глянц С.* Медико-биологическая статистика / *С. Глянц* [пер. с англ.]. М.: Практика, 1998. 459 с.
- Калашніков А.В. Ефективність лікування хворих із діафізарними переломами кісток нижньої кінцівки за допомогою сучасних технологій остеосинтезу / А.В. Калашніков, К.В. Вдовіченко, Т.П. Чалайдюк // Укр. морфологічний альманах. – 2010. – Т. 8, № 1. – С. 39–42.
- Калашніков А.В. Розлади репаративного остеогенезу у хворих із переломами довгих кісток (діагностика, прогнозування, лікування, профілактика) : дис. ... доктора мед. наук: 14.01.21 / Калашніков Андрій Валерійович. — К., 2003. — 284 с.
- 5. *Минцер О.П.* Методы обработки информации / *Минцер О.П., Угаров Б.Н., Власов В.В.* – К.: Вища шк., 1991. – 271 с.
- Manual of internal fixation techniques recommended by the AO-ASIF Group / Muller M. E., Algower M. A., Schneider R., Willenegger H. – [3rd ed., expanded and completely revised]. – Berlin, Heidelberg, New York, London, Paris, Tokyo : Springer Verlag, 1992. – 750 p.
- The Comprechensive Classification of Fractures of Long Bones / Muller M. E., Nazarian S., Koch P., Shatzker J. – Springer Verlag Heidelberg. – New York, 1990. – 25 p.

УДК 616.728.2-007.17-089.28(083.3)001.57

РОЗШИРЕНЕ МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ РОЗПОДІЛУ СИЛ НА ПОВЕРХНЯХ ЧАШКИ ЕНДОПРОТЕЗА КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА В УМОВАХ АЦЕТАБУЛЯРНОЇ ДИСПЛАЗІЇ

В. П. Торчинський¹, А. Д. Супрун², М. Д. Олініченко³, Л. В. Шмельова² ¹ДУ "Інститут травматології та ортопедії НАМН України, м. Київ ²Київський національний університет ім. Т. Г. Шевченка, Україна ³КЗ "Міська лікарня № 1 ім. М. І. Пирогова" м. Севастополь, Україна

ADVANCED MATHEMATICAL MODELING OF THE DISTRIBUTION OF FORCES ON THE SURFACE OF THE ARTEFICIAL HIP JOINT CUP IN ACETABULAR DYSPLASIA V. P. Torchinsky, A. D. Suprun, M. D. Olinichenko, L. V. Shmelova

v. r. toronnsky, A. D. suprun, M. D. Ounichenko, L. v. Shmelood

This paper presents the mathematical basis of optimal installing of acetabular component of arteficial bip joint in acetabular dysplasia. By means of computer-assisted modeling the load on the acetabular component depending on the inclination angle of acetabular component implant is calculated. Key words: bip joint, acetabular dysplasia, arthroplasty, mathematical modeling.

РАСШИРЕННОЕ МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ СИЛ НА ПОВЕРХНОСТИ ЧАШКИ ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА В УСЛОВИЯХ АЦЕТАБУЛЯРНОЙ ДИСПЛАЗИИ

В. П. Торчинский, А. Д. Супрун, М. Д. Олиниченко, Л. В. Шмелёва

В работе представлено математическое обоснование оптимальной установки вертлужного компонента эндопротеза тазобедренного сустава при ацетабулярной дисплазии. При помощи

- 20 -----

компьютерного моделирования рассчитана нагрузка на вертлужный компонент в зависимости от угла инклинации ацетабулярного компонента эндопротеза.

Ключевые слова: тазобедренный сустав, ацетабулярная дисплазия, эндопротезирование, математическое моделирование.

Вступ

Ця робота є логічним продовженням досліджень, започаткованих у 2010 р. [4], зі створення алгоритму математичного моделювання розподілу сил навантаження у кульшовій системі "вертлюжна западина — ендопротез". Ми поставили питання розширення можливостей алгоритму від розрахунку розподілу поверхневих сил в одному тільки перерізі, розглянутому в роботі [4], на всю поверхню контакту чашки ендопротеза з вертлюжною западиною або головкою протеза. Незважаючи на те, що розглянутий переріз [4] є найбільш інформативним, він усе ж має обмежені можливості щодо прийняття повноцінного рішення в плані оптимального розташування чашки протеза [2–7].

Мета роботи — створення адекватної математичної моделі розподілу сил навантаження на елементах конструкції ацетабулярного компонента ендопротеза кульшового суглоба для оптимального прогнозування його розташування.

Матеріали і методи

У цьому розділі головна увага буде зосереджена на тих змінах, які потрібно внести в алгоритм для відповідного його розширення.

1. Опис розширення моделі

Для спрощення розгляду відлік кутів α, β, θ та аналогічних їм вибрано не від горизонталі, як у [4], а згідно з Tschauner Ch. [5], від кута нахилу несучої поверхні кульшової западини (від 45°). Така зміна показана на рис. 1.

Усі ці кути тепер матимуть нормальну, з математичної точки зору, межу означення від 0 до 180°. Нагадаємо, шо в [4] вони змінювались від 45 до 225°. Це відповідає реальності (рис. 2), але не зручно при виконанні розрахунків.

На рис. 2 всі вищезгадані кути відраховуються від додатного напрямку осі *z* (на рис. 1*a* напрямок — наліво —



Рис. 1. Загальний вигляд напівсферичної моделі кульшової западини або чашки ендопротеза:
 а — природне для западини та нормальне для чашки положення; б — положення за Tschauner Ch.



Рис. 2. Схематичне зображення правої кульшової западини з ендопротезом, відтворене за роботою [4]

вгору, на рис. 16 – наліво; на рис. 2 він позначений через $Z_{(+)}$). Звернемо увагу також на те, що в [4] для аналізу розподілу сил у фронтальній площині використовувався тільки один кут: θ, тоді як тут буде використовуватись і другий кут, який далі позначатиметься через ф. У роботі [4] він не був задіяний у моделюванні, оскільки розглядався тільки переріз, наведений на рис. 2, який належав тільки до одного значення: $\phi = \pi/2$ ($\phi = 90^\circ$). Тепер таке обмеження буде знято і розподіли аналізуватимуться по всій площині контакту поверхонь при заданій величині дисплазії (кут α) та положенні чашки протеза (кут β). Кут ϕ змінюється в межах $0 \le \phi \le \pi$ ($0^{\circ} \le \phi \le 180^{\circ}$) та, як уже відмічалось і в [4], описує поворот навколо осі z. Початкове значення $\phi = 0$ відповідає додатному напрямку осі х (на читача — див. рис. 1б); далі через додатний напрямок осі у вгору ($\phi = \pi/2$) до від'ємного напрямку осі x (від читача (φ=π)). Тобто, поки що фактично залишилося останне обмеження - відсутність повороту чашки протеза у сагітальній площині (перпендикулярно площині (див. рис. 2), або вздовж напрямку x, згідно з рис. 1). Урахуванню цього ступеня вільності будуть присвячені подальші дослідження.

Говорячи про кути α (дисплазія) та β (поворот чашки ендопротеза), мають на увазі їх значення у проекції, що лежить у фронтальній площині (див. рис. 2 або рис. 36). У той же час з графіка на рис. 3*6*, у якому розглядаеться проекція (*x*, *y*), можна побачити, що у всіх перетинах, крім перетину *x*=0 (тобто $\phi = \pi/2$), цей кут буде відмінним від α або β .

Якщо поворот чашки протеза відбувається у протилежному напрямку, то відповідні області поверхонь контакту при наявності дисплазії зображені на рис. 4, де сіткоподібною поверхнею зображена кульшова западина, а суцільною — зовнішня поверхня ендопротеза. На проекції δ особливо добре проглядається поверхня контакту (сіткоподібна поверхня). На проекціях δ , θ , 2 — світлий сегмент (проекція δ — зліва, та проекція θ) і темний

- 21 ------



Рис. 3. Модельне зображення 20-градусної дисплазії або додатного повороту чашки ендопротеза: *а* — загальний вигляд; *б* — проекція на площину (*y*, *z*); *в* — проекція на площину (*x*, *y*)



Рис. 4. Зображення одночасної 20-градусної дисплазії та від'ємного (проти годинникової стрілки у площині (*y*, *z*), тобто латерально) повороту чашки протеза: *a* − загальний вигляд; *б* − проекція на площину (*y*, *z*); *в*-*г* − проекції на площину (*x*, *y*) з різних боків відносно осі *z* (опис у тексті)

сегмент (проекція δ — справа, та проекція r) — це області, де контакт між поверхнями відсутній.

Оскільки базовою характеристикою для моделювання розподілу поверхневих сил є тиск на поверхні контактів:

$$p = f / S, \tag{1}$$

де f— загальна сила навантаження на ці поверхні, а S— площа контакту між ними, то, перш за все, потрібно визначитись із залежністю площі S від кутів α або β .

2. Розрахунок базового тиску

Знову звернемося до рис. 3. Добре видно, що дисплазія, або поворот чашки протеза призводять до того, що півсфера (див. рис. 1) перетворюється на її сегмент і відповідна площа контакту змінюється залежно від кутів α або β . Цей сегмент з лівого боку (див. рис. 36) обмежений площиною, що проходить через вісь x (на рис. 36 - ця вісь відповідає точці z=0). Просторове положення цієї "нестандартної" границі, що обмежує розглядуваний сегмент, можна знайти як перетин кулі радіуса R, рівняння якої має вигляд:

$$x^2 + y^2 + z^2 = R^2,$$
 (2)

та відповідної площини, рівняння якої, у проекції (*y*, *z*) (див. рис. *36*) й у відсутності сагітального руху чашки протеза, визначається рівністю:

$$z = y \cdot \operatorname{ctg}(\gamma). \tag{3}$$

Тут через γ позначено буд-який з кутів α (дисплазія) або β (поворот чашки протеза). В останній рівності враховано також, що кут відраховується не від осі y, як зазвичай, а від осі z. Виключаючи у рівнянні (2) змінну z за рахунок рівняння (3), зразу можна знайти проекцію цієї границі на площину (x, y):

$$y = \sin(\gamma)\sqrt{R^2 - x^2}, \qquad (4)$$

яка зображена на проекції *в* рис. 3 та проекціях *в*, *г* рис. 4. Виключаючи далі у рівнянні (3) змінну *у* за рахунок рівняння (4), можна отримати і проекцію розглядуваної границі на площину (x, z):

$$z = \cos(\gamma)\sqrt{R^2 - x^2}.$$
 (5)

На рисунках ця проекція не відображена за відсутності необхідності, яка обумовлена тим, що далі працюватимемо у сферичній системі координат $\{R, \theta, \phi\}$, пов'язаної з декартовою системою $\{x, y, z\}$ співвідношеннями:

$$x = R \sin(\theta) \cos(\phi);$$

$$y = R \sin(\theta) \sin(\phi);$$

$$z = R \cos(\theta).$$

Зручність цієї системи визначається сферичною симетрією задачі, зокрема тим, що у ній обидві проекції як та, що визначається формулою (4), так і та, що визначається формулою (5), зводяться фактично до одної:

$$\theta_{\gamma}(\phi) = \arcsin\left(\frac{\sin(\gamma)}{\sqrt{\sin^{2}(\phi) + \sin^{2}(\gamma)\cos^{2}(\phi)}}\right).$$
(6)

Вона визначає просторову криву, що обмежує поверхні контактів з лівого "нестандартного" боку (див. рис. *3б*), у вигляді залежності кута θ від кута ф при заданому значенні кута дисплазії (повороту) γ. Саме ця крива обмежує область інтегрування з одного боку ("нестандартного") при визначенні площі розглядуваного сегмента. Для визначення самої площі *S* використовується поняття нескінченно малого елемента поверхні у сферичній системі координат:

$$dS = R^2 \sin(\theta) \, d\theta d\phi, \tag{7}$$

та звичайна процедура знаходження площі [1]:

$$S(\gamma) = R^2 \int_{0}^{n} d\phi \int_{\theta_{\gamma}(\phi)}^{n} \sin(\theta) d\theta.$$

Після виконання інтегрувань і деяких не складних, але громіздких перетворень можна отримати після першого інтегрування таке:

$$S(\gamma) = \pi R^2 + R^2 \cos(\gamma) \int_0^{\pi} \frac{\sin(\phi) d\phi}{\sqrt{1 - \cos^2(\gamma) \cos^2(\phi)}},$$

а потім, зрештою, таке:

$$S(\gamma) = \pi R^2 + 2R^2 \arcsin(\cos(\gamma)).$$

Ураховуючи, що для розглядуваної геометрії виконується співвідношення:

$$\cos(\gamma) \equiv \sin\left(\frac{\pi}{2} - \gamma\right),\,$$

отримаємо остаточний вираз:

$$S(\gamma) = 2(\pi - \gamma) R^2.$$
(8)

Отже, підставляючи (8) в означення (1), для базового тиску матимемо:

$$p(\gamma) = \frac{f}{2(\pi - \gamma)R^2}.$$
(9)

Як видно з рис. 2, 3 і, особливо, 4, тиск $p(\gamma)$ у прийнятій тут орієнтації згідно з Ch. Tschauner [5] не може залежати від напрямку повороту¹ чашки протеза. Але це означає, що вираз (9) остаточно має використовуватись у вигляді:

$$p(\mathbf{\gamma}) = \frac{f}{2(\mathbf{\pi} - |\mathbf{\gamma}|)R^2}.$$
 (10)

Знаючи тепер базовий тиск, можна перейти до знаходження поверхневого розподілу вихідної сили навантаження.

3. Розрахунок поверхневого розподілу сили навантаження

Якщо порушення у розташуванні кульшового суглоба відсутні, то сила навантаження *f* спрямована вздовж осі *y* (див. рис. 1–4). Якщо скористатися поняттям одиничних, взаємно ортогональних (тобто перпендикулярних) векторів: \mathbf{e}_x , \mathbf{e}_y , \mathbf{e}_z , кожний з яких визначає напрямок відповідної координатної осі, то вектор цієї сили визначатиметься виразом:

$$\mathbf{f} = -f\mathbf{e}_{v}$$

Знак "мінус" означає, що сама сила спрямована в бік, протилежний орту \mathbf{e}_y (з рисунків очевидно, що сила спрямована донизу, тоді як орт — угору). Нескінченно малим елементом цієї сили, за означенням, є:

$$d\mathbf{f} = -\mathbf{e}_{y}p(\mathbf{y})dS.$$

3 урахуванням означення (10) для тиску та означення (7) для нескінченно малого елементу поверхні матимемо такий явний вираз:

$$d\mathbf{f} = -\mathbf{e}_{y} \frac{f\sin(\mathbf{\theta})}{2(\pi - |\mathbf{\gamma}|)} d\mathbf{\theta} d\mathbf{\phi}.$$

Так елементи $d\mathbf{f}$ сили \mathbf{f} були 6 спрямовані у кожній точці розглядуваних поверхонь контакту, якби самих цих поверхонь реально не було. Оскільки вони є, то у кожній точці такої поверхні величина елемента сили $|d\mathbf{f}| = df$ визначатиметься його проекцією на напрямок нормалі до поверхні. Тобто:

$$df = (\mathbf{n} \cdot d\mathbf{f}) \equiv -(\mathbf{n} \cdot \mathbf{e}_{y}) \frac{f \sin(\theta)}{2(\pi - |\gamma|)} d\theta d\phi \equiv -n_{y} \frac{f \sin(\theta)}{2(\pi - |\gamma|)} d\theta d\phi.$$

Оскільки нормаль до поверхні, яка є елементом кулі, завжди співпадає з відповідним одиничним радіальним вектором \mathbf{e}_r , то, за означенням цього вектора [4] у сферичній системі координат можна знайти компоненти нормалі. Зокрема: $n_v = \sin(\theta)\sin(\phi)$. Тоді:

$$df = -\frac{f\sin^2(\theta)\sin(\phi)}{2(\pi - |\gamma|)}d\theta d\phi.$$
 (11)

Ця сила, як уже відмічалося, завжди спрямована радіально. У цій роботі, як і в [4], зручно користуватись не диференціальними виразами типу (11) для елементів сил, а такими характеристиками, як сили, що припадають на нескінченно малий елемент тілесного кута sin(θ) $d\theta d\phi$. Позначаючи таку базову силу, що визначає всі інші через *F*, матимемо:

$$F_{\gamma}(\boldsymbol{\theta}, \boldsymbol{\phi}) = \frac{f \sin(\boldsymbol{\theta}) \sin(\boldsymbol{\phi})}{2(\boldsymbol{\pi} - |\boldsymbol{\gamma}|)}.$$
 (12)

Вона має простий зміст: це частина вихідної сили f, прикладена до точки з кутовими координатами θ , ϕ . У цьому розумінні, якщо покладати f = 100%, то сила $F_{\nu}(\theta, \phi)$ буде вимірюватись у відсотках від сили f.

Для контакту вертлюжної западини із зовнішньою поверхнею чашки протеза очевидно, що завжди виконується співвідношення:

$$F_{cap}(\gamma, \theta, \phi) \sim -F_{\gamma}(\theta, \phi),$$

а для контакту внутрішньої поверхні чашки протеза і його головки аналогічний вираз відрізнятиметься знаком:

$$F_{bead}(\gamma, \theta, \phi) \sim F_{\gamma}(\theta, \phi).$$

Сила (12), як уже відмічалося і в [4], не залежить від радіусів, що дуже зручно для аналізу дисбалансу сил $F_{cap}(\gamma, \theta, \phi)$ та $F_{bead}(\gamma, \theta, \phi)$, при одночасній наявності дисплазії та повороту чашки ендопротеза.

4. Уточнення моделі з урахуванням її розширення

Головна зміна, яка відбулась у розглядуваному алгоритмі, пов'язана з означенням "розподіленого у просторі" кута дисплазії. Він означений формулою (6). Тому, перш за все, слід переконатись, що ситуація, пов'язана

_____ 23 _____

¹ Нагадаємо, що в базовій системі відліку поворот за годинниковою стрілкою відповідає додатнім кутам, а поворот проти годинникової стрілки — від'ємним.

з перерізом, що аналізувався в [4], відтворюється. Уже відмічалося, що той переріз відповідав значенню нової змінної ф, рівному $\pi/2(90^\circ)$. Покладаючи в (б) $\phi = \pi/2$, можна переконатись, що дійсно $\theta_{\gamma}(\pi/2) = \gamma$. Тобто у перерізі $\phi = \pi/2$ кут $\theta_{\gamma}(\phi)$ співпадає з кутом дисплазії або повороту чашки протеза, що і повинно бути.

Інша, менш значна відміна, пов'язана із розглядом системи "кульшова западина — ендопротез", полягає в проведенні розрахунків у орієнтації згідно з Ch. Tschauner [5]. У цьому разі до всіх значень кутів: $\gamma \equiv \alpha$, $\gamma \equiv \beta$ та θ , які будуть наводитись при обговоренні результатів, потрібно додати 45°, для того щоб перевести їх до природних значень.

Тому далі, без детального обговорення, наводимо сам алгоритм, з посиланнями на відповідні формули роботи [4].

Найперша і, можливо, найголовніша відміна полягає в розширенні означення базової сили $F_{\gamma}(\theta, \phi)$, згідно з формулою (12). У роботі [4] їй відповідає сила, наведена у формулі (3). Порівнюючи їх, видно, що у силі $F_{\gamma}(\theta, \phi)$ додатково з'являється множник sin (ϕ), який власне і "відповідає" за головне розширення алгоритму. Друга відміна полягає в наявності фактору $|\gamma|$ замість просто γ , що обумовлено використанням орієнтації згідно з Ch. Tschauner [5]².

Змінились також і сили $F^+_{cap}(\gamma, \theta)$ та $F^-_{cap}(\gamma, \theta)$ (вони означені зразу після формули (5) роботи [4]):

$$\begin{split} F_{cap}^{+}\left(\boldsymbol{\gamma},\boldsymbol{\theta},\boldsymbol{\phi}\right) &= \begin{cases} 0, \text{ якщо } \boldsymbol{\theta} \leq \boldsymbol{\theta}_{\boldsymbol{\gamma}}\left(\boldsymbol{\phi}\right) \\ -F_{\boldsymbol{\gamma}}\left(\boldsymbol{\theta},\boldsymbol{\phi}\right), \text{ якщо } \boldsymbol{\theta}_{\boldsymbol{\gamma}}\left(\boldsymbol{\phi}\right) \leq \boldsymbol{\theta}; \\ F_{cap}^{-}\left(\boldsymbol{\gamma},\boldsymbol{\theta},\boldsymbol{\phi}\right) &= \begin{cases} -F_{\boldsymbol{\gamma}}\left(\boldsymbol{\theta},\boldsymbol{\phi}\right), \text{ якщо } \boldsymbol{\theta} \leq 180^{\circ} - \boldsymbol{\theta}_{|\boldsymbol{\gamma}|}\left(\boldsymbol{\phi}\right) \\ 0, \text{ якщо } 180^{\circ} - \boldsymbol{\theta}_{|\boldsymbol{\gamma}|}\left(\boldsymbol{\phi}\right) \leq \boldsymbol{\theta}, \end{cases} \end{split}$$

а в означенні аналога сили $F^0_{cap}(\gamma, \theta)$ взагалі відпала необхідність завдяки вибраній орієнтації розглядуваної системи. Розподіл сил на поверхні контакту "вертлюжна западина — зовнішня поверхня чашки протеза", яка в [4] відповідала формулі (5), тепер має такий вигляд:

$$F_{cap}(\alpha,\beta,\theta,\phi) = \begin{cases} F_{cap}^{+}(\alpha,\theta,\phi), \text{ якщо } 0 \leq \beta < \alpha \\ F_{cap}^{-}(\beta,\theta,\phi), \text{ якщо } \alpha \leq \beta \\ 0, \text{ якщо } (\beta < 0) \text{ та } \left[(\theta \leq \theta_{\alpha}(\phi)) \text{ або } (180^{\circ} - \theta_{|\beta|}(\phi) \leq \theta) \right] \\ \frac{180^{\circ} + \beta}{180^{\circ} - \alpha + \beta} F_{cap}^{-}(\beta,\theta,\phi), \text{ якщо } \left[(\beta < 0) \text{ та } \left(\theta_{\alpha}(\phi) < \theta < 180^{\circ} - \theta_{|\beta|}(\phi) \right) \right] \end{cases}$$

I, нарешті, розподіл сил на границі "внутрішня поверхня чашки протеза — головка протеза" має тепер вигляд:

$$F_{bead} (\beta, \theta, \phi) = \begin{cases} 0, \text{ якщо } \beta \ge 0 \text{ та } \theta < \theta_{\beta} (\phi) \\ F_{0} (\theta - \theta_{\beta} (\phi), \phi), \text{ якщо } \beta \ge 0 \text{ та } \theta \ge \theta_{\beta} (\phi) \\ 0, \text{ якщо } \beta < 0 \text{ та } \theta > \pi - \theta_{|\beta|} (\phi) \\ F_{0} (\theta - \theta_{\beta} (\phi), \phi), \text{ якщо } \beta < 0 \text{ та } \theta \le \pi - \theta_{|\beta|} (\phi) \end{cases}$$
(13)

Тут сили $F_0(...)$ означені виразом (12) при $\gamma = 0$, тобто:

$$F_0\left(\boldsymbol{\theta} - \boldsymbol{\theta}_{\beta}\left(\boldsymbol{\phi}\right), \boldsymbol{\phi}\right) = \frac{f\sin\left(\boldsymbol{\theta} - \boldsymbol{\theta}_{\beta}\left(\boldsymbol{\phi}\right)\right)\sin\left(\boldsymbol{\phi}\right)}{2\pi}$$

Вираз (13), на перший погляд, має дещо складніший вигляд, ніж у [4], але по суті не змінився. Зовнішня відміна обумовлена, знов таки, зміною орієнтації розглядання системи "кульшова западина — ендопротез" згідно з Ch. Tschauner. У роботі [4] силу *F*_{bead}(…) можна було означити безпосередньо через силу $F_{cap}(...)$, оскільки кути повороту чашки протеза не приймали від'ємних значень, а тут цього зробити не можна.

Означення залишкової різниці розподілу сил $\Delta F(\alpha, \beta, \theta, \phi)$, навпаки, практично не змінилося:

 $\Delta F(\alpha, \beta, \theta, \phi) = F_{cap}(\alpha, \beta, \theta, \phi) + F_{bead}(\beta, \theta, \phi),$

за винятком появи залежності від кута ф.

Результати та їх обговорення

У цьому розділі для ілюстрації будуть детально проаналізовані тільки результати моделювання розподілу сил на зовнішній та внутрішній поверхнях чашки ендопротеза при заданій дисплазії для ситуації додатного повороту чашки протеза (за годинниковою стрілкою згідно з рис. 1-3, тобто медіально). Ця ситуація якісно відповідає одній з найбільш типових орієнтацій чашки протеза. Для можливості порівняння результатів моделювання за допомогою розглядуваного розширеного алгоритму із попереднім [4] (спрощеним до одного тільки перерізу) взято такі умови. Дисплазія прийнята рівною а=22°. У роботі [4] такому значенню відповідає дисплазія з реальною орієнтацією α=67°. При цьому кут повороту чашки протеза $\beta = +8^\circ$. Такому значенню відповідає природне значення β=53°. Такому взаємному положенню дисплазії і чашки протеза в роботі [4] точно відповідала четверта ситуація, результати моделювання для якої наводилися на рис. 5 цієї роботи. Звичайно цікаво було б проаналізувати результати моделювання за обома алгоритмами, приведеними до однотипного вигляду. Таким однотипним представленням, з одного боку, міг би бути рис. 5 з роботи [4], а з іншого — аналогічний розподіл для значення $\phi = \pi/2(90^\circ)$. Але, щоб не переобтяжувати статтю громіздкою інформацією, констатуємо лише, що таке порівняння проводилось і була встановлена наявність повного збігу результатів, з точністю до областей означень кутів α, β, θ. Ці області зміщені одна відносно одної на 45°. Надалі результати матимуть ще одну відмінність. Вона полягає в тому, що в роботі [4] всі сили вимірювались у частках від сили навантаження f і тому там вони всі були менші одиниці. Тут усі сили наводитимуться у відсотках від цієї сили, що нам здається більш зручним для сприйняття.

² У [4] цього зробити не можна було, оскільки там початкове значення кута у дорівнювало 45° і це, зокрема, призводило до того, що при від'ємному (проти годинникової стрілки) повороті чашки протеза кут у просто зменшувався, а не ставав від'ємним.

Отже, розглядається ситуація з дисплазією α=22° та поворотом чашки ендопротеза β=+8° (медіальний поворот за годинниковою стрілкою). Загальний вигляд цього випадку для області контакту "зовнішня поверхня чашки протеза — кульшова западина" зображено на рис. 5, де суцільною поверхнею зображено нормальне розташування кульшової западини або чашки протеза, а сіткоподібною — розподіл сил на поверхні. Цей рисунок, а також рис. 6-8, мають якісноілюстративний характер, тому на них збережено природну орієнтацію системи "протез - западина". Оскільки тут розглядається поворот на кут, менший дисплазії ($\beta < \alpha$), то цей поворот не впливає на розподіл сил в області контакту. Тому на рис. 5 суцільна поверхня, для зручності візуального сприйняття, зображена без повороту на 8°. Цей поворот впливатиме тільки на розподіл сил в іншій області контакту: "внутрішня поверхня чашки протеза - головка ендопротеза", що також буде розглянуто.

На рис. 5 напрямок сили змінено на зворотній також для зручності візуального сприйняття, інакше він мав би такий вигляд, як зображено на рис. 6.

Загальний вигляд розподілу сил у розглядуваному випадку (α=22°, β=+8°) для області контакту "внутрішня поверхня чашки протеза — головка ендопротеза" зображено на рис. 7.

Можна помітити, що цей розподіл дещо асиметричний зі зміщенням вправо, тобто за годинниковою стрілкою. Найбільш помітне таке зміщення на графіку в рис. 7. Воно виникає тому, що поворот чашки протеза спричиняє зсув розподілу, як цілого, на відміну від аналогічного розподілу в області контакту "зовнішня поверхня чашки протеза — кульшова западина" (рис. 5). Там розподіл, як ціле, не зміщується, але завдяки дисплазії змінюється його конфігурація. Саме така різниця у розподілах поверхневих сил спричиняє залишковий їх розподіл у своїй системі "протез – западина", що і призводить, з одного боку, до появи її нестійкості, а, з іншого — до псування чашки протеза такими залишковими навантаженнями.

Загальний вигляд залишкового розподілу сил наведено на рис. 8.

З графіків на цьому рисунку видно, що при розглядуваній конфігурації системи найбільше стресове навантаження на чашку протеза проходить якраз по лінії дисплазії. Але, як показують дослідження інших варіантів повороту чашки протеза (за допомогою розглядуваного алгоритму), то конфігурація $\alpha = 22^\circ$, $\beta = +8^\circ$ близька до оптимальної, оскільки має найменшу нестабільність і найменше стресове навантаження.



Рис. 5. Зображення природного розподілу сил для області контакту "зовнішня поверхня чашки протеза — кульшова западина" при дисплазії 22° та повороті чашки ендопротеза на +8° (поворот за годинниковою стрілкою); *а* — загальний вигляд; *б* — проекція на площину (*y*, *z*); *в* — головний переріз (ф = π/2) проекції, зображеної на графіку *б*



Рис. 6. Та сама ситуація, що й на рис. 5, але при нормальному спрямуванні розподілу сил. 3 графіка *в* видно, що в дійсності розподіл сил головним чином розташований під суцільною поверхнею і на графіках *а* та *б* їх не видно



Рис. 7. Аналогічне до рис. 5 зображення природного розподілу сил, але для області контакту "внутрішня поверхня чашки протеза — головка ендопротеза": *а* — загальний вигляд;

 δ — те саме, що на графіку *a*, але в проекції на площину (*y*, *z*); β — головний переріз ($\phi = \pi/2$) проекції, зображеної на графіку δ



Рис. 8. Загальний вигляд залишкового навантаження у системі "протез — западина". Фактично являє собою різницю між поверхневими розподілами сил, наведених на рис. 5 та 7

- 25 -----

Але, як уже згадувалося, всі графіки, що наводилися на попередніх рисунках, мають якісно-ілюстративний характер, оскільки не дають повної уяви про кількісні значення розподілів сил. Для прикладу у табл. 1–3 наведені відповідні рисункам 5–8 розподіли з кутовими інтервалами в 10° по обох змінних: як по θ, так і по ф.

Так, у табл. 1 наведено реальний розподіл сил для області контакту "зовнішня поверхня чашки протеза кульшова западина", де:

 по-перше, добре проглядається область, де контакт відсутній: там сили рівні нулю;

 по-друге, тепер можна безпосередньо порівняти розподіл сил при значенні ф=90° (у таблиці йому відповідає дев'ята колонка) з відповідним розподілом роботи [4]. Вони співпадають;

• по-трете, чітко проглядається границя контакту по всій області.

У разі практичної необхідності табл. 1, також, як табл. 2 та 3, можна зробити з будь-якими кутовими інтервалами.

У табл. 2 наведено аналогічний розподіл для області контакту "внутрішня поверхня чашки протеза — головка ендопротеза".

З порівняння поверхневих розподілів у табл. 1 та 2 видно, що вони відрізняються, по-перше, знаком, тобто напрямком сили, а, по-друге, і самим характером розподілу,

Таблиця 1

Розподіл сил для області контакту "зовнішня поверхня чашки протеза — кульшова западина" для випадку α = 22°, β = +8°

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	-6.945	-7.851	-8.519	-8.928	-9.066	-8.928	-8.519	-7.851	-6.945	0	0	0	0	0
4	0	0	0	-5.827	-7.492	-8.928	-10.093	-10.952	-11.478	-11.655	-11.478	-10.952	-10.093	-8.928	-7.492	-5.827	0	0	0
5	0	0	-4.751	-6.945	-8.928	-10.64	-12.029	-13.052	-13.679	-13.89	-13.679	-13.052	-12.029	-10.64	-8.928	-6.945	-4.751	0	0
6	0	0	-5.371	-7.851	-10.093	-12.029	-13.599	-14.755	-15.464	-15.702	-15.464	-14.755	-13.599	-12.029	-10.093	-7.851	-5.371	0	0
7	0	-2.959	-5.827	-8.519	-10.952	-13.052	-14.755	-16.011	-16.779	-17.038	-16.779	-16.011	-14.755	-13.052	-10.952	-8.519	-5.827	-2.959	0
8	0	-3.101	-6.107	-8.928	-11.478	-13.679	-15.464	-16.779	-17.585	-17.856	-17.585	-16.779	-15.464	-13.679	-11.478	-8.928	-6.107	-3.101	0
9	0	-3.149	-6.201	-9.066	-11.655	-13.89	-15.702	-17.038	-17.856	-18.132	-17.856	-17.038	-15.702	-13.89	-11.655	-9.066	-6.201	-3.149	-0
10	0	-3.101	-6.107	-8.928	-11.478	-13.679	-15.464	-16.779	-17.585	-17.856	-17.585	-16.779	-15.464	-13.679	-11.478	-8.928	-6.107	-3.101	-0
11	0	-2.959	-5.827	-8.519	-10.952	-13.052	-14.755	-16.011	-16.779	-17.038	-16.779	-16.011	-14.755	-13.052	-10.952	-8.519	-5.827	-2.959	-0
12	0	-2.727	-5.371	-7.851	-10.093	-12.029	-13.599	-14.755	-15.464	-15.702	-15.464	-14.755	-13.599	-12.029	-10.093	-7.851	-5.371	-2.727	-0
13	0	-2.412	-4.751	-6.945	-8.928	-10.64	-12.029	-13.052	-13.679	-13.89	-13.679	-13.052	-12.029	-10.64	-8.928	-6.945	-4.751	-2.412	-0
14	0	-2.024	-3.986	-5.827	-7.492	-8.928	-10.093	-10.952	-11.478	-11.655	-11.478	-10.952	-10.093	-8.928	-7.492	-5.827	-3.986	-2.024	-0
15	0	-1.574	-3.101	-4.533	-5.827	-6.945	-7.851	-8.519	-8.928	-9.066	-8.928	-8.519	-7.851	-6.945	-5.827	-4.533	-3.101	-1.574	-0
16	0	-1.077	-2.121	-3.101	-3.986	-4.751	-5.371	-5.827	-6.107	-6.201	-6.107	-5.827	-5.371	-4.751	-3.986	-3.101	-2.121	-1.077	0
17	0	-0.547	-1.077	-1.574	-2.024	-2.412	-2.727	-2.959	-3.101	-3.149	-3.101	-2.959	-2.727	-2.412	-2.024	-1.574	-1.077	-0.547	0
18	0	0	0	-0	-0	-0	-0	-0	-0	-0	-0	-0	-0	-0	-0	-0	0	0	0

Примітка. Значення сил наведені у відсотках від основного навантаження та з інтервалом у 10° по обох кутах від 0 до 180° (у таблиці вказані тільки десятки градусів). По горизонталі відкладається кут ф, по вертикалі — кут θ.

Таблиця 2

Розподіл сил для області контакту "внутрішня поверхня чашки протеза – головка ендопротеза" для випадку α = 22°, β = +8°

φ

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	0	0	0	0	0	0	0.188	0.39	0.514	0.555	0.514	0.39	0.188	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0.597	1.365	2.034	2.579	2.98	3.226	3.309	3.226	2.98	2.579	2.034	1.365	0.597	0	0	0
3	0	0	0.726	1.966	3.105	4.091	4.891	5.48	5.841	5.962	5.841	5.48	4.891	4.091	3.105	1.966	0.726	0	0
4	0	0.049	1.651	3.275	4.75	6.023	7.054	7.813	8.278	8,434	8.278	7.813	7.054	6.023	4.75	3.275	1.651	0.049	0
5	0	0.528	2.527	4.484	6.251	7.772	9.003	9.909	10.463	10.65	10.463	9.909	9.003	7.772	6.251	4.484	2.527	0.528	0
6	0	0.991	3.326	5.558	7.563	9.285	10.679	11.703	12.331	12.542	12.331	11.703	10.679	9.285	7.563	5.558	3.326	0.991	0
7	0	1.424	4.024	6.462	8.644	10.516	12.03	13.143	13.823	14.053	13.823	13.143	12.03	10.516	8.644	6.462	4.024	1.424	0
8	0	1.814	4.599	7.171	9.463	11.428	13.015	14.182	14.896	15.137	14.896	14.182	13.015	11.428	9.463	7.171	4.599	1.814	0
9	0	2.148	5.035	7.661	9.994	11.992	13.605	14.791	15.516	15.761	15.516	14.791	13.605	11.992	9.994	7.661	5.035	2.148	0
10	0	2.418	5.318	7.918	10.222	12.192	13.782	14.951	15.665	15.906	15.665	14.951	13.782	12.192	10.222	7.918	5.318	2.418	0
11	0	2.613	5.439	7.935	10.139	12.021	13.54	14.656	15.338	15.568	15.338	14.656	13.54	12.021	10.139	7.935	5.439	2.613	0
12	0	2.73	5.395	7.711	9.748	11.485	12.886	13.916	14.545	14.757	14.545	13.916	12.886	11.485	9.748	7.711	5.395	2.73	0
13	0	2.763	5.187	7.253	9.061	10.6	11.841	12.753	13.31	13.497	13.31	12.753	11.841	10.6	9.061	7.253	5.187	2.763	0
14	0	2.713	4.821	6.574	8.098	9.394	10.437	11.202	11.67	11.828	11.67	11.202	10.437	9.394	8.098	6.574	4.821	2.713	0
15	0	2.58	4.309	5.695	6.889	7.901	8.715	9.311	9.676	9.799	9.676	9.311	8.715	7.901	6.889	5.695	4.309	2.58	0
16	0	2.369	3.666	4.644	5.472	6.169	6.728	7.138	7.388	7.472	7.388	7.138	6.728	6.169	5.472	4.644	3.666	2.369	0
17	0	2.085	2.912	3.451	3.887	4.249	4.537	4.747	4.875	4.918	4.875	4.747	4.537	4.249	3.887	3.451	2.912	2.085	0
18	0	1.739	2.069	2.153	2.185	2.2	2,208	2,212	2.214	2,215	2.214	2.212	2,208	2.2	2.185	2.153	2.069	1.739	0

Примітка. Формат представлення даних аналогічний до табл. 1.

Таблиця 3

										φ									
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	0	0	0	0	0	0	0.188	0.39	0.514	0.555	0.514	0.39	0.188	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0.597	1.365	2.034	2.579	2.98	3.226	3.309	3.226	2.98	2.579	2.034	1.365	0.597	0	0	0
3	0	0	0.726	1.966	3.105	-2.854	-2.961	-3.039	-3.087	-3.104	-3.087	-3.039	-2.961	-2.854	3.105	1.966	0.726	0	0
4	0	0.049	1.651	-2.553	-2.741	-2.905	-3.039	-3.139	-3.2	-3.221	-3.2	-3.139	-3.039	-2.905	-2.741	-2.553	1.651	0.049	0
5	0	0.528	-2.223	-2.46	-2.677	-2.868	-3.026	-3.143	-3.216	-3.24	-3.216	-3.143	-3.026	-2.868	-2.677	-2.46	-2.223	0.528	0
6	0	0.991	-2.045	-2.293	-2.531	-2.744	-2.92	-3.052	-3.133	-3.161	-3.133	-3.052	-2.92	-2.744	-2.531	-2.293	-2.045	0.991	0
7	0	-1.535	-1.804	-2.057	-2.308	-2.536	-2.726	-2.868	-2.956	-2.986	-2.956	-2.868	-2.726	-2.536	-2.308	-2.057	-1.804	-1.535	0
8	0	-1.287	-1.508	-1.757	-2.015	-2.251	-2.449	-2.597	-2.689	-2.72	-2.689	-2.597	-2.449	-2.251	-2.015	-1.757	-1.508	-1.287	0
9	0	-1	-1.166	-1.405	-1.661	-1.898	-2.097	-2.247	-2.34	-2.371	-2.34	-2.247	-2.097	-1.898	-1.661	-1.405	-1.166	-1	0
10	0	-0.683	-0.789	-1.01	-1.256	-1.487	-1.682	-1.829	-1.92	-1.95	-1.92	-1.829	-1.682	-1.487	-1.256	-1.01	-0.789	-0.683	0
11	0	-0.345	-0.388	-0.584	-0.813	-1.031	-1.216	-1.355	-1.441	-1.47	-1.441	-1.355	-1.216	-1.031	-0.813	-0.584	-0.388	-0.345	0
12	0	0.003	0.024	-0.14	-0.346	-0.543	-0.712	-0.84	-0.919	-0.946	-0.919	-0.84	-0.712	-0.543	-0.346	-0.14	0.024	0.003	0
13	0	0.351	0.436	0.308	0.133	-0.04	-0.187	-0.299	-0.369	-0.392	-0.369	-0.299	-0.187	-0.04	0.133	0.308	0.436	0.351	0
14	0	0.689	0.835	0.746	0.607	0.465	0.343	0.25	0.192	0.173	0.192	0.25	0.343	0.465	0.607	0.746	0.835	0.689	0
15	0	1.006	1.209	1.162	1.062	0.956	0.864	0.792	0.748	0.733	0.748	0.792	0.864	0.956	1.062	1.162	1.209	1.006	0
16	0	1.292	1.545	1.543	1.485	1.418	1.357	1.31	1.281	1.271	1.281	1.31	1.357	1.418	1.485	1.543	1.545	1.292	0
17	0	1.539	1.835	1.877	1.864	1.837	1.81	1.788	1.774	1.77	1.774	1.788	1.81	1.837	1.864	1.877	1.835	1.539	0
18	0	1.739	2.069	2.153	2.185	2.2	2.208	2.212	2.214	2.215	2.214	2.212	2.208	2.2	2.185	2.153	2.069	1.739	0

Залишкова різниця розподілів сил у всій системі "протез — западина" для випадку α = 22°, β = +8° ф

Примітка. Формат представлення даних аналогічний до табл. 1, 2. Виділено поверхневі лінії, уздовж яких залишкова різниця розподілів сил змінює знак.

що вже обговорювалось вище. Так само, як і для табл. 1, пряме порівняння розподілу сил у зрізі ф=90° з відповідним розподілом роботи [4] показує, що вони співпадають.

I, нарешті, у табл. 3 наведено залишкову різницю розподілів сил у всій системі "протез — западина". 3 неї, зокрема, видно, що найсильніше стресове навантаження припадає саме на лінію дисплазії (у таблиці — це верхня жирна лінія). Уздовж цієї лінії воно змінюється від 2,526% ³ при значеннях кута ф, рівних 10 та 170°, до 6,313% при ϕ =90°. Друга стресова лінія відповідає значенню θ =180° (у таблиці — це рядок № 18). Тут, як видно, стресове навантаження змінюється від 1,739 до 2,215%.

I, нарешті, на рис. 9 для наочності графічно зображені у неперервному вигляді всі три розподіли, наведені у табл. 1–3. Графік г на рис. 9 особливо виразно демонструє складний характер поверхні залишкової різниці розподілів сил. Саме вона, як зазначалося, і визначає стійкість всієї системи з одного боку, та термін дії чашки протеза — з іншого. У цьому розумінні доцільно було б надалі ставити задачу на мінімізацію цієї поверхні. Але це доцільно робити вже при врахуванні всіх ступенів вільності чашки протеза. А саме, враховувати розширення розподілу сил на всю поверхню при врахуванні поворотів чашки протеза не тільки у фронтальній площині (у площині рис. 2, або перпендикулярно напрямку x, згідно з рис. 1), як у цій роботі, але проводити повне моделювання з урахуванням поворотів чашки протеза і в сагітальній площині (тобто перпендикулярно площині рис. 2, або вздовж напрямку x, згідно з рис. 1).

Висновки

У роботі наведені результати моделювання розрахунку розподілів сил навантаження за алгоритмом,



Рис. 9. Графічне зображення розподілів сил у неперервному виконанні для випадку α = 22°, β = +8°: a — область контакту "зовнішня поверхня чашки протеза — кульшова западина"; б — область контакту "внутрішня поверхня чашки протеза — головка ендопротеза"; в, г — залишкова різниця розподілів сил у всій системі "протез — западина" у різних проекціях: в — загальний вигляд; г — фронтальна проекція

³ Нагадаємо, що тут сила розраховується у відсотках від сили навантаження *f*.

розширеним від одного тільки перерізу системи "ендопротез — кульшова западина" до поверхневих розподілів сил по обох областях контактів (як для області контакту "зовнішня поверхня чашки протеза — кульшова западина", так і як для області контакту "внутрішня поверхня чашки протеза – головка ендопротеза"), а також для поверхневої залишкової різниці цих розподілів у всій системі. Враховувалася тільки одна ступінь вільності для повороту чашки протеза — у фронтальній площині. Дослідження стосовно врахування другого ступеня вільності, тобто всіх можливих поворотів чашки протеза у сагітальній площині — проводяться. Для ілюстрації детально розглянуто та проаналізовано випадок дисплазії у 22° та повороту чашки протеза у +8°. Показано, що без попередньої кісткової пластики зовсім позбутися залишкової різниці розподілів сил, що призводить до статичної нестійкості системи та псування чашки протеза, неможливо. Але можна ставити задачу на мінімізацію такої залишкової різниці. Щоправда це доцільно вже робити при врахуванні усіх можливих поворотів чашки протеза — як у фронтальній, так і в сагітальній площинах.

Якісно розглянуто також особливості повороту чашки протеза у від'ємному напрямку — проти годинникової стрілки (тобто латерально).

Література

- 1. *Корн Г.* Справочник по математике / *Г. Корн, Т. Корн.* М. : Наука, 1974. 832 с.
- Математичне моделювання деформації в кульшовому суглобі при залишковій дисплазії. Частина І / Торчинський В. П., Гайко Г. В., Лисов В. І., Супрун А.Д. // Вісн. ортопед., травматол. та протезув. – 2009. – № 1. – С. 5–10.
- Пернер К. (Perner К.) Применение системы Zweymuller при лечении диспластического коксартроза / К. Пернер К. (Perner) // Вест. травматол. и ортопед. им. Н.Н. Приорова. – 1999. – № 1. – С. 35–38.
- Торчинський В.П. Математичне моделювання навантажень чашки ендопротеза, імплантованої в умовах залишкової дисплазії кульшової западини / В.П. Торчинський, А.Д. Супрун // Вісн. ортопед., травматол. та протезув. – 2010. – № 1. – С. 10–16.
- Der Stellenwert der dreifachen Beckenosteotomie nach Tonnis im Rahmen der Spatdysplasie und fruhen Sekundararthrose des Huftgelenkes / *Tschauner Ch., Klapsch W., Kohlmaier W., Graf R.* // Orthop. Praxis. – 1992. Bd. 28. – S. 255–263.
- Harris W.H. Total hip replacement and femoral-head bone grafting for severe acetabular dificiency in adults / Harris W.H., Crothers O., Oh I. // J. Bone Jt. Surg. – 1977. – Vol. 59-A. – P. 752–759.
- Otto Karl B. Bone grafting for acetabular deficiency / Karl B. Otto // Joint Replacement / Ed. by Karl B. Otto. — Mosby Year Book, Inc, 1990. — P. 139–144.

УДК 616.757.7-007.681-018.2:577.1

МЕТАБОЛИЗМ СОЕДИНИТЕЛЬНОЙ ТКАНИ У БОЛЬНЫХ КОНТРАКТУРОЙ ДЮПЮИТРЕНА

С. Магомедов, С. С. Страфун, А. А. Уровский, Т. А. Кузуб, Л. В. Полищук ГУ "Институт травматологии и ортопедии НАМН Украины", г. Киев

THE CONNECTIVE TISSUE METABOLISM IN PATIENTS WITH DUPUYTREN'S CONTRACTURE

S. Magomedov, S. S. Strafun, A. A. Urovskyi, T. A. Kuzub, L. V. Polisbchuk

The findings of biochemical examination of the blood serum in patients with Dupuytren's contracture reflect the disturbance of metabolic processes of principal components of the connective tissue and characterize development, formation and severity of the pathologic process. So, if in patients with stage I of the disease, the index deviation of collagen resorption made up from 109% to 108% of the norm of synthetic phase of this albumen in the blood serum, in patients of stage II those indices made up 106 and 110% correspondingly, that is signs of prevalence of the synthetic phase with the normal collagen decay are observed. It is also confirmed by the activity of alkaline phosphatase: a marker of osteoblast activity. Side by side with activization of collagen synthesis, GAG concentration increases. We observe the similar changes also in patients with Dupuytren's contracture of III and IV stages of the disease.

The severity growth of the pathologic process as the hand deformity progresses was confirmed also with tissue examinations. The findings received with tissue examination of patients' aponeurosis with stages III and IV of the disease indicate that collagen content has increased 7.0 and 7.6 times correspondingly. Key words: Dupuytren's contracture, hydroxiproline fractions, collagen, glycozaminoglycanes.

- 28 -----