

ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ЭЛЕКТРОГРАФИИ

В предлагаемой работе рассматриваются физические основы электрографии органов и тканей, изучаемые в курсе физики высших медицинских учебных заведений.

Ключевые слова: электрическая активность органов и тканей; токовый диполь; электрокардиография

Введение. Курс физики в медицинском вузе своей главной задачей ставит формирование у студентов естественнонаучного типа мышления как сложной физико-химической системы, без чего невозможно правильное понимание процессов, происходящих в организме. Для достижения поставленной цели важно, чтобы преподаваемый материал рассматривался с опорой на строгие физические представления. В тоже время, содержание преподаваемого материала должно отражать медицинскую направленность вуза, что имеет большое значение для мотивации студентов при изучении дисциплины. В связи с этим показательным примером является тема «Физические основы электрографии органов и тканей». При ее изложении зачастую возникают трудности с обоснованием выбора модели электрически активного органа. Недостаточно четко прослеживается логическая связь между отдельными формулами, используемыми для расчета распределения потенциалов генерируемых полей. Излишне много внимания уделяется вопросам физиологии распространения волны возбуждения по тканям. В предлагаемой работе сделана попытка преодоления данных методических трудностей.

Токовый диполь как модель электрически активного органа и ткани. Клетки живого организма обладают электрической активностью. Это связано с тем, что клеточная мембрана проявляет избирательную проницаемость для различных видов ионов, что, в свою очередь, обуславливает разделение разноименных электрических зарядов на ее мембране. Причем между возбужденными и невозбужденными участками наружной поверхности мембраны существует разность потенциалов, которая может быть измерена с помощью внеклеточных электродов. То же самое относится к органам и тканям, представляющим собой совокупность электрически активных клеток. Появление неоднородности в распределении потенциала на поверхности ткани или органа приводит к тому, что они становятся источником электрического поля. Характеристики генерируемых таким образом полей могут меняться в зависимости от состояния клеток, взаимодействия между ними, а также факторов внешней среды. Следовательно, измеряя параметры электрических полей клеток, органов и тканей, можно получать информацию об их электрической активности и, соответственно, их физиологическом состоянии. Отсюда становится понятна важность таких исследований как для физиологии, так и для медицины.

Среди методов исследования электрической активности органов и тканей наибольшее распространение получила электрография. Данный метод заключается в регистрации временных изменений электрических потенциалов полей, создаваемых органами или тканями на поверхности тела. В основу электрографии положен метод моделирования органа в виде эквивалентного электрического генератора. Причем потенциалы поля, создаваемые таким эквивалентным генератором, должны быть близки значениям потенциалов реального органа или ткани, регистрируемым на поверхности тела (принцип эквивалентного генератора) [1].

Для того чтобы понять, какой физический объект выбрать в качестве эквивалентного генератора, рассмотрим клетку, окруженную электрически заряженной мембраной. В покое

внутренняя поверхность мембраны заряжена отрицательно относительно наружной поверхности (рис. 1). Возбужденные участки мембраны поляризованы противоположно: внутри положительно, снаружи отрицательно. Таким образом, возбужденные и невозбужденные участки клеточных мембран можно рассматривать как совокупность электрических диполей.

Важно отметить, что среда, окружающая клетки, представляет собой проводник. В такой среде диполь может сохраняться только в случае, если он является источником тока. Действительно, на клеточной мембране происходит разделение электрических зарядов за счет неодинаковой проницаемости для разных видов ионов, а также работы встроенных в нее белков (так называемых ионных насосов), использующих энергию, выделяемую при гидролизе молекулы АТФ. Поэтому с физической точки зрения данная система является источником тока.

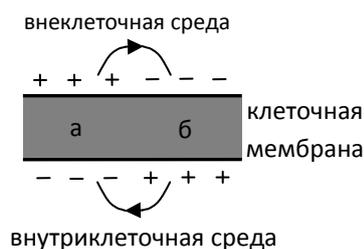


Рис. 1. Схема клеточной мембраны с невозбужденными (а) и возбужденными (б) участками (стрелками показано направление электрических токов)

Система, образованная положительным и отрицательным полюсами источника тока, помещенными в однородную проводящую среду на некотором расстоянии друг от друга, получила название токовый диполь (рис. 2). Основная характеристика токового диполя – это его дипольный момент

$$D = I l, \tag{1}$$

где I – полный ток, протекающий от положительного полюса к отрицательному, l – расстояние между полюсами (плечо диполя).

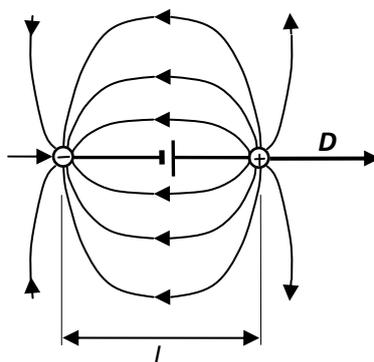


Рис. 2. Полюсы источника тока, помещенные в однородную проводящую среду, как токовый диполь

В соответствии с данным определением дипольный момент клетки – вектор, направленный от возбужденного участка наружной поверхности мембраны к невозбужденному. Тогда дипольный момент органа или ткани представляет собой векторную сумму дипольных моментов наружных мембран поверхностного слоя их электрически активных клеток [2]. По-

лучающийся при этом вектор называется результирующим (интегральным) дипольным моментом органа.

Распределение электрического потенциала поля токового диполя. Выбрав в качестве модели электрически активного органа токовый диполь, можно перейти к расчету распределения потенциалов создаваемого им поля. Вначале найдем потенциал поля уединенного положительного полюса источника тока (монополя) в однородной проводящей среде на произвольном расстоянии r от него (рис. 3).

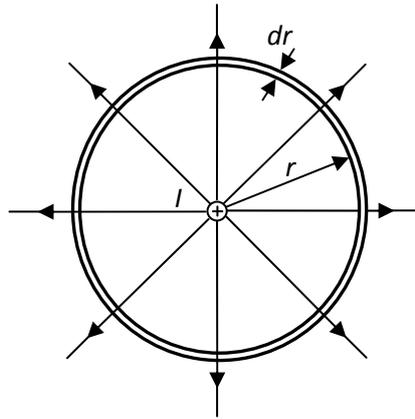


Рис. 3. Уединенный положительный полюс источника тока в однородной проводящей среде

Рассмотрим сферический слой радиуса r и толщиной dr , в центре которого расположен монополь. Пусть I – сила тока, протекающего через слой поверхностью S . При этом $(-d\varphi)$ – падение электрического потенциала на этом слое. В соответствии с законом Ома можно записать:

$$-d\varphi = I dR, \quad (2)$$

где $dR = \rho \frac{dr}{S}$ – сопротивление выделенного слоя, $S = 4\pi r^2$ – площадь его поверхности, ρ – удельное сопротивление среды.

Тогда

$$-d\varphi = I \rho \frac{dr}{4\pi r^2}. \quad (3)$$

Проинтегрируем обе части выражения (3):

$$-\int_{\varphi}^0 d\varphi = I \rho \int_r^{\infty} \frac{dr}{4\pi r^2},$$

и тогда для потенциала поля монополя получаем:

$$\varphi = \frac{I \rho}{4\pi r}. \quad (4)$$

Найдем выражение для потенциала φ поля, создаваемого токовым диполем в точке А, находящейся на большом расстоянии r от него (рис. 4).

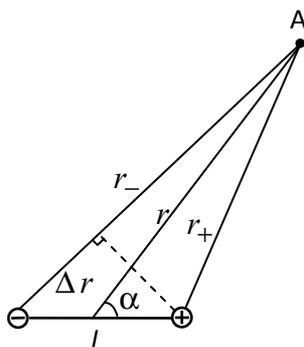


Рис. 4. К расчету электрического потенциала поля, создаваемого токовым диполем в точке А

Потенциал φ в точке А равен алгебраической сумме потенциалов положительного и отрицательного полюсов в этой точке:

$$\varphi = \varphi_+ + \varphi_- = \frac{I \rho}{4 \pi} \left(\frac{1}{r_+} - \frac{1}{r_-} \right) = \frac{I \rho}{4 \pi} \frac{(r_- - r_+)}{r_+ r_-}. \quad (5)$$

С учетом того, что $r \gg l$, $r_+ \approx r_- \approx r$, $r_+ r_- \approx r^2$, $\Delta r = r_- - r_+ \approx l \cos \alpha$, для потенциала имеем:

$$\varphi = \frac{I \rho}{4 \pi} \frac{l \cos \alpha}{r^2} = \frac{\rho D \cos \alpha}{4 \pi r^2}. \quad (6)$$

Из полученной формулы следует, что потенциал φ поля токового диполя в точке А зависит от величины электрического момента диполя и от угла между осью диполя и направлением на точку А.

Используя формулу (6), найдем выражение для разности потенциалов электрического поля диполя в точках А и В. Для удобства предположим, что эти точки равноудалены от диполя $r_A = r_B = r \gg l$ (рис. 5):

$$\Delta \varphi_{AB} = \varphi_A - \varphi_B = \frac{\rho D \cos \alpha_A}{4 \pi r^2} - \frac{\rho D \cos \alpha_B}{4 \pi r^2} = \frac{\rho D}{4 \pi r^2} (\cos \alpha_A - \cos \alpha_B), \quad (7)$$

где $\alpha_A = \alpha + \frac{\pi}{2} - \frac{\beta}{2}$ – угол между вектором \mathbf{D} и направлением от диполя до точки А,

$\alpha_B = \alpha + \frac{\pi}{2} + \frac{\beta}{2}$ – угол между вектором \mathbf{D} и направлением от диполя до точки В.

Тогда

$$\begin{aligned} \Delta \varphi_{AB} &= \frac{\rho D}{4 \pi r^2} (-2) \sin \frac{\alpha_A + \alpha_B}{2} \sin \frac{\alpha_A - \alpha_B}{2} = \frac{\rho D}{4 \pi r^2} (-2) \sin \frac{2\alpha + \pi}{2} \sin \left(-\frac{\beta}{2} \right) = \\ &= \frac{\rho D}{2 \pi r^2} \sin \left(\alpha + \frac{\pi}{2} \right) \sin \frac{\beta}{2} = \frac{\rho D \cos \alpha}{2 \pi r^2} \sin \frac{\beta}{2}. \end{aligned} \quad (8)$$

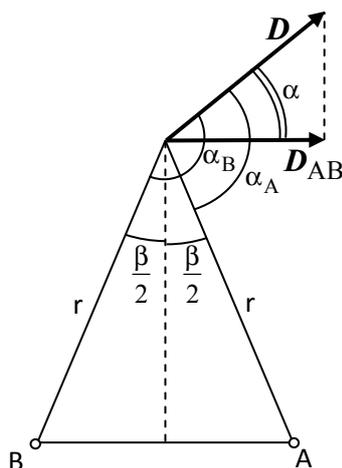


Рис. 5. К расчету разности потенциалов поля токового диполя в точках А и В, равноудаленных от диполя

Как видно из формулы (8), данная разность потенциалов $\Delta\phi_{AB}$ пропорциональна проекции D_{AB} момента токового диполя на прямую, соединяющую точки А и В.

Резльтирующий дипольный момент сердца. После того, как мы нашли соотношение, связывающее проекцию дипольного момента источника с распределением потенциалов создаваемого им поля, необходимо указать способ, в соответствии с которым по наблюдаемой разности потенциалов можно определить пространственную ориентацию вектора дипольного момента эквивалентного генератора органа в данный момент времени. Применительно к сердцу данную задачу решил нидерландский физиолог В. Эйнтховен (1913). Он предложил измерять электрические потенциалы сердца в точках, представляющих вершины равностороннего треугольника (так называемый треугольник Эйнтховена), в центре которого находится результирующий дипольный момент сердца [3]. Эквипотенциальные линии поля, генерируемые сердцем, проходящие через вершины этого треугольника, выходят на правую руку, левую руку и левую ногу (пунктирные линии на рис. 6).

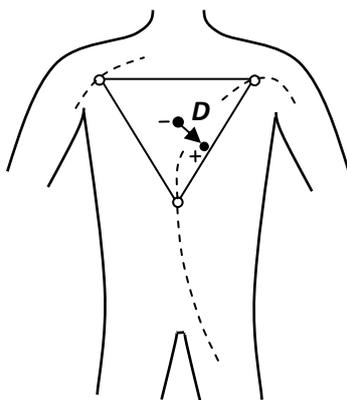


Рис. 6. Схема треугольника Эйнтховена

Это позволяет стандартизовать измерения потенциалов сердца и получить информацию о величине и направлении дипольного момента сердца во фронтальной плоскости тела. В электрокардиографии I стандартным отведением называется соединение милливольтметра с левой и правой руками, II отведение – правой руки и левой ноги, III отведение – левой руки и левой ноги. Тогда, следуя соотношению (8), можно показать, что разность потенциалов между вершинами треугольника Эйнтховена пропорциональна проекции вектора дипольного момента на соответствующие стороны треугольника (рис. 7):

$$\Delta\varphi_{AB} \sim D_{AB} = D \cos \alpha_{AB},$$

$$\Delta\varphi_{AC} \sim D_{AC} = D \cos \alpha_{AC},$$

$$\Delta\varphi_{BC} \sim D_{BC} = D \cos \alpha_{BC}. \quad (9)$$

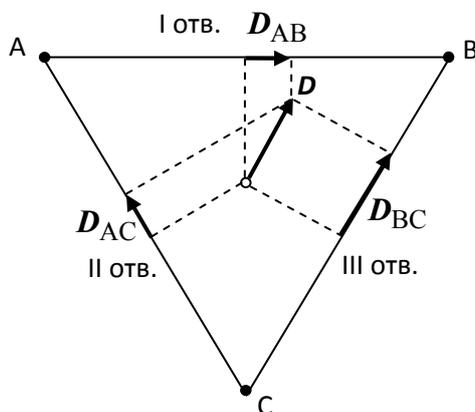


Рис. 7. Построение вектора дипольного момента D в треугольнике Эйнтовена

Следовательно, измерив с помощью милливольтметра разность потенциалов между вершинами равностороннего треугольника в соответствующих отведениях, можно определить величину и направление вектора дипольного момента D во фронтальной плоскости.

В процессе распространения электрического возбуждения в сердечной мышце непрерывно изменяется направление результирующего вектора, его величина. Поэтому разность потенциалов, измеренная милливольтметром в соответствующих отведениях, будет меняться со временем.

График зависимости разности потенциалов $\Delta\varphi$ в данном отведении от времени t называется линейной электрокардиограммой (рис. 8). Каждый такой график отражает величину проекции результирующего вектора на направление, соответствующее данному отведению.

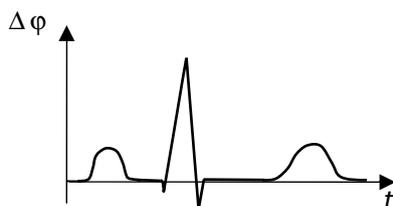


Рис. 8. Схема типичной линейной электрокардиограммы

Чтобы получить информацию об изменении вектора дипольного момента на плоскости, необходимо сложить результаты измерений величины проекции дипольного момента в двух взаимно перпендикулярных направлениях в этой плоскости, то есть, получить фигуру Лиссажу (рис. 9а) [1]. Данная фигура является векторэлектрокардиограммой. Векторэлектрокардиограмма представляет собой линию, описываемую концом вектора результирующего дипольного момента сердца за цикл электрической активности в проекции на заданную плоскость (рис. 9б). Например, складывая отведения, расположенные вдоль горизонтального и вертикального направлений, получаем проекцию дипольного момента сердца во фронталь-

ной плоскости. Чтобы проследить за поведением результирующего вектора в пространстве, необходимо построить векторэлектрокардиограмму в сагитальной и горизонтальной плоскостях, выбрав соответствующие направления отведений.

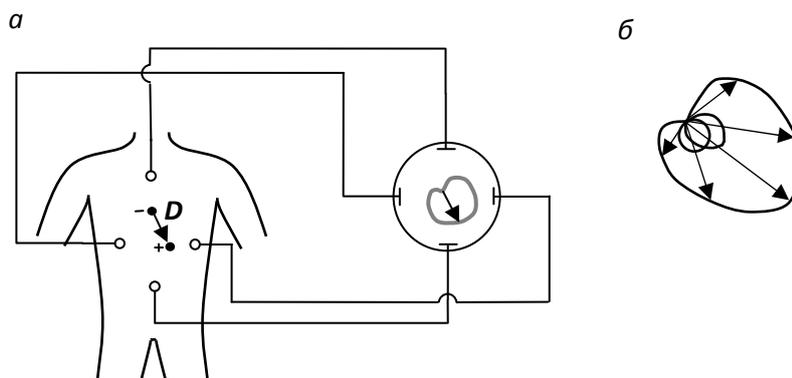


Рис. 9. Схема получения векторэлектрокардиограммы с помощью электронно-лучевого осциллограф (а). Проекция векторэлектрокардиограммы на фронтальную плоскость (б) за один сердечный цикл

Заключение. В предлагаемой работе рассмотрены физические вопросы электрографии органов и тканей. Представлены основные этапы изложения данной темы: от выбора модели электрической активности биообъектов и простейших математических соотношений, связывающих источник и создаваемое им поле, до способов регистрации электрических потенциалов, генерируемых органами и тканями на поверхности тела. Настоящая работа может быть полезна при изучении курсов физики, нормальной физиологии и кардиологии в высших медицинских учебных заведениях.

Автор выражает глубокую благодарность доценту кафедры медицинской и биологической физики Самарского государственного медуниверситета А.И. Сироте за плодотворное обсуждение затронутых в статье задач и оказанную помощь в работе, а также доценту кафедры физики Поволжского государственного университета телекоммуникаций и информатики М.В. Головкиной за анализ статьи, что способствовало ее улучшению.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Самойлов В.О. Медицинская биофизика: учеб. для вузов. – 2-е изд. – СПб. : СпецЛит, 2007. – 560 с.
2. Баум О.В., Волошин В.И., Попов Л.А. Биофизические модели электрической активности сердца // Биофизика. – 2006. – Т. 51. – № 6. – С. 1069-1086.
3. Фундаментальная и клиническая физиология: учеб. для вузов. / Под. ред. А.Г. Камкина и А.А. Каменского. – М.: Академия, 2004. – 1072 с.

REFERENCES

1. Samoilov V.O. Medical Biophysics: Proc. for universities. - 2nd ed. - St. Petersburg. : SpetsLit, 2007. – 560 p.
2. O.V. Baum, V.I. Voloshin, L.A. Popov, Biophysical models of cardiac electrical activity // Biophysics. - 2006. - T. 51. - № 6. - P. 1069-1086.
3. Fundamental and Clinical Physiology: Textbook. for universities. / Under. Ed. A.G. Kamkina and A.A. Kamensky. - Moscow: Academy 2004. - 1072 p.

Статья принята в печать 13 ноября 2013 г.

Рецензент Зайцев В.В., доктор биологических наук, профессор, заведующий кафедрой физиологии и биохимии сельскохозяйственных животных, декан факультета биотехнологии и ветеринарной медицины ГБОУ ВПО «Самарская государственная сельскохозяйственная академия».