

МИНОБРНАУКИ РОССИИ

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования

**«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ Н.Г.ЧЕРНЫШЕВСКОГО»**

Кафедра математической теории упругости и биомеханики

**Автоматизация распознавания элементов позвоночно-тазового
комплекса на фронтальных и сагиттальных рентгенограммах
с использованием технологии искусственных нейронных сетей**

АВТОРЕФЕРАТ МАГИСТЕРСКОЙ РАБОТЫ

студента 2 курса 237 группы

направления 01.04.03 – Механика и математическое моделирование

механико-математического факультета

Ковзалова Александра Алексеевича

Научный руководитель
доцент, к.ф.-м.н., доцент

Л.В. Бессонов

Зав. кафедрой
зав. кафедрой, д.ф.-м.н., профессор

Л.Ю. Коссович

Саратов 2026

Введение. Актуальность темы. Позвоночно-тазовый комплекс является ключевым элементом опорно-двигательного аппарата, обеспечивающим поддержание вертикальной позы и перераспределение нагрузок в биомеханической цепи «позвоночник — таз — нижние конечности». Количественным описанием конфигурации этой системы служат параметры сагиттального баланса: тазовый индекс (PI), наклон таза (PT), наклон крестца (SS) и поясничный лордоз (LL). Нарушение сагиттального баланса связано с болевым синдромом, ухудшением качества жизни и напрямую учитывается при предоперационном планировании.

Измерение этих параметров в клинической практике обычно выполняется вручную по рентгенограммам в положении пациента стоя. Такая процедура требует высокой квалификации специалиста, остаётся трудоёмкой и подвержена межэкспертной вариабельности. Поэтому актуальна разработка автоматизированного метода, позволяющего получать биомеханически значимые параметры по рентгенограммам с использованием современных методов анализа изображений.

Цель работы — разработка и исследование метода автоматического извлечения геометрии позвоночно-тазового комплекса по рентгенограммам на основе семантической сегментации, обеспечивающего расчёт параметров сагиттального баланса, а также анализ влияния качества сегментации на точность биомеханических измерений.

Задачи работы:

1. формализовать параметры сагиттального баланса как функции геометрических ориентиров на рентгенограмме;
2. сформулировать задачу семантической сегментации рентгенограмм ПТК и определить биомеханически значимые классы;
3. обосновать выбор архитектуры нейронной сети для сегментации рентгенограмм;
4. реализовать и обучить модель сегментации на реальном клиническом материале;
5. провести анализ чувствительности биомеханических параметров к ошибкам сегментации;

6. экспериментально оценить точность автоматически вычисляемых параметров по сравнению с экспертными измерениями.

Материал исследования. В работе использованы обезличенные цифровые рентгенограммы позвоночника и таза в боковой и фронтальной проекциях, полученные в двух клинических центрах. Итоговый экспериментальный контур включал 1076 полностью верифицированных пациентов; для обучения использовались 754 пациента, для валидации — 161 и для тестирования — 161.

Научная новизна. Научная новизна работы состоит в установлении аналитической связи между ошибкой сегментации анатомических структур и ошибкой вычисления клинически значимых биомеханических параметров. Для параметра PT получена локально-линейная оценка $|\delta PT| \leq 2\sqrt{2} \delta / d_{МС}$, связывающая пиксельную погрешность локализации ориентиров с погрешностью углового измерения.

Теоретическая и практическая значимость. Теоретическая значимость заключается в формализации связи «ошибка сегментации — ошибка биомеханического параметра», что позволяет интерпретировать качество автоматической системы не только через пиксельные метрики, но и через точность клинических измерений. Практическая значимость состоит в возможности использования разработанного метода как компонента систем поддержки принятия врачебных решений при анализе рентгенограмм и предоперационном планировании.

Положения, выносимые на защиту.

1. параметры PI , PT , SS и LL могут быть формализованы как функции конечного набора геометрических ориентиров, извлекаемых из рентгенограммы;
2. задача автоматического извлечения ориентиров может быть эффективно сведена к задаче многоклассовой семантической сегментации рентгенограмм ПТК;
3. качество автоматической системы должно оцениваться не только по Dice и IoU, но и по погрешности итоговых биомеханических параметров;

4. разработанная система обеспечивает автоматический расчёт параметров сагиттального баланса с точностью, сопоставимой с межэкспертной вариабельностью ручных измерений.

Структура работы. ВКР состоит из введения, шести глав, заключения и списка использованных источников. В первых двух главах рассматривается биомеханическая модель ПТК и рентгенограмма как источник геометрической информации. Третья и четвёртая главы посвящены постановке задачи сегментации и анализу нейросетевых методов её решения. Пятая глава содержит реализацию, обучение модели и результаты сегментации. Шестая глава посвящена извлечению ориентиров, валидации параметров и анализу чувствительности.

В первой главе «Биомеханическая модель позвоночно-тазового комплекса» построена геометрическая модель позвоночно-тазового комплекса в сагиттальной плоскости. Показано, что параметры сагиттального баланса определяются положением и взаимной ориентацией небольшого числа анатомических ориентиров. Для дальнейшего анализа введён вектор состояния

$$\mathbf{x} = (x_C, y_C, x_M, y_M, \theta_{L1}, \theta_{S1}),$$

а параметры баланса рассматриваются как отображение

$$\boldsymbol{\theta} = (PI, PT, SS, LL) = \mathbf{f}(\mathbf{x}).$$

Установлено геометрическое тождество $PI = PT + SS$, а также рассмотрены нормативные соотношения, используемые в клинической интерпретации параметров. Кроме того, в главе показано, что отклонение параметров пациента от нормативных зависимостей позволяет рассматривать сагиттальный баланс не только как геометрическую, но и как клинически интерпретируемую систему. Отдельное внимание уделено чувствительности параметров к геометрическим погрешностям: получена аналитическая оценка для PT , показывающая, что ошибка углового параметра зависит не только от абсолютной ошибки локализации, но и от расстояния между ключевыми ориентирами.

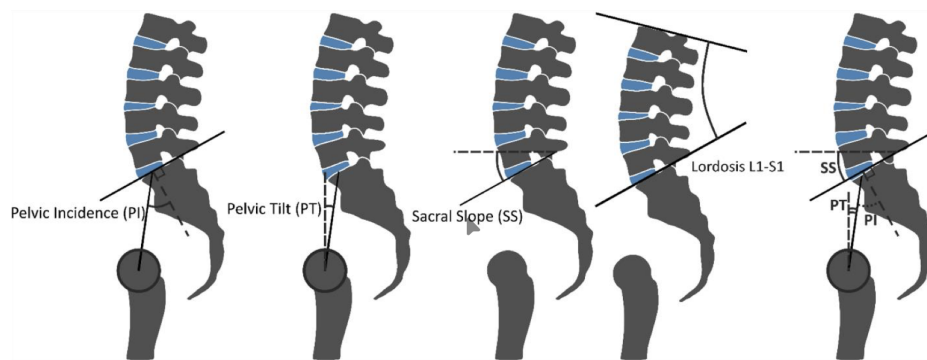


Рисунок 1 — Геометрическая интерпретация основных параметров сагиттального баланса

Во второй главе «Рентгенограммы позвоночника и таза как исходные данные» обоснована роль рентгенограмм как основного источника данных для анализа сагиттального баланса. Показано, что боковая рентгенограмма в положении пациента стоя содержит всю необходимую информацию для восстановления ориентиров и расчёта параметров PI , PT , SS и LL , но при этом характеризуется низкой контрастностью, анатомическими наложениями и вариативностью визуализации. Отдельно подчеркнуто, что ручная разметка снимков остаётся трудоёмкой процедурой и задаёт естественный предел воспроизводимости измерений. В этой же главе последовательно описаны этапы ручного измерения: выбор анатомических ориентиров, проведение геометрических линий и вычисление угловых характеристик. Показано, что неоднозначность в определении контуров позвонков, крестца и головок бедренных костей может приводить к различию результатов между специалистами даже при анализе одного и того же снимка.

В третьей главе «Постановка задачи семантической сегментации» задача автоматического анализа сведена к задаче семантической сегментации. Рентгеновское изображение рассматривается как дискретная функция интенсивности на пиксельной сетке, а разметка — как отображение каждого пикселя в один из 32 семантических классов. Используемая схема классов включает фон, обводку, шейные позвонки $C1-C8$, грудные позвонки $Th1-Th13$, поясничные позвонки $L1-L6$, крестец $S1$, тазовую кость и единый класс головок бедренных костей. Раздельное выделение ключевых структур позволяет непосредственно извлекать ориентиры, от которых зависят клинические параметры. В этой же главе зафиксирована комбинированная функ-

ция потерь

$$\mathcal{L} = \mathcal{L}_{\text{WCE}} + \mathcal{L}_{\text{Dice}},$$

объединяющая взвешенную кросс-энтропию и Dice-компоненту. Показано, что такая постановка сохраняет связь между пиксельной сегментацией и биомеханическим смыслом выделяемых структур, поскольку каждый ключевой класс соответствует конкретному ориентиру, участвующему в вычислении параметров баланса. Также в этой главе подчёркнуто, что использование многоклассовой схемы позволяет отдельно контролировать качество сегментации именно тех структур, которые являются клинически критичными для вычисления параметров баланса, прежде всего *S1*, *L1* и головок бедренных костей.

В четвёртой главе «Методы семантической сегментации рентгенограмм» выполнен анализ методов семантической сегментации медицинских изображений и обоснован выбор архитектуры U-Net с предобученным энкодером ResNet34. Показано, что такая архитектура обеспечивает сочетание локальной точности и устойчивости при ограниченном объёме размеченных данных. Также рассмотрены особенности задачи: структурная иерархия позвоночных уровней, анатомические наложения, дисбаланс классов и влияние согласованности референтной разметки на обучаемость модели. Отмечено, что для рентгенограмм позвоночника важны не только локальные признаки отдельных контуров, но и глобальный контекст, определяющий положение позвонков в общей анатомической последовательности. Сделан вывод, что при ограниченном объёме размеченных медицинских данных архитектуры с предобученным сверточным энкодером обладают наилучшим соотношением между устойчивостью обучения, интерпретируемостью результата и вычислительной сложностью.

В пятой главе «Реализация и экспериментальные результаты» представлена реализация модели и экспериментальная оценка качества сегментации. Набор данных сформирован в рамках ретроспективного двухцентрового исследования и включает 1076 полностью верифицированных пациентов. Перед обучением изображения приводились к единому размеру 512×512 с сохранением соотношения сторон путём дополнения полями до квадратного формата и последующего изотропного масштабирования. При-

менялись аугментации данных, включая повороты, масштабирование, изменение яркости, шум и горизонтальный flip для фронтальных снимков.

Обучение проводилось с использованием оптимизатора AdamW при начальной скорости обучения 10^{-4} , батче 8 и ранней остановке по валидационной выборке. Средний Dice между предсказаниями модели и экспертной разметкой на тестовой выборке составил 90,1 %. При этом диапазон межэкспертной вариабельности ручной разметки находился в пределах 88,5–93,4 %, что позволяет интерпретировать достигнутую точность как сопоставимую с воспроизводимостью референтного стандарта. Качественный анализ показал, что модель уверенно выделяет основные структуры позвоночно-тазового комплекса, а наибольшие трудности возникают в областях низкой контрастности и анатомических наложений. Тем самым было подтверждено, что достигнутый уровень качества сегментации достаточен для перехода от оценки попиксельного совпадения масок к оценке точности восстановления биомеханически значимых ориентиров.

Таблица 1 — Ключевые результаты сегментации и валидации

Показатель	Значение
Dice «модель-эксперт»	90,1 %
Dice межэкспертный	88,5–93,4 %
ICC(A,1) для <i>PI</i> , <i>PT</i> , <i>SS</i> , <i>LL</i>	0,989–0,996
MAE для <i>PI</i> , <i>PT</i> , <i>SS</i> , <i>LL</i>	0,84–1,14°

В шестой главе «Валидация системы: межэкспертная надёжность и точность расчёта параметров» рассмотрен переход от масок сегментации к вычислению биомеханических параметров. Из масок тел позвонков и крестца извлекались центры и ориентации замыкательных пластинок, а из маски класса *FH* — центры правой и левой головок бедренных костей и бикоксофеморальная ось. На основе этих ориентиров вычислялись параметры *PI*, *PT*, *SS* и *LL*.

Ключевой методологический результат главы заключается в том, что пиксельная метрика качества сама по себе не является достаточным критерием клинической применимости. В работе проведён локально-линейный

анализ чувствительности, и для параметра PT получена оценка

$$|\delta PT| \leq \frac{2\sqrt{2}\delta}{d_{MC}},$$

где δ — типичная ошибка локализации, d_{MC} — расстояние между центром би-коксофеморальной оси и серединой замыкательной пластинки $S1$. Эта оценка показывает, что ошибка сегментации различных структур по-разному влияет на итоговый клинический параметр и что геометрическая значимость ориентиров не сводится к среднему совпадению масок.

Для количественной валидации сравнивались автоматические и экспертные измерения на выборке из 46 пациентов. Получены значения $ICC(A, 1) = 0,989-0,996$ и $MAE = 0,84-1,14^\circ$ для основных параметров PI , PT , SS и LL . Систематическое смещение по всем параметрам не превышало $0,50^\circ$, а доля случаев с абсолютной ошибкой не более $2,5^\circ$ составила $93,5-97,8\%$. По сравнению с опубликованными аналогами полученные значения MAE оказываются существенно ниже. Полный цикл анализа одного пациента занимал менее 3 секунд на GPU, что подтверждает практическую применимость подхода. Дополнительно показано, что пиксельная точность сегментации сама по себе недостаточна для клинической интерпретации: окончательная оценка качества должна проводиться по тому, насколько точно восстанавливаются итоговые биомеханические параметры. В этой связи межэкспертная надёжность разметки рассматривалась как естественный эталон, относительно которого следует интерпретировать качество автоматической системы: если автоматические измерения согласуются с экспертными в пределах естественного разброса ручной оценки, то система может рассматриваться как клинически состоятельный инструмент поддержки анализа. В заключительной части главы также рассмотрены ограничения и риски исследования. Отмечено, что используемые процедуры извлечения ориентиров через минимальные ограничивающие прямоугольники и линеаризацию верхнего контура являются инженерными приближениями, которые упрощают вычисления, но могут быть чувствительны к неполному контуру, локальным дефектам маски и наклону анатомической структуры. Кроме того, средний Dice по всем классам не заменяет поклассовую оценку для клинически зна-

чимых структур, от которых напрямую зависят параметры PI , PT , SS и LL .

Заключение. В настоящей работе проведено исследование метода автоматического извлечения биомеханических параметров сагиттального баланса позвоночно-тазового комплекса на основе семантической сегментации рентгенограмм. В результате последовательного решения поставленных задач сформирована целостная схема перехода от рентгеновского изображения к количественному вычислению клинически значимых параметров.

Параметры PI , PT , SS и LL были формализованы как функции геометрических ориентиров, выделяемых на рентгенограмме. Построенная биомеханическая модель позволила связать конфигурацию позвоночно-тазового комплекса с измеряемыми угловыми характеристиками и задать математическую основу дальнейшего анализа. Показано, что параметры сагиттального баланса чувствительны к погрешностям локализации ориентиров, а для параметра PT получена аналитическая оценка, задающая верхнюю границу ошибки измерения.

Задача автоматического анализа рентгенограмм была сведена к задаче многоклассовой семантической сегментации на 32 класса, причём выбранная схема классов непосредственно отражает биомеханическую роль анатомических структур. Обоснован выбор архитектуры U-Net с предобученным энкодером ResNet34 и реализована модель, обученная на реальном клиническом материале.

Экспериментальные результаты показали, что средний Dice между моделью и экспертом составляет 90,1 % и находится внутри диапазона межэкспертной вариабельности ручной разметки. При сравнении автоматически вычисленных параметров с экспертными измерениями получены высокие значения коэффициента внутриклассовой корреляции $ICC(A, 1) = 0,989-0,996$ и малая средняя абсолютная ошибка 0,84–1,14°. Это свидетельствует о высокой точности автоматических измерений и подтверждает практическую применимость подхода. Отдельно важно отметить, что полученный результат относится не только к задаче сегментации как таковой, но и к задаче интерпретируемого восстановления клинических показателей, используемых при анализе сагиттального баланса и при планировании лечения. При этом работа не

исчерпывает всей проблематики автоматического биомеханического анализа. Дальнейшее развитие подхода связано с расширением выборки, внешней многоцентральной валидацией, уточнением методов извлечения ориентиров и более детальной поклассовой оценкой клинически критичных анатомических структур.