

## **Использование метода инфракрасной диафаноскопии для оценки состояния мягких тканей ротовой полости в стоматологии**

# 12, декабрь 2013

DOI: 10.7463/1213.0669704

Колпаков А. В., Макаров А. Л., Спиридонов И. Н.

УДК 57.087

Россия, МГТУ им. Н.Э. Баумана  
Россия, МГМУ им. И.М. Сеченова  
[kolpakovalex@yandex.ru](mailto:kolpakovalex@yandex.ru)  
[almak@inbox.ru](mailto:almak@inbox.ru)  
[ins@bmstu.ru](mailto:ins@bmstu.ru)

### **Введение**

По статистике Всемирной организации здравоохранения (далее по тексту – ВОЗ) частота поражения пародонта в разном возрасте составляет от 80 до 100 % в 53 странах. На лечение зубов и десен, согласно статистике ВОЗ, тратится 10 % из всех средств, выделяемых на здравоохранение в развитых странах.

Среди заболеваний пародонта наиболее распространенными являются воспалительные заболевания [1].

Обнаружение воспалительных заболеваний пародонта на ранней стадии позволяет повысить эффективность терапии, снизить риск развития необратимых нарушений в тканях и, следовательно, уменьшить продолжительность и стоимость курса лечения.

На современном этапе в стоматологии наибольшей значимостью при постановке диагноза обладают визуальный осмотр и рентгенография, а результаты других исследований имеют уточняющий характер [2]. Но широко применяемые рентгеновские методы иногда противопоказаны (например, в случае беременности), кроме того, для постановки диагноза заболеваний пародонта такой метод, как ортопантомография, не всегда доступен.

Таким образом, разработка новых инструментальных методов обнаружения воспалительных заболеваний пародонта является актуальной и социально-значимой задачей.

В настоящей статье рассмотрена возможность применения оптических методов, в частности метода инфракрасной диафаноскопии, для обнаружения областей воспаления в тканях ротовой полости на стадии первичного повреждения.

Для достижения поставленной цели решены следующие задачи:

- рассмотрены стадии развития воспаления в тканях ротовой полости;
- рассмотрены оптико-физические свойства тканей ротовой полости в норме и при патологии;
- предложен механизм возникновения и развития воспалительных заболеваний тканей ротовой полости и их взаимосвязь с оптико-физическими характеристиками мягких тканей ротовой полости.

### **1. Стадии развития воспаления в тканях ротовой полости**

В возникновении и развитии болезней пародонта принимают участие множество экзогенных и эндогенных факторов [2].

Основным экзогенным фактором воспалительных заболеваний тканей ротовой полости является микрофлора, колонизирующая поверхности зуба и образующая бактериальный налет [3].

Эндогенными факторами воспалительных заболеваний тканей ротовой полости являются системные заболевания (сахарный диабет, гематологические расстройства и др.), генетическая предрасположенность, наличие злокачественных новообразований, травмы [1 – 3].

Выделяют несколько стадий воспаления тканей ротовой полости [3]. В стадии первичного повреждения, развивающегося в мягких тканях, наблюдается васкулит сосудов в прикрепленном эпителии, что обуславливает динамику кровотока, разрушение коллагеновых волокон в соединительной ткани десны. В стадии развившегося повреждения наблюдается снижение концентрации коллагена в прикрепленном эпителии и инфильтрация лимфоцитов в соединительную ткань десны. В стадии тяжелого воспаления эпителий кармана проникает в подлежащую соединительную ткань. Воспаление распространяется в губчатое вещество альвеолярной кости, главным образом в области сосудов [2]. Распространение воспаления в твердых тканях сопровождается инфильтрацией лейкоцитов в костном мозге, формированием новых кровеносных сосудов [3, 4]. Указанные процессы влекут необратимые изменения структуры твердых тканей ротовой полости: разрушение альвеолярной кости и потерю зубов [1, 3].

При воспалительном процессе в тканях ротовой полости наблюдается изменение концентраций веществ-хромофоров: воды, оксигемоглобина, гемоглобина, коллагена [1, 3, 6 – 8].

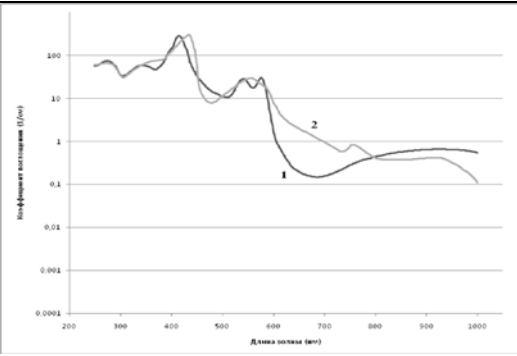
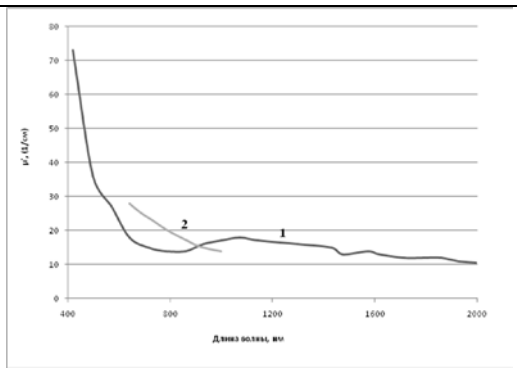
## 2. Оптико-физические свойства тканей ротовой полости в норме и при патологии

Изменение оптико-физических свойств тканей организма при различных заболеваниях обусловлено изменением концентрации веществ-хромофоров [7]. Основными веществами-хромофорами, определяющими оптико-физические свойства тканей, являются: вода, оксигемоглобин, гемоглобин, коллаген.

Спектральные характеристики основных хромофоров тканей ротовой полости, полученные исследователями в результате обзора литературных источников [9] и в результате спектрофотометрических измерений *in vitro* [7, 10, 11, 13], представлены в таблице 1.

Таблица 1– Спектральные характеристики основных хромофоров тканей пародонта

№ п/п	Вещество-хромофор	Ткани, в состав которых входит вещество-хромофор	Спектральные характеристики	Метод получения спектральных характеристик
1	Вода	Слизистый эпителий, кровь, лейкоцитарный инфильтрат	 <p>Рисунок 1 – Спектральная зависимость коэффициента поглощения воды, см<sup>-1</sup> [Hale, Query, 1973]</p>	Обзор литературных источников [9]

2	Оксигемоглобин, гемоглобин	Кровь	 <p data-bbox="671 533 1189 629">Рисунок 2 – Спектральная зависимость коэффициента поглощения оксигемоглобина (1) и гемоглобина(2) ,см<sup>-1</sup> [Prah1, 1999]</p>	Спектрофотометрия <i>in vitro</i> с использованием интегрирующих сфер[7,10]
3	Коллаген	Фиброзный эпителий, присоединенный эпителий, цемент	 <p data-bbox="671 1048 1189 1176">Рисунок 3 – Спектральная зависимость коэффициента поглощения склеры глаза (1) и обескровленной дермы кожи (2) [А.Н. Башкатов, 2010]</p>	Спектрофотометрия <i>in vitro</i> с использованием интегрирующих сфер[11, 13]

Для спектра коэффициента поглощения воды характерно наличие окна прозрачности в диапазоне длин волн 750 – 1100 нм (таблица 1, рисунок 1), что обеспечивает возможность применения излучения ближнего ИК диапазона для обнаружения воспалительных заболеваний [7].

Коэффициент поглощения оксигемоглобина достигает максимальных значений в видимом и ближнем инфракрасном диапазоне спектра (таблица 1, рисунок 2), что приводит к увеличению коэффициента поглощения тканей ротовой полости в видимом и ближнем ИК диапазоне при воспалительном процессе [6 – 8].

Воспаление в тканях ротовой полости характеризуется увеличением концентрации оксигемоглобина в очаге воспаления в связи с уменьшением потребления кислорода пораженными тканями и уменьшением оттока венозной крови [2].

Коэффициент поглощения оксигемоглобина достигает максимальных значений в видимом и ближнем инфракрасном диапазоне спектра (таблица 1, рисунок 3), что

приводит к уменьшению интенсивности прошедшего воспаленную ткань оптического излучения [6 – 8] и создает возможность применения оптических методов визуализации областей воспаления в тканях [10], в частности метода инфракрасной диафаноскопии [12].

Характер изменения оптико-физических свойств тканей ротовой полости на различных стадиях воспаления представлен в таблице 2.

Таблица 2 – Характер изменения характеристик тканей ротовой полости на различных стадиях воспаления [2, 3]

Характеристика	Стадии воспаления			
	Первичное повреждение	Раннее повреждение	Развившееся повреждение	Тяжелое повреждение
Структурно-функциональные изменения	1) Васкулит сосудов в прикрепленном эпителии  2) Снижение количества коллагена в прикрепленном эпителии	1) Васкулит сосудов в прикрепленном эпителии  2) Снижение количества коллагена в прикрепленном эпителии  3) Лимфоцитарный инфильтрат в соединительной ткани десны	1) Продукция IgG клетками плазмы  2) Пролиферация прикрепленного эпителия и эпителия бороздки  3) Аккумуляция воспалительных клеток вдоль сосудов и между коллагеновыми волокнами  4) Потеря коллагена в области патологической активности.  5) Формирование коллагена в отдаленных участках	1) Проникновение эпителия пародонтального кармана в подлежащую соединительную ткань  2) Разрушение соединительных волокон  3) Резорбция гребня альвеолярной кости
Изменение оптико-физических свойств	Увеличение коэффициента поглощения из-за увеличения кровенаполнения тканей и степени оксигенации венозной крови	Увеличение коэффициента поглощения из-за увеличения кровенаполнения тканей и степени оксигенации венозной крови	Увеличение коэффициента поглощения из-за увеличения кровенаполнения тканей и степени оксигенации венозной крови	Увеличение коэффициента поглощения из-за увеличения кровенаполнения тканей и степени оксигенации венозной крови
Время после отложения налета	2-4 дня	4-7 дней	2-3 недели	Различные интервалы времени

Схема возникновения и развития воспалительных заболеваний тканей ротовой полости, предложенная в результате рассмотрения признаков воспаления и оптико-

физических свойств тканей пародонта в норме и при патологии, представлена на рисунке 4.



Рисунок 4 – Схема возникновения и развития воспалительных заболеваний тканей ротовой полости [2 – 5]

Таким образом, при развитии воспалительного процесса в тканях ротовой полости наблюдается изменение коэффициента поглощения оптического излучения в ближнем ИК диапазоне.

### Заключение

В результате рассмотрения признаков воспаления и оптико-физических свойств тканей пародонта в норме и при патологии предложена схема возникновения и развития воспалительных заболеваний тканей ротовой полости. Показано, что изменение концентрации веществ-хромофоров, по мере развития воспалительного процесса, обуславливает динамику оптико-физических свойств тканей пародонта и, следовательно, возможность применения оптических методов для обнаружения областей воспаления в тканях ротовой полости.

Исследование выполнено при поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации в рамках реализации ФЦП «Научные и научно-педагогические кадры инновационной России» на 2009 – 2013 годы, Соглашение № 14.В37.21.0579 от 10 августа 2012 года.

## Список литературы

1. Мюллер Х.-П. Пародонтология: пер. с нем. Львов: ГалДент, 2004. 256 с.
2. Цепов Л.М., Николаев А.И., Михеева Е.А. Диагностика, лечение и профилактика заболеваний пародонта. 3-е изд., испр. и доп. М.: МЕДпресс-информ, 2008. 272 с.
3. Феди П., Вернино А., Грей Д. Пародонтологическая азбука: пер. с англ. / пер. А. Островского, Е. Ханина. М.: Издательский дом «Азбука», 2003. 293 с.
4. Орехова Л.Ю. и др. Заболевания пародонта. М.: Поли Медиа Пресс, 2004. 432 с.
5. Аверьянов П.Ф., Чиж А.Г. Основы общей патологии. М.: Изд-во «Феникс», 2008. 256 с.
6. Пушкарева А.Е. Методы математического моделирования в оптике биоткани: учеб. пособие. СПб: СПбГУ ИТМО, 2008. 103 с.
7. Оптическая биомедицинская оптика: пер. с англ. В 2 т. Т. 1 / под ред. В.В. Тучина. М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. 560 с.
8. Тучин В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. М.: ФИЗМАТЛИТ, 2010. 500 с.
9. Hale G.M., Querry M.R. Optical Constants of Water in the 200-nm to 200- $\mu$ m Wavelength Region // Applied Optics. 1973. Vol. 12, no. 3. P. 555-563.
10. Friebel M. Determination of optical properties of human blood in the spectral range 250 to 1100 nm using Monte Carlo simulations with hematocrit-dependent effective scattering phase functions // Journal of Biomedical Optics. 2006. Vol. 11, no. 3. Art no. 034021.
11. Башкатов А.Н., Генина Э.А., Кочубей В.И., Тучин В.В. Оптические свойства склеры глаза человека в спектральном диапазоне 370–2500 нм // Оптика и спектроскопия. 2010. Т. 109, № 2. С. 226-234.
12. Grosenick D., Wabnitz H., Rinneberg H.H., Moesta K.T., Schlag P.M. Development of a time-domain optical mammograph and first in vivo applications // Applied Optics. 1999. Vol. 38, no. 13. P. 2927-2943. DOI: 10.1364/AO.38.002927
13. Башкатов А.Н. Управление оптическими свойствами биотканей при воздействии на них осмотически активными иммерсионными жидкостями: дис. ... канд. физ.-мат. наук. Саратов, 2002. 198 с.

14. Генина Э.А., Башкатов А.Н., Тучин В.В., Альтшулер Г.Б., Ярославский И.В.  
Исследование возможности повышения эффективности лазерного удаления татуировок с помощью оптического просветления кожи // Квантовая электроника. 2008. Т. 38, № 6. С. 580-587.



## Use of an infrared diaphanoscopy method for estimating the condition of mouth cavity's soft tissues in dentistry

# 12, December 2013

DOI: 10.7463/1213.0669704

Kolpakov A.V., Makarov A.L., Spiridonov I. N.

Bauman Moscow State Technical University, 105005, Moscow, Russian Federation  
Russia, Moscow, I.M. Sechenov First Moscow State Medical University

[kolpakovalex@yandex.ru](mailto:kolpakovalex@yandex.ru)

[almak@inbox.ru](mailto:almak@inbox.ru)

[ins@bmstu.ru](mailto:ins@bmstu.ru)

This article presents a possibility of applying optical methods - for instance, a method of infrared diaphanoscopy, to detect inflammation in tissues of a mouth cavity at the stage of primary damage. The authors investigated the main exogenous and endogenous factors of inflammatory diseases of mouth cavity tissues, the mechanism of their emergence and expansion; the behavior of tissues' optical and physical properties in the mouth cavity at various stages of inflammation was demonstrated; interrelation of those properties with the change in chromophore concentration with the expansion of the inflammatory process was also revealed.

---

**Publications with keywords:** [infrared transillumination](#), [inflammatory diseases of parodontal tissues](#), [optical and physical properties of parodontal tissues](#)

**Publications with words:** [infrared transillumination](#), [inflammatory diseases of parodontal tissues](#), [optical and physical properties of parodontal tissues](#)

---

### References

1. Müller H.-P. *Parodontologiya* [Periodontics]. Transl. from German. L'vov, GalDent, 2004. 256 p.
2. Tsepov L.M., Nikolaev A.I., Mikheeva E.A. *Diagnostika, lechenie i profilaktika zabolevaniy parodonta* [Diagnosis, treatment and prevention of periodontal disease]. Moscow, MEDpress-inform, 2008. 272 p.
3. Fedi P.F., Vernino A.R., Gray J.L. *The Periodontic Syllabus*. 4<sup>th</sup> ed. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2000. 258 p. (Russ. ed.: Fedi P.F., Vernino A.R., Gray J.L. *Parodontologicheskaya azbuka*. Moscow, Publishing House "Azbuka", 2003. 293 p.).

4. Orekhova L.Yu., et al. *Zabolevaniya parodonta* [Periodontal disease]. Moscow, Poli Media Press, 2004. 432 p.
5. Aver'yanov P.F., Chizh A.G. *Osnovy obshchey patologii* [Fundamentals of general pathology]. Moscow, Feniks, 2008. 256 p.
6. Pushkareva A.E. *Metody matematicheskogo modelirovaniya v optike biotkani* [Mathematical modeling methods in optics of biological tissue]. St. Petersburg, SPbGU ITMO Publ., 2008. 103 p.
7. Tuchin Valery V., ed. *Handbook on Optical Biomedical Diagnostics*. SPIE Press PM107, Bellingham, USA, 2002. 1093 p. (Russ. ed.: Tuchin V.V., ed. *Opticheskaya biomeditsinskaya optika*. In 2 vols. Vol. 1. Moscow, Fizmatlit, 2007. 560 p.).
8. Tuchin V.V. *Lazery i volokonnaya optika v biomeditsinskikh issledovaniyakh* [Lasers and fiber optics in biomedical researches]. Moscow, Fizmatlit, 2010. 500 p.
9. Hale G.M., Querry M.R. Optical Constants of Water in the 200-nm to 200- $\mu$ m Wavelength Region. *Applied Optics*, 1973, vol. 12, no. 3, pp. 555-563.
10. Friebel M. Determination of optical properties of human blood in the spectral range 250 to 1100 nm using Monte Carlo simulations with hematocrit-dependent effective scattering phase functions. *Journal of Biomedical Optics*, 2006, vol. 11, no. 3, art no. 034021.
11. Bashkatov A.N., Genina E.A., Kochubey V.I., Tuchin V.V. Opticheskie svoystva sklery glaza cheloveka v spektral'nom diapazone 370–2500 nm [Optical properties of human sclera in spectral range 370-2500 nm]. *Optika i spektroskopiya*, 2010, vol. 109, no. 2, pp. 226-234. (English translation: *Optics and Spectroscopy*, 2010, vol. 109, no. 2, pp. 197-204. DOI: [10.1134/S0030400X10080084](https://doi.org/10.1134/S0030400X10080084) ).
12. Grosenick D., Wabnitz H., Rinneberg H.H., Moesta K.T., Schlag P.M. Development of a time-domain optical mammograph and first in vivo applications. *Applied Optics*, 1999, vol. 38, no. 13, pp. 2927-2943. DOI: 10.1364/AO.38.002927
13. Bashkatov A.N. *Upravlenie opticheskimi svoystvami biotkaney pri vozdeystvii na nikh osmoticheski aktivnymi immersionnymi zhidkostyami*. *Kand. diss.* [Control of optical properties of biological tissues under the impact of osmotically active immersion liquids. Cand. diss.]. Saratov, 2002.198 p.
14. Genina E.A., Bashkatov A.N., Tuchin V.V., Al'tshuler G.B., Yaroslavskiy I.V. Issledovanie vozmozhnosti povysheniya effektivnosti lazernogo udaleniya tatuировok s pomoshch'yu opticheskogo prosvetleniya kozhi [Possibility of increasing the efficiency of laser-induced tattoo removal by optical skin clearing]. *Kvantovaya elektronika*, 2008, vol. 38, no. 6, pp. 580-587. (English translation: *Quantum Electronics*, 2008, vol. 38, no. 6, pp. 580-587. DOI: [10.1070/QE2008v038n06ABEH013940](https://doi.org/10.1070/QE2008v038n06ABEH013940) ).