

Механика

УДК 004.6:616-073.756.8:004.896

Определение денситометрических данных геометрическими примитивами для анализа структуры костных тканей при транспедикулярной фиксации

Ю.Н. Куликов^{1,2}, А.А. Воротников^{1,2}, Д.С. Мищенко¹, Ю.В. Подураев^{1,2},
А.А. Гринь^{1,2,3}, О.В. Левченко¹

¹ НИИ «ТЕХНОБИОМЕД» ФГБОУ ВО «Российский Университет Медицины» Минздрава России»

² ФГАОУ ВО «МГТУ «СТАНКИН»

³ НИИ СП им. Н.В. Склифосовского

Using geometric primitives to determine densitometric data in analyzing the bone tissue structure at transpedicular fixation

Y.N. Kulikov^{1,2}, A.A. Vorotnikov^{1,2}, D.S. Mishchenkov¹, Y.V. Poduraev^{1,2},
A.A. Grin^{1,2,3}, O.V. Levchenko¹

¹ Research Institute «TECHNOBIOMED» at the FSBEI HE ROSUNIMED of MOH of Russia

² MSTU «STANKIN»

³ Sklifosovsky Research Institute of Emergency Medicine

Проблема современных методов навигации при использовании сегментации заключается в преобразовании данных о структуре костных тканей в единый объект, представляющий собой твердотельную трехмерную модель. Эта проблема может оказать существенное влияние на точность введения импланта. Анализ растровых изображений и изучение значений шкалы Хаунсфилда в месте установки импланта позволит выбирать траектории для их ввода. Предложен геометрический примитив для определения денситометрических данных пациентов в компьютерной томографии для анализа костных тканей при транспедикулярной фиксации. Предложенный геометрический примитив основан на получении значений единиц Хаунсфилда тканей позвонка пациента. Он включает в себя действия по работе с вокселями в DICOM-изображениях компьютерных томографий. Валидность сбора данных геометрическим примитивом проверена на примере с использованием данных пациента. Получены графики, описывающие структуру педикулы позвонка вдоль выбранного цилиндра.

EDN: RYTKHK, <https://elibrary/rytkhk>

Ключевые слова: компьютерная томография, обработка денситометрических данных, транспедикулярная фиксация, геометрические примитивы

The problem of modern navigation methods using segmentation lies in transformation of data on the bone tissue structure into a single object representing a solid three-dimensional

model. This problem could significantly influence the quality of the implant position. Analysis of raster images and studying the Hounsfield units at the implant positioning would make it possible to selecting trajectories for their input. The paper proposes a method for determining the patient densitometric data in computer tomography to analyze the bone tissue in transpedicular fixation. The proposed method is based on obtaining the Hounsfield units of the patient's vertebral tissue using geometric primitives such as the lines. This method includes a set of actions for working with voxels in the computer tomography DICOM images. The method is illustrated with an example using the patient data. The example includes a set of graphs describing the vertebral pedicle structure along the selected cylinder.

EDN: RYTKHK, <https://elibrary/rytkhk>

Keywords: computer tomography, densitometric data processing, transpedicular fixation, geometric primitives

Робототехнические системы получают все большее распространение в медицине. Роботов применяют для доставки, телеприсутствия и проведения хирургических операций. В задачах, требующих точности позиционирования инструмента, робот имеет определенные достоинства.

Для навигации робототехнических систем в медицине используют данные компьютерной томографии (КТ) [1–3], которые состоят из набора вокселей, формирующих трехмерное представление сканируемого объекта. Каждый воксель несет в себе информацию о рентгеновской плотности материала, определяемой по шкале Хаунсфилда (HU). Например, губчатая кость позвонка может составлять 50...300 HU, а кортикальная ткань — не менее 300, но более 1000 HU [4, 5]. Эти значения зависят от многих факторов, включая настройки аппарата КТ. Также в позвонке часто определяют плотность такой области, как педикула (ножка), которая по структуре плотнее губчатой ткани, но не является кортикальной. Используя значения рентгенопрозрачности, строят двумерные изображения, с помощью которых врачи ставят диагнозы и проводят хирургические операции.

Для удобства работы с такой информацией существует принятый во всем мире формат Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). Файлы DICOM хранят в себе как наборы тегов и визуальную информацию [6], так и сетевой протокол для их передачи. На основе этого протокола построены различные системы PACS (Picture Archiving and Communication System), такие как Orthanc [7].

Одним из популярных подходов к работе с файлами DICOM является сегментация изображений — создание трехмерной модели, объединяющей в себе диапазон определенных зна-

чений HU, для визуализации, трехмерной печати [8] и других медицинских задач. Такой метод сильно упрощает взаимодействие с информацией, так как работа с 3D-объектами интуитивнее, чем с 2D-срезами.

Следует отметить, что сегментация не является решением всех задач по работе с результатами КТ. Так как для сегментации выделяют набор значений HU, все они сливаются в одну модель, на которой уже невозможно определить структуру тканей. По этой причине при планировании траектории медицинского робота недостаточно применять только сегментацию.

В совокупности можно использовать методы анализа растровых изображений, а также графически визуализировать данные HU, содержащиеся в выбираемых простейших геометрических примитивах. Совместное применение нескольких методов позволит анализировать структуру тканей для выбора траекторий медицинских инструментов, вводимых в ткани пациента. Таким образом, под определенными денситометрическими данными понимают значения HU, получаемые в областях, где запланировано внедрение хирургических инструментов.

Цель работы — определение денситометрических параметров костных тканей геометрическими примитивами по КТ пациента для операций по транспедикулярной фиксации позвоночника.

Транспедикулярная фиксация позвоночника.

Транспедикулярная фиксация позвоночника — хирургическая операция, проводимая для его стабилизации. В тело позвонка устанавливают имплантаты — транспедикулярные винты (далее винты), скрепленные между собой металлическими стержнями, благодаря чему позвоночник получает дополнительную опору. Опера-

ция требует высокой точности установки винтов, так как участки позвонка — педикулы, в которых их можно расположить, очень малы. Применение робототехнических систем может повысить точность установки винтов, что позволит улучшить качество нейрохирургических операций [9].

Врач планирует траекторию введения винта заранее, чтобы исключить повреждение нервных тканей человека. Дополнительно врач продумывает траекторию так, чтобы винт касался наименьшего количества плотной кортикальной ткани и проходил строго по центру педикулы в соответствии с общепринятой классификацией Герцбейна и Роббинса [10]. Мальпозиция винта может привести к серьезным постоперационным осложнениям [11].

Существует предположение, что небольшое зацепление винта за кортикальную ткань повысит его устойчивость в теле позвонка и эффективность зацепления. Однако не следует исключать того, что более твердые ткани могут не выдержать напряжение и треснуть. Графический анализ границ расположения кортикальных и губчатых тканей перед вводом медицинских инструментов позволит усовершенствовать способ определения желаемой траектории при проведении робот-ассистированных операций, что даст возможность проверить указанное предположение экспериментально. Выбор траектории целесообразно осуществлять на основе показаний НУ.

Так как после проведения транспедикулярной фиксации в позвонке человека находятся металлические конструкции, они могут влиять на полученные при КТ значения НУ. Поэтому имеет смысл количественно оценивать влияние металлических конструкций, сравнивая значения по шкале Хаунсфилда в одном и том же месте на снимке до и после операции.

Информационная система сбора, хранения и обработки денситометрических данных для определения перспективных навигационных данных медицинских роботов. Для формирования нового подхода к анализу данных разработана информационная система сбора, хранения и обработки денситометрических данных с целью определения перспективных навигационных данных медицинских роботов [12–14]. Она позволяет анализировать значения НУ медицинских изображений по геометрическим примитивам, расставленным пользователем.

Система построена так, чтобы накапливать в себе данные, которые в дальнейшем будут использованы для анализа. Существует несколько понятий, которые обозначают процессы или функции, встроенные в систему. Разметка — нанесение геометрических примитивов на КТ. Сведение — формирование матрицы для переноса геометрических примитивов с одного исследования на другое. Функция сведения предполагает использование разных КТ одного пациента, так как положение человека при сканировании меняется, а форма твердых костей остается постоянной. Таким образом, появляется возможность сравнивать между собой твердые структуры с разных КТ, например, предоперационное и постоперационное КТ. Система легко дополняется новыми функциями для работы с данными.

Определение геометрических примитивов в виде точек и линий для получения интраоперационных данных. Простейшим геометрическим примитивом для получения значений является точка. Она имеет три координаты и может быть расположена в любой точке пространства КТ. Чтобы узнать значение НУ в этой точке, необходимо определить значения ближайших вокселей. Любая другая геометрическая фигура так или иначе строится из набора точек, расположенных по определенному правилу.

Воксель — это единица объемного изображения в трехмерном пространстве. Координаты обозначаются центром вокселя, а расстояние между центрами определяет размеры вокселя. При задании произвольной геометрической фигуры в пространстве координаты точки могут не совпасть с координатами вокселей, вследствие чего возникает необходимость получать значения НУ не только самого вокселя, но и точки пространства между ними [15].

Любая точка, попавшая в пространство и не совпадающая с положением какого-либо вокселя, окружена восемью вокселями, у каждого из которых собственное значение НУ. Для вычисления значения в заданной точке необходимо использовать методы многомерной интерполяции, заключающиеся в последовательном применении одномерной интерполяции вдоль каждой из осей координат.

На рис. 1 схема интерполяции значений обозначена как (3). Зная координаты точки x, y, z

и координаты вокселей, находим нормализованные значения искомым координат

$$\begin{aligned}x_d &= \frac{x - x_0}{x_1 - x_0}; \\y_d &= \frac{y - y_0}{y_1 - y_0}; \\z_d &= \frac{z - z_0}{z_1 - z_0},\end{aligned}$$

где x_0, y_0, z_0 и x_1, y_1, z_1 — координаты центра вокселя, находящегося ближе к началу координат и дальше от него соответственно.

Вычисляем все значения HU вокселей вдоль оси x

$$\begin{aligned}V_{00} &= V_{000}(1 - x_d) + V_{100}x_d; \\V_{01} &= V_{001}(1 - x_d) + V_{101}x_d; \\V_{10} &= V_{010}(1 - x_d) + V_{110}x_d; \\V_{11} &= V_{011}(1 - x_d) + V_{111}x_d,\end{aligned}$$

где $V_{000}, V_{001}, V_{010}, V_{011}, V_{100}, V_{101}, V_{110}, V_{111}$ — значения HU вокселей вокруг искомой точки.

Рассчитываем значения HU вокселей вдоль оси y

$$\begin{aligned}V_0 &= V_{00}(1 - y_d) + V_{10}y_d; \\V_1 &= V_{01}(1 - y_d) + V_{11}y_d.\end{aligned}$$

Определяем значение HU искомой точки вдоль оси z

$$V = V_0(1 - z_d) + V_1z_d.$$

Такую интерполяцию можно проводить для любой точки, попавшей в пространство вокселей. Имея две несовпадающие точки в пространстве, их можно представить в виде линии

с конечным числом промежуточных точек, находящихся на равном расстоянии друг от друга. Координаты i -й точки, расположенной на линии, вычисляем следующим образом:

$$\begin{aligned}x_i &= x_0 + \frac{x_1 - x_0}{n}i; \\y_i &= y_0 + \frac{y_1 - y_0}{n}i; \\z_i &= z_0 + \frac{z_1 - z_0}{n}i,\end{aligned}$$

где n — общее количество точек, на которое разделена линия.

Для каждой полученной точки определяем значение HU по ее положению в пространстве, для чего проводим трилинейную интерполяцию. На рис. 1 визуализация описанных действий обозначена как (2) и (3).

Построение цилиндра из набора линий, расположенных вокруг основной линии ввода винта. По своей структуре линии не могут описывать пространство, а только участок, которого они непосредственно касаются, поэтому показателя, получаемого с линии, может быть недостаточно.

Для поиска более значимого показателя из линий можно сформировать другой геометрический примитив, который будет описывать больше тканей в позвонке. Таким примитивом может быть цилиндр, построенный из тех же самых линий. Чтобы создать такой примитив, необходимо знать радиус и количество линий, который надо построить на его поверхности, как показано на рис. 1. Параметр K_m задает количество линий, которые будут использованы

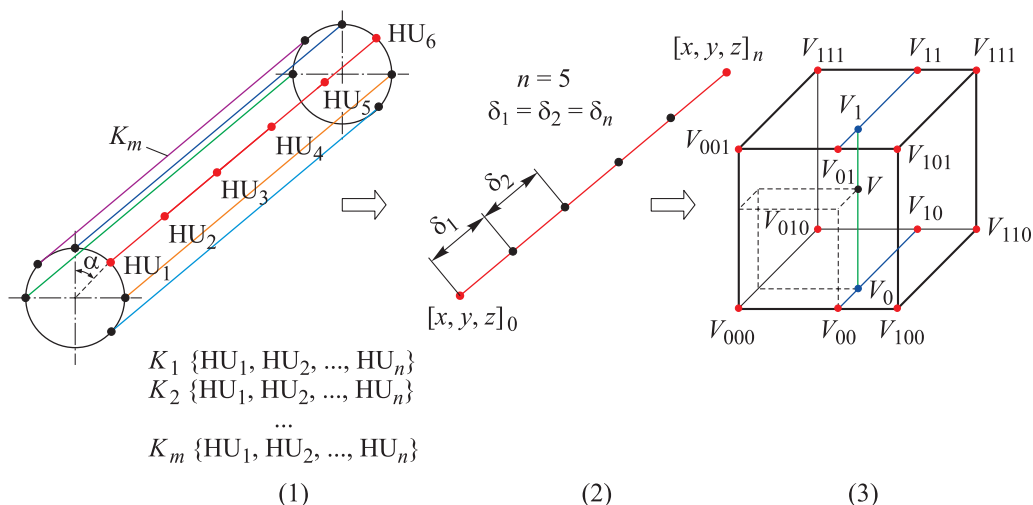


Рис. 1. Визуализация процесса получения значений цилиндра

в примитиве, а K_1 и K_2 являются первой и второй линией в последовательности. Параметр δ отражает размер шага, с которым собираются значения НУ из исходных данных, и рассчитывается исходя из длины примитива и количества точек сбора значений.

Для построения цилиндра вокруг линии следует сформировать матрицу трансформации **LookAt** [16], либо использовать принципы, схожие с приведенными в работе [17]. В компьютерной графике такая матрица предназначена для описания положения какого-либо объекта в пространстве. Зная точку, в которой находится камера, и точку направления взгляда, можно сформировать локальные координаты вида и, применяя к ним стандартные преобразования, изменять положение в этой локальной системе координат.

Процесс формирования матрицы **LookAt** включает в себя четыре шага: вычисление вектора передней оси F ; определение вектора правой оси R ; расчет вектора верхней оси U ; заполнение матрицы.

Схема полученной таким образом системы координат камеры приведена на рис. 2.

Вектор передней оси вычисляем как разность векторов начала линии B и ее конца A :

$$F = B - A.$$

Полученный вектор передней оси необходимо нормализовать, так как результатом должен быть единичный вектор направления:

$$\hat{F} = \frac{F}{|F|},$$

где F и $|F|$ — вектор передней оси и его длина; $\hat{F}$ — нормализованный вектор передней оси.

Два неколлинеарных вектора, исходящие из одной точки в пространстве, образуют плоскость. Поэтому, используя векторное произведение, можно найти вектор, который будет перпендикулярен этой плоскости. Зная вектор пе-

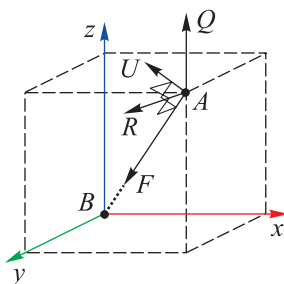


Рис. 2. Схема системы координат камеры

редней оси, для вычисления вектора правой оси необходимо использовать произвольный единичный вектор (исходящий из точки начала и неколлинеарный передней оси), который определит поворот камеры вокруг передней оси.

Пусть он будет единичным вектором $Q = (0, 0, 1)$. Чтобы вычислить векторное произведение $R = \hat{F} \times Q$, зная величины $\hat{F}$ и Q , рассчитаем компоненты вектора правой оси R

$$R_x = Q_y F_z - Q_z F_y;$$

$$R_y = Q_z F_x - Q_x F_z;$$

$$R_z = Q_x F_y - Q_y F_x,$$

где Q_y, Q_z, Q_x и F_z, F_y, F_x — компоненты векторов Q и F соответственно.

Полученный вектор правой оси R нормализуем

$$\hat{R} = \frac{R}{|R|},$$

где $|R|$ — длина правого вектора.

Аналогично вычисляем вектор верхней оси U , перпендикулярный двум другим векторам,

$$U = F \times R. \quad (1)$$

Заполняем матрицу размера 4×4 , где в последнем столбце указаны координаты положения начальной точки:

$$L = \begin{bmatrix} R_x & R_y & R_z & 0 \\ U_x & U_y & U_z & 0 \\ F_x & F_y & F_z & 0 \\ t_x & t_y & t_z & 1 \end{bmatrix},$$

где U_x, U_y, U_z — компоненты вектора U ; t_x, t_y, t_z — координаты начала линии.

После формирования матрицы L , ее необходимо транспонировать.

Используя полученную матрицу **LookAt**, можно сформировать цилиндр, выполняя стандартные матричные преобразования. Для цилиндра необходимы только перемещение и поворот вокруг оси z .

Перемещение опишем матрицей переноса

$$Trs = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & t_x \\ 0 & 1 & 0 & t_y \\ 0 & 0 & 1 & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix},$$

а поворот на угол α — матрицей поворота вокруг оси z

$$R_z = \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}.$$

Важно учитывать последовательность преобразований. Для первой точки необходимо провести поворот на рассчитываемый угол, после чего выполнить смещение

$$p_{1i} = \text{LookAt} \times R_z \times \text{Trs}_x,$$

а для второй точки сначала надо переместиться по оси z на длину начального вектора и провести остальные операции в том же порядке

$$p_{2i} = \text{LookAt} \times \text{Trs}_z \times R_z \times \text{Trs}_x,$$

где Trs_x — матрица смещения по оси x на радиус r ; Trs_z — матрица смещения по оси z на расстояние между начальными точками.

Таким образом, сформирован набор линий, образующих цилиндр. В целях проверки валидности метода построения цилиндра использовали программу 3D Slicer, предназначенную для работы с данными КТ [18]. Линию устанавливали по винту. Задавали радиус винта, измеренный встроенными инструментами. Результаты проверки валидности метода в виде набора линий приведены на рис. 3. Видно, что линии расположены корректно и описывают положение винта.

Экспериментальное исследование с использованием данных пациентов в нейрохирургии

позвоночника. Построение цилиндра интегрировано в информационную систему сбора, хранения и обработки денситометрических данных для определения перспективных навигационных данных медицинских роботов. Для экспериментального исследования использованы результаты КТ одного пациента до и после операции. Результаты КТ были сведены для возможности переноса разметки с одного на другое. Под переносом понимается процесс дублирования выбранных точек первого КТ-исследования на второе, в те же места позвонка, что и на первом КТ. Даже при условии, что позвонки будут смещены в пространстве, при переносе геометрические примитивы окажутся в корректных местах с небольшой погрешностью.

Линии располагали на снимках КТ после операции в центре винта по всей длине, после чего переносили на снимки КТ до операции. Таким образом, удалось изучить область, в которой размещен винт. Диаметр винта, равный 5 мм, стал опорным для рассмотрения графиков. Все графики построены с использованием библиотеки Matplotlib [19].

Задавая диаметр цилиндров, можно изучить пространство, в котором находится винт. Так как у каждого компьютерного томографа свои разрешение и размер вокселей, необходимо выбрать такой начальный диаметр цилиндра, который был бы больше размера вокселя. Линии, расположенные в области одного вокселя будут давать идентичный результат. Так как размер вокселей томографа составлял $0,345 \times 0,345 \times 0,800$ мм, минимальный размер

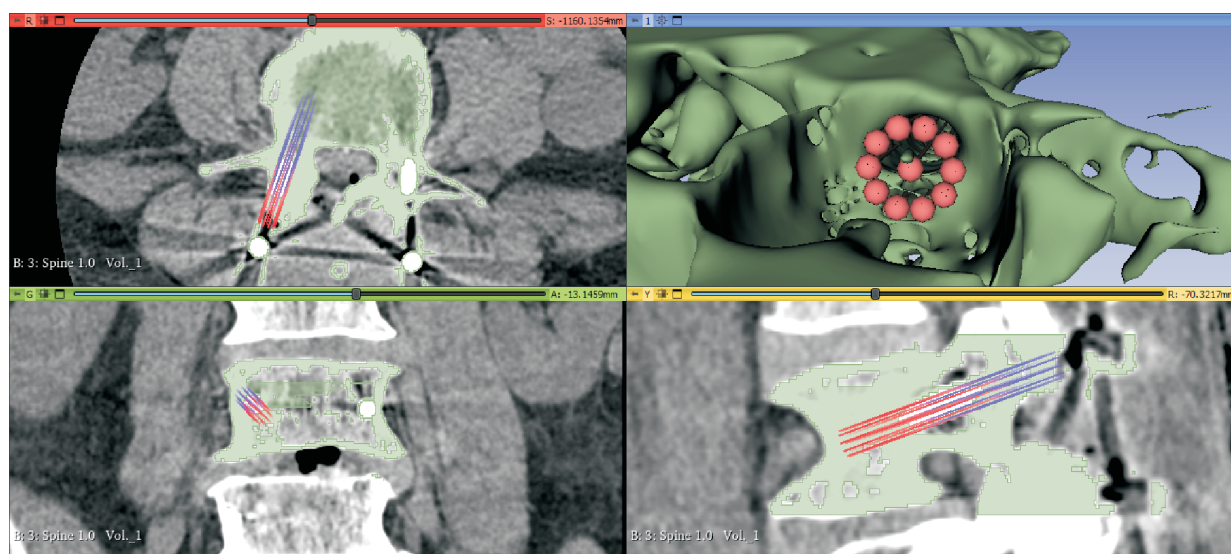


Рис. 3. Результаты проверки валидности построения цилиндра в программе 3D Slicer

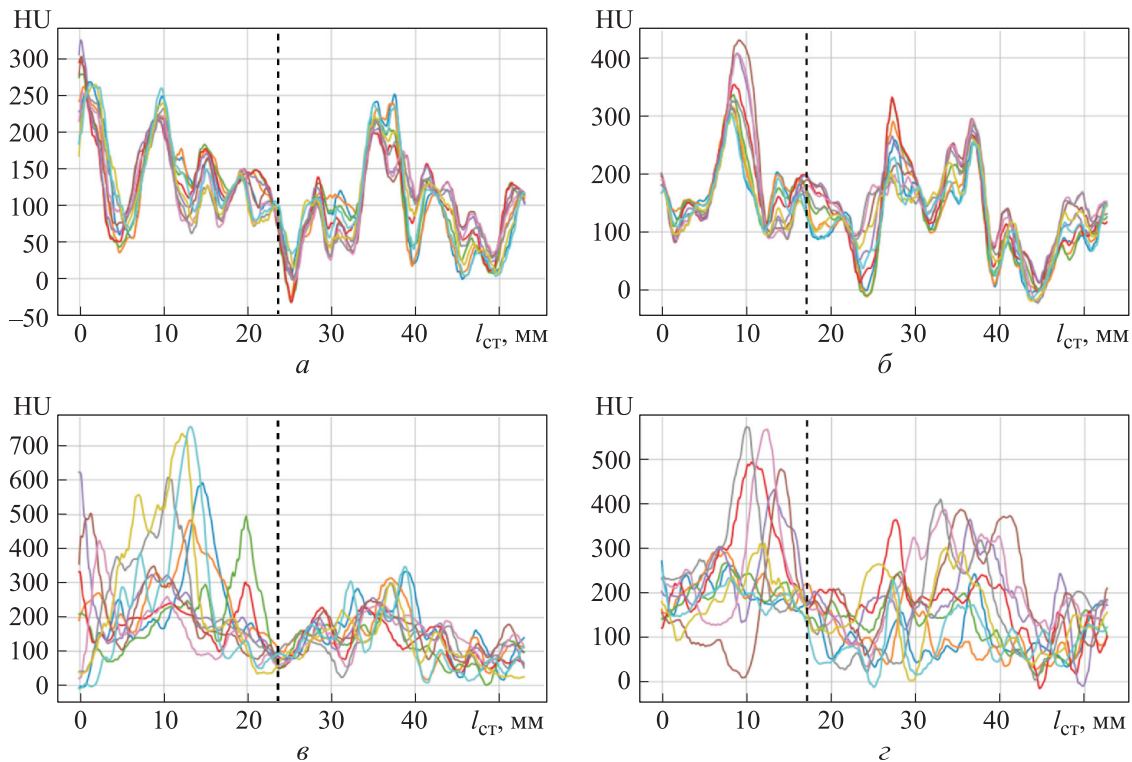


Рис. 4. Распределение плотности костной ткани позвонка вдоль разных винтов при различных значениях диаметра цилиндра:
а и б — вдоль левого винта при $d = 1$ и 5 мм соответственно;
в и г — вдоль правого винта при $d = 1$ и 5 мм соответственно

цилиндра выбран равным 1 мм. Такой размер позволил оценить значения HU возле центра винта, понять структуру костных тканей.

Результаты исследования при диаметре цилиндра $d = 1$ мм приведены на рис. 4, а и б, где $l_{\text{ст}}$ — длина стержня винта, по которому выставляется геометрический примитив. Видно, что значения на графиках хоть и имеют большую неопределенность [20], но по большей части находятся в пределах своих значений по шкале Хаунсфилда.

Так как для установки винтов зачастую необходимо создать пространство, некоторые части позвонка могут быть удалены при подготовке к имплантации. По этой причине в основании (шапке винта) цилиндр попадает на участок, который не несет информационной ценности, поскольку зачастую представляет собой кортикальную ткань и может быть удален при подготовке. На всех графиках эти участки отделены вертикальной штриховой линией.

На рис. 4, в и г приведены результаты исследования для случая, когда диаметры цилиндра и винтов совпадают. Таким образом, можно изучить структуру тканей, которой касается

винт. Левый и правый винты определяются врачами так: необходимо смотреть на пациента со спины от головы к пояснице, тогда винты, устанавливаемые по левой стороне от остистого отростка будут левыми, а по правой стороне — правыми. Отсекая недействительную часть, можно заключить, что левый винт все еще находится в пределах значений шкалы Хаунсфилда для губчатой ткани, а правый уже начинает касаться более твердой структуры.

Оценив область поверхности винта, можно увеличить диаметр и посмотреть, что находится вне его. На рис. 5 приведены результаты исследования при диаметре цилиндра $d = 7, 8$ и 12 мм. Такие значения выбраны как самые показательные при проведении эксперимента. При диаметре $d = 7$ мм левый винт все еще не попадает на кортикальную ткань позвонка, в то время как правый уже касается ее.

Дальнейшее увеличение диаметра показывает больший прирост к значениям HU у правого винта, при этом левый все еще не попадает на кортикальную ткань. Цилиндр диаметром $d = 12$ мм является показательным, так как левый винт заходит на кортикальную ткань, а правый уже выходит за ее пределы. Видно, что красная

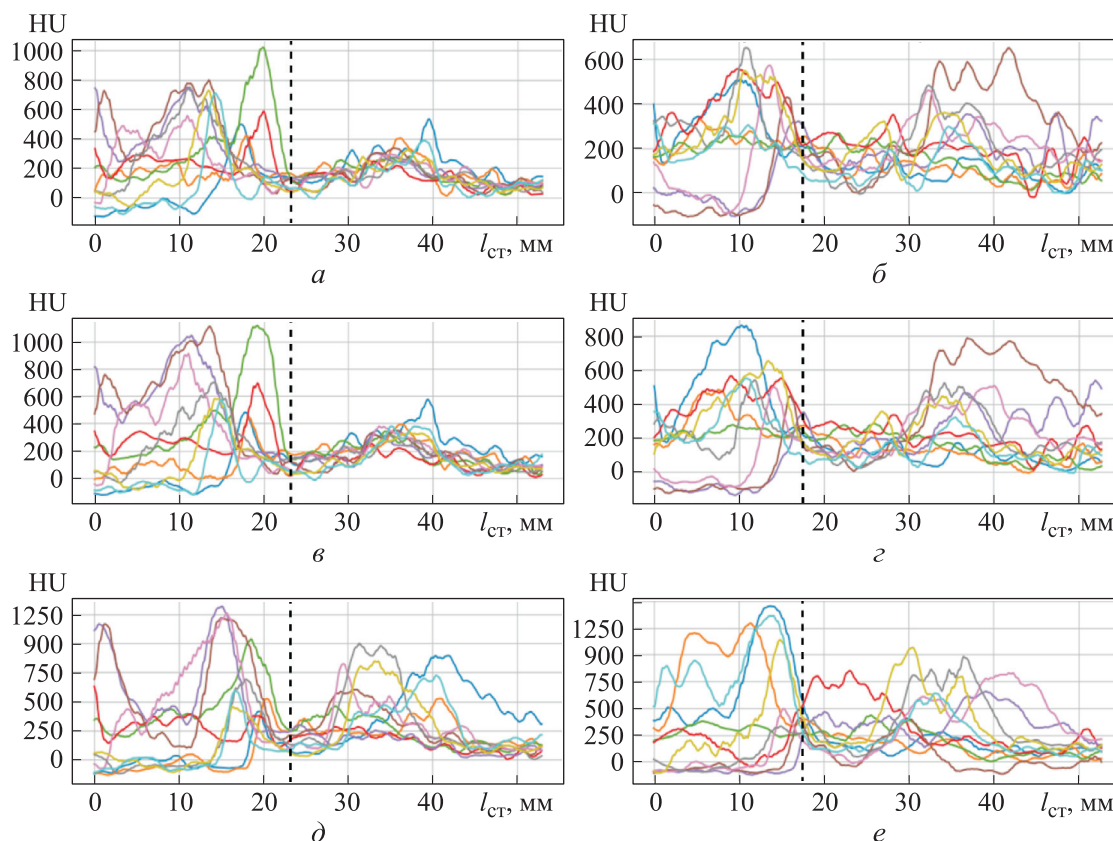


Рис. 5. Распределение плотности костной ткани позвонка вдоль разных винтов при различных значениях диаметра цилиндра:
 а, в и д — вдоль левого винта при $d = 7, 8$ и 12 мм соответственно;
 б, г и е — вдоль правого винта при $d = 7, 8$ и 12 мм соответственно

линия была первой, которая попала на кортикальную ткань, и является первой вышедшей за ее пределы.

Анализ и обсуждение результатов экспериментального исследования. Исследование выполнено с использованием данных уже проведенных операций — результатов КТ до и после операции, чтобы оценить качество расположения винтов в теле позвонка. Используя информационную систему сбора, хранения и обработки денситометрических данных для определения перспективных навигационных данных медицинских роботов и предлагаемый метод построения цилиндров, удалось получить наборы значений, пригодные для дальнейшего анализа.

По результатам исследования можно заключить, что положение левого винта более корректное, чем правого. В области установки левого винта еще осталось пространство, которое позволит винту не повреждать твердую кортикальную ткань позвонка, в то время как

правый винт находится в непосредственной близости к ней.

Используя геометрический примитив, можно оценивать положение уже установленных винтов или планировать проведение операций, определяя траекторию введения инструментов. Предлагаемый геометрический примитив позволяет решать задачи навигации робот-ассистированной хирургии. Крайне важно учитывать не только внешнюю поверхность позвонка, но и его внутреннее строение.

Выводы

1. Предложен геометрический примитив по обработке денситометрических данных пациентов в компьютерной томографии для анализа костных тканей при транспедикулярной фиксации. Используя денситометрические данные, можно вычислять значения HU в области установки винта и проводить коррекцию или уточнение его положения в позвонке. По этим данным можно оценить качество проведенной

операции и сделать выводы о структуре позвоночника, заболеваниях пациента. Применяя анализ значений НУ в совокупности с другими подходами, можно добиться значительных улучшений качества проведения операций.

2. Дальнейшие исследования будут направлены на усовершенствование предложенного геометрического примитива и его доработку для использования в контексте навигации медицинских роботов.

Литература

- [1] Lefranc M., Peltier J. Accuracy of thoracolumbar transpedicular and vertebral body percutaneous screw placement: coupling the Rosa® Spine robot with intraoperative flat-panel CT guidance—a cadaver study. *J. Robot. Surg.*, 2015, vol. 9, no. 4, pp. 331–338, doi: <https://doi.org/10.1007/s11701-015-0536-x>
- [2] Янушевич О.О., ред. *Медицинская робототехника*. Москва, Гэотар-Медиа, 2023. 384 с.
- [3] Levin A.A., Klimov D.D., Vorotnikov A.A. et al. The comparison of the process of manual and robotic positioning of the electrode performing radiofrequency ablation under the control of a surgical navigation system. *Sci. Rep.*, 2020, vol. 10, art. 8612, doi: <https://doi.org/10.1038/s41598-020-64472-9>
- [4] Chen J., Li Y., Zheng H. et al. Hounsfield unit for assessing bone mineral density distribution within lumbar vertebrae and its clinical values. *Front. Endocrinol.*, 2024, vol. 15, art. 1398367, doi: <https://doi.org/10.3389/fendo.2024.1398367>
- [5] Леонова О.Н., Байков Е.С., Крутько А.В. Особенности плотности костной ткани поясничных позвонков у пациентов с дегенеративными заболеваниями позвоночника. *Гений ортопедии*, 2022, т. 28, № 5, с. 692–697, doi: <https://doi.org/10.18019/1028-4427-2022-28-5-692-697>
- [6] Aiello M., Esposito G., Pagliari G. et al. How does DICOM support big data management? Investigating its use in medical imaging community. *Insights Imaging*, 2021, vol. 12, art. 164, doi: <https://doi.org/10.1186/s13244-021-01081-8>
- [7] Jodogne S., Bernard C., Devillers M. et al. Orthanc — a lightweight, restful dicom server for healthcare and medical research. *IEEE 10th Int. Symp. Biomedical Imaging*, 2013, pp. 190–193, doi: <https://doi.org/10.1109/ISBI.2013.6556444>
- [8] Косулин А.В., Елякин Д.В., Лебедева К.Д. и др. Применение навигационного шаблона для прохождения ножки позвонка при транспедикулярной фиксации. *Педиатр*, 2019, т. 10, № 3, с. 45–50, doi: <https://doi.org/10.17816/PED10345-50>
- [9] Molliqaj G., Schatlo B., Alaid A. et al. Accuracy of robot-guided versus freehand fluoroscopy-assisted pedicle screw insertion in thoracolumbar spinal surgery. *Neurosurg. Focus*, 2017, vol. 42, no. 5, art. E14, doi: <https://doi.org/10.3171/2017.3.FOCUS179>
- [10] Adamski S., Stogowski P., Ročlawski V. et al. Review of currently used classifications for pedicle screw position grading in cervical, thoracic and lumbar spine. *Chirurgia Narządów Ruchu i Ortopedia Polska*, 2023, vol. 88, no. 4, pp. 165–171.
- [11] Губин А.В., Рябых С.О., Бурцев А.В. Ретроспективный анализ мальпозиции винтов после инструментальной коррекции деформаций грудного и поясничного отделов позвоночника. *Хирургия позвоночника*, 2015, т. 12, № 1, с. 8–13, doi: <https://doi.org/10.14531/ss2015.1.8-13>
- [12] Куликов Ю.Н., Воротников А.А., Мищенко Д.С. и др. Информационная система сбора, хранения и обработки денситометрических данных для определения перспективных навигационных данных медицинских роботов. *Медицинская техника*, 2024, № 1, с. 10–13, EDN: DZGLWS
- [13] Kulikov Y.N., Vorotnikov A.A., Mishchenkov D.S. et al. An information management system for collecting, storing, and processing densitometric data to identify promising navigation data for medical robots. *Biomed. Eng.*, 2024, vol. 58, no. 1, pp. 14–18, doi: <http://dx.doi.org/10.1007/s10527-024-10357-4>
- [14] Куликов Ю.Н., Мищенко Д.С., Воротников А.А. и др. Прототип программного комплекса по анализу интраоперационных данных транспедикулярной фиксации для учета индивидуальных особенностей пациента. Свид. гос. рег. прог. ЭВМ 2024661832 от 22.05.2024

- [15] Симонов Е.Н., Аврамов Д.В., Аврамов М.В. Метод объемного рендеринга для визуализации трехмерных данных в рентгеновской компьютерной томографии. *Вестник Южно-Уральского государственного университета. Сер. Компьютерные технологии, управление, радиоэлектроника*, 2016, т. 16, № 4, с. 5–12, doi: <http://dx.doi.org/10.14529/ctcr160401>
- [16] Mueller D. LookAt transform initializer and oblique section image filter. *The Insight Journal*, 2007, doi: <https://doi.org/10.54294/vjl9ud>
- [17] Vorotnikov A.A., Poduraev Y.V., Romash E.V. Estimation of error in determining the centers of rotation of links in a kinematic chain for industrial robot calibration techniques. *Meas. Tech.*, 2015, vol. 58, no. 8, pp. 864–871, doi: <https://doi.org/10.1007/s11018-015-0809-9>
- [18] Pieper S., Halle M., Kikinis R. 3D slicer. *2nd IEEE Int. Symp. Biomedical Imaging: Nano to Macro*, 2004, pp. 632–635, doi: <https://doi.org/10.1109/ISBI.2004.1398617>
- [19] Hunter J.D. Matplotlib: a 2D graphics environment. *Comput. Sci. Eng.*, 2007, vol. 9, no. 3, pp. 90–95, doi: <https://doi.org/10.1109/MCSE.2007.55>
- [20] Vorotnikov A., Romash E., Isaev A. et al. Uncertainty estimation of axes direction determination of industrial robot using an ellipsoid concentration model. *Proc. of the 27th DAAAM Int. Symp. Intelligent Manufacturing And Automation*, 2016, pp. 480–486, doi: <http://dx.doi.org/10.2507/27th.daaam.proceedings.072>

References

- [1] Lefranc M., Peltier J. Accuracy of thoracolumbar transpedicular and vertebral body percutaneous screw placement: coupling the Rosa® Spine robot with intraoperative flat-panel CT guidance—a cadaver study. *J. Robot. Surg.*, 2015, vol. 9, no. 4, pp. 331–338, doi: <https://doi.org/10.1007/s11701-015-0536-x>
- [2] Yanushevich O.O., ed. *Meditinskaya robototekhnika [Medical robotics]*. Moscow, Geotar-Media Publ., 2023. 384 p. (In Russ.).
- [3] Levin A.A., Klimov D.D., Vorotnikov A.A. et al. The comparison of the process of manual and robotic positioning of the electrode performing radiofrequency ablation under the control of a surgical navigation system. *Sci. Rep.*, 2020, vol. 10, art. 8612, doi: <https://doi.org/10.1038/s41598-020-64472-9>
- [4] Chen J., Li Y., Zheng H. et al. Hounsfield unit for assessing bone mineral density distribution within lumbar vertebrae and its clinical values. *Front. Endocrinol.*, 2024, vol. 15, art. 1398367, doi: <https://doi.org/10.3389/fendo.2024.1398367>
- [5] Leonova O.N., Baykov E.S., Krutko A.V. Bone mineral density of lumbar vertebrae in patients with degenerative spinal diseases. *Geniy ortopedii*, 2022, vol. 28, no. 5, pp. 692–697, doi: <https://doi.org/10.18019/1028-4427-2022-28-5-692-697> (in Russ.).
- [6] Aiello M., Esposito G., Pagliari G. et al. How does DICOM support big data management? Investigating its use in medical imaging community. *Insights Imaging*, 2021, vol. 12, art. 164, doi: <https://doi.org/10.1186/s13244-021-01081-8>
- [7] Jodogne S., Bernard C., Devillers M. et al. Orthanc — a lightweight, restful dicom server for healthcare and medical research. *IEEE 10th Int. Symp. Biomedical Imaging*, 2013, pp. 190–193, doi: <https://doi.org/10.1109/ISBI.2013.6556444>
- [8] Kosulin A.V., Elyakin D.V., Lebedeva K.D. et al. Navigation template for vertebral pedicle passage in transpedicular screw fixation. *Pediatr [Pediatrician (St. Petersburg)]*, 2019, vol. 10, no. 3, pp. 45–50, doi: <https://doi.org/10.17816/PED10345-50> (in Russ.).
- [9] Molliqaj G., Schatlo B., Alaid A. et al. Accuracy of robot-guided versus freehand fluoroscopy-assisted pedicle screw insertion in thoracolumbar spinal surgery. *Neurosurg. Focus*, 2017, vol. 42, no. 5, art. E14, doi: <https://doi.org/10.3171/2017.3.FOCUS179>
- [10] Adamski S., Stogowski P., Ročlawski V. et al. Review of currently used classifications for pedicle screw position grading in cervical, thoracic and lumbar spine. *Chirurgia Narządów Ruchu i Ortopedia Polska*, 2023, vol. 88, no. 4, pp. 165–171.
- [11] Gubin A.V., Ryabykh S.O., Burtsev A.V. Retrospective analysis of screw malposition following instrumented correction of thoracic and lumbar spine deformities. *Khirurgiya pozvonochnika [Russian Journal of Spine Surgery]*, 2015, vol. 12, no. 1, pp. 8–13, doi: <https://doi.org/10.14531/ss2015.1.8-13> (in Russ.).

- [12] Kulikov Yu.N., Vorotnikov A.A., Mishchenkov D.S. et al. Information system for collecting, storing and processing densitometry data to determine perspective navigation data for medical robots. *Meditsinskaya tekhnika*, 2024, no. 1, pp. 10–13, EDN: DZGLWS (in Russ.).
- [13] Kulikov Y.N., Vorotnikov A.A., Mishchenkov D.S. et al. An information management system for collecting, storing, and processing densitometric data to identify promising navigation data for medical robots. *Biomed. Eng.*, 2024, vol. 58, no. 1, pp. 14–18, doi: <http://dx.doi.org/10.1007/s10527-024-10357-4>
- [14] Kulikov Yu.N., Mishchenkov D.S., Vorotnikov A.A. et al. *Prototip programmnogo kompleksa po analizu intraoperatsionnykh dannyykh transpedikulyarnoy fiksatsii dlya ucheta individualnykh osobennostey patsienta* [Prototype of a software system for analysing intraoperative data of transpedicular fixation to account for individual patient characteristics]. Software reg. cert. 2024661832 of 22.05.2024 (in Russ.).
- [15] Simonov E.N., Avramov D.V., Avramov M.V. Method of volume rendering for visualization three-dimensional data in x-ray computed tomography. *Vestnik Yuzhno-Uralskogo gosudarstvennogo universiteta. Ser. Kompyuternye tekhnologii, upravlenie, radioelektronika* [Bulletin of the South Ural State University. Ser. Computer Technologies, Automatic Control, Radio Electronics], 2016, vol. 16, no. 4, pp. 5–12, doi: <http://dx.doi.org/10.14529/ctcr160401> (in Russ.).
- [16] Mueller D. LookAt transform initializer and oblique section image filter. *The Insight Journal*, 2007, doi: <https://doi.org/10.54294/vjl9ud>
- [17] Vorotnikov A.A., Poduraev Y.V., Romash E.V. Estimation of error in determining the centers of rotation of links in a kinematic chain for industrial robot calibration techniques. *Meas. Tech.*, 2015, vol. 58, no. 8, pp. 864–871, doi: <https://doi.org/10.1007/s11018-015-0809-9>
- [18] Pieper S., Halle M., Kikinis R. 3D slicer. *2nd IEEE Int. Symp. Biomedical Imaging: Nano to Macro*, 2004, pp. 632–635, doi: <https://doi.org/10.1109/ISBI.2004.1398617>
- [19] Hunter J.D. Matplotlib: a 2D graphics environment. *Comput. Sci. Eng.*, 2007, vol. 9, no. 3, pp. 90–95, doi: <https://doi.org/10.1109/MCSE.2007.55>
- [20] Vorotnikov A., Romash E., Isaev A. et al. Uncertainty estimation of axes direction determination of industrial robot using an ellipsoid concentration model. *Proc. of the 27th DAAAM Int. Symp. Intelligent Manufacturing And Automation*, 2016, pp. 480–486, doi: <http://dx.doi.org/10.2507/27th.daaam.proceedings.072>

Статья поступила в редакцию 23.10.2024

Информация об авторах

КУЛИКОВ Юрий Николаевич — младший научный сотрудник лаборатории медико-роботических цифровых технологий, НИИ «ТЕХНОБИОМЕД». ФГБОУ ВО «Российский университет медицины» Минздрава России; магистрант кафедры «Робототехника и мехатроника». ФГАОУ ВО «МГТУ «СТАНКИН» (127006, Москва, Российская Федерация, ул. Долгоруковская, д. 4; e-mail: kulikobyura@mail.ru).

ВОРОТНИКОВ Андрей Александрович — старший научный сотрудник лаборатории медико-роботических цифровых технологий, НИИ «ТЕХНОБИОМЕД». ФГБОУ ВО «Российский университет медицины» Минздрава России; старший преподаватель кафедры «Робототехника и мехатроника». ФГАОУ ВО «МГТУ «СТАНКИН» (127006, Москва, Российская Федерация, ул. Долгоруковская, д. 4, e-mail: aavorotnikov90@gmail.com).

Information about the authors

KULIKOV Yuri Nikolaevich — Junior Researcher, Laboratory of Medical-Robotic Digital Systems. Research Institute TECHNOBIOMED. FSBEI HE ROSUNIMED of MOH of Russia; Master's Degree, Robotics and Mechatronics Department. MSTU "STANKIN" (127006, Moscow, Russian Federation, Dolgorukovskaya St., Bldg. 4, e-mail: kulikobyura@mail.ru).

VOROTNIKOV Andrei Aleksandrovich — Senior Researcher, Laboratory of Medical-Robotic Digital Systems. Research Institute TECHNOBIOMED. FSBEI HE ROSUNIMED of MOH of Russia; Lecturer, Robotics and Mechatronics Department. MSTU "STANKIN" (127006, Moscow, Russian Federation, Dolgorukovskaya St., Bldg. 4, e-mail: aavorotnikov90@gmail.com).

МИЩЕНКОВ Денис Сергеевич — старший научный сотрудник лаборатории медико-роботических цифровых технологий, НИИ «ТЕХНОБИОМЕД». ФГБОУ ВО «Российский университет медицины» Минздрава России (127006, Москва, Российская Федерация, ул. Долгоруковская, д. 4, e-mail: dmish32@gmail.com).

ПОДУРАЕВ Юрий Викторович — доктор технических наук, директор НИИ «ТЕХНОБИОМЕД». ФГБОУ ВО «Российский Университет Медицины» Минздрава России; профессор кафедры «Робототехника и мехатроника». ФГАОУ ВО «МГТУ «СТАНКИН» (127006, Москва, Российская Федерация, ул. Долгоруковская, д. 4, e-mail: poduraev@mail.ru).

ГРИНЬ Андрей Анатольевич — доктор медицинских наук, член-корреспондент РАН, главный нейрохирург Департамента здравоохранения города Москвы; заведующий научным отделением неотложной нейрохирургии НИИ СП им. Н.В. Склифосовского; ведущий научный сотрудник, НИИ «ТЕХНОБИОМЕД». ФГБОУ ВО «Российский университет медицины» Минздрава России; (127006, Москва, Российская Федерация, ул. Долгоруковская, д. 4, e-mail: aagreen@yandex.ru).

ЛЕВЧЕНКО Олег Валерьевич — доктор медицинских наук, профессор РАН, проректор, заведующий кафедрой «Нейрохирургии». ФГБОУ ВО «Российский Университет Медицины» Минздрава России (127006, Москва, Российская Федерация, ул. Долгоруковская, д. 4, e-mail: levchenko-ov@msmsu.ru).

MISHCHENKOV Denis Sergeevich — Senior Researcher, Laboratory of Medical-Robotic Digital Systems. Research Institute TECHNOBIOMED. FSBEI HE ROSUNIMED of MOH of Russia (127006, Moscow, Russian Federation, Dolgorukovskaya St., Bldg. 4, e-mail: dmish32@gmail.com).

PODURAEV Yuri Viktorovich — Doctor of Science (Eng.), Director. Research Institute TECHNOBIOMED. FSBEI HE ROSUNIMED of MOH of Russia; Professor, Department Robotics and mechatronics. MSTU "STANKIN" (127006, Moscow, Russian Federation, Dolgorukovskaya St., Bldg. 4, e-mail: poduraev@mail.ru).

GRIN Andrey Anatolyevich — Doctor of Science (Medical), Corresponding Member of the Russian Academy of Sciences, Chief freelance neurosurgeon of the Moscow City Health Department; Head of the Science Department at the Sklifosovsky Research Institute of Emergency Medicine; Leading Researcher, Research Institute TECHNOBIOMED. FSBEI HE ROSUNIMED of MOH of Russia (127006, Moscow, Russian Federation, Dolgorukovskaya St., Bldg. 4, e-mail: aagreen@yandex.ru).

LEVCHENKO Oleg Valeryevich — Doctor of Science (Medical), Professor of the Russian Academy of Sciences, Vice Rector, Head of the Department of Neurosurgery. FSBEI HE ROSUNIMED of MOH of Russia (127006, Moscow, Russian Federation, Dolgorukovskaya St., Bldg. 4, e-mail: levchenko-ov@msmsu.ru).

Просьба ссылаться на эту статью следующим образом:

Куликов Ю.Н., Воротников А.А., Мищенко Д.С., Подураев Ю.В., Гринь А.А., Левченко О.В. Определение денситометрических данных геометрическими примитивами для анализа структуры костных тканей при транспедикулярной фиксации. *Известия высших учебных заведений. Машиностроение*, 2025, № 7, с. 3–14.

Please cite this article in English as:

Kulikov Y.N., Vorotnikov A.A., Mishchenkov D.S., Poduraev Y.V., Grin A.A., Levchenko O.V. Using geometric primitives to determine densitometric data in analyzing the bone tissue structure at transpedicular fixation. *BMSTU Journal of Mechanical Engineering*, 2025, no. 7, pp. 3–14.