

12. Wischke C., Lendlein A. Designing multifunctional polymers for cardiovascular implants // *Clinical Hemorheology and Microcirculation*. 2011. Vol. 49. № 1-4. PP. 347-355.
13. Guan Y., Wang L., Lin J., King M. Compliance Study of Endovascular Stent Grafts Incorporated with Polyester and Polyurethane Graft Materials in both Stented and Unstented Zones // *Materials*. 2016. Vol. 9. № 8. P. 658.
14. Qu R.T., Zhang Z.J., Zhang P., Liu Z.Q., Zhang Z.F. Generalized energy failure criterion // *Scientific Reports*. 2016. Vol. 6. № 1. P. 23359.

Кирилл Юрьевич Клышников,
научный сотрудник,
Мария Александровна Резцова,
мл. научный сотрудник,

Татьяна Владимировна Глушкова,
ст. научный сотрудник,
лаборатория новых биоматериалов,
Юлия Александровна Кудрявцева,
зав. отделом,
отдел экспериментальной медицины,
Евгений Андреевич Овчаренко,
канд. техн. наук, зав. лабораторией,
лаборатория новых биоматериалов,
ФГБНУ «Научно-исследовательский
институт комплексных проблем
сердечно-сосудистых заболеваний»,
г. Кемерово,
e-mail: KlyshnikovK@gmail.com

Г.А. Земченков, Г.А. Коноплев, В. Корсаков, А.И. Кузнецов,
Н.В. Рощина, О.С. Степанова, А. Фрорип

Оптико-электронный спектральный сенсор для мониторинга элиминации уремиических маркеров с низкой и средней молекулярной массой в процессе лечения гемодиализом

Аннотация

Разработана оптико-электронная спектральная система для мониторинга элиминации уремиических маркеров низкой и средней молекулярной массы в ходе лечения гемодиализом методом измерения УФ-поглощения на длинах волн 285 и 365 нм. В рамках двухпуловой модели проведен анализ кинетики выведения продуктов AGE в сравнении с общепринятыми маркерами адекватности диализа. Показано, что мониторинг оптического поглощения на длине волны 365 нм может использоваться в качестве альтернативного метода оценки адекватности гемодиализа.

Введение

Хроническая болезнь почек (ХБП) – одна из основных причин заболеваемости и смертности среди неинфекционных болезней. Порядка 10 % взрослого населения в развитых странах имеют признаки ХБП с постепенной потерей функции почек. У ряда пациентов почечная недостаточность достигает терминальной стадии, и возникает необходимость в проведении заместительной почечной терапии (ЗПТ). В настоящее время более 2,5 млн людей по всему миру получают ЗПТ, и по прогнозам их число возрастет до 5,4 млн к 2030 году [1].

Наиболее широкое распространение среди различных видов ЗПТ получил гемодиализ (ГД) – метод экстракорпоральной терапии, направленный на удаление из организма продуктов метаболизма с низкой и средней молекулярной массой, а также избыточной жидкости. Во время процедуры ГД кровь, забираемая из артерии, и диализирующая жидкость (диализат) непрерывно циркулируют по обе стороны полупроницаемой мембраны диализатора в аппарате «искусственная почка». Через поры мембраны из крови пациента в диализирующий раствор диффундируют малые и средние молекулы, в то время как форменные элементы и вещества с высоким молекулярным весом (белки, нуклеиновые кислоты) возвращаются в вену пациента. Оттекающий диализат, содержащий удаленные уремиические токсины, поступает в выходную магистраль диализного аппарата и утилизируется. Обычно процедура проводится три раза в неделю в течение 3...5 ч [2].

Общепринятым количественным критерием эффективности (дозы) ГД является фракционный клиренс мочевины (Kt/V) [3], вычисляемый по результатам определения концентрации мочевины в пробах крови больного, полученных до и через 30...60 мин после процедуры. По экономическим и практическим соображениям в рутинной клинической практике определение Kt/V лабораторными методами для каждого сеанса ГД нецелесообразно, обычно это делают не чаще 1...2 раз в

месяц [3]. Кроме того, по данным ряда исследований, Kt/V не всегда точно отражает объем удаленных из организма токсинов, что приводит к необходимости создания методов и устройств для непрерывного контроля изменения состава жидких биологических сред организма в процессе проведения ГД [3], [4].

Было разработано несколько методов и приборных решений, в основе которых лежит онлайн-мониторинг концентрации уремиических токсинов (маркеров) в оттекающем диализате. В частности, это электрохимические системы, измеряющие концентрации аммония, образующегося при расщеплении мочевины уреазой [5], и кондуктометрические датчики, определяющие соотношения натрия и мочевины [6]. Наибольшее распространение получили оптические методы, основанные на проточном измерении спектрального пропускания диализата в ультрафиолетовой (УФ) области 240...300 нм, где расположены полосы характеристического поглощения многих продуктов метаболизма, в первую очередь креатинина и мочевины [7]-[10].

После разработки и введения в клиническую практику диализаторов с более высокой проницаемостью было показано, что активное удаление уремиических токсинов средней молекулярной массы и связанных с белками токсинов значительно улучшает выживаемость пациентов с ХБП [11], [12] и клиренс («классических») низкомолекулярных уремиических токсинов (мочевина, креатинин, мочевиная кислота) не в полной мере характеризует эффективность ГД [13]. В качестве альтернативных уремиических маркеров предлагается использовать такие вещества, как β -2 микроглобулин, цистатин С, эндотелин-1, натрийуретические пептиды, конечные продукты гликирования (AGE) и ряд других [10], [14]-[16]. В настоящем исследовании основное внимание уделяется продуктам AGE, концентрация которых в плазме пациентов с ХБП заметно повышена как из-за увеличения скорости, так и из-за нарушения их экскреции. Накопление в крови и тканях AGE оказывает не-

гативное влияние на общее состояние здоровья людей с нарушенной почечной функцией [17], [18].

Целью данной работы является разработка и исследование оптико-электронной системы мониторинга элиминации низкомолекулярных и среднимолекулярных уремических маркеров в процессе ГД, основанной на непрерывном измерении оптического поглощения оттекающего диализата на двух длинах волн в УФ-области спектра, соответствующих полосам характеристического поглощения мочевой кислоты и продуктов AGE, а также сравнение кинетики элиминации данных уремических маркеров в рамках двухпуловой модели.

Оптико-спектральный сенсор и метод исследования

Оптический модуль сенсора состоит из узкополосных (FWHM ~ 12 нм) УФ-светодиодов со встроенными кварцевыми фокусирующими линзами, излучающих на длинах волн 285 и 365 нм, проточных кварцевых кювет и видимо слепых фотоприемников (рис. 1). Рабочие длины волн светодиодов выбраны в соответствии с положением полос поглощения мочевой кислоты 270...290 нм [8] и продуктов AGE 360...370 нм [19]. Толщина кюветы датчика, работающего на длине волны 285 нм, составляет 8 мм, на длине волны 365 нм – 50 мм. Необходимость использования двух кювет обусловлена тем, что AGE имеют относительно слабое поглощение ($k \approx 0,1 \text{ см}^{-1}$) по сравнению с мочевой кислотой. Датчики для измерения спектрального пропускания на обеих рабочих длинах волн последовательно подключаются к выходной магистрали аппарата «искусственная почка».

Светодиоды питаются от импульсного тока со сдвигом фазы с периодом в несколько сотен микросекунд, выходной сигнал фотоприемника при облучении и темновой сигнал измеряются непрерывно. Для достижения фотометрической точности 0,01 Abs и отношения сигнал/шум 200 : 1 необходимо записать и усреднить до 100 сигналов уровней света и темноты. Электронный модуль на основе микроконтроллера осуществляет управление режимом работы датчиков (временное разрешение, рабочий ток светодиодов, коэффициент усиления предусилителя), регистрацию и первоначальную обработку сигналов на выходе фотоприемников. Через USB-интерфейс данные направляются на персональный компьютер (ПК), оснащенный специализированным программным обеспечением «HD Monitor 3.0».

Перед началом сеанса ГД осуществляется регистрация опорного сигнала (100%-ное пропускание), при этом в диализной магистрали циркулирует чистый диализат. В процессе мониторинга каждые 30 секунд измеряются сигналы на выходе фотоприемников, фиксируется текущее время и вычисляется пропускание оттекающего диализата на рабочих длинах волн. Для каждого сеанса ГД формируется отчет в виде текстового файла, содержащий продолжительность сеанса, иден-

тификатор пациента и таблицу значений «время – коэффициент пропускания».

После получения и обработки спектральных данных дальнейшая оценка эффективности удаления продуктов метаболизма может проводиться с использованием различных математических моделей кинетики элиминации уремических маркеров. В частности, в ряде работ [7], [20], [21] было установлено, что существует корреляционная связь между оптической плотностью оттекающего диализата на длине волны 285 нм и концентрацией мочевины. В этом случае регистрируемая оптическим датчиком временная зависимость оптической плотности диализата $A(t)$ с точностью до коэффициента пропорциональности может считаться эквивалентной временной зависимости концентрации мочевины $C(t)$, которая может быть аппроксимирована экспонентой в соответствии с однопуловой кинетической моделью:

$$C(t) = C_0 \exp(-t / \tau), \quad (1)$$

где C_0 – начальная концентрация мочевины; $\tau = K/V$ – постоянная времени, характеризующая перенос уремических маркеров через диализную мембрану; K – клиренс диализатора; V – объем распределения мочевины. Постоянная времени τ позволяет в реальном времени вычислить дозу диализа Kt/V , значение которой может быть скорректировано на объем ультрафильтрации и скорость генерации мочевины по формулам Даугирдаса [20].

По мнению многих исследователей, наиболее точной является двухпуловая модель кинетики мочевины [22], [23], которая с некоторыми ограничениями может быть применена и к другим уремическим маркерам, таким как креатинин, мочевая кислота, цистатин C, AGE, β -2-микроглобулин и т. д. Согласно этой модели, зависимость концентрации мочевины от времени в процессе ГД принимает следующий вид (в приближении постоянного объема распределения) [23]:

$$C(t) = C_1 \exp(-t / \tau_1) + C_2 \exp(-t / \tau_2) + C_3, \quad (2)$$

где τ_1 – постоянная времени, характеризующая перенос уремических маркеров через диализную мембрану («медленная» экспонента); τ_2 – постоянная времени, характеризующая перенос веществ через внутренние мембраны организма («быстрая» экспонента); C_1, C_2, C_3 – константы. В данном исследовании для дальнейшего анализа временных профилей поглощения оттекающего диализата на обеих рабочих длинах волн применялась двухпуловая модель.

Результаты

При помощи разработанного сенсора проводился мониторинг оптического поглощения оттекающего диализата на длинах волн 285 и 365 нм. Для каждого пациента измерения повторялись максимально возможное количество раз. Аппроксимация была успешно выполнена для 122 сеансов ГД в

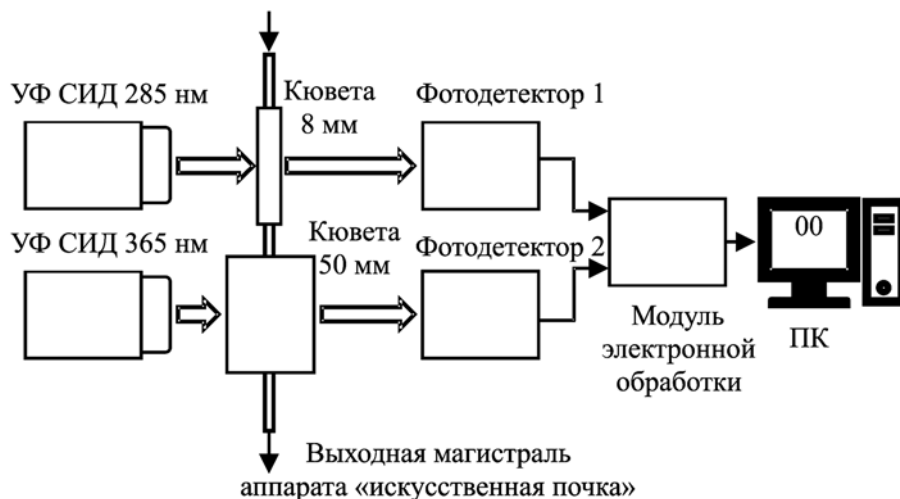


Рис. 1. Схематическое изображение оптико-спектрального сенсора для мониторинга ГД

группе из 22 пациентов. В качестве примера на рис. 2 представлены временные зависимости пропускания оттекающего диализата на рабочих длинах волн 285 и 365 нм, измеренные в ходе 6 сеансов ГД для двух пациентов. Из представленных кривых видно, что индивидуальный характер динамики изменения пропускания диализата сохраняется для каждого пациента от сеанса к сеансу. Забор проб диализной жидкости и их анализ стандартными биохимическими методами в рамках текущего исследования не осуществлялись, однако ранее авторами была доказана устойчивая связь между концентрацией мочевой кислоты и продуктов AGE и поглощением на длинах волн 285 и 365 нм соответственно [8], [9], [19], [24], [25].

Временные зависимости спектрального пропускания были пересчитаны в поглощение в соответствии с законом Бугера-Ламберта-Бера. Так как абсолютный уровень поглощения на длине волны 365 нм всегда существенно ниже, чем на длине волны 285 нм, для сравнения кинетики выведения мочевой кислоты и AGE данные были нормированы по максимальным значениям в начале процедуры.

Полученные временные зависимости нормированного оптического поглощения на длинах волн 285 и 365 нм были аппроксимированы суммой двух экспонент в соответствии с выражением (2), аппроксимация проводилась в программной среде «Mathcad» по методу Левенберга-Марквардта. На обе-

Таблица 1

Средние значения и значения стандартного отклонения параметров двухпуловой модели для 6 пациентов

Номер пациента		1	2	3	4	5	6
Число сеансов		9	18	29	10	12	17
$C_1 \pm \Delta C_1$	285 нм	$0,72 \pm 0,04$	$0,64 \pm 0,05$	$0,68 \pm 0,04$	$0,58 \pm 0,05$	$0,72 \pm 0,05$	$0,68 \pm 0,05$
	365 нм	$0,66 \pm 0,04$	$0,52 \pm 0,07$	$0,61 \pm 0,04$	$0,44 \pm 0,04$	$0,60 \pm 0,07$	$0,52 \pm 0,05$
$C_2 \pm \Delta C_2$	285 нм	$0,16 \pm 0,04$	$0,23 \pm 0,04$	$0,14 \pm 0,04$	$0,25 \pm 0,03$	$0,17 \pm 0,04$	$0,19 \pm 0,03$
	365 нм	$0,14 \pm 0,02$	$0,23 \pm 0,06$	$0,15 \pm 0,04$	$0,26 \pm 0,04$	$0,21 \pm 0,04$	$0,18 \pm 0,03$
$C_3 \pm \Delta C_3$	285 нм	$0,13 \pm 0,02$	$0,11 \pm 0,03$	$0,17 \pm 0,02$	$0,15 \pm 0,04$	$0,10 \pm 0,06$	$0,13 \pm 0,04$
	365 нм	$0,20 \pm 0,02$	$0,24 \pm 0,04$	$0,26 \pm 0,04$	$0,29 \pm 0,04$	$0,17 \pm 0,06$	$0,31 \pm 0,05$
$\tau_1 \pm \Delta D_1$	285 нм	141 ± 14	126 ± 20	140 ± 12	132 ± 41	204 ± 44	155 ± 23
	365 нм	129 ± 9	118 ± 27	158 ± 36	111 ± 21	209 ± 48	135 ± 21
$\tau_2 \pm \Delta D_2$	285 нм	16 ± 11	16 ± 5	10 ± 5	16 ± 3	14 ± 6	10 ± 4
	365 нм	11 ± 6	17 ± 9	9 ± 4	13 ± 3	17 ± 6	11 ± 5

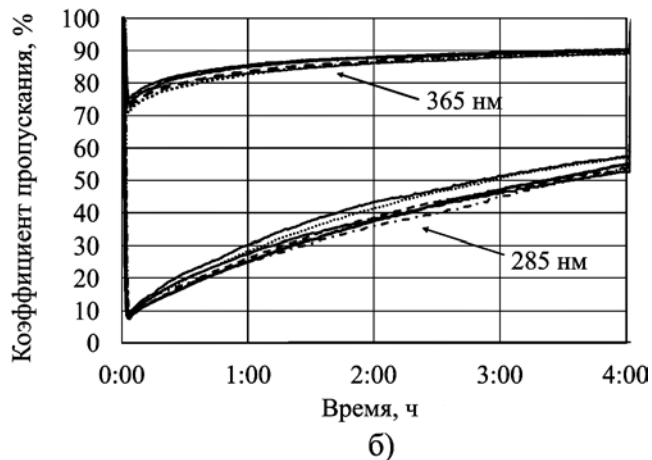
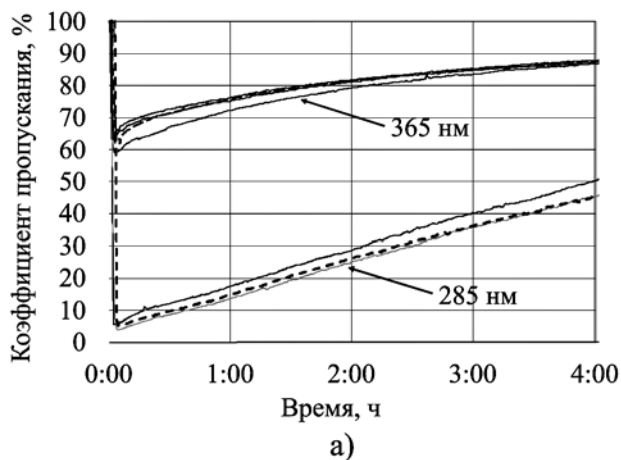


Рис. 2. Временные зависимости пропускания оттекающего диализата на длинах волн 285 и 365 нм, измеренные в ходе 6 сеансов ГД для пациента С. (а) и пациента К. (б)

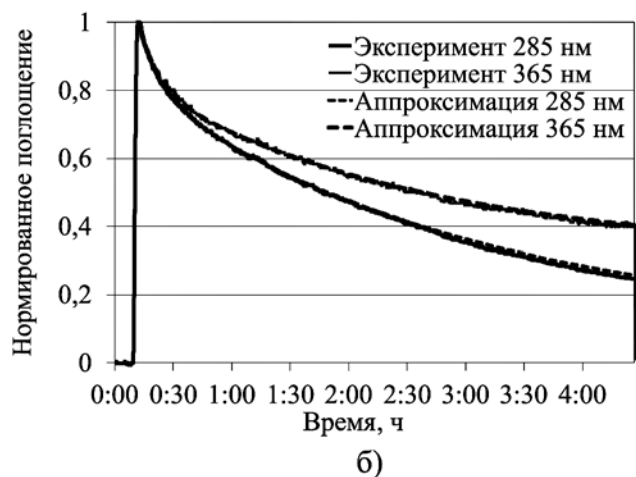
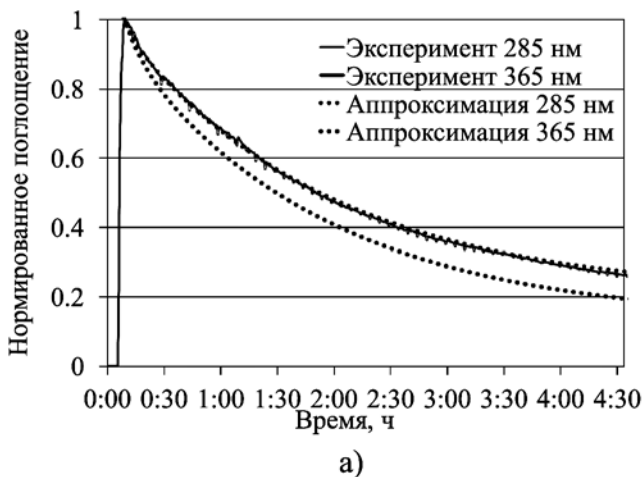


Рис. 3. Нормированное поглощение оттекающего диализата на длинах волн 285 и 365 нм (экспериментальные данные и результат аппроксимации) для пациента С. (а) и пациента К. (б)

их длинах волн аппроксимированные кривые хорошо согласуются с экспериментальными данными (рис. 3). Для большинства сеансов кривая поглощения на 365 нм лежит немного выше, чем кривая на 285 нм, что отражает более медленное выведение среднемолекулярных токсинов (AGE) по сравнению с низкомолекулярными (мочевая кислота).

В ходе аппроксимации временных зависимостей поглощения для всех сеансов ГД оценивались константы C_1 , C_2 , C_3 и постоянные времена τ_1 и τ_2 для «медленной» и «быстрой» экспонент соответственно. Данные усреднялись по нескольким сеансам, если для одного и того же пациента измерения проводились неоднократно. В табл. 1 приведены средние значения и стандартные отклонения C_1 , C_2 , C_3 , τ_1 и τ_2 для пациентов, представленных выборкой более 9 сеансов как наиболее репрезентативные.

Указанные параметры значительно различаются от пациента к пациенту, что объясняется индивидуальными особенностями накопления и последующего выведения токсинов. Существенный разброс параметров τ_1 и τ_2 от сеанса к сеансу для каждого пациента объясняется влиянием множества факторов: продолжительностью интервала между сеансами, особенностями диеты, режимом физической нагрузки, изменением уровня сахара в крови и др. Средние значения обеих постоянных времени (по 122 сеансам для 22 пациентов) на длине волны 365 нм немного ниже, чем на длине волны 285 нм, однако для отдельно взятых пациентов соотношение может быть обратным; данные величины коррелируют между собой: коэффициент корреляции для τ_1 на длинах волн 285 и 365 нм составляет 0,55, для τ_2 – 0,73. Меньшие значения постоянных времени на длине волны 365 нм при визуально более медленном характере кривой элиминации (рис. 3) предположительно обусловлены частичным связыванием AGE с белками крови [16], что сопровождается сравнительно быстрым выведением свободных AGE и медленным выведением связанных.

Среди прочего, найденные по данным мониторинга параметры двухпуловой модели дают потенциальную возможность оценки величины обратного скачка концентрации уремических токсинов после завершения диализа. Данное явление не описывается в рамках однопуловой модели и связано с установлением равновесия между кровью и межклеточной жидкостью. Математические методы и подходы, необходимые для такой оценки, детально рассмотрены в работе [23]. Решение данной задачи является предметом самостоятельного исследования и выходит за рамки настоящей статьи.

Заключение

Полученные результаты свидетельствуют о том, что кинетика выведения среднемолекулярных продуктов AGE в процессе ГД, оцененная методом мониторинга УФ-поглощения оттекающего диализата на длине волны 365 нм, в целом подобна кинетике низкомолекулярных маркеров адекватности диализа, оцениваемой по общепринятой методике на длине волны 285 нм. Наблюдаемые различия в параметрах двухпуловой модели элиминации маркеров уремии могут быть обусловлены меньшей проницаемостью мембран для AGE по сравнению с мочевой кислотой и другими низкомолекулярными веществами, а также способностью AGE частично связываться с белками. Полноценная интерпретация данных параметров и их индивидуальных различий требует проведения более глубокого исследования с участием больших групп пациентов и тщательным анализом клинических данных.

Таким образом, мониторинг оптического поглощения на длине волны 365 нм может быть использован в качестве альтернативного метода для оценки адекватности ГД с учетом некоторых различий в параметрах двухпуловой модели для продуктов AGE и общепринятых маркеров адекватности диализа, при этом дополнительные преимущества и недостатки данного подхода с клинической точки зрения еще предстоит установить.

В завершение следует отметить, что оптический мониторинг является чрезвычайно эффективным неинвазивным ин-

струментом исследования кинетики элиминации уремических маркеров, так как позволяет регистрировать временные профили концентрации в процессе гемодиализа в режиме онлайн, не прибегая к утомительному для медицинского персонала и нежелательному для больного забору многочисленных проб крови.

Авторы выражают благодарность врачам и медсестрам диализного центра № 1000 «Б.Браун Авитум Русланд Клиник». Работа выполнена при поддержке Фонда содействия развитию малых форм предприятий в научно-технической сфере.

Список литературы:

1. Bikbov B. et al. Global, regional, and national burden of chronic kidney disease, 1990-2017: A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study // *The Lancet*. 2017. Vol. 395. Iss. 10225. PP. 709-733.
2. Hörl W.H., Koch K.-M., Lindsay R.M., Ronco C., Winchester J.F. Replacement of Renal Function by Dialysis, 5th ed. – Netherlands: Springer, 2004. PP. 73-95.
3. KDOQI Clinical Practice Guideline for Hemodialysis Adequacy: 2015 Update // *American Journal of Kidney Diseases*. 2015. Vol. 66. № 5. PP. 884-930.
4. Daugirdas J.T., Tattersall J.E. Automated monitoring of hemodialysis adequacy by dialysis machines: Potential benefits to patients and cost savings // *Kidney Int*. 2010. Vol. 78. Iss. 9. PP. 833-835.
5. Keshaviah P.R., Ebben J.P., Emerson P.F. On-line monitoring of the delivery of the hemodialysis prescription // *Pediatric Nephrology*. 1995. Vol. 9. Suppl. 1. P. S2.
6. Aslam S., Saggi S.J., Salifu M., Kossmann R.J. Online measurement of hemodialysis adequacy using effective ionic dialysance of sodium – A review of its principles, applications, benefits, and risks // *Hemodialysis international*. 2018. Vol. 22. № 4. PP. 425-434.
7. Castellarnau A., Werner M., Gunthner R., Jakob M. Real-time Kt/V determination by ultraviolet absorbance in spent dialysate: Technique validation // *Kidney Int*. 2010. Vol. 78. PP. 920-925.
8. Vasilevsky A.M. et al. Dual-Wavelength Optoelectronic Sensor for Monitoring Uric Acid Concentration in Dialysate // *Biomedical Engineering*. 2015. Vol. 49. № 3. PP. 125-128.
9. Konoplev G.A., Stepanova O.S., Zemchenkov G.A., Frorip A. Optical spectral sensor for the assessment of uric acid kinetics during hemodialysis treatment // *Journal of Physics: Conference Series*. 2019. Vol. 1410.
10. Lauri K. et al. Removal of Urea, β_2 -Microglobulin, and Indoxyl Sulfate Assessed by Absorbance and Fluorescence in the Spent Dialysate During Hemodialysis // *ASAIO Journal*. Vol. 201966. № 6. PP. 698-705.
11. Vanholder R., Pletinck A., Schepers E., Glorieux G. Biochemical and Clinical Impact of Organic Uremic Retention Solutes: A Comprehensive Update // *Toxins*. 2018. Vol. 10. P. 33.
12. Clark W.R., Dehghani N.L., Narsimhan V., Ronco C. Uremic Toxins and their Relation to Dialysis Efficacy // *Blood Purif*. 2019. Vol. 48. PP. 299-314.
13. Davenport A. Moving beyond small solute clearance: What evidence is there for more permeable dialyzers and haemodiafiltration? // *Hemodialysis International*. 2018. Vol. 22. Suppl. 2. PP. S24-S28.
14. Maheshwari K.U., Santhi S., Malar R.J. Cystatin C. An alternative dialysis adequacy marker in high flux hemodialysis // *Indian Journal of Nephrology*. 2015. Vol. 25. PP. 143-145.
15. Uhlin F., Holmar J., Yngman-Uhlin P., Fernstrom A., Fridolin I. Optical Estimation of Beta 2 Microglobulin during Hemodiafiltration – Does It Work? // *Blood Purification*. Vol. 201540. № 2. PP. 113-119.
16. Papanastasiou P. et al. Immunological quantification of advanced glycosylation end-products in the serum of patients on hemodialysis or CAPD // *Kidney Int*. 1994. Vol. 46. PP. 216-222.

17. *Stinghen A.E.M., Massy Z.A., Vlassara H., Striker G.E., Boullier A.* Uremic Toxicity of Advanced Glycation End Products in CKD // *Journal of the American Society of Nephrology: JASN.* 2016. Vol. 27. № 2. PP. 354-370.
18. *Jiang J., Zhang Y., Chen J. et al.* Serum and Tissue Levels of Advanced Glycation End Products and Risk of Mortality in Patients on Maintenance Hemodialysis // *American Journal of Nephrology.* 2021. Vol. 52. № 1. PP. 8-16.
19. *Kuznetsov A. et al.* Multimode monitoring of AGE excretion in hemodialysis // *Nephrology Dialysis Transplantation.* 2016. Vol. 1. Suppl. 1. PP. 1500-1501.
20. *Fridolin I., Karai D., Kostin S., Ubar R.* Accurate Dialysis Dose Evaluation and Extrapolation Algorithms During Online Optical Dialysis Monitoring // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* 2012. Vol. 60. № 5. PP. 1371-1377.
21. *Uhlir F., Fridolin I., Magnusson M., Lindberg L.-G.* Dialysis dose (Kt/V) and clearance variation sensitivity using measurement of ultraviolet-absorbance (on-line), blood urea, dialysate urea and ionic dialysance // *Nephrology Dialysis Transplantation.* 2006. Vol. 21. № 8. PP. 2225-2231.
22. *Schneditz D., Fariyike B., Osheroff R., Levin N.W.* Is intercompartmental urea clearance during hemodialysis a perfusion term? A comparison of two pool urea kinetic models // *Journal of the American Society of Nephrology: JASN.* 1995. Vol. 6. № 5. PP. 1360-1370.
23. *Burgelman M., Vanholder R., Fostier H., Ringoir S.* Estimation of parameters in a two-pool urea kinetic model for hemodialysis // *Medical Engineering & Physics.* 1997. Vol. 19. № 1. PP. 69-76.
24. *Vasilevsky A.M., Konoplev G.A., Stepanova O.S., Zemchenkov A.Y., Gerasimchuk R.P., Frorip A.* Dual-wavelength method and optoelectronic sensor for online monitoring of the efficiency of dialysis treatment // *Journal of Physics: Conference Series.* 2015. Vol. 643.
25. *Kuznetsov A., Frorip A., Maiste A., Ots-Rosenberg M., Sünter A., Sablonin J., Vasil'chenko J.* Advanced glycation end products in hemodialysates as fluorescent and optical

absorption markers of patients mortality / Eighth International Conference on Advanced Optical Materials and Devices (AOMD-8). 2014. Vol. 9421.

Геннадий Александрович Земченков,
врач-нефролог,
Обособленное подразделение № 1,
ООО «Б.Браун Авитум Руссланд Клиникс»,
Георгий Асадович Коноплев,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра фотоники,
ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский
государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)»,
г. С.-Петербург,
Вадим Корсаков,
директор,
«Jeko Design OÜ»,
Артур Иванович Кузнецов,
д-р физ.-мат. наук, ст. менеджер по инновациям,
«AS Ldiamo»,
г. Тарту, Эстония,
Наталья Владимировна Рощина,
аспирант,
Оксана Сергеевна Степанова,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра фотоники,
ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский
государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)»,
г. С.-Петербург,
Александр Фрорип,
Ph.D., технический директор,
«AS Ldiamo»,
г. Тарту, Эстония,
e-mail: oksana_lopatenko@mail.ru

Н.А. Базаев, А.В. Бакланова, Б.М. Путря

Фотокаталитический метод элиминации мочевины

Аннотация

Рассмотрены различные подходы к реализации фотокаталитического метода элиминации мочевины в водных растворах. Приведены основные преимущества и недостатки фотокаталитического метода в сравнении с существующими методами регенерации диализата. Описаны возможности применения фотокаталитического метода элиминации мочевины в носимых аппаратах искусственного очищения крови.

Общие подходы к элиминации мочевины

Эффективное удаление мочевины из водных растворов является актуальной задачей в медицине искусственного очищения крови и в промышленной очистке сточных вод [1]. С решением данной задачи связан ряд технологических трудностей, таких как низкая эффективность применения сорбентов [2], электрорзатратность термических и электрохимических подходов разложения мочевины, возможное образование токсичных продуктов разложения мочевины при реализации ферментативного и фотокаталитического методов и пр. В *табл. 1* приведены достоинства и недостатки наиболее часто используемых методов элиминации мочевины. Из *таблицы* видно, что обеспечение адекватной скорости элиминации мочевины, а также стабилизация биохимического состава раствора являются наиболее трудными моментами в случае регенерации диализирующего раствора. При реализации ферментативно-

го метода интенсивное образование ионов аммония, а также дестабилизация ионного состава и водородного показателя раствора являются главными проблемами. Электрохимический метод, в зависимости от материала рабочих электродов, исходного состава диализирующей среды и режима работы электрохимической ячейки, также воздействует на состав диализата (образование гипохлорит-иона, влияние на водородный показатель раствора, влияние на концентрацию кальция, магния, хлора, осмотического агента и пр).

Потенциальным решением перечисленных технических трудностей могло бы стать комбинирование различных физико-химических методов регенерации отработанного раствора, позволяющее создать систему регенерации диализата, которая смогла бы удалять из диализата продукты жизнедеятельности организма пациента и избыток жидкости, не меняя при этом исходный состав и кислотно-основное состояние раствора.