



Математическая модель биофизических процессов при транскраниальной микрополяризации

Д.Б. Чайванов², Н.Н. Каркищенко¹

¹ – Научный центр биомедицинских технологий РАМН, Московская область

² – Национальный исследовательский центр «Курчатовский институт», Москва

Контактная информация: Чайванов Дмитрий Борисович chaivanov@yandex.ru, тел. (499) 196-89-12

В статье приведена разработанная методика расчета электрических токов, втекающих в головной мозг человека при микрополяризации электродами малого, по сравнению с головой, размера. Найден способ расчета потенциалов, возникающих в коре головного мозга в подэлектродном пространстве.

Ключевые слова: транскраниальная микрополяризация, расчет токов при транскраниальной микрополяризации, расчет потенциалов при транскраниальной микрополяризации, математическое моделирование процессов при транскраниальной микрополяризации.

Методика *транскраниальной микрополяризации* (ТКМП) заключается в использовании поверхностных (на поверхность скальпа) электродов малой площади для направленного поляризационного воздействия на мозг. Установлено, что ТКМП вызывает изменения физиологических (электроэнцефалография, вызванный потенциал) и биофизических (плотность синапсов, их локализация) показателей корковых и подкорковых отделов мозга [5-8, 10]. Слабый постоянный ток, в отличие от таких воздействий как ТЭС, наиболее близок по своим характеристикам к физиологическим процессам, обеспечивающим деятельность нервной ткани [4, 5, 9]. Подаваемые на электрод сильные токи приводят к угнетению функций мозговых структур или даже к их разру-

шению, а микротоки (0,01-0,1 мА·см⁻²) способствуют оптимизации функционального состояния нервной ткани [3, 6, 7, 8]. Было показано, что ТКМП оказывает воздействия как на корковые, так и на подкорковые структуры мозга [5-7, 9]. Например, известно, что микрополяризационное воздействие на височные области коры улучшает слуховую память, память на время и память на слова; на префронтальную кору – улучшает двигательную память; на теменно-затылочную кору – приводит к улучшению зрительной памяти [1]. ТКМП применяют для лечения таких заболеваний как шизофрения с синдромом вербального псевдогаллюциноза, депрессия, [5-7, 9] и т.д. Кроме того, известно, что постоянный ток является фактором, стимулирующим рост клеточных структур, особенно это

выражено в случае органических повреждений мозга [5-7, 9]. Направленность влияния микрополяризации достигается за счет использования малых площадей электродов (100-600 мм²), расположенных на соответствующих корковых (фронтальной, моторной, височной и др. областях) проекциях головного мозга [5-7, 9].

Механизм действия слабого постоянного тока на организм человека хорошо изучен [8]. Приложенное к тканям внешнее электрическое поле вызывает в них ток проводимости. Положительно заряженные частицы (катионы) движутся по направлению к отрицательному полюсу (катоде), а отрицательно заряженные (анионы) – к положительно заряженному полюсу (аноду). Подходя к электроду, ионы теряют свой заряд и превращаются в атомы, обладающие высокой химической активностью (электролиз). Взаимодействуя с водой, эти атомы образуют продукты электролиза. Основными ионами-носителями заряда в живых тканях являются Na⁺, K⁺, Cl⁻. Соответственно, под анодом, вследствие реакции атомарного хлора с водой, образуется соляная кислота (HCl). Под катодом, вследствие взаимодействия натрия и калия с водой, – щелочь (KOH, NaOH). Плотность тока проводимости равна произведению напряженности электрического поля и электропроводности тканей. В силу низкой электропроводности кожи, движение заряженных частиц в подлежащие ткани происходит в основном по выводным протокам потовых желез и волосяных фолликулов и – в наименьшей степени – через межклеточные пространства эпидермиса и дермы. В глубже расположенных тканях максимальная плотность тока проводимости наблюдается в жидких средах

организма: крови, лимфе, интерстиции, периневральных пространствах. Напротив, через плазмолемму проходит тысячная доля тока проводимости, а перемещения ионов в клетке ограничены, чаще всего, пространством компартмента. Наименьшей проводимостью обладает кость. Различия в электрофоретической подвижности ионов обуславливают локальные изменения содержания ионов одинакового знака на различных поверхностях клеточных мембран, вследствие чего в компартменте происходит образование промежуточных полюсов и локальное изменение концентрации ионов. Таким образом, возникает скопление ионов противоположного знака по обеим сторонам клеточных мембран, межклеточных перегородок и фасций. Такое перераспределение ионов изменяет поляризацию мембран нейронов и их возбудимость. Вместе с тем, следует учитывать, что пороговая чувствительность нервных волокон к постоянному току минимальна, по сравнению с другими видами токов. Под катодом при действии постоянного тока сначала происходит снижение потенциала покоя при неизменном критическом уровне деполяризации (КУД) возбудимых мембран (рис. 1А). Оно обусловлено инактивацией потенциалзависимых калиевых ионных каналов и приводит к частичной деполяризации возбудимых мембран. Вместе с тем, при длительном воздействии тока происходит инактивация и потенциалзависимых натриевых ионных каналов, что приводит к позитивному смещению КУД и уменьшению возбудимости тканей. Под анодом возникает активация потенциалзависимых калиевых ионных каналов. В результате возрастает величина потенциала покоя при неизменном КУД, что приводит к частичной гипер-

поляризации возбудимых мембран (физиологический анэлектротон, рис. 1Б). В последующем, вследствие негативного смещения КУД, связанного с устранением стационарной инактивации некоторого количества натриевых каналов, возбудимость тканей возрастает [5, 9].

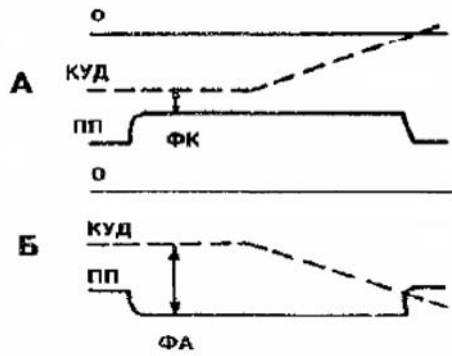


Рис. 1. Динамика потенциала покоя (ПП) и критического уровня деполяризации (КУД) при длительном воздействии постоянного тока. А – под катодом (при подпороговой деполяризации), Б – под анодом (при подпороговой гиперполяризации). ФК – физиологический катэлектротон; ФА – физиологический анэлектротон [8].

Для повышения эффективности и специфичности воздействия, уменьшения побочных эффектов ТКМП необходимо воздействовать постоянными токами малой интенсивности на заданные участки коры. Для этого необходимо использовать электроды малой площади. К сожалению, в силу высокой проводимости скальпа и низкой проводимости черепа, электрический ток с таких электродов преимущественно растекается по скальпу и только частично попадает в головной мозг. Скомпенсировать такое растекание можно увеличением электрических токов, подаваемых на электрод, в случае применения анестезии к коже скальпа. Вследствие этого, использовать слишком малые электроды нельзя. Для выбора оптимальных по размеру электродов и оценки токов,

протекающих по скальпу и через череп, разработана методика, описываемая в данной статье.

Сопротивление растеканию электрического тока по скальпу от круглого электрода радиуса r_0 до радиуса r_1 можно рассчитать по следующей формуле:

$$R_{\text{скальпа}} = \int_{r_0}^{r_1} \frac{dr}{\lambda_{\text{скальпа}} S_{\text{скальпа}}(r)},$$

где: $\lambda_{\text{скальпа}}$ – проводимость скальпа; $S_{\text{скальпа}}$ – боковая площадь цилиндра скальпа радиуса – r (рис. 2).

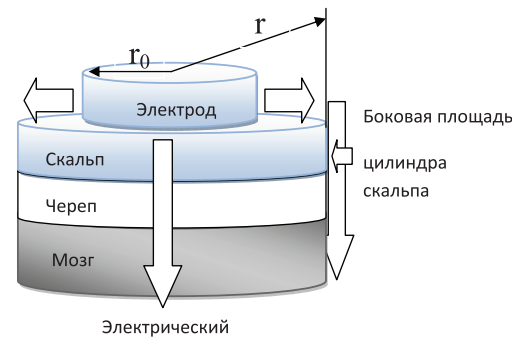


Рис. 2. Модель растекания тока через скальп и череп

После подстановки выражения для боковой площади цилиндра скальпа радиуса- r и интегрирования получим:

$$R_{\text{скальпа}} = \int_{r_0}^{r_1} \frac{dr}{\lambda_{\text{скальпа}} 2\pi \cdot r \cdot x_{\text{скальпа}}} = \frac{1}{\lambda_{\text{скальпа}} 2\pi \cdot x_{\text{скальпа}}}$$

где: $x_{\text{скальпа}}$ – толщина скальпа

Сопротивление протеканию электрического тока через череп и скальп от круглого электрода радиуса r_0 можно рассчитать по формуле:

$$R_{\text{черепа}} = \frac{1}{\pi \cdot r_0^2} \cdot \left(\frac{x_{\text{черепа}}}{\lambda_{\text{черепа}}} + \frac{x_{\text{скальпа}}}{\lambda_{\text{скальпа}}} \right) \approx \frac{1}{\pi \cdot r_0^2} \cdot \left(\frac{x_{\text{черепа}}}{\lambda_{\text{черепа}}} \right),$$

где: $x_{\text{черепа}}$ – толщина черепа; $\lambda_{\text{черепа}}$ – проводимость черепа

Для расчета тока, протекающего по скальпу за пределами стимулирующего электрода, пренебрежем токами, текущими в мозг вблизи электрода (такое предположение правомерно при небольших размерах электрода, как будет показано ниже при радиусе электрода менее 30 мм). Приближенно будем считать равным нулю потенциал скальпа вдали от электрода и потенциал мозга. Это возможно, поскольку при растекании тока по скальпу поверхность черепа под скальпом и площадь бокового цилиндра скальпа становятся большими, а, следовательно, сопротивления маленькими. Протекающий через маленькие сопротивления ток практически не создает разности потенциалов. При таких приближениях для отношения тока, растекающегося по скальпу и втекающего в мозг под электродом, будет верна оценка:

$$K_1 = \frac{I_{\text{мозга}}}{I_{\text{скальпа}}} = \frac{R_{\text{скальпа}}}{R_{\text{черепа}}} = \frac{\lambda_{\text{черепа}} r_0}{2\lambda_{\text{скальпа}} x_{\text{скальпа}} x_{\text{черепа}}} \ln \left(\frac{r_1}{r_0} \right)$$

Примем для проводимости и толщины черепа и скальпа обычно применяемые при решении обратной задачи ЭЭГ значения [2]. Положим r_1 равным 100 мм, т.е. порядка радиуса головы человека. Такой произвольный выбор возможен, поскольку данная величина стоит под знаком логарифма и мало влияет на значение коэффициента K_1 . В таких приближениях вышеприведенное выражение примет вид:

$$K_1 = 1,7 \cdot 10^{-4} r_0^2 \cdot \ln \left(\frac{100}{r_0} \right),$$

где радиус электрода r_0 необходимо брать в миллиметрах.

Для наглядности представим полученные по формуле результаты в виде таблицы (табл.1).

Таблица 1
Коэффициенты затекания для электродов разных размеров

Площадь круглого электрода, мм ²	79	154	254	380	513	700
Радиус электрода, г	5	7	9	11	13	15
Коэффициент затекания K_1	0,013	0,022	0,033	0,045	0,059	0,073

Из таблицы видно, что токи, затекающие в мозг, значительно меньше токов, растекающихся по скальпу. Это подтверждает правильность сделанных выше допущений.

Для отношения тока, втекающего в мозг, и тока, подаваемого на электрод, будет верна оценка:

$$K_2 = \frac{I_{\text{мозга}}}{I_{\text{электрода}}} = \frac{R_{\text{электрода}}}{R_{\text{черепа}}} = \frac{\left(\frac{1}{R_{\text{скальпа}}} + \frac{1}{R_{\text{черепа}}} \right)^{-1}}{R_{\text{черепа}}} = \frac{1}{1 + K_1^{-1}} \approx K_1,$$

где K_1 (при радиусе электрода менее 20 мм) меньше 0,1.

Рассчитаем теперь потенциал мозга в подэлектродном пространстве. Сопротивление между подэлектродной областью мозга и удаленной от электрода областью мозга может быть оценено по формуле:

$$R_{\text{мозга}} \approx \int_{r_0}^{\infty} \frac{dr}{s(r)\lambda_{\text{мозга}}} = \frac{1}{\pi \cdot r_0 \lambda_{\text{мозга}}} = \frac{1180}{r_0} \text{ Ом}$$

где: $s(r) = 2\pi r^2$ – площадь полусферы радиуса r , $\lambda_{\text{мозга}} = 0,27$ (Ом М)⁻¹ – проводимость мозга [2], радиус электрода r_0 необходимо брать в миллиметрах.

Для потенциала, очевидно, можно записать:

$$U = I_{\text{мозга}} R_{\text{мозга}} = K_2 I_{\text{электрода}} R_{\text{мозга}} \approx K_1 I_{\text{электрода}} R_{\text{мозга}} \\ = 0,2 \cdot I_{\text{электрода}} \cdot r_0 \ln \left(\frac{100}{r_0} \right)$$

Для наглядности представим полученные по формуле потенциала результаты в виде таблицы (табл. 2). Здесь мы предполагаем, что максимально допустимая плотность тока на стимулирующих электродах не должна превышать 0,1 мА/см².

Таблица 2

Потенциал мозга в подэлектродном пространстве для электродов разных размеров и максимально допустимых токов

Радиус электрода, мм	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Площадь электрода, мм ²	78,5	113	154	201	254	314	380	452	531	615
Допустимый ток, мА	0,08	0,11	0,15	0,20	0,25	0,31	0,38	0,45	0,53	0,62
Потенциал мозга под электродом, мВ	0,24	0,38	0,57	0,81	1,10	1,45	1,84	2,30	2,81	3,39

Из таблицы 2 видно, что потенциалы в подэлектродном пространстве мозга вполне сопоставимы с естественными медленными потенциалами [4]. Это позволяет сделать вывод о безопасности микрополяризации.

Список литературы

1. *Вартамян Г.А., Гальдинов Г.В., Акимова И.М.* Организация и модуляция процессов памяти. Ленинград, 1981.
2. *Гнездицкий В.В.* Обратная задача ЭЭГ и клиническая электроэнцефалография. М.: МЕДпресс-информ, 2004.
3. *Гурленя А.М., Багель Г.Е., Смычек В.Б.* Физиотерапия в неврологии. М.: 2008.
4. *Илюхина В.А.* Психофизиология функциональных состояний и познавательной деятельности здорового и больного человека. СПб.: Изд-во Н-Л, 2010.
5. *Пинчук Д.Ю.* Транскраниальная микрополяризация головного мозга. СПб: Человек, 2007.

Такие потенциалы вызывают токи и биохимические процессы, описанные выше [4], и могут существенно влиять на когнитивные стратегии, что подтверждает эффективность микрополяризации.

6. *Пономаренко Г.Н.* Физические методы лечения. СПб: СЛН, 2002.
7. *Раева С.Н.* Микроэлектродные исследования активности головного мозга человека. М., 1977.
8. Физиотерапия и медицинские новости. Электронный ресурс www.physis.ru.
9. *Шелякин А.М., Пономаренко Г.Н.* Микрополяризация мозга. СПб: ИИЦ Балтика, 2006.
10. *Kadosh R.C., Soskic S., Iuculano T., Kanai R., Walsh V.* Modulating neuronal activity produces specific and long-lasting changes in numerical competence//Current Biology, V.20, I.22, 2016-2020, 04 Nov 2010.

Mathematical model of biophysical processes at transcranial micropolarization

D.B.Chaivanov, N.N.Karkischenko

The article covers the design procedure of electric currents flowing into a brain of the person is developed at micropolarization by electrodes small, in comparison with a head, size. The way of calculation of potentials arising in a cerebral cortex in underelectode space is found.

Key words: transcranial micropolarization, calculation of currents at transcranial micropolarization, calculation of potentials at transcranial micropolarization, mathematical modeling of processes at transcranial micropolarization.