

**Список литературы**

1. *Hotra O., Firago V., Kubarko A.* // Acta Physica Polonica. 2014. Vol. 125, № 6. P. 1367–1370.
2. *Firago V., Kubarko A., Hotra A. et al.* // Przegląd Elektrotechniczny Volkova I. R. 92, NR 8/2016. P. 105–108.
3. *Кубарко А.И., Фираго В.А., Лысенко С.А. и др.* // Сб. научн. трудов V Конгресса физиков Беларуси Минск, 27–30 октября 2015 г. С. 172.
4. *Фираго В.А., Кубарко А.И., Волкова И.А.* // Сб. научн. трудов V Конгресса физиков Беларуси Минск, 27–30 октября 2015 г. С. 167–168.
5. *Фираго В.А., Кубарко А.И., Лысенко С.А. и др.* // Матер. X Междунар. научн.-техн. конф. «Квантовая электроника». Минск, 9–13 ноября 2015 г. С. 247–250.
6. *Кубарко А.И., Кубарко Ю.А., Кубарко Н.П. и др.* // Офтальмология. Восточная Европа. 2014. № 4 (23) С.223–231.
7. *Carol Y.C., Ikram M.K., Sabanayagam C. et al.* // Hypertension. 2012. № 60. P. 1094–1103.
8. *Иванов К.П.* // Вестник РАМН. 2014. № 1–2. С. 57–63.
9. *Ильясова Н.Ю.* Системы компьютерного анализа диагностических изображений кровеносных сосудов: дисс. ... д-ра тех. наук. Самара, 2014.
10. *Li J., Zhang X.* // 4<sup>th</sup> International Conference on Bioinformatics and Biomedical Technology IPCBEE 2012. Vol. 29.
11. *Bay H., Tuytelaars T., Gool L.* // Proceedings of the 9th European Conference on Computer Vision. 2006. Vol. 3951, part 1. P. 404–417.
12. *Bekkers E.A., Duits R., Berendschot T. et al.* // Journal of Mathematical Imaging and Vision. 2014, Vol. 49, Iss. 3. P. 583–610.

УДК: 616.314-089.843:615.837.3

**ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ НИЗКОИНТЕНСИВНОГО ИМПУЛЬСНОГО УЛЬТРАЗВУКА НА СМАЧИВАЕМОСТЬ ПОВЕРХНОСТИ ТИТАНОВЫХ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ В ЭКСПЕРИМЕНТЕ**

С.П. РУБНИКОВИЧ, И.С. ХОМИЧ, В.Т. МИНЧЕНЯ\*

*Белорусская медицинская академия последипломного образования  
П. Бровки, 3, корп. 3, Минск, 220013, Беларусь*

*\*Белорусский национальный технический университет  
пр. Независимости 65, 220013, Минск, Беларусь*

*Поступила в редакцию 22 ноября 2016*

Представлены результаты экспериментальных исследований, при которых изучено влияние низкоинтенсивного импульсного ультразвука на смачиваемость поверхности титановых дентальных имплантатов. Исследовали 64 титановых однородных дентальных имплантата. Контрольную группу составили 32 дентальных имплантата без ультразвукового воздействия. В опытную группу вошли 32 дентальных имплантата, на которые воздействовали низкоинтенсивным импульсным ультразвуком.

*Ключевые слова:* низкоинтенсивный импульсный ультразвук, смачиваемость поверхности, остеоинтеграция, дентальные имплантаты, имплантология.

**Введение**

Клинические долгосрочные исследования показали хорошие результаты выживаемости имплантатов, используемых в качестве опор для фиксации несъемных, полных и частичных съемных протезов [1, 2]. Однако применение имплантатов по-прежнему ограничено из-за таких факторов, как недостаточное количество и качество реципиентной кости, системных факторов, курения, старения, а также из-за длительного послеоперационного периода в остеоинтеграции [3, 4]. В этих случаях может произойти раннее отторжение имплантата из-за недостаточной первичной стабильности, или протекать ранние/поздние деструктивные

изменения интерфейса кость/имплантат [5, 6]. В связи с этим быстрая и прочная интеграции имплантата с костной тканью является актуальной проблемой в стоматологии [7, 8]. В последние годы в имплантологии большое внимание уделяется модификации поверхностей имплантатов. Ряд исследований посвящен улучшению молекулярных взаимодействий, а также клеточного ответа на имплантационные биоматериалы для достижения эффективной остеоинтеграции [9]. Различные химические и физические методы (дробеструйная обработка, анодирование, кислотное травление соляной или плавиковой кислотами, плазменное напыление, агрегация биологически активных материалов) были использованы в целях улучшения поверхностных свойств материалов имплантатов [10]. Однако, в конечном итоге площадь контакта имплантата с костной тканью (процент площади интерфейса кость/имплантат) остается на уровне 45–65 %, что значительно ниже идеальных 100 % [11, 12]. Это свидетельствует о необходимости улучшения биоактивности поверхности имплантатов [13–15].

### Теоретический анализ

Среди факторов, влияющих на остеоинтеграцию дентальных имплантатов, таких как топография, химия, смачиваемость и энергия поверхности, наиболее важной является смачиваемость. Смачиваемость – поверхностное явление, возникающее при контакте жидкости с твердой поверхностью в присутствии пара, то есть на границах раздела трех фаз. Смачивание характеризует «прилипание» жидкости к поверхности и растекание по ней. Смачиваемость (смачивание) определяет полноту контакта на границе раздела фаз и создает благоприятные условия для межмолекулярного взаимодействия. При контакте жидкости с твердым телом существуют две возможности взаимодействия молекул и поведения жидкости на поверхности:

1 – молекулы жидкости притягиваются друг к другу сильнее, чем к молекулам твердого тела. В результате силы притяжения между молекулами жидкости собирают ее в каплю. В этом случае жидкость не смачивает поверхность;

2 – молекулы жидкости притягиваются друг к другу слабее, чем к молекулам твердого тела. В результате жидкость стремится прижаться к поверхности, расплывается по ней. В этом случае жидкость смачивает поверхность.

Вместе с морфологией поверхности дентальных имплантатов смачиваемость характеризует поверхностную энергию и может играть важную роль во взаимодействии поверхности с биологическими молекулами, клетками и тканями. Биологический ответ организма сильно зависит от свободной поверхностной энергии и гидрофильности поверхности, что важно для доступности к поверхности имплантата водных биологических жидкостей на ранних стадиях процесса заживления. Исследователями было доказано, что на ранней стадии остеоинтеграции, поверхностная энергия и гидрофильность способны изменять степень адсорбции белка. Вместе с этим смесь белков на поверхности имплантата и их конформационное состояние будут разными, в зависимости от свойств поверхности, таких как, например, способность поверхности связывать воду, что лежит в основе общего наблюдения, что гидрофильные и гидрофобные поверхности связывают белки по-разному. Доказано, что белки хуже и слабее связываются с гидрофобными, чем с гидрофильными поверхностями, кроме того, на очень гидрофильных поверхностях белки связываются гидрофильными частями с поверхностью и с интактными оболочками воды, в то время как на очень гидрофобных поверхностях, белки связываются гидрофобными сегментами с поверхностью, и без задействования водной оболочки [16]. Структура и состояние такого белкового слоя, как полагают, отвечает за взаимодействие поверхности с остеогенными клетками. Непосредственно после имплантации, поверхность имплантатов покрыта слоем белков плазмы, состоящим преимущественно из альбуминов, фибриногена, IgG, фибронектина и фактора фон Виллебранда. Количество и состав, а также степень конформационного состояния адсорбированных белков, регулирует клеточный ответ. Установлено, что взаимодействия между белками и поверхностью имплантата подталкивают экспозицию скрытых белковых структур и последовательностей, которые служат в качестве рецепторов для прикрепления

различных типов клеток, которые затем инициируют реакцию организма на поверхность материала имплантата [14–16].

Основываясь на результатах исследований зарубежных и отечественных ученых, целесообразно осуществлять поиск более совершенных способов и их комбинаций, положительно влияющих на процессы остеоинтеграции дентальных имплантатов.

Цель настоящего исследования: изучить влияние низкоинтенсивного импульсного ультразвука на смачиваемость поверхности титановых дентальных имплантатов.

### Методика и экспериментальная часть

Для эксперимента использовали имплантаты в количестве 64 штук, диаметром 4,2 мм и длиной 11,5 мм, изготовленные из титана Grade 23 (Ti-6Al-4V) (рис. 1). Поверхность имплантатов представлена микро- и нанорельефом топографии, полученной за счет пескоструйной обработки оксидом алюминия (в ходе которой образуются поры размером 20–40 микрон) и последующего процесса двойного кислотного травления при разных температурах (который приводит к формированию микро пор размерностью от 1 до 5 микрон) на заводе производителей (рис. 2).



Рис. 1. Дентальный имплантат

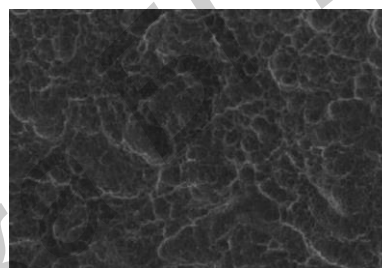


Рис. 2. Поверхность имплантата под микроскопом

Контрольную группу составили 32 дентальных имплантата без ультразвукового воздействия. В опытную группу вошли 32 дентальных имплантата, на которые воздействовали низкоинтенсивным импульсным ультразвуком.

### Результаты и их обсуждение

Для проведения была разработана экспериментальная модель. Модель состояла из ультразвукового аппарата, лабораторного штатива, в котором фиксировалась ультразвуковая насадка с опытным образцом дентального имплантата и крепеж для контрольного имплантата, неподвижно-установленной цифровой фото/видеокамеры. В качестве смачивающего агента был использован стерильный физраствор в чашке Петри, подкрашенный бриллиантовым зеленым (рис. 3).



Рис. 3. Экспериментальная модель

Использование компонентов модели дало возможность статически расположить на горизонтальной поверхности чашку Петри с физиологическим раствором, подкрашенным бриллиантовым зеленым, одновременно равномерно погрузить на одинаковую глубину контрольный и опытный дентальные имплантаты, закрепленные на лабораторном штативе на одном уровне. В процессе погружения опытные образцы дентальных имплантатов подвергали

воздействию низкоинтенсивным импульсным ультразвуком с резонансной частотой 32 кГц в течение 10–15 с. Для озвучивания дентальных имплантатов использовали ультразвуковой аппарат с насадкой, выдающий частоту в диапазоне 22–400 кГц и интенсивность 0,5–2 Вт/см<sup>2</sup>, которая плотно фиксировалась в опытном образце имплантата. В процессе использовали модель, на которой оценивали площадь и время смачиваемости поверхности исследуемых дентальных имплантатов. Для оценки площади смачивания подсчитывали количество витков резьбы дентального имплантата покрытых физиологическим раствором. Время смачивания поверхности оценивали подсчетом времени от начала заполнения первого витка резьбы, контактирующего с жидкостью, до прекращения смачивания (движения жидкости по поверхности). Для визуализации процесса смачивания поверхности испытуемых дентальных имплантатов использовали цифровую видеокамеру с макро съемкой. Проведенные исследования с применением низкоинтенсивного импульсного ультразвука показали, что смачиваемость поверхности всех опытных образцов (32 дентальных имплантата) была 100 %, а смачиваемости контрольных образцов (32 дентальных имплантата) не наблюдали (рис. 4).

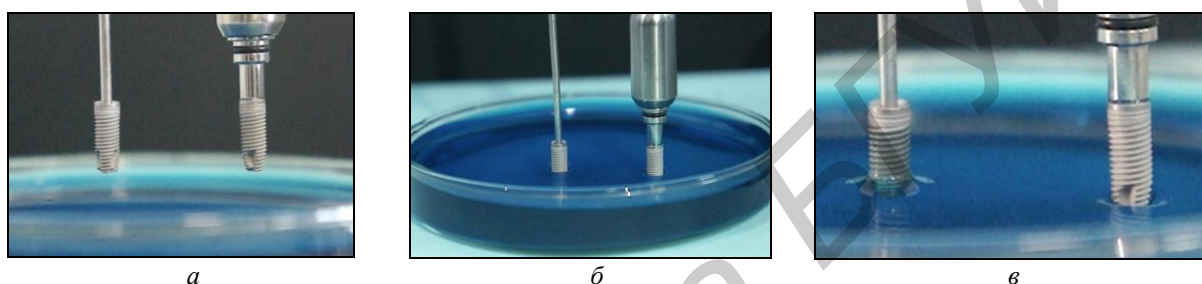


Рис. 4. Дентальные имплантаты: *а* – до контакта с жидкостью; *б* – частично погружены в жидкость; *в* – при воздействии ультразвуком (левый)

### Выводы

Период смачивания поверхности опытных дентальных имплантатов, подверженных воздействию низкоинтенсивным импульсным ультразвуком составил 12 с. Установлено влияние низкоинтенсивного импульсного ультразвука на повышение смачиваемости поверхности дентальных имплантатов, что явилось основой для разработки нового метода дентальной имплантации.

## THE STUDY OF LOW-INTENSITY PULSED ULTRASOUND INFLUENCE ON WETTABILITY OF TITANIUM DENTAL IMPLANTS' SURFACE IN EXPERIMENTAL MODEL

S.P. RUBNIKOVICH, I.S. KHOMICH, V.T. MINCHENYA

### Abstract

The results of experimental studies, the purpose of which was to study the effect of low-intensity pulsed ultrasound on the wettability of the surface of titanium dental implants are described. We studied 64 titanium dental implants. The control group consisted of 32 dental implants without ultra-sonication. The experimental group consisted of 32 dental implants, which were exposed to low-intensity pulsed ultrasound. Studies using low-intensity pulsed ultrasound showed that the wettability of the surface of all the experimental samples (32 dental implant) was 100 %, and the wettability of control samples (32 dental implant) was not observed. Thus the previously unknown property of low intensity pulsed ultrasound enabling the wetting of entire surface of the dental implant was discovered.

*Keywords:* low intensity pulsed ultrasound, surface wettability, osseointegration, dental implants, dental implantology.

**Список литературы**

1. Рубникович С.П. // Стоматолог. Минск. 2015. № 3 (18). С. 29–36.
2. Рубникович С.П., Хомич И.С. // Стоматолог. Минск. 2014. № 1(12). С. 77–86.
3. Рубникович С.П., Хомич И.С. // Стоматолог. Минск. 2014. № 4 (15). С. 56–57.
4. Хомич И.С., Рубникович С.П., Хомич С.Ф. // Стоматолог. Минск. 2014. № 2(13). С. 11–18.
5. Хомич И.С., Рубникович С.П., Хомич С.Ф. // Стоматолог. Минск. 2014. № 3 (14). С. 67–69.
6. Pjetursson B.E., Bragger U., Lang N.P. et. al. // Clin Oral Implants Res. 2007. № 18. P. 97–113.
7. Takeshita F., Murai K., Iyama S. et. al. // J. Periodontol. 1998. № 69. P. 314–320
8. Van Steenberghe D., Jacobs R., Desnyder M. et. al. // Clin Oral Implants Res. 2002. № 13. P. 617–622
9. Moy P.K., Medina D., Shetty V. et. al. // Int J Oral Maxillofac Implants. 2005. № 20. P. 569–577.
10. LeGeros R.Z., Craig R.G. // J. Bone Miner Res. 1993. № 8. P. 583–596.
11. Wennerberg A., Albrektsson T. // Int J. Oral Maxillofac Implants. 2010. № 25. P. 63–74.
12. Anil S., Alghamdi H., Jansen J.A. Implant Dentistry – A Rapidly Evolving Practice. InTech, Rijeka, 2011. P. 83–108
13. Branemark P.I. // Scand J Clin Lab Invest. 1959. № 11. P. 1–82.
14. Потенциал современной науки. 2015. № 5. С. 21–23.
15. Thevenot P, Hu W, Tang L. // Current topics in medicinal chemistry. 2008. № 8. P. 270–280.
16. Rupp F., Scheideler L., Eichler M. et. al. // Int J. Oral Maxillofac Implants. 2011. № 26. P. 1256–1266.

**УДК 615.832.9+577.121**

**ВЛИЯНИЕ ОБЩЕЙ ГАЗОВОЙ КРИОТЕРАПИИ НА ПОКАЗАТЕЛИ ОБЩЕГО И БИОХИМИЧЕСКОГО СОСТАВА КРОВИ СПОРТСМЕНОВ**

Л.А. МАЛЬКЕВИЧ<sup>1</sup>, В.Г. КРЮЧОК<sup>1</sup>, М.Л. ЛЕВИН<sup>2</sup>, А.А. МАХАНЕК<sup>2</sup>, Е.Г. ВОЛКОВА<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Белорусский государственный медицинский университет  
Дзержинского 83, 220116, Минск, Беларусь

<sup>2</sup>Институт тепло- и массообмена НАН РБ<sup>2</sup>  
П. Бровка 15, 220013, Минск, Беларусь

РНИЦ спорта  
<sup>3</sup>Воронянского 50/1, 220007, Минск, Беларусь

Поступила в редакцию 22 ноября 2016

Приведены результаты влияния общей газовой криотерапии (ОГКТ) на показатели общего и биохимического состава крови у спортсменов высокой квалификации. Под влиянием ОГКТ происходит перестройка периферического звена кровообращения, вырабатываются специфические сосудистые реакции, характеризующиеся снижением артериального кровотока и тонуса сосудов, у спортсменов наблюдается улучшение условий микроциркуляции. У ряда спортсменов после окончания основного курса наблюдался эффект последствия – сохранение повышенных показателей функционального состояния. При назначении процедур ОГКТ для достижения их наивысшей эффективности необходимо учитывать индивидуальные особенности спортсменов. ОГКТ способствует повышению спортивной формы, выносливости и ее можно рекомендовать в восстановительный и подготовительный периоды годового тренировочного цикла спортсменов с целью повышения общей физической работоспособности и для профилактики перенапряжения и травматизма.

*Ключевые слова:* общая криотерапия, гемодинамика, общий и биохимический состав крови, физическая работоспособность.

**Введение**

Повышение физической работоспособности представляет собой проблему не только спортивной отрасли, но и общую социальную проблему оздоровления нации, при обеспечении