

УДК 616.711-089.881:004.942](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872023313-18>

Дослідження навантаження тіла хребця L_{IV} за динамічної симуляції рухів у поперековому відділі хребта на скелетно-м'язових моделях після виконання заднього бісегментарного спондилодезу

О. О. Барков, Р. В. Малик, О. Д. Карпінська

ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України». Харків

One of the risk factors for complications in the spinal motion segments of the thoracic and lumbar regions, as well as in the adjacent segments with spinal fusion ones, is changes in the sagittal vertebral-pelvic balance. Purpose. To determine the effect of muscle changes that occur during the performance of two-segment $L_{IV}-S_1$ spinal fusion on the load of adjacent motion segments. Material and methods. The spinal fusion of two spinal motion segments of the lumbar spine was simulated at the $L_{IV}-L_V$ and L_V-S_1 levels at different angles of segment fixation in the OpenSim programme. Five models were analysed: 1 (basic) — without changes; 2 — changes in the points of attachment and muscle strength; 3 — normo-lordotic fixation; 4 — hypolordotic; 5 — hyperlordotic. The load on the zone of interest was measured as the magnitude of the projection of the force vector depending on the angle of inclination of the torso as a percentage of the body weight. Results. Simulation of the above configurations of the instrumental spinal fusion (intact, normo-lordotic, hyperlordotic, hypolordotic positions due to a change in the angle of the $L_{IV}-S_1$ spinal fusion) showed that the load force of the adjacent segments when bent forward depended on the angle of the instrumental spinal fusion performed. Conclusions. As a result of study of the kinematic model of the lumbar spine using bisegmental spinal fusion of $L_{IV}-S_1$, it was proved that the load force of the adjacent segments when bent forward depended on the angle of the instrumental spinal fusion performed. It was determined that the upper adjacent vertebra of the fixation zone had a relatively insignificant increase in load in the case of fixation in the hyperlordotic position; in the hypolordotic position, the load on the upper segment led to an increase in loads on the upper adjacent segment, and in the hypolordic position, it led to a slight decrease compared to the normo-lordotic fixation. According to the results of the study, minimal muscle damage is expected during the surgical intervention, so the reliability of the model is closer to minimally invasive surgery. The developed kinematic models can be useful in the planning of the transpedicular fixation surgery to prevent complications. Keywords. Spinal fusion, simulation, dynamic load.

Одним із чинників ризику розвитку ускладнень у хребтрово-рухових сегментах грудного та поперекового відділів, а також суміжних сегментах зі спондилодезованими, є зміна сагітального хребтрово-тазового балансу. Мета. Визначити вплив змін м'язів, які відбуваються під час виконання заднього двосегментарного спондилодезу $L_{IV}-S_1$ на навантаження суміжних рухових сегментів. Матеріал і методи. Моделювали спондилодез двох хребтрово-рухових сегментів поперекового відділу хребта на рівнях $L_{IV}-L_V$ та L_V-S_1 під різними кутами фіксації сегментів у програмі OpenSim. Проаналізовано 5 моделей: 1 (базова) — без змін; 2 — зміни точок прикріплення та сили м'язів; 3 — нормолордотична фіксація; 4 — гіполордотична; 5 — гіперлордотична. Навантаження на зону інтересу вимірювали як величину проєкції вектора сили залежно від кута нахилу тулуба у відсотках до маси тіла. Результати. Моделювання наведених конфігурацій інструментального спондилодезу (інтактного, нормолордотичного, гіперлордотичного, гіполордотичного положень за рахунок зміни кута спондилодеза $L_{IV}-S_1$) показало, що сила навантаження суміжних сегментів за згинання вперед, залежить від виконаного кута інструментального спондилодезу. Висновки. У результаті дослідження кінематичної моделі поперекового відділу хребта з використанням бісегментарного спондилодезу $L_{IV}-S_1$ доведено, що сила навантаження суміжних сегментів за згинання вперед залежить від виконаного кута інструментального спондилодезу. Визначено, що верхній суміжний хребець зони фіксації мав порівняно незначне збільшення навантаження в разі фіксації в гіперлордотичному положенні, за гіполордотичного — навантаження на верхній сегмент призводили до зростання навантажень на верхній суміжний сегмент, а гіполордотичного — незначного зменшення порівняно з варіантом нормолордотичної фіксації. За результатами дослідження передбачається мінімальне ушкодження м'язів під час хірургічного втручання, тому достовірність моделі більш наближена до малоінвазивної хірургії. Розроблені кінематичні моделі можуть бути корисними під час планування операції транспедиккулярної фіксації для запобігання ускладнень.

Ключові слова. Спондилодез, моделювання, динамічне навантаження

Вступ

Задній спондилодез поперекового відділу хребта є однією з найпоширеніших методик хірургічного лікування. Кількість таких операцій стрімко зростає, але разом із цим збільшується і частка ускладнень. Загальна чисельність ускладнень або побічних явищ під час операцій на хребті невідома та вкрай варіабельна, за різними джерелами вони коливаються в межах від 1,8 до 56,4 % [1].

Одним із чинників ризику розвитку ускладнень у хребтово-рухових сегментах грудного та поперекового відділів, а також суміжних сегментів зі спондилодезованими, є зміни сагітального хребтово-тазового балансу [2]. Компенсаторні змінення величини сагітальних вигинів хребта (наприклад, збільшення грудного кіфозу з відповідним зростанням глибини поперекового лордозу) у нормі практично не впливають на положення лінії гравітації. Проте в разі сплюснення сагітальних вигинів із формуванням дегенеративної деформації flat back умикаються альтернативні механізми компенсації [3–5], які погіршують деформації хребтових сегментів. Старіння хребта супроводжується атрофією м'язів-розгиначів та призводить до прогресуючого кіфозу й порушення сагітального балансу [6–8]. Зазначимо, що розвиток дегенеративних захворювань хребта часто характеризується переднім сагітальним дисбалансом, втратою поперекового лордозу та збільшенням нахилу таза [9–12]. Передній дисбаланс безпосередньо пов'язаний із втратою поперекового лордозу. Окрім цього виникають інші зміни хребтово-тазових параметрів, які відповідають компенсаторним механізмам. Щоб оптимізувати лікування дегенеративних захворювань поперекового відділу хребта й уникнути недооцінювання тяжкості захворювання, дуже важливо їх розпізнавати [13]. Компенсаторні механізми зменшують наслідки поперекового кіфозу через передній сагітальний дисбаланс і виникають у ділянці хребта, таза та/або нижніх кінцівок.

Такі анатомічні особливості сагітального балансу призводять до розвитку зміни навантажень на суміжні сегменти зони спондилодезу, відділи міжхребцевого диска та дуговідросткові суглоби, що підвищує ризик прогресування дегенеративних процесів із розвитком ретролістезу, спондилоартрозу, міжкостистої гіперпресії з формуванням міжкостистих неоартрозів та ін.

Мета: визначити вплив зміни м'язів, які відбуваються за умов хірургічного доступу для виконання заднього двосегментарного спондилодезу $L_{IV}-S_1$ на навантаження суміжних рухових сегментів.

Матеріал і методи

Моделювання динамічної симуляції рухів виконано з використанням програмного забезпечення OpenSim [14] зі залученням додаткових програм для розрахунку сил навантаження.

За основу взято модель скелетно-м'язової системи людини [15]. Для спрощення показані лише м'язи, які впливають на сагітальні рухи тулуба (рис. 1).

Вивчали динаміку змін сили навантаження, яку спричинюють між собою поверхні тіл поперекових хребців і суглобова поверхня крижової кістки на здухвинну в крижово-клубовому зчленуванні під час згинання верхньої половини тіла людини. Сила навантаження є векторною величиною й описується за допомогою трьох параметрів: довжини вектора сили (скалярна величина), його напрямку та точки прикладання.

Напрямок сили навантаження тіла визначають за спрямованістю її проекції відносно відповідної осі системи координат (рис. 2).

Проекція вектора сили на вісь X описує навантаження в сагітальній площині, її позитивне значення вказує на напрям вперед, від'ємне — назад. Наближення дії вектора сили на вісь Y показує вертикальний напрямок, за позитивного значення напрямок догори, а від'ємного — донизу.

Моделювали спондилодез двох хребтово-рухових сегментів поперекового відділу хребта на рівнях $L_{IV}-L_V$ та L_V-S_1 під різними кутами фіксації сегментів.



Рис. 1. Скелетно-м'язова модель, яка використана для досліджень (показано м'язи правої половини моделі, відповідальні за сагітальні рухи тулуба)

Для порівняння сили навантаження в суміжних до фіксованих сегментів поперекового відділу хребта було створено 5 моделей:

– 1 (базова), повністю функціонують усі хребтово-рухові сегменти та м'язи поперекового відділу хребта (відсутні ефекти ушкодження та денервації м'язів, усі точки прикріплення збережені);

– 2, повністю функціонують усі хребтово-рухові сегменти поперекового відділу хребта, але змінені параметри м'язів та точки їхнього кріплення;

– 3, фіксацію не змінено відносно «доопераційного» стану сегмента $L_{IV}-L_V$ під кутом 22° , сегмента L_V-S_1 під кутом 24° ;

– 4, фіксацію сегмента $L_{IV}-L_V$ виконано з відтворенням гіполордотичного положення під сагітальним кутом 8° , а сегмента L_V-S_1 під кутом 10° ;

– 5, фіксацію сегмента $L_{IV}-L_V$ здійснено з відтворенням гіперлордотичного положення під сагітальним кутом 32° , а сегмента L_V-S_1 під кутом 34° .

Для моделей 2–4 зроблено зміни в м'язах, які відповідають тим що виникають під час виконання хірургічного заднього доступу до поперекового відділу хребта для проведення заднього інструментального спондилодезу $L_{IV}-S_1$. Денервацію м'язів моделювали шляхом вилучення відповідного волокна м'яза з розрахунку.

Динамічну симуляцію згинання в поперековому відділі хребта проведено в діапазоні від 0° до 45° . Рухи в кульшових суглобах у цьому експерименті не враховувались.

Досліджувались сили навантаження нижче зони спондилодезу, тобто на рівні крижово-клубового зчленування. Навантаження на потрібну зону вимірювали як величину проекції вектора сили залежно від кута нахилу тулуба у відсотках до маси тіла.

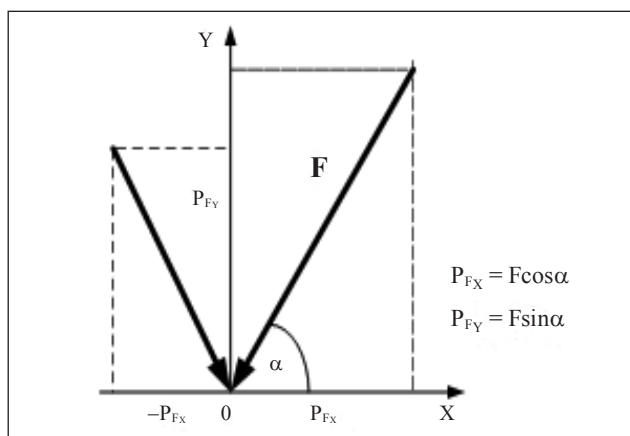


Рис. 2. Приклад визначення проекції сили на осі координат

В умовах циклу згинання до 45° у поперековому відділі хребта людини сила навантаження на тіло L_{IV} хребця в цій моделі, яку взято за базову, змінювалась динамічно.

Результати та їх обговорення

Дослідження навантаження на тіло L_{IV} хребця в умовах згинальних рухів у поперековому відділі хребта в нормі (модель 1)

У першому періоді руху (згинання від вертикального положення до 45°) на осі X відмічено поступові зміни сил навантаження від $-6,94\%$ ваги тіла до $-0,93\%$, вектор сили направлений назад. Різниця за цей період склала $6,01\%$.

По осі Y зазначений параметр на початку руху (у проміжку $0^\circ-13^\circ$ згинання) незначно збільшувався від $48,95$ до $49,97\%$. Далі (від 14° до 44°) відбувалося поступове зниження сили навантаження від $49,89$ до $42,65\%$ досягнувши мінімуму за кута 45° , різниця за цей період склала $7,40\%$. Під час розгинання (повернення до вертикального положення) відбувалося віддзеркалення динаміки навантаження (рис. 3).

Дослідження навантаження на тіло L_{IV} хребця за імітації часткового ушкодження м'язів та переносу точок їх кріплення (модель 2)

Модель побудовано для визначення зміни сили навантаження на суміжні сегменти в умовах повного циклу згинання за імітації ушкодження м'язів спини поперекового відділу хребта під час виконання доступу інструментального спондилодезу на рівні $L_{IV}-S_1$.

У разі згинання до кута 45° в поперековому відділі хребта людини сила навантаження на тіло хребця L_{IV} в моделі 2 на осі X відмічено поступову зміну значення сили навантаження $-7,11\%$ ваги тіла до $-0,85\%$ з напрямком вектора сили дозад. Різниця за цей період склала $6,26\%$.

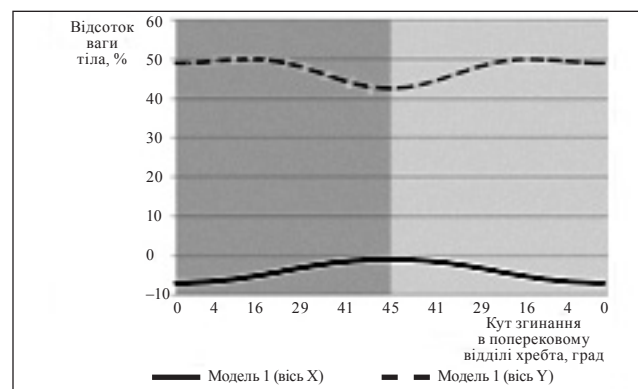


Рис. 3. Графіки зміни проекції вектора сили навантаження на тіло L_{IV} хребця на осі X та Y під час згинання в поперековому відділі хребта (модель 1)

По осі Y за згинання до 10° сила навантаження поступово збільшувалася з 48,62 до 49,31 %, далі від 11° до 44° відбувалося зниження від 49,26 до 41,09 % досягнувши мінімуму за кута згинання 45° — 41,01 % ваги тіла. Різниця за цей період склала 8,30 %. Під час розгинання спостерігався дзеркальний напрямок зміни навантаження (рис. 4).

Навантаження на тіло L_{IV} хребця за спондилодезу L_{IV}-S_I в нормолордотичному положенні поперекового лордозу (модель 3)

За згинання на осі X відмічено зміну значень сили від -16,14 % до -1,31 % ваги тіла за 45°. Напрямок вектора сили дозаду, різниця за цей період становила 14,83 %.

По осі Y відбувалося поступове зниження сили навантаження від 63,49 до 46,98 % на 45°, різниця 16,51 %. У процесі розгинання відбувались зворотні зміни (рис. 5).

Навантаження на тіло L_{IV} хребця під час виконання бісегментарного спондилодезу L_{IV}-S_I у гіполордотичному положенні поперекового лордозу (модель 4)

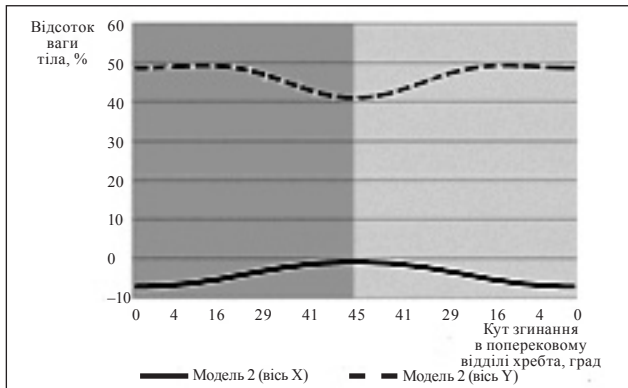


Рис. 4. Графіки зміни проекції вектора сили навантаження на тіло L_{IV} хребця на осі X та Y під час згинання в поперековому відділі хребта (модель 2)

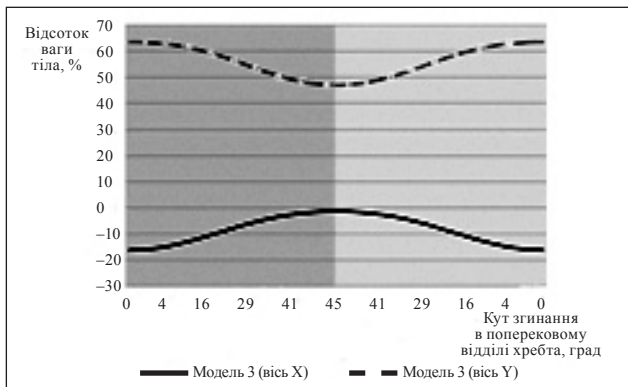


Рис. 5. Графіки зміни проекції вектора сили навантаження на тіло L_{IV} хребця на осі X та Y за згинання у поперековому відділі хребта (модель 3)

У разі згинання на осі X зафіксовано поступову зміну значення сили від -16,02 % ваги тіла з досягненням максимального показника -1,67 % ваги тіла в кінці періоду за кута згинання 45°, різниця за цей період склала 14,35 %. Напрямок вектора сили навантаження порівняно з попередніми моделями не змінився.

По осі Y під час згинання відбувалося поступове зниження сили навантаження від 60,80 до 43,70 %, різниця становила 17,09 %. За розгинання відбувались зворотні зміни в дзеркальному вигляді (рис. 6).

Навантаження на тіло L_{IV} хребця за умов здійснення бісегментарного спондилодезу L_{IV}-S_I у гіперлордотичному положенні поперекового лордозу (модель 5)

За згинання до 45° по осі X відмічено зміни сили навантаження від -15,95 до -1,04 % ваги тіла. Різниця за цей період 14,91 %.

По осі Y відбувалося поступове зниження сили навантаження від 64,13 до 48,01 % на 45° (різниця за цей період 16,12 %). У другий період руху

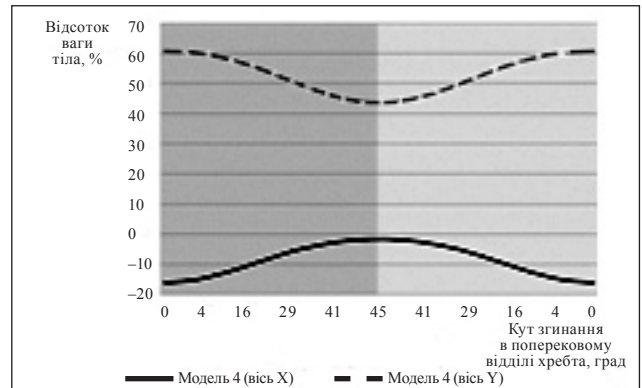


Рис. 6. Графіки зміни проекції вектора сили навантаження на тіло L_{IV} хребця на осі X та Y за згинання в поперековому відділі хребта (модель 4)

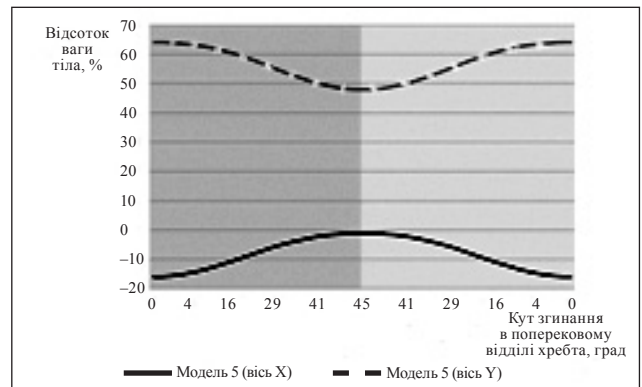


Рис. 7. Графіки зміни проекції вектора сили навантаження на тіло L_{IV} хребця на осі X та Y за згинання в поперековому відділі хребта (модель 5)

Таблиця

Сила навантаження на поверхню клубової кістки в крижово-клубовому зчленуванні в усіх моделях

Кут (град)	Відсоток від ваги тіла (%)									
	модель 1		модель 2		модель 3		модель 4		модель 5	
	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
0	6,9	48,9	7,1	48,6	16,1	16,1	16,0	60,8	15,9	64,1
45	0,9	42,6	0,8	41,0	1,3	1,3	1,7	43,7	1,0	48,0
Зміна (% від маси тіла)	6,1	7,3	6,3	7,6	14,8	14,8	14,3	17,1	14,9	16,1

(повернення до вертикального положення від кута згинання 45°) відбувались зворотні зміни в дзеркальному вигляді (рис. 7).

Обговорення

М'язова сила та функція були однаковими для всіх видів створеного інструментального спондилодезу, а також не враховували травматичність під час виконання доступу. Усі ці чинники й отримані результати нашого дослідження передбачають мінімальне ушкодження м'язів під час хірургічного втручання.

Для аналізу результатів моделювання, отримані показники зведено в таблицю.

У моделях зі спондилодезом зміни навантаження відбуваються переважно у вертикальному напрямку (по осі Y), максимальні зміни (17,1 %) зафіксовано в моделі 4 — за гіперлордотичної фіксації. У горизонтальному напрямку (вісь X), зміни не значні — у межах 1 % у моделях зі спондилодезом, але у порівнянні з базовою моделлю (1) відмічали збільшення сили навантаження в 2,5 разу. Зазначимо, що напрямок сили навантаження — векторна величина, тому збільшення навантаження у вертикальному напрямку відповідно зменшує його в горизонтальному, і навпаки. Тобто метод лордотичної фіксації може змінити співвідношення вертикального та горизонтального напрямку дії сили і, відповідно, регулювати навантаження на тіло хребця.

Механічний вплив силових навантажень на суміжні сегменти із зоною фіксації можна визначити з результатів дослідження. Моделювання дає більше уявлення й характеристику та пояснює взаємозв'язок між м'язами, спондилодезом, кінематикою навантажень на тіло хребця вище рівня інструментації після виконаного хірургічного втручання. Такі зміни амплітуди навантажень, по-перше, можуть впливати на розвиток захворювань суміжного сегмента прилеглого до зони спондилодезу, по-друге, бути одним із чинників розвитку ускладнень безпосередньо пов'язаних із транспедикулярною конструкцією.

На основі експерименту також доведено, що серед інших можливих механічних чинників, які потрібно враховувати під час проведення хірургічного лікування з використанням інструментального спондилодезу, важливе значення мають зміни сагітального положення поперекового лордозу. Фіксація в гіперлордотичному положенні призводила до зростання навантажень на верхній суміжний сегмент, проте отримані показники збільшення сили навантаження були незначними по відношенню до фіксації лордозу в інтактному положенні.

Дослідження показало зміни кінематики сил навантаження на хребець суміжний із рівнем інструментального спондилодезу. Розроблені кінематичні моделі в цій роботі, можуть бути потенційно запропоновані як орієнтир під час планування хірургічного втручання як профілактичні заходи ускладнень транспедикулярної фіксації. У тім необхідно бути обережним у разі екстраполяції цих результатів у клінічну практику.

Загалом моделювання поданих конфігурацій інструментального спондилодезу (інтактного, нормолордотичного, гіперлордотичного, гіполордотичного положень за рахунок зміни кута спондилодеза $L_{IV}-S_I$) показало, що сила навантаження суміжних сегментів під час згинання вперед, залежить від виконаного кута інструментального спондилодезу.

Висновки

Під час дослідження кінематичної моделі поперекового відділу хребта з використанням бісегментарного спондилодезу $L_{IV}-S_I$ доведено, що сила навантаження суміжних сегментів за згинання вперед залежить від виконаного кута інструментального спондилодезу. Визначено, що верхній суміжний хребець зони фіксації мав порівняно незначне збільшення навантаження за фіксації в гіперлордотичному положенні, у разі гіполордотичного — навантаження на верхній сегмент призводило до зростання навантажень на верхній суміжний сегмент, а за гіполордотичного —

незначне зменшення порівняно з варіантом нормолордотичної фіксації.

За результатами експерименту передбачається мінімальне ушкодження м'язів під час хірургічного втручання, тому достовірність моделі більш наближена до малоінвазивної хірургії.

Розроблені кінематичні моделі можуть бути корисними під час планування операції транспедикулярної фіксації з метою запобігання ускладнень.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

- Nasser, R., Yadla, S., Maltenfort, M. G., Harrop, J. S., Anderson, D. G., Vaccaro, A. R., Sharan, A. D., & Ratliff, J. K. (2010). Complications in spine surgery. *Journal of Neurosurgery: Spine*, *13* (2), 144–157. <https://doi.org/10.3171/2010.3.spine09369>
- Izumi, Y., & Kumano, K. (2001). Analysis of sagittal lumbar alignment before and after posterior instrumentation: Risk factor for adjacent unfused segment. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*, *11* (1), 9–13. <https://doi.org/10.1007/bf01706654>
- Kobayashi, T., Atsuta, Y., Matsuno, T., & Takeda, N. (2004). A Longitudinal Study of Congruent Sagittal Spinal Alignment in an Adult Cohort. *Spine*, *29* (6), 671–676. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000115127.51758.a2>
- Jackson, R. P., Peterson, M. D., McManus, A. C., & Hales, C. (1998). Compensatory Spinopelvic Balance Over the Hip Axis and Better Reliability in Measuring Lordosis to the Pelvic Radius on Standing Lateral Radiographs of Adult Volunteers and Patients. *Spine*, *23* (16), 1750–1767. <https://doi.org/10.1097/00007632-199808150-00008>
- Popsuyshapka, K., Kovernyk, O., Pidgaiska, O., Karpinsky, M., & Yaresko, O. (2022). Study of the stress-strain state of the models of posterior lumbar fusion in negative indicators of sagittal balance of the spine and pelvis. *TRAUMA*, *23* (6), 11–27. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.6.23.2022.919>
- Gelb, D. E., Lenke, L. G., Bridwell, K. H., Blanke, K., & McEnery, K. W. (1995). An Analysis of Sagittal Spinal Alignment in 100 Asymptomatic Middle and Older Aged Volunteers. *Spine*, *20* (12), 1351–1358. <https://doi.org/10.1097/00007632-199506020-00005>
- Kobayashi, T., Atsuta, Y., Matsuno, T., & Takeda, N. (2004). A Longitudinal Study of Congruent Sagittal Spinal Alignment in an Adult Cohort. *Spine*, *29* (6), 671–676. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000115127.51758.a2>
- Vital, J.-M., Gille, O., & Gangnet, N. (2004). Équilibre sagittal et applications cliniques. *Revue du Rhumatisme*, *71* (2), 120–128. (in French) <https://doi.org/10.1016/j.rhum.2003.09.020>
- Barrey, C. (2011). L'Equilibre Sagittal: Equilibre sagittal pelvi-rachidien et pathologies lombaires dégénératives Etude comparative à propos de 100 cas (Omn.Univ.Europ.) (French Edition). Éditions universitaires européennes.
- Barrey, C., Jund, J., Nosedá, O., & Roussouly, P. (2007). Sagittal balance of the pelvis-spine complex and lumbar degenerative diseases. A comparative study about 85 cases. *European Spine Journal*, *16* (9), 1459–1467. <https://doi.org/10.1007/s00586-006-0294-6>
- Barrey, C., Jund, J., Perrin, G., & Roussouly, P. (2007). Spinopelvic alignment of patients with degenerative spondylolisthesis. *Neurosurgery*, *61* (5), 981–986. <https://doi.org/10.1227/01.neu.0000303194.02921.30>
- Jackson, R. P., & McManus, A. C. (1994). Radiographic Analysis of Sagittal Plane Alignment and Balance in Standing Volunteers and Patients with Low Back Pain Matched for Age, Sex, and Size. *Spine*, *19* (Supplement), 1611–1618. <https://doi.org/10.1097/00007632-199407001-00010>
- Barrey, C., Roussouly, P., Perrin, G., & Le Huec, J.-C. (2011). Sagittal balance disorders in severe degenerative spine. Can we identify the compensatory mechanisms? *European Spine Journal*, *20* (S5), 626–633. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1930-3>
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E., & Thelen, D. G. (2007). OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *54* (11), 1940–1950. <https://doi.org/10.1109/tbme.2007.901024>
- Raabe, M. E., & Chaudhari, A. M. W. (2016). An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model: Model development and validation. *Journal of Biomechanics*, *49* (7), 1238–1243. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.02.046>

Стаття надійшла до редакції 29.06.2023

STUDY OF THE L_{IV} VERTEBRAL BODY LOAD DURING DYNAMIC SIMULATION OF MOVEMENTS IN THE LUMBAR SPINE USING MUSCULOSKELETAL MODELS AFTER POSTERIOR BISEGMENTAL SPINE FUSION PERFORMANCE

O. O. Barkov, R. V. Malyk, O. D. Karpinska

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

✉ Oleksandr Barkov, MD, PhD in Traumatology and Orthopaedics: a.barkov.79@gmail.com

✉ Roman Malyk, PhD in Traumatology and Orthopaedics: dr.roman.malyk@gmail.com

✉ Olena Karpinska: helen.karpinska@gmail.com