Восстановление снимков фМРТ по просматриваемому видеоряду

Никита Сергеевич Киселев

Московский физико-технический институт
(национальный исследовательский университет)

Курс: Автоматизация научных исследований
(Моя первая научная статья)/Группа 003, весна 2023
Эксперт: А. В. Грабовой

Цель исследования

Проблема

Восстановление зависимости между показаниями датчиков фМРТ и восприятием внешнего мира человеком.

Цель

Проверка линейной зависимости между последовательностью снимков фМРТ и видеорядом, просматриваемым человеком.

Решение

1. Восстановление снимка фМРТ по
   - одному изображению;
   - одному изображению и предыдущему снимку.
2. Исследование свойств построенных методов и проверка гипотез.

Постановка задачи

Пусть задана частота кадров $\nu \in \mathbb{R}$ и продолжительность $t \in \mathbb{R}$ видеоряда. Задан видеоряд

$$\mathbf{P} = [\mathbf{p}_1, \dots, \mathbf{p}_{\nu \cdot t}], \qquad \mathbf{p}_i \in \mathbb{R}^{W_{\mathbf{P}} \times H_{\mathbf{P}} \times C_{\mathbf{P}}}.$$

Обозначим частоту снимков фМРТ $\mu \in \mathbb{R}$. Задана последовательность снимков

$$\mathbf{S} = [\mathbf{s}_1, \dots, \mathbf{s}_{\mu \cdot t}], \qquad \mathbf{s}_i \in \mathbb{R}^{W_{\mathbf{S}} \times H_{\mathbf{S}} \times D_{\mathbf{S}}}.$$

Необходимо построить отображение

$$g(\mathbf{p}_1, \dots, \mathbf{p}_{k_i - \nu \cdot \Delta t}; \mathbf{s}_1, \dots, \mathbf{s}_{i-1}) = \mathbf{s}_i,$$

$$i = 1, \dots, \mu t, \qquad k_i = \frac{i \cdot \nu}{\mu}.$$

Базовая модель

Каждый снимок зависит только от одного изображения.

$$g(\mathbf{p}_{k_i - \nu\cdot\Delta t}) = \mathbf{s}_i, \;\; i = 1, \ldots, \mu t.$$

Число снимков в выборке $N = N_\mathsf{S} - \mu\Delta t$.

Модель и функция потерь

$$f_{ijk}(\mathbf{x}, \mathbf{w}_{ijk}) = \langle \mathbf{x}, \mathbf{w}_{ijk} \rangle$$

$$\mathcal{L}_{ijk}(\mathbf{w}_{ijk}, \Delta t) = \sum_{\ell=1}^{N_\mathsf{S} - \mu\Delta t} \left(f_{ijk}(\mathbf{x}_\ell, \mathbf{w}_{ijk}) - v_{ijk}^\ell \right)^2$$

- $\mathbf{x}_\ell = [x_1^\ell, \ldots, x_d^\ell]^\mathsf{T} \in \mathbb{R}^d$ — признаки изображения;
- $\mathbf{w}_{ijk} = [w_1^{ijk}, \ldots, w_d^{ijk}]^\mathsf{T} \in \mathbb{R}^d$ — вектор параметров;
- $\mathbf{s}_\ell = [v_{ijk}^\ell] \in \mathbb{R}^{W_\mathsf{S} \times H_\mathsf{S} \times D_\mathsf{S}}$ — снимок фМРТ.

Решение в базовой модели

$$\hat{\mathbf{w}}_{ijk} = \arg\min_{\mathbf{w}_{ijk}} \mathcal{L}_{ijk}(\mathbf{w}_{ijk}, \Delta t).$$

Метод наименьших квадратов

$$\hat{\mathbf{w}}_{ijk} = (\mathbf{X}^\mathsf{T}\mathbf{X})^{-1}\mathbf{X}^\mathsf{T}\mathbf{v}_{ijk} = \mathbf{X}^{+}\mathbf{v}_{ijk},$$

- $\mathbf{X} = [\mathbf{x}_1^\mathsf{T}, \ldots, \mathbf{x}_N^\mathsf{T}]^\mathsf{T} = [x_j^i] \in \mathbb{R}^{N \times d}$ — матрица плана;
- $\mathbf{v}_{ijk} = [v_{ijk}^1, \ldots, v_{ijk}^N]^\mathsf{T} \in \mathbb{R}^N$ — воксель в разных снимках.

Каждый снимок зависит только от одного изображения и предыдущего снимка.

$$g(\mathbf{p}_{k_i - \nu\Delta t}; \mathbf{s}_{i-1}) = \mathbf{s}_i, \ \ i = 1, \ldots, \mu t.$$

Число снимков в выборке $N = N_\mathbf{S} - \mu\Delta t - 1$.

Модель и функция потерь

$$f_{ijk}(\mathbf{x}, \mathbf{w}_{ijk}) = \langle \mathbf{x}, \mathbf{w}_{ijk} \rangle$$

$$\mathcal{L}_{ijk}(\mathbf{w}_{ijk}, \Delta t) = \sum_{\ell=1}^{N_\mathbf{S} - \mu\Delta t - 1} \left(f_{ijk}(\mathbf{x}_\ell, \mathbf{w}_{ijk}) - (v_{ijk}^{\ell+1} - v_{ijk}^{\ell}) \right)^2 + \alpha \|\mathbf{w}_{ijk}\|_2^2$$

- $\mathbf{x}_\ell = [x_1^\ell, \ldots, x_d^\ell]^\mathsf{T} \in \mathbb{R}^d$ — признаки изображения;
- $\mathbf{w}_{ijk} = [w_1^{ijk}, \ldots, w_d^{ijk}]^\mathsf{T} \in \mathbb{R}^d$ — вектор параметров;
- $\mathbf{s}_\ell = [v_{ijk}^\ell] \in \mathbb{R}^{W_\mathbf{S} \times H_\mathbf{S} \times D_\mathbf{S}}$ — снимок фМРТ.

Решение в основной модели

$$\hat{\mathbf{w}}_{ijk} = \arg\min_{\mathbf{w}_{ijk}} \mathcal{L}_{ijk}(\mathbf{w}_{ijk}, \Delta t).$$

Метод наименьших квадратов

$$\hat{\mathbf{w}}_{ijk} = (\mathbf{X}^{\mathsf{T}}\mathbf{X} + \alpha\mathbf{I})^{-1}\mathbf{X}^{\mathsf{T}}\mathbf{\Delta v}_{ijk}.$$

- $\mathbf{X} = [\mathbf{x}_2^{\mathsf{T}}, \ldots, \mathbf{x}_N^{\mathsf{T}}]^{\mathsf{T}} = [x_j^i] \in \mathbb{R}^{(N-1)\times d}$ — матрица плана;
- $\mathbf{I}$ — единичная матрица;
- $\mathbf{\Delta v}_{ijk} = [v_{ijk}^2 - v_{ijk}^1, \ldots, v_{ijk}^N - v_{ijk}^{N-1}]^{\mathsf{T}} \in \mathbb{R}^{N-1}$ — разности вокселей двух последовательных снимков.

Вычислительный эксперимент

Цель

1. Проверка работоспособности предложенных методов.
2. Исследование зависимости качества восстановления от гиперпараметра Δt.
3. Проверка гипотез:
   - линейная зависимость между данными;
   - взаимосвязь снимков в последовательности;
   - инвариантность весов модели относительно человека.

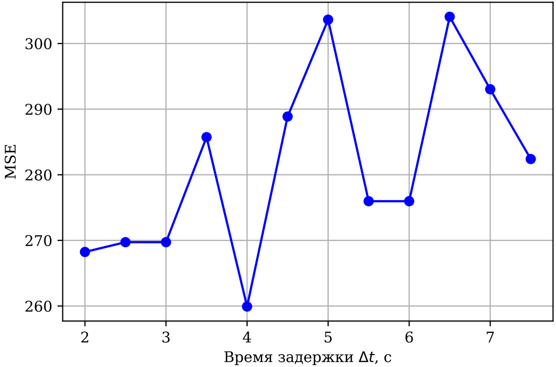
Данные

Реальное фМРТ-обследование[1] 30 испытуемых разного пола и возраста. Каждый из них просматривал короткий аудиовизуальный фильм. Продолжительность фильма $t = 390$ с, частота кадров $\nu = 25$. Частота снимков $\mu = 1.64$.

[1] Ссылка на датасет

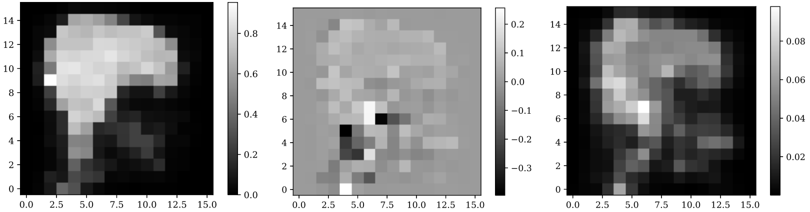
Базовый метод — зависимость от гиперпараметра

Зависимость метрики MSE от гиперпараметра Δt для фиксированного испытуемого. Использовалось предварительное 8-кратное сжатие снимка.



Наблюдается минимум MSE при $\Delta t = 4$ с.

Срезы истинного и восстановленного снимков из тестовой выборки. Использовалось предварительное 4-кратное сжатие снимка. Из восстановленного снимка отброшены нефизичные значения. Далее применен фильтр Гаусса.

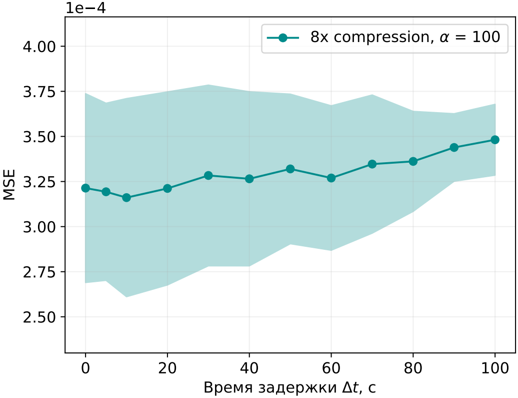


(a) Истинный (b) Восстановленный (c) Обработанный

В рассматриваемом методе не учитывается взаимосвязь соседних снимков и вокселей. Наблюдаются большие выбросы в восстановленных значениях. Однако видны границы активных областей.

Основной метод — зависимость от гиперпараметра

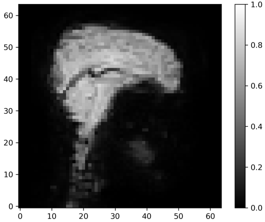
Зависимость метрики MSE от гиперпараметра Δt. Использовалось предварительное 8-кратное сжатие снимка. Производилось усреднение по испытуемым. Обозначены границы среднеквадратичного отклонения.



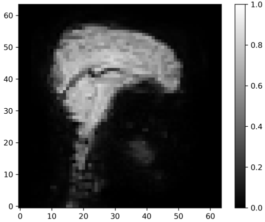
Наблюдается минимум MSE при $\Delta t = 10$ с.

Основной метод — восстановленный снимок

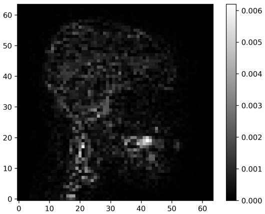
Срезы истинного и восстановленного снимков из тестовой выборки. Можно наблюдать разность между ними.



(d) Истинный



(e) Восстановленный

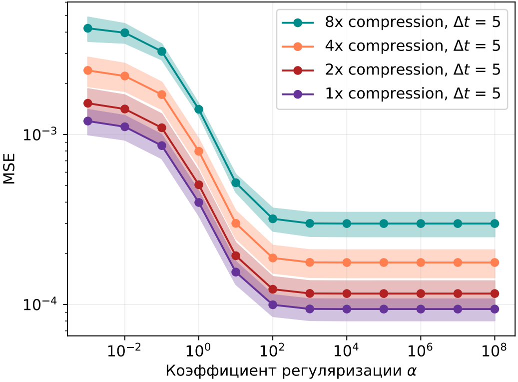


(f) Разность

Качество восстановления значительно улучшилось по сравнению с базовым методом.

Основной метод — зависимость от α

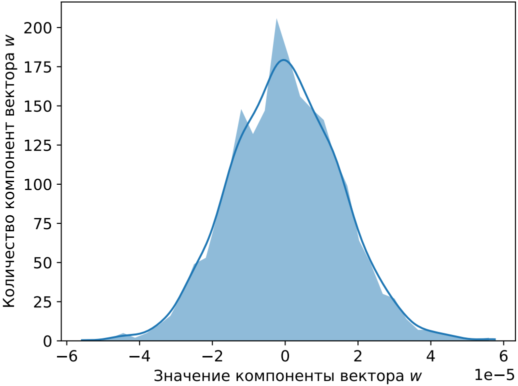
Зависимость метрики MSE от коэффициента регуляризации α. Рассматривались коэффициенты сжатия 1, 2, 4 и 8. Производилось усреднение по испытуемым. Обозначены границы среднеквадратичного отклонения.



Оптимальное значение коэффициента $\alpha \approx 100$.

Основной метод — распределение весов

График распределения значений компонент вектора весов модели. Производилось усреднение по всем вокселям фиксированного снимка.



Аппроксимация распределения схожа с плотностью нормального распределения.

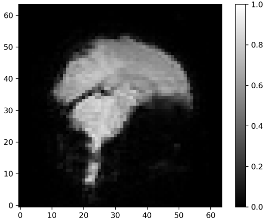
Основной метод — инвариантность весов

Проведена проверка гипотезы инвариантности весов модели относительно человека: можно ли восстановление снимка фМРТ одного испытуемого, используя матрицу весов другого. Использовалась метрика MSE на тестовой выборке.

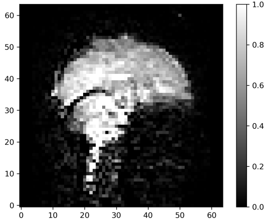
Матрица весов	Истинная	Подмешанная
MSE	$1.02 \cdot 10^{-4}$	$1.05 \cdot 10^{-4}$

Основной метод — случайный шум

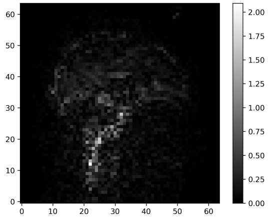
Рассмотрено качество работы метода на случайном шуме. В качестве матрицы $\mathbf{X}$ взята матрица случайных чисел из $[0, 1)$. Ниже приведены срезы последнего снимка, восстановленного последовательно по всем предсказанным изменениям, и значения метрики MSE.



(g) Истинный



(h) Восстановленный



(i) Разность

Выборка	Истинная	Случайный шум
MSE	$2 \cdot 10^{-3}$	10^{-1}

Заключение

- Построены базовый и основной методы восстановления снимков фМРТ по видеоряду, просматриваемому человеком.
- Оба метода показывают справедливость гипотезы о линейной зависимости между данными.
- Качество работы основного метода значительно лучше.
- Это подтверждает гипотезу о взаимосвязи снимков в последовательности.
- Проверена гипотеза инвариантности весов модели относительно человека.