



ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОПТИМАЛЬНОГО ДИЗАЙНА НАВИГАЦИОННЫХ МАТРИЦ ДЛЯ ТРАНСПЕДИКУЛЯРНОЙ ИМПЛАНТАЦИИ В ШЕЙНОМ И ГРУДНОМ ОТДЕЛАХ ПОЗВОНОЧНИКА: РЕЗУЛЬТАТЫ КАДАВЕР-ИССЛЕДОВАНИЯ

Р.А. Коваленко¹, В.А. Кашин², В.Ю. Черebilло², Р.М. Шафиров¹, Р.Р. Мифончук¹, А.Л. Акопов², В.А. Иванов²

¹Национальный медицинский исследовательский центр им. В.А. Алмазова, Санкт-Петербург, Россия

²Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И.П. Павлова, Санкт-Петербург, Россия

Цель исследования. Сравнительный анализ безопасности и точности транспедикулярной имплантации винтов в шейные и грудные позвонки с использованием индивидуальных 3D-навигационных матриц различного дизайна.

Материал и методы. На трех кадавер-препаратах выполнена имплантация 60 транспедикулярных винтов в C₂–Th₄ с помощью индивидуальных навигационных направителей различного дизайна. Использованы три вида направителей с установкой 20 винтов в каждой группе: группа А — односторонние матрицы, группа В — двусторонние, группа С — двусторонние с опорой на остистый отросток. Точность и безопасность имплантации оценивали по результатам КТ с последующей сравнительной оценкой.

Результаты. Матрицы с трехточечной опорой (группа С) показали самую высокую безопасность имплантации, 1 (5 %) винт перфорировал ножку со степенью 1, 19 (95 %) — полностью окружены костью. В группе А 3 (15 %) винта установлены со степенью 1, 2 (10 %) винта — со степенью 2, 1 (5 %) винт — со степенью 3. В группе В 2 (10 %) винта установлены со степенью 1, 1 (5 %) винт — со степенью 2. Средняя девиация в точке ввода винта в группе А составила $5,0 \pm 0,5$ мм, в группе В — $1,7 \pm 0,3$ мм, в группе С — $0,35 \pm 0,05$ мм. Средняя девиация в конечной точке в группе А составила $5,1 \pm 0,7$ мм, в группе В — $3,5 \pm 0,6$ мм, в группе С — $0,53 \pm 0,05$ мм. Различия между группами по параметрам безопасности и точности имплантации статистически значимы ($p < 0,05$).

Заключение. Для транспедикулярной имплантации в шейном и грудном отделах позвоночника рекомендуется использовать билатеральные навигационные направители с опорой на остистый отросток.

Ключевые слова: навигационная матрица, направитель, спинальная навигация, 3D-печать, транспедикулярная имплантация.

Для цитирования: Коваленко Р.А., Кашин В.А., Черebilло В.Ю., Шафиров Р.М., Мифончук Р.Р., Акопов А.Л., Иванов В.А. Определение оптимального дизайна навигационных матриц для транспедикулярной имплантации в шейном и грудном отделах позвоночника: результаты кадавер-исследования // Хирургия позвоночника. 2019. Т. 16. № 4. С. 77–83.

DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2019.4.77-83>.

DETERMINATION OF OPTIMAL DESIGN OF NAVIGATION TEMPLATES FOR TRANSPEDICULAR IMPLANTATION IN THE CERVICAL AND THORACIC SPINE: RESULTS OF CADAVERIC STUDIES

R.A. Kovalenko¹, V.A. Kashin², V.Yu. Cherebillo², R.M. Sharifov¹, R.R. Mironchuk¹, A.L. Akopov², V.A. Ivanov²

¹Almazov National Medical Research Centre, St. Petersburg, Russia

²Pavlov First Saint Petersburg State Medical University, St. Petersburg, Russia

Objective. To perform comparative analysis of safety and accuracy of pedicle screw placement in the cervical and thoracic vertebrae using custom-made 3D-printed navigation templates of various designs.

Material and Methods. The study was performed on three cadaver preparations. A total of 60 pedicle screws were placed in C₂–T₄ using navigation templates of different designs. Three types of templates were used to install 20 screws in each group: monolateral templates in group A, bilateral templates in group B, and bilateral three-point templates supported by the spinous process in group C. The safety and accuracy of screw placement were evaluated by CT with following comparative evaluation.

Results. Three-point templates (group C) demonstrated the highest implantation safety, only one screw (5 %) perforated pedicle's wall with grade 1, 19 screws (95 %) were completely surrounded by bone tissue. In group A, three screws (15 %) were placed with grade 1, two screws (10 %) with grade 2, and one screw (5 %) with grade 3. In group B, two screws (10 %) were placed with grade 1, and one screw (5 %) — with grade 2. The average deviation at the screw entry point was 5.0 ± 0.5 mm in group A, 1.7 ± 0.3 mm in group B, and 0.35 ± 0.05 mm in group C. The average deviation at the end point was 5.1 ± 0.7 mm in group A, 3.5 ± 0.6 mm in group B, and 0.53 ± 0.05 mm in group C. Differences between groups in terms of implantation safety and accuracy are statistically significant ($p < 0.05$).

Conclusion. Bilateral three-point navigation templates supported by spinous process are recommended for pedicle screw placement in the cervical and thoracic spine.

Key Words: navigation templates, spinal navigation, 3D printing, pedicle screwplacement

Please cite this paper as: Kovalenko RA, Kashin VA, Cherebillo VYu, Sharifov RM, Mironchuk RR, Akopov AL, Ivanov VA. Determination of optimal design of navigation templates for transpedicular implantation in the cervical and thoracic spine: results of cadaveric studies. *Hir. Pozvonoc.* 2019;16(4):77–83. In Russian.

DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2019.4.77-83>.

Индивидуальные навигационные направлятели, созданные по технологии 3D-печати, являются новым методом спинальной навигации, позволяющим с высокой точностью и безопасностью осуществлять установку винтовых фиксирующих систем в позвоночник. В то же время для достижения прогнозируемых показателей имплантации должны быть соблюдены некоторые условия: позиционирование матрицы в единственно правильном положении, предотвращение ее смещения и деформации при формировании хода под винт [1–9]. Предполагается, что выполнение этих условий зависит от ряда особенностей дизайна матрицы (выбора опорной зоны, геометрии каркаса и др.).

В большинстве публикаций, посвященных данной проблеме, описываются результаты использования определенного типа направлятелей, без сравнения их вариантов. Кроме того, недостаточно освещены важные аспекты проектирования, что может затруднять воспроизводство методики в новых медицинских учреждениях.

Цель исследования – сравнительный анализ степени безопасности и точности транспедикулярной имплантации винтов в шейные и грудные позвонки с использованием индивидуальных 3D-навигационных матриц различного дизайна.

Материал и методы

Эксперимент выполняли на трех анатомических препаратах шейного и грудного отделов позвоночника, фиксированных в растворе формалина. Для имплантации были выбраны C_1 – Th_4 позвонки. Проектирование навигационных матриц осуществляли на основе DICOM-данных МСКТ с толщиной среза 1 мм. Предварительную обработку файлов и создание STL-модели осуществляли в программе «Инобитек DICOM Просмотрщик. Профессиональная редакция 1.9.0». Окончательную обработку модели, а также выбор траектории имплантации, зоны контакта, создание вспомогательных структур, тубусов-направителей проводили в Blender 2.78 и Autodesk Netfabb Premium 2017. В Cura 3.5.1 создавали файл печати в формате Gcode.

Печать осуществляли технологией струйного наложения расплавленной полимерной нити PLA (принтер Infitary M508). Для C_1 позвонков планировали имплантацию в боковые массы, для всех остальных – транспедикулярную траекторию.

Сравнивали три вида направлятелей:

– односторонние (группа А) – каркас матрицы представлен опорной площадкой на межсуставную зону и дужку позвонка с одной стороны, а также тубус-направитель (рис. 1а);

– двусторонние (группа В) – два односторонних направлятеля с двух сторон, соединенные связующим элементом (рис. 1б);

– двусторонние с дополнительной опорой на остистый отросток (трехточечная опора, группа С) – основной каркас направлятеля идентичен двустороннему дизайну, однако в конструкцию матрицы добавлена дополнительная опора на остистый отросток и ребра жесткости (рис. 1в).

Дорсальные структуры позвонков очищали от мягких тканей, после чего направлятели прикладывали до ощущения плотного контакта и через тубусы высокооборотистой дрелью

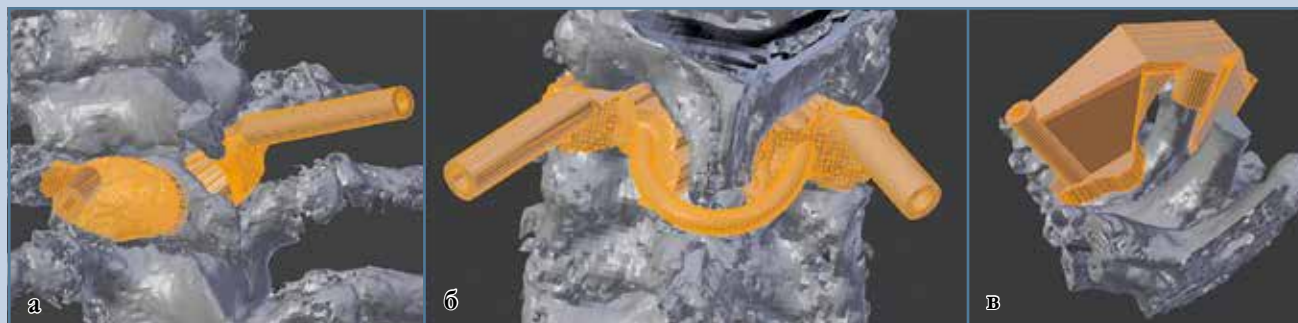


Рис. 1

Различные виды навигационных матриц на этапе проектирования (описание в тексте)

и сверлом 2 мм формировали каналы для винтов. После извлечения сверла и матриц выполняли имплантацию моноаксиальных винтов диаметром 3,5 мм (рис. 2) с последующей МСКТ.

Точность и безопасность оценивали по методу, предложенному Kaneyama et al. [10]. Безопасность оценивали по следующим критериям: степень 0 – винт находится полностью внутри костных структур; степень 1 – винт частично перфорирует костную структуру, но более 50 % диаметра винта находится внутри кости; степень 2 – винт перфорирует костную структуру, при этом более 50 % диаметра винта находится за пределами кости; степень 3 (пенетрация) – винт находится полностью за пределами кости. Критерием точности была оценка девиации (мм) между планируемой и фактической траекториями винта в точке входа в позвонок (Entry point) и на пересечении оси винта с передним кортикальным слоем тела позвонка (End point) путем наложения аксиальных и сагиттальных срезов МСКТ в программе Mimics Research 20.0 (рис. 3).

Результаты оценивали на нормальность распределения и подвергали статистическому анализу для нескольких параметрических и непараметрических выборок с помощью критерия Краскела – Уоллиса и Хи-квадрата соответственно в программе Statistica 10.

Результаты

Все виды направителей не обеспечивали необходимой степени контакта с задним полукольцом C_1 по причине малой площади соприкосновения, в связи с чем данный уровень не был включен в анализ. Соответственно, в каждой группе было установлено по 20 винтов (C_2 – Th_4).

В группе С зафиксирована самая высокая безопасность имплантации, 1 (5 %) винт перфорировал ножку со степенью 1, 19 (95 %) винтов были полностью окружены костью. Степени 2 и 3 были зарегистрированы в группах А и В, при этом худшие показатели наблюдались в группе А (табл. 1). Раз-

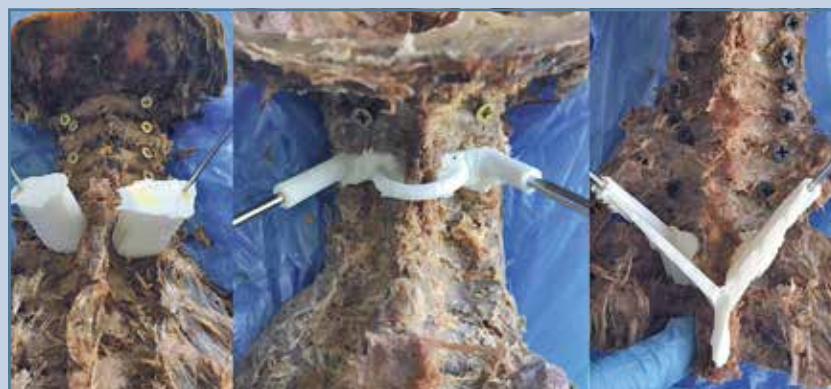


Рис. 2

Проведение сверла через тубусы-направители

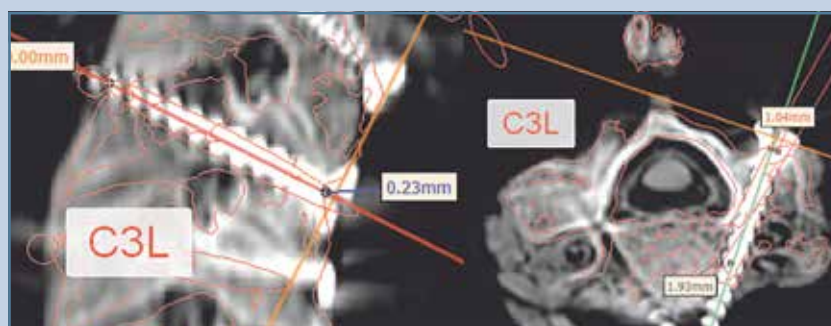


Рис. 3

Определение девиации между планируемой и фактической траекториями

Таблица 1

Распределение винтов по степени безопасности имплантации, n (%)

Степень безопасности	Типы матрицы		
	односторонние (А)	двусторонние (В)	с трехточечной опорой (С)
0	14 (70)	17 (85)	19 (95)
1	3 (15)	2 (10)	1 (5)
2	2 (10)	1 (5)	—
3	1 (5)	—	—

личия между всеми группами статистически значимы ($p < 0,05$).

Анализ девиации фактической и планируемой траекторий обозначил аналогичную тенденцию. Наибольшие расхождения в начальной и конечной точках оценки зарегистрированы в группе А. После добавления связующего каркаса (двусторонние матрицы,

группа В) отмечалось значимое уменьшение девиации в Entry point в двух плоскостях и End point в аксиальной плоскости, что объясняется сохранением мобильности направителя в сагиттальной плоскости при данном дизайне. Добавление третьей опорной точки на остистый отросток позволика повысило стабильность фикса-

Таблица 2

Девияция планируемой и фактической траекторий, мм

Типы матрицы	Entry point			End point		
	axial	sagittal	среднее	axial	sagittal	среднее
Односторонние (А)	5,00 ± 1,00	5,00 ± 0,90	5,00 ± 0,50	5,20 ± 0,80	4,80 ± 0,90	5,10 ± 0,70
Двусторонние (В)	1,50 ± 0,50	1,80 ± 0,40	1,70 ± 0,30	4,00 ± 1,00	3,10 ± 0,70	3,50 ± 0,60
С трехточечной опорой (С)	0,35 ± 0,10	0,35 ± 0,07	0,35 ± 0,07	0,52 ± 0,10	0,54 ± 0,20	0,53 ± 0,20

ции и обеспечить минимальную девиацию в оцениваемых группах (табл. 2). Проведенный сравнительный анализ как одновременно всех выборок, так и попарно показал значимые статистические различия ($p < 0,05$).

Обсуждение

По данным литературы, первой о применении навигационных направителей в хирургии позвоночника сообщила команда из лаборатории биомеханики и инженерного дизайна Лёвенского католического университета (Бельгия). В кадавер-эксперименте была выполнена успешная установка винтов в L_2 , L_3 и L_4 [11]. С этого момента учеными из разных стран были проведены десятки исследований, демонстрирующих высокие показатели точности и безопасности имплантации винтов с применением индивидуальных направителей во всех отделах позвоночника. В то же время внедрение новых технологий и материалов для 3D-печати, программного софта для моделирования, равно как и накопленный опыт использования методики, диктовали необходимость поиска оптимальных параметров создания направителей, обеспечивающих лучшие показатели имплантации.

В 2005 г. были представлены результаты кадавер-эксперимента с установкой 14 винтов в поясничном отделе, 4 – в шейном и 32 – в грудном. В поясничном отделе использовали дизайн, предложенный van Brussel et al. [11] с опорой на остистый и поперечные отростки. Для грудного и шейного отделов использовали модифициро-

ванный дизайн с дополнительными точками опоры. Всего было использовано 4 различных типа матриц, 3 из них рассчитаны на 1 позвонок, четвертая группа включала многоуровневые матрицы. Во всех случаях направители фиксировались на позвонке не за счет зеркального контакта с опорной площадкой, а в результате опоры на позвонок в нескольких точках. Результаты показали 44 % перфорации ножки при использовании многоуровневых матриц и 43 % при использовании одного из вариантов одноуровневых матриц.

Kaneyama et al. [10] представили данные имплантации 48 винтов в C_2 со средней девиацией $0,36 \pm 0,62$ мм в аксиальной и $0,30 \pm 0,24$ мм в сагиттальной плоскости. Безопасность установки двух винтов расценена как степени 2 и 3. Осложнений зафиксировано не было. Эта же группа исследователей [13] в 2015 г. опубликовала результаты транспедикулярной фиксации 80 винтов в C_3 – C_6 со средней девиацией $0,29 \pm 0,31$ мм ($0,0$ – $1,6$ мм), 78 винтов полностью находились внутри кости (степень безопасности 0), 2 выходили за пределы костного образования менее чем на половину диаметра (степень 1). Авторы использовали 3 типа матриц для установки каждого винта: для определения начальной точки введения, для формирования хода спицей, для введения винта.

Наибольшее количество имплантированных винтов в кадавер-эксперименте было представлено Ma et al. [14] на 20 препаратах грудного отдела с использованием билатеральных направителей, опорная площадка

которых включала часть дужек, межпозвонковых суставов и остистый отросток. В группе free hand 156 (65 %) винтов были полностью окружены костью. Из 84 случаев перфорации кости 58 (24,2 %), 16 (6,6 %) и 10 (4,2 %) были классифицированы как степень 1 (<2 мм или $<1/2$ диаметра винта), степень 2 (девиация 2–4 мм или $1/2$ –1 диаметра винта) и степень 3 (>4 мм диаметра винта) соответственно. При использовании направителей только 16 (6,6 %) винтов перфорировали костную стенку со степенью 1.

Takemoto et al. [15] привели данные использования методики в грудном отделе у 40 пациентов. В статье большое внимание уделяется особенностям проектирования направителей, в частности определению оптимальной локализации опорных зон. Так, изначально были определены 14 опорных точек, затем по результатам анализа воспроизводимости костных структур в ходе процесса сегментации из них были исключены 7. Авторы указывают, что оптимальный диапазон при этом составляет 100–350 HU, поскольку значение больше 350 исключает некоторые костные образования, меньше 100 – увеличивает количество артефактов. В указанном диапазоне выявлено изменение контура поверхности позвонка в области верхушки поперечных и остистых отростков, в связи с чем точки этой локализации исключались из опорной зоны.

Cecchinato et al. [16] представили результаты рандомизированного клинического исследования установки 540 винтов 29 пациентам со ско-

лиозом. В группу А (навигационные направители) были рандомизированы 14 пациентов. Из 297 установленных в группе А винтов 224 (75,4 %) были классифицированы как степень 0 (винт полностью окружен костью), 44 (14,8 %) – как степень А (выстояние <2 мм винта), 16 (5,4 %) – степень В (выстояние 2–4 мм) и 13 (4,4 %) – как степень С (>4 мм). В результате 268 (90,2 %) винтов имплантированы в зоне безопасности и 29 (9,8 %) с мальпозицией. В группе В (free hand) установлены 243 винта, из них 160 (65,8 %) со степенью 0, 42 (17,3 %) – со степенью А, 19 (7,8 %) со степенью В, 22 (9,1 %) – со степенью С. В общей сложности 202 (83,1 %) винта находились в зоне безопасности и 41 (16,9 %) с мальпозицией. В исследовании использовали специфический дизайн направителей, состоящих из двух широких тубусов с опорой на остистый отросток и дужки. Внутренний диаметр тубуса был спроектирован под диаметр отверстия для установки винта, при этом для формирования хода внутрь тубуса устанавливали специальный стилет с узким отверстием. Интересен и подход к проектированию опорной части – вместо зеркальной площадки по диаметру тубуса создавались своеобразные опорные колонны.

Ferrari et al. [17] использовали систему опорных цилиндров, отметив, что полые цилиндры-направители не должны соприкасаться с костью, поскольку полное удаление тканей в точке ввода при имплантации в поясничном отделе может быть затруднительно. Остальные цилиндры служат в качестве опорного каркаса. Четыре цилиндра (парные) опирались на суставные отростки и основание дуги, пятый (непарный) фиксировался на остистом отростке. Цилиндры соединялись внешним каркасом и поперечными балками. Также учитывали векторы силы при давлении на матрицу, оси цилиндров проектировали перпендикулярно опорной зоне. Хирурги отметили, что правильное позиционирование матрицы было легким благодаря точке опоры на остистый отросток.

Установка матрицы не требовала дополнительного удаления мягких тканей по сравнению с классическим доступом, а ложноположительная позиция легко выявлялась по отсутствию контакта всех четырех цилиндров с костью.

Как видно из приведенных источников, некоторые исследователи создавали опорную зону, полностью охватывающую дорсальные структуры (по типу зеркального отображения позвонка). Другой подход к проектированию направлен на создание направителей с точечной опорой (например, матрицы с опорными цилиндрами). Это уменьшает необходимую степень диссекции, но может способствовать ложноположительному позиционированию направителя.

В выполненном эксперименте использованы 3 вида навигационных направителей. Во всех случаях в качестве опорной площадки задействована только часть дорсальных структур. При выборе опорной зоны важным является определение золотой середины. С одной стороны, площадь соприкосновения должна обеспечивать плотный контакт строго в определенной позиции, с другой – стоит минимизировать включение структур, диссекция которых не выполняется в ходе стандартного доступа.

Опора на остистый отросток является важным элементом, который облегчает установку матрицы в нужную позицию, позволяет контролировать среднюю линию и снижает вероятность смещения при формировании канала. Точка опоры на остистый отросток повышает стабильность направителя, снижая риски девиации, а ребра жесткости обеспечивают необходимую стабильность каркаса, препятствуя деформации и поломке матрицы. По нашему мнению, именно такой дизайн является оптимальным для имплантации в шейном и грудном отделах позвоночника.

Результаты исследования демонстрируют высокую степень безопасности и точности имплантации при использовании навигационных направителей, что в целом соответ-

ствует ранее опубликованным работам [10–17]. Стоит отметить, что в некоторых исследованиях продемонстрировано успешное использование матриц для установки винтов в С₁ [6], тогда как мы отметили недостаточную стабильность матрицы на данном уровне за счет малой площади поверхности. Показатели имплантации при использовании односторонних направителей расходятся с рядом проведенных ранее исследований [3–4], что можно объяснить различной воспроизводимостью технологии.

На основании литературных данных и полученных нами результатов можно составить следующие рекомендации по изготовлению навигационных матриц:

1) в качестве опорной площадки необходимо использовать межсуставную часть, дужки позвонка и вершину остистого отростка (рис. 4);

2) опорную зону на вершине остистого отростка надо проектировать таким образом, чтобы при сопоставлении обеспечивалась фиксация по типу ключ к замку (рис. 5);

3) для предотвращения деформации матрицы проектировать связующие элементы каркаса в форме ребер жесткости (рис. 5).

Ограничения. Поскольку исследование проводили на фиксированном в формалине трупном материале, отсутствовали некоторые факторы, способные оказывать влияние на показатели имплантации при клиническом

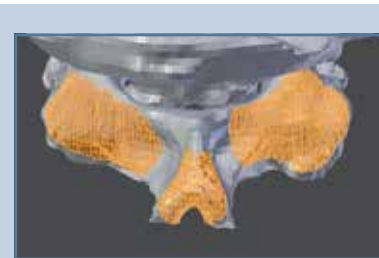


Рис. 4

Оптимальная опорная зона индивидуального направителя в шейном и грудном отделах (на примере С₂)

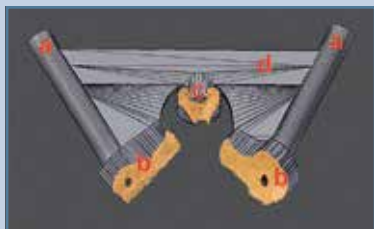


Рис. 5

Оптимальный дизайн навигационной матрицы: *a* – тубусы-направители; *b* – опорная площадка; *c* – опора на остистый отросток с фиксатором; *d* – связующие элементы (ребра жесткости)

использовании (давление паравerteбральных тканей на направитель, плотность кортикального слоя, кровотока и т.д.). Кроме того, сравнивали 3 типа матриц, тогда как технологии 3D-печати позволяют создавать большее разнообразие вариантов дизайна.

Заключение

Использование билатеральных навигационных матриц сопровождалось лучшими показателями безопасности и точности имплантации по сравнению с моностеральными. Для транспедикулярной имплантации в шейном и грудном отделах рекомендуется использовать билатеральные направ-

ители с опорой на остистый отросток, применение которых продемонстрировало самые высокие показатели имплантации.

Исследование не имело спонсорской поддержки. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Литература/References

1. Косулин А.В., Елякин Д.В., Лебедева К.Д., Сухомлинова А.Е., Козлова Е.А., Орехова А.Е. Применение навигационного шаблона для прохождения ножки позвонка при транспедикулярной фиксации // Педиатр. 2019. Т. 10. № 3. С. 45–50. [Kosulin AV, Elyakin DV, Lebedeva KD, Sukhomlinova AE, Kozlova EA, Orekhova AE. Navigation template for vertebral pedicle passage in transpedicular screw fixation. *Pediatr.* 2019;10(3):45–50. In Russian]. DOI: 10.17816/PED10345-50.
2. Бурцев А.В., Павлова О.М., Рябых С.О., Губин А.В. Компьютерное 3D-моделирование с изготовлением индивидуальных лекал для навигирования введения винтов в шейном отделе позвоночника // Хирургия позвоночника. 2018. Т. 15. № 2. С. 33–38. [Burtsev AV, Pavlova OM, Ryabikh SO, Gubin AV. Computer 3D-modeling of patient-specific navigational template for cervical screw insertion. *Hir. Pozvonoc.* 2018;15(2):33–38. In Russian]. DOI: 10.14531/ss2018.2.33-38.
3. Owen BD, Christensen GE, Reinhardt JM, Ryken TC. Rapid prototype patient-specific drill template for cervical pedicle screw placement. *Comput Aided Surg.* 2007;12:303–308. DOI: 10.3109/10929080701662826.
4. Ryken TC, Owen BD, Christensen GE, Reinhardt JM. Image-based drill templates for cervical pedicle screw placement. *J Neurosurg Spine.* 2009;10:21–26. DOI: 10.3171/2008.9.SPI08229.
5. Lu S, Xu YQ, Lu WW, Ni GX, Li YB, Shi JH, Li DP, Chen GP, Chen YB, Zhang YZ. A novel patient-specific navigational template for cervical pedicle screw placement. *Spine.* 2009;34:E959–E966. DOI: 10.1097/BRS.0b013e3181c09985.
6. Lu S, Xu YQ, Chen GP, Zhang YZ, Lu D, Chen YB, Shi JH, Xu XM. Efficacy and accuracy of a novel rapid prototyping drill template for cervical pedicle screw placement. *Comput Aided Surg.* 2011;16:240–248. DOI: 10.3109/10929088.2011.605173.
7. Kawaguchi Y, Nakano M, Yasuda T, Seki S, Hori T, Kimura T. Development of a new technique for pedicle screw and Magerl screw insertion using a 3-dimensional image guide. *Spine.* 2012;37:1983–1988. DOI: 10.1097/BRS.0b013e31825ab547.
8. Sugawara T, Higashiyama N, Kaneyama S, Takabatake M, Watanabe N, Uchida F, Sumi M, Mizoi K. Multistep pedicle screw insertion procedure with patient-specific lamina fit-and-lock templates for the thoracic spine: clinical article. *J Neurosurg Spine.* 2013;19:185–190. DOI: 10.3171/2013.4.SPINE121059.
9. Merc M, Drstvensek I, Vogrin M, Brajlilh T, Recnik G. A multi-level rapid prototyping drill guide template reduces the perforation risk of pedicle screw placement in the lumbar and sacral spine. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2013;133:893–899. DOI: 10.1007/s00402-013-1755-0.
10. Kaneyama S, Sugawara T, Higashiyama N, Takabatake M, Sumi M, Mizoi K. The availability of the screw guide template system for insertion of mid-cervical pedicle screw – technical note. *J Spine.* 2013;3:1000151. DOI:10.4172/2165-7939.1000151.
11. Van Brussel K, Vander Sloten J, Van Audekercke R, Swaelens B, Richard F, Assaker R, Kulik JF. Medical image based design of an individualized surgical guide for pedicle screw insertion. In: *Proceedings 18th Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Bridging Disciplines for Biomedicine.* 1997;1:225–226. DOI: 10.1109/EHB.2015.7391609.
12. Berry E, Cuppone M, Porada S, Millner PA, Rao A, Chiverton N, Seedhom BB. Personalised image-based templates for intraoperative guidance. *Proc Inst Mech Eng H.* 2005;219:111–118. DOI: 10.1243/095441105X9273.
13. Kaneyama S, Sugawara T, Sumi M. Safe and accurate midcervical pedicle screw insertion procedure with the patient-specific screw guide template system. *Spine.* 2015;40:E341–E348. DOI: 10.1097/BRS.0000000000000772.
14. Ma T, Xu YQ, Cheng YB, Jiang MY, Xu XM, Xie L, Lu S. A novel computer-assisted drill guide template for thoracic pedicle screw placement: a cadaveric study. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2012;132:65–72. DOI: 10.1007/s00402-011-1383-5.
15. Takemoto M, Fujibayashi S, Ota E, Otsuki B, Kimura H, Sakamoto T, Kawai T, Futami T, Sasaki K, Matsushita T, Nakamura T, Neo M, Matsuda S. Additive-manufactured patient-specific titanium templates for thoracic pedicle screw placement: novel design with reduced contact area. *Eur Spine J.* 2016;25:1698–1705. DOI: 10.1007/s00586-015-3908-z.
16. Cecchinato R, Berjano P, Zerbi A, Damilano M, Redaelli A, Lamartina C. Pedicle screw insertion with patient-specific 3D-printed guides based on low-dose CT scan is more accurate than free-hand technique in spine deformity patients: a prospective, randomized clinical trial. *Eur Spine J.* 2019;28:1712–1723. DOI: 10.1007/s00586-019-05978-3.
17. Ferrari V, Pardi P, Condino S, Carbone M, Baluganti A, Ferrari M, Mosca F, Lisanti M. An optimal design for patient-specific templates for pedicle spine screws placement. *Int J Med Robot.* 2013;9:298–304. DOI: 10.1002/rcs.1439.

Адрес для переписки:

Кашин Василий Андреевич
 197022, Россия, Санкт-Петербург, ул. Льва Толстого, 6–8,
 Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский
 университет им. акад. И.П. Павлова,
 spin3d@yandex.ru

Статья поступила в редакцию 02.10.2019

Рецензирование пройдено 22.10.2019

Подписано в печать 31.10.2019

Address correspondence to:

Kashin Vasily Andreyevich
 First Pavlov State Medical University of St. Petersburg,
 Lev Tolstoy str., 6–8, St. Petersburg, 197022, Russia,
 spin3d@yandex.ru

Received 02.10.2019

Review completed 22.10.2019

Passed for printing 31.10.2019

Роман Александрович Коваленко, канд. мед. наук, врач-нейрохирург отделения нейрохирургии № 6, Национальный медицинский исследовательский центр им. В.А. Алмазова, 197341, Россия, Санкт-Петербург, ул. Аккуратова, 2, ORCID: 0000-0002-7940-7086, roman.kovalenko@my.com;

Василий Андреевич Кашин, аспирант кафедры нейрохирургии, Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И.П. Павлова, 197022, Россия, Санкт-Петербург, ул. Льва Толстого, 6–8, ORCID: 0000-0002-0626-1565, spin3d@yandex.ru;

Владислав Юрьевич Черebilло, д-р мед. наук, проф., заведующий кафедрой нейрохирургии, Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И.П. Павлова, 197022, Россия, Санкт-Петербург, ул. Льва Толстого, 6–8, ORCID: 0000-0001-6803-9954, cherebillo@mail.ru;

Рамин Масуддинович Шарифов, клинический ординатор кафедры нейрохирургии, Национальный медицинский исследовательский центр им. В.А. Алмазова, 197341, Россия, Санкт-Петербург, ул. Аккуратова, 2, ORCID: 0000-0002-3219-4968, ramin.neuro@yandex.ru;

Ростислав Ростиславович Мирончук, врач-рентгенолог отделения рентгеновской компьютерной томографии, Национальный медицинский исследовательский центр им. В.А. Алмазова, 197341, Россия, Санкт-Петербург, ул. Аккуратова, 2, ORCID: 0000-0001-8138-666X, mironchuk.md@gmail.com;

Андрей Леонидович Акопов, д-р мед. наук, проф., заведующий кафедрой клинической анатомии и оперативной хирургии им. проф. М.Г. Привеса, Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И.П. Павлова, 197022, Россия, Санкт-Петербург, ул. Льва Толстого, 6–8, ORCID: 0000-0001-8698-7018, akopovand@mail.ru;

Виталий Александрович Иванов, канд. мед. наук, доцент кафедры клинической анатомии и оперативной хирургии им. проф. М.Г. Привеса, Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И.П. Павлова, 197022, Россия, Санкт-Петербург, ул. Льва Толстого, 6–8, ORCID: 0000-0002-1419-0250, vit70iv@mail.ru.

Roman Aleksandrovich Kovalenko, MD, PhD, neurosurgeon, Neurosurgery Department 6, Almazov National Medical Research Centre, 2 Akkuratova str., St. Petersburg, 197341, Russia, ORCID: 0000-0002-7940-7086, roman.kovalenko@my.com;

Vasily Andreyevich Kashin, clinical resident, Neurosurgery Department, First Pavlov State Medical University of St. Petersburg, Lev Tolstoy str., 6–8, St. Petersburg, 197022, Russia, ORCID: 0000-0002-0626-1565, spin3d@yandex.ru;

Vladislav Yuryevich Cherebillo, DMSc, Prof., scientific director of the Neurosurgery Department 6, Almazov National Medical Research Centre, 2 Akkuratova str., St. Petersburg, 197341, Russia, ORCID: 0000-0001-6803-9954, cherebillo@mail.ru;

Ramin Masuddinovich Sharifov, clinical resident, Neurosurgical Department, Almazov National Medical Research Centre, 2 Akkuratova str., St. Petersburg, 197341, Russia, ORCID: 0000-0002-3219-4968, ramin.neuro@yandex.ru;

Rostislav Rostislavovich Mironchuk, radiologist, Department of X-ray Computed Tomography, Almazov National Medical Research Centre, 2 Akkuratova str., St. Petersburg, 197341, Russia, ORCID: 0000-0001-8138-666X, mironchuk.md@gmail.com;

Andrey Leonidovich Akopov, DMSc, Prof., Head of the Department of Clinical Anatomy and Operative Surgery n.a. Prof. M.G. Prives, First Pavlov State Medical University of St. Petersburg, Lev Tolstoy str., 6–8, St. Petersburg, 197022, Russia, ORCID: 0000-0001-8698-7018, akopovand@mail.ru;

Vitaly Aleksandrovich Ivanov, MD, PhD, associate professor of the Department of Clinical Anatomy and Operative Surgery n.a. Prof. M.G. Prives, First Pavlov State Medical University of St. Petersburg, Lev Tolstoy str., 6–8, St. Petersburg, 197022, Russia; ORCID: 0000-0002-1419-0250, vit70iv@mail.ru.