

АНАЛІЗ НАПРУЖНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ ГРУДНОГО ТА ПОПЕРЕКОВОГО ВІДДІЛІВ ХРЕБТА ПІСЛЯ ФІКСАЦІЇ ВЕНТРАЛЬНИМ ІМПЛАНТАТОМ

В статті представлені результати аналізу напружено-деформованого стану (НДС) моделей грудного та грудопоперекового відділів хребта в умовах фіксації вентральним імплантатом та без металевої конструкції. В результаті дослідження встановлено, що встановлення імплантату призводить до зменшення напружень в тілах хребців та більш рівномірному розподілу НДС, порівняно з інтактним хребтом, при цьому абсолютні значення напружень в тілах хребців не досягають критичних значень, які можуть призвести до порушення репаративних процесів в кістковій тканині та виникнення псевдоартрозу. Також виявлено, що вентральна інструментація хребта не порушує симетричність напружень на поверхні дуговідросткових суглобів, залишаючи, а найбільш напруженими є суглоби нижніх сегментів в зоні спондилодезу.

Ключові слова: вентральний спондилодез, напружено-деформований стан, сколіоз, хребет.

Введення

Здійснення хірургічних втручань метою яких є корекція деформації хребта у більшості випадків передбачає встановлення імплантатів, що коригують викривлення та виконують функцію своєрідної внутрішньої шини до моменту виникнення кісткового блоку. Вентральні імплантати, що встановлюють на тіла хребців частіш за все використовують для корекції сколіотичних деформацій грудного та грудопоперекового відділів хребта (I або V тип за класифікацією Lenke).

Відомо, що металевий фіксатор, що встановлено на хребет змінює біомеханічні умови його функціонування. При цьому, металева конструкція повинна відновлювати втрачену в результаті захворювань або ушкоджень хребта біомеханічну рівновагу, але встановлення імплантату без урахування особливостей умов навантаження опірних колон може привести до небажаних наслідків серед яких є псевдоартроз, порушення цілісності кісткової тканини або імплантату, втрата хірургічної корекції та навіть неврологічні ускладнення та інші [7].

Саме тому, вивчення та розуміння зміни навантажень, що виникають в хребті після встановлення металевих імплантатів є одним з актуальних питань сучасної ортопедії та травматології.

Мета дослідження — провести аналіз напружено-деформованого стану (НДС) моделей грудного та поперекового відділів хребта в умовах фіксації вентральним імплантатом та без металевої конструкції.

Матеріали та методи

Для проведення дослідження використовували метод кінцевих елементів. Суть цього методу полягає в тому, що об'єкт, який досліджують (в даному випадку хребет та імплантат розбивається на ділянки більш простої форми, геометричні розміри яких значно менші розмірів конструкції. У математичній моделі реальне поле напружень замінюється дією зусиль і переміщеннями у вузлових точках, в яких відбувається з'єднання елементів. Для кожного кінцевого елемента існує своя, локальна система координат, в якій будуються рівняння. Співвідношення, що зв'язують вузлові зусилля і переміщення кінцевого елемента, можна записати у вигляді рівняння рівноваги (жорсткості) для кожного елемента. Вирішивши систему рівнянь, по знайденим переміщенням, можна, визначити компоненти деформацій і напружень для будь-якої точки тіла [2].

При дослідженні проводили моделювання таких ситуацій: хребцеві сегменти T5-T10 та сегменти T11-L3 (рис. 1 а, б), які фіксовані вентральним імплантатом (перша модель – справа, друга модель – зліва) та інтактні ті ж самі відділи хребта. Вибір вищезазначених сегментів обумовлений типом локалізацією викривлень

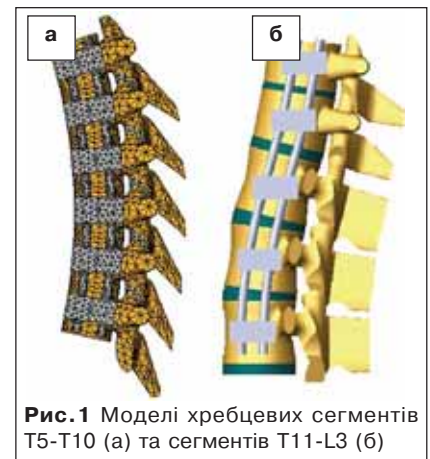


Рис. 1 Моделі хребцевих сегментів T5-T10 (а) та сегментів T11-L3 (б)

I та V типу за Lenke. Для побудови геометричної моделі хребців використовували поперечні зрізи, побудовані за томограм відповідних відділів хребта (відстань між зрізами 3 мм). Хрящові поверхні міжхребцевих суглобів задавалися у вигляді пластини, товщиною 2 мм, що становить середньостатистичний показник суб'єктів у віці 14-18 років [3].

Анатомічні параметри, використані при побудові моделі, вказані в табл. 1.

В якості конструкції для вентрального спондилодезу була обрана комерційно доступна вентральна двострижньова система. В разі встановлення імплантату моделювали тотальне видаленні міжхребцевих дисків та замикальних пластин тіл хребців, створюючи щільний контакт тіл хребців (кістка на кістку). Геометричні параметри даних імплантатів представлені в табл. 2. Матеріали вважалися однорідними та ізотропним. Механічні характеристики біологічних тканин і елементів фіксуєної конструкції, використані при розрахунках, були взяті з літератури [2] та наведені в табл. 3.

Таблиця 1

Анатомічні параметри, що були використані під час дослідження

Параметр	Величина, °
Клиновидність грудних хребців	5
Грудний кіфоз	30
Поперековий лордоз	45

Таблиця 2

Геометричні параметри імплантатів, що були використані при дослідженні

Параметр	Розмір, мм
Діаметр стрижня	5,5
Діаметр гвинта	6,5

Таблиця 3

Механічні характеристики біологічних тканин та імплантату

Ткань	E (МПа)	ν	$\sigma_{вр}$ (МПа)
Компактна кістка	18 350	0,3	128
Губчаста кістка	330	0,3	10
Хрящ	10,5	0,49	2
Міжхребцевий диск	5	0,49	5
Імплантат	210 000	0,3	600

На моделі накладали обмеження по переміщенню на нижній площині тіла хребця T10 та L3 та дуговідросткових суглобів. При дослідженні визначали інтенсивність приведених напружень. В якості навантаження обрано вагу частини тіла, що розташована вище. У першій розрахунковій моделі вага вищерозташованої частини тіла для грудних хребців складає 25% від загальної ваги. Це навантаження розподіляється таким чином: 80% навантаження припадає на тіло хребця і 20% на суглобові маси. В даному дослідженні передбачалося, що вага тіла дорівнює 700 Н, відповідно навантаження складало 175 Н. Для дослідження другої моделі навантаження складало 50% від маси тіла або 350 Н [4].

Результати та їх обговорення

Сегменти T5-T10

Характер розподілу напружень в тілах хребців та їх значення показані на рис.3, з якого можна побачити наступне. Як в інтактному так і в прооперованому хребті найбільш навантаженими є

хребці T7-T9, локалізація яких відповідає вершині грудного кіфозу. Значення напружень в цій ділянці знаходиться в межах 4,8-5,0 МПа (інтактний хребет) та 3,0-3,2 МПа (фіксований хребет). При цьому, встановлення вентрального імплантату зменшує абсолютні значення напружень в тілах хребців на 25-35%.

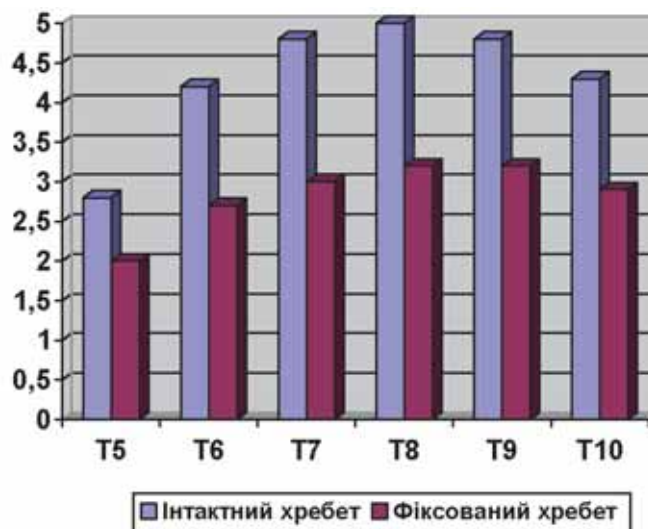


Рис. 2. Напруження в тілах грудних хребців

В дугах хребців грудного відділу хребта спостерігаються такі зміни НДС (рис.3). При відсутності конструкції, так же як і в тілах хребців, найбільші напруження виникають в сегментах T7-T9, де вони становлять 4,8-5,0 МПа, а найменші – в сегментах T5 (2,8 МПа) та T10 (4,3 МПа). Встановлення імплантату зменшує напруження в лівих та правих дугах хребців до 0,4-2,6 МПа та 1,8-2,9 МПа відповідно. Тільки в сегменті T5 значення напружень практично не змінюється.

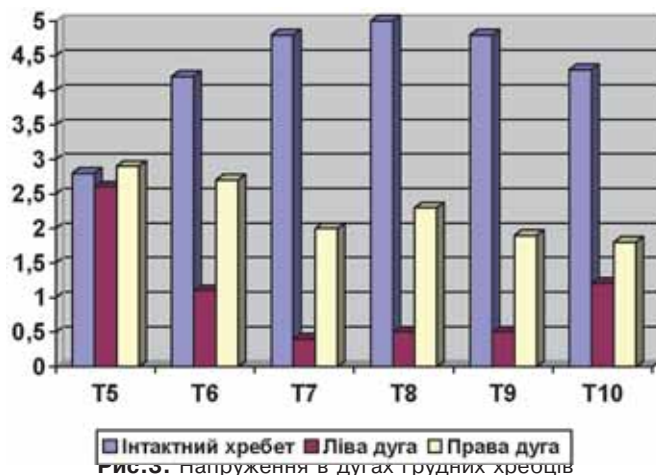


Рис. 3. Напруження в дугах грудних хребців

Слід зауважити, що фіксація хребта спричиняє зворотні зміни розподілу напружень в моделях, що досліджували. Якщо в інтактному хребті найбільші напруження виникають на вершині грудного кіфозу, то при встановленні імплантату

дуги відповідних хребців є найменш напруженими. Також спостерігаються асиметричні напруження, тобто ліві дуги хребців (зона розташування імплантату) напружені на 40-80% менше ніж праві.

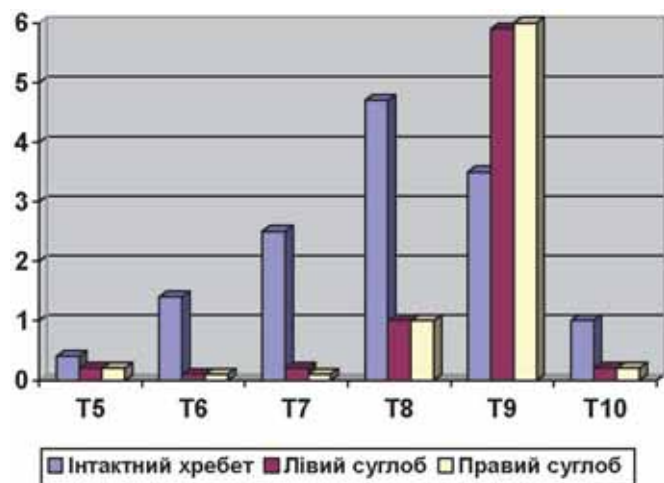


Рис.4. Напруження в суглобових поверхнях грудних хребців

При встановленні імплантату значні зміни НДС виникають в дуговідросткових поверхнях міжхребцевих суглобів (рис. 4). Якщо в інтактному хребті найбільші напруження реєструються на вершині грудного кіфозу, то фіксація хребта сприяє зміщенню локалізації максимальних навантажень в сегменті Т9, де напруження складають 5,9-6,0 МПа. В інших сегментах спостерігається зменшення напружень на 20-50%. На відміну від дуг хребців, суглобові поверхні навантажуються симетрично.

Сегменти T11-L3

Дослідження особливостей НДС сегментів, що частіш за все фіксуються при V типі сколіозу за Lenke, показало наступне. На рис. 5 представлені діаграми напружень в тілах хребців. В інтактному хребті найбільш напруженою ділянкою є зона грудопоперекового переходу (сегмент T12), де значення напружень складає 7,8 МПа, в інших хребцях цей показник нижче, та складає 2,8-3,4 МПа. Встановлення конструкції зменшує напруження на тіла всіх фіксованих хребців T11 на 29% та T12 – на 61%. При цьому в сегментах L1-L3 напруження на хребці збільшуються на 20-30%. Крім того, встановлення імплантату сприяє більш рівномірному розподілу НДС, порівняно з моделлю інтактного хребта.

Напруження дуг хребців в сегменті, що досліджували, було найбільш високим в сегментах T11-L1 інтактного хребта і сягало 10,8-11,6 МПа. При встановленні металевої конструкції, взагалі напру-

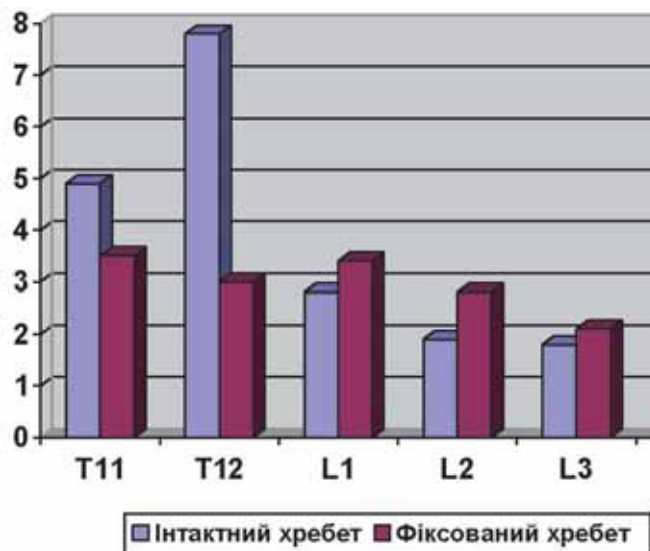


Рис. 5. Напруження в тілах поперекових хребців

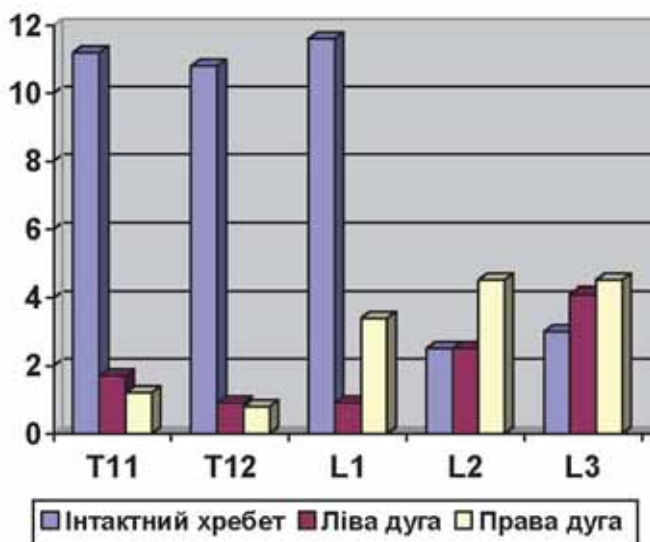


Рис.6. Напруження в дугах поперекових хребців

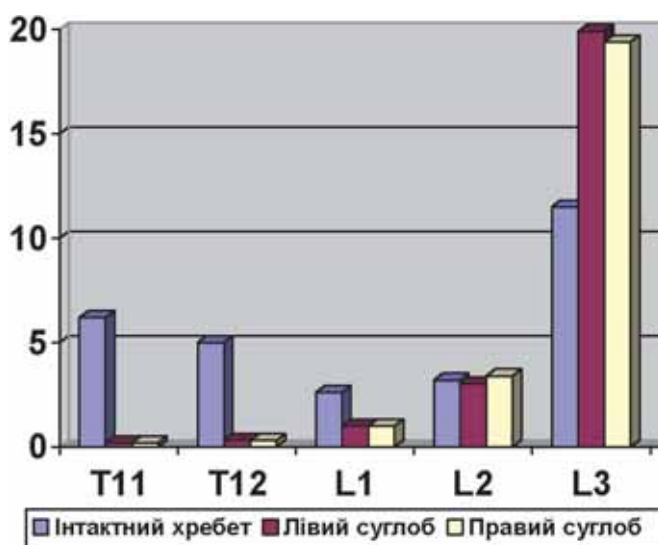


Рис.7. Напруження в суглобових поверхнях поперекових хребців

ження дуг хребців різко зменшується (до 90%), а зона максимальних навантажень зміщується до сегментів L1-L3 (рис. 6). При цьому, як і в грудному відділі хребта, спостерігається асиметричність навантажень дуг: з боку встановленого імплантату напруження менше в сегментах L1- L3 (0,9-4,1 МПа порівняно з 3,9-4,5 МПа з іншого боку), в той же час ліві дуги сегментів T11 та T12 (відповідає боку встановлення імплантату) менш навантажені, ніж праві (відповідно на 0,5-2,5 МПа).

Аналіз значень напружень та характеру розподілу НДС на поверхнях дуговідросткових суглобів показав наступне (рис. 7). В інтактному хребті найбільш напруженими є суглоби L3 з абсолютним значенням 11,5 МПа, в той же час встановлення металевих фіксаторів збільшує цей показник в даному сегменті до 19,9 МПа (для лівого) та 19,4 МПа (для правого суглобів). В сегментах T11-12 інструментація хребта сприяє значному зменшенню напружень – з 6,2 МПа до 0,2 МПа. В сегменті L1 напруження зменшуються на 1,6 МПа, а в L1 – практично не змінюються. В цілому порівняно з інтактним хребтом фіксація переміщує зону максимальних навантажень в сегменти L1- L3, при цьому, суглобові поверхні навантажуються симетрично.

Як відомо встановлення металевих фіксаторів на хребет спричиняє зміни в розподіленні навантаження між елементами опірних колон хребта, а також частково навантаження передаються на імплантат, який в ідеалі формує умови для створення спондилодезу. Відповідно до закону Wolff перебудова кісткової тканини, та її більша щільність спостерігається у ділянках, які зазнають більших напружень. Відповідно, при відсутності навантаження кісткова маса зменшується та виникає локальний остеопороз. В своєму експериментальному дослідженні на лабораторних тваринах McAffee встановив, що імплантація ригідних металевих фіксаторів спричиняє втрату кісткової щільності тіл хребців, при цьому ступінь вираженості цього процесу має пряму кореляцію зі збільшенням діаметру фіксуєчого стрижня ("stress shielding phenomenon"). Результатом цього процесу стає втрата стабільності фіксації хребта та псевдоартроз [5].

Craven в своєму дослідженні розвинув цю теорію, та встановив, що зменшення діаметру фіксуєчого стрижня сприяє створенню більш якісного кісткового блоку в хребті у тварин. Експериментальним шляхом автор довів, що у разі коли аксіальне навантаження на кісткову тканину в результаті інструментації складає не менше ніж 70%, порівняно з інтактним хребтом, спондилодез відбувається. В статті зауважено, що отримані у чотири-

ногих тварин дані у майбутньому слід екстраполювати на людей [6].

В нашому дослідженні виявлено, що в тілах хребців при встановленні імплантату спостерігається зменшення абсолютних показників напружень, а характер розподілення НДС є більш рівномірним. В той же час абсолютні показники цих напружень не зменшуються до критичних значень, при яких порушується репаративний процес в кістковій тканині. Виключенням є ділянка грудопоперекового переходу T12, яка може стати зоною ризику для виникнення псевдоартрозу при встановленні вентрального імплантату.

В дугах хребців обох моделей спостерігалась асиметричність напруження, а саме – їх більші значення з боку, протилежного зоні розташування імплантату. Але характер розподілу НДС був різний. Якщо в грудному відділі він був більш рівномірним, то в поперековому відділі (сегменти L1-3) напруження, навпаки, зростали порівняно з інтактним хребтом.

Як в грудній, так і в грудопоперековій ділянках хребта інструментація спричиняє зменшення напружень на поверхнях дуговідросткових суглобів, а розподіл їх є симетричним, що, на нашу думку, дозволить запобігти розвитку дегенеративних процесів, які могли б виникнути внаслідок тотального видалення дисків. Виключенням в першій моделі є сегмент T9, а в другій L3, де показники напружень значно зростають. Така ситуація може бути пов'язана з тим що ці хребтові сегменти розташовані відповідно на вершинах фізіологічних викривлень хребта у сагітальній площині.

Крім того, цікавим є той факт, що порівняно з результатами наших попередніх досліджень, представлених в роботі [3], напруження трьох опірних колон сегментів T5-T7 при виконанні інструментального вентрального спондилодезу були приблизно на 60-70% менші ніж при застосуванні задньої інструментації хребта. Цей факт може пояснити меншу частоту виникнення проксимального перехідного кіфозу після вентрального коригувального спондилодезу.

Висновки

1. Фіксація сегментів грудного та поперекового відділів хребта вентральним імплантатом сприяє зменшенню напружень в тілах хребців та більш рівномірному розподілу НДС порівняно з інтактним хребтом.
2. Зменшення абсолютних значень напружень в тілах хребців не досягають критичних значень, які можуть призвести до порушення репаративних процесів у кістковій тканині та виникнення псевдоартрозу.

3. Аналіз НДС дуг хребців сегментів T5-T10 та T11-L3 показав, що при встановленні металевого фіксатору виникає асиметричність напружень, зі збільшенням їх показників з протилежного від встановленої конструкції боку.
4. Вентральна інструментація хребта зменшує навантаження на поверхні дуговідросткових суглобів, залишаючи симетричність напружень. Найбільш напруженими є суглоби нижніх сегментів в зоні спондилодезу.
5. Для більш чіткого розуміння змін в кістковій тканині після здійснення вентрального інструментального спондилодезу хребта, отримані дані потребують подальшої верифікації в клінічній практиці.

Література

1. Зенкевич О.К. Метод конечных элементов в технике / О.К. Зенкевич. – М: Мир, 1978. – 519 с.
2. Кнетс И.В. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей / И.В. Кнетс, Г.О. Пфафрод, Ю.Ж. Саулгозис. – Рига: Зинатне, 1980. – 320 с.
3. Мезенцев А.А. Исследование напряженно-деформированного состояния системы «позвоночник-фиксирующее устройство» при различных вариантах фиксации / А. А. Мезенцев, Д.Е. Петренко, З.М. Мителева [и др.] // Медицина и... – 2006. – №3(14). – С.14-19.
4. Ashman RB Mechanical testing of spinal instrumentation / Ashman RB, Birch JG, Bone LB// CORR. –1988. – № 227. – P.113-125.
5. Craven TG, Carson WL, Asher, MA. The effects of implant stiffness on the bypassed bone mineral density and facet fusion stiffness on the canine spine. Spine 19:1664-1673, 1994.
6. McAfee PC, Farey ID, Sutterlin CE. The effect of spinal implant rigidity on vertebral bone density. Spine Supp 16:S190-197, 1990
7. McAfee P. Complications of anterior approaches to the thoracolumbar spine. Emphasis on Kaneda instrumentation / McAfee P. // CORR.-1994.-Vol. 306.-P.110-119.

Д. Е. Петренко, А. А. Мезенцев, А. В. Ярьсько
Аналіз напружено-деформованного состояния грудного и поясничного отделов позвоночника после фиксации имплантатом

В статье представлены результаты анализа напряженно-деформированного состояния (НДС) моделей грудного и грудопоясничного отделов позвоночника в условиях фиксации вентральным имплантатом и без металлической конструкции. В результате исследования установлено, что установка имплантата приводит к уменьшению напряжений в телах позвонков и способствует более равномерному распределению НДС по сравнению с интактным позвоночником, при этом абсолютные значения напряжений в телах позвонков не достигают критических показателей, которые могут привести к нарушению репаративных процессов в костной ткани и возникновению псевдоартрозов. Также выявлено, что вентральная ин-струментация позвоночника не нарушает симметрич-ность напряжений на поверхности дугоотростчатых суставов, а наиболее напряженными являются суставы нижних сегментов позвоночника в зоне спондилодеза.

Ключевые слова: вентральный спондилодез, напружено-деформованное состояние, сколиоз, позвоночник.

D. E. Petrenko, A. A. Mezentsev, A. V. Yaresko
Analyzes of stress-strain distribution in the thoracic and lumbar spine after ventral instrumentation

The article presents an analysis of stress-strain distribution in s thoracic and thoracolumbar spine after ventral instrumentation and without metal construction. The study found that ventral instrumentation reduces stress in the vertebral bodies and a more equitable distribution of stresses compared with intact spine, while the absolute values of strain in the vertebral bodies do not reach critical values that can lead to violations of reparative processes in the bone tissue and causing pseudarthrosis. Also found that the ventral spinal instrumentation does not violate the symmetry of the surface tension of the fecet joints, leaving, as is most strained joints of the lower segments in the fusion zone.

Key words: ventral spondylodesis, strass-strain distribution, scoliosis, spine