

пиллярные сети неравномерные и формируют узкопетлистые сплетения в зонах концентрации тел мелких нейронов или в непосредственном окружении тел нейронов крупноклеточных популяций. Каждая капиллярная петля охватывает группы из 2-6 тел нейронов в гранулярном слое, или концентрируется вокруг каждого нейрона вокруг крупных и гигантских клеток. Широкие, полигональные петли характерны ближе к границе ядра, особенно в областях скопления миелиновых нервных волокон и в поверхностных слоях ядер. Наблюдается концентрация сосудов вблизи скопления нервных клеток. Обобщая полученные данные, можно предположить, что удельная длина сосудов у крысы и кролика указывают на лучшие условия обеспечения нейронов этих животных в сравнении с человеком. Но эти различия нивелируются диаметром капилляров и редким расположением нервных клеток, что на фоне перераспределения кровеносных сосудов, что обеспечивает близкие показатели объемной плотности микрососудов.

Таким образом, нейроны и их отростки составляют ведущий элемент нейро-сосудисто-глиальных ансамблей. Нейронные ансамбли в межвидовом аспекте, у крысы, кролика, собаки и человека обнаруживают тенденцию к их усложнению. В дорсальном кохлеарном ядре увеличиваются размеры, структурное разнообразие популяций нейронов, развитие их отростков. Более мелкие нервные клетки обеспечиваются питанием меньшим количеством сосудов, в их абсолютном выражении, вне зависимости от функции ядра и вида исследованного животного. Но исследованный абсолютный показатель в значительной степени нивелируется увеличением объема перинеуронального пространства вокруг нейронов. Взятый без учета размеров нервных клеток абсолютный показатель числа капилляров вокруг тела нервной клетки, таким образом, не является корректным, как и показатель микроциркуляции ядерных центров в целом. Следует учитывать высокое разнообразие уровня микроциркуляции и метаболических потребностей даже в пределах близлежащих сосудистых микробассейнов, не говоря уж о различиях между слоями в ядре.

Можно наблюдать несколько способов решения задачи эффективной микроциркуляции в рассмотренном нервном центре. Это увеличение абсолютного числа сосудов, концентрация сосудов вокруг тел нейронов, приближенное расположение в непосредственной близости к микрососудам.

Элементами глиального окружения являются протоплазматические астроциты, микроглия, в какой-то степени волокнистые астроциты, олигодендроциты. При детальном рассмотрении их структуры на примере астроцитов, выявлено, что они являются достаточно разнообразной группой клеток, различающейся по форме ветвлений и длине отростков, расположению по отношению к сосудам системы микроциркуляторного русла, телам и отросткам нервных клеток.

### **Р-БЕЛКИ ПРИ ГЕСТОЗЕ БЕРЕМЕННЫХ**

Шубина О.С., Мельникова Н.А., Громова Н.А.,  
Лапшина М.В., Щанкин А.А., Шамрова Е.А.  
*Мордовский государственный  
педагогический институт имени М.Е. Евсевьева,  
Саранск*

Гестоз, являясь одной из наиболее распространенных патологий беременности, занимает ведущее место в структуре материнской и перинатальной патологии и смертности (Кулаков В.В. и соавт., 1995; Шехтман М. М., Елохина Т.Б., 1996; Баринаева Е.В. и соавт., 2004; Van Beek E., Peeters L., 1997). Возможности борьбы с данной патологией во многом зависят от разработки новых, более совершенных методов ранней диагностики заболевания. Тест на R-белки (продукт катаболизма клеточных рецепторов) является эффективным лабораторным показателем прогноза развития гестоза и оценки его степени тяжести.

Целью работы явилось изучение активности R-белков при гестозе беременных, проживающих в экологически неблагоприятных районах города Саранска Республики Мордовия.

Материалом исследования являлась кровь женщин с физиологическим течением беременности и при беременности, осложненной гестозом различной степени тяжести. Исследована кровь от 92 пациенток (50 женщин с физиологическим течением беременности и 42 женщин страдающих гестозом). Первую группу составили женщины, живущие в районе с низким уровнем атмосферных загрязнений; вторую группу – женщины, проживающие в районе с повышенным содержанием в атмосферном воздухе ртути и свинца. По формам гестоза материал распределялся следующим образом: водянка беременных - 15 случаев, нефропатия легкой степени - 15 случаев, нефропатия средней степени - 8 случаев, нефропатия тяжелой степени - 4 случая. Уровень R-белков (Бартова Л.М., Кулагина Н.Н., Маргулис Г.У., 1989) определяли по торможению реакции гемагглютинации между анти - R - сывороткой (сывороткой полученной иммунизацией кроликов R-белками человека) и эритроцитами человека 0 (I) группы Rh.

Результаты выполненных исследований показали, что активность R-белков зависит от степени тяжести гестоза. При водянке активность R-белков по сравнению с физиологической беременностью увеличилась на 75%, при нефропатии легкой степени – в 2,2 раза, при нефропатии средней степени – в 3,1 раза, при нефропатии тяжелой степени – в 4 раза ( $p < 0,001$ ).

### **ОПТИМИЗАЦИЯ ПАРАМЕТРОВ МОДЕЛИ ВЫЗВАННЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА**

Щербакова Т.Ф., Улитина Е.А.,  
Козлов С.В., Коробков А.А.  
*Казанский государственный технический  
университет им. А. Н. Туполева*

В настоящее время в медицинской диагностике для анализа функционального состояния головного мозга человека широкое распространение получил метод вызванных потенциалов головного мозга. Вы-

званными потенциалами (ВП) головного мозга называют электрические сигналы мозга, возникающие в ответ на стимуляцию нервных окончаний. Регистрация сигнала ВП осуществляется с головы человека на фоне шумов измерения и сигнала спонтанной активности головного мозга. Наиболее распространённым методом выделения ВП в настоящее время является метод когерентного усреднения, позволяющий регистрировать низкоамплитудные сигналы ВП, амплитуда которых не превышает 15 мкВ при отношении сигнал/шум менее 1/5. Но данный метод имеет ряд недостатков, таких как сравнительно большое время выделения сигнала ВП, что неприменимо в условиях операционного мониторинга, сглаживание характеристик сигнала ВП в результате многократного накопления, а также дополнительное искажение сигнала ВП в следствие привыкания человека к многократной стимуляции.

Для устранения указанных недостатков метода когерентного усреднения при выделении ВП, в литературе показана возможность использования для этих целей метода линейной нестационарной фильтрации. Такой метод позволяет выделять сигнал ВП в реальном масштабе времени и достоверность выделяемого сигнала повышается за счет применения многоканальной обработки сигнала при использовании векторной нестационарной фильтрации. Учитывая, что сигнал ВП имеет гауссовско-марковский характер и регистрируемые вместе с сигналом помехи (формирующий шум и шум измерения) являются гауссовскими с нулевым математическим ожиданием, векторную модель сигнала ВП можно представить различными уравнениями сообщения и наблюдения:

$$\begin{bmatrix} I_1 \\ I_2 \\ I_3 \\ \mathbf{M} \\ I_m \end{bmatrix}_n = \begin{bmatrix} b_{11} & b_{12} & b_{13} & \mathbf{L} & b_{1m} \\ b_{21} & b_{22} & b_{23} & \mathbf{L} & b_{2m} \\ b_{31} & b_{32} & b_{33} & \mathbf{L} & b_{3m} \\ \mathbf{M} & \mathbf{M} & \mathbf{M} & \mathbf{L} & \mathbf{M} \\ b_{m1} & b_{m2} & b_{m3} & \mathbf{L} & b_{mm} \end{bmatrix}_{n-1} \cdot \begin{bmatrix} I_1 \\ I_2 \\ I_3 \\ \mathbf{M} \\ I_m \end{bmatrix}_{n-1} + \begin{bmatrix} n_{01} \\ n_{02} \\ n_{03} \\ \mathbf{M} \\ n_{0m} \end{bmatrix}_n, \quad (1)$$

$$\begin{bmatrix} X_1 \\ X_2 \\ X_3 \\ \mathbf{M} \\ X_m \end{bmatrix}_n = \begin{bmatrix} I_1 \\ I_2 \\ I_3 \\ \mathbf{M} \\ I_m \end{bmatrix}_n + \begin{bmatrix} n_1 \\ n_2 \\ n_3 \\ \mathbf{M} \\ n_m \end{bmatrix}_n. \quad (2)$$

В этих уравнениях  $I_n^{(m)}$  – матрица-столбец значений амплитуды напряжения сигнала ВП на  $n$ -м отсчете,  $I_{n-1}^{(m)}$  – матрица-столбец значений амплитуды напряжения сигнала ВП на  $(n-1)$ -м отсчете,  $n_{0n}^{(m)}$ ,  $n_n^{(m)}$  – матрицы последовательности взаимно независимых белых гауссовских шумов,  $B_{n-1}$  – матрица коэффициентов связи размерностью  $(m \times m)$ ,  $m$  – количество каналов съема.

При задании модели сигнала ВП в такой форме, основной проблемой является определение следующих параметров: матрицы коэффициентов связи  $B_{n-1}$

и матрицы шума  $n_{0n}^{(m)}$ . Таким образом, при  $m$ -канальном съеме сигнала ВП, количество неизвестных параметров  $(m^2 + m)$ . В опубликованных ранее работах при применении векторной нестационарной фильтрации для выделения ВП, параметры модели сигнала были определены для частного случая. В данной работе ставится задача определения параметров векторной модели сигнала ВП в общем случае.

Принимая во внимание, что параметром сигнала ВП, задающим основные его характеристики, является матрица коэффициентов  $B_{n-1}$ , а индивидуальные особенности человека отражены в матрице формирующего шума  $n_{0n}^{(m)}$ , обобщим векторную модель сигнала ВП для нескольких пациентов. Тогда, учитывая, что связи между каналами разных пациентов отсутствуют, векторная модель сигнала ВП значительно упрощается:

$$\begin{bmatrix} I_1 \\ I_2 \\ I_3 \\ \mathbf{M} \\ I_m \end{bmatrix}_n = \begin{bmatrix} B_k & \mathbf{M} & \mathbf{M} & \mathbf{L} & 0 \\ \mathbf{M} & B_k & \mathbf{M} & \mathbf{L} & \mathbf{M} \\ \mathbf{M} & \mathbf{M} & B_k & \mathbf{L} & \mathbf{M} \\ \mathbf{M} & \mathbf{M} & \mathbf{M} & \mathbf{L} & \mathbf{M} \\ 0 & \mathbf{M} & \mathbf{M} & \mathbf{L} & B_k \end{bmatrix}_{n-1} \cdot \begin{bmatrix} I_1 \\ I_2 \\ I_3 \\ \mathbf{M} \\ I_m \end{bmatrix}_{n-1} + \begin{bmatrix} n_{01} \\ n_{02} \\ n_{03} \\ \mathbf{M} \\ n_{0m} \end{bmatrix}_n, \quad (3)$$

$$B_{n-1}^{(k)} = \begin{bmatrix} b_{11} & b_{12} & \mathbf{K} & b_{1k} \\ b_{21} & b_{22} & \mathbf{K} & b_{2k} \\ \mathbf{M} & \mathbf{M} & \mathbf{K} & \mathbf{M} \\ b_{k1} & b_{k2} & \mathbf{K} & b_{kk} \end{bmatrix}_{n-1},$$

здесь  $k$  – количество каналов на одном пациенте,  $m = k^2$ . В этом случае количество неизвестных параметров векторной модели ВП уменьшается до  $(m + m)$ . В процессе решения задачи определения параметров векторной модели ВП человека, была получена формула, однозначно определяющая матрицу коэффициентов  $B_{n-1}^{(k)}$  по известной матрице формирующего шума  $n_{0n}^{(m)}$ . В данной модели сигнала (3), параметры были оптимизированы по критерию  $\sum_m (n_{0n}^{(m)})^2 \rightarrow \min$ .

Разработанный алгоритм определения параметров векторной модели сигнала ВП был реализован в среде программирования Delphi 7. Используя реализации сигналов ВП, на основе результатов работы программы была построена модель сигнала ВП человека. Полученная модель может быть использована в векторной нестационарной фильтрации для повышения достоверности выделяемого сигнала ВП. Применение векторной нестационарной фильтрации для выделения ВП человека имеет значительные преимущества перед методом когерентного усреднения в плане повышения качества выделяемого сигнала и увеличения скорости выделения.