

# АНАЛІЗ РОЗПОДІЛУ НАПРУЖЕНЬ В МОДЕЛІ ПОПЕРЕКОВОГО ВІДДІЛУ ХРЕБТА У РАЗІ ГРИЖ МІЖХРЕБЦЕВИХ ДИСКІВ

*Попов А.І, Перфільєв О.В., Карпінський М.Ю., Яресько О.В.*

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

**Ключові слова:** *поперековий відділ хребта, міжхребцевий диск, грижа диска, скінченні елементи, напружено-деформований стан, хірургічна стабілізація.*

**Вступ.** Сучасні хірургічні підходи до лікування гриж міжхребцевих дисків охоплюють широкий спектр методів – від декомпресійних операцій до реконструктивних втручань із використанням систем внутрішньої фіксації (спондилодезу). Вибір оптимальної тактики лікування визначається низкою чинників: морфологічним станом фіброзного кільця та пульпозного ядра, кількістю і локалізацією гризових випинань, ступенем компресії нервових структур, а також біомеханічною стабільністю ураженого сегмента. Проте складна анатомо-біомеханічна організація міжхребцевого диска та прилеглих хребців суттєво ускладнює прогнозування результатів лікування, що підвищує ризик післяопераційних невдач.

Результати сучасних досліджень підтверджують, що величина й напрям навантаження, а також ступінь дегенерації міжхребцевого диска суттєво впливають на розподіл напружень у його структурних елементах. Зокрема, Liu та співавт. (2024) показали, що при збільшенні швидкості навантаження зростає ризик механічного руйнування міжхребцевого диска [1]. Інше дослідження, проведене в *Journal of Medical Biomechanics* (2025) [2], продемонструвало суттєві відмінності у розподілі напружень між різними типами гриж, що підтверджує важливість індивідуального підходу при плануванні хірургічних втручань.

Традиційні клінічні методи оцінки стану хребта не завжди дозволяють адекватно врахувати складний тривимірний розподіл напружень і деформацій, які виникають у структурах міжхребцевого диска та суміжних хребців. Саме тому математичне моделювання є ефективним інструментом для вивчення механіки хребетно-рухового сегмента в нормі та при патологічних змінах.

**Мета.** Розробити та проаналізувати математичну модель напружено-деформованого стану хребетно-рухових сегментів поперекового відділу хребта у разі гриж міжхребцевих дисків при різних навантаженнях, визначити закономірності розподілу напружень і деформацій у фіброзному кільці та пульпозному ядрі.

**Матеріали та методи.** Розроблена базова математична скінчено-елементна модель поперекового відділу хребта людини. Модель містила хребці поперекового відділу хребта, крижу, міжхребцеві диски та хрящі в дуговідросчатих суглобах. Міжхребцеві диски моделювали з двох елементів – фіброзного кільця та пульпозного ядра.

На базовій моделі вивчали напружено-деформований стан після дискотомії. Дискотомію моделювали шляхом видалення фрагмента в задній частині диска з лівого боку. Вивчали напружено-деформований стан після дискотомії: 1 – диски без ушкоджень (норма); 2 – ушкодження диска L4-L5; 3 – ушкодження диска L5-S1; 4 – поєднане ушкодження дисків L4-L5 і L5-S1.

Під час моделювання припускалося, що всі матеріали є однорідними й ізотропними. Для дискретизації застосовували 10-вузлові тетраедри з квадратичною апроксимацією. Механічні властивості біологічних тканин було обрано з літературних джерел: кортикальної та губчастої кістки, міжхребцевих дисків [3], хрящ [4]. У процесі аналізу враховували модуль Юнга (E) та коефіцієнт Пуассона ( $\nu$ ).

Напружено-деформований стан моделей досліджували під впливом вертикального стискаючого навантаження 350 Н, що відповідає вазі верхньої частини тіла. Розподіл навантаження між хребцями виконували згідно даних літератури [5]. Окрім того, модель вивчали під впливом додаткового навантаження величиною 250 Н, що імітує наявність бронезилета, та 500 Н, що імітує повне спорядження бійця.

**Результати.** Першим етапом роботи вивчали напружено-деформований стан моделі без дефектів. Проведене дослідження показало, що в нормі при фізіологічному навантаженні максимальний рівень напружень 10,8 МПа визначено в тілі хребця L5, мінімальний 1,2 МПа – в тілі хребця S1. В тілах інших хребців поперекового відділу хребта напруження поступово зростають від 7,1 МПа в тілі хребця L1 до 8,9 МПа в тілі хребця L4.

Додаткове навантаження величиною 25 кг викликає підвищення рівня напружень в кісткових структурах моделі. Так, максимальний рівень напружень, зафіксований в тілі хребця L5, зростає до позначки 18,4 МПа, а мінімальний, в тілі хребця S1 – до 2,0 МПа. В тілах інших

хребців величини напружень спостерігали в межах від 12,1 МПа до 15,1 МПа.

Збільшення додаткового навантаження на хребет до 50 кг викликає відповідне підвищення рівня напружень в кісткових структурах хребта. Максимальне і мінімальне значення напружень, як і в попередніх моделях, визначені відповідно в хребцях L5 і S1, але їх номінальні значення зросли до позначок 25,9 МПа і 2,9 МПа. Теж саме відбувається і в інших хребцях, де напруження визначені в межах від 17,0 МПа в хребці L1 до 21,4 МПа в тілі хребця L4.

Наявність дефекту фіброзного кільця диска L4-L5 при фізіологічному навантаженні практично не викликає змін напружено-деформованого стану кісткових структур. Винятком є хребець L4, в тілі якого напруження підвищуються до позначки 9,2 МПа. Аналогічна картина спостерігається і при підвищенні навантаження на 25 кг і 50 кг. В порівнянні з попередньою моделлю зміни відбуваються тільки в тілі хребця L4, де напруження визначено на позначках 18,4 МПа та 25,9 МПа, відповідно зростанню навантаження.

Дефект фіброзного кільця міжхребцевого диска L5-S1 також не викликає змін в напружено-деформованому стані кісткових структур поперекового відділу хребта. Невеличкі зміни рівня напружень, в порівнянні з моделлю без дефекту, визначені тільки в прилеглих до диску тілах хребців L5 і S1, де вони підвищилися до позначок 11,2 МПа і 1,3 МПа, відповідно. При підвищенні навантаження на 25 кг при загальному підвищенні рівня напружень в кісткових структурах моделі, в порівнянні з моделлю без дефекту, незначні зміни величини напружень спостерігали тільки в хребцях L5 і S1, в яких напруження визначені на рівні 19,0 МПа і 2,2 МПа, відповідно. Теж саме відбувається і при підвищенні навантаження на 50 кг. В цьому випадку величина напружень в тілах хребців L5 і S1 визначена на позначках 26,9 МПа і 3,1 МПа.

Поєднаний дефект фіброзних кільць двох міжхребцевих дисків L4-L5 і L5-S1, в порівнянні з моделлю без дефектів, викликає незначні зміни рівня напружень тільки в тілах хребців, які контактують безпосередньо з ушкодженими міжхребцевими дисками, до рівня моделей з відокремленими ушкодженнями цих дисків. Так при фізіологічному навантаженні визначено підвищення рівня напружень в тілі хребця L4 до позначки 9,2 МПа, в тілі хребця L5 – до 11,2 МПа і в тілі хребця S1 – до 1,3 МПа.

Аналогічний характер змін спостерігали і при підвищенні навантаженні на хребет. Так, при додатковому навантаженні на 25 кг, в порівнянні з моделлю без дефектів, величини напружень в хребцях L4, L5 і S1 підвищилися до рівня 15,6 МПа, 19,0 МПа і 2,2 МПа, відповідно. Підвищення навантаження на 50 кг напруження в тілах хребців L4, L5 і S1 підвищилися до позначок 22,1 МПа, 26,9 МПа і 3,1 МПа, що також відповідає значенням моделей з окремими ушкодженнями відповідних міжхребцевих дисків.

Таким чином, проведені дослідження дозволяють зробити заключення про те, що дефекти фіброзного кільця викликають незначні зміни величин напружень тільки в тілах хребців, які безпосередньо контактують з ушкодженими дисками. Підвищення величини навантаження на поперековий відділ хребта викликає загальне підвищення рівня напружень в кісткових структурах, при цьому характер розподілу напружень між хребцями в залежності від локалізації ушкоджень фіброзних кільць міжхребцевих дисків не змінюється.

Визначено, що при фізіологічному навантаженні поперекового відділу хребта без ушкоджень міжхребцевих дисків максимальний рівень напружень виникає в фіброзному кільці диска L5-S1, а саме в його передній частині – 0,9 МПа і в задній – 1,0 МПа. В фіброзних кільцях інших дисків напруження визначені приблизно однаковими і спостерігалися в межах від 0,1 МПа до 0,2 МПа в їх передній частині та від 0,4 МПа до 0,6 МПа в задніх. Додаткове навантаження 25 кг викликало загальне підвищення рівня напружень в фіброзних кільцях всіх дисків. При цьому максимальні показники зберігалися в фіброзному кільці диска L5-S1 і були визначені на рівні 1,5 МПа в його передній частині та 1,7 МПа – в задній. Рівень напружень в інших дисках був значно нижчим і визначений в межах від 0,2 МПа до 0,3 МПа в їх передніх частинах і від 0,7 МПа до 1,0 МПа в задніх. Підвищення додаткового навантаження до 50 кг викликало подальше зростання рівня напружень в фіброзних кільцях всіх міжхребцевих дисків, але характер розподілу напружень залишився тим самим. Максимум в диску L5-S1 підвищився до позначок 2,2 МПа і 2,4 МПа, відповідно спереду і ззаду, в інших дисках не перевищував межі 0,5 МПа в передній частині і 1,4 МПа в задній.

Результати проведеного моделювання дозволили визначити, що дефект у фіброзному кільці міжхребцевого диску L4-L5, призводить до зміни напружено-деформованого стану тільки в цьому диску. А саме в його задній частині де локалізований дефект. При цьому підвищення

величини напружень не перевищує 15 % і дорівнює 0,7 МПа. Напруження в інших дисках залишаються на рівні показників моделі без дефектів. При збільшенні навантаження на додаткові 25 кг також зростають і величини напружень в фіброзних кільцях міжхребцевих дисків. Єдиною відмінністю від моделі без дефектів залишаються напруження в задній частині фіброзного кільця диска L4-L5, де різниця із зазначеною моделлю теж зростає до 20%, а в абсолютних значеннях напруження дорівнюють 1,2 МПа. Підвищення додаткового навантаження до 50 кг не викликає принципових змін напружено-деформованого стану фіброзних кільць, окрім загального підвищення рівня напружень во всіх міжхребцевих дисках. Величина напружень 1,7 МПа в задній частині фіброзного кільця диску L4-L5 на 0,3 МПа більше ніж показник моделі без дефектів, тобто різниця залишається на рівні 20%.

Дефект в задній частині фіброзного кільця міжхребцевого диска L5-S1 призводить до змін напружено-деформованого стану тільки ушкодженого диску. На відміну від попередньої моделі ці зміни відбуваються як в задній частині фіброзного кільця, де напруження визначені на рівні 1,2 МПа, що на 20 % вище за модель без дефектів, так і в передній його частині, де величин напружень зростає на 10 % до показника 1,0 МПа. Додаткове навантаження величиною 25 кг викликає загальне підвищення рівня напружень во всіх міжхребцевих дисках, але різниця з моделлю без дефектів зберігається тільки в фіброзному кільці диска L5-S1, напруження в якому набувають значень 1,7 МПа і 2,0 МПа, відповідно в передній і задній його частинах. Теж саме відбувається і при збільшенні додаткового навантаження до 50 кг. При цьому напруження в передній частині диска L5-S1 зростають до рівня 2,4 МПа, а в задній - до 2,9 МПа.

При наявності дефектів в фіброзних кільцях двох міжхребцевих дисках загальний характер змін в їх напружено-деформованому стані зберігається. Підвищення рівня напружень, порівняно з моделлю без дефектів, визначено тільки в фіброзних кільцях ушкоджених дисків, при цьому зміни відбуваються і в передній, і задній їх частинах. Так, напруження в фіброзному кільці диска L4-L5 підвищуються до рівня 0,3 МПа і 0,7 МПа в його передній і задній частинах відповідно. В фіброзному кільці диска L5-S1 напруження визначено на позначках 1,0 МПа в його передній частині і 1,2 МПа – в задній. Підвищення навантаження на поперековий відділ хребта на додаткові 25 кг викликає загальне підвищення рівня напружень во всіх міжхребцевих дисках, але відмінності від моделі без дефектів зберігаються тільки в дисках з

дефектами. Напруження в фіброзному кільці диска L4-L5 підвищуються до позначок 0,5 МПа і 1,2 МПа, відповідно в його передній і задній ділянках. Напруження в фіброзному кільці диска L5-S1 визначаються на рівні 1,7 МПа спереду і 2,0 МПа ззаду. При збільшенні додаткового навантаження до 50 кг характер змін напруженно-деформованого стану залишається ти самим. Відмітимо, що напруження в передній частині фіброзного кільця диска L4-L5 підвищуються до позначки 0,7 МПа, в задній – до 1,7 МПа. В фіброзному кільці міжхребцевого диска L5-S1 напруження визначені на рівні 2,4 МПа і 2,9 МПа в його передній і задній частинах відповідно. Доцільно звернути увагу на таку деталь, що величини напружень в фіброзному кільці диска L5-S1 відповідають аналогічним показникам моделі 3 з відокремленим ушкодженням цього диску, при цьому напруження в передній частині диска L4-L5 на 10 % вище за цей показник моделі 2, де дефект фіброзного кільця диска не поєднується з іншими ушкодженнями.

Результати проведеного моделювання дозволяють зробити висновок про те, що наявність дефекту фіброзного кільця міжхребцевого диску викликає зміни напруженно-деформованого стану тільки ушкодженого диску. Навіть на диски хребцевих сегментів суміжних з ушкодженим, ці дефекти не впливають. При наявності дефекту фіброзного кільця підвищення напружень в ньому відбуваються в межах від 10% в його передній частині до 20 % - в задній.

У випадку неушкодженого хребта при фізіологічному навантаженні в пільпозних ядрах міжхребцевих дисків максимальний рівень напружень 0,2 МПа і 0,01 МПа визначено відповідно в передній і задній ділянках ядра диска L5-S1. Слід відмітити, що на відміну від фіброзних кільць напруження в передніх ділянках пульпозних ядр вище ніж в задніх. Так, в передніх ділянках ядр дисків сегментів вище ніж L5-S1 напруження визначені в межах від 0,05 МПа до 0,08 МПа, а в задніх – від 0,03 МПа до 0,05 МПа. На додаткове навантаження величиною 25 кг ядра дисків реагують підвищеним рівнем напружень максимальне значення яких знову припадає на диск L5-S1, де вони набувають значення 0,34 МПа і 0,17 МПа в передній і задній ділянках відповідно. В передніх і задніх ділянках інших міжхребцевих дисків напруження визначені в межах від 0,09 МПа до 0,14 МПа і від 0,05 МПа до 0,09 МПа, відповідно. Додаткове навантаження 50 кг викликає ще більше підвищення напружень в пульпозних ядрах, які сягають максимуму

0,48 МПа і 0,24 МПа в передній і задній частинах ядра диска L5-S1, відповідно. Таж сама тенденція зберігається і в ядрах інших дисків.

Дефект кільця диска L4-L5 викликає підвищення рівня напружень, в порівнянні з моделлю без дефектів, тільки в ядрі пошкодженого диска. Але на відміну від фіброзного кільця напруження в задній частині пульпозного ядра зростають у 8 рази і визначаються на рівні 0,40 МПа, в передній частині диска спостерігається підвищення рівня напружень на 12 % до 0,09 МПа. Під впливом додаткового навантаження 25 кг відбувається загальне підвищення рівня напружень в пульпозних ядрах всіх міжхребцевих дисків із збереженням негативних тенденцій в ушкодженому диску, в ядрі якого напруження підвищуються до позначок 0,15 МПа і 0,68 МПа, відповідно в передній і задній його ділянках. Таж сама картина спостерігається і при підвищенні додаткового навантаження до 50 кг. При цьому в задній частині ядра диска L4-L5 максимальний показник напруження сягає позначки 0,98 МПа, що в 20 рази вище за показник моделі з неушкодженими дисками при фізіологічному навантаженні.

Дефект фіброзного кільця міжхребцевого диска L5-S1 викликає підвищення рівня напружень тільки в пульпозному ядрі ушкодженого диска. В порівнянні з моделлю без дефектів напруження зростають тільки в задній частині ядра і визначені на позначці 0,60 МПа, що в 6 рази вище за модель без дефекту. Напруження во всіх інших дисках відповідають аналогічним показникам моделі без дефектів. Ця тенденція повністю зберігається і при додатковому навантаженні 25 кг, при якому максимальна величина напружень в задній ділянці пульпозного ядра диска L5-S1 набуває значення 1,02 МПа, а при збільшенні додаткового навантаження до 50 кг напруження сягають позначки 1,44 МПа, що в 14 рази вище ніж в моделі без дефекту при фізіологічному навантаженні.

Незважаючи на збільшення кількості ушкоджених дисків, зміни напруженно-деформованого стану пульпозних ядр, в порівнянні з моделлю без дефектів, відбуваються тільки в дисках з дефектами пульпозного кільця. Так, при фізіологічному навантаженні максимальний рівень напружень визначено в пульпозному ядрі міжхребцевого диску L5-S1, де вони набувають значень 0,2 МПа в його передній частині та 0,7 МПа – в задній. Трохи нижчі напруження в ядрі диску L4-L5, а саме 0,09 МПа і 0,40 МПа в його передній і задній ділянках, відповідно. При підвищенні навантаження на 25 кг збільшуються напруження і в ядрах ушкоджених дисків до позначок

0,15 МПа і 0,68 МПа, відповідно в передній і задній частинах ядра в диску L4-L5, і до 0,34 МПа в передній ділянці і до 1,19 МПа в задній ядра диску L5-S1. В інших дисках рівень напружень відповідає показникам моделі без ушкоджень незалежно від величини навантаження.

**Висновки.** Дефекти фіброзного кільця міжхребцевого диска призводять до локальних змін напружено-деформованого стану, обмежених ушкодженими сегментами. Навіть при підвищеному навантаженні характер розподілу напружень між хребцями залишається стабільним і не залежить від локалізації дефектів. Ураження фіброзного кільця викликає помірне підвищення напружень у кільці (10–20 % залежно від ділянки) і значне збільшення напружень у пульпозному ядрі – до 20 разів відносно фізіологічних значень. При множинних ушкодженнях міжхребцевих дисків міжсегментний вплив залишається мінімальним, а напруження концентруються переважно у зоні безпосереднього дефекту.

#### *Література*

1. Liu Q., Liang X.F., Wang A.G. et al. *Failure mechanical properties of lumbar intervertebral disc under high loading rate. Journal of Orthopaedic Surgery and Research.* 2024;19:15. DOI: 10.1186/s13018-023-04424-x.
2. Biomechanical Characteristics of Different Types of Lumbar Disc Herniation Based on Finite Element Analysis. *Journal of Medical Biomechanics.* 2025;40(3). DOI: [10.16156/j.1004-7220.2025.03.025](https://doi.org/10.16156/j.1004-7220.2025.03.025).
3. Kong W.Z., Goel V.K. Ability of the Finite Element Models to Predict Response of the Human Spine to Sinusoidal Vertical Vibration. *SPINE* 2003; 28: 1961–1967. DOI: 10.1097/01.BRS.0000083236.33361.C5
4. Попсуйшапка К.О., Тесленко С.О., Попов А.І., Карпінський М.Ю., Ярьсько О.В. Дослідження напружено-деформованого стану моделей хребта, в залежності від обсягу руйнування хребця Th6 і варіанту остеосинтезу. *ТРАВМА.* 2022; 23(5): 53-64. DOI: 10.22141/1608-1706.5.23.2022.916.
5. Julien Clin, Carl-Eric Aubin, Nadine Lalonde, Stefan Parent, Hubert Labelle. A new method to include the gravitational forces in a finite element model of the scoliotic spine. *Med Biol Eng Comput.* 2011 Aug;49(8):967-77. doi: 10.1007/s11517-011-0793-4. Epub 2011 Jul 5.