DOI: 10.17117/na.2015.01.115

<http://ucom.ru/doc/na.2015.01.115.pdf>

Поступило в редакцию: 12.01.2015

Шаева Т.В., Лохмачев П.В., Шаев Б.Б. Биофизическая оценка содержания жидких сред в исследуемом регионе

Shaeva T.V., Lohmachev P.V., Shaev B.B.
Biophysical assessment of liquid media in the investigated area

В статье представлены метод и аппаратура, позволяющие обеспечить локальность определения кровенаполнения органов малого таза при изменяемой зоне чувствительности

Ключевые слова: исследование, кровенаполнение, локальность, импедансометрия

The article presents the method and apparatus for determining the locality of pelvic blood when the editing area of sensitivity

Key words: study of the blood supply, locality, impedansometring

Шаева Татьяна Васильевна

Кандидат биологических наук, доцент
Воронежская государственная медицинская
академия им. Н.Н. Бурденко
г. Воронеж, ул. Студенческая, 10

Shaeva Tatyana Vasilevna

Candidate of Biological Sciences, Associate Professor
Voronezh State Medical Academy
named N.N. Burdenko
Voronezh, Student st., 10

Лохмачев Павел Вячеславович

Заведующий отделением
Городская клиническая больница скорой
медицинской помощи № 1
Воронеж, проспект Патриотов, 23

Lohmachev Pavel Vyacheslavovich

Head of Department
Clinical emergency hospital № 1
Voronezh, Patriots ave., 23

Шаев Борис Борисович

Врач акушер-гинеколог
Городская клиническая больница скорой
медицинской помощи № 1
Воронеж, проспект Патриотов, 23

Shaev Boris Borisovich

Obstetrician-gynecologist
Clinical emergency hospital № 1
Voronezh, Patriots ave., 23

Центральной проблемой в комплексе задач для клинической медицины является оценка (определение) критериев момента перехода исследуемого органа (объекта) к патологическим изменениям. Несомненным достоинством импедансометрии, как одного из методов «неинвазивной интроскопии», является возможность анализа развивающихся изменений кровенаполнения исследуемого региона.

Целью исследования является разработка аппаратуры, позволяющей обеспечить локальность определения кровенаполнения органов малого таза при изменяемой зоне чувствительности.

При измерении общефизических свойств биообъекта биофизическая величина определяется через соответствующую физическую величину в виде:

$$X_{бф} = f(X) \cdot X_{ф}$$

где $X_{бф}$ – биофизическая величина, $X_{ф}$ – физическая величина, $f(X)$ – функция преобразования, зависящая от характеристик биообъекта и параметров его взаимодействия с измерительным инструментом.

В данном случае $f(X)$ – безразмерная величина, а размер единицы биофизической величины принимается равным размеру единицы соответствующей физической величины.

При косвенных измерениях значения биофизической величины задаются в виде функциональной зависимости этой величины и совокупности соответствующих физических величин:

$$X_{бф} = F[(f_a(X)X_{фа})n].$$

Погрешность измерения при проведении электрофизиологических исследований в общем случае может быть представлена в виде:

$$q_{и} = F(q_{си} \cdot q_{м} \cdot q_{ф})$$

где $q_{и}$ – погрешность измерения, $q_{си}$ – инструментальная погрешность, зависящая от погрешности применяемых средств измерений, $q_{ф}$ – физиологическая погрешность.

Особенности инструментальной погрешности $q_{си}$, зависящей от принципа действия и конструкции средств измерений (СИ), порядок ее определения нормируются ГОСТ. Средства измерений для медицинских исследований должны удовлетворять отраслевому стандарту. Инструментальная погрешность реоплетизмографов (РПГ) учтена при разработке серийно выпускаемых приборов [1, с. 13].

Методическая погрешность $q_{м}$ зависит от многочисленных факторов и может быть представлена в виде:

$$q_{м} = f(q_{п} \cdot q_{г} \cdot q_{пп})$$

где $q_{п}$ – погрешность физико-химического преобразования, $q_{г}$ – погрешность градуировки, $q_{пп}$ – погрешность пробоподготовки.

Погрешность пробоподготовки $q_{пп}$ (систематическая и случайная) должна быть учтена, например, при взятии проб среды для определения ее электропроводности.

Погрешность градуировки $q_{г}$ возникает при замене биологического объекта его эквивалентом, например, при использовании преобразователей напряжение – сопротивление. Необходимо отметить, что погрешность градуировки, выполняемая собственным калибратором РПГ, входит в состав погрешности основного средства измерения.

Погрешность преобразования $q_{п}$ – погрешность преобразования определяемого медицинского показателя в измеряемую физическую величину, зависящую от цели исследования. Для определения погрешности преобразования проводится сопоставление результатов измерения медицинского показателя с помощью биоимпедансометрии и метрологически обоснованного метода [2, с. 53].

Погрешность преобразования может быть определена и при физическом моделировании, при этом целесообразно уточнение $q_{п}$ и ее минимизация введением определенных поправочных коэффициентов в каждом конкретном случае.

При импедансометрии измеряемой физической величиной является электрический импеданс, с помощью которого необходимо выполнить биофизическую оценку – определение содержащегося в исследуемом объекте объема жидких сред и прежде всего, крови.

Основной задачей при этом является выбор и обоснование формул, отображающих функцию преобразования $f(X)$, и определение характеристик аппаратуры и электродных систем, обеспечивающих минимальную погрешность определения объема крови в исследуемом регионе. Решение этой задачи целесообразно начать с математического моделирования характеристик кровенаполнения.

Качественное определение кровенаполнения возможно с помощью частотного коэффициента K_{fi} :

$$K_{fi} = \frac{Z_{i1} - Z_{i2}}{Z_{i2}(f_2 - f_1)}$$

где Z_{i1} , Z_{i2} – модули импедансов на двух частотах для i -го отведения, f_1 , f_2 – значения частот, на которых измерены соответствующие импедансы.

Для разработанного нами биоимпедансометра частотный коэффициент определялся на частотах 1.25 кГц и 10 кГц, поэтому:

$$K_{fi} = (Z_{i1} - Z_{i2})/Z_{i2} \cdot 8.75.$$

Такой выбор разности частот обусловлен схемным решением генератора тока зондирования, но не совсем удобен при расчетах коэффициента. Для упрощения расчетов в разработанном нами биоимпедансометре частоты составляют 1 кГц и 11 кГц, при этом частотный коэффициент равен:

$$K_{fi} = 0.1(Z_{i1} - Z_{i2})/Z_{i2}.$$

Частотный коэффициент K_{fi} характеризует наклон частотной зависимости импеданса, а наклон, в свою очередь, соответствует содержанию жидких электропроводных сред в исследуемом объеме. При 100%-ном содержании электропроводной среды в объеме зондирования (например, при помещении электродной системы в сосуд с физиологическим раствором или кровью) частотный коэффициент равен нулю, так как электропроводность физиологического раствора (крови) практически не зависит для данного диапазона частот от величины частоты зондирования. По мере уменьшения содержания жидких сред в исследуемом объеме коэффициент K_{fi} увеличивается, так как при этом начинает сказываться частотная зависимость электропроводности биологических структур, входящих в объем зондирования.

Очевидно, что при желании можно установить и количественную связь частотного коэффициента K_{fi} с объемом электропроводных сред в зоне чувствительности электродной системы.

Использование для измерения импедансов электродной системы с шестью отводящими поверхностями позволило с помощью коммутации токовых и потенциометрических электродов обеспечить, по меньшей мере, три отведения, различных по длине и глубине зондирования [3, с. 143].

Импеданс, измеренный в первом отведении, отражает кровенаполнение, в основном, стенки прямой кишки, в то время как второе отведение позволяет измерить импеданс не только прямой кишки, а в большей степени импеданс

окружающих прямую кишку тканей. В зону зондирования во втором отведении попадает предстательная железа у мужчин и матка у женщин. Зона чувствительности в третьем отведении является промежуточной между зонами чувствительности первого и второго отведений (длина исследуемого участка совпадает с первым отведением, а глубина зондирования – со вторым отведением).

В зоне чувствительности каждого из трех отведений расположены органы и ткани, отличающиеся по кровенаполнению. Поэтому целесообразно применение коэффициентов неоднородности по импедансу, а следовательно, и по кровенаполнению:

$$K_{ij} = Z_i/Z_j$$

где Z_i и Z_j – импедансы соответственно в i -том и j -том отведениях.

Коэффициент неоднородности по глубине зондирования $K_{13} : K_{13} = Z_1/Z_3$, при равных длинах исследуемого участка; коэффициент неоднородности по длине исследуемого участка $K_{23} : K_{23} = Z_2/Z_3$, при равных глубинах зондирования; коэффициент неоднородности по объему $K_{21} : K_{21} = Z_2/Z_1$.

Каждому коэффициенту неоднородности соответствует его значение K_{ij} при 100%-ном содержании крови в объеме зондирования соответствующих отведений.

Теоретически (с последующим физическим моделированием) получены следующие значения: $K_{13}^0 = 2.10$, $K_{23}^0 = 3.95$, $K_{21}^0 = 1.72$.

Отклонение показателей K_{ij} от соответствующих величин K_{ij}^0 свидетельствует о нарушении равномерности кровенаполнения в исследуемых отведениях.

Для объективной оценки кровенаполнения целесообразно использовать коэффициент кровенаполнения $K_{кр}$:

$$K_{кр} = V_{кр}/V,$$

где V – объем исследуемого участка, $V_{кр}$ – объем крови, содержащейся в исследуемом объеме.

Физический смысл коэффициента кровенаполнения заключается в том, что он отражает относительное кровенаполнение, а именно – объем крови, приходящийся на единицу исследуемого объема.

Современные методы электродинамики позволяют создать математические модели электропроводности многослойных структур, но подобные модели громоздки и малопригодны для практического применения. С целью упрощения модели мы рассматривали объект исследования в виде сплошной среды с определенными кажущимися параметрами.

Величина сопротивления между потенциометрическими отводящими поверхностями тетраполярного датчика может быть выражена в виде параллельного соединения сопротивлений объемов ткани и крови, заключенных в объеме зондирования:

$$R = (R_{кр} \cdot R_T)/(R_{кр} + R_T), \text{ где}$$

$R_{кр}$ – сопротивление объема крови, R_T – сопротивление объема ткани.

Введем безразмерную величину m , отражающую пассивные электрические свойства объема исследования: $m = P_{кр}/P_T$.

С учетом всех преобразований:

$$K_{кр} = (R_0 - R \cdot m)/R(1 - m).$$

В случае необходимости возможно определение абсолютного значения объема крови:

$$V_{кр} = K_{кр} \cdot V, V_{кр} = (R_0 - R \cdot m)V/R(1 - m).$$

Необходимое для расчета величины $V_{кр}$ значение объема зондирования можно определить как расчетным, так и экспериментальным способами.

Возвращаясь к формуле коэффициента кровенаполнения $K_{кр}$, отмечаем, что для расчета его необходимо:

- определить расчетную величину сопротивления между потенциометрическими электродными поверхностями тетраполярного датчика при зондируемом объеме, полностью заполненном кровью, R_0 ;
- измерить сопротивление между потенциометрическими электродными поверхностями ректального тетраполярного датчика Z ;
- определить величину отношения удельных сопротивлений крови и ткани, соответствующую исследуемому региону, m .

Известно, что импедансы крови и ткани, измеренные на низких частотах, имеют четко выраженный активный характер, при этом фазовые сдвиги импедансов крови и ткани практически равны. Это позволяет перейти к использованию в формуле относительного коэффициента кровенаполнения величин расчетного и измеренного импедансов:

$$K_{кри} = (Z_{0i} - Z_i \cdot m)/(1 - m), \text{ где}$$

Z_{0i} – величина расчетного импеданса (при 100%-ном заполнении кровью исследуемого объема) для каждого отведения, Z_i – величина импеданса, измеренного в соответствующем отведении, m – безразмерная величина, равная отношению удельных сопротивлений крови и тканей.

Список литературы:

1. Большов В.М., Федосеев В.Н. Оценка линейных искажений в реографе // Медтехника. 1979. №3. С. 13-17.
2. Гуревич М.И., Соловьев А.И. Импедансная реоплетизмография. Киев: Наукова думка, 1982. 123 с.
3. Шаева Т.В., Шаев Б.Б. Внутриполостные электродные системы для измерения активных и пассивных свойств биологического объекта // Современное общество, образование и наука. Тамбов: Бизнес-Наука-Общество, 2013. Ч. 4. С. 143-145.

References:

1. Bolshov V.M., Fedoseyev V. Rating of linear distortion in reografe // Medical equipment. 1979. №3. Pp. 13-17.
2. Gurevich M.I., Soloviev A. Impedance reopletizmografiâ. Kiev: Naukova dumka, 1982. P. 123.
3. Shaeva T.V., Shaev B.B. Intracavitary electrode system for measurement of active and passive properties of biological object // Modern society, education and Science Business-Science-Society, 2013. P. 4. Pp. 143-145.