

<https://doi.org/10.52889/1684-9280-2024-3-74-10-16>

УДК 616-001; 615.477.2; 616-089.28/.29

МРНТИ 76.29.41

Оригинальная статья

## Новый метод повышения стабильности винтовых транспедикулярных систем. Результаты экспериментального компьютерного моделирования

[Джалилов Т.Я.](#)

Старший научный сотрудник, Научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии Министерства здравоохранения Азербайджана, Баку, Азербайджан. E-mail: [ctoqrul@yahoo.com](mailto:ctoqrul@yahoo.com)

### Резюме

Увеличение конфликта металл-кость вследствие разной плотности этих веществ может происходить ослабление и смещение импланта во время имплантации транспедикулярных винтовых систем, что приводит к появлению болевого синдрома и потере полученной коррекции у больных с различными патологиями позвоночника после транспедикулярной фиксации.

**Целью данного исследования** оценка результатов применения нового метода предотвращения ослабления транспедикулярных винтов и доказательная демонстрация результатов компьютерного моделирования данной методики у больных с различными патологиями позвоночника.

**Методы.** Предложенный способ экспериментально смоделирован с помощью компьютерной программы SolidWorks и применен на практике. Методика применения была разработана и описана у 42 пациентов в возрасте 13-65 лет в период 2014-2018 гг. с различными патологиями позвоночника. Из них 22 (68,75%) женщины, 20 (31,25%) мужчины. Пациентам были проведены операции с использованием транспедикулярных систем различной конфигурации. Для предотвращения самопроизвольного смещения винтов в отдаленном послеоперационном периоде был предложен способ создания дополнительной точки опоры путем проведения поперечного соединителя через поперечное отверстие, выполненное в остистом отростке позвонка.

**Результаты.** Были рассмотрены 2 ситуации. В первом случае фиксированный позвонок с классическим поперечным соединителем и приложенные движущие силы вытягивают винты из тела позвонка в восьми различных направлениях. Второй случай был похож на первый, с отличием в соединении через остистый отросток позвонка. В обеих группах расстояние смещения увеличивается с увеличением угла вектора приложенной силы. Усилие, с которым винты выходили из канала, составляло 26,561 Н/мм<sup>2</sup> (МПа). Во втором случае оно составило 31,095 Н/мм<sup>2</sup> (МПа). Разница составила 5 Н/мм<sup>2</sup>.

**Выводы.** Метод создания дополнительной точки опоры для транспедикулярных систем путем пропускания поперечного соединителя через остистый отросток позвонка, проверенный статически, повышает стабильность транспедикулярных систем.

**Ключевые слова:** транспедикулярная фиксация, новый метод, экспериментальное моделирование, сколиозы, расшатывание импланта, фиксация транспедикулярного винта, расшатывание транспедикулярного винта, операция на позвоночнике.

Corresponding author: Togrul Calilov, Senior researcher, Scientific research institute of traumatology and orthopaedics, Ministry of Health of Azerbaijan, Baku, Azerbaijan.

Postal code: AZ1052

Address: Azerbaijan, Baku, Narimanovsky district, Abbas Sahhat 32

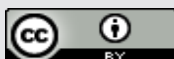
Phone: +994503147872

E-mail: [ctoqrul@yahoo.com](mailto:ctoqrul@yahoo.com)

J Trauma Ortho Kaz 2024; 3 (74): 10-16

Received: 15-08-2024

Accepted: 21-09-2024



This work is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License

## Введение

В 1959 году Баучер Г.Г. первым ввел транспедикулярного фиксатора в тело позвонка через ножку, описав возможность фиксации позвонка [1]. С введением в ортопедическую практику транспедикулярной фиксации заметно увеличилась стабильность фиксации позвоночного сегмента, что позволило увеличить коррекцию появившихся деформаций при различных патологиях. Увеличение стабильности привело, в свою очередь, к увеличению конфликта "металл-кость" вследствие разной плотности этих веществ. У пациентов данной категории со временем может возникнуть ослабление и смещение импланта во время имплантации педикулярных винтовых систем, что приводит к появлению болевого синдрома и потере полученной коррекции.

Так, в 2014 году Abul-Kasim K. и Ohlin A. исследовали 1666 смещений педикулярного винта у 81 пациента, страдающих идиопатическим сколиозом. Данные авторы обследовали пациентов несколько раз в течение 2-х лет методом низкодозной компьютерной томографии, и опубликовали результаты. У 26 (32%) пациентов были признаки ослабления одного или нескольких - максимум 3-х винтов. У мужчин были признаки ослабления в 57% случаях, а у женщин - 27%. У одного пациента с ослабленным винтом L4 позвонка был неврологический дефицит. Из 26 пациентов с признаками ослабления, 5 пациентов сообщили о смещении в поясничной области [2].

Точкой контакта металла с костью у транспедикулярных систем является только резьбовая часть очень твердых титановых винтов и достаточно мягкая губчатая костная ткань тела позвонка. Второй костной точкой опоры этой системы ранее не существовало. Как ранее мы уже обсуждали, металл и кость всегда находятся в конфликте во время имплантации металлов из-за их различной плотности, которая приводит к атрофии в кости из-за давления металла, и может привести к ослаблению и вывиху педикулярных винтов через 3-6 месяцев после

## Материал и методы

Исследование проводилось в отделении взрослой ортопедии Азербайджанского научно-исследовательского института травматологии и ортопедии в 2014-2021 годах.

Для экспериментального испытания предложенной методики была использована промышленная программа SolidWorks (Франция), и проведен статический анализ двух ситуаций. В первом случае поперечный коннектор проводился классическим способом, во втором случае через поперечное отверстие, проделанное в остистом отростке компьютерной модели. В каждом из вариантов компьютерное вытягивание винтов из позвонков осуществлялось под углами 0°, 5°, 10°, 20°, 30°, 40°, 45°, 60° так как расположение позвонков в разных отделах ориентировано относительно плоскостей по-разному.

Метод применен у 42 больных с различными патологиями позвоночника (сколиозы, переломы позвонков и поясничными стенозами), из них 22 (68,75%) женщин, 20 (31,25%) мужчин в возрасте от 13 до 65 лет. Среди больных с идиопатическим сколиозом позвоночника 10 (45,4%) пациентов были с III степенью по Чаклину, а 12 (54,4%) - IV степени

операции. Клинически это состояние проявляется болью, воспалением с потерей коррекции в случае деформации, и, наконец, с появлением конструкции под кожей.

В литературе мы нашли очень мало примеров применения промышленной программы SolidWorks для изучения костных имплантов. Так, Zhuang Cui et al. 2012 году использовали данную программу для изучения результатов операции подтаранного артроэреза [3]. В 2015 году Yuichiro Abe et al. использовали программу 3D-FEM для изучения корригирующих сил при коррекции сколиотической дуги. Было определено что, винты на вогнутой стороне искривления испытывают большее воздействие корригирующих сил чем на выпуклой (305,1N на вогнутой стороне, 86,4N - на выпуклой стороне дуги). Было рекомендовано проводить расслабление мягких и твердых тканей для профилактики выхода винтов из позвонков и не стремиться к повышению жесткости конструкции [4].

В 2010 году Eric Wagnac et al. опубликовали результаты исследования, где использованы программы 3D-FEM для измерения силы выхода винтов из позвонков и показали ее в пределах 500-660N [5]. Следует отметить, что программа FEM предназначена для выполнения экспресс-расчетов твердотельных объектов в системе COMPASS-3D. В 2020 году Laura Marie-Hardy et al. изучив проблему выхода винтов показали, что 9,6% из них происходят в грудном отделе и факторами риска являются использование стержней с кобальт-хром составом, остеопороз, увеличенный поясничный лордоз и т.д. [6].

**Целью данного исследования** оценка результатов применения нового метода предотвращения ослабления транспедикулярных винтов и доказательная демонстрация результатов компьютерного моделирования данной методики у больных с различными патологиями позвоночника.

тяжести. При оперативной коррекции тяжелых ригидных деформаций не применяли вертебральную остеотомию, что увеличивало риск несостоятельности имплантов. Среди пациентов со стенозом позвоночника трое (75%) были с передним спондилолистезом поясничных позвонков 2 и 3 степеней с радикулярной симптоматикой. У всех пациентов смогли осуществить полную редукцию смещенного позвонка, что увеличило нагрузку, падающую на импланты и могло вызвать несостоятельность их в отдаленном послеоперационном периоде.

Предлагаемая нами модификация технически легко выполнима и занимает не более 2-5 минут. Текущее ретроспективное исследование оценивает результаты нового метода, который выполнялся с применением поперечной связи через остистые отростки позвонка.

**Применяемая техника.** Оперативное вмешательство проводилось под нейролептаналгезией. Нами был произведен задний хирургический доступ к патологическим сегментам позвоночника. Произведен линейный разрез кожи по проекции патологический сегментов позвонков.

Субпериостально проведена диссекция паравerteбральных мышц и тщательный гемостаз раны. Классическим способом «Free hand» смонтированы транспедикулярные винты. Количество позвоночных сегментов выбрано в зависимости от патологии. После монтажа стержней проведен монтаж поперечных соединителей. Классически, поперечные соединители монтируются после резекции стоящего на их пути остистого отростка. Мы же предлагаем проделывать поперечное отверстие у основания остистого отростка и проводить стержень соединителя через это отверстие.

После выбора остистого отростка необходимого позвонка, средняя нижняя 1/3 остистого отростка перфорируется с помощью специального инструмента и открывается отверстие. При открытии отверстия следует выбрать основание остистого отростка, потому что оно толще и прочнее, чем вершина. После этого стержень коннектора пропускается через отверстие обычными щипцами Люэра и помещается внутрь крючков, которые крепятся к стержням, и замки зажимаются (Рисунок 1).

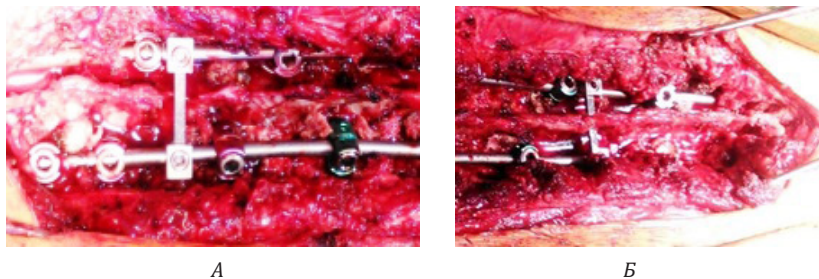


Рисунок 1 - А) Классическое проведение поперечного коннектора путем резекции остистого отростка; Б) Предложенный способ проведения коннектора через отверстие, проделанное в остистом отростке

### Результаты

Одна ситуация с контрольной группой, в ней поперечный соединитель был проведен на месте резецированного остистого позвонка. Была создана трехплоскостная модель с заданными костной плотностью ( $1800 \text{ кг/м}^3$ ), модулем эластичности ( $1.8e+010 \text{ N/м}^2$ ) и размерами винтов (14, 15). Программа применила две противоположные

возрастающие силы (350Н) к телу позвонка и к винтам, направленные 180° друг к другу в горизонтальной плоскости. Сила, при которой произошла несостоятельность винтов и выход их из канала в теле позвонка была зафиксирована. Эта была сила в  $26,561 \text{ N/мм}^2$  (МПа) (Рисунок 2).

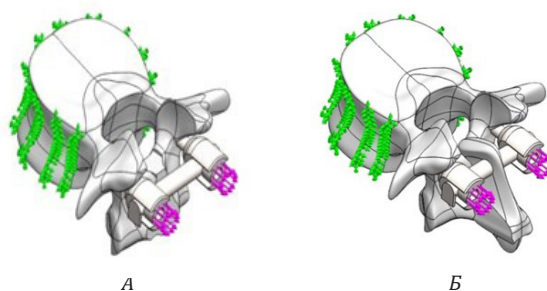


Рисунок 2 - 3D модели экспериментальных ситуаций. А) Коннектор проведен классическим способом; Б) Коннектор проведен предложенным способом

Вторая контрольная ситуация была создана как задумывалось в нашей методике - поперечный коннектор провели через отверстие, проделанное в остистом отростке. Во втором случае при проведении аналогичных манипуляций с вытягиванием винтов, винты вышли из канала при силе  $31,095 \text{ N/мм}^2$  (МПа).

Мы считаем что, разница в  $5 \text{ N/мм}^2$  достаточно

доказательная для оценки эффективности предлагаемого метода. Также для оценки силовой нагруженности головок винтов и разных частей костной структуры позвонка мы измерили расстояния отхождения отломков при разрушении комплекса "винт-позвонок" под действием заданной программой силы.

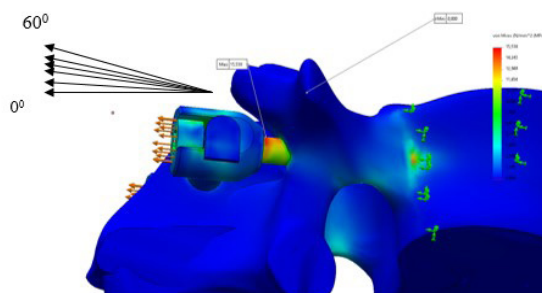


Рисунок 3 - Направления и значения векторов силы действующей на головку винта; Представлены 8 случаев по отдельности от  $0^\circ$ ,  $5^\circ$ ,  $10^\circ$ ,  $20^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $40^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $60^\circ$

Мы решили измерить эти показатели в восьми случаях и провести статистическую обработку данных. В первом случае угол между силами вытягивания и сдерживания был равен нулю. А в последующих вариантах этот угол был равен 5°, 10°, 20°, 30°, 40°, 45°, 60°, так как расположение позвонков в разных отделах позвоночника ориентировано относительно плоскостей по-разному (Рисунок 3).

Было проанализировано по 8 случаев в каждой группе (Таблица 1). Как видно из рисунка 3, показатели смещения отломков в обеих группах растут почти с одинаковыми темпами пропорционально показателю угла вектора силы.

Таблица 1 - Численные показатели смещения (мм) в обеих группах

	Группа	
	1	2
Количество	8	8
Среднее	0,145	0,099
Стандартная ошибка среднего	0,037	0,025
Минимум	0,006	0,005
Максимум	0,295	0,201
Медиана	0,148	0,101

Результаты статистической обработки по двум зависимым критериям: по критерию маргинальной однородности (Таблица 1) и по критерию T-Wilcoxon

(Таблица 2), указывают на статистически достоверную разницу цифровых показателей в двух группах.

Таблица 2 - Критерий маргинальной однородности

Особые значения	Максимальное смещение (мм) - гр1 & Максимальное смещение (мм) - гр2
	16
Не диагональные наблюдения	8
Наблюдаемая статистика МН	1,159
Среднее статистики МН	0,977
Средне кв. отклонение статистики МН	0,078
Средне кв. статистика МН	2,326
P	0,020

Как видно из таблицы, полученные данные статистически достоверны ( $P < 0,020$ ). Как видно из таблицы 2, отрицательные ранги, т.е. случаи, когда

смещение в группе 2 меньше, чем в первой группе, что и требовалось доказать - всего 8.

Таблица 3 - Статистические ранги. А) Критерий знаковых рангов Вилкоксона; Б) На основе положительных рангов

	N	Средний ранг	Сумма рангов	
Максимальное смещение (мм) - гр2 - Максимальное смещение (мм) - гр1	Отрицательные ранги	8 <sup>a</sup>	4,50	36,00
	Положительные ранги	0 <sup>b</sup>	0,00	0,00
	Совпадающие наблюдения	0 <sup>c</sup>		
	Всего	8		
<p><i>a. Максимальное смещение (мм) - гр2 &lt; Максимальное смещение (мм) - гр1</i>  <i>b. Максимальное смещение (мм) - гр2 &gt; Максимальное смещение (мм) - гр1</i>  <i>c. Максимальное смещение (мм) - гр2 = Максимальное смещение (мм) - гр1</i></p> <p>Статистические критерии <sup>a</sup>  Максимальное смещение (мм) - гр2 - Максимальное смещение (мм) - гр1  <math>Z = -2,521^b</math>  Асимп. знач. (двухсторонняя) - 0,012</p> <p><i>a. Критерий знаковых рангов Вилкоксона</i>  <i>b. На основе положительных рангов</i></p>				

Неблагоприятных результатов, т.е. положительных рангов не наблюдается. Расстояния смещения отломков во второй группе независимо от угла вектора тяги достоверно уменьшаются (среднее 0,099) по сравнению с первой группой (0,145)  $p = 0,012$ . В обеих группах расстояние смещения увеличивается с увеличением угла вектора применяемой силы.

Программа выдала численные и иллюстративные значения, в которых максимальные показатели окрашены красным цветом (Рисунок 4). Как видно из рисунка 4А, головки винтов

испытывают максимальную силу и при разрушении кости или винтов будут испытывать максимальное отхождение отломков. Данная зона окрашена программой в красный цвет. Во втором случае при прохождении коннектора через отросток, головки винтов окрашиваются уже в желтый цвет, и начинают испытывать меньшую силу, а красным цветом окрашивается вершина остистого отростка, что доказывает опороспособность остистого отростка и эффективность метода.

При этом происходит смещения максимальной силы от головок винтов к остистому отростку и головки винтов лучше оберегаются и меньше поддаются действию разрушительных сил.

Повторно нами был прооперированы один пациент со сколиозом для устранения остаточного

наклона таза и один пациент со сколиозом для устранения сагиттального дисбаланса. Через год после основных операций изучили поперечные коннекторы внутри остистых отростков. Коннекторы и отверстие остистого отростка не были сломаны или разболтаны.

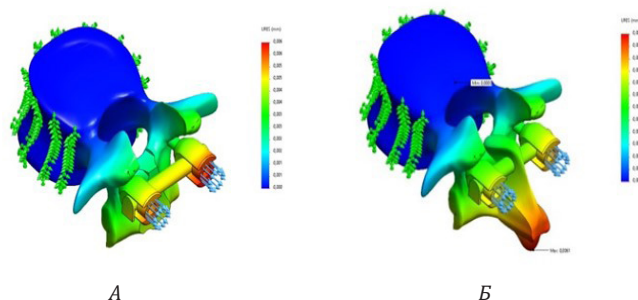


Рисунок 4 - Анализ расстояния смещения отломков при нарушении целостности кости под углом вытягивания 00. А) при классическом варианте прохождения поперечного элемента; Б) при предложенном варианте прохождения через остистый отросток

Таким образом, метод был применен у 32 больных с различными патологиями позвоночника. Никаких осложнений, связанных с предложенной методикой, в послеоперационном периоде не

### Обсуждение

Предлагаемая нами методика проведения поперечных связей спинальных систем создает дополнительную опорную точку для педикулярной винтовой системы, но количество поперечных связей, проходящих через остистые отростки может быть увеличено индивидуально в зависимости от патологии и плотности кости.

У пациентов может происходить ослабление и смещение имплантата во время имплантации педикулярных винтовых систем. В 2014 году Mavrogenis A.F. et al. посчитали, что ослабление происходит из-за жесткости стержней, предложили использовать стержни из полиэтиленететракетона (ПЭЭК) и применили его в практике [7]. Поскольку ПЭЭК более эластичен и устойчив к тканям организма, он имеет большой потенциал для использования в будущем.

Kang S.H. et al. (2015) также распространили информацию об использовании полиметилметакрилатного цемента для более стабильной поддержки винтов у пациентов с остеопорозом [8]. В 2016 году Lechlte C.I. et al. сравнили использование сплошного транспедикулярного винта дополненного высоковязким цементом, и фенестрированного винта с цементом и специальными механизмами вытягивания в общей сложности на 54 остеопорозных трупах человека. В результате винты с твердой ножкой и высоковязким цементом при испытаниях на отрыв обеспечивают стабильность винта, сопоставимую с более дорогими фенестрированными винтами, и было рекомендовано использовать 1 мл цемента для грудного отдела и 3 мл цемента для поясничного отдела позвоночника [9].

Leitner N. et al. (2018) связали ослабление педикулярного винта с хронической инфекцией [10]. Ohe M. et al. (2018) дали информацию об использовании педикулярных винтов с тонким поверхностным покрытием из гидроксиапатита у пациентов с остеопорозом [11]. В 2018 году Fu J. et al. сообщили, что для решения проблемы у пациентов с

наблюдалось. Мы думаем, что технология не требует применения каких-либо специальных инструментов и навыков, поэтому ее можно легко использовать.

osteoporozom и частичного решения этой проблемы необходимо применять новые дорогостоящие расширяемые педикулярные винты [12].

В 2018 году Mizuno T. et al. проверили модель поперечных связей и модель поперечных стержней на устойчивость и доказали, что модель поперечных связей является более стабильной, чем модель поперечных стержней [13]. Авторы утверждают, что операция с педикулярным винтом не обеспечивает достаточной стабильности при кручении. Это приводит к псевдоартрозу, ослаблению педикулярных винтов и, в конечном итоге, к повреждению импланта. Они используют 6-осевую машину для испытания материалов. В качестве образцов они подготовили неповрежденную модель, поврежденную модель, модель с поперечными стержнями и модель с поперечными связями. Они измеряли диапазон движения во время испытаний на изгиб и вращение.

В 2017 году Wang Z. et al. провели биомеханическое исследование двухуровневой ножной винтовой конструкции с поперечной шивкой или без нее в нестабильной модели. Были использованы десять трупных поясничных позвонков (L3-L5), и сделаны 7 моделей с повреждением и имплантацией металлических имплантов. Жесткость при изгибе измеряли в сгибании, разгибании, поперечном изгибе и осевом вращении для каждой модели с использованием 6-осевого тестера материала в диапазоне от 0 до  $\pm 3$  Нм [14]. Использование дополнительной поперечной связи значительно увеличило осевую жесткость при вращении, хотя жесткость при сгибании, разгибании и боковом изгибе не была увеличена. Кроме того, жесткость при осевом вращении значительно улучшилась при использовании 2 поперечных шивок вместо одной поперечной связи, а жесткость не изменилась в зависимости от положения и ориентации поперечной связи [15].

Вследствие вышеуказанных причин нами было предложено создать вторую контактную и опорную точку, формируя контакт имплантов со вторым костным элементом позвонка. При классическом монтаже системы винтов, поперечный коннектор размещался на месте резецированного остистого отростка. Для создания дополнительной точки опоры мы предлагаем не резецировать остистый отросток, а провести стержень поперечного коннектора через отверстие, сделанное в нижней трети остистого отростка, с последующим проведением коннектора через сделанное отверстие и креплением на

### Выводы

Результаты нашего наблюдения показывают, что предлагаемая методика создания дополнительной точки опоры транспедикулярным системам, путем проведения поперечного коннектора через остистый отросток позвонка является оптимальным методом. Данный метод увеличивает стабильность транспедикулярных систем, тем самым препятствуя расшатыванию педикулярных винтов с последующим появлением послеоперационных болевых синдромов и потери полученных результатов коррекции.

**Конфликт интересов.** Автор заявляет об отсутствии конфликта интересов.

**Финансирование.** Внешних источников финансирования нет. Данная работа является

стержни с помощью стандартных способов крепления. При этом происходит дополнительное давление на конструкцию в вентральном направлении при помощи коннектора, который уже не просто свободно проходит между стержнями, а проходит через неподвижный остистый отросток позвонка. Коннектор играет роль «рессоры» и гасит колебания на конструкцию при движении туловища пациента, снижается давление на резьбу при движениях соседних позвонков.

фрагментом докторской диссертации автора на тему: «Оптимизация применения полисегментарных корригирующих транспедикулярных систем при хирургическом лечении деформаций и дегенеративных дистрофических процессов позвоночника».

**Благодарность.** Автор выражает благодарность коллективу Научно-исследовательского института травматологии и ортопедии Министерства здравоохранения Азербайджана за оказанную поддержку при проведении данного исследования.

### Литература

1. Boucher H.H. A Method of spinal fusion. *J Bone and Joint Surgery*. 1959; 41(2): 248-259. [[Crossref](#)]
2. Abul-Kasim K., Ohlin A. Evaluation of implant loosening following segmental pedicle screw fixation in adolescent idiopathic scoliosis: a 2 year follow – up with low dose CT. *Scoliosis*. 2014; 9: 13. [[Crossref](#)]
3. Cui Z., Yu B., Li X., Xu C. et al. Finite element analysis of the initial stability of subtalar arthrodesis with double-screw fixation. *Nan Fang Yi Ke Da Xue Xue Bao*. 2012; 32(11): 1588-91. [[Google Scholar](#)]
4. Abe Y., Ito M., Abumi K., Sudo H. et al. Scoliosis corrective force estimation from the implanted rod deformation using 3D-FEM analysis. *Scoliosis*. 2015; 10(Suppl 2): S2. [[Crossref](#)]
5. Wagnac E., Michardière D., Garo A., Arnoux P.J. et al. Biomechanical analysis of pedicle screw placement: a feasibility study. *Stud Health Technol Inform*. 2010; 158: 167-71. [[Google Scholar](#)]
6. Marie-Hardy L., Pascal-Moussellard H., Barnaba A., Bonaccorsi R. et al. Screw loosening in posterior Spine Fusion: Prevalence and risk factors. *Global Spine J*. 2020; 10(5): 598-602. [[Crossref](#)]
7. Mavrogenis A.F., Vottis C., Triantafyllopoulos G., Papagelopoulos P.J. et al. Polietileteretorketon rod systems for the spine. *Eur J Ort Surg At Traum*. 2014; 24(1): 111-116. [[Crossref](#)]
8. Kang S.H., Cho Y.J., Kim Y.B., Park S.W. Pullout straight after expandable polymethylmetacrilate transpedicular screw augmentation for pedicle screw loosening. *J Korean Neurosurgery Soc*. 2015; 57(4): 229-34. [[Crossref](#)]
9. Lechlte C.I., Lorenz A., Rothstock S., Happel J. et al. Pull-out strength of cemented solid versus fenestrated pedicle screws in osteoporotic vertebrae. *Bone Joint Res*. 2016; 5(9): 419-426. [[Crossref](#)]
10. Leitner N., Malaj I., Sadoghi P., Amerstorfer F. et al. Pedicle screw loosening is correlated to chronic subclinical deep implant infection: a retrospective database analysis. *Eur Spine J*. 2018; 27(10): 2529-2535. [[Crossref](#)]
11. Ohe M., Moridaira H., Inami S., Takeuchi D. et al. Pedicle screws with a thin hydroxyapatite coating for improving fixation at the bone-implant interface in the osteoporotic spine: experimental study in a porcine model. *J Neurosurg Spine*. 2018; 28(60): 679-687. [[Crossref](#)]
12. Fu J., Yao Z.M., Wang Z., Cui G. et al. Surgical treatment of osteoporotic degenerative spinal deformity with expandable pedicle screws fixation: 2-year follow-up clinical study. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2018; 104(3): 411-415. [[Crossref](#)]
13. Mizuno T., Sakakibara T., Yoshikawa T., Inaba T. et al. Biomechanical stability of cross-rod connection with a pedicle screw system. *Med Sci Monit Basic Res*. 2018; 26(24): 26-30. [[Crossref](#)]
14. Wang Z., Sakakibara T., Yoshikawa T., Inaba T. et al. Do the position and orientation of crosslink influence the Stiffness of Spinal instrumentation. *Clin Spine Surg*. 2017; 30(4): 176-180. [[Crossref](#)]
15. Tian F., Tu L.Y., Gu W.F., Zhang E.F. et al. Percutaneous versus open pedicle screw instrumentation in treatment of thoracic and lumbar spine fractures: A systematic review and meta-analysis. *Medicine Baltimor*. 2018; 97(41): 125-35. [[Crossref](#)]

## Бұрандалы транспедикулярлық жүйелердің тұрақтылығын арттыруға арналған жаңа әдіс. Эксперименттік компьютерлік модельдеу нәтижелері

[Джалилов Т.Я.](#)

Әзірбайжан Денсаулық сақтау министрлігінің Травматология және ортопедия ғылыми-зерттеу институтының аға ғылыми қызметкері, Баку, Әзірбайжан. E-mail: ctoqrul@yahoo.com

### Түйіндеме

Тығыздығының әртүрлілігіне байланысты металл-сүйек сәйкессіздігінің жоғарылауы омыртқа патологиялары бар науқастарда транспедикулярлық бұрандалы жүйелерді имплантациялау кезінде импланттың әлсіреуіне және жылжуына әкелуі мүмкін. Бұл транспедикулярлық бекітуден кейінгі ауырсынуға және нәтижесінде емдік коррекцияның төмендеуіне әкеледі.

Зерттеудің мақсаты: транспедикулярлық бұранданың босауының алдын алудың жаңа әдісін бағалау және компьютерлік модельдеу арқылы дәлелдемелі нәтижелерді көрсету.

Әдістері. Ұсынылған әдіс SolidWorks компьютерлік бағдарламасының көмегімен эксперименталды түрде модельденіп, тәжірибеде қолданылды. Қолдану әдісі 2014-2018 жылдар аралығында омыртқаның әртүрлі патологиялары бар 42 науқаста жүзеге асырылды. Зерттеуге орташа жасы 3-65 жасты құраған жалпы саны 22 (68,75%) әйел мен 20 (31,25%) ер адам қатысты. Науқастарға әртүрлі конфигурациядағы транспедикулярлық жүйелерді қолдану арқылы ота жасалды. Отадан кейінгі ұзақ мерзімді кезеңде бұрандалардың өздігінен ығысуын болдырмау үшін омыртқалардың тікенді өсіндісінде жасалған көлденең саңылау арқылы көлденең қосқышты өткізіп, қосымша тірек нүктесін жасау әдісі ұсынылды.

Нәтижелері. Жалпы 2 түрлі жағдай қарастырылды. Бірінші жағдайда классикалық көлденең қосқышы және қолданылатын қозғаушы күштері бар сегіз түрлі бағытта бекітілген бұрандаларды омыртқа денесінен шығардық. Екінші жағдай біріншіге ұқсас, тек омыртқалардың тікенді өсіндісі арқылы қосылуда айырмашылығы болды. Екі топта да орын алмастыру қашықтығы түсірілген күш векторының бұрышының ұлғаюымен артады. Бұрандалардағы арнадан шыққан күш 26,561 Н/мм<sup>2</sup> (МПа) болды. Екінші жағдайда аталмыш күш көрсеткіші 31,095 Н/мм<sup>2</sup> (МПа) құрады. Айырмашылық 5 Н/мм<sup>2</sup> болды.

Қорытынды. Көлденең қосқышты статикалық тексеріп барып, омыртқалардың тікенді өсіндісі арқылы жүргізіп, транспедикулярлық жүйелердің қосымша тірек нүктесін қамтамасыз ету әдісі аталмыш жүйенің тұрақтылығын арттырады.

Түйін сөздер: транспедикулярлық бекіту, жаңа әдіс, тәжірибелік модельдеу, сколиоз, имплантты қопсыту, транспедикулярлық бұранданы бекіту, транспедикулярлық бұранданы босату, омыртқа хирургиясы.

## A New Method for Increasing the Stability of Screw Transpedicular Systems. Results of Experimental Computer Modeling

[Togrul Calilov](#)

Senior Researcher of the Scientific Research Institute of Traumatology and Orthopaedics of the Ministry of Health of Azerbaijan, Baku, Azerbaijan. E-mail: ctoqrul@yahoo.com

### Abstract

An increase in the metal-bone conflict due to the different densities of these substances can lead to weakening and displacement of the implant during implantation of pedicle screw systems, which leads to the appearance of pain syndrome and loss of the obtained correction in patients with various spinal pathologies after transpedicular fixation.

The purpose of this study is to evaluate a new technique for preventing loosening of transpedicular screws and an evidence-based demonstration of the results of computer modeling.

Methods. The proposed method was experimentally modeled using the Solid Works computer program and applied in practice. The application technique was developed and described in 42 patients aged 13-65 years in the period 2014-2018 with various spinal pathologies. A total of 22 (68.75%) women, 20 (31.25%) men. The patients underwent operations using transpedicular systems of various configurations. To prevent spontaneous screw displacement in the late postoperative period, a method was proposed to create an additional support point by passing a transverse connector through a transverse hole made in the spinous process of the vertebra.

Results. Two situations were considered. In the first case, a fixed vertebra with a classic transverse connector and applied driving forces pull the screws out of the vertebral body in eight different directions. The second case was similar to the first, with a difference in the connection through the spinous process of the vertebra. In both groups, the displacement distance increases with an increase in the angle of the applied force vector. The force with which the screws exited the canal was 26.561 N/mm<sup>2</sup> (MPa). In the second case, it was 31.095 N/mm<sup>2</sup> (MPa). The difference was 5 N/mm<sup>2</sup>.

Conclusions. A method for creating an additional support point for transpedicular systems by passing a transverse connector through the spinous process of the vertebra, tested statically, increases the stability of transpedicular systems.

Keywords: transpedicular fixation, new method, experimental modeling, scoliosis, implant loosening, transpedicular screw fixation, transpedicular screw loosening, spine surgery.