



АНАЛИЗ ПОВЕРХНОСТИ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ ПОСЛЕ ВОЗДЕЙСТВИЯ НА НИХ ИЗЛУЧЕНИЯ ЛАЗЕРНЫХ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ СИСТЕМ

С.В.Тарасенко, д.м.н., prof_tarasenko@rambler.ru,
Е.А.Морозова, к.м.н., Р.Д.Гарипов, ФГБОУ ВО Первый
МГМУ им. И.М.Сеченова Минздрава России

В стоматологии широко используются имплантируемые материалы. Многие материалы контактируют непосредственно с костной тканью, поэтому структура поверхности дентальных имплантатов играет большую роль. Лазерные методы также активно внедряют в современную стоматологию. Анализ микроповерхности имплантатов различных систем после воздействия на них лазерного излучения с разной длиной волнами по данным сканирующей электронной микроскопии показал, какие медицинские лазеры оказывают наиболее травматичное воздействие на поверхность имплантатов, а какие несут наименьшее повреждение. Это поможет подобрать режим работы медицинских лазеров.

АКТУАЛЬНОСТЬ

В настоящее время дентальная имплантация занимает одно из первых мест в комплексе реабилитации пациентов с вторичным полным или частичным отсутствием зубов. Ежегодно в мире устанавливается более двух миллионов имплантатов, уже в 1990-е годы прошлого столетия общее число таких пациентов достигло 30 миллионов человек. Научные наблюдения и исследования клиницистов демонстрируют хорошие результаты имплантации, позволяющей достичь полноценного восстановления жевательной эффективности, речеобразования и эстетики зубного ряда [1].

Воспаление тканей, окружающих остеointегрированный имплантат, является одной из основных осложнений имплантации. Исследования последних лет свидетельствуют о том, что от 50 до 70% пациентов с дентальными имплантатами страдают заболеваниями пародонта, что в отдаленном послеоперационном периоде может являться причиной потери зубов и имплантатов.

DENTAL IMPLANTS SURFACE ANALYSIS AFTER EXPOSURE TO RADIATION OF LASER DENTAL SYSTEMS

S. V. Tarasenko, MD, prof_tarasenko@rambler.ru,
E. A. Morozova, Ph D., R. D. Garipov, FSBEI HPE
I. M. Sechenov First MSMU of the Ministry of Health Care of Russia

Implantable materials are widely used in dentistry. Many materials come into contact directly with bone tissue, therefore the dental implants surface structure is of great concern. Laser methods are also being actively introduced into modern dentistry. Analysis of the implant microsurface of various systems after exposure to laser irradiation at different wavelengths by the results of scanning electron microscopy showed which medical lasers have the most traumatic impact on the implant surface, and which carry the least damage. This will help to select the mode of medical laser operation.

RELEVANCE

Currently, dental implantation is the leading sphere in the rehabilitation complex of patients with secondary complete or partial absence of teeth (missing teeth). Every year more than two million implants are installed around the world, the total number of such patients reached 30 million people in the 1990s of the last century. Scientific observations and clinical investigations demonstrate good results of implantation, allowing to achieve full restoration of chewing efficiency, speech formation and esthetics of the tooth alignment [1].

Inflammation of the tissues surrounding the osseointegrated implant is one of the implantation's major complications. The studies held in the recent years indicate that 50 to 70% of patients with dental implants suffer from periodontal disease, which in the long-term postoperative period can cause loss of teeth and implants. Therefore, the patients with prosthetic structures on dental implants need regular monitoring to prevent the development of inflammatory complications such as peri-implant mucositis and peri-implantitis. The developed peri-implantitis, having clinical and microbiological symptoms corresponding to symptoms of



Поэтому пациенты с ортопедическими конструкциями на дентальных имплантатах нуждаются в регулярном наблюдении для предотвращения развития таких воспалительных осложнений, как периимплантационный мукозит и периимплантит. Развившийся периимплантит, клиническая и микробиологическая картина которого сравнима с картиной, развивающейся при пародонтите, приводит к сокращению срока службы всей имплантационной конструкции. В связи с этим возрастает роль регулярного проведения профессиональной гигиены. Актуальность проведения качественной профессиональной гигиены возрастает год от года в связи с увеличением количества воспалительных осложнений, приводящих к периимплантиту и потере имплантатов [2–4].

Хороший результат чистки зависит от того, насколько качественно отполированы заводским способом шейки имплантата и насколько плотно подогнаны друг к другу его модули. Первое гигиеническое наблюдение за состоянием протезов на имплантатах должно производиться через месяц после установки постоянной суперконструкции. Должны быть проведены все тесты, контролирующие гигиену полости рта, проводимую пациентом. В случае нахождения на имплантатах или на конструкции протеза загрязнений, они очищаются при помощи низкооборотных наконечников, звуковых инструментов. Чаще всего – это пластмассовые кюреты и нейлоновые щетки. В заключение нужно произвести чистку суперконструкции, фиксированной на имплантатах. Для этого используются ершики, суперфлоссы и резиновые головки. Если супраконструкция съемная, то дополнительно к механической очистке рекомендуется производить чистку ультразвуком. Применение технологии Perio Flow (воздушно-абразивная над- и поддесневая обработка порошком глицина диаметром частиц 25 мкм) (EMS, Швейцария) позволяет удалять биопленку, не нанося видимых повреждений поверхности имплантата [1–6].

Недопустимым является применение грубых металлических инструментов, а также обычных скалеров для снятия зубных отложений с естественных зубов. Их применение приводит к химической инактивации и физическим повреждениям поверхности имплантата. Возможна реакция между металлом инструмента и металлом имплантата, нарушаются инактивирующая пленка на имплантате, приводят к повреждению поверхности имплантата и усилиению образования бляшек на нем.

periodontitis, leads to reduced period of existence of the entire implantation structure. In this regard, the role of regular professional oral hygiene is increasing. The urgency of conducting high-quality professional oral hygiene increases every year due to an increase in the number of inflammatory complications leading to peri-implantitis and loss of implants [2–4].

A good result of cleaning depends on the quality of surface preparation of the implant neck and how tightly the modules are fitted to each other. The first visit after fixation of permanent superstructure to the implants should be planned 1 month after it. Performance of oral hygiene by patient should be controlled with application of tests. When implants or the structure of the prosthesis are contaminated, they are cleaned with low-speed tips and ultrasonic instruments. Plastic curettes and nylon brushes are usually used. In conclusion, it is necessary to clean the superstructure fixed on the implants. Brushes, superflosses and rubber heads are used. If the supraconstruction is removable, it is recommended to clean it with ultrasound in addition to mechanical cleaning. The use of Perio Flow technology (air-abrasive over- and subgingival treatment with glycine powder with a particle size of 25 μm) (EMS, Switzerland) allows the removal of biofilms without causing visible damage to the implant surface [1–6].

It is unacceptable to use coarse metal tools, as well as conventional scalers designed to remove oral debris from natural teeth. Their use leads to chemical inactivation and physical damage to the surface of the implant. A reaction between the metal of the instrument and the implant metal is possible, the inactivating film on the implant is broken, the implant surface is damaged, and the formation of plaques is increased.

Retaining the bone and creating a biological width at the abutment level provide the necessary stimulation of the bone and contribute to a healthy state of the soft tissues. An important function of soft tissue is to protect the underlying bone. In this case, the bone should be stable in order to maintain soft tissue. In this connection, the structure of the dental implants surface is of great importance. Implantable materials are widely used in dentistry. Many materials contact directly with bone tissue. For decades, the scientists have created new surfaces specially designed to improve the interaction between the implant and bone tissue [1, 5, 7, 12].

Using the latest sandblasting and acid etching technology, it is possible to produce clean and



Сохранение кости и создание биологической ширины на уровне абатмента обеспечивают необходимое стимулирование кости и способствуют здоровому состоянию мягких тканей. Важная функция мягких тканей – защищать подлежащую кость. При этом кость должна быть стабильна для того, чтобы поддерживать мягкие ткани. В связи с этим большое значение имеет структура поверхности дентальных имплантатов. Имплантируемые материалы широко используются в стоматологии. Многие материалы контактируют непосредственно с костной тканью. Десятилетиями учеными создаются новые поверхности, специально предназначенные для улучшения взаимодействия между имплантатом и костной тканью [1, 5, 7, 12].

Использование новейших технологий пескоструйной обработки и кислотного травления позволяет изготавливать чистые и пористые поверхности имплантатов таким образом, чтобы обеспечить долгосрочную остеointеграцию дентального имплантата с костной тканью, стабильность имплантата, чтобы максимально продлить срок эксплуатации ортопедической конструкции с опорой на имплантат. Был проведен анализ рынка дентальных имплантатов, широко применяемых в нашей стране. В результате для исследования были отобраны имплантаты систем: "OsseoSpeed, Astra Tech" (Astra Tech, Мёльндал, Швеция), "Biotech" (Экс-ан-Прованс, Франция), Liko (Москва, Россия), "Nobel Active" (Nobel Biocare, Гетебург, Швеция), "Xive TG" (Dentsply friadent, Майнингайм, Германия), "Dentium" (Dentium Co, Сеул, Корея) [1, 5, 8-12].

С приходом в клиническую стоматологию лазеров появилась возможность усовершенствовать технологии профессиональной гигиены в стоматологии. Использование лазеров для профессиональной гигиены включает бактерицидную обработку шейки и верхних колец имплантата, костной ткани и мягких перимплантантных тканей. С этой целью применяются все известные стоматологические лазеры: твердотельные Er:YAG и Nd:YAG – лазеры с длинной волны 2940 нм и 1064 нм. Под действием лазерной энергии Er:YAG-лазера в тканях наблюдается абляция (испарение), в результате которого происходит послойное рассечение тканей. Результатом воздействия Nd:YAG-лазера является гомогенный фототермолиз, поглощение лазерной энергии тканью-мишенью и распространением ее в окружающих тканях в виде тепла на небольшую глубину. Использование лазерного луча позволяет прово-

porous implant surfaces so as to provide long-term osseointegration of the dental implant with bone tissue, stability of the implant, to extend the functioning period of the prosthetic structure with support on the implant. As a result of the marketing, implants of the following systems were selected for this group of dental implants from widely used in our country: OsseoSpeed, Astra Tech (Astra Tech, Möllndal, Sweden), Biotech (Aix-en-Provence, France), Liko (Moscow, Russia), Nobel Active (Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden), Xive TG (Dentsply friadent, Mayneim, Germany), Dentium (Dentium Co, Seoul, Korea) [1, 5, 8-12].

With the introduction of lasers in clinical dentistry, it became possible to improve the technologies of professional oral hygiene in dentistry. The use of lasers for professional oral hygiene includes bactericidal treatment of the neck and implant upper rings, bone tissue and soft peri-implant tissues. All known dental lasers are used to achieve this: solid-state Er:YAG and Nd:YAG lasers with a wavelength of 2940 nm and 1064 nm. Under the impact of the laser energy of the Er:YAG laser, ablation is observed in the tissues, which leads to a layer-by-layer dissection of tissues. The result of the action of the Nd:YAG laser is a homogeneous photothermolysis, the absorption of laser energy by the target tissue and its propagation over the surrounding tissues as a heat to a shallow depth. The use of a laser beam makes it possible to sterilize the bone tissue, implant surfaces protruding above the bone and the inner surface of the peri-implant pocket [6, 13].

Thus, the use of aggressive metal tools and chemical agents for professional oral hygiene adversely affects the surface structure of dental implants. To avoid this, various laser systems are used in dentistry to treat peri-implant pockets during professional oral hygiene and the treatment of mucositis and peri-implantitis. However, no information was found in medical sources concerning the way laser irradiation affects implant surfaces. Advancement of implant surfaces mainly aimed the goal of better and more predictable osseointegration, rather than surface resistance to chemical and physical agents that would be used for professional hygiene. This issue is not sufficiently developed. The use of modern surgical laser technologies probably could contribute to solving this problem. However, the rationale for this requires further research in this direction.

The aim of the investigation was to compare the microstructure of the surface of the implants of



Таблица 1. Распределение образцов имплантатов по группам исследования в зависимости от способа воздействия
Table 1. Distribution of implant samples by study groups depending on the method of treatment

Тип лазера Laser type	CO ₂		Er-YAG		Nd:YAG – КТР		Nd: YAG		ИРЭ-полюс IRE-Polyus	
Мощность лазерного излучения, Вт Laser radiation power, W	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2
Группа имплантов Implant group	№ 1		№ 2		№ 3		№ 4		№ 5	
Подгруппа имплантов Implant sub-group	№ 1a	№ 1b	№ 2a	№ 2b	№ 3a	№ 3b	№ 4a	№ 4b	№ 5a	№ 5b
Osseospeed, Astra tech	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Biotech BIS-Conic	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Liko	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Nobel Active	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Xive TG	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Dentium	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Всего имплантов (шт) Total (pcs.)	60									

дить стерилизацию костной ткани, поверхности имплантата, выступающие над костной тканью, и стерилизацию внутренней поверхности перимплантантного кармана [6, 13].

Итак, использование для проведения профессиональной гигиены агрессивных металлических инструментов и химических агентов неблагоприятно влияет на структуру поверхности дентальных имплантатов. Во избежание этого в стоматологии используются различные лазерные системы для обработки переимплантантных карманов при профессиональной гигиене и лечении мукозита

different systems after laser exposure at different wavelengths.

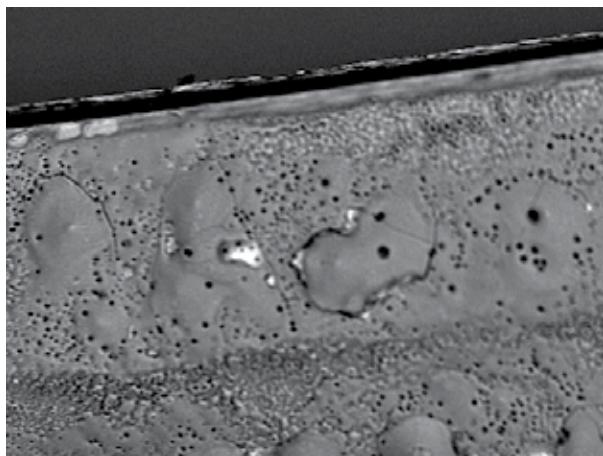
MATERIALS AND METHODS

The following dental laser systems were used in the research: Er:YAG DEKA Smart 2940D plus, Nd:YAG DEKA "Smarti A10" performed based on YAG technology (yttrium aluminum garnet), emitting light of infrared spectrum with a wavelength of 2940 nm and 1064 nm respectively; "Smart US20D" DEKA laser system (Italy), with a wavelength of 10600nm (CO₂); Smart Lite DEKA (Italy) laser system with a

Таблица 2. Шкала баллов для определения степени разрушений микрорельефа поверхности имплантата при неоднородном разрушении

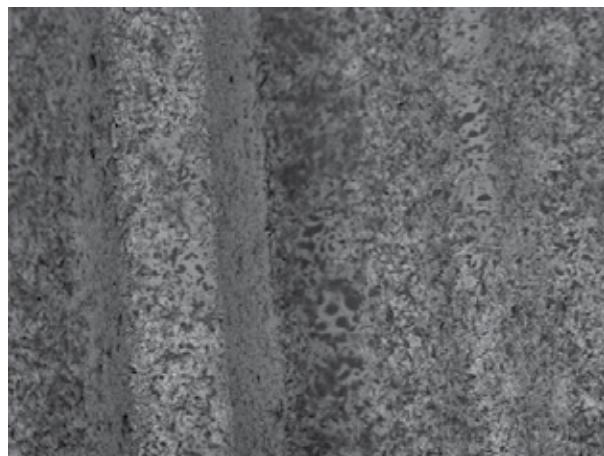
Table 2. Score scale for determining the degree of destruction of the microrelief of the implant surface when it is unevenly destructed

Серия/№ Ser. No.	Балл Score	Количество дефектов (относится к испытуемой поверхности площадью 468×237 мкм ²) Number of defects (refers to the test surface area of 468×237 μm ²)
1	0	Нет, т. е. дефекты не проявляются / No, i.e. defects are not observed
2	1	Очень малое, т. е. несколько едва заметных дефектов / Very small, i.e. a few subtle defects
3	2	Малое, т. е. значительное количество мелких дефектов / Small, i.e. a significant number of minor defects
4	3	Среднее, т. е. среднее количество дефектов / Average, i.e. average number of defects
5	4	Значительное, т. е. большое количество дефектов / Significant, i.e. large number of defects
6	5	Большое, т. е. сплошные дефекты поверхности / Major, i.e. continuous surface defects



200 мкм / 200 µm

Рис.1. Поверхность имплантата "Nobel Active" после воздействия излучения CO_2 -лазера ($P=1 \text{ Вт}$)
Fig. 1. "Nobel Active" implant surface after exposure to CO_2 -laser irradiation ($P=1 \text{ W}$)

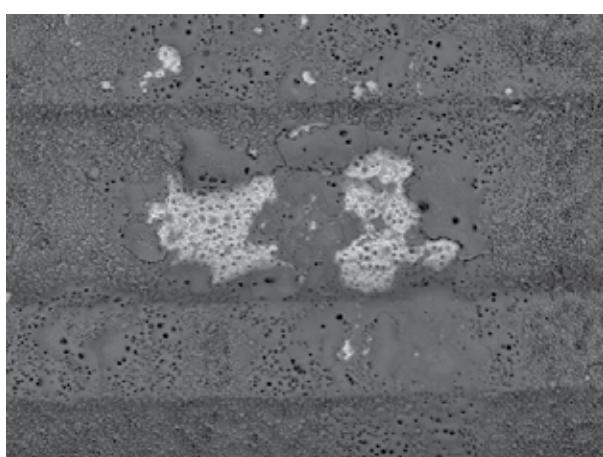


200 мкм / 200 µm

Рис.3. Поверхность имплантата "Biotech BIS-Conic" после воздействия излучения Er:YAG-лазера ($P=1 \text{ Вт}$)
Fig. 3. "Biotech BIS-Conic" implant surface after exposure to Er:YAG-laser irradiation ($P=1 \text{ W}$)

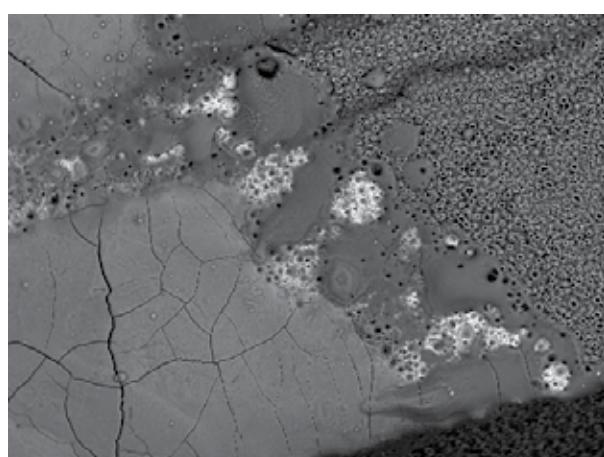
и периимплантита. Однако в литературе мы не обнаружили сведений о том, как лазерное излучение влияет на поверхности имплантатов. Ведь ученые при разработке поверхностей в основном были озабочены проблемами остеointеграции, а не резистентности поверхности к химическим и физическим агентам, которые будут использованы при профессиональной гигиене. Эта тема недостаточно разработана. Применение совре-

wavelength of 532 nm (Nd: YAG-CTr); laser device LSP "IRE-Polyus" (Russia), with a wavelength of 970 nm. Implants of the following systems were used as the object of the study: OsseoSpeed, Astra Tech (Astra Tech, Möllndal, Sweden), Biotech (Aix-en-Provence, France), Liko (Moscow, Russia), Nobel Active (Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden), Xive TG (Dentsply friadent, Maingheim, Germany), Dentium (Dentium Co, Seoul, Korea). The samples of implants were



400 мкм / 400 µm

Рис.2. Поверхность имплантата "Nobel Active" после воздействия излучения CO_2 -лазера ($P=2 \text{ Вт}$)
Fig. 2. "Nobel Active" implant surface after exposure to CO_2 -laser irradiation ($P=2 \text{ W}$)



200 мкм / 200 µm

Рис.4. Поверхность имплантата "Nobel Active" после воздействия излучения Nd:YAG-KTP-лазера ($P=2 \text{ Вт}$)
Fig. 4. "Nobel Active" implant surface after exposure to Nd:YAG-KTP-laser irradiation ($P=2 \text{ W}$)

менных хирургических лазерных технологий,казалось бы, может способствовать решению этой проблемы. Однако обоснование этого требует проведения дальнейших исследований в данном направлении.

Целью исследования стало сравнение параметров микроструктуры поверхности имплантатов, используемых в отечественной практике, после воздействия на них лазерного излучения разных длин волн.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В работе использованы следующие стоматологические лазерные системы: Er:YAG DEKA "Smart 2940D plus", Nd:YAG DEKA "Smarti A10" выполненные по технологии YAG (иттрий алюминиевый гранат), излучающие в ИК-спектре на длинах волн 2940 нм и 1064 нм соответственно; лазерную систему "Smart US20D" DEKA (Италия), с длинной волны 10600 нм (CO_2); лазерную систему "Smart Lite" DEKA (Италия), с длинной волны 532 нм (Nd:YAG-KTP); лазерный аппарат ЛСП "ИРЭ-Полюс" (Россия), с длинной волны 970 нм. В качестве объектов для исследования использовали имплантаты систем: "OsseoSpeed, Astra Tech" (Astra Tech, Мёльндаль, Швеция), "Biotech" (Экс-ан-Прованс, Франция), Liko (Москва, Россия), "Nobel Active" (Nobel Biocare, Гетебург, Швеция), "Xive TG" (Dentsply friadent, Майнингейм, Германия), "Dentium" (Dentium Co, Сеул, Корея). Образцы имплантатов были распределены по группам исследования в зависимости от способа воздействия. Всего было исследовано 5 групп образцов (табл.1).

С помощью хирургических лазеров воздействовали на поверхность имплантатов точечно в течение 1 секунды мощностью 1 Вт и 2 Вт. Для анализа микрорельефа поверхности имплантатов использовали метод сканирующей электронной микроскопии. Образцы помещали на графитовый скотч, который с другой стороны фиксировали на алюминиевый столик. Подготовленный таким образом образец помещали в рабочую камеру сканирующего электронного микроскопа (СЭМ) LEO 1420 (VP). Анализ осуществлялся как в точке размером 2–5 мкм, так и по произвольно задаваемой площади. Определение интенсивности и количества дефектов при неоднородном разрушении производили по цифровой шкале в баллах от 0 до 5, где 0 обозначает отсутствие дефектов, а 5 – наличие сильного повреждения покрытия; баллы от 1 до 4 – промежуточные степени разрушения (табл.2). Балльную оценку разрушений микрорельефа поверхности имплантата после воздействия лазерного излуче-

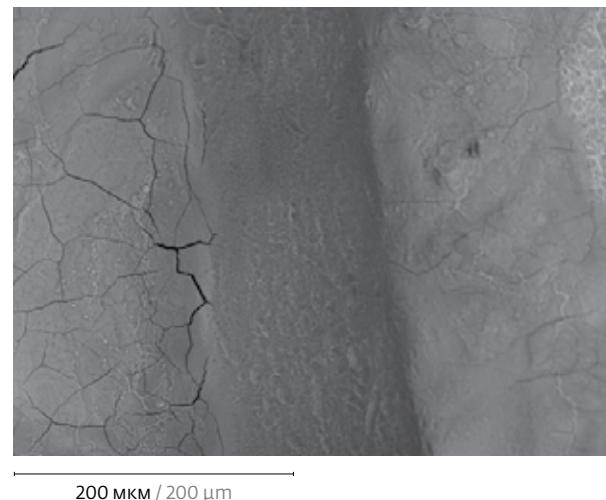


Рис.5. Поверхность имплантата "Liko" после воздействия излучения Nd:YAG-лазера ($P = 1 \text{ Вт}$)

Fig. 5. "Liko" implant surface after exposure to Nd:YAG-laser irradiation ($P=1 \text{ W}$)

divided into study groups depending on the method of exposure. In total, 5 groups of samples were examined (Table 1).

The surface of the implants was exposed using surgical lasers point-wise for 1 second with a power of 1W and 2W. The scanning electron microscopy method was used for the analysis of the microrelief of the implant surface. The samples were placed on a graphite tape, which was fixed to the aluminum table



Рис.6. Поверхность имплантата "Xive TG" после воздействия излучения Nd:YAG-лазера ($P = 2 \text{ Вт}$)

Fig. 6. "Xive TG" implant surface after exposure to Nd:YAG-laser irradiation ($P=2 \text{ W}$)

ния выполняли сравнением с интактной поверхностью имплантатов.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

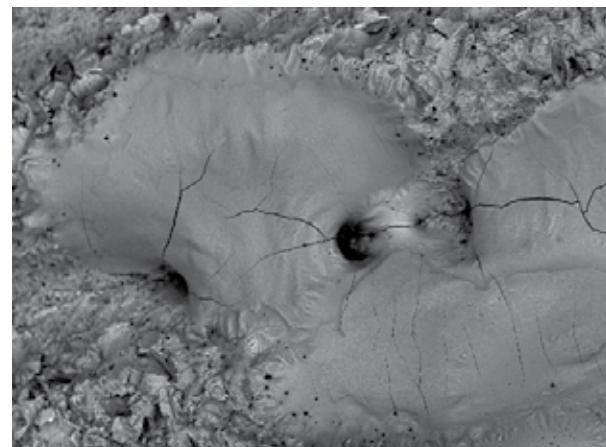
При изучении поверхности имплантатов по данным сканирующей электронной микроскопии после излучения CO₂-лазером мощностью 1 Вт в большей степени пострадала поверхность имплантата "Nobel Active" (рис.1), на поверхности умеренное количество пузырей, хаотично расположенных трещин, местами наблюдалось отслаивание покрытия имплантата, структура поверхности других имплантатов осталась интактной.

При увеличении мощности CO₂-лазера до 2 Вт признаки повреждения разной степени выявлены на всех образцах в виде мелких пузырей, вздутий, незначительного количества хаотично расположенных трещин, отслаиваний и вапоризации покрытия имплантата с образованием дефектов поверхности (рис.2).

После воздействия Er: YAG-лазера мощностью 1 Вт пострадали только два образца "Biotech BIS-Conic" (рис.3) и "Nobel Active", в меньшей и большей степени соответственно, значительное количество дефектов на поверхности образца "Nobel Active" - вздутия, растрескивание, отслаивание, вапоризация поверхности с образованием сплошного дефекта микрорельефа имплантата. При мощности 2 Вт отмечаются повреждения всех образцов имплантатов разной степени от нескольких едва заметных дефектов до сплошных дефектов поверхности.

Самое мягкое лазерное излучение на поверхности образцов оказывал лазер Nd:YAG-KTP (разновидность неодимового лазера), при мощности 1 Вт пострадала поверхность образца "Nobel Active", на поверхности незначительное количество мелких пузырей. Однако при увеличении мощности 2 Вт незначительно пострадали два образца "Dentium" и "Liko", на поверхностях едва заметные дефекты в виде пузырей, и значительно пострадала поверхность образца имплантата "Nobel Active", наблюдается расплавление, растрескивание с образованием дефектов поверхности.

Самым агрессивным оказалось воздействие лазерного излучения Nd:YAG-лазера в режиме абляции, которое используется в клинике. После воздействия неодимовым лазером мощностью 1 Вт интактных образцов не было. Степень разрушения микрорельефа характеризуется наличием от значительного количества мелких дефектов до сплошных дефектов поверхности, отмечается плавление, вздутие и растрескивание поверхности

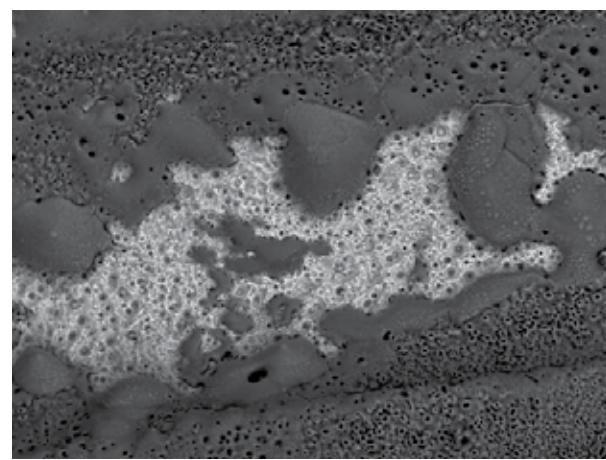


200 мкм / 200 μm

Рис.7. Поверхность имплантата "OsseoSpeed, Astra Tech" после воздействия излучения лазера ЛСП "ИРЭ-Полюс" мощностью 2 Вт

Fig. 7. "OsseoSpeed, Astra Tech" implant surface after exposure to LSP "IRE-Polyus"-laser irradiation ($P=2\text{ W}$)

with the other side. The sample prepared in this way was placed in the working chamber of the scanning electron microscope (SEM) LEO 1420 (VP). The analysis was carried out both at a 2–5 micrometer point and at an arbitrarily specified area. Determination of the intensity and number of defects in the case of nonuniform fracture was performed on a digital



200 мкм / 200 μm

Рис.8. Поверхность имплантата "Nobel Active" после воздействия излучения лазера ЛСП "ИРЭ-Полюс" мощностью 2 Вт

Fig. 8. "Nobel Active" implant surface after exposure to LSP "IRE-Polus" laser irradiation ($P=2\text{ W}$)

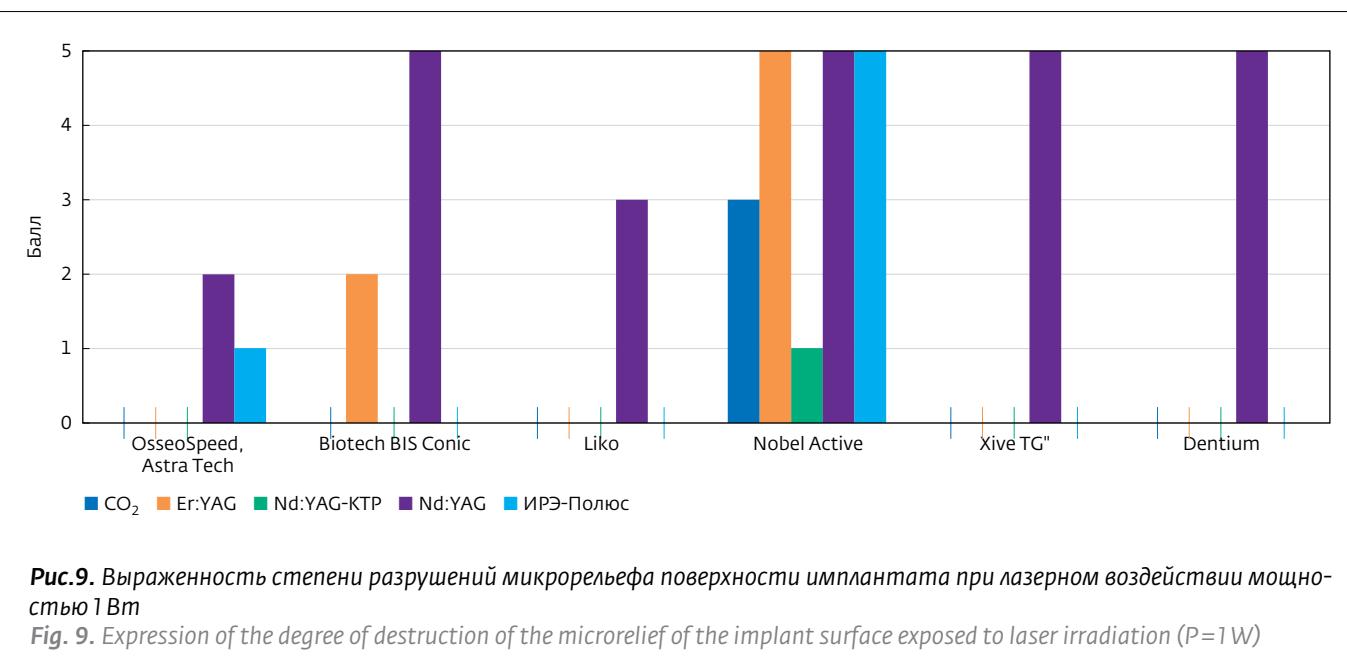


Рис.9. Выраженность степени разрушений микрорельефа поверхности имплантата при лазерном воздействии мощностью 1 Вт

Fig. 9. Expression of the degree of destruction of the microrelief of the implant surface exposed to laser irradiation ($P=1\text{W}$)

образцов имплантатов (рис.5). При увеличении мощности до 2 Вт излучение Nd:YAG-лазера приводит к сплошным дефектам поверхности: плавлению, растрескиванию, отслоению покрытия имплантата и вапоризации поверхности образцов имплантатов с обнажением металла (рис.6).

Воздействие лазерного излучения отечественного диодного лазера ИРЭ-Полюс в клиническом режиме абляции привело к незначительным разрушениям поверхности образцов "OsseoSpeed, Astra Tech" и "Nobel Active" в виде мелких пузырей.

scale in scores 0 to 5, where 0 indicates the absence of defects, and 5 indicates the presence of a strong damage to the coating; scores 1 to 4 – intermediate degrees of destruction (Table 2). A score system of the destruction of the microrelief of the implant surface after exposure to laser irradiation was performed by comparison with the intact surface of the implants.

RESULTS AND DISCUSSION

When studying the surface of implants according to scanning electron microscopy after radiation

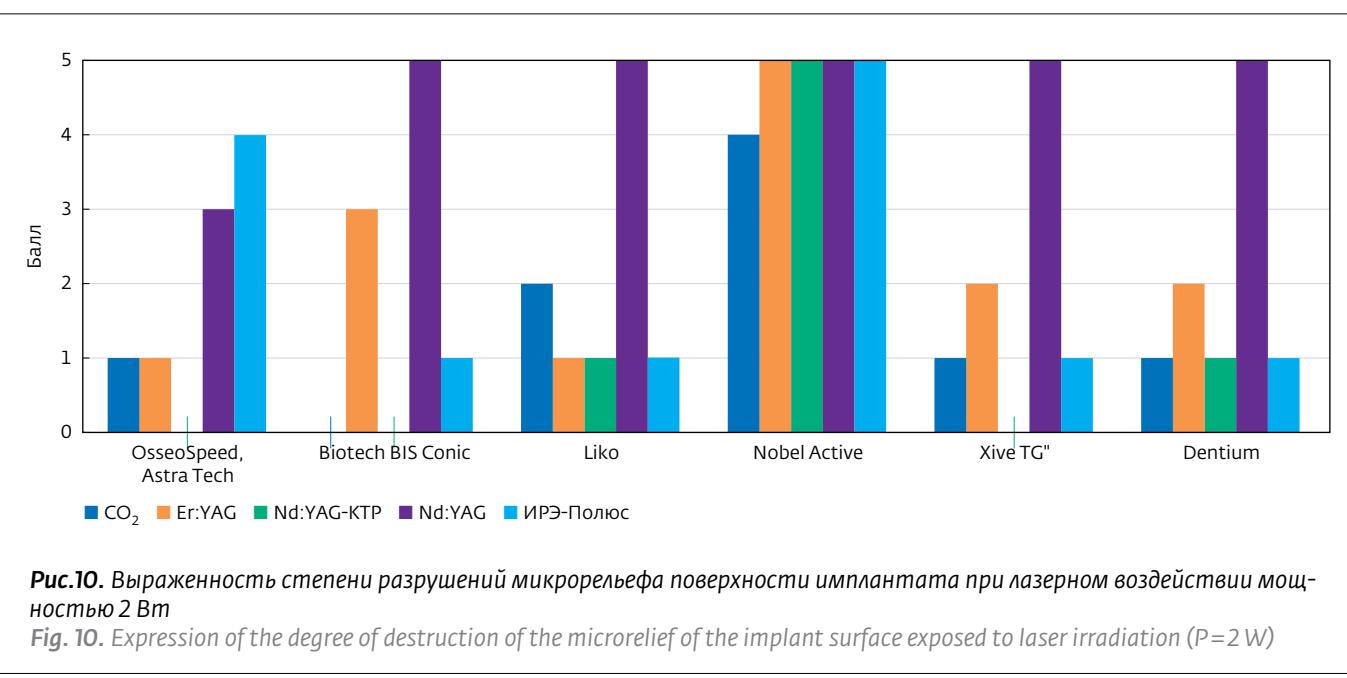


Рис.10. Выраженность степени разрушений микрорельефа поверхности имплантата при лазерном воздействии мощностью 2 Вт

Fig. 10. Expression of the degree of destruction of the microrelief of the implant surface exposed to laser irradiation ($P=2\text{W}$)



К более значительным разрушениям поверхностей этих образцов (рис.7) привело увеличение мощности до 2 Вт, остальные образцы практически не пострадали (рис.8).

В результате экспериментального исследования данные сканирующей электронной показали достоверные различия параметров поверхности. Наибольшая степень разрушения микрорельефа поверхности имплантатов выявляется при воздействии излучения Nd:YAG-лазера и минимальные или отсутствие повреждений поверхностей при воздействии излучения Nd:YAG-KTP-лазера. При лазерном излучении мощностью 1 Вт определяется наименьшее количество вздутий, рас тресканий и расслаиваний на поверхности имплантатов при использовании Nd:YAG-KTP, CO₂- и полупроводникового ИРЭ-Полюс лазеров и наибольшее количество повреждений при воздействии Nd:YAG- и Er:YAG-лазеров (рис.11).

При лазерном воздействии мощностью 2 Вт агрессивное влияние излучения наблюдается при воздействии Nd:YAG- и Er:YAG-лазеров в виде полного расправления верхнего слоя поверхностей имплантатов и меньшее разрушающее воздействие при излучении Nd:YAG-KTP-, диодного лазера ИРЭ-полюс и CO₂-лазера (рис.12).

with 1 W CO₂-laser, the surface of the Nobel Active implant was more damaged (Fig. 1), there was a moderate amount of bubbles, chaotically located cracks, in some places there was a peeling of the implant coating, the structure of the surface of other implants remained intact.

When the power of CO₂ laser was increased to 2 W, the signs of damage of various degrees were revealed on all samples in the form of small bubbles, blisters, a small number of chaotically located cracks, flakes and vaporization of the implant coating with the formation of surface defects (Fig. 2).

After the impact of the 1 W Er: YAG laser, only two samples, Biotech BIS-Conic (Fig. 3) and Nobel Active, were affected, to a lesser or greater extent, respectively, a significant number of defects on the surface of the Nobel Active sample - swelling, cracking, flaking, vaporization of the surface with the formation of a continuous defect in the microrelief of the implant. At a power of 2 W, damage to all implant samples ranged from a few subtle defects to continuous surface defects is noted.

The softest laser irradiation on the sample surface was provided by the Nd:YAG-KTP laser (a kind of neodymium laser), at a power of 1 W, the surface of the Nobel Active sample was damaged, a small



Данные сканирующей электронной микроскопии показали достоверные различия. Наибольшее повреждение поверхности имплантатов были выявлены при воздействии Nd:YAG лазера и минимальные или отсутствие повреждений при воздействии лазерного излучения Nd:YAG-KTP. При воздействии мощностью 1 Вт наименьшее повреждающее действие было выявлено при использовании Nd:YAG-KTP, CO₂-лазера и диодного лазера ИРЭ-Полюс, наибольшее при воздействии Nd:YAG- и Er:YAG-лазера. При мощности 2 Вт агрессивное влияние лазерного излучения было выявлено при воздействии Nd:YAG- и Er:YAG-лазеров, а меньшее воздействие Nd:YAG-KTP-, диодного лазера ИРЭ-полюс и CO₂-лазера.

ВЫВОДЫ

Данные сканирующей электронной микроскопии свидетельствуют о том, что все исследованные лазерные системы могут успешно использоваться для профессиональной гигиены у пациентов с установленными дентальными имплантатами. Однако следует учитывать, что наиболее травматичное воздействие на поверхность имплантатов оказывает излучение Nd:YAG- и Er:YAG- лазеров. Это свидетельствует, что эти лазеры можно использовать для профессиональной гигиены при меньшей мощности излучения – до 1 Вт. Наименьшее повреждающее воздействие на поверхность имплантата выявлено при излучении Nd:YAG-KTP-, лазера в установке ИРЭ-Полюс и CO₂-лазера. Мощность этих лазеров при профессиональной гигиене может быть выше 1 Вт.

ЛИТЕРАТУРА

1. Branemark P.I., Engstrand P., Branemark N. A new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. – Clin. Implant Dent. Relat. Res. 1999;1(1):2-16.
2. Тарасенко С.В., Морозова Е.А. Применение диодного лазера в хирургической стоматологии. – Лечение и профилактика. 2016, № 2(18), с. 98-103.
3. Трунин Д.А., Лобанов А.А., Кириллова В.П., Федорина Т.А. Морфологическая оценка воздействия неодимового (ND:YAG 1064 нм) лазера на ткани пародонта. – Стоматология, 2008, № 5, с. 27-30.
4. Уингроув С.С. Профессиональная гигиена в области имплантатов и лечение перимплантитов. /перевод с англ. Кутепова С.А. – М.: ООО "Таркомм", 2004.
5. Ушаков А.И. Исследование поверхностей имплантатов различных производителей. – Обзорение стоматология. 2014, № 3 (83), с. 20-23.
6. Спокойный Л.Б., Махоня Д.В. Fidelis hlus – лучшая в мире лазерная система для стоматологии (Er:YAG + Nd:YAG). – Стоматолог-практик, 2009, № 2, с. 18-22.

number of small bubbles appeared on the surface. However, with an increase in power to 2W, two samples, Dentium and Liko, suffered insignificantly, barely noticeable defects in the form of bubbles on the surfaces, and the surface of the Nobel Active implant sample was significantly damaged, melting, cracking with formation of surface defects was observed (Fig. 4).

The most aggressive was the effect of the Nd:YAG laser irradiation in ablation mode, which is used in the clinic. After exposure to a 1 W neodymium laser, there were no intact samples. The degree of destruction of the microrelief is characterized by the range of effects from presence of a significant number of small defects to continuous surface defects, such as melting, blistering and cracking of the surface of the implant samples (Fig. 5). When the power was increased to 2 W, the Nd:YAG laser irradiation led to continuous surface defects: melting, cracking, exfoliation of the implant coating and vaporization of the surface of the implant samples with metal exposure (Fig. 6).

The effect of laser irradiation from the domestic IREE-Polus diode laser in the clinical mode ablation led to a slight disruption of the surface of "OsseoSpeed, Astra Tech" and "Nobel Active" in the form of small bubbles. More significant destruction of the surfaces of these samples (Fig. 7) was observed after increase in power to 2 W, the remaining samples practically did not suffer (Fig. 8).

As a result of the experimental study, the scanning electron data showed significant differences. The greatest degree of destruction of the microrelief of the implant surface is revealed when exposed to Nd:YAG laser irradiation and minimal or no damage to surfaces when exposed to Nd:YAG-KTP laser radiation. With 1 W laser radiation, the least amount of blistering, cracking and delamination on the surface of implants is determined using Nd:YAG-KTP, CO₂- and semiconductor IRE-Polus lasers, and the greatest amount of damage was registered when exposed to Nd: YAG and Er: YAG lasers (Fig. 9).

With 2 W laser exposure, the aggressive influence of irradiation is observed under the influence of Nd:YAG and Er:YAG lasers in the form of complete opening of the upper layer of implant surfaces and a less destructive effect from the irradiation of Nd:YAG-KTP-, IRE-Polus diode laser and CO₂-laser (Fig. 10).

The data of scanning electron microscopy showed significant differences. The greatest damage to the implant surface was detected by exposure to the



7. **Цыганков А.И.** Состояние и развитие современных технологий обработки поверхности дентальных имплантатов. – Вестник Пензенского государственного университета, 2013, № 2, с. 112–117.
8. **Davidas J. P.** Looking for a new international standard for characterization, classification and identification of surfaces in implantable materials: the long march for the evaluation of dental implant surfaces has just begun. –POSEIDO Journal, 2014, № 2(1), p.1–5.
9. **Ehrenfest D.M., Coelho P.G., Kang B.S., Sul Y.T., Albrektsson T.** Classification of osseointegrated implant surfaces: materials, chemistry and topography. – Trends Biotechnol., 2010, № 28(4), p.198–206.
10. **Ehrenfest D. D. M., Del Corso M., Kang S., Leclercq Ph., Mazor Z., Horowitz R.A., Russe Ph., Oh H.-K., Zou, D.-R., Shibli J.A., Wang H.-L., Bernard J.-P., Byung G.S.** Identification card and codification of the chemical and morphological characteristics of 62 dental implant surfaces. Part 5: chemically coated surfaces (Group 3, coating) and implant collar surfaces (Group 4, collar). –POSEIDO Journal, March 2014, v.2, is. 1, p.33.
11. **Albrektsson T., Wennerberg A.** Oral implant surfaces: Part 1-review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. – Int. J. Prosthodont., 2004, № 17(5), p.536–43.
12. **Albrektsson T., Wennerberg A.** Oral implant surfaces: Part 2—review focusing on clinical knowledge of different surfaces. – Int. J. Prosthodont., 2004, № 17(5), p.544–64.
13. **Mangano C., Piattelli A., Raspanti M., Mangano F., Cassoni A., Iezzi G., Shibli J.** A Scanning electron microscopy (SEM) and X-ray dispersive spectrometry evaluation of direct laser metal sintering surface and human bone interface: a case series. – Lasers Med. Sci., 2011, № 26., p133–138.

Nd:YAG laser and minimal or no damage when exposed to Nd:YAG-KTP laser irradiation. When 1 W power was applied, the smallest damaging action was detected using Nd:YAG-KTP, CO₂-laser and IRE-Polyus diode laser, and the largest – when exposed to the Nd:YAG and Er:YAG lasers. At a power of 2 W, the aggressive influence of laser irradiation was detected for the Nd:YAG and Er:YAG lasers, and a smaller effect was detected for the Nd:YAG-KTP, IRE-Polyus diode laser and CO₂-laser.

CONCLUSIONS

The data of scanning electron microscopy states (or proves) that all the laser systems that were used in the investigation can be successfully applied for professional oral hygiene in patients with dental implants. However, it should be borne in mind that the most traumatic effect on the implant surface is provided by the irradiation of Nd:YAG- and Er:YAG lasers. This indicates that these lasers can be used for professional oral hygiene at a lower radiation power – up to 1 W. The smallest damaging effect on the implant surface was revealed by the emission of Nd:YAG-KTP, IRE-Polyus laser and CO₂-laser. The power of these lasers for use in professional oral hygiene can be above 1 W.