

Трехмерная векторная модель функционального состояния нервной системы как теоретическая основа для диагностики состояния в условиях транскраниальной электрической и магнитной нейростимуляции

Д.Б. Чайванов¹, Н.Н. Каркищенко²

¹ – НИЦ «Курчатовский институт», Москва

² – ФГБУН «Научный центр биомедицинских технологий ФМБА России», Московская область

Контактная информация: к.ф.-м.н. Чайванов Дмитрий Борисович, chaivanov@yandex.ru

В статье рассматриваются физические методы диагностики функционального состояния нервной системы, совместимые с транскраниальной электрической и магнитной нейростимуляцией. В качестве теоретической базы методов предложена оригинальная трехмерная векторная модель функционального состояния нервной системы.

Ключевые слова: физические методы психодиагностики, диагностика функционального состояния нервной системы, транскраниальная нейростимуляция.

Трехмерная векторная модель функционального состояния нервной системы

В целях диагностики функционального состояния нервной системы человека в условиях транскраниальной биоуправляемой полимодальной нейростимуляции представляется удобным сопоставлять каждому функциональному состоянию нервной системы точку трехмерного пространства. При этом в качестве координат такого пространства удобно предложить следующие характеристики:

- 1) уровень возбуждения центральной нервной системы;
- 2) ориентация фокуса внимания первой сигнальной системы на внешние или на внутренние процессы;
- 3) ориентация фокуса внимания второй сигнальной системы на внешние или на внутренние процессы.

В качестве примера рассмотрим положение некоторых функциональных состояний нервной системы в такой системе координат.

При бодрствовании, сопровождающемся действиями и речью, фокус внимания первой и второй сигнальной системы ориентированы преимущественно вовне, уровень возбуждения может меняться в широких пределах – от расслабленного состояния к активному бодрствованию и перевозбуждению. При бодрствовании, сопровождающемся воспоминаниями с периодическими действиями и/или вербализацией, фокус внимания первой и второй сигнальной системы периодически частично смещается внутрь, оставаясь в целом, скорее ориентированным вовне, чем внутрь.

При бодрствовании, сопровождающемся размышлениями и внутренним

диалогом, фокус внимания второй сигнальной системы ориентируется преимущественно внутрь, первая сигнальная система при этом ориентирована вовне, однако при воспоминании вербализируемых первой сигнальной системой символов может частично обращаться внутрь. Уровень возбуждения меняется от расслабления (например, при медитации и монотонии) к активному бодрствованию и перевозбуждению. Состояние бодрствования, сопровождающееся внутренним диалогом и перевозбуждением, характерно для ряда психических нарушений, например, неврозов и фобий.

В состоянии сна первая и вторая сигнальные системы ориентированы преимущественно внутрь, уровень возбуждения меняется, нарастая от четвертой к третьей, второй и первой стадии сна, достигая максимума при быстром сне. В состоянии быстрого сна некоторые стимулы, частично воспринимаемые первой сигнальной системой, могут трансформироваться в символы и реализовываться – как проекции таких символов – в сновидения.

В состоянии гипнотического транса фокус внимания первой сигнальной системы ориентирован внутрь, фокус внимания второй сигнальной системы направлен вовне. Человек в состоянии транса воспринимает речь гипнотизера, но при этом игнорирует прочие звуковые стимулы, включая речь негипнотизера. Уровень возбуждения может варьироваться в широких пределах.

Для большей наглядности представим проекции областей четырех основных базовых состояний на плоскость с осями координат, отражающим фокус внимания первой сигнальной системы и фокус внимания второй сигнальной системы (рис. 1).

На приведенном выше рисунке ориентации сигнальных систем полностью на внутренние процессы соответствует нулевое значение, ориентации на внешние процессы – единица.

Связь фокуса внимания первой сигнальной системы с уровнем возбуждения

Ориентация фокуса внимания первой сигнальной системы вовне ведет к акти-

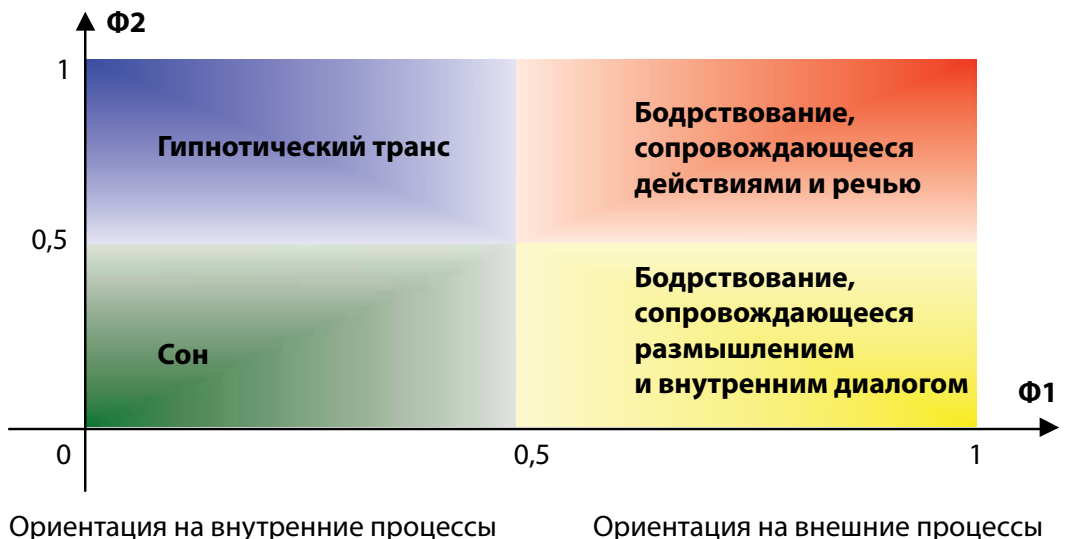


Рис. 1. Проекция областей основных базовых состояний на плоскость с осями фокуса внимания первой сигнальной системы (Φ_1) и фокуса внимания второй сигнальной системы (Φ_2).

вазии сенсорных систем и росту потока раздражителей к соответствующим ядрам головного мозга. Это повышает уровень активации, включая возбуждение коры, и повышает тонус мускулатуры.

Напротив, смещение фокуса внимания первой сигнальной системы внутрь приводит к уменьшению потока раздражителей извне и рефлекторному расслаблению мускулатуры, что активизирует процессы торможения и уменьшает уровень возбуждения.

Торможение ствола головного мозга, вызванное утомлением, фармакологическими и физиотерапевтическими воздействиями, приводит к уменьшению потока раздражителей от сенсорных систем к коре головного мозга и переориентирует фокус внимания первой сенсорной системы внутрь.

Напротив, возбуждение ствола головного мозга увеличивает поток раздражителей от сенсорных систем, что приводит к переориентации фокуса внимания вовне.

В состоянии быстрого сна мы, вероятно, имеем парадоксальную ситуацию торможения ядер ствола, отвечающих за передачу сенсорных раздражителей, с одновременной общей активацией как подкорковых, так и корковых структур, в том числе проявляющейся в быстром движении глаз и иногда даже спонтанном сокращением мускулатуры.

В состоянии гипнотического транса, вероятно, реализуется еще более парадоксальная ситуация: возбуждаются только ядра ствола, отвечающие за передачу звуковых раздражителей корковые структуры пропускают лишь речь гипнотизера, игнорируя не только неречевые раздражители, но и речь прочих людей.

Для большей наглядности представим проекции областей четырех основных

базовых состояний на плоскость с осями фокус внимания первой сигнальной системы и уровень возбуждения (рис. 2), а также координат, отражающие фокус внимания второй сигнальной системы и уровень возбуждения (рис. 3).

Принципы и техника измерения уровня неспецифической активности мозга

Наиболее прямыми проявлениями уровня неспецифического возбуждения головного мозга являются его электрическая активность и уровень метаболизма. Рост вклада высокочастотной составляющей, депрессия альфа-ритма ЭЭГ и МЭГ, а также увеличение кровотока, регистрируемого с помощью МРТ и РЭГ, являются прямыми маркерами уровня неспецифического возбуждения мозга. Снятие ЭЭГ и, тем более, МЭГ, на фоне стимулирующего воздействия, на шесть порядков превышающего полезный сигнал, имеющий аналогичный воздействию спектральный состав, является практически не выполнимой задачей. МРТ, в силу дороговизны и практической сложности совмещения со стимуляцией также является не совсем удобным методом диагностики. Таким образом, оптимальным инструментом для диагностики неспецифической активности мозга в условиях транскраниальной нейростимуляции следует признать РЭГ.

Принципы измерения фокуса внимания первой и второй сигнальной системы

Поскольку имеется связь между фокусом внимания первой сигнальной системы и уровнем возбуждения, а также их физиологическими проявлениями, возникает необходимость в разработке методов, позволяющих дифференци-

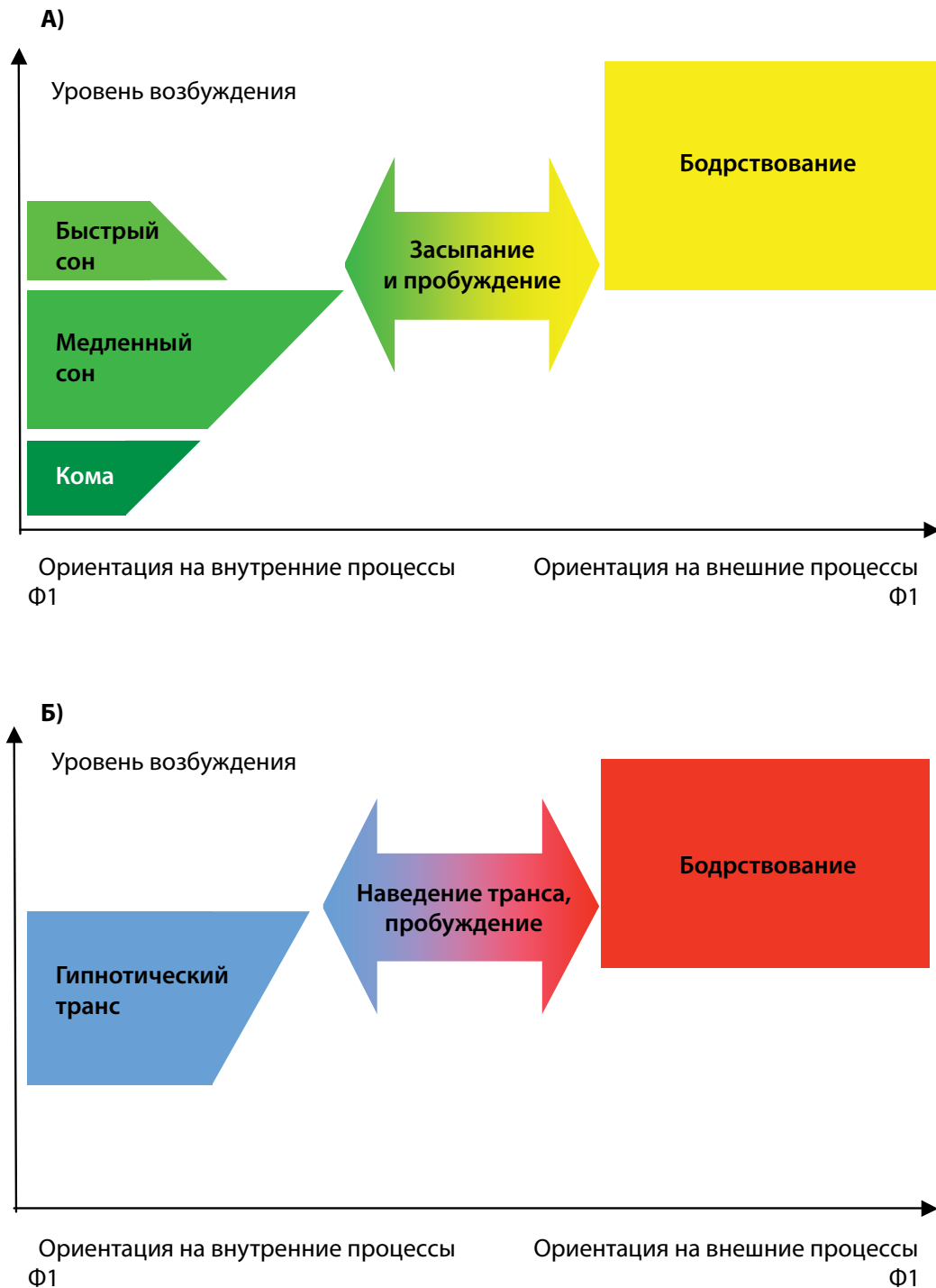


Рис. 2. Проекция областей основных базовых состояний на плоскость с осями фокуса внимания первой сигнальной системы ($\Phi 1$) и уровня возбуждения (УВ). А – фокус внимания второй сигнальной системы ориентирован преимущественно на внешние процессы, Б – фокус внимания второй сигнальной системы ориентирован преимущественно на внутренние процессы.

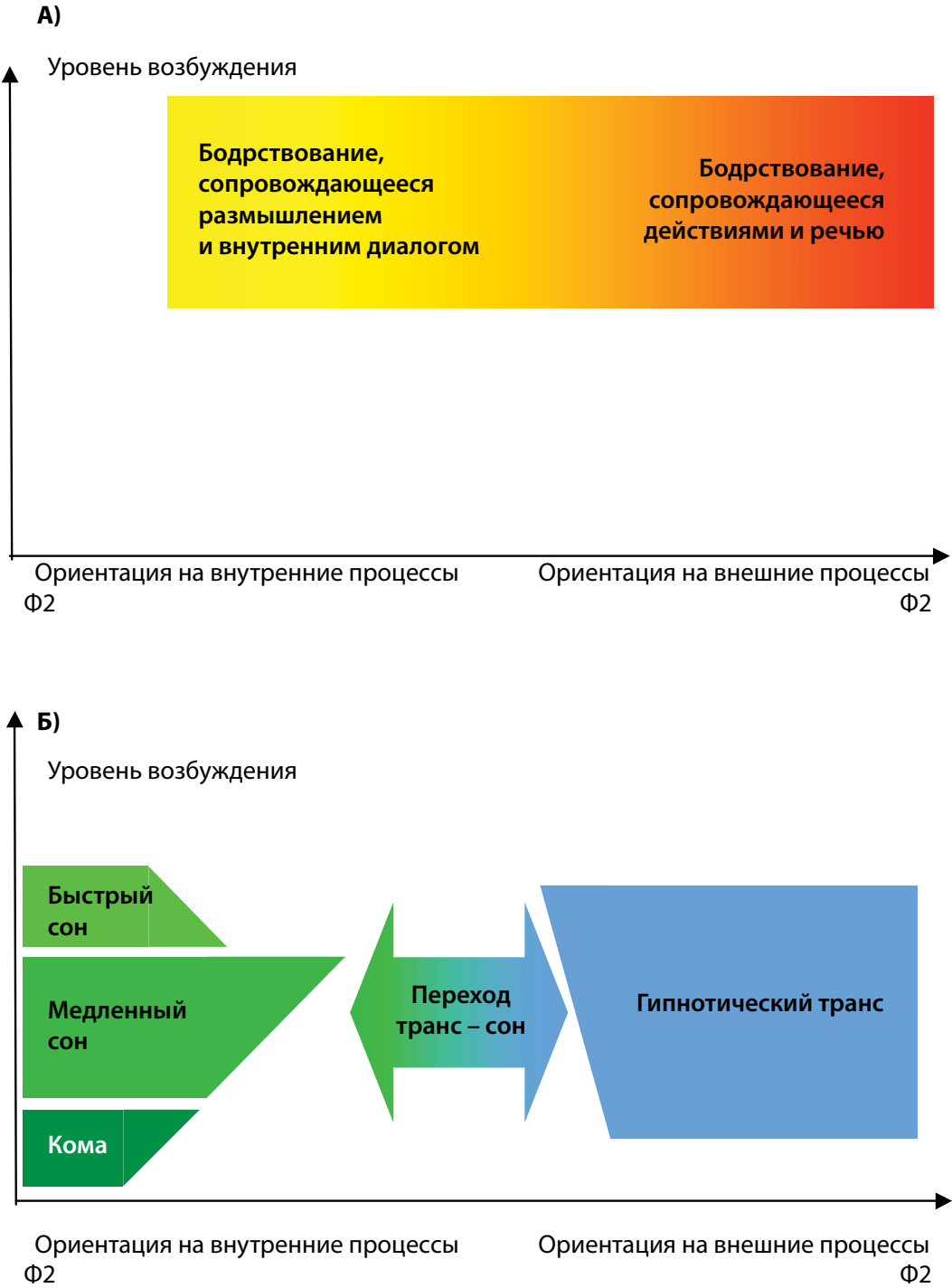


Рис. 3. Проекция областей основных базовых состояния на плоскость с осями фокуса внимания второй сигнальной системы (Ф2) и уровня возбуждения (УВ). А – фокус внимания первой сигнальной системы ориентирован преимущественно на внешние процессы, Б – фокус внимания первой сигнальной системы ориентирован преимущественно на внутренние процессы.

рованно определять уровень возбуждения и фокусы внимания сигнальных систем. Хорошо известно, что восприятие сильного или значимого раздражителя сопровождается изменениями сердечной деятельности и дыхания, сужением периферических сосудов, кожно-гальванической реакцией, явлениями десинхронизации ЭЭГ или уменьшения амплитуды альфа-ритма. Однако аналогичные явления возникают и при увеличении уровня неспецифической активности мозга. В силу того, что нашей задачей является предложение методики измерения именно ориентации фокусов внимания сигнальных систем, необходимо определить, как нужно скорректировать выше описанные маркеры, чтобы исключить из них влияние изменяющегося уровня неспецифической активности мозга.

Для оценки фокуса внимания первой сигнальной системы, связанного в первую очередь с произвольным вниманием к внешним раздражителям, можно взять за основу формулу, упрощенно отражающую функциональную связь амплитуды физиологической реакции с уровнем возбуждения мозга и фокусом внимания первой сигнальной системы:

$$A = UB * \Phi B_1,$$

где A – нормированная на единицу к максимальной, безразмерная амплитуда реакции, UB – нормированный на единицу к максимальному, безразмерный уровень возбуждения, ΦB_1 – фокус внимания первой сигнальной системы.

После тривиального преобразования получаем формулу для определения фокуса внимания первой сигнальной системы:

$$\Phi B_1 = A / UB$$

Для оценки фокуса внимания второй сигнальной системы, связанного в первую очередь с произвольным вниманием, в регулировании которого первостепенное значение имеет речь [6], можно взять за основу формулу, упрощенно отражающую функциональную связь амплитуды физиологической реакции с уровнем возбуждения мозга и фокусом внимания первой и второй сигнальных систем.

$$A = UB * \Phi B_1 * \Phi B_2,$$

где A – нормированная на единицу к максимальной, безразмерная амплитуда реакции; UB – нормированный на единицу к максимальному, безразмерный уровень возбуждения; ΦB_1 – фокус внимания первой сигнальной системы; ΦB_2 – фокус внимания второй сигнальной системы.

После тривиального преобразования получаем формулу для определения фокуса внимания второй сигнальной системы:

$$\Phi B_2 = A / (UB * \Phi B_1)$$

Перспективы применения методов анализа вариабельности сердечного ритма и частоты дыхания для измерения функционального состояния нервной системы в контексте трехмерной векторной модели

Поскольку уровень общей активации мозга, фокусы внимания первой и второй сигнальных систем тесно связаны с уровнем возбуждения стволовых структур, можно предположить, что структуры, управляющие работой сердечно-сосудистой системы и дыханием, могут иметь с ними некоторую связь. В настоящий момент имеются данные, подтверждающие такое предположение [1-5] Однако эти данные не позволяют еще создать методику измерения функ-

ционального состояния нервной системы в контексте трехмерной векторной модели, основанную на методах анализа вариабельности сердечного ритма и частоты дыхания. С этой целью предстоит исследовать корреляции различных характеристик вариабельности сердечного ритма и частоты дыхания, с одной стороны, а также уровня активации мозга и фокуса внимания сигнальных систем, с другой стороны. Здесь важно учитывать также связь таких корреляций с личностными особенностями испытуемых, например, такими как способность к произвольной саморегуляции уровня активации мозга, преобладающей модальности, доминантного полушария и т.д.

Технологии модуляции и диагностики функционального состояния нервной системы

С целью модуляции функционального состояния нервной системы человека нами был создан уникальный программно-аппаратный комплекс «Нейромодулятор», сочетающий транскраниальную динамическую биоуправляемую электрическую (по 24 каналам) и магнитную (по 2 каналам) нейростимуляцию с энцефалографическими и полиграфическими методами диагностики [12]. Были разработаны методы наведения стимуляторов на заданные мозговые структуры [7, 10, 11], методы расчета параметров микрополяризации [8] и методы применения стимуляции для создания гипнотического транса [9].

Список литературы

1. **Бирюкова Е.В.** Регуляция сердечного ритма во время ночного сна у людей юношеского возраста // Автореф. дисс. канд. биол. наук, Тамбов. 2004.
2. **Воронин И.М., Бирюкова Е.В.** Вариабельность сердечного ритма во время сна у здоровых людей. // Вестник аритмологии. 2002. № 30. С. 68-71.
3. **Галкин М., Змиевской Г., Ларюшин А., Новиков В.** Кардиодиагностика на основе анализа фотоплетизмограмм // Фотоника. 2008. № 3. С. 30-35.
4. **Гримак Л.П.** Моделирование состояния человека в гипнозе. – М.:Книжный дом «Либроком». 2009.
5. **Данилова Н.Н.** Психофизиологическая диагностика функциональных состояний. – М. Изд-во МГУ. 1992. 192 с.
6. **Лурия А.Р.** Основы нейропсихологии // – М.Академия. 2007.
7. **Каркищенко Н.Н., Вартанов А.А., Вартанов А.В., Чайванов Д.Б.** Локализация проекции полей Бродмана коры головного мозга человека на поверхность скальпа // Биомедицина. 2011. № 3. С. 40-45.
8. **Чайванов Д.Б., Каркищенко Н.Н.** Математическая модель биофизических процессов при транскраниальной микрополяризации // Биомедицина. 2011. № 3. С. 6-11.
9. **Каркищенко Н.Н., Чайванов Д.Б., Чудина Ю.А.** Перспективы применения биологического управления для повышения эффективности электрической стимуляции мозга // Биомедицина. 2011. № 4. С. 19-30.
10. **Каркищенко Н.Н., Чайванов Д.Б., Вартанов А.А.** Выбор оптимальной технологии локализации транскрани-

альных нейростимуляторов на скальпе человека // Биомедицина. 2012. № 1. С. 6-9.

11. Каркищенко Н.Н., Варманов А.А., Чайванов Д.Б. Расчет проекций средних линий извилин и впадин на

поверхность скальпа // Биомедицина. 2012. № 2. С. 105-108

12. Каркищенко Н.Н., Чайванов Д.Б. Аппаратное обеспечение физических методов психотерапии. // Биомедицина. 2012. № 3. С. 6-14.

Three dimension vector model of neuronal system functional condition as theoretical base for condition diagnostic under transcranial electric and magnetic neurostimulation

D.B. Chayvanov, N.N. Karkischenko

The paper considers the physical methods diagnostic of the neuronal system functional condition under transcranial electric and magnetic neurostimulation. As theoretical base are consider the three-dimension vector model of neuronal system functional condition.

Key words: neuronal system functional condition, psychodiagnostic physical methods, electric stimulation, magnetic stimulation.