

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2019.4.14 УДК 531/534: [57+61]

# МЕТОДИКА ОЦИФРОВКИ ПЕРСОНАЛИЗИРОВАННОЙ ГЕОМЕТРИИ ПОЗВОНОЧНО–ДВИГАТЕЛЬНОГО СЕГМЕНТА *L*4–*L*5 *IN VIVO*

## Д.В. Хорошев<sup>1</sup>, О.Р. Ильялов<sup>1</sup>, Н.Е. Устюжанцев<sup>2</sup>, Ю.И. Няшин<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Пермский национальный исследовательский политехнический университет, Россия, 614990, Пермь, Комсомольский проспект, 29, e-mail: horosh-den@mail.ru, oleg390@mail.ru

<sup>2</sup> Пермский государственный медицинский университет имени академика Е.А. Вагнера, Россия, 614000, Пермь, Петропавловская, 26, e-mail: ustyuzhan@mail.ru

Аннотация. Представлена методика оцифровки персонализированных данных поясничного компьютерной томографии отдела в конечно-элементную геометрическую модель позвоночно-двигательного сегмента L4-L5 in vivo в программном пакете Mimics Materialise. Оцифровка набора снимков компьютерной томографии поясничного отдела позвоночника без патологических изменений происходила с использованием программного пакета Mimics Materialise. Всего в исследовании по применению методики было выбрано 34 человека, среди них 20 мужчин и 14 женщин. Возраст молодых пациентов варьировался от 19 до 41 года. В качестве примера разобрано применение методики для получения морфометрических параметров позвоночно-двигательного сегмента L4-L5 in vivo на конечно-элементной модели. Методика оцифровки персонализированных данных компьютерной томографии в конечно-элементную геометрическую модель *in vivo* может быть использована для любого отдела или сегмента позвоночника.

Ключевые слова: позвонок, конечно-элементная модель, компьютерная томография, оцифровка данных, методика.

### Введение

Болевые ощущения в позвоночнике являются актуальной проблемой в области здравоохранения и отнимают большое количество времени и денежных средств на лечение. По данным работы [6], более 80% населения земного шара испытывают боли в спине различной степени интенсивности. Известно, что шейный и поясничный отделы позвоночника являются одними из первых по обнаружению дегенеративнодистрофических заболеваний [8]. Результаты исследований [6, 7] показали, что боль в поясничном отделе является одной из первых причин утраты работоспособности населения в мире, что напрямую влияет на качество жизни.

В позвоночнике выделяют прямой и косвенный вид боли. К прямому относятся остеопороз и переломы позвонков, где причиной боли является позвоночник. Косвенная боль в позвоночнике возникает от заболеваний почек, желчного пузыря и

Няшин Юрий Иванович, д.т.н., профессор кафедры вычислительной математики, механики и биомеханики, Пермь

<sup>©</sup> Хорошев Д.В., Ильялов О.Р., Устюжанцев Н.Е., Няшин Ю.И., 2019

Хорошев Денис Владимирович, аспирант кафедры вычислительной математики, механики и биомеханики, Пермь

Ильялов Олег Рустамович, к.т.н., доцент кафедры вычислительной математики, механики и биомеханики, Пермь

Устюжанцев Николай Егорович, д.м.н., нейрохирург, доцент кафедры нормальной, топографической и клинической анатомии, оперативной хирургии, Пермь

других [9]. В силу многообразия подходов к определению термина «боль» в медицине в дальнейшем будем говорить о гиперрецепции (повышенной возбудимости рецепторов и проводников). Врачебная практика показывает, что почти в половине случаев гиперрецепция в поясничном отделе позвоночника сопряжена с грыжей межпозвоночного диска L4–L5.

Наиболее радикальным методом лечения является операция по удалению грыжи – дискэктомия. Однако не всегда удаление грыжи диска приводит к желаемому результату – исчезновению болевого синдрома или уменьшению гиперрецепции. Возможно предположить, что это связано с перераспределением нагрузки в при дегенеративном уменьшении высоты позвоночно-двигательном сегменте межпозвоночного симфиза. По этой причине при значимой кратковременной, длительной статической или переменной нагрузках происходит подвывих фасеточных суставов. В итоге деформация суставных капсул и снижение площади контакта между отростками ведут к нарастанию давления в капсуле фасеточного сустава и вынуждают близлежащие барорецепторы или афферентные рецепторы посылать сигналы о наличии гиперрецепции в сегменте. Отметим, что сублюксация фасеточных суставов встречается при возрастном изменении морфометрических параметров и свойств межпозвоночного хряща. Поэтому для понимания оснований возникновения гиперрецепции в поясничном отделе позвоночника при грыжеобразовании необходимо формирование корректной биомеханической модели поведения позвоночнодвигательного сегмента в норме и при патологии. А это, в свою очередь, требует создания объемной геометрической модели сегмента, состоящего из фасеточных суставов, связок, межпозвоночного диска и позвонков.

Геометрия модели любой части тела человека воспроизводится по снимкам компьютерной или магнитно-резонансной томографии с применением программного пакета для анализа набора данных исследований, что позволяет исследователям работать с биомеханическими моделями in vivo [5, 11, 13-15, 17] и получать важные результаты, помогающие врачу при лечении пациента. В работах [5, 11, 14] объект моделирования – позвоночно-двигательный сегмент, в статьях [13, 15, 17] рассматривается весь поясничный отдел. В настоящий момент существует множество программ для преобразования данных исследований томографии в конечноэлементную модель (например, InVesalius, 3D Slicer, Mimics Materialise и т.д.). Пакет Materialise применяют авторы [5, 11. 13–15. 171. Mimics Рассмотрим последовательность действий при использовании программы Mimics Materialise.

В качестве примера для описания работы методики был выполнен анализ морфометрических параметров позвоночно-двигательного сегмента L4-L5 in vivo на конечно-элементной модели (рис. 1). Отметим, что в литературе представлено достаточно работ, в которых измерения проводились напрямую, на рентгеновском снимке или на данных компьютерной или магнитно-резонансной томографии. Основное отличие заключается в методах исследования – in vivo или in vitro. В исследованиях [12, 16] авторы используют трупный материал и проводят прямое измерение размеров позвонков (in vitro), а авторы [1-4, 10, 18, 19] - in vivo. В источнике [4] на основании замеров оператором одного позвонка программа определяет на рентгеновском снимке остальные. В работах [10, 18, 19] для измерений используют снимки компьютерной томографии. Авторы [1, 3] проводят измерения при помощи снимков магнитно-резонансной томографии. В статье [2] авторы дополнительно к снимкам компьютерной томографии с шагом 0,6 мм используют результаты магнитнорезонансной томографии. Это увеличивает количество данных по мягким тканям, но не повышает точность, поскольку четких контуров на магнитно-резонансной томографии при таком же шаге снимков добиться невозможно. Отметим, что при проведении измерений вопрос о наличии или отсутствии дегенеративных изменений в позвоночнодвигательном сегменте исследовался в автореферате диссертации [3], но критериев для отбора представлено не было. Возрастные рамки в исследованиях [1, 10, 12, 19] достаточно широки, интервал между возрастами пациентов больше 30 лет. В работе [2] возраст пациентов составляет от 21 года до 60 лет. Больше половины пациентов в исследовании [19] старше 50 лет. Отметим автореферат диссертации [3], где пациенты в возрасте 15–70 лет сортировались по полу и возрасту. Таким образом, анализ литературы показывает, что в открытом доступе много исследований по определению средних геометрических размеров позвоночно-двигательного сегмента с помощью компьютерной или магнитно-резонансной томографий.



Рис. 1. Конечно-элементная модель позвоночно-двигательного сегмента L4–L5 in vivo

Актуальность работы заключается в наличии методики оцифровки персонализированных данных компьютерной томографии поясничного отдела в конечно-элементную геометрическую модель позвоночно-двигательного сегмента L4–L5 in vivo. В статье приводятся точные критерии, по которым происходит определение состояния поясничного отдела пациента.

Цель исследования: представить методику оцифровки персонализированных данных компьютерной томографии поясничного отдела в конечно-элементную геометрическую модель позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5 in vivo*.

### Материалы и методы

В исследовании использована возрастная классификация Всемирной организации здравоохранения, где молодыми считаются мужчины и женщины в возрасте от 18 до 44 лет. Пациентов, подходящих под данный критерий, было выбрано 34 человека и среди них 20 мужчин и 14 женщин. Средний возраст мужчин – 29 лет, а женщин – 27 лет.

В качестве материала для исследования были выбраны наборы снимков компьютерной томографии поясничного отдела позвоночника с шагом 0,6 мм. Компьютерную томографию осуществляли на мультиспиральном томографе *GE Optima CT*660 фирмы *General Electric* (США).

Методика оцифровки персонализированных данных компьютерной томографии поясничного отдела в конечно-элементную геометрическую модель позвоночнодвигательного сегмента L4–L5 in vivo в программном пакете Mimics Materialise включает несколько этапов:

1) получение данных компьютерной томографии от рентгенолога, который на основании своего профессионального опыта выбирает поясничные отделы пациентов без патологий. Все данные анонимны;

2) импортирование исходных снимков в программу *Mimics Materialise*. Данные компьютерной томографии состоят из вокселей и преобразуются в пиксели размером 0,38×0,38 мм, шаг снимков 0,625 мм для отображения на экране. В первом приближении применяется поиск всех костей на наборе снимков компьютерной томографии. Настройки для поиска костей (белых пятен) заданы по умолчанию (интервал по шкале Хаунсфилда 1250–2714). В этом варианте присутствуют посторонние шумы в виде набора небольших точек, возможно, это частички кальция в крови или что-то другое. Они располагаются отдельно от костей. На экране это определяется первоначально зеленым цветом;

3) повторное определение кости по заложенному в *Mimics Materialise* алгоритму вызывает исключение шумов, т.е. удаление небольших пятен размером 3×4 мм, которые не расположены в костях;

4) преобразование полученной маски костей в оболочку с конечными треугольными элементами. Использование настройки «высокого качества», что заложена в *Mimics Materialise* (разрешение на элементы по оси X и Y равно 2, по оси Z соответственно 1, определение маски идет по контуру, без внутренних пустот);

5) осмотр полученных позвоночника и крестца (трехмерных оболочек из треугольников) на предмет отсутствия патологий по следующим критериям:

a) позвонки L1–L5 отображаются четкими контурами, отсутствуют костные наросты, отростки позвонков целые;

б) межпозвоночные диски от *L*1–*L*2 до *L*5–*S*1 без наличия грыжи и истончения (минимальная высота диска по краям тела позвонка 8 мм);

в) крестец целый;

г) наличие естественного поясничного лордоза и без проявлений сколиоза в пояснице;

д) фасеточные суставы без окостенения;

е) отсутствие операций на позвоночнике (имплантов и фиксирующих конструкций).

По вышеуказанной методике происходило преобразование данных томографии в конечно-элементную модель. Размеры элементов модели варьируются в пределах 0,5–1,5 мм. В качестве примера применения методики представлен процесс получения морфометрических параметров позвоночно-двигательного сегмента *L*4–*L*5 *in vivo* на конечно-элементной модели:

1) удаление ненужных позвонков для улучшения обзора позвоночнодвигательного сегмента L4–L5;

2) алгоритм действий определения размеров любого поясничного позвонка:



Рис. 2. Разрез позвоночно-двигательного сегмента через середину тела позвонка параллельный горизонтальной плоскости (вид сверху)



Рис. 3. Разрез позвоночно-двигательного сегмента через середину тела позвонка параллельный фронтальной плоскости (вид спереди)

а) выбор трех точек (вид на позвонок сверху позволяет отметить 1-ю точку на конце остистого отростка, 2-я находится посередине горизонтального диаметра позвоночного канала (L на рис. 2), а другой вид на позвонок спереди помогает определить 3-ю точку, что отмечается на середине фронтального размера нижней части тела позвонка (C на рис. 3), которые будут основой для сагиттальной плоскости только для этого позвонка, поскольку пациент при обследовании ложится на столик не всегда ровно;



Рис. 4. Разрез позвоночно-двигательного сегмента через середину тела позвонка, параллельный сагиттальной плоскости (вид справа)

б) разметка размеров (F, G, H, I, J, K на рис. 4) по видимым контурам позвонка;

в) определение по трем точкам фронтальной плоскости (1-я расположена в центре сагиттального размера середины тела позвонка (G), 2-я и 3-я выбраны по краям фронтального размера нижней части тела позвонка (C));

г) установка размеров (A, B, D, E на рис. 2) по видимым контурам позвонка;

3) алгоритм действий по нахождению размеров межпозвоночного диска L4-L5:

а) создание фронтальной плоскости диска по трем точкам (1-я и 2-я расположены по краям фронтального размера нижней части тела позвонка L4 (C) и 3-я по правому краю фронтального размера верхней части тела позвонка L5 (A));

б) расстановка высот диска (I, II, III на рис. 3) по видимым контурам позвонков;

в) конструирование по трем точкам сагиттальной плоскости (1-я и 2-я расположены по краям сагиттального размера нижней части тела позвонка L4 (H) и 3-я на переднем крае ширины сагиттального размера верхней части тела позвонка L5 (F);

г) установка высот диска (IV, V на рис. 4) по видимым контурам позвонков.

Статистическая обработка полученных геометрических данных для конечноэлементного позвоночно–двигательного сегмента L4–L5 производилась по формулам

$$m_k = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n k_i,$$
 (1)

$$\sigma_{k} = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^{n} (k_{i} - m_{k})^{2}},$$
(2)

где  $k_i$  – один из размеров *i*-го пациента; n – количество пациентов;  $m_k$  – средняя величина *k*-го размера;  $\sigma_k$  – среднее квадратичное отклонение *k*-го размера.

По формуле (1) рассчитывалась средняя величина размера, а по формуле (2) – среднее квадратичное отклонение.

Таблица 1

N⁰	L4		L5			
	Средняя величина размера	Среднеквадратичное отклонение	Средняя величина размера	Среднеквадратичное отклонение		
Α	48,07	$\pm 3,07$	50,47	±2,83		
В	41,16	±2,37	43,16	±3,31		
С	50,92	±2,40	49,77	±3,27		
D	29,78	±1,68	28,31	±1,58		
Ε	30,00	±1,79	28,16	±1,74		
F	34,83	±1,85	34,92	±1,95		
G	32,27	±1,35	32,02	±1,67		
Η	34,96	±1,72	34,34	±1,99		
Ι	14,77	±1,51	15,74	±1,81		
J	28,81	±1,89	26,08	±1,89		
K	29,91	$\pm 1,88$	30,25	±1,50		
L	25,31	±2,48	30,54	±4,09		

Морфометрические параметры позвонков L4 и L5

#### Результаты и обсуждение

Представленная методика отработана при получении морфометрических параметров позвоночно-двигательного сегмента L4-L5 *in vivo* на конечно-элементной модели. Получены средние геометрические размеры тел позвонков L4 и L5, среднесагиттальный и среднегоризонтальный диаметры позвоночного канала, высоты среднефронтальных (спева, справа, в середине) и среднесагиттальных (спереди, сзади) размеров межпозвоночного диска L4-L5 для позвоночно–двигательного сегмента без патологий от молодых людей, а также средние квадратичные отклонения для всех исследуемых величин. На рис. 1–3 показано расположение измеряемых размеров, а их значения приведены в табл. 1 и 2. Средние геометрические размеры хорошо согласуются с результатами работ [1–4, 10, 12, 16, 18, 19], что подтверждает правильность предлагаемой методики.

Таблица 2

№	Средняя величина размера	Среднеквадратичное отклонение
Ι	6,65	±1,56
II	10,99	±1,51
III	6,82	±1,26
IV	6,25	±1,20
V	9,14	±1,72

Морфометрические параметры межпозвоночного диска L4-L5

#### Заключение

Представленная методика оцифровки персонализированных данных компьютерной томографии в конечно—элементную геометрическую модель *in vivo* для конкретного пациента позволяет достаточно точно создать геометрию позвоночно—двигательного сегмента.

Итоги:

1. Методика оцифровки персонализированных данных компьютерной томографии в конечно-элементную геометрическую модель *in vivo* может быть использована для любого отдела или сегмента позвоночника.

2. Впервые получены морфометрические параметры позвоночно-двигательного сегмента *L*4–*L*5 *in vivo* на конечно-элементной модели.

3. Методика относится только к программному пакету Mimics Materialise.

4. Представлен процесс получения размеров конечно-элементной модели поясничного позвоночно-двигательного сегмента L4–L5 in vivo.

5. Отображены критерии выбора позвоночно-двигательного сегмента без патологий. Применение этих критериев позволит точнее моделировать поведение сегментов поясничного отдела в норме и при патологии.

## Благодарности

Исследование выполнено при финансовой поддержке правительства Пермского края.

#### Список литературы

- 1. Аблязов О.В. МРТ-морфометрия анатомических структур поясничного отдела позвоночника // Журнал теоретической и клинической медицины. – 2014. – № 4. – С. 119–123.
- 2. Анисимова Е.А., Емкужев О.Л., Анисимов Д.И., Попрыга Д.В., Лукина Г.А., Яковлев Н.М. Сравнительный анализ морфотопометрических параметров структур поясничного отдела позвоночного столба в норме и при дегенеративно-дистрофических изменениях // Саратовский научно-медицинский журнал. 2015. Т. 11, № 4. С. 515–520.
- 3. Баева Т.В. Возрастные особенности строения поясничного отдела позвоночника человека (МР-томографическое исследование): автореф. дис. ... канд. мед. наук. СПб., 2005. 21 с.
- 4. Гладков А.В., Данилова Ю.Н., Строков И.И. Полуавтоматический анализ параметров позвоночника с помощью комплекса КАРС // Поликлиника. 2008. № 6–1. С. 40–43.
- 5. Доль А.В., Доль Е.С., Иванов Д.В. Биомеханическое моделирование вариантов хирургического реконструктивного лечения спондилолистеза позвоночника на уровне L4–L5 // Российский журнал биомеханики. 2018. Т. 22, № 1. С. 25–36.
- 6. Левин О.С. Боль в спине в общей клинической практике. М.: Умный доктор, 2018. 80 с.
- Парфенов В.А., Исайкин А.И. Боль в нижней части спины: мифы и реальность. М.: ИМА–ПРЕСС, 2016. – 104 с.
- 8. Спирин Н.Н., Киселев Д.В. Проблема хронической боли в спине: фасеточный синдром // Русский медицинский журнал. 2015. № 17. С. 1025–1030.
- 9. Хорошев Д.В., Ильялов О.Р., Устюжанцев Н.Е. Моделирование проявления болевого синдрома в позвонково-двигательном сегменте поясничного отдела позвоночника // Российский журнал боли. – 2018. – Т. 56, № 2. – С. 100–101.
- 10. Alam M.M., Waqas M., Shallwani H., Javed G. Lumbar morphometry: a study of lumbar vertebrae from a Pakistani population using computed tomography scans // Asian Spine Journal. 2014. Vol. 8, № 3. P. 421–426.
- 11. Bermel E.A., Barocas V.H., Ellingson A.M. The role of the facet capsular ligament in providing spinal stability // Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. 2018. Vol. 21, № 13. P. 712–721.
- 12. Berry J.L., Moran J.M., Berq W.S., Steffee A.D. A morphometric study of human lumbar and selected thoracic vertebrae // Spine. 1987. Vol. 12, № 4. P. 362–367.
- Du C.-F., Yang N., Guo J.-C., Huang Y.-P., Zhang C. Biomechanical response of lumbar facet joints under follower preload: a finite element study // BMC Musculoskeletal Disorders. – 2016. – Vol. 17, № 126. – P. 1–13.
- 14. Ellingson A.M., Shaw M.N., Giambini H., An K.–N. Comparative role of disc degeneration and ligament failure on functional mechanics of the lumbar spine // Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. 2016. Vol. 19, № 9. P. 1009–1018.
- Li Q.Y., Kim H.-J., Son J., Kang K.-T., Chang B.-S., Lee C.-K., Seok H.S., Yeom J.S. Biomechanical analysis of lumbar decompression surgery in relation to degenerative changes in the lumbar spine – Validated finite element analysis // Computers in Biology and Medicine. – 2017. – Vol. 89. – P. 512–519.
- 16. Mavrych V., Bolgova O., Ganguly P., Kashchenko S. Age-related changes of lumbar vertebral body morphometry // Austin Journal of Anatomy. 2014. Vol. 1, № 3. P. 1–7.
- Naserkhaki S., Jaremko J.L., Adeeb S., El–Rich M. On the load–sharing along the ligamentous lumbosacral spine in flexed and extended postures: Finite element study // Journal of Biomechanics. – 2016. – Vol. 49. – P. 974–982.
- Tall M., Sawadogo M., Kassé A.N., Ouédraogo A., Pilabré H., Savadogo I., Diallo O., Cissé R. Morphometric study of the lumbar spray in the african black west subject: interest in surgery. About a CT scans of 170 cases in Ouagadougou (Burkina Faso) // Open Journal of Orthopedics. – 2018. – Vol. 8. – P. 190–199.
- 19. Wolf A., Shoham M., Michael S., Moshe R. Morphometric study of the human lumbar spine for operation– workspace specifications // Spine. – 2001. – Vol. 26, № 22. – P. 2472–2477.

# PERSONALIZED GEOMETRY DIGITIZATION TECHNIQUE OF THE VERTEBROMOTOR SEGMENT L4–L5 IN VIVO

## D.V. Khoroshev, O.R. Ilyalov, N.E. Ustyuzhantsev, Y.I. Nyashin (Perm, Russia)

The article aim is to present a technique for digitizing personalized lumbar computed tomography data into a finite element geometric model of the vertebromotor segment L4-L5 *in vivo*. The computer tomography images set digitization of the lumbar spine without pathological changes took place using *Mimics Materialise*. A total of 34 people were selected in the study, including 20 men and 14 women. The young patients' age is ranged from 19 to 41 years. The article presents a technique for digitizing personalized data of computed tomography of the lumbar region into a finite element geometric model of the vertebromotor segment L4-L5 *in vivo* in *Mimics Materialise*. As an example, the technique application to obtain morphometric parameters of the vertebromotor segment L4-L5 *in vivo* on a finite element model is analyzed. The technique of digitizing personalized computed tomography data into a finite element geometric model for any the spine segment.

Key words: vertebra, finite element model, computed tomography, data digitization, methodology.

Получено 9 декабря 2019