

Инфракрасная автофлуоресценция кожи человека: маркер метаболических процессов и механизм формирования

Б.П. Якимов,^{1,*} А.С. Снегирева,¹ А.А. Рубекина¹

¹Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова, физический факультет
Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 2

(Поступила в редакцию 20.04.2026; после доработки 25.04.2026; подписана в печать 01.05.2026)

Ближняя инфракрасная автофлуоресценция (БИК-АФ) биотканей традиционно рассматривается как фоновый сигнал в спектроскопии комбинационного рассеяния, однако её диагностический потенциал и молекулярная природа остаются недостаточно изученными. В работе выполнен количественный анализ БИК-АФ кожи человека *in vivo* при возбуждении на 785 нм на основе открытого набора спектральных данных. Показано, что интенсивность БИК-АФ статистически значимо выше у пациентов с сахарным диабетом 2-го типа по сравнению со здоровыми добровольцами и коррелирует с уровнем глюкозы и гликированного гемоглобина. При этом зависимость от возраста, индекса массы тела и пола не выявлена. Исследования модельных систем демонстрируют, что вклад в БИК-АФ могут вносить продукты окисления и гликирования белков, обладающие широкими спектрами поглощения и флуоресценции. Полученные результаты указывают на потенциал БИК-АФ как неинвазивного маркера метаболических нарушений, ассоциированных с окислительным стрессом и гипергликемией.

PACS: 87.64.?t УДК: 535.8, 53.06

Ключевые слова: ближний инфракрасный диапазон, автофлуоресценция, эндогенные флуорофоры, биоткани, биофотоника, сахарный диабет 2-го типа.

DOI: [10.55959/MSU0579-9392.81.2640701](https://doi.org/10.55959/MSU0579-9392.81.2640701)

ВВЕДЕНИЕ

Ближний инфракрасный (БИК) диапазон спектра (700–1000 нм) широко используется в биомедицинской оптике как «окно прозрачности» биологических тканей. Коэффициенты поглощения и рассеяния в данной области спектра существенно ниже в сравнении с коротковолновой частью спектра, что обеспечивает увеличение глубины проникновения излучения и делает БИК-диапазон предпочтительным для неинвазивного оптического зондирования тканей [1].

В спектроскопии комбинационного рассеяния (КР) использование возбуждения в БИК-диапазоне также позволяет существенно снизить уровень автофлуоресцентного фона, поскольку большинство эндогенных флуорофоров биотканей характеризуются поглощением и эмиссией в более коротковолновой области [2, 3]. Однако даже при возбуждении в БИК-диапазоне автофлуоресценция остаётся доминирующей компонентой оптического отклика тканей: её интенсивность может на несколько порядков превышать сигнал КР [4]. Несмотря на то, что БИК-автофлуоресценция (БИК-АФ) традиционно рассматривается как побочный фактор при анализе спектров КР, в последние годы растёт интерес к её самостоятельному использованию в диагностических приложениях. Показано, что сигнал АФ,

возбуждаемый в диапазоне 700–800 нм и регистрируемый в области 800–1000 нм, может применяться для интраоперационной навигации в эндокринологии [5], визуализации атеросклеротических бляшек [6], визуализации агрегатов белков *in vivo* [7]. Более того, в ряде работ продемонстрирована диагностическая информативность автофлуоресцентного фона, регистрируемого совместно с сигналом КР для разделения здоровых и патологических тканей человека [8–10]. Показано, что для печени сигнал АФ, возбуждаемый в диапазоне 700–800 нм, обладает эмиссией в диапазоне 1000–1700 нм (во втором окне прозрачности) и позволяет различать злокачественные и нормальные ткани [11]. Несмотря на прикладные успехи, молекулярные механизмы формирования БИК-АФ в биотканях остаются недостаточно изученными.

Кожа человека представляет собой удобную модельную систему для исследования БИК-АФ *in vivo*. При возбуждении в диапазоне 600–800 нм в коже регистрируется выраженный автофлуоресцентный отклик. В качестве одного из возможных источников считается меланин [12], однако высокий уровень БИК-АФ наблюдается и в участках кожи с низким содержанием меланина [13]. В частности, таким откликом могут обладать продукты окисления биомолекул [14, 15], обладающих широкими спектрами поглощения и флуоресценции, распространяющимися в видимую и БИК-область.

Особый интерес в этом контексте представляет сахарный диабет 2-го типа (СД2Т), для которого характерны хроническая гипергликемия, уси-

* E-mail: bp.jakimov@physics.msu.ru

ленные процессы неферментативного гликирования и повышенный уровень окислительного стресса [16]. Эти процессы приводят к накоплению модифицированных биомолекул, потенциально обладающих автофлуоресцентным откликом, что делает БИК-АФ перспективным кандидатом на роль неинвазивного оптического маркера метаболических нарушений. Несмотря на растущий интерес к БИК-АФ, её количественные характеристики и диагностическая значимость для кожи *in vivo* остаются недостаточно исследованными, особенно в контексте системных заболеваний. В частности, остаётся открытым вопрос о вкладе различных молекулярных компонентов в формирование сигнала и его связи с клиническими показателями.

В настоящей работе проводится количественный анализ сигнала БИК-автофлуоресценции кожи на основе открытого набора данных [17] спектров комбинационного рассеяния и автофлуоресценции *in vivo*. Исследуются различия в интенсивности БИК-АФ между группами здоровых добровольцев и пациентов с подтверждённым СД2Т, а также анализируется связь данного сигнала с клиническими параметрами углеводного обмена. Дополнительно рассматриваются возможные молекулярные источники БИК-АФ, включая продукты окисления и гликирования белков. Полученные результаты демонстрируют, что БИК-АФ может служить информативным неинвазивным маркером, отражающим уровень окислительного стресса и накопление конечных продуктов гликирования в тканях.

1. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

1.1. Описание анализируемых данных

В работе использован открытый набор данных [17] спектров оптического отклика кожи 46 добровольцев: 32 здоровых добровольцев и 14 добровольцев с СД2Т. Выборка включала 16 мужчин и 30 женщин в возрасте от 27 до 87 лет, медианное значение в группе контроля составляло 47 лет (интерквартильный размах 40.5–61 гг.), в то время как для группы диабета оно составляло 52 года (интерквартильный размах 46.5–57.5 лет). Для независимой характеристики процессов углеводного обмена производился отбор венозной крови натощак, для которой определялись значения HbA1c и глюкозы стандартными способами [17]. После отбора крови производились измерения спектров оптического отклика кожи внутренней стороны предплечья, запястья и руки. Дополнительно производилось измерение от высушенной капли плазмы крови.

1.2. Параметры измерения спектров оптического отклика кожи *in vivo*

Измерения оптического отклика производились с помощью системы, включающей лазерный ис-

точник с длиной волны возбуждения 785 нм, мощностью 60 мВт, излучение которого подводилось к участку тканей с помощью оптоволоконного зонда InPhotonics RIP-RPS-785. Оптический отклик тканей с помощью зонда собирался и детектировался с помощью спектрометра QE65000 (Ocean Optics), обеспечивающего разрешение 0.14–7.7 нм. Время накопления спектра составляло 30 с. Для участков тканей кожи пальца производилось 3 измерения, для участков кожи предплечья и запястья, а также плазмы крови — 10 спектров. Измерения производились при отсутствии внешней засветки.

1.3. Восстановление сигнала автофлуоресценции из данных оптического отклика

Для разделения вкладов комбинационного рассеяния и автофлуоресценции была использована следующая процедура обработки. Вначале из «сырого» сигнала оптического отклика выделялась часть спектра, соответствующая сигналу КР и автофлуоресценции на длинах волн от 797 до 931 нм (частота отстройки от излучения накачки 200–2000 см^{-1}). После чего к указанной спектральной области применялась процедура оценки автофлуоресцентного фона на основе сглаживания Уиттакера — AirPLS (adaptively iteratively reweighted penalized least squares) с параметром регуляризации $\lambda = 10^6$ [18]. Далее, для количественной оценки интенсивности автофлуоресценции было рассчитано среднее значение сигнала автофлуоресценции в диапазоне 797–931 нм. Указанный дескриптор здесь и далее обозначен как NIRAF.

1.4. Модельные образцы продуктов окисления и гликирования белков

Для создания продуктов фотоокисления был использован раствор БСА (бычий сывороточный альбумин) в концентрации 1 мг/мл в фосфатном буфере (50 мМ), который подвергался фотоокислению с помощью источника УФ-излучения (254 нм) с интенсивностью 10 мВт/см² на образце так, что результирующая доза облучения составляла 10 Дж, длительность облучения составляла ~1000 с. Для создания конечных продуктов гликирования модельного белка БСА в концентрации 1 мг/мл в фосфатном буфере (50 мМ) инкубировался с добавлением фруктозы (0.5 М) в течение 120 ч при 40°C по протоколу [19]. Дополнительно в растворы белка при приготовлении добавлялся азид натрия (0.01 М) для исключения бактериальной контаминации.

1.5. Измерение поглощения и флуоресценции модельных систем

Измерения стационарной флуоресценции проводились с помощью высокопропускной спектрофлуориметрической системы ультрафиолетового, видимого и ближнего инфракрасного диапазона для измерения биологических жидкостей FLUO («Солар ЛС», Белоруссия). Спектры автофлуоресценции измерялись в диапазоне длин волн эмиссии 400–750 нм и возбуждением в диапазоне 360–520 нм с шагом 20 нм. Спектральная ширина щелей возбуждения и излучения была установлена равной 2 нм. Спектры поглощения измерялись с помощью спектрофотометра Lambda 25 (Perkin Elmer, США) в диапазоне 300–800 нм.

1.6. Обработка данных

Обработка данных производилась с использованием Python 3 и специализированных библиотек для обработки и визуализации данных NumPy, Pandas, Matplotlib, Scipy, Statsmodels.

2. РЕЗУЛЬТАТЫ

Для оценки свойств и диагностической значимости сигнала БИК-АФ кожи был использован открытый набор данных, включающий спектры оптического отклика кожи и сыворотки крови, полученный для здоровых добровольцев и добровольцев с подтвержденным диабетом второго типа [17]. Датасет содержит спектры оптического отклика, полученные при возбуждении на 785 нм с помощью контактного зонда от кожи внутренней стороны предплечья, пальца и запястья, а также от 30 мкл капли плазмы крови. Примеры спектров оптического отклика, представляющих собой суммарный отклик сигналов КР и автофлуоресцентного фона в диапазоне 800–930 нм ($\sim 200\text{--}2000\text{ см}^{-1}$) представлены на рис. 1, а. Как видно, интенсивность оптического отклика варьируется в диапазоне от ~ 100 до ~ 1500 отн. ед., при этом характерное значение амплитуды сигнала КР составляет порядка 100 отн. ед. Распределение испытуемых по группам и полу представлено на рис. 1, б. Распределение добровольцев двух групп по возрасту представлено на рис. 1, в. Распределение полного числа спектров для каждого сайта измерения представлено на рис. 1, г. Детализированное описание набора данных представлено в разделе 2.1.

Для оценки интенсивности сигнала БИК-АФ по представленным спектрам оптического отклика, спектры были предобработаны следующим образом. Сигнал анализировался в спектральном диапазоне от 797 до 931 нм ($200\text{--}2000\text{ см}^{-1}$), для выделения автофлуоресцентного фона к спектрам применялась процедура, выделяющая «плавную» огибающую спектра АФ из исходного оптического от-

клика. Репрезентативный пример выделенного АФ фона представлен на рис. 2, а. Далее, для количественной оценки интенсивности БИК-АФ было рассчитано среднее значение интенсивности автофлуоресцентного фона в указанном спектральном диапазоне (рис. 2). Дескриптор, характеризующий интенсивность БИК-АФ, далее будет обозначен как NIRAF. Поскольку для каждого участка тканей было измерено несколько спектров оптического отклика, результаты отдельных измерений по одному типу тканей для каждого добровольца были агрегированы: рассчитаны медианные значения NIRAF и стандартное отклонение.

На рис. 2, б–г представлены попарные корреляции значений NIRAF для различных типов тканей. Как видно, NIRAF коррелирует для различных участков кожи с коэффициентом корреляции Пирсона $r = 0.77\text{--}0.78$ ($p < 10^{-4}$). При этом примечательно наличие корреляции значений NIRAF, полученных для предплечья и плазмы крови ($r = 0.55$, $p < 10^{-4}$). Наличие подобной корреляции может свидетельствовать о том, что за БИК-АФ плазмы крови и кожи ответственные одни и те же процессы, приводящие к генерации БИК эндогенных флуорофоров.

Следует также отметить, что при парном сравнении значений NIRAF для различных участков кожи обнаруживается, что значения NIRAF кожи предплечья статистически значимо выше NIRAF запястья (в среднем на 29 отн. ед., парный t -тест $p = 0.04$), и пальца (в среднем на 64 отн. ед., парный t -тест $p < 10^{-4}$). Обнаруженные отличия могут быть обусловлены вкладом меланина — участки кожи предплечья и запястья содержат меланин, в отличие от участков кожи указательного пальца [20]. Поскольку значения NIRAF различных участков тканей скоррелированы между собой, далее для анализа мы использовали показатель NIRAF для кожи пальца, поскольку сигнал от этих участков тканей не должен быть связан с дополнительным вкладом автофлуоресценции меланина.

Значения NIRAF различных участков кожи статистически значимо различаются между группами здоровых добровольцев и добровольцами с СД2Т. Так, среднее значение по NIRAF между группами различается практически в два раза (176 отн. ед. против 298 отн. ед., $p < 10^{-3}$, рис. 3, а). При этом подобных корреляций не наблюдается с другими основными характеристиками исследуемой когорты. Так, для NIRAF не удаётся обнаружить статистически значимую взаимосвязь с индексом массы тела, возрастом и полом добровольцев (рис. 3, б). В то же время NIRAF коррелирует с уровнем глюкозы натощак ($r = 0.42$, $p < 10^{-2}$, рис. 3, в) и уровнем гликированного гемоглобина ($r = 0.46$, $p < 10^{-2}$, рис. 3, г). Таким образом, сигнал БИК-АФ является диагностически значимым показателем, позволяющим разделять группы здоровых добровольцев и группы СД2Т.

Рассмотрим возможные молекулярные источники наблюдаемой БИК-АФ кожи. Ранее нами бы-

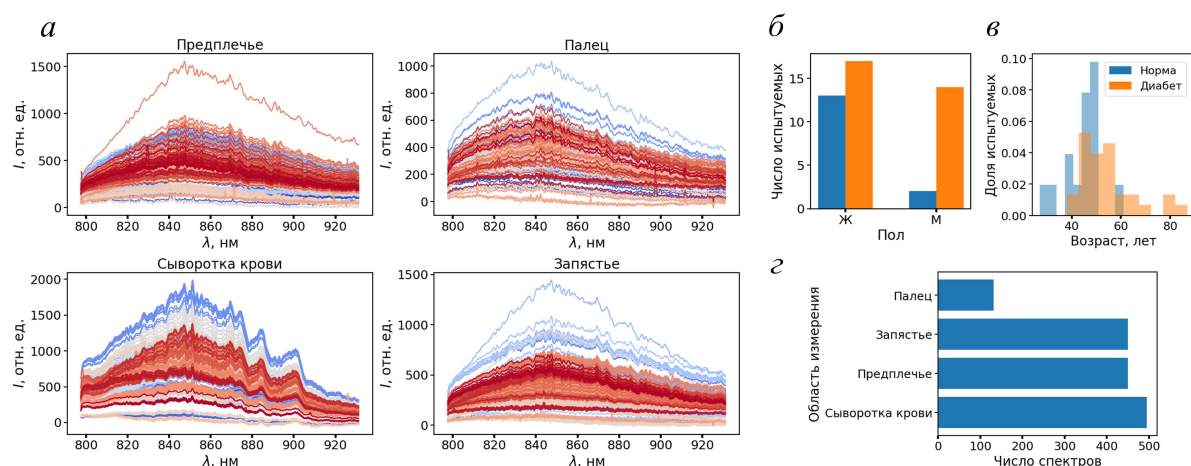


Рис. 1. *a* — Спектры оптического отклика участков кожи добровольцев и сыворотки крови анализируемого набора данных. Одинаковым цветом обозначены спектры, относящиеся к измерениям, проведенным для одного добровольца. *б* — Распределение числа испытуемых по полу и диагностической группы (синий — группа здоровых добровольцев, «норма»; оранжевый — группа добровольцев с СД2Т; «диабет»). *в* — Распределение возраста добровольцев группы «норма» (синий) и «диабет» (оранжевый). *г* — Общее число спектров для различных областей измерения

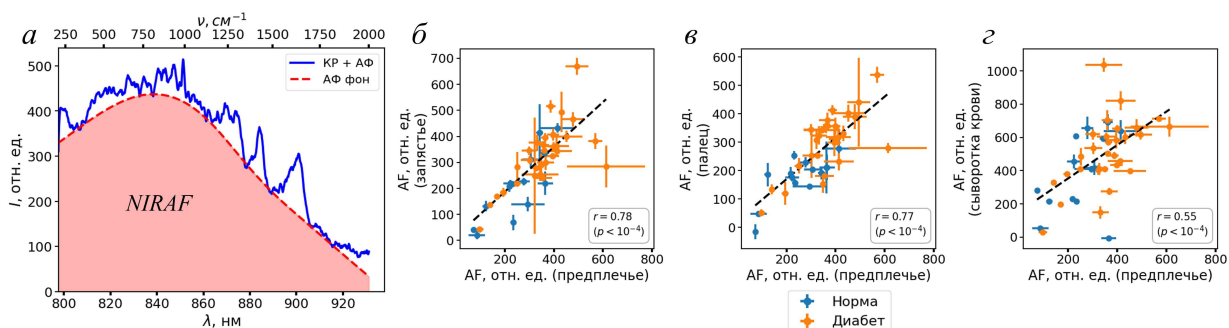


Рис. 2. *a* — Пример оценки флуоресцентного фона (красный пунктир) по исходному оптическому отклику (синяя линия). Красным заштрихована площадь под спектром сигнала автофлуоресценции, которая используется для расчёта показателя NIRAF. *б-г* — Корреляция медианных значений показателя NIRAF между участками кожи предплечья и запястья (*б*), пальца (*в*) и сыворотки крови (*г*)

ло предположено, что одним из потенциальных источников БИК-АФ в тканях могут быть продукты окисления белков, ДНК, липидов в тканях. Процессы окисления, протекающие естественным образом в организме, могут приводить к образованию продуктов, обладающих поглощением и АФ-откликом в видимой и БИК-области спектра [14, 15]. Для качественной и количественной оценки оптических свойств таких продуктов окислительных модификаций в настоящей работе был использован водный раствор бычьего сывороточного альбумина (БСА, 0.1 мг/мл), для которого ускоренное окисление производилось с помощью облучения УФ-излучением (254 нм, доза фотоокисления ~ 10 Дж).

На рис. 4, *a* представлен спектр поглощения фотоокисленного раствора БСА в концентрации 0.1 мг/мл. Как видно, в результате процессов фотоокисления образуются продукты, обладающие поглощением в диапазоне 320–800 нм, монотонно убывающим с ростом длины волны вплоть до 800 нм.

При этом образование сопровождается возникновением автофлуоресценции, возбуждаемой в видимом и БИК-диапазонах, параметры квантового выхода и положения максимума эмиссии которой зависят от длины волны возбуждения (рис. 4, *б*). Несмотря на небольшое значение поглощения и снижение квантового выхода с ростом длины волны возбуждения, флуоресцентного отклика в БИК-диапазоне достаточно для их оптического детектирования. Различия в интенсивности БИК-АФ кожи здорового типа при этом можно объяснить повышенным окислительным стрессом, который, как известно, сопутствует диабету [16]. Избыточное содержание активных форм кислорода, возникающих при диабете, может привести к повышенному содержанию флуоресцентных продуктов окисления.

Мы также предположили, что другим источником БИК-АФ в коже, отличающим группы здоровых добровольцев и СД2Т, могут быть конечные

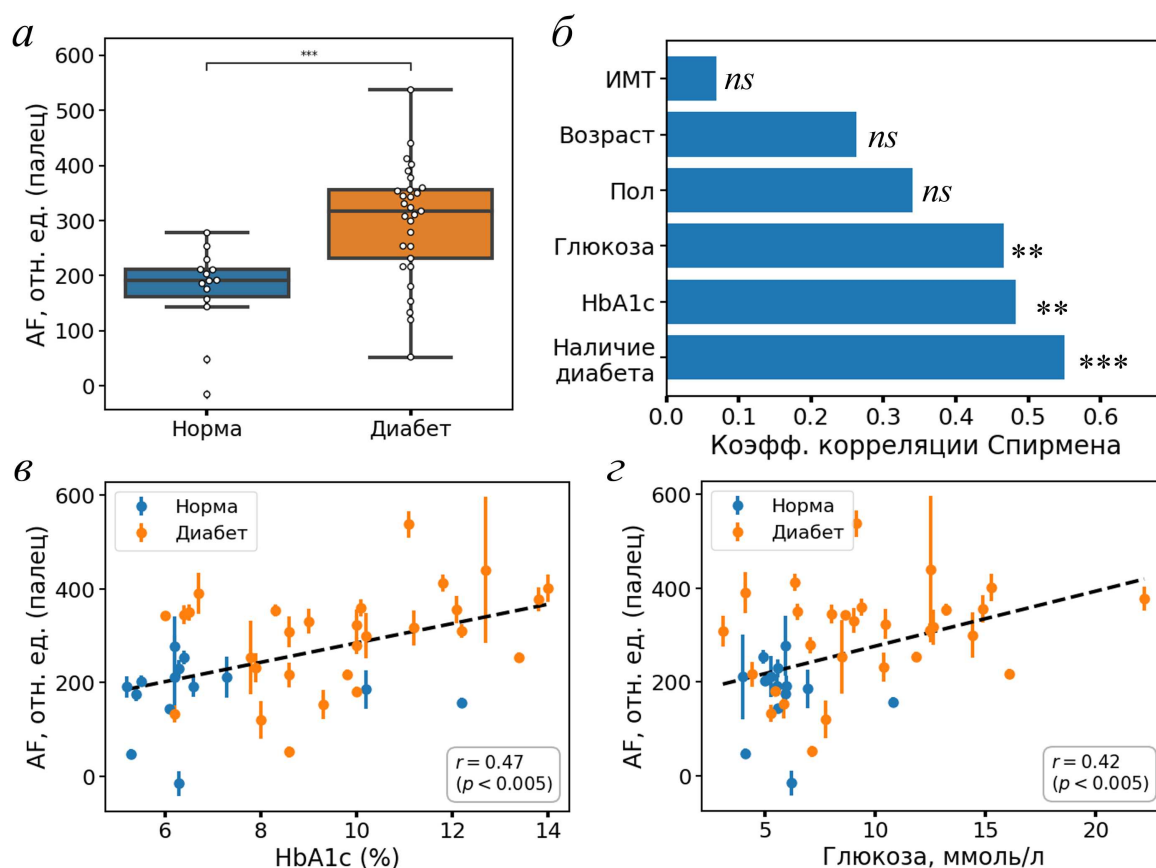


Рис. 3. *а* — Распределение значений NIRAF кожи пальца для группы здоровых добровольцев (Норма) и группы добровольцев с СД2Т. Наблюдаются статистически значимые различия распределения показателя по тесту Манна-Уитни ($*** - p < 10^{-3}$). *б* — Коэффициент корреляции Спирмена характеристик когорты со значениями NIRAF кожи пальца, *в, г* — Корреляция значений NIRAF с показателями гликированного гемоглобина (HbA1c, *в*) и показателями глюкозы (*г*)

продукты гликирования (КПГ). Так, известно, что в результате пролонгированного высокого уровня глюкозы в тканях при диабете, формируются КПГ, флуоресцирующие в диапазоне 400–500 нм при возбуждении в диапазоне 360–380 нм [21]. Мы предположили, что в результате процессов гликирования, по аналогии с процессами окисления, в том числе могут формироваться продукты гликирования, обладающие поглощением и флуоресцентным откликом в БИК диапазоне.

Действительно, предположенные свойства наблюдаются для раствора БСА, подверженного гликированию. Так, аналогично продуктам фотоокисления БСА, в растворе гликированного альбумина наблюдается накопление продуктов, обладающих поглощением (рис. 4, *а*) и автофлуоресценцией в видимой и БИК области спектра (рис. 4, *в*), со свойствами, схожими со свойствами продуктов окисления. Поглощение в продуктах гликирования так же монотонно убывает с ростом длины волны в диапазоне 320–800 нм, а свойства флуоресценции — положение максимума эмиссии, квантовый выход, зависят от длины волны возбуждения. Таким образом, часть молекул, формирующих систему конечных продуктов гликирования, может быть ответственна

за флуоресцентный отклик в БИК-диапазоне.

3. ОБСУЖДЕНИЕ

Источники БИК-АФ в различных биотканях могут иметь диагностическую значимость в некоторых задачах [5–11], однако до сих пор систематически они не изучены. Этому факту способствует то, что сигнал БИК-АФ достаточно низкоинтенсивен — всего на 2–3 порядка выше по интенсивности сигнала комбинационного рассеяния, при различиях в сечении взаимодействия АФ и КР на ~ 13 порядков. Вторым фактором, препятствующим идентификации БИК флуорофоров, является их гетерогенный молекулярный состав — потенциально одним из источников БИК-АФ могут быть продукты окисления биомолекул, образующиеся естественным образом, при этом в процессе формирования накапливается не один конкретный продукт окисления, а гетерогенная по молекулярному строению система флуорофоров [14, 15]. В настоящей работе нами исследованы свойства БИК-АФ кожи для здоровых добровольцев и добровольцев с СД2Т. Данному системному заболеванию свойственен повы-

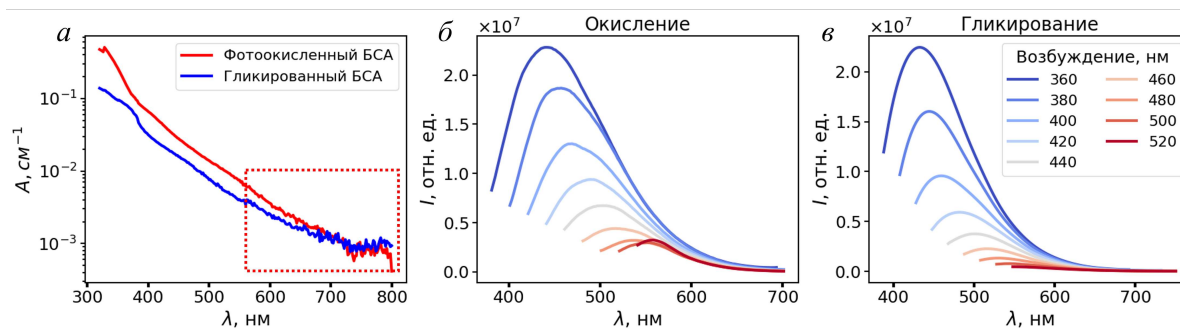


Рис. 4. а — Спектры поглощения систем фотоокисленного (красный) и гликированного (синий) бычьего сывороточного альбумина (БСА). Красным пунктиром обозначен диапазон возбуждения, который используется для детектирования автофлуоресценции в ближнем инфракрасном диапазоне. б, в — Спектры эмиссии флуоресценции продуктов окисления (б) и гликирования (в) БСА на различных длинах волн возбуждения

шенный уровень окислительного стресса [16], что потенциально может приводить к отличиям в сигнале БИК-АФ кожи, связанном с различным уровнем накопленных флуоресцентных продуктов окисления. Действительно, в рассмотренном наборе данных [17] спектров оптического отклика тканей при возбуждении на 785 нм для различных участков кожи наблюдается характерный автофлуоресцентный отклик, по интенсивности на порядок превышающий сигнал КР биотканей. При этом интенсивный сигнал БИК-АФ наблюдался как для участков кожи предплечья и запястья, в которых есть меланин, потенциально вносящий вклад в сигнал автофлуоресценции в данном спектральном диапазоне, так и для участков кожи внутренней стороны пальца, не содержащих меланина (рис. 2).

Нами показано, что интенсивность БИК-АФ действительно повышена для кожи добровольцев с СД2Т и скоррелирована с уровнем гликированного гемоглобина и глюкозы (рис. 3), при этом различие ее уровня не может быть объяснено разницей в возрасте, ИМТ и гендерном составе исследуемой выборки (рис. 3б). Различия в значениях БИК-АФ, наблюдаемые для указанных групп, по всей видимости вызваны различиями в содержании продуктов окисления и гликирования биомолекул в исследуемых участках кожи. Так, поглощением и флуоресценцией в видимом диапазоне обладают не только продукты окисления белков (рис. 4а,б), но и модельные продукты гликирования (Рис. 4, а, в). Хотя содержание конечных продуктов гликирования (КПГ) в коже обычно характеризуют при возбуждении на 360–380 нм и детектировании в диапазоне 400–500 нм, часть молекул, входящих в состав КПГ, даёт вклад в поглощение и флуоресценцию в БИК-диапазоне.

Полученные результаты демонстрируют, что сигнал БИК-АФ кожи содержит значимую диагности-

ческую информацию и может быть использован для неинвазивной оценки метаболических нарушений, связанных с окислительным стрессом и накоплением конечных продуктов гликирования. Дальнейшие исследования должны быть направлены на уточнение молекулярной природы БИК-АФ и разработку количественных моделей, связывающих спектральные характеристики сигнала с биохимическим составом тканей.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В работе проведён количественный анализ БИК-АФ кожи *in vivo* при возбуждении на 785 нм. Показано, что интенсивность БИК-АФ статистически значимо выше у пациентов с сахарным диабетом второго типа, по сравнению со здоровыми добровольцами, и коррелирует с уровнем глюкозы и гликированного гемоглобина, не проявляя зависимости от возраста, индекса массы тела и пола. Эксперименты на модельных системах указывают на возможный вклад продуктов окисления и гликирования белков, обладающих широкими спектрами поглощения и флуоресценции, в формирование наблюдаемого сигнала. Полученные результаты свидетельствуют о том, что БИК-АФ отражает накопление модифицированных биомолекул, связанных с окислительным стрессом и гипергликемией. Таким образом, БИК-АФ кожи может рассматриваться как перспективный неинвазивный маркер метаболических нарушений. Дальнейшие исследования необходимы для уточнения молекулярной природы сигнала и его клинической валидации.

Работа выполнена при поддержке РНФ (№ 25-75-10082).

- [3] Shirshin E.A. et al. // *Biochemistry (Moscow)*. **84**, N 1. 69 (2019).
- [4] Wei D., Chen S., Liu Q. // *Applied Spectroscopy Reviews*. Taylor & Francis, **50**, N 5. 387 (2015).
- [5] Tseregordtseva P. et al. // *Scientific Reports*. **15**, N 1. 22097 (2025).
- [6] Htun N.M. et al. // *Nature Communications*. **8**, N 1. 75 (2017).
- [7] Pansieri J. et al. // *Nature Photonics*. **13**, N 7. 473 (2019).
- [8] Bergholt M.S. et al. // *Biosensors and Bioelectronics*. **26**, N 10. 4104 (2011).
- [9] Uckermann O. et al. // *Journal of Neuro-Oncology*. **170**, 3. 543 (2024).
- [10] Bratchenko I.A. et al. // *Journal of Biomedical Optics*. **22**, N 2. 027005. (2017).
- [11] He H. et al. // *Nature Biomedical Engineering*. (2026).
- [12] Huang Z. et al. // *Journal of Biomedical Optics*. **11**, N 3. 034010 (2006).
- [13] Yakimov B.P. et al. // *Scientific Reports*. **10**, N 1. 14374 (2020).
- [14] Semenov A.N. et al. // *Molecules*. **25**, N 8. 1863 (2020).
- [15] Yakimov B.P. et al. // *Environ. Sci. Technol. Lett. American Chemical Society*, **9**, N 5. 452 (2022).
- [16] Giacco F., Brownlee M., Schmidt A.M. // *Circulation Research*. American Heart Association, **107**, N 9. 1058 (2010).
- [17] Gonzalez-Viveros N. et al. // *Lasers in Medical Science*. **37**, N 9. 3537 (2022).
- [18] Zhang Z.-M., Chen S., Liang Y.-Z. // *Analyst*. The Royal Society of Chemistry, **135**, N 5. 1138 (2010).
- [19] Takagi Y. et al. // *Journal of Diabetes and its Complications*. **9**, N 2. 87 (1995).
- [20] Brenner M., Hearing V.J. // *Photochemistry and Photobiology*. John Wiley & Sons, Ltd, **84**, N 3. 539 (2008).
- [21] Bos D.C., de Ranitz-Greven W.L., de Valk H.W. // *Diabetes Technology & Therapeutics*. SAGE Publications, **13**, N 7. 773 (2011).

Near-Infrared Autofluorescence of Human Skin: a Marker of Metabolic Processes and the Mechanism of Formation

B. P. Yakimov^a, A.S. Snigireva, A. A. Rubekina

Faculty of Physics, Lomonosov Moscow State University. Moscow 119991, Russia

E-mail: ^abp.jakimov@physics.msu.ru

Near-infrared autofluorescence (NIRAF) of biotissues is traditionally considered as a background signal in Raman spectroscopy; however, its diagnostic potential and molecular origins remain poorly understood. This study presents a quantitative analysis of an open-access dataset of Raman and NIRAF spectra from human skin measured *in vivo* with 785 nm excitation. It is shown that the NIRAF intensity is statistically significantly higher in patients with type 2 diabetes mellitus compared with healthy volunteers and correlates with the levels of glucose and glycated haemoglobin. At the same time, no dependence on age, body mass index, or gender was revealed. Studies of model systems demonstrate that products of oxidation and glycation of proteins, exhibiting broad absorption and fluorescence spectra, can contribute to skin NIRAF. These findings indicate the potential of NIRAF as a non-invasive marker of metabolic disorders associated with oxidative stress and hyperglycaemia.

PACS: 87.64.-t

Keywords: near-infrared range, autofluorescence, NIRAF, endogenous fluorophores, biotissues, biophotonics, type 2 diabetes mellitus.

Received 20 April 2026.

English version: *Moscow University Physics Bulletin*. 2026. **81**, No. . Pp. .

Сведения об авторах

1. Якимов Борис Павлович — канд. физ.-мат. наук, ст. науч. сотрудник; e-mail: bp.jakimov@physics.msu.ru.
2. Снигирева Анна Сергеевна — студент; e-mail: snigireva.as20@physics.msu.ru.
3. Рубекина Анна Александровна — мл. науч. сотрудник; e-mail: rubekina.aa14@physics.msu.ru.