Санкт-Петербургский государственный университет Прикладная математика и информатика

Отчет по Научно-исследовательской работе

Задачи классификации мозговой активности при помощи синолитических сетей

Выполнил:

Власенко Даниил Владимирович группа 19.Б04-мм

Научный руководитель:

к.ф.-м.н., доцент

Шпилёв Пётр Валерьевич

Кафедра Статистического Моделирования

Оглавление

Глава 1	. Модель	
1.1.	Построение графа на основе фМРТ	

Глава 1

Модель

Множество фМРТ будем обозначать Ω , а множество режимом мозговой активности — $\Sigma = \{I, II\}. \ (\widetilde{\Omega}, \widetilde{\Sigma}) = \{(\omega_n, \sigma_n)\}_n$ — конечная выборка из (Ω, Σ) , необходимая для построения и обучения модели.

1.1. Построение графа на основе фМРТ

Сначала фМРТ данные конвертируется в четырехмерный массив a. Первые три индекса x, y, z фиксируют положение вокселя фМРТ, а четвертый индекс t отвечает за время. Таким образом через a_{xyzt} будем обозначать значение конкретного вокселя в конкретный момент времени, а через a_{xyz} будем обозначать все значения вокселя с индексами x, y, z. Иногда будет удобно использовать для индексации конкретного вокселя не три целых числа, а одно. Для этого положим, все воксели в пространстве проиндексированы натуральными числами.

На основе массив a в дальнейшем будет строится граф g=(V,E,R,W), где $V=\{v_i\}_i$ множество вершин, $E=\{e_{ij}\}_{ij}$ — множество неориентированных ребер, $R=\{r_i\}_i$ — множество значений вершин, $W=\{w_{ij}\}_{ij}$ — множество весов ребер.

Обсудим как вычисляются значения вершин R. Каждая вершина графа отражает собой конкретный воксель и у нее есть значение — некоторое неотрицательное действительное число, но воксель это временной ряд с множеством значений. Для вычисления значения вершины в модели используется статистика T, которая будет преобразовывать все значения вокселя в одно число. Таким образом можно ввести новый трехмерный массив $a^T = T(a)$, т.е для $\forall x, y, z \ a_{xyz}^T = T(a_{xyz})$. Значения массива a^T и будут использоваться в качестве значений вершин R. Статистика T будет выбираться исходя из результатов тестирования модели.

Обсудим как вычисляются значения весов ребер W. Дадим вероятностное определение веса ребра.

$$w_{ij} = P(y_k = II|r_i, r_j) - P(y = I|r_i, r_j)$$
(1.1)

Вес ребра w_{ij} равен разнице вероятностей режимов работы мозга при условии значений инцидентных ребру вершин и принимает значения от -1 до 1. Соответственно, если вес ребра $w_{ij} < 0$, то ребро e_{ij} несет в себе информацию о том, что более вероятно, что фМРТ было сканировано с мозга, который находился в режиме I, а если вес ребра $w_{ij} > 0$, то данное ребро несет в себе информацию о том, что более вероятно, что фМРТ было сканировано с мозга, который находился в режиме II. Чем больше вес ребра $|w_{ij}|$ тем больше информации для классификации несет в себе ребро e_{ij} .

На практике для вычисления таких вероятностей используются вероятностные классификаторы $Cl_{ij}: \{y|(r_i,r_j),\{(r_i^n,r_j^n)\}_n,\{y_n\}_n\} \to [0,1]$, которые обучаются на имеющейся выборке $(\widetilde{X},\widetilde{Y})$. Таким образом для каждого ребра e_{ij} требуется обучить свой вероятностный классификатор Cl_{ij} для последующего вычисления весов ребер W. В данной работе используются вероятностные классификаторы, в основе которых лежит метод опорных векторов с радиально-базисным ядром.

Далее строиться граф-сетка, то есть такой граф, в котором каждый внутренний воксель связан с 26 своими соседями.

Так как в фМРТ изображен не только мозг, но и пространство вокруг головы испытуемого, следует удалить из графа ребра, которые инциденты с вершинами, значения которых ниже порогового значения r. Такие ребра не несут полезной информации для классификации. Так же из графа следует удалить ребра, абсолютное значение веса которых ниже порогового значения w. Ребра, абсолютное значение веса которых близко к нулю, так же не несут полезной информации для классификации.

После построения графа g вычисляются его характеристики $\{f_u\}_u = \{F_u(g)\}_u$, таким образом от графа остается последовательность чисел $\{f_u\}_u$. Характеристики графа выбираются при тестировании модели.

Далее на основе $\{f_u\}_u$ происходит итоговая классификация фМРТ данных ω с помощью классификатора Cl, который был обучен на выборке $\{\{f_u^n\}_u\}_n$. В качестве классификатора в работе использовался классификатор, основанный на методе опорных векторов с радиально-базисным ядром.