

Новый рефрактометрический экспресс-метод на основе оптических измерений и обработки данных для диагностики болезни почек на ранней стадии

В.В. Давыдов¹, Д.С. Проводин¹, Е.В. Исупова¹, А.Д. Куркова², О.С. Везо³

¹ Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого, 195251, Россия, г. Санкт-Петербург, ул. Политехническая, д. 29;

² Санкт-Петербургский государственный университет им. проф. М. А. Бонч-Бруевича, 193232, Россия, г. Санкт-Петербург, пр. Большевиков, д. 22, кор. 1;

³ Санкт-Петербургский государственный университет, 199034, Россия, г. Санкт-Петербург, Университетская наб, д. 7–9

Аннотация

Обоснована необходимость разработки нового надежного и простого в реализации метода экспресс-контроля состояния биологических растворов в реальном времени для решения различных задач в медицине, биологии и смежных с ними областях. Разработан новый метод для определения параметров биологических растворов с использованием оптических и рефрактометрических измерений и новой методики обработки данных. На примере экспресс-контроля состояния пробы мочи человека рассмотрен принцип работы нового метода. По измеренным значениям показателя преломления n на разных длинах волн лазерного излучения и с использованием полученных нами градуировочных коэффициентов в пробе определяются плотность, осмолярность, размер белковых соединений и концентрация твердых частиц. Подтверждена возможность использования разработанного метода для достоверного определения этих четырех параметров по измеренным значениям n в диапазоне температуры от 15 до 32 °С. Это позволяет получить дополнительные данные для определения градуировочных коэффициентов, что обеспечивает определение плотности, осмолярности, размера белковых соединений и концентрации твердых частиц с погрешностью менее 0,5 % по измеренным значениям n на четырех длинах волн лазерного излучения с использованием только одного прибора (рефрактометра). В промышленных приборах для экспресс-контроля осмолярности и плотности точность измерения меньше, остальные два параметра измеряются только с использованием лабораторных приборов. Для реализации нового метода была модернизирована конструкция рефрактометра, работающего на явлении полного внутреннего отражения, и разработана экспериментальная установка на основе гониометра. Представлены результаты исследования образцов мочи в экспресс-режиме.

Ключевые слова: оптический метод, лазерное излучение, рефракция, длина волны, биологические растворы, экспресс-контроль, показатель преломления, проба, концентрация, погрешность измерения.

Цитирование: Давыдов, В.В. Новый рефрактометрический экспресс-метод на основе оптических измерений и обработки данных для диагностики болезни почек на ранней стадии / В.В. Давыдов, Д.С. Проводин, Е.В. Исупова, А.Д. Куркова, О.С. Везо // Компьютерная оптика. – 2025. – Т. 49, № 4. – С. 580-588. – DOI: 10.18287/2412-6179-CO-1565.

Citation: Davydov VV, Provodin DS, Isupova EV, Kurkova AD, Vezo OS. A new rapid refractive method based on optical measurements and data processing for the early diagnosis of kidney disease. Computer Optics 2025; 49(4): 580-588. DOI: 10.18287/2412-6179-CO-1565.

Введение

В современном мире по различным причинам у людей прогрессирует ряд заболеваний, среди которых одно из первых мест занимают заболевания почек [1, 2]. Для их выявления и контроля состояния почек при проведении курса лечения разработаны различные методы и способы, включая оптические, а также приборы для их реализации, которые измеряют параметры биологических растворов [3–7]. В условиях больниц и крупных медицинских центров все надежно работает и позволяет получать достоверные ре-

зультаты. Проблема заключается в том, что при увеличении числа пациентов и количества проб для анализа ресурса данного оборудования не хватает, как и персонала, который его обслуживает. Кроме того, в малых городах, поселках и сельской местности, где возможности медицинского учреждения ограничены, эксплуатация данного оборудования, которое также сложно в обслуживании, создаст много проблем. В этих учреждениях в основном применяются простые в эксплуатации методы и устройства экспресс-контроля для измерения параметров мочи человека (например, тест-полоски, урометр измерения плотно-

сти мочи или переносной осмометр). В поликлиниках крупных городов (например, Санкт-Петербург) при большой загрузке также переходят на использование этих средств.

Эти методы и приборы имеют ряд недостатков, которые приводят к большой погрешности измерения, что снижает достоверность выводов о состоянии почек по полученным результатам. Например, метод диагностики с использованием тест-полосок, принцип работы которых основан на ионном обмене между полиэлектролитом и ионами мочи, очень часто дает высокую погрешность при измерении. Наибольшее применение в Российской Федерации (в амбулаторных медицинских пунктах, районных поликлиниках различных городов, небольших больницах и прочих) получил метод на основе измерения плотности мочи ρ_m с использованием урометра (в ряде стран мира, например, республика Беларусь, Казахстан, Узбекистан урометр также активно используется). При этом необходимо отметить, что данный метод имеет ряд недостатков: для измерений необходим относительно большой объем биологического раствора (например, мочи), нелинейность шкалы прибора, малый интервал измеряемых значений, ограниченный начальным участком шкалы, частые загрязнения наружной поверхности цилиндрического поплавка, различное влияние капиллярных сил разных измеряемых биологических растворов на погружение цилиндрического поплавка. Все это вносит большие погрешности в результат измерения плотности.

Переносной осмометр для экспресс-контроля также имеет ряд существенных недостатков при его эксплуатации. Вес порядка 7–9 кг без аккумуляторов, большая погрешность измерения – более 2–3 %, что не позволяет регистрировать небольшие отклонения.

Отмеченные недостатки при использовании этих методов измерения, а также сложности в эксплуатации приборов для их реализации создают проблемы при решении ряда важнейших задач во время диагностики состояния почек в реальном времени в экспресс-режиме. К этим задачам относятся выявление болезни почек на ранней стадии и контроль динамики изменения их состояния при проведении курса лечения за небольшие промежутки времени (несколько часов в течение суток) [7–9]. Необходимо отметить, что почти все исследования, проведенные медиками, показали, что чем раньше выявлено поражение почек, тем более эффективным и успешным будет курс лечения [1–3, 5–10].

С увеличением числа людей с поражением функции почек (причем многие пациенты с болезнью почек не чувствовали её на ранней стадии) потребность в разработке эффективных методов для экспресс-диагностики их состояния в реальном времени увеличивается.

Обоснованность использования экспресс-методов для контроля состояния проб мочи определяется еще

тем, что срок их устойчивого хранения составляет не более часа, далее в пробах начинают размножаться бактерии. После этого результаты анализа пробы мочи могут быть недостоверными, кроме анализа на сахар (но и его результат зависит от срока и условий хранения пробы). Поэтому в пробирку для взятия анализа мочи добавляют реагенты (например, борную кислоту и прочие). Люди разные, моча у пациентов существенно различается по многим показателям. Поэтому реагент может вызывать в ней различные изменения до анализа. Достоверность таких исследований в ряде случаев существенно снижается. Задачи по выявлению поражения почек на ранней стадии и оперативному контролю действия лекарств при такой подготовке пробы мочи решить крайне сложно [8–12].

Поэтому целью нашей работы является разработка нового метода контроля состояния мочи, который позволяет по результатам измерения показателей преломления в реальном времени в месте взятия пробы определять с высокой точностью плотность ρ_m , осмолярность O_s и размеры белковых соединений D_6 в реальном времени для различной температуры T , а также модернизация конструкции мобильного рефрактометра для реализации данного метода, чтобы обеспечить проведение измерения параметров пробы биологического раствора с использованием одного прибора. Мобильный рефрактометр прост в эксплуатации и обслуживании, обладает высокой точностью измерения, не требует предварительной градуировки шкалы после каждого включения [13–16].

Новый оптический экспресс-метод определения плотности, осмолярности и размера белковых соединений в моче по данным контроля её показателя преломления n на различных длинах волн лазерного излучения

При проведении экспресс-методов конденсированных сред погрешность измерения различных их параметров не должна превышать 0,5 %, для биологических растворов и медицинских суспензий это требование может быть уменьшено до 0,2–0,3 % [10, 11, 13–15, 17]. В современных конструкциях мобильных рефрактометров без проблем достигается погрешность измерения показателя преломления жидких сред менее 10^{-4} [14–16, 18–21], что полностью соответствует требованиям экспресс-контроля по точности измерений.

С учетом рассмотренных сложностей, которые возникают при эксплуатации приборов для экспресс-контроля образцов мочи, а также невысокой точности измерений плотности ρ_m и осмолярности O_s при экспресс-диагностике состояния почек и отсутствии возможности определения размера белковых соединений D_6 в месте взятия пробы нами предлагается следующее. С использованием промышленного цифрового рефрактометра Abbemat WR/MW (Anton Paar, Австрия), работающего на явлении полного внутрен-

него отражения (ПВО) [13 – 15, 22, 23], можно измерить показатель преломления мочи на трех длинах волн лазерного излучения ($\lambda_1 = 436,4$ нм, $\lambda_2 = 589,3$ нм, $\lambda_3 = 657,2$ нм) с погрешностью 0,00005 при фиксированной температуре T до 0,05 К. Далее с использованием весовых коэффициентов $K_p(\lambda_n)$ составляем следующую систему уравнений для измеренных показателей преломления:

$$\begin{aligned} n(\lambda_1) &= K_1(\lambda_1) \rho_M + K_2(\lambda_1) O_s + K_3(\lambda_1) D_6, \\ n(\lambda_2) &= K_1(\lambda_2) \rho_M + K_2(\lambda_2) O_s + K_3(\lambda_2) D_6, \\ n(\lambda_3) &= K_1(\lambda_3) \rho_M + K_2(\lambda_3) O_s + K_3(\lambda_3) D_6. \end{aligned} \quad (1)$$

С использованием промышленных приборов (ультразвуковой плотномер DMA 5000M (Anton Paar, Австрия), криоскопический медицинский осмометр OSCR-1M (Anton Paar, Австрия), спектрометр динамического светорассеяния Photocor Complex (ООО «Фотокор», Россия)) измеряются значения ρ_M , O_s и D_6 .

Анализ данных, представленных в соотношении (1), показывает, что в трех уравнениях получается 9 неизвестных коэффициентов (решить систему (1) невозможно). Поэтому предлагается провести измерения показателей преломления $n(\lambda_1)$, $n(\lambda_2)$ и $n(\lambda_3)$ при нескольких значениях температуры T . Погрешность измерения используемого рефрактометра позволяет регистрировать изменения в $n(\lambda_p)$ при изменении температуры на 1-2 и более К.

Проведенные нами исследования проб мочи с использованием спектрометра динамического светорассеяния Photocor Complex показали, что при изменении температуры T в пробе мочи в интервале от 288 до 311 К размер в ней белковых соединений D_6 изменяется несущественно, но в (1) для сохранения корректности рассмотрения эти изменения будем учитывать. Более значительные изменения при изменении T происходят в значениях ρ_M и O_s . При изменении T значения весовых коэффициентов $K_p(\lambda_n)$ в формируемом соотношении (1) не изменяются.

Анализ возможных решений из 8 полученных систем уравнений типа (1) показал, что в таком контексте измерения n на разных длинах волн дополняют и уточняют значения полученных ρ_M , O_s и D_6 (повышают точность их определения). Поэтому в статье подробно можно рассмотреть только часть предлагаемого метода для одной длины волны лазерного излучения, например, $\lambda_2 = 589,3$ нм (остальное рассмотрение будет однозначным). В этом случае для восьми значений T с интервалом изменения 2 К (288, 290, 292, 294, 296, 298, 300 и 302) запишем восемь соотношений:

$$\begin{aligned} n(\lambda_2, T_1) &= K_1(\lambda_2) \rho_M(T_1) + K_2(\lambda_2) O_s(T_1) + K_3(\lambda_2) D_6(T_1), \\ n(\lambda_2, T_2) &= K_1(\lambda_2) \rho_M(T_2) + K_2(\lambda_2) O_s(T_2) + K_3(\lambda_2) D_6(T_2), \\ n(\lambda_2, T_3) &= K_1(\lambda_2) \rho_M(T_3) + K_2(\lambda_2) O_s(T_3) + K_3(\lambda_2) D_6(T_3), \\ n(\lambda_2, T_4) &= K_1(\lambda_2) \rho_M(T_4) + K_2(\lambda_2) O_s(T_4) + K_3(\lambda_2) D_6(T_4), \\ n(\lambda_2, T_5) &= K_1(\lambda_2) \rho_M(T_5) + K_2(\lambda_2) O_s(T_5) + K_3(\lambda_2) D_6(T_5), \\ n(\lambda_2, T_6) &= K_1(\lambda_2) \rho_M(T_6) + K_2(\lambda_2) O_s(T_6) + K_3(\lambda_2) D_6(T_6), \\ n(\lambda_2, T_7) &= K_1(\lambda_2) \rho_M(T_7) + K_2(\lambda_2) O_s(T_7) + K_3(\lambda_2) D_6(T_7), \\ n(\lambda_2, T_8) &= K_1(\lambda_2) \rho_M(T_8) + K_2(\lambda_2) O_s(T_8) + K_3(\lambda_2) D_6(T_8). \end{aligned} \quad (2)$$

Анализ системы соотношений (2) для определения коэффициентов $K_p(\lambda_n)$ по измеренным значениям показателя преломления n , ρ_M , O_s и D_6 для различных значений T показывает, что в систему уравнений можно добавить минимум еще один показатель – концентрацию твердых веществ N_m в пробе мочи (ее значение можно измерять с использованием спектрофотометра SPEX SSP 705). Данный параметр также характеризует образование болезни почек на ранней стадии. Далее сократим число уравнений в (2) до четырех (решать систему из восьми уравнений для нахождения четырех параметров нецелесообразно). В этом случае систему (2) можно преобразовать в следующую:

$$\begin{aligned} n(\lambda_2, T_1) &= K_1(\lambda_2) \rho_M(T_1) + K_2(\lambda_2) O_s(T_1) + \\ &+ K_3(\lambda_2) D_6(T_1) + K_4(\lambda_2) N_1(T_1), \\ n(\lambda_2, T_2) &= K_1(\lambda_2) \rho_M(T_2) + K_2(\lambda_2) O_s(T_2) + \\ &+ K_3(\lambda_2) D_6(T_2) + K_4(\lambda_2) N_1(T_2), \\ n(\lambda_2, T_3) &= K_1(\lambda_2) \rho_M(T_3) + K_2(\lambda_2) O_s(T_3) + \\ &+ K_3(\lambda_2) D_6(T_3) + K_4(\lambda_2) N_1(T_3), \\ n(\lambda_2, T_4) &= K_1(\lambda_2) \rho_M(T_4) + K_2(\lambda_2) O_s(T_4) + \\ &+ K_3(\lambda_2) D_6(T_4) + K_4(\lambda_2) N_1(T_4). \end{aligned} \quad (3)$$

С использованием измеренных значений $n(\lambda_2, T_p)$, $\rho_M(T_p)$, $O_s(T_p)$, $D_6(T_p)$ и $N_1(T_p)$ определяются значения $K_p(\lambda_2)$ – решается система из четырех уравнений с четырьмя неизвестными. Составляется в интервале изменения T база данных по весовым коэффициентам для плотности, осмолярности, размеру белковых соединений и концентрации твердых веществ.

При эксплуатации любого рефрактометра, работающего на явлении ПВО, есть одна проблема. Очень сложно охладить исследуемую жидкую среду до температуры 293 К (для которой составляются таблицы по эталонным значениям n), если в помещении, например, $T = 298$ К и более. В процессе охлаждения на оптических элементах может образоваться конденсат и измерения прекратятся – рефрактометр надо будет разбирать. Поэтому измерения n необходимо проводить при температуре T , которая есть в помещении, где располагается прибор и проба. Поэтому для (3) необходимо для интервала температур T с шагом 1 К, используя предложенную методику, определить значения $K_p(\lambda_1)$ для соответствующих $n(\lambda_2, T_m)$, $\rho_M(T_m)$, $O_s(T_m)$, $D_6(T_m)$ и $N_1(T_m)$.

При проведении экспресс-контроля пробы мочи с использованием рефрактометра в медицинских учреждениях или амбулаторных пунктах медицинским персоналом будут измеряться только два параметра: n на соответствующей длине волны λ_n лазерного излучения и температура T_m . В такой ситуации для измеренной T_m выбирается соответствующее соотношение из (3) для различных длин волн. Проводятся измерения n на четырех длинах волн, составляется система из четырех уравнений:

$$\begin{aligned}
 n(\lambda_1, T_m) &= K_1(\lambda_1) \rho_M(T_m) + K_2(\lambda_1) O_s(T_m) + \\
 &+ K_3(\lambda_1) D_6(T_m) + K_4(\lambda_1) N_m(T_m), \\
 n(\lambda_2, T_m) &= K_1(\lambda_2) \rho_M(T_m) + K_2(\lambda_2) O_s(T_m) + \\
 &+ K_3(\lambda_2) D_6(T_m) + K_4(\lambda_2) N_m(T_m), \\
 n(\lambda_3, T_m) &= K_1(\lambda_3) \rho_M(T_m) + K_2(\lambda_3) O_s(T_m) + \\
 &+ K_3(\lambda_3) D_6(T_m) + K_4(\lambda_3) N_m(T_m), \\
 n(\lambda_4, T_m) &= K_1(\lambda_4) \rho_M(T_m) + K_2(\lambda_4) O_s(T_m) + \\
 &+ K_3(\lambda_4) D_6(T_m) + K_4(\lambda_4) N_m(T_m).
 \end{aligned}
 \tag{4}$$

Далее решается задача с однозначным определением $\rho_M(T_m)$, $O_s(T_m)$, $D_6(T_m)$ и $N_m(T_m)$ из четырех уравнений.

После объяснений работы метода можно подвести итог. Для успешной реализации нового метода по определению значений $\rho_M(T_m)$, $O_s(T_m)$, $D_6(T_m)$ и $N_m(T_m)$ на основе измерения в пробе мочи n и T (в отмеченном диапазоне её изменения) на четырех длинах волн ($\lambda_1 = 436,4$ нм, $\lambda_2 = 532,2$ нм, $\lambda_3 = 589,3$ нм, $\lambda_4 = 657,2$ нм) необходимо заранее определить с использованием соотношений в системе уравнений (3) значения весовых коэффициентов $K_p(\lambda_i)$. Таких соотношений будет 36. После этого с использованием измеренных значений $n(\lambda_1)$, $n(\lambda_2)$, $n(\lambda_3)$, $n(\lambda_4)$ для конкретного значения T с помощью четырех соотношений для $n(\lambda_n)$ однозначно определяются в реальном времени значения $\rho_M(T)$, $O_s(T)$, $D_6(T)$ и $N_m(T)$ для исследуемой пробы с погрешностью не выше 0,3 %.

Для практической реализации разработанного нами метода необходим мобильный рефрактометр с системой стабилизации температуры T исследуемой пробы до 303 К ($\pm 0,1$ К), в котором показатель преломления n жидкой среды измеряется на четырех длинах волн, например, ($\lambda_1 = 436,4$ нм, $\lambda_2 = 532,2$ нм, $\lambda_3 = 589,3$ нм, $\lambda_4 = 657,2$ нм) с погрешностью 0,00005 и менее.

Конструкция мобильного рефрактометра и экспериментальная установка для исследований проб мочи

На рис. 1 представлена структурная схема предлагаемой нами конструкции мобильного рефрактометра, в которой используются элементы конструкции СНЕЛ-105 для измерения n на четырех длинах волн лазерного излучения.

Измерения n реализуются с использованием явления ПВО. Принципиально новым элементом в конструкции мобильного рефрактометра является оптическая система формирования пространственного фронта лазерного излучения на четырех длинах волн, поступающего на верхнюю грань сапфировой треугольной призмы, на которой размещена проба мочи. На выходы оптического делителя 6 с коэффициентом деления 1 к 4 через четыре фильтра 4 (с полосой 2 нм в спектре для каждой из используемых длин волн λ) подается лазерное излучение от четырех различных полупроводниковых диодов 3 (LED). С использованием ключа 2 осуществляется управление напряжением питания лазерных диодов 3 для обеспечения

поочередной их работы. С выхода оптического делителя 6 лазерное излучение с использованием линзы 7 фокусируется на боковую грань призмы 8. Далее лазерное излучение под различными углами поступает на верхнюю грань призмы, на которой размещена исследуемая проба мочи 9. На границе двух сред (призма-моча) в отраженном излучении формируется граница свет-тень [13 – 15, 22, 23]. Изменение положения границы свет-тень от изменения n регистрируется на фотодиодной линейке S13496 (компания Hamamatsu, Япония) с использованием 4092 пикселей. Использование данного числа пикселей позволяет проводить измерения n в диапазоне от 1,25 до 1,56 с погрешностью 0,00005 и менее. По положению границы свет-тень определяется критический угол $\alpha_{кр}$ лазерного излучения, поступающего на границу сред, призма-моча. Далее с использованием разработанной ранее формулы для проточных рефрактометров на явлении ПВО [24, 25] с использованием $\alpha_{кр}$ определяется значением n :

$$n = n_n \cdot \sin(\alpha_{кр}), \tag{5}$$

где n_n – показатель преломления материала, из которого изготовлена призма.

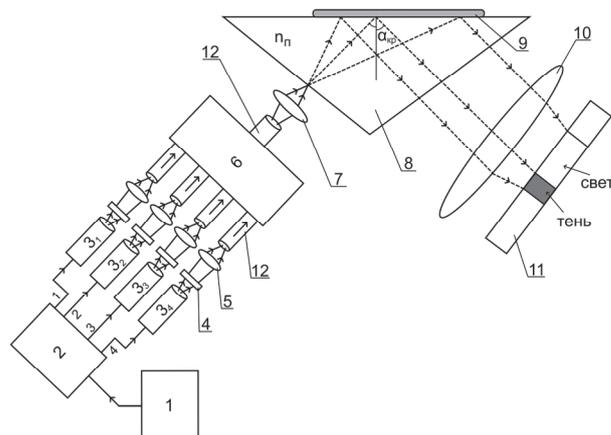


Рис. 1. Структурная схема мобильного четырехволнового рефрактометра: 1 – блок питания лазерных диодов с регулировкой напряжения; 2 – электронный ключ; 3 – полупроводниковые лазерные диоды (LED) на разные длины волн λ ; 4 – оптический узкополосный фильтр; 5 – короткофокусная макролинза; 6 – оптический делитель; 7 – короткофокусная линза; 8 – сапфировая призма специальной формы; 9 – проба исследуемой среды; 10 – широкая линза с коротким фокусом; 11 – фотодиодная линейка; 12 – оптические световоды

Далее измеренные значения $n(\lambda_n)$ и значение T , при которой они проводились, используются в (3) для определения параметров $\rho_M(T)$, $O_s(T)$, $D_6(T)$ и $N_m(T)$.

Необходимо отметить, что изготовить лабораторный макет мобильного рефрактометра с новой оптической конструкцией для исследований достаточно дорого. Поэтому нами для экспериментальной апробации нового метода в условиях научной лаборатории была разработана экспериментальная установка

(рис. 2) для измерения n на четырех длинах волн с использованием гониометра Г-5А (ЛОМО, СССР).

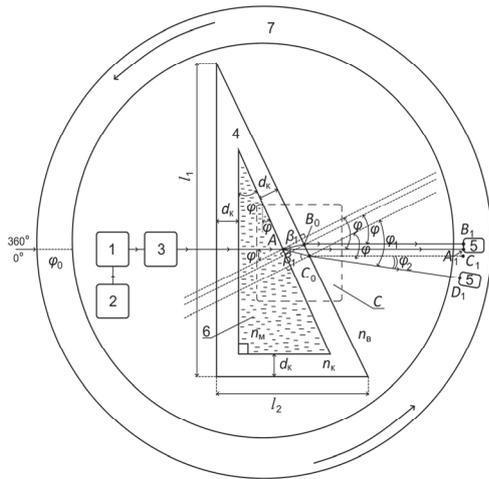


Рис. 2. Структурная схема экспериментальной установки для измерения показателя преломления n :
 1 – полупроводниковый лазер; 2 – блок питания лазера с регулировкой тока; 3 – призмный коллиматор; 4 – треугольная кювета; 5 – фотоприемник; 6 – исследуемая среда; 7 – поворотное-подвижное устройство для определения угла

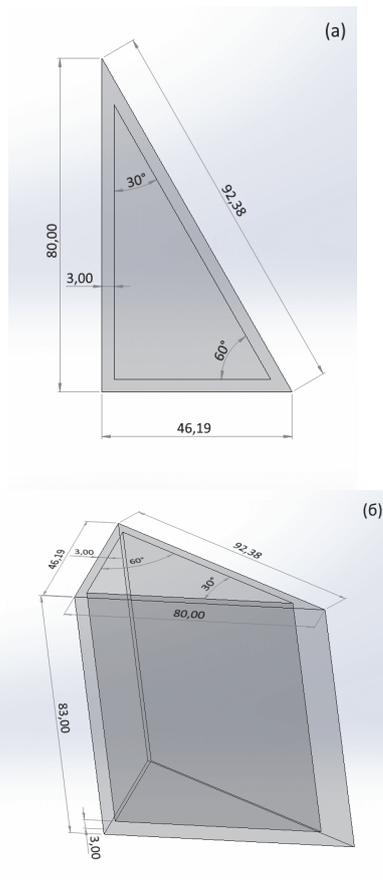


Рис. 3. 3D-модель треугольной кюветы с размерами: (а) вид сверху, (б) наглядное изображение

Разработка экспериментальной установки потребовалась также по причине того, что находящийся в

эксплуатации промышленный цифровой рефрактометр Abbemat WR/MW (компания Anton Paar, Австрия) позволяет проводить измерения $n(\lambda)$ с погрешностью измерения 0,00002 только на трех длинах волн (436,4 нм, 589,3 нм и 657,2 нм).

На рис. 3 для примера представлена конструкция одной из разработанных нами треугольных кювет. Проба мочи 6 размещается в треугольной кювете 4 (рис. 2).

На стенку кюветы 4 (рис. 2) после призмного коллиматора 3 поступает плоскопараллельный фронт лазерного излучения. Далее лазерное излучение через слой мочи поступает на грань кюветы 4, которая расположена под углом к направлению распространения фронта лазерного излучения. Угол φ треугольной кюветы (рис. 2) является углом падения лазерного излучения на стенку кюветы, где происходит преломление на границе двух сред (моча и кварц (материал, из которого изготовлена кювета)). На рис. 4 представлен фрагмент С из рис. 2.

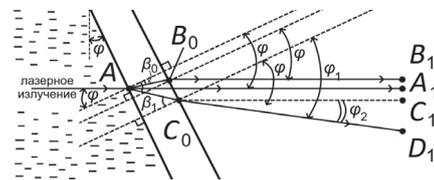


Рис. 4. Траектория движения оптической оси лазерного излучения при преломлении его на стенках кюветы и измеряемые углы φ

Рассмотрим два случая движения оптической оси лазерного излучения в стенке кюветы 4: от точки A до точки B_0 (в кювете нет исследуемой среды $n = n_0$) и от точки A до точки C_0 (кювета заполнена исследуемой средой). В первом случае после точки B_0 оптическая ось лазерного излучения сохраняет свое направление, которое было у неё до точки A . В этом случае угол между перпендикуляром к грани кюветы в точке B_0 и прямой B_0B_1 равен φ . Это позволяет определить точку отсчета для подвижного фотоприемника 5 (рис. 2) при измерении угла φ_1 (рис. 4) для определения n с использованием оптической шкалы гониометра. Во фрагменте C (рис. 4) точки A_1, B_1, C_1 и D_1 появились из рис. 2 мысленным передвижением фотоприемника по траектории оптической оси лазерного излучения, если бы оно распространялось в этом направлении.

Шкала гониометра поочередно настраивается на точки B_0 и C_0 , которые светятся на грани кюветы, с учетом расположения оптической оси лазерного излучения AA_1 , когда кювета отсутствует.

Рассмотрим траекторию движения оптической оси лазерного излучения от точки A до точки C_0 и далее до фотоприемника 5. Запишем соотношения для преломления лазерного излучения на двух границах (проба мочи-кварц (кювета изготовлена из α -кварца) и кварц-воздух):

$$\frac{\sin(\varphi)}{\sin(\beta_1)} = \frac{n_k}{n}, \tag{6}$$

$$\frac{\sin(\beta_1)}{\sin(\varphi_1)} = \frac{n_B}{n_K} \tag{7}$$

В соответствии с представленной на рис. 4 траекторией распространения оптической оси лазерного излучения угол $\varphi_1 = \varphi + \varphi_2$. В этом случае необходимо измерить угол φ_2 (рис. 2). Погрешность измерения угла в используемой конструкции гониометра Г-5А (ЛОМО, СССР) составляет $\pm 2''$ (угловые секунды). Тогда с использованием соотношений (6) и (7) для определения n получается следующее соотношение:

$$n = \frac{\sin(\varphi_1)}{\sin(\varphi)} = \frac{\sin(\varphi_2 + \varphi)}{\sin(\varphi)} = \tag{8}$$

$$= \frac{\sin(\varphi_2) \cos(\varphi) + \sin(\varphi) \cos(\varphi_2)}{\sin(\varphi)},$$

$$n = \sin(\varphi_2) \operatorname{ctg}(\varphi) + \cos(\varphi_2). \tag{9}$$

Для проверки достоверности определения n с использованием гониометрических измерений был исследован образец мочи пациента при $T = 293,1$ К с использованием лазерного излучения на $\lambda = 657,2$ нм. Проведено 10 измерений, и получено следующее значение $n = 1,3414 \pm 0,0001$. С использованием промышленного цифрового рефрактометра Abbemat WR/MW было измерено $n = 1,34139 \pm 0,00002$. Полученные значения n с использованием экспериментальной установки и промышленного рефрактометра совпали в пределах погрешности измерения.

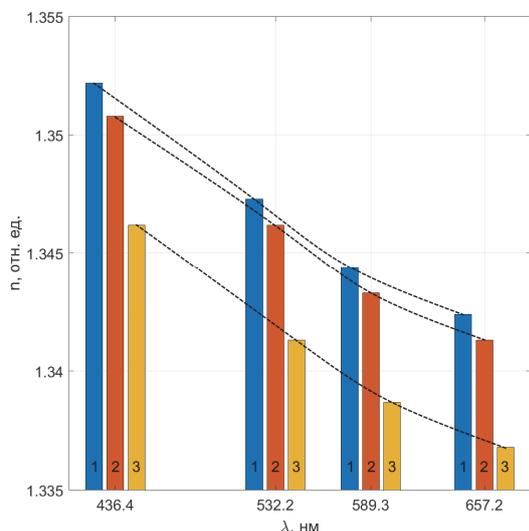


Рис. 5. Значения показателя преломления n различных модельных растворов для различных значений длины волны λ лазерного излучения

Результаты экспериментальных исследований и обсуждение

Для подтверждения обоснованности использования разработанного метода для решения задач экспресс-диагностики болезни почек на ранней стадии было проведено исследование проб модельных растворов и мочи различных пациентов.

На рис. 5 в качестве примера представлены измерения значений показателей преломления трех модельных растворов на четырех длинах волн лазерного излучения с использованием экспериментальной установки (рис. 2).

Показатели преломления $n(\lambda_n)$ этих растворов также были измерены с использованием промышленного цифрового рефрактометра Abbemat WR/MW (Anton Paar, Австрия) на трех длинах волн (436,4 нм, 589,3 нм и 657,2 нм). Результаты измерения показателей преломления совпали в пределах погрешности измерения.

В табл. 1 в качестве примера представлены результаты сравнения двух измерений. Анализ полученных данных показывает, что результаты измерений $\rho_m(T)$, $O_s(T)$, $D_b(T)$ и $N_m(T)$ совпадают в пределах погрешности измерения, что подтверждает адекватность разработанного нами метода.

Табл. 1. Результаты сравнения значений ρ_m , O_s , D_b и N_m модельных растворов, определенных по измеренным значениям $n_m(\lambda_n)$ на экспериментальной установке и измеренных на промышленных приборах

Номер модельного раствора	По измеренным значениям $n_m(\lambda_n)$			
	ρ_m , г/мл	O_s , мОсм/л	D_b , нм	N_m , % (объем)
№ 1	1,030 ± 0,005	1182 ± 6	-----	6,741 ± 0,033
№ 2	1,026 ± 0,005	1050 ± 5	-----	5,971 ± 0,029
№ 3	1,021 ± 0,005	869 ± 4	-----	4,782 ± 0,024
Номер модельного раствора	На промышленных приборах			
	ρ_m , г/мл	O_s , мОсм/л	D_b , нм	N_m , % (объем)
№ 1	1,02971 ± 0,00005	1179 ± 2	-----	6,712 ± 0,013
№ 2	1,02604 ± 0,00005	1046 ± 2	-----	5,942 ± 0,012
№ 3	1,02061 ± 0,00005	866 ± 2	-----	4,773 ± 0,010

Необходимо отметить, что при проведении измерений показателя преломления проб мочи и дальнейшем определении по ним четырех параметров ρ_m , O_s , D_b и N_m с использованием нового метода характеристики пациента неважны (за исключением возраста). Это связано с тем, что врач или медицинский работник по полученным значениям ρ_m , O_s , D_b и N_m может установить, есть поражение почек или нет (в случае граничных условий можно в ряде случаев незначительные отклонения от нормы связать с возрастными изменениями). Возраст и пол пациентов для поражения почек ничего не значат.

Важным фактором при экспресс-контроле проб мочи является их подготовка к анализу. Никакие реа-

генты при сдаче в пробу мочи не добавляются. Проведенные нами исследования показали, что пробу мочи в условиях лаборатории можно хранить перед измерениями не более часа (желательно меньше, если $T_m > 298,0$ К). Поэтому пациенты должны приходить в течение всего рабочего дня для сдачи анализа, чтобы проба мочи долго не хранилась. Можно лабораторию оснастить двумя приборами – это облегчит задачу по измерениям за определенный промежуток времени. Также для пациентов нами разработана следующая рекомендация, которую выполнили все 10 пациентов. Желательно перед сдачей мочи есть легкую пищу (овощи, каша с малым количеством сахара, фрукты, можно арбуз). Человек в большинстве случаев сам знает, какую пищу ему потреблять в этот момент. Врач или медицинский работник должен записать, когда и что ел пациент и когда последний раз пил (и что именно). Это важная информация для врача, который будет оценивать результат анализа.

На основе полученных данных о значениях $n(\lambda_m)$, T и данных о коэффициентах $K_p(\lambda_m)$ с помощью соотношений (4) были установлены значения $\rho_m(T)$, $O_s(T)$, $D_b(T)$ и $N_m(T)$, которые представлены в табл. 2.

Образцы мочи были также исследованы на промышленных приборах (ультразвуковой плотномер DMA 5000M, криоскопический медицинский осмометр OSCR-1M, спектрометр динамического светорассеяния Photocor Complex и спектрофотометр SPEX SSP 705). В табл. 2 представлены результаты сравнения измерений двумя приборами. Полученные значения $\rho_m(T)$, $O_s(T)$, $D_b(T)$ и $N_m(T)$ по результатам двух исследований совпали в пределах погрешности измерения. Это еще раз подтверждает достоверность разработанного нами метода. Кроме того, анализ полученных данных о значениях $\rho_m(T)$, $O_s(T)$, $D_b(T)$ и $N_m(T)$, представленных в табл. 3, показал, что у пациента №1 высокая вероятность наличия болезни почек на ранней стадии. У пациента №2 есть предрасположенность к началу развития болезни почек. Этим пациентам необходимо пройти клиническое обследование. У пациентов №8 и №10 подтверждена болезнь почек, которая была ранее установлена при клиническом обследовании, что еще раз показывает достоверность разработанного метода. У остальных пациентов болезни почек не выявлены.

Результаты клинического обследования двух пациентов подтвердили наличие болезни почек на ранней стадии у пациента №1 и предрасположенность к данному заболеванию у пациента №2, которому рекомендованы профилактические процедуры, а также даны советы по изменению образа жизни, чтобы не допустить начала болезни почек. Это еще раз показывает востребованность разработанного нами метода, который на 10 пробах показал результат в 100%, а также необходимость выпуска для его реализации промышленного рефрактометра, макет конструкции которого нами предложен в работе.

Табл. 2. Результаты сравнения значений ρ_m , O_s , D_b и N_m проб мочи пациентов, определенных по измеренным значениям $n(\lambda_m)$ на экспериментальной установке с измеренными на промышленных приборах при $T = 20,1 \pm 0,1$ °C

№ пробы	По измеренным значениям $n(\lambda_m)$			
	ρ_m , г/мл	O_s , мОсм/л	D_b , нм	N_m , % (объем)
№ 1	1,018±0,005	717 ± 4	139,4 ± 0,7	4,004 ± 0,020
№ 2	1,019±0,005	765 ± 4	118,3 ± 0,6	4,292 ± 0,021
№ 3	1,025±0,005	947 ± 5	102,9 ± 0,5	5,370 ± 0,0269
№ 4	1,027±0,005	1026 ± 5	93,5 ± 0,5	5,851 ± 0,030
№ 5	1,022±0,005	844 ± 4	108,7 ± 0,6	4,761 ± 0,024
№ 6	1,022±0,005	864 ± 4	110,3 ± 0,6	4,881 ± 0,024
№ 7	1,029±0,005	1107 ± 5	82,6 ± 0,4	6,303 ± 0,032
№ 8	1,013±0,005	540 ± 3	259,2 ± 1,3	2,946 ± 0,015
№ 9	1,031±0,005	1188 ± 5	78,4 ± 0,4	5,989 ± 0,030
№ 10	1,023±0,005	875 ± 4	227,6 ± 1,2	4,943 ± 0,025
№ пробы	На промышленных приборах			
	ρ_m , г/мл	O_s , мОсм/л	D_b , нм	N_m , % (объем)
№ 1	1,01712±0,00005	714 ± 2	136,2 ± 0,7	3,971 ± 0,008
№ 2	1,01853±0,00005	762 ± 2	115,4 ± 0,6	4,261 ± 0,008
№ 3	1,02351±0,00005	943 ± 2	100,1 ± 0,5	5,332 ± 0,011
№ 4	1,02562±0,00005	1022 ± 2	90,9 ± 0,4	5,816 ± 0,012
№ 5	1,02073±0,00005	841 ± 2	105,8 ± 0,6	4,733 ± 0,009
№ 6	1,02123±0,00005	861 ± 2	107,1 ± 0,6	4,854 ± 0,009
№ 7	1,02782±0,00005	1103 ± 2	80,8 ± 0,4	6,262 ± 0,013
№ 8	1,01212±0,00005	537 ± 2	255,1 ± 1,3	2,922 ± 0,007
№ 9	1,03002±0,00005	1184 ± 2	76,2 ± 0,4	5,941 ± 0,012
№ 10	1,02152±0,00005	872 ± 2	223,7 ± 1,2	4,912 ± 0,010

Заключение

Проведенные исследования проб мочи пациентов на основе измерения n с использованием различных длин волн лазерного излучения и данных о коэффициентах $K_p(\lambda_p)$ показали обоснованность применения разработанного нового метода и соотношений для определения $\rho_m(T)$, $O_s(T)$, $D_b(T)$ и $N_m(T)$ при решении

задач экспресс-контроля состояния почек в реальном времени.

Необходимо отметить, что контроль состояния почек осуществляется также с использованием других оптических методов [26, 27], как с использованием пробы мочи, так и других параметров с применением рамановской спектроскопии.

В работе [27], если используется малогабаритный рамановский спектрометр, можно метод контроля состояния кожи человека связать с изменениями в почках и определять наличие заболеваний в них. Но с учетом того, что на состояние кожи влияют и заболевания других органов человек, болезнь почек на ранней стадии определить с использованием данного метода достаточно сложно, как и контролировать эффективность действия лекарств при лечении болезни почек.

Разработанный нами метод с использованием для экспресс-контроля мобильного многоволнового рефрактометра более прост в эксплуатации. Используется моча, результатам анализа которой доверяют врачи. Высокая точность измерения показателя преломления 0,00005 с использованием мобильного рефрактометра. Высокая достоверность результатов диагностики (было исследовано 116 проб различных пациентов, только в одном случае была допущена ошибка при установлении диагноза по результатам измерений). При этом стоит отметить, пациент не выполнил рекомендации по питанию и водному балансу перед сдачей пробы мочи. Достоверность близка к 100 %.

Проведенные эксперименты и анализ полученных данных показали, что применение разработанного нами метода измерения n с использованием треугольной кюветы специальной формы с прямым углом позволяет обеспечить ряд преимуществ при продолжительных исследованиях большого числа проб различных биологических растворов в лаборатории по сравнению с применением многоволнового рефрактометра. Одно из наиболее важных из них связано с тем, что, изменяя угол φ (используя различные конструкции кювет), можно обеспечить измерения n в более широком диапазоне её изменения от различных факторов, чем в многоволновом рефрактометре. Это связано с тем, что при использовании кюветы можно визуально установить момент полного внутреннего отражения всех лучей на границе двух сред и поменять кювету для проведения измерений, в многоволновых рефрактометрах процесс отражения лазерного излучения не виден.

Благодарности

Исследование проводилось с использованием оборудования «Центра диагностики функциональных материалов для медицины, фармакологии и наноэлектроники» Научного парка СПбГУ в рамках проекта 125021702335-5.

References

- [1] Biggeri A, Stoppa G, Facciolo L, Fin G, Mancini S, Manno V, Minelli G, Zamagni F, Zamboni M, Catelan D, Buchi L. All-cause, cardiovascular disease and cancer mortality in the population of a large Italian area contaminated by perfluoroalkyl and polyfluoroalkyl substances (1980–2018). *Environ Health* 2024; 23(1): 42-51. DOI: 10.1186/s12940-024-01074-2.
- [2] Oliveira B, Teixeira B, Magalhães M, Fraga A, Vinagre N, Cavadas V. Extracorporeal shock wave lithotripsy: retrospective study on possible predictors of treatment success and revisiting the role of non-contrast-enhanced computer tomography in kidney and ureteral stone disease. *Urolithiasis* 2024; 52(1): 65-79. DOI: 10.1007/s00240-024-01570-7.
- [3] Iakovleva AV, Verlov NA, Zaleskiy MG, Landa SB, Shapovalov VV, Emanuel VL. Pathogenic role of post-translational isoforms of Uromodulin. *Biophysics* 2023; 68(3): 489-494. DOI: 10.1134/S0006350923030247.
- [4] Davydov VV, Moroz AV, Myazin NS, Makeev SS, Dukin VI. Peculiarities of registration of the nuclear magnetic resonance spectrum of a condensed medium during express control of its state. *Opt Spectrosc* 2020; 128(10): 1678-1685. DOI: 10.1134/S0030400X20100082.
- [5] Mielke N, Barghouth MH, Fietz A-K, Villain C, Bothe T, Ebert N, Schaeffner E. Effect modification of polypharmacy on incident frailty by chronic kidney disease in older adults. *BMC Geriatrics* 2024; 24(1): 335-348. DOI: 10.1186/s12877-024-04887-5.
- [6] Marusina MYa, Karaseva EA. Application of fractal analysis for estimation of structural changes of tissues on MRI images. *Russ Electron J Radiol* 2018; 8(3): 107-112. DOI: 10.21569/2222-7415-2018-8-3-107-112.
- [7] Hong H, He Y, Gong Z, Feng J, Qu Y. The association between non-high-density lipoprotein cholesterol to high-density lipoprotein cholesterol ratio (NHHR) and kidney stones: A cross-sectional study. *Lipids Health Dis* 2024; 23(1): 102-114. DOI: 10.1186/s12944-024-02089-x.
- [8] Gogoi P, Valan JA. Privacy-preserving predictive modeling for early detection of chronic kidney disease. *Netw Model Anal Health Inform Bioinform* 2024; 13(1): 16-29. DOI: 10.1007/s13721-024-00452-7.
- [9] Jairoun AA, Al-Hemyari SS, Shahwan M, Zyoud SH, El-Dahiyat F. Community pharmacist-led point-of-care eGFR screening: early detection of chronic kidney disease in high-risk patients. *Sci Rep* 2024; 14(1): 7284-7298. DOI: 10.1038/s41598-024-56765-0.
- [10] Smirnova VI, Lapin SV, Lebedev DG, Emanuel VL, Malysheva KA, Blinova TV. Validation of the infrared spectroscopy method for analysis of the composition of urine concretes [In Russian]. *Russian Clinical Laboratory Diagnostics* 2021; 66(12): 733-738. DOI: 10.51620/0869-2084-2021-66-12-733-738.
- [11] Davydov VV, Myazin NS, Dudkin VI, Grebenikova NM. On the possibility of express recording of nuclear magnetic resonance spectra of liquid media in weak fields. *Tech Phys* 2018; 63(12): 1845-1850. DOI: 10.1134/S1063784218120046.
- [12] Lebedev DG, Smirnova VI, Lapin SV, Rozengauz EV, Emanuel VL. The value of the analysis of the urinary stones for studying the features of urolithiasis pathogenesis [In Russian]. *Urology Herald* 2021; 9(3): 44-51. DOI: 10.21886/2308-6424-2021-9-3-44-51.
- [13] Karabegov MA. On certain information capabilities of analytical instruments. *Meas Tech* 2012; 54(10): 1203-1212. DOI: 10.1007/s11018-012-9872-7.

- [14] Irfan M, Khan Y, Rehman AU, Butt MA, Khonina SN, Kazanskiy NL. Plasmonic refractive index and temperature sensor based on graphene and LiNbO₃. *Sensors* 2020; 22(20): 7790. DOI: 10.3390/s22207790.
- [15] Davydov VV, Vakorina DV, Stepanenkov GV. A new optical method for control in visible light of volatile hydrocarbon media and their mixtures using data from light-shadow boundary images. *Computer Optics* 2024; 48(1): 93-101. DOI: 10.18287/2412-CO-1341.
- [16] Kazanskiy NL, Butt MA, Degtyarev SA, Khonina SN. Achievements in the development of plasmonic waveguide sensors for measuring the refractive index. *Computer Optics* 2020; 44(3): 295-318. DOI: 10.18287/2412-6179-CO-743.
- [17] Naumova V, Kurkova A, Davydov R, Zaitceva A. Method for the analysis of tissue oxygen saturation disorders using an optical analyzer of visible and IR spectra. *IEEE Proc Int Conf on Electrical Engineering and Photonics (EExPolytech-2022)*, Saint-Petersburg, Russia 2022: 151-153. DOI: 10.1109/EExPolytech56308.2022.9950822.
- [18] Kazanskiy NL, Khonina SN, Butt MA. Smart contact lenses – A step towards non-invasive continuous eye health monitoring. *Biosensors* 2023; 13(9): 933. DOI: 10.3390/bios13100933.
- [19] Davydov VV, Moroz AV. Effect of the absorbance of a flowing liquid on the error of the refractive index measured with a differential refractometer. *Opt Spectrosc* 2020; 128(9): 1415-1420. DOI: 10.1134/S0030400X20090076.
- [20] Doshkolovich LL, Bykov DA, Andreeva KV, Kazanskiy NL. Design of an axisymmetrical refractive optical element generating required illuminance distribution and wavefront. *J Opt Soc Am A* 2018; 35(11): 1949-1953. DOI: 10.1364/JOSAA.35.001949.
- [21] Gubaev MS, Degtyarev SA, Strelkov YS, Volotovskiy SG, Ivliev NA, Khonina SN. Vectorial beam generation with a conical refractive surface. *Computer Optics* 2021; 45(6): 828-838. DOI: 10.18287/2412-6179-CO-1036.
- [22] Chen J, Guo W, Xia M, Li W, Yang K. In situ measurement of seawater salinity with an optical refractometer based on total internal reflection method. *Opt Express* 2018; 26(20): 25510-25523. DOI: 10.1364/OE.26.025510.
- [23] Morales-Luna G, Herrera-Domínguez M, Pisano E, Balderas-Elizalde A, Hernandez-Aranda RI, Ornelas-Soto N. Plasmonic biosensor based on an effective medium theory as a simple tool to predict and analyze refractive index changes. *Opt Laser Technol* 2020; 131: 106332. DOI: 10.1016/j.optlastec.2020.106332.
- [24] Karabegov MA. Algorithms and structural correction schemes for enhancing the accuracy of analytical instruments. *Meas Tech* 2013; 56(5): 539-548. DOI: 10.1007/s11018-013-0241-y.
- [25] Davydov VV, Grebenikova NM, Smirnov KY. An optical method of monitoring the state of flowing media with low transparency that contain large inclusions. *Meas Tech* 2019; 62(6): 519-526. DOI: 10.1007/s11018-019-01655-5.
- [26] Bratchenko LA, Al-Sammarraie SZ, Tupikova EN, Konovalova DY, Lebedev PA, Zakharov VP, Bratchenko IA. Analyzing the serum of hemodialysis patients with end-stage chronic kidney disease by means of the combination of SERS and machine learning. *Biomed Opt Express* 2022; 13(9): 4926-4938. DOI: 10.1364/BOE.455549.
- [27] Bratchenko LA, Bratchenko IA, Khristoforova YA, Artemyev DN, Konovalova DY, Lebedev PA, Zakharov VP. Raman spectroscopy of human skin for kidney failure detection. *J Biophotonics* 2021; 14(2): e202000360. DOI: 10.1002/jbio.202000360.

Сведения об авторах

Давыдов Вадим Владимирович, 1966 года рождения, профессор Санкт-Петербургского политехнического университета Петра Великого. Область научных интересов: оптика, рефрактометрия, спектроскопия, радиофотоника, лазерные и оптоволоконные системы. E-mail: davydov_vadim66@mail.ru

Проводин Даниил Сергеевич, 1999 года рождения, аспирант Санкт-Петербургского Политехнического университета Петра Великого. Область научных интересов: радиотехника, оптика, рефрактометрия. E-mail: provodindanya@gmail.com

Исупова Екатерина Васильевна, 2002 года рождения, студент Санкт-Петербургского Политехнического университета Петра Великого. Область научных интересов: обработка сигналов, радиофизика и оптика. E-mail: isupova.e24@mail.ru

Куркова Александра Дмитриевна, 2000 года рождения, учится в аспирантуре Санкт-Петербургском государственном университете телекоммуникаций им. проф. М.А. Бонч-Бруевича. Область научных интересов: оптика, рефрактометрия, спектроскопия, радиофотоника лазерные и оптоволоконные системы. E-mail: alexsa99k@gmail.com

Везо Ольга Сергеевна, 1988 года рождения, работает в Санкт-Петербургском государственном университете. Область научных интересов: оптические измерения, спектроскопия и магнитные измерения. E-mail: o.vezo@spbu.ru

ГРНТИ: 29.31.29

Поступила в редакцию 15 мая 2024 г. Окончательный вариант – 10 сентября 2024 г.

A new rapid refractive method based on optical measurements and data processing for the early diagnosis of kidney disease

V.V. Davydov¹, D.S. Provodin¹, E.V. Isupova¹, A.D. Kurkova², O.S. Vezo³

¹Peter the Great Saint Petersburg Polytechnic University,
Polytehnicheskaya Str. 29, Saint-Petersburg, 195251, Russia;

²The Bonch-Bruевич Saint-Petersburg State University of Telecommunications,
193232, Saint-Petersburg, Russia, Bolshevikov 22;

³ Saint-Petersburg State University,
University naber. 7-9, Saint-Petersburg, 199034, Russia

Abstract

The need to develop a new reliable and easy-to-implement method for the real-time monitoring of parameters of biological fluids to solve various problems in medicine, biology and related fields is substantiated. We propose a new method for determining parameters of biological fluids using optical and refractometric measurements and a new data processing technique. The operating principle of the new method is exemplified by the express monitoring of characteristics of a human urine sample. Using measurements of the refractive index n at different wavelengths of laser light and derived calibration coefficients, the density, osmolarity, size of protein compounds and concentration of solid particles in the sample are determined. The suitability of the developed method for reliably determining the aforesaid four parameters from the measured values of n in the temperature range from 15 to 32 °C is confirmed. This allows additional data to be obtained for determining calibration coefficients, enabling the determination of density, osmolarity, protein size and solids concentration with an error of less than 0.5 % based on the measured values of n at four laser wavelengths using a single device (refractometer). To implement the proposed method, the design of a refractometer operating on the phenomenon of total internal reflection is modernized and an experimental goniometer-based setup is developed. Results of the express testing of urine samples are presented.

Keywords: optical method, laser light, refraction, wavelength, biological fluids, express testing, refractive index, sample, concentration, measurement error.

Citation: Davydov VV, Provodin DS, Isupova EV, Kurkova AD, Vezo OS. A new rapid refractive method based on optical measurements and data processing for the early diagnosis of kidney disease. *Computer Optics* 2025; 49(4): 580-588. DOI: 10.18287/2412-6179-CO-1565.

Acknowledgements: The study was carried out at the Centre for Diagnostics of Functional Materials for Medicine, Pharmacology and Nanoelectronics of the Research Park of St. Petersburg State University within the framework of project 125021702335-5

Author's information

Vadim Vladimirovich Davydov (b. 1966), Professor of St. Petersburg Polytechnic University of Peter the Great. Research interests: optics, refractometry, spectroscopy, radiophotonics, laser. E-mail: davydov_vadim66@mail.ru

Daniil Sergeevich Provodin (b. 1999), graduate student of St. Petersburg Polytechnic University of Peter the Great. Research interests: radio engineering, optics, refractometry, 3D modeling. E-mail: provodindanya@gmail.com.

Ekaterina Vasilievna Isupova, (b. 2001), student of St. Petersburg Polytechnic University of Peter the Great. Research interests: radio engineering, optics, radophysics. E-mail: isupova.e24@mail.ru

Alexandra Dmitrievna Kurkova, (b. 2000), graduate student at St. Petersburg State University of Telecommunications. prof. M.A. Bonch-Bruевич, Research interests: optics, refractometry, spectroscopy, radiophotonics, laser and fiber optic systems. E-mail: alexsa99k@gmail.com

Olga Sergeevna Vezo, (b. 1988), research assistant at St. Petersburg State University, direction "Optical systems and networks". Research interests: optics, refractometry, spectroscopy, radiophotonics. E-mail: o.vezo@spbu.ru

Received May 15, 2024. The final version – September 10, 2024.
