Биомедицина • № 1, 2017, С. 4–9

Алгоритм расчета вариабельности и величины воздействия электрического тока на основе математической модели растекания тока при транскраниальной микрополяризации по данным стереотаксических координат

Н.Н. Каркищенко[1], А.А. Вартанов[2], Ю.А. Чудина[2], Д.Б. Чайванов[2]

[1] – ФГБУН «Научный центр биомедицинских технологий ФМБА России», Московская область
[2] – НИЦ «Курчатовский институт», Москва

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

Предложен алгоритм расчета вариабельности и величины электрического тока во время микрополяризационного воздействия на заданные структуры мозга, опирающийся на ранее разработанную математическую модель растекания тока при транскраниальной микрополяризации для стереотаксических координат. Предложенный алгоритм и математическая модель разработаны с учетом физических характеристик и методических особенностей применения метода микрополяризации, определяющих его эффективность для оптимизации функционального состояния мозга в норме и при патологии.

Ключевые слова: транскраниальная микрополяризация, вариабельность и величина электрического тока, математическая модель, стереотаксические координаты.

Введение

Современные физические методы воздействия на нервную систему с целью коррекции функционального состояния организма опираются на чувствительность головного мозга к действию электромагнитного поля [8]. Конечной целью этих методов является адаптация организма к условиям внешней среды, обеспечивающая более или менее успешную его интеграцию в структуру внешних отношений. В данном случае различные физические факторы используются как способ оптимизации протекания эндогенных механизмов гомеостатической самоорганизации и саморегуляции на фоне внешних изменений, что обеспечивает адаптивные эффекты [6, 10].

Особенности применения метода микрополяризации

Метод транскраниальной микрополяризации (ТКМП), наряду с др. методами, использующими в качестве стимулирующих факторов электромаг-

нитное воздействие [7], связан с использованием слабого постоянного тока, физические характеристики (сила тока – до 2 мА) которого наиболее близки к электрофизиологическим процессам нервной ткани. Эти особенности метода ТКМП делают его эффективным способом управления функциональным состоянием головного мозга. ТКМП обеспечивает избирательное действие как на корковые области, над которыми располагаются электроды, так и на подкорковые структуры, связанные с корой кортикофугальными путями [5].

Области применения ТКМП. Метод ТКМП применяется в двух основных областях: с целью коррекции патологических процессов в мозге в случае его повреждения или неправильного развития и для функционального улучшения протекания внутримозговых процессовв норме. В обоих случаях микрополяризация приводит к улучшению функционального взаимодействия элементов нервной ткани и оптимизации высших психических функций. Применение ТКМП в норме и при патологии различается соотношением силы тока и длительности его воздействия, а также количеством процедур, которое для здоровых испытуемых ограничивается одной-двумя. На здоровых добровольцах используют ток силой не более 2 мА и длительностью не дольше 20 мин, в то время как в случае коррекционных мероприятий применяется постоянный ток меньшей силы (не более 1 мА), при этом длительность воздействия составляет 30-45 мин [6].

Применение ТКМП при патологических изменениях мозга. ТКМП широко используется для лечения различных заболеваний: детский церебральный паралич, задержки психического развития, болезнь Паркинсона, нарушения речи, головные боли и т.п. [1]. Микрополяризация головного мозга применяется также для лечения таких заболеваний, как шизофрения с синдромом вербального псевдогаллюциноза, депрессия и др. патологии ЦНС [5-7, 10]. Терапевтические эффекты микрополяризационного воздействия основаны на том, что постоянный ток является фактором, стимулирующим рост клеточных структур, особенно выраженным в случае органических повреждений мозга [6, 10].

Применение ТКМП в норме для оптимизации психических функций. ТКМП используется для улучшения таких психических процессов, как внимание, восприятие, память, языковые способностии т.п. Эффективность ТКМП была показана в исследованиях, связанных с улучшением языковой способности у больных афазией и с повышением эффективности изучения иностранного языка у здоровых добровольцев [18, 21]. Изучение влияния ТКМП на формирование следа памяти проводили на здоровых добровольцах в условиях плацебо-стимуляции, отдельно с помощью анодной и катодной стимуляции [14]. Положительное влияние ТКМП было обнаружено при запоминании слов [15] и картинок [22], которые надо было узнать из комплекса предъявленного и нового материала. Исследования зрительного восприятия контраста и движущихся объектов, зрительно-моторной координации в условиях воздействия ТКМП на затылочную кору [12, 13] показали, что зрительные функции могут быть кратковременно изменены. Более длительный эффект на зрительные зоны наблюдается при проведении повторных процедур [19].

Способы постановки электродов при ТКМП. Большую роль при проведении ТКМП играют способы постановки электродов, определяющие конечные эффекты воздействия. Эффективными считаются два варианта постановки стимулирующих электродов на поверхность черепа для осуществления ТКМП. Первый способ постановки предполагает расположение первого электрода над продольной щелью между двумя полушариями, а второго – на сосцевидном отростке [4, 12]. Второй способ предполагает билатеральное расположение, когда над одинаковыми областями двух полушарий симметрично ставятся два электрода, один из которых – анодный, а другой – катодный. Билатеральный способ постановки является эффективным в случае, когда функция связана с симметричными участками полушария [20]. В случае представительства функций в несимметричных зонах билатеральный способ был преобразован в унилатеральный, когда над соответствующей зоной устанавливается только один электрод [16, 17].

Избирательное действие постоянного тока на структуры головного мозга при ТКМП связано с локализацией функций в корковых структурах и их проецированием на подкорковые области мозга, представления о которых до сих пор опираются на среднепопуляционные данные. Т.к. расположение структур мозга чрезвычайно сложно геометрически, в большой степени индивидуально для каждого человека и не может быть точно известно исследователю, представляет интерес и большую сложность задача математического моделирования процесса растекания тока в мозге как объемном проводнике при проведении ТКМП.

Алгоритм расчета токов при микрополяризации

Ранее нами была предложена математическая модель объемного растекания электрического тока при микрополяризации мозговых структур [2, 3, 11]. В данной работе мы предлагаем алгоритм расчета вариабельности и величины воздействия электрического тока на основе стереотаксических координат.

Алгоритм вычисления величины воздействия тока на ткани коры головного мозга человека состоит из двух этапов: во-первых, преобразования координат для повышения точности расчета, и, во-вторых, вычисления искомой величины с помощью интегрирования.

На первом этапе рассмотрим преобразование зоны коры с помощью «выпрямляющего» диффеоморфизма. Представим геометрические структуры головного мозга в геометрической модели стереотаксического атласа. Выделим интересующую нас зону Бродмана коры больших полушарий, воздействие на которую мы будем оценивать. Построим диффеоморфизм (гладкое взаимнооднозначное отображение, обратное к которому принадлежит тому же классу гладкости, что и оно само). Это позволяет спроецировать переводящий фрагмент границы головы, где предположительно установлен электрод на части плоскости. В допущении, что кривизна головы – локально постоянная величина, изначально заложена возможность проецирования из центра кривизны границ зон головного мозга на касательные плоскости. Будем рассматривать всю область как параметрическое семейство плоских слоев, подобных границе головы, параметризованное критерием удаленности от центра проекции (рис.).

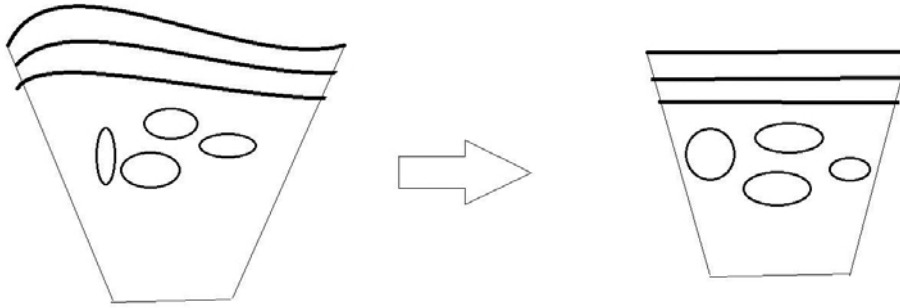

Рис. Схема «распрямляющего» диффеоморфизма.

Такой подход позволяет построить искомый диффеоморфизм, который переведет каждый слой семейства в участок плоскости, а всю область в целом – в область с плоским фрагментом границы. Использование вычислительных методов позволяет подсчитать его якобиан.

На втором этапе осуществляем наложение функции затекания тока и вычисление интеграла. Ранее нами была написана программа, вычисляющая функцию затекания тока для заданного расположения электродов на поверхности скальпа по данным стереотаксического атласа. Теперь нужно наложить график этой функции затекания на область, «распрямленную» с помощью диффеоморфизма, а именно – на ее плоский участок границы. Точкой начала координат, очевидно, послужит место установки электрода. Затем несложно подсчитать интеграл от этой функции, умножив ее на «вес» точки, равный толщине зоны в данной точке, и на якобиан диффеоморфизма, вычисленный ранее. Преимущество такого расчета заключается в том, что поскольку зоны заданы дискретным образом, на дискретном трехмерном массиве, представляющем собой стереотаксический атлас, в ходе преобразования координат неточность вычисления преобразуется в «пустоты» внутри образа зоны. Эти «пустоты» легко заполнить, чтобы область была односвязной. Таким образом, полностью устраняется ошибка вычислений на этапе преобразования зоны в ее внутренних точках. Ошибка остается только в точках границы, где точность не так важна вследствие смысла задач. В результате возможно определить величину воздействия тока на ткань мозга в конкретных зонах Бродмана.

Задача распределения воздействия тока на зоны коры головного мозга была нами решена ранее [2, 3, 11].

Выводы

1. Нами был реализован алгоритм нахождения оптимальной точки воздействия на зоны коры головного мозга.

2. Программа вычисляет максимум функции действия тока относительно сдвига электрода на небольшое расстояние.

3. Алгоритм реализуется на дискретной сетке, заданной стереотаксическими координатами.

4. Реализация алгоритма осуществляется стандартными методами вычислительной математики.

Список литературы

1. ***Бехтерева Н.П., Аничков А.Д., Гурчин Ф.А., Дамбинова С.А., Илюхина В.А. и др.*** Лечебная электрическая стимуляция мозга и нервов человека / под ред. Н.П. Бехтеревой. - М.: АСТ; СПб: Сова; Владимир: ВКТ. 2008. 464 с.
2. ***Каркищенко Н.Н., Вартанов А.А., Вартанов А.В., Чайванов Д.Б.*** Локализация проекций полей Бродмана коры головного мозга человека на поверхность скальпа // Биомедицина. 2011. № 3. С. 40-45.
3. ***Каркищенко Н.Н., Чайванов Д.Б., Вартанов А.А.*** Расчет потенциалов и токов стимуляции для двухмерной модели скальпа с учетом коэффициентов затекания в мозг // Биомедицина. 2013. № 2. С.6-11.
4. ***Корсаков И.А., Матвеева Л.В.*** Психофизиологические характеристики восприятия и боэлектрическая активность мозга при микрополяризации затылочной области полушария // Физиология человека. 1982. Т. 8. № 4. С. 595-603.
5. Микрополяризация у детей с нарушением психического развития, или как поднять планку ограниченных возможностей / под ред. Н.Ю. Кожушко. – СПб: КАРО. 2011. 336 с.
6. ***Пинчук Д.Ю.*** Транскраниальные микрополяризации головного мозга: клиника, физиология. – СПб: Человек. 2007. 496 с.
7. ***Пономаренко Г.Н.*** Физические методы лечения: справ., 2-е изд., перераб. и доп. – СПб: ВМедА, 2002.
8. ***Раева С.Н.*** Микроэлектродные исследования активности нейронов головного мозга человека. - М.: Наука, 1977. 208 с.
9. ***Чайванов Д.Б., Каркищенко Н.Н.*** Математическая модель биофизических процессов при транскраниальной микрополяризации // Биомедицина. 2011. № 3. С. 6-11.
10. ***Шелякин А.М., Пономаренко Г.Н.*** Микрополяризация мозга. Теоретические и практические аспекты / под. ред. О.В. Богданова. - СПб: ИИЦ Балтика, 2006.
11. ***Шустов Е.Б., Чайванов Д.Б., Вартанов А.А.*** Математическое моделирование электростимуляции двумя электродами стандартной формы // Сб. тр. межд. научн. конф. «Актуальные аспекты современной психофизиологии». СПб, 2014.
12. ***Antal A., Nitsche M.A., Kincses T.Z., Kruse W., Hoffmann K.P., Paulus W.*** Facilitation of visuo-motor learning by transcranial direct current stimulation of the motor and extrastriate visual areas in humans // Eur. J. of Neurosci. 2004. No. 19(10). P. 2888-92.
13. ***Antal A., Paulus W.*** Transcranial direct current stimulation and visual perception // Perception. 2008. No. 37(3). P. 367-74.
14. ***Brasil-Neto J.P.*** Learning, memory, and transcranial direct current stimulation // Frontiers in psychiatry. Neuropsychiatric imaging and stimulation. 2012. Vol. 3. Art. 80. P. 1-4.
15. ***Javadi A.H., Cheng P.*** Transcranial direct current stimulation (tDCS) enhances reconsolidation of long-term memory // Brain Stimul. 2013. No. 6(4). P. 668-74. doi:10.1016/j.brs.2012.10.007.
16. ***Meinzer M., Antonenko D., Lindenberg R., Hetzer S., Ulm L., Avirame K., Flaisch T., Flöel A.*** Electrical brain stimulation improves cognitive performance by modulating functional connectivity and task-specific activation // J. of Neurosci. 2012. No. 32(5). P. 1859-66. doi: 10.1523/JNEUROSCI.4812-11.2012.
17. ***Meinzer M., Lindenberg R., Antonenko D., Flaisch T., Flöel A.*** Anodal transcranial direct current stimulation temporarily reverses age-associated cognitive decline and functional brain activity changes // J. of Neuroscience. 2013. No. 33(30). P. 12470-78.
18. ***Monti A., Ferrucci R., Fumagalli M., Mameli F., Cogiamanian F., Ardolino G., Priori A.*** Transcranial direct current stimulation (tDCS) and language // J. of Neurol. neurosurg. psychiatry. 2013. No. 84(8). P. 832-42. doi: 10.1136/jnnp-2012-302825.
19. ***Olma M.C., Dargie R.A., Behrens J.R., Kraft A., Irlbacher K., Fahle M., Brandt S.A.*** Long-term effects of serial anodal tDCS on motion perception in subjects with occipital stroke measured in the unaffected visual hemifield // Front. hum. neurosci. 2013. No. 7. P. 314. doi: 10.3389/fnhum.2013.00314.
20. ***Sehm B., Schäfer A., Kipping J., Margulies D., Conde V., Taubert M., Villringer A., Ragert P.*** Dynamic modulation of intrinsic functional connectivity by transcranial direct current stimulation // J. of Neurophysiol. 2012. No. 108(12). P. 3253-63. doi:10.1152/jn.00606.2012.
21. ***Sehm B., Schnitzler T., Obleser J., Groba A., Ragert P., Villringer A., Obrig H.*** Facilita-

tion of inferior frontal cortex by transcranial direct current stimulation induces perceptual learning of severely degraded speech // J. of Neurosci. 2013. No. 33(40). P. 15868-78. doi: 10.1523/JNEUROSCI.5466-12.2013.

22. ***Zwissler B., Sperber Ch., Aigeldinger S., Schindler S., Kissler J., Plewnia Ch.*** Shaping memory accuracy by left prefrontal transcranial direct current stimulation // J. of Neuroscience. 2014. No. 34(11). P. 4022-26.

Calculation algorithm of variability and size of current flow on the basis mathematical model of spreading current in case of transcranial micropolarization according to stereotaxis coordinates

N.N. Karkischenko, A.A. Vartanov, Yu.A. Chudina, D.B. Chayvanov

The calculation algorithm of variability and size of current flow during micropolarizing impact on the set structures of a brain relying on earlier developed mathematical model of spreading of current in case of transcranial micropolarization for the stereotaxis coordinates is offered. The offered algorithm and mathematical model are developed taking into account the physical characteristics and methodical features of application of a method of micropolarization determining its efficiency for optimization of a functional condition of a brain is normal also in case of pathology.

Key words: transcranial micropolarization, variability and size of electric flow, mathematical model, stereotaxis coordinates.