

## Улучшение соответствия МРТ-серий с использованием модифицированной нейронной сети TransMorph

Н. А. Нефедьев<sup>1,\*</sup>, Н. Е. Староверов<sup>2,†</sup>, Р. В. Давыдов<sup>3,‡</sup>

<sup>1</sup>Санкт-Петербургский национальный исследовательский Академический университет РАН

Россия, 194021, Санкт-Петербург

<sup>2</sup>Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет ЛЭТИ имени В.И. Ульянова Ленина

Россия, 197022, Санкт-Петербург

<sup>3</sup>Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого

Россия, 195251, г. Санкт-Петербург

(Поступила в редакцию 10.06.2025; подписана в печать 01.11.2025)

Улучшение качества обучающей выборки является важным аспектом при обучении модулей искусственного интеллекта для решения медицинских задач. В данном исследовании мы применили нейронную сеть TransMorph для решения DIR задачи относительно серий МРТ. Мы модифицировали TransMorph с помощью дополнительного свёрточного слоя с настройками, аналогичными фильтру Собеля. При помощи модификации удалось улучшить результат решения задачи DIR относительно исходной архитектуры TransMorph. Представлены результаты сравнения исходной и модифицированной модели на основе их применения к данным МРТ головы и МРТ мужского малого таза.

PACS: 87.57.-s, 87.57.U-, 87.90.+y УДК: 577

Ключевые слова: dir, transmorph, мрт, нейронные сети, ии в медицине, трансформеры.

### ВВЕДЕНИЕ

Метод ядерного магнитного резонанса (ЯМР) нашел множество практических применений для проведения исследований в различных областях человеческой деятельности. Столь широкое использование ЯМР обусловлено возможностью проведения исследований без непосредственного контакта измерительных элементов с исследуемым объектом или средой. С другой стороны, измерения с помощью ЯМР не изменяют структуру и свойства исследуемого объекта. Это позволило ЯМР получить неоспоримые преимущества перед другими методами при изучении живых объектов (например, человека или растений) и биологических сред [1].

Одним из направлений в области исследования органов человека является магнитно-резонансная томография. При проведении рентгенологических исследований, особенно при магнитно-резонансной томографии (МРТ) и компьютерной томографии (КТ), часто возникает ситуация, когда специалист получает деформированную серию изображений [2, 3]. Деформации КТ и МРТ исследований часто возникают из-за сдвигов положения пациента относительно позиционирования специалиста или срочности исследования, когда невозможно выполнить правильное позиционирование. Такие случаи способствуют тому, что на выходе серии появляются повороты пациента относительно стандартного размещения или нечеткие границы внутренних структур из-за случайных перемещений.

Одним из подходов к решению задачи деформации

изображения является использование классических алгоритмов регистрации изображений. Принцип работы таких алгоритмов заключается в обработке двух изображений, решении задачи, положенной в основу алгоритма, и на основе найденного решения изменения целевого изображения относительно эталонного. Главным преимуществом решений такого рода является то, что они работают на основе понятных и легко интерпретируемых правил и, в отличие от нейронных сетей, не требуют обучения. Главным недостатком такого подхода является высокая сложность вычислений и, следовательно, низкая скорость их работы при отсутствии высокой вычислительной мощности. Несмотря на попытку перенести вычисления на графический процессор (GPU), решение задачи регистрации деформируемых изображений (DIR) с использованием большинства классических алгоритмов может занять несколько минут [4]. Решение задачи для многосрезовых КТ- или МРТ-исследований приводит к значительному времени ожидания результатов обработки всей серии. Этот существенный недостаток значительно затрудняет применение решений на основе классических алгоритмов в реальной практике.

Альтернативой классическим алгоритмам являются решения, созданные на основе нейронных сетей. С момента развития сверточных нейронных сетей, а также переноса процесса обучения и запуска на GPU, в том числе создания специализированных графических видеокарт для обучения нейросетевых алгоритмов, нейросетевые подходы прочно вошли в исследовательскую часть науки и постепенно проявляют себя в новых областях практического применения. Не стала исключением и область медицины. В контексте взаимодействия с сериями МРТ и КТ передовые результаты достигаются с использованием алгоритмов на основе

\* nikolay-nefedev@yandex.ru

† nik0205st@mail.ru

‡ davydovroman@outlook.com

нейронных сетей. Существуют референтные исследования, также называемые атласами, которые устанавливают стандарт для томографических исследований. При сравнении исследования со спецификой (смещения относительно пространственных осей, искажения границ внутренних структур) и атласа первое называют деформированным исследованием [5, 6].

С появлением новых идей в алгоритмах нейронных сетей появились более продвинутые решения, которые показывают самые современные результаты в решении проблемы DIR. Примечательно, что, в дополнение к применению более продвинутых идей в построении нейронных сетей, фокус алгоритмов обучения сместился в сторону подхода неконтролируемого обучения. Среди алгоритмов, которые обучаются без учителя и показывают самые современные результаты [7], популярна архитектура нейронной сети TransMorph.

Однако применение алгоритмов решения задачи DIR к изображениям — не единственный метод, который может помочь специалистам повысить информативность изображений. Другим методом может быть, например, применение различных фильтров к медицинским изображениям, которые могут выделять определенные области изображения или более четко указывать границы структур в рассматриваемом исследовании [8–11]. Многопараметрическое МРТ-исследование часто выполняется при проведении МРТ-исследований таза. В связи со спецификой различных режимов МРТ серии изображений не полностью идентичны, а содержат различную информацию, специфичную для рабочего режима. Так, при диагностике рака предстательной железы рентгенолог обычно ориентируется на серию изображений в режиме T2 и ADC.

Одним из подходов, позволяющих использовать обе серии сразу, является увеличение информативности тензора, передаваемого в сеть при обучении. Для реализации этого принципа простое сложение серий не позволит получить желаемый эффект, так как, во-первых, серии выполняются в разных разрешениях. Во-вторых, они имеют пространственные смещения относительно друг друга. Разные разрешения в серии можно устранить с помощью внутренних методов фреймворка машинного обучения. Одним из вариантов устранения пространственных различий при подготовке обучающего набора данных является использование алгоритмов для решения задачи регистрации деформированных изображений.

В данной работе представлен гибридный подход к решению задачи DIR, основанный на применении нейронной сети для решения задачи DIR. Мы модифицируем нейронную сеть архитектуры Transmogr $\phi$  с помощью сверточного блока, который имеет настройки ядра свертки, сопоставимые с ядром фильтра обнаружения границ. В работе использовался фильтр Собеля. На первом этапе исследования мы проверили применимость такого подхода для МРТ-данных. Для этого мы использовали открытый датасет IXI, содержащий МРТ исследования головного мозга, для решения DIR зада-

чи относительно серии и атласа головного мозга. На втором этапе мы применили оригинальную и модифицированную архитектуры к данным из закрытого датасета мпМРТ мужского малого таза, для решения DIR задачи относительно T2 и ADC серий. При решении задачи DIR мы использовали серию T2 в качестве эталонной серии (так как она имеет лучшее разрешение и четкость границ предстательной железы), а серию ADC — в качестве деформированной серии.

## 1. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Во время решения задачи DIR алгоритмы решают типовую задачу оптимизации энергии между двумя изображениями:

$$E(I_m, I_f, \phi) = E_{sim}(I_m \circ \phi, I_f) + \lambda R(\phi), \quad (1)$$

где  $I_m$  и  $I_f$  — соответственно сдвинутое и фиксированное изображение,  $\phi$  — поле деформации, которое искажает сдвинутое изображение (т.е.  $I_m \circ \phi$ ),  $R(\phi)$  обеспечивает гладкость поля деформации,  $\lambda$  — гиперпараметр регуляризации, который определяет разницу между схожестью изображения и полем деформации.

Данная задача сводится к решению задачи оптимизации:

$$\hat{\phi} = \arg \min_{\phi} E(I_m, I_f, \phi) \quad (2)$$

Нами была использована архитектура TransMorph, которая основана на идеи применения Swin Transform в качестве кодировщика. В Transmorph проведена настройка блоков SWIN Transform которая адаптирует механизм self-attention для задачи DIR. Архитектура оригинальной сети представлено на рис. 1.

Для модификации архитектуры была взята оригинальная архитектура TransMorph. В качестве модификации мы встроили в архитектуру сверточный слой для обработки передаваемых данных. Слой имеет настройки для обработки данных с параметрами  $128 \times 128 \times 32$ , настройки ядер свертки соответствуют фильтру Собеля.

Выбор данного фильтра обусловлен следующими причинами. Во-первых, особенностью рассматриваемых серий. Информацию, представленную серией, можно разделить на два типа — структурную и цветовую. Первый тип включает информацию о внутренней структуре тела пациента, включая границы костной массы, границы внутренних органов и общее представление о расположении внутренних органов внутри тела. Второй тип информации отражает внутреннее состояние органов и тела человека. Благодаря ему можно судить о плотности органов, наличие участков с опухолями или другими патологиями, воспалительных. С точки зрения специалиста, для постановки диагноза необходимы оба типа информации. Однако для решения задачи DIR структурная информация

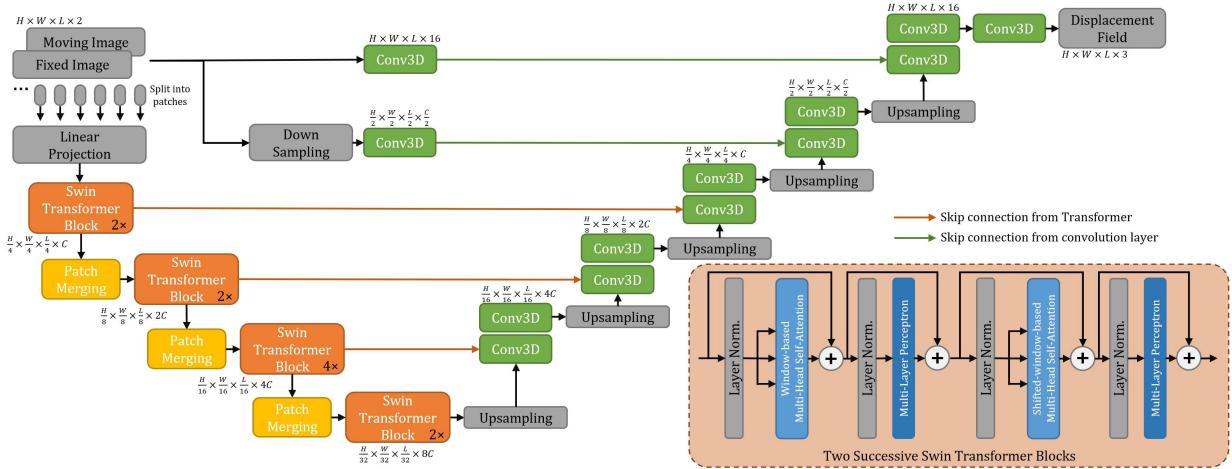


Рис. 1. Оригинальная архитектура TransMorph

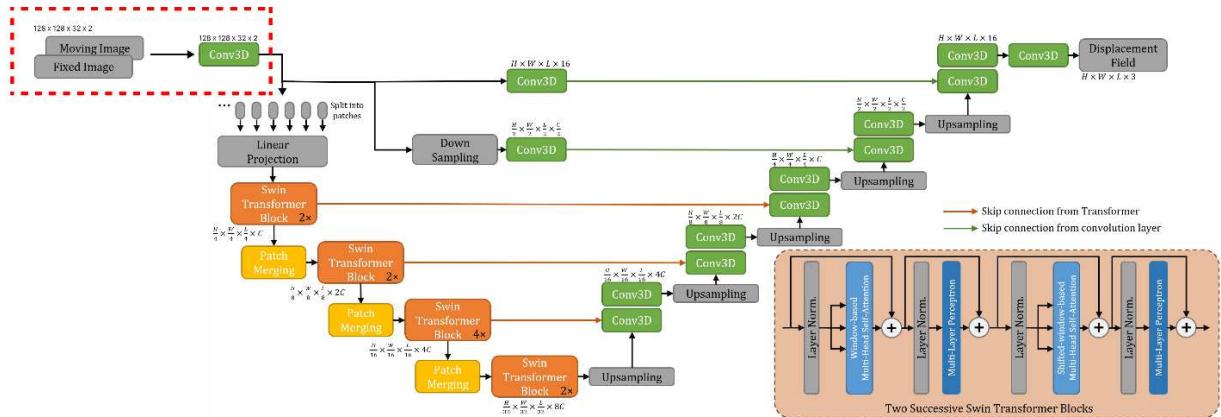


Рис. 2. Модифицированная архитектура сети TransMorph

может иметь большую ценность, в то время как цветовая информация может содержать ложные закономерности. Для проверки этого предположения можно использовать фильтры. Фильтр Собеля выделяет границы объектов и отфильтровывает остальную информацию на изображении. Такой принцип работы оставляет только структурную информацию, что и является целью модификации нейронной сети. Во-вторых, существует рекомендация для модулей, разрабатываемых в медицине, которая предписывает необходимость создания алгоритмов с наибольшей простотой интерпретации и понимания специалистом. Фильтр Собеля подходит под эти критерии, поскольку его принцип работы интуитивно понятен и прост для интерпретации человеком, что снижает общую сложность модуля с нейронной сетью. Модифицированная архитектура представлена на рис. 2.

Для получения представления о работоспособности используемого подхода необходимо сравнить соответствие между двумя изображениями. Для этого можно использовать метрику индекс структурного сходства (SSIM), который вычисляет структурное сходство

между входными изображениями. Метрика вычисляется согласно уравнению ниже.

$$SSIM(x, y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + c_1)(2\sigma_{xy} + c_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + c_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + c_2)}, \quad (3)$$

где  $\mu_x$  и  $\mu_y$  — среднее  $x$  и  $y$  соответственно,  $\sigma_x^2$  и  $\sigma_y^2$  — дисперсия  $x$  и  $y$  соответственно,  $\sigma_{xy}$  — ковариация  $x$  и  $y$ ,  $c_1 = (k_1 L)^2$ ,  $c_2 = (k_2 L)^2$  — две переменных, в которых  $L$  динамический диапазон пикселей,  $k_1 = 0.01$ ,  $k_2 = 0.03$  — константы.

В качестве набора данных использовалось два датасета. Первым датасетом является IXI — датасет МРТ головного мозга. Он использовался для проверки применимости оригинальной и модифицированной сетей TransMorph для взаимодействия с МРТ исследованиями и атласом (атлас использовался в качестве эталонной серии).

Второй датасет является закрытым и включает в себя 218 обезличенных МРТ-исследований мужского малого таза. Для каждого исследования содержится T2 и ADC серии. Данный датасет использовался для получения совмещённого исследования T2 и ADC, где

в качестве эталонного изображения использовалась T2 серия.

## 2. ЭКСПЕРИМЕНТ И РЕЗУЛЬТАТ

Первым этапом мы провели исследование применимости модифицированной сети TransMorph для МРТ-исследований. Для этого мы использовали данные из датасета IXI и атлас головного мозга. В качестве первого шага мы вычислили SSIM метрику для используемого датасета и атласа. Следующим шагом было применение оригинальной сети TransMorph к датасету и вычисление значения SSIM между полученными данными и атласом. Третьим шагом было применение модифицированной сети TransMorph к исходному датасету и вычисление SSIM, аналогично предыдущему шагу. Результаты сравнения метрик представлены на рис. 3.

Примеры одиночных срезов до применения фильтра (блока модификации сети) и после представлены на рис. 2.

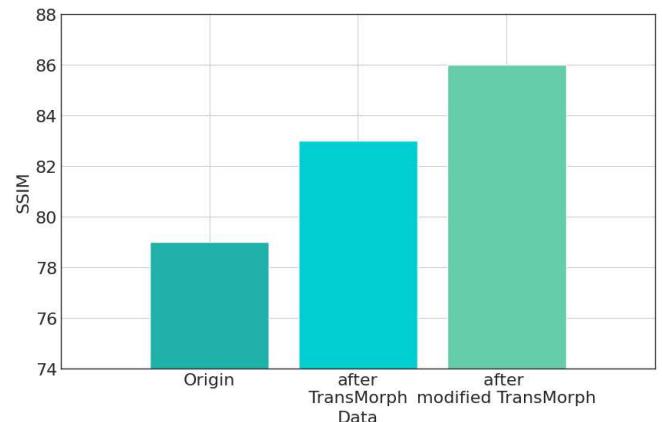


Рис. 3. Значение метрики SSIM на оригинальных данных и после применения TransMorph и модифицированной TransMorph

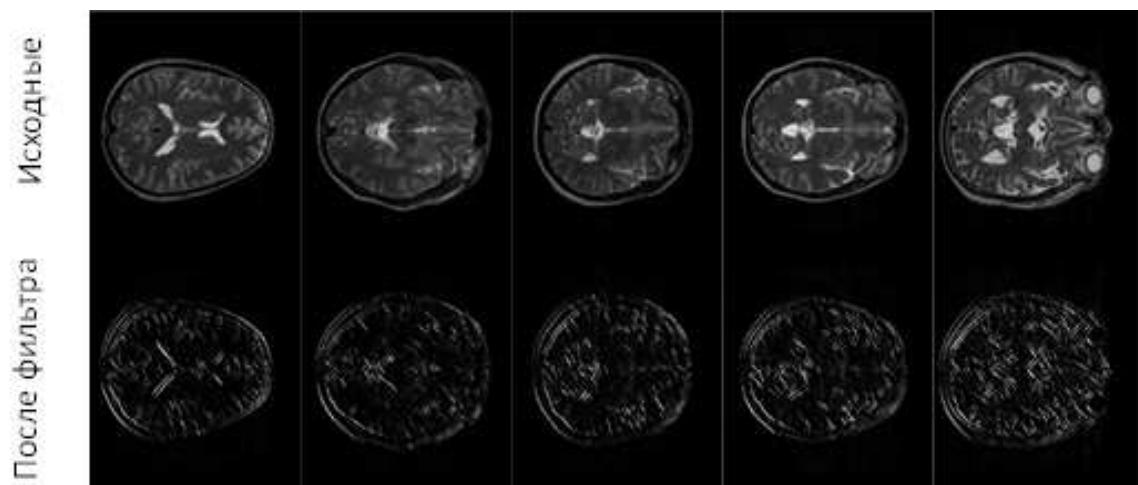


Рис. 4. Одиночные срезы МРТ мозга до и после обработки блока модификации

Результаты показывают, что использование блока модификации сети в виде фильтра Собеля может повысить SSIM. Опираясь на эти данные, мы перешли ко второму этапу этого исследования.

Во время второго этапа мы проверили применимость модифицированной сети для задачи совмещения двух серий (T2 и ADC) мпМРТ-исследований. В качестве эталонной серии выступала T2 серия, в качестве деформированной ADC. Для проверки результатов мы, как и на прошлом этапе, вычислили метрику SSIM для трёх случаев: исходные данные (вычисление производилось между T2 и ADC сериями), данные после ори-

гинальной и модифицированной сетей TransMorph (вычисление производилось между ADC сериями и данными после обработки). Значения метрик отнормированы относительно SSIM после модифицированной сети и приведены на рис. 5.

Пример одиночных срезов до применения фильтра (блока модифицированной сети) и после, представлены на рис. 6.

На рис. 7 приведён пример ADC (a), T2 (b) срезов, и результирующий тензор после оригинальной (в) и модифицированной (г) сети TransMorph.

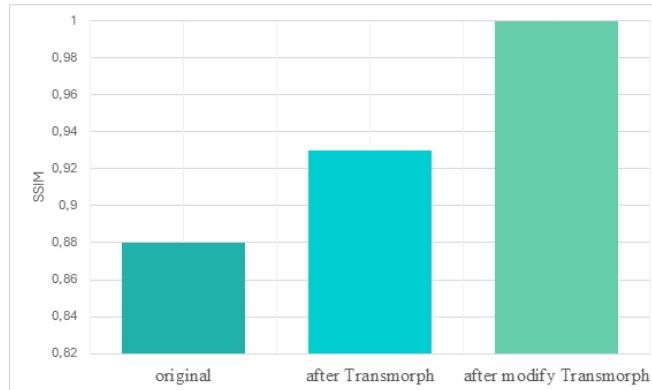


Рис. 5. Значение метрики SSIM на оригинальных данных и после применения TransMorph и модифицированной TransMorph

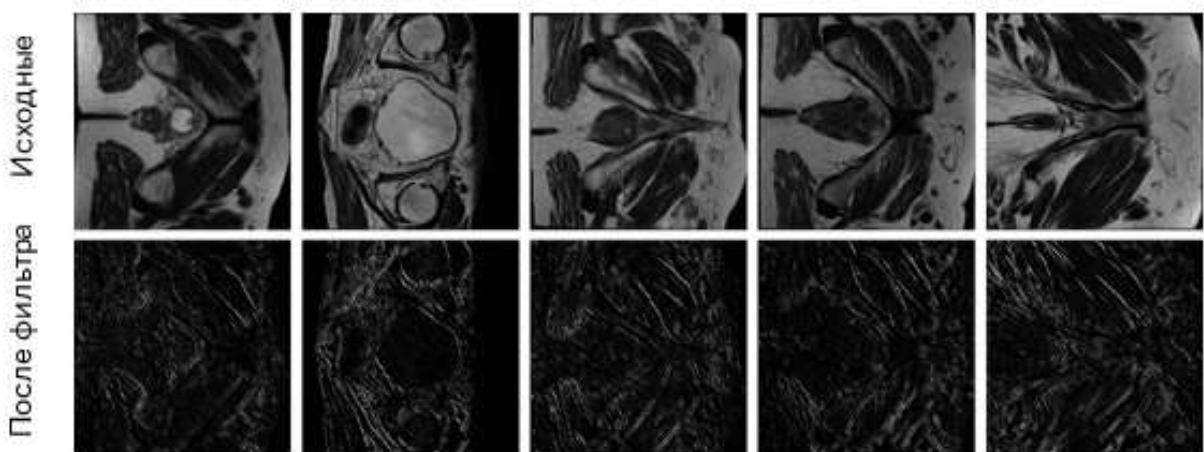


Рис. 6. Одиночные срезы МРТ малого таза до и после обработки блока модификации

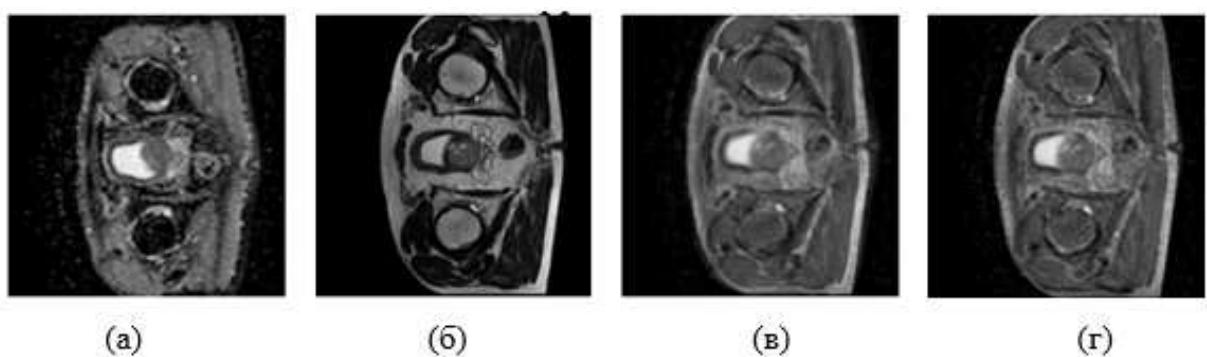


Рис. 7. Пример одиночного среза: *а* — ADC серии, *б* — T2 серии, *в* — результирующего тензора после оригинальной сети TransMorph, *г* — результирующего тензора после модифицированной сети TransMorph

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В работе проведено исследование применимости модифицированной нейронной сети TransMorph для обработки данных МРТ. Работа выполнена в два этапа: на первом этапе модифицированная сеть использована для решения DIR задачи относительно T2 серии

и атласа, что позволило получить прирост к метрике структурного сходства. Исходя из этого был прошёдён второй этап, в котором исследовали применение сети TransMorph для решения DIR задачи относительно двух серий мпМРТ-исследований мужского малого таза. Результаты показывают, что наблюдается небольшое улучшение метрики SSIM для выровненных серий

ADC относительно T2 при использовании модифицированной сети TransMorph, относительно выравнивания сетью без модификаций.

В перспективе использование подобных данных может повысить качество обучения и дальнейшего при-

менения сетей для выявления рака предстательной железы, так как новые данные будут содержать больше информации о предстательной железе в рамках МРТ исследования.

- 
- [1] Davydov V.V., Myazin N.S., Grebenikova N.M., Dudkin V.I. // Technical Physics. **63**(12), 1845
  - [2] Gu X., Dong B., Wang J. et al. // Phys Med Biol. **58**(6). 1889 (2013).
  - [3] Rigaud B., Simon A., Castelli J. et. al. // Acta Oncol. **58**(9). 1225 (2019).
  - [4] Oliveira F., Tavares J., // Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. **17**(2). 73 (2014).
  - [5] Modat M., Ridgway G.R., Taylor Z.A. et. al. // Comput Methods Programs Biomed. **98**(3). 278 (2010).
  - [6] Chen J., Frey E., He Y. et. al. // Medical Image Analysis. **82**. 102615 (2022).
  - [7] Balakrishnan G., Zhao A., Sabuncu M. et. al. // IEEE transactions on medical imaging, **38**(8). 1788 (2018).
  - [8] Ghaffari M., Sowmya A., Oliver R. // IEEE Reviews in Biomedical Engineering. **13**. 156 (2019).
  - [9] Barber J., Yuen J., Jameson M. et. al. // J Med Radiat Sci. **67**(4). 318 (2020).
  - [10] Krizhevsky A., Sutskever I., Hinton G.E. // Commun. ACM. **60**, 84 (2017).
  - [11] Gillioz A., Casas J., Mugellini E., Khaled O. // 15th Conference on Computer Science and Information Systems (FedCSIS). Sofia. Bulgaria. 2020. p. 179.

## Improving MRI series correspondence using a modified TransMorph neural network

N. A. Nefediev<sup>1,a</sup>, N. E. Staroverov<sup>2,b</sup>, R. V. Davydov<sup>3,c</sup>

<sup>1</sup>Saint Petersburg National Research Academic University of the Russian Academy of Sciences  
Saint Petersburg, Russia

<sup>2</sup>Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI»  
Saint Petersburg, Russia

<sup>3</sup>Peter the Great St.Petersburg Polytechnic University  
Saint Petersburg, Russia

E-mail: <sup>a</sup>nikolay-nefedev@yandex.ru, <sup>b</sup>nik0205st@mail.ru, <sup>c</sup>davydovroman@outlook.com

Improving the quality of the training sample is an important aspect when training artificial intelligence modules to solve medical problems. In this study, we applied the TransMorph neural network to solve the DIR problem with respect to MRI series. We modified TransMorph using an additional convolutional layer with settings similar to the Sobel filter. The modification made it possible to improve the result of solving the DIR problem relative to the original TransMorph architecture. The results of comparing the original and modified models based on their application to MRI data of the head and MRI of the male pelvis are presented.

PACS: 87.57.-s, 87.57.U-, 87.90.+y

Keywords: dir, transmorph, mri, neural networks, ai in medicine, transformers.

Received 2025.

### Сведения об авторах

1. Нефедьев Николай Алексеевич — аспирант; e-mail: nikolay-nefedev@yandex.ru.
2. Староверов Николай Евгеньевич — канд. техн. наук; e-mail: nik0205st@mail.ru.
3. Давыдов Роман Вадимович — канд. физ.-мат. наук; e-mail: davydovroman@outlook.com.