

может найти достаточно широкое применение в сфере медицинских диагностических технологий. Многие медико-биологические тесты основаны на физико-химическом взаимодействии компонентов исследуемой среды (агглютинация, агрегация, адсорбция и т. д.), в результате которых происходит изменение ее дисперсности, что влечет значительные изменения оптических и энергетических свойств среды. Конечно, в зависимости от исследуемой среды или изучаемого процесса надо подбирать параметры оптической системы (длина волны, диаметр пучка, расположение приемника, объем пробы и др.). Поэтому каждое практическое применение методики требует дополнительных исследований, которые необходимы для создания модели поведения оптической капельной системы в зависимости от происходящих в образце процессов, чтобы можно было использовать полученные в ходе исследования данные для проведения диагностики.

Список литературы:

1. Miller K.E. et al. Review of Analytical Measurements Facilitated by Drop Formation Technology // Talanta. 2000. Vol. 51 (5). PP. 921-933.
2. McMillan N. Apparatus and method for measuring a property of a liquid / US Pat. 4910402 (20.03.1990).
3. Аристов А.А. Устройство для оценки физических свойств биологических жидкостей / Патент РФ на ПМ № 47526 РФ. Оpubл. в 2005 г.
4. Яхно Т.А., Яхно В.Г. Основы структурной эволюции высыхающих капель биологических жидкостей // Журнал технической физики. 2009. Т. 79. Вып. 8. С. 133-141.

5. Aristov A.A., Evtushenko G.S., Ermolovich D.G. Micromethod of an estimate of erythrocyte sedimentation rate / Proc. SPIE 7006, Lasers for Measurements and Information Transfer 2007. 700610 (29 April 2008).
6. Аристов А.А., Рафальский А.С. Анализ процессов, происходящих при оседании клеток в капельных пробах крови, и их влияние на оптические свойства образца // Контроль. Диагностика. 2012. № 13. С. 150-153.
7. Аристов А.А. Способ определения динамики оседания клеток крови / Патент РФ на изобретение № 2379687 РФ. Оpubл. в 2010 г.
8. Aristov A.A., Zhoglo E.V. Estimation of blood clotting in the drip samples using optical methods / Proc. of 2014 International Conference on Mechanical Engineering, Automation and Control Systems, MEACS 2014, 15 December 2014.

Александр Александрович Аристов,
канд. тех. наук, доцент,

Екатерина Владимировна Носова,
аспирант,

кафедра «Промышленная и медицинская электроника»,
Томский политехнический университет,

Анатолий Николаевич Солдатов,

д-р физ.-мат. наук, профессор, декан,

факультет инновационных технологий,

Томский государственный университет,

г. Томск,

e-mail: aristov@tpu.ru

Н.А. Базаев, И.О. Бизюков, Е.В. Стрельцов

Математическое моделирование сорбционных процессов при регенерации диализирующего раствора в носимом аппарате «искусственная почка»

Аннотация

Статья посвящена математическому моделированию регенерации диализирующего раствора сорбционным методом. Предложен метод математического описания процесса сорбции таких метаболитов, как креатинин и мочевая кислота, в сорбционных колонках носимого аппарата «искусственная почка». Полученные зависимости апробированы для разных типов углей. Среднеквадратические критерии при апробации моделей не превышают 630 мкмоль/л.

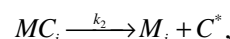
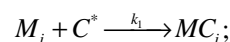
Заместительная почечная терапия является основным способом поддержания жизни пациентов, страдающих хронической почечной недостаточностью. В настоящее время ведутся разработки носимой аппаратуры для внепочечного очищения крови [1], [2]. Такие аппараты позволят проводить автономную низкопоточную заместительную почечную терапию.

Регенерация диализирующего раствора является одной из ключевых задач при создании носимого аппарата «искусственная почка», позволяя использовать ограниченный объем раствора при проведении процедуры диализа. В настоящее время предложено несколько способов очищения диализирующего раствора от метаболитов [3], [4]. Однако при любом подходе сорбент является обязательной частью системы регенерации. Отработанный диализат пропускается через сорбционную емкость, где очищается от креатинина и мочевой кислоты. Затем раствор очищается от мочевины посредством ее электролиза или гидролиза. Повторное пропускание через активированный уголь обеспечивает очищение раствора от продуктов разложения мочевины. Целью рассматриваемой работы является математическое моделирование процесса адсорбции метаболитов из отработанного диализирующего раствора.

Из множества предложенных к настоящему времени подходов к описанию сорбционных процессов единственным пол-

ностью обоснованным подходом является теория мономолекулярной адсорбции Ленгмюра [5]. Однако уравнение изотермы Ленгмюра описывает только равновесные процессы, позволяя определить равновесную концентрацию сорбтива.

С точки зрения кинетики, сорбция представима в виде реакции связывания молекул сорбтива с сорбционными центрами на поверхности сорбента (адсорбция) и разрушения этих связей (десорбция). Данные процессы происходят по следующей схеме:



где M_i – i -й метаболит; C^* – адсорбционный центр; MC_i – комплекс, образованный при взаимодействии i -го метаболита с адсорбционным центром; k_1 и k_2 – константы адсорбции и десорбции соответственно.

Прямая реакция при этом является реакцией второго порядка и зависит как от концентрации сорбтива в растворе, так и от количества свободных центров, в то время как обратная реакция зависит только от количества образованных комплексов MC_i :

$$\frac{dC}{dt} = -k_1 C [A_m - (C_0 - C) \cdot V] + k_2 (C_0 - C) \cdot V, \quad (1)$$

где C – концентрация сорбтива в растворе; A_m – общее число адсорбционных центров; C_0 – начальная концентрация сорбтива; V – объем раствора; t – время.

Для описания процесса активной сорбции достаточно рассмотреть только прямую реакцию, поэтому уравнение (1) перепишется в виде

$$\frac{dC}{dt} = -k_1 VC^2 + C(-k_1 A_m + k_1 C_0 V). \quad (2)$$

Решая уравнение (2) относительно C и учитывая начальное условие $C(t=0) = C_0$, находим зависимость концентрации сорбтива от времени:

$$C = \frac{-A_m + C_0 V}{\frac{-A_m}{C_0} e^{(A_m - C_0 V) k_1 t} + V}. \quad (3)$$

Значения констант A_m и k_1 можно получить аналитически из граничных условий $C(t_1) = C_1$, $C(t_2) = C_2$, $t_2 = 2t_1$:

$$k_1 = \frac{C_1^2 - C_0 C_2}{[2C_0 C_1 C_2 - C_1^2 (C_2 + C_0)] V t_2} \ln \frac{C_0^2 (C_1 - C_2)^2}{C_2^2 (C_0 - C_1)^2}; \quad (4)$$

$$A_m = \frac{C_2 (C_0 - C_1)^2}{C_0 C_2 - C_1^2} V. \quad (5)$$

Для количественного определения констант A_m и k_1 был поставлен эксперимент, схема которого представлена на рис. 1.

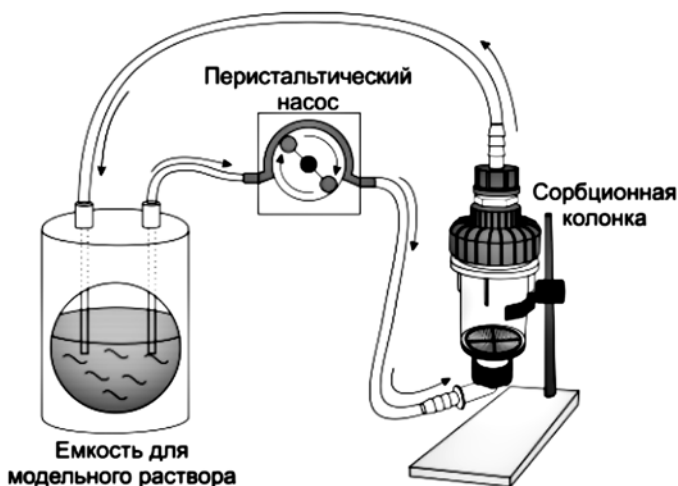


Рис. 1. Схема экспериментального стенда для исследования сорбционных процессов

При экспериментальном определении параметров модели концентрация метаболитов и объем исследуемого раствора должны обеспечивать заполнение большей части адсорбционных центров; таким образом, концентрация креатинина, выбранная для эксперимента, значительно превышала его физиологические значения.

Исследуемый раствор с начальной концентрацией креатинина 8 ммоль/л перемещался с помощью перистальтического насоса со скоростью 50 мл/мин через сорбционную емкость, заполненную сорбентом массой 60 г. Объем раствора составил 1 л. Каждый час производились измерения концентрации креатинина в растворе. Результаты экспериментального исследования скорости адсорбции и параметры модели для различных сорбентов представлены на рис. 2 и приведены в табл. 1.

Среднеквадратические критерии составили: 0,1836 ммоль/л для угля 607С; 0,0632 ммоль/л для сорбента ФАС; 0,0389 ммоль/л для угля «Каусорб-212»; 0,0543 ммоль/л для угля WTD 816.

Исходя из предположения, что величины адсорбции и сорбционной емкости являются постоянными, рассчитаем динамику убывания креатинина при исходно разных концентрациях метаболита в модельном растворе. На рис. 3 представлена зависимость динамики концентрации креатинина в диализирующем растворе от его начальной концентрации.

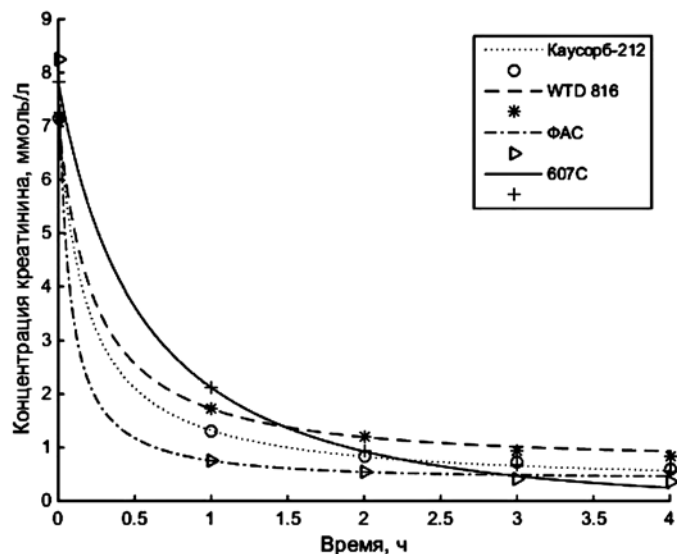


Рис. 2. Сравнение эффективности удаления креатинина из раствора различными сорбентами

Количественные характеристики сорбентов

Уголь	Константа адсорбции k_1 , л/(ммоль·с)	Удельная сорбционная емкость q , мкмоль/г
607С	$5,07 \cdot 10^{-5}$	182,3
WTD 816	$1,79 \cdot 10^{-4}$	105,6
Каусорб-212	$2,14 \cdot 10^{-4}$	112,1
ФАС	$5,26 \cdot 10^{-4}$	130,0

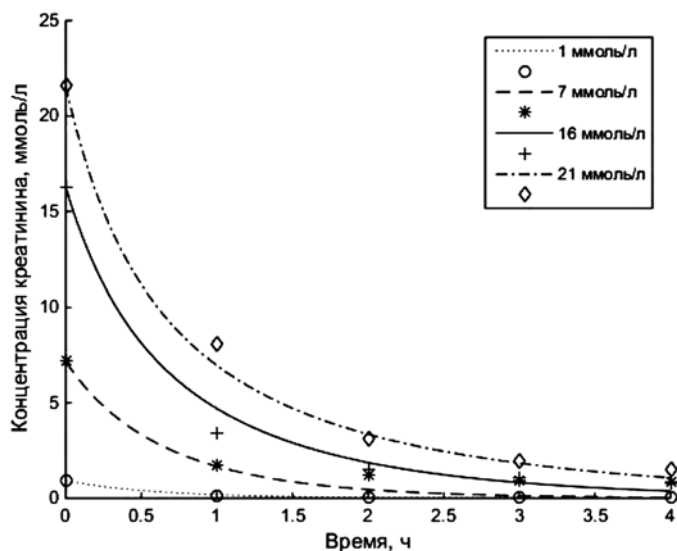


Рис. 3. Зависимость динамики концентрации креатинина в диализирующем растворе от начальной концентрации при его адсорбции углем WTD 816

Среднеквадратические критерии составили: 536,3 мкмоль/л для $C_0 = 21$ ммоль/л; 624 мкмоль/л для $C_0 = 16$ ммоль/л; 613 мкмоль/л для $C_0 = 7$ ммоль/л; 49 ммоль/л для $C_0 = 1$ ммоль/л.

Предположим, что для всех метаболитов, удаляемых из диализирующего раствора с помощью сорбента, величины

констант адсорбции равны; тогда для описания адсорбции из многокомпонентной смеси воспользуемся системой уравнений

$$C^i = \frac{-k_1 A_m + k_1 C_0^i V}{\frac{-k_1 V C_0^i - k_1 A_m + k_1 C_0^i V}{C_0^i} e^{(k_1 A_m - k_1 C_0^i V)t} + k_1 V}, \quad (6)$$

где C^i – концентрация i -го метаболита в растворе; C_0^i – начальная концентрация i -го метаболита.

На рис. 4 представлена экспериментальная зависимость концентрации креатинина и мочевой кислоты при их адсорбции из отработанного диализата углем «Каусорб-212».

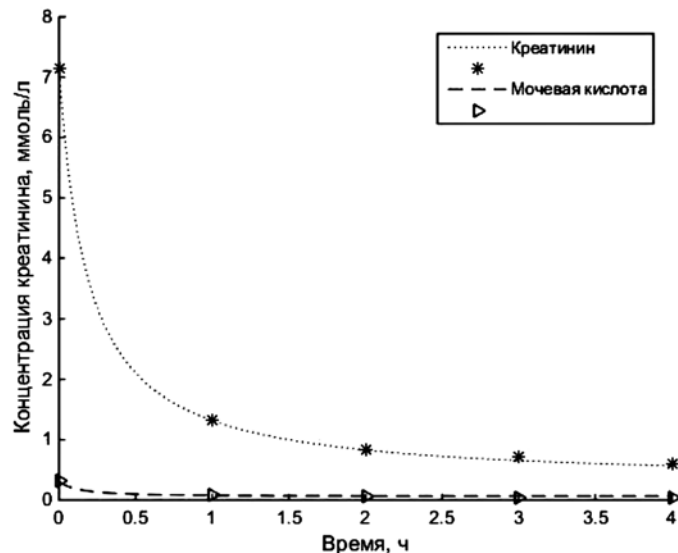


Рис. 4. Зависимость концентрации креатинина и мочевой кислоты от времени при адсорбции на угле «Каусорб-212»

Среднеквадратические критерии составили 34,8 мкмоль/л для креатинина и 11,5 мкмоль/л для мочевой кислоты.

Как видно из приведенных экспериментальных данных, убывание метаболитов при их адсорбции носит экспоненциальный характер. Экспериментальные данные находятся в соответствии с теоретически полученными результатами.

Таким образом, применение кинетики адсорбционных процессов позволяет прогнозировать концентрации метаболитов в регенерируемом диализирующем растворе при искусствен-

ном очищении организма пациента носимым аппаратом «искусственная почка». Предлагаемые для этого зависимости были апробированы и подтвердили свою применимость на четырех активированных углях (Каусорб-212, WTD 816, ФАС и 607С). Кроме того, данный подход позволяет прогнозировать динамику метаболитов в многокомпонентных растворах. Этот подход может использоваться и для оценки времени замены сорбционных колонок в носимом аппарате «искусственная почка».

Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации (соглашение № 14.578.21.0011 от 5 июня 2014 г., уникальный идентификатор проекта – RFMEFI57814X0011).

Список литературы:

1. Armignacco P., Garzotto F., Neri M., Lorenzin A., Ronco C. Wak Engineering Evolution // Blood Purification. 2015. № 39. PP. 110-114.
2. Ronco C., Fecondini L. The Vicenza Wearable Artificial Kidney for Peritoneal Dialysis (ViWAK PD) // Blood Purification. 2007. № 25. PP. 383-388.
3. Davenport A. Wearable Dialysis Devices / In: Core Concepts in Dialysis and Continuous Therapies. – US: Springer, 2016. PP. 181-188.
4. Wester M., Simonis F., Lachkar N., Wodzig W.K., Meuwissen F.J., Kooman J.P., Boer W.H., Joles J.A., Gerritsen K.G. Removal of Urea in a Wearable Dialysis Device: A Reappraisal of Electro-Oxidation // Artificial Organs. 2014. Vol. 38. № 12. PP. 998-1006.
5. Дейнека В.И., Чулков А.Н., Дейнека Л.А. Моделирование сорбционных процессов на гетерогенных поверхностях // Научные ведомости. 2010. № 3. С. 97-106.

*Николай Александрович Базаев,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
Игорь Олегович Бизюков,
студент,
кафедра биомедицинских систем,
Евгений Вадимович Стрельцов,
канд. техн. наук, инженер,
кафедра вычислительной техники,
Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,
г. Москва, г. Зеленоград,
e-mail: bazaev-na@yandex.ru*

С.Н. Корневская, Е.С. Шкатова, М.А. Магеровский, А.Н. Шуткин

Аппаратно-программный комплекс для психофизиологических исследований на базе платформы Android с AFE-интерфейсом

Аннотация

В статье рассматриваются структура и математическое обеспечение аппаратно-программного комплекса для психофизиологических исследований, предназначенного для проведения исследований в медицине и психологии для решения задач прогнозирования и диагностики ранних стадий социально значимых заболеваний, повышения надежности работы человеко-машинных систем, профессионального отбора, оценки уровня подготовки спортсменов и т. д.

При решении задач прогнозирования и ранней диагностики целого ряда социально значимых заболеваний, надежности работы человеко-машинных систем, профессионального отбора, оценки уровня подготовки спортсменов широко применяются количественные оценки функционального состояния (ФС) и функционального резерва (ФР) человека [1]-[6].

Классификация и оценка уровней ФС и ФР человека в различных научных школах и специальностях производится с помощью чисто психологических методик физиологических и психофизиологических методов [1], [3], [4], для реализации методов исследования функциональных состояний и резервов

организма и его составных частей используются специализированные приборы, приставки к ноутбукам и персональным компьютерам или универсальные средства вычислительной техники, в которых в качестве сенсоров используется штатная клавиатура [1], [3], [6].

Широкое распространение смартфонов, планшетных компьютеров и микросхем аналоговых интерфейсов AFE позволяет значительно сократить затраты на производство и стоимость аппаратуры для оценки ФС и ФР человека и проведения других психофизиологических исследований при реализации широкого спектра различных методик и методов.