

ЛАЗЕРНАЯ МЕДИЦИНА



LASER MEDICINE



2024 / Том (Vol) 28 / № 1

ФОТОСЕНСИБИЛИЗАТОРЫ НОВОГО ПОКОЛЕНИЯ ДЛЯ ФОТОДИНАМИЧЕСКОЙ ТЕРАПИИ



«ФОТОДИТАЗИН®» концентрат для приготовления раствора для инфузий — лекарственное средство (РУ № ЛС 001246 от 18.05.2012 г.)

«ФОТОДИТАЗИН®» гель — изделие медицинского назначения (РУ № ФСР 2012/13043 от 03.02.2012 г.)

«ФОТОДИТАГЕЛЬ®» — косметическое средство (ДС ЕАЭС № RU Д-РУ.НВ42.В.06108/20 от 24.09.2020 г.)

Препараты применяются для флюоресцентной диагностики и фотодинамической терапии злокачественных новообразований, а также патологий неонкологического характера в следующих областях медицины:

- | | |
|------------------------|--------------------|
| ✓ гинекология | ✓ ортопедия |
| ✓ урология | ✓ комбустиология |
| ✓ нейрохирургия | ✓ гнойная хирургия |
| ✓ торакальная хирургия | ✓ дерматология |
| ✓ офтальмология | ✓ косметология |
| ✓ травматология | ✓ стоматология |

www.fotoditazin.com
www.фотодитазин.рф

ООО «ВЕТА-ГРАНД»

123056, г. Москва, ул. Красина, д. 27, стр. 2

Тел.: +7 (499) 250-40-00, +7 (929) 971-44-46

E-mail: veta-grand@mail.ru



@FOTODITAZIN



@FOTODITAGEL_FDT



ISSN 2071-8004; DOI: <https://doi.org/10.37895/2071-8004-2023-27-4>

НАУЧНО-ПРАКТИЧЕСКИЙ ЖУРНАЛ
SCIENTIFIC AND CLINICAL JOURNAL

ЛАЗЕРНАЯ МЕДИЦИНА

L A Z E R N A Y A M E D I C I N A



LASER MEDICINE

Журнал основан в 1997 году
The magazine was founded in 1997

Учредитель:
ФГБУ «Научно-практический
центр лазерной медицины
им. О.К. Скобелкина
ФМБА России»
Москва, Россия

Founder:
Skobelkin Scientific
and Practical Center
for Laser Medicine
of FMBA of Russia
Moscow, Russia

2024 / Том (Vol.) 28 / № 1

ЛАЗЕРНАЯ МЕДИЦИНА – научно-практический рецензируемый журнал. Основан в 1997 г. Выходит 4 раза в год. К публикации принимаются теоретические, экспериментальные и клинические статьи по проблемам лазерной медицины, подготовленные в соответствии с правилами для авторов, размещенными в конце номера и на сайте журнала.

Регистрационный ПИ № ФС 77-69450 (14 апреля 2017 г.).
В регистре ISSN (International Standard Serial Number) зарегистрирован под названием Lazernaâ medicina, сокращенно Lasern. med. ISSN 2071-8004.
Подписной индекс в Объединенном каталоге «Пресса России» – 43176.

Журнал включен ВАК РФ в перечень ведущих рецензируемых научных журналов и изданий, в которых должны быть опубликованы основные научные результаты диссертации на соискание ученой степени доктора и кандидата наук.

Журнал включен в Russian Science Citation Index (RSCI): Импакт-фактор журнала 0,442.
Журнал индексируется в базах данных: Академия Google (Google Scholar), СОЦИОНЕТ, NLM Catalog, ВИНТИ, WorldCat, Ulrich's Periodicals Directory

Зав. редакцией Рябов М.В.
Адрес редакции: 121165, Москва, ул. Студенческая, 40. Тел. 8 (495) 661-01-85.
E-mail: journal@goslasmed.ru. Сайт журнала: <http://goslasmed.elpub.ru/jour/>

Опубликованные материалы являются собственностью журнала «Лазерная медицина». Копирование и воспроизведение материалов, опубликованных в журнале, допускается только с письменного разрешения редакции.

Подписано в печать 29.03.2024.
Заказ № 12221.
Отпечатано в ООО «Издательство «Триада».
170034, г. Тверь, пр. Чайковского, 9, оф. 514. Тел.: +7 915 730 1037, +7 910 647 4985.
Тираж 250 экз.

LASER MEDICINE is a scientific and practical peer-reviewed journal. Founded in 1997. Published 4 times a year. Theoretical, experimental, and clinical articles on laser medicine prepared in accordance with the rules for authors published at the end of the issue and on the journal's website are accepted for publication.

Registration PI no. FS 77-69450 (April 14, 2017).
The ISSN (International Standard Serial Number) register is registered under the name Lazernaâ medicina, abbreviated as Laser. med. ISSN 2071-8004.
Subscription index in the United catalog «Press of Russia» – 43176.

The Journal is included in the «List of leading peer-reviewed editions, recommended for publication of Candidate's and Doctor's degree theses main results» approved by Higher Attestation Commission (VAK) RF.
The journal is included in the Russian Science Citation Index (RSCI): the journal's impact factor is 0.442.
The journal is indexed in the databases: Google Scholar; Socionet; NLM Catalog; VINITI; WorldCat; Ulrich's Periodicals Directory.

Chief of office Riabov M.V.
Address: 121165 Moscow, Studencheskaya str., 40. Tel.: 8 (495) 661-01-85
E-mail: journal@goslasmed.ru. Magazine website: <http://goslasmed.elpub.ru/jour/>

The published materials are the property of the «Laser Medicine» journal. Copying and reproduction of materials published in the journal is allowed only with the written permission of the editorial Board.

Signed for printing 29.03.2024.
Order No. 12221.
Printed in LTD «Publishing House «Triada».
170034, Tver, Tchaikovsky Ave., 9, office 514. Tel.: +7 915 730 1037, +7 910 647 4985.
Edition of 250 copies.

© Лазерная медицина, 2024

ГЛАВНЫЙ РЕДАКТОР

Баранов А.В.

доктор медицинских наук, директор
ФГБУ «НПЦ лазерной медицины им. О.К. Скобелкина
ФМБА России», Москва, Россия.
ORCID: 0000-0002-7995-758x.

CHIEF EDITOR

Baranov A.V.

Dr. Sci. (Med.), Director of Skobelkin
State Scientific Center of Laser Medicine
of FMBA of Russia, Moscow, Russia.
ORCID: 0000-0002-7995-758x.

РЕДАКЦИОННАЯ КОЛЛЕГИЯ

Асташов В.В.

доктор медицинских наук, профессор кафедры
анатомии человека ФГАОУ ВО
«Российский университет дружбы народов»,
Москва, Россия.
ORCID: 0000-0003-2846-1944.

EDITORIAL BOARD

Astashov V.V.

Dr. Sci. (Med.), Professor
of Anatomy Department
RUDN University,
Moscow, Russia.
ORCID: 0000-0003-2846-1944.

Байбеков И.М.

доктор медицинских наук, профессор, руководитель
лаборатории патологической анатомии
ГУ «Республиканский специализированный научно-
практический медицинский центр хирургии им. академика
В.В. Вахидова», Ташкент, Республика Узбекистан.
ORCID: 0000-0003-0587-3188.

Baybekov I.M.

Dr. Sci. (Med.), Professor,
Head of Pathological
Anatomy Laboratory,
Vakhidov Scientific Center of Surgery,
Tashkent, Uzbekistan.
ORCID: 0000-0003-0587-3188.

Брилль Г.Е.

доктор медицинских наук, академик Российской
академии естественных наук, профессор кафедры
патологической физиологии ФГБОУ ВО «Саратовский
ГМУ им. В.И. Разумовского» Минздрава России,
Саратов, Россия.
ORCID: 0000-0002-0402-9420.

Brill G.E.

Dr. Sci. (Med.), Professor,
Academician of Russian Academy
of Natural Sciences, Head of Pathophysiology Chair,
Razumovsky Saratov State Medical University,
Saratov, Russia.
ORCID: 0000-0002-0402-9420.

Дуванский В.А.

доктор медицинских наук, профессор,
заведующий кафедрой эндоскопии, эндоскопической
и лазерной хирургии факультета непрерывного
медицинского образования медицинского института
ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов»,
Москва, Россия.
ORCID: 0000-0001-5880-2629.

Duvanskiy V.A.

MD, Dr. Sci. (Med.), Professor,
Head of the Department of Endoscopy,
endoscopic and laser surgery, RUDN University,
Moscow, Russia.
ORCID: 0000-0001-5880-2629.

Козлов В.И.

доктор медицинских наук, профессор, заслуженный
деятель науки РФ, академик Международной
академии наук высшей школы, академик Европейской
академии естественных наук (Ганновер, Германия),
заведующий кафедрой анатомии человека
ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов»,
Москва, Россия.
ORCID: 0000-0001-6332-748x.
Scopus Author ID: 56823798800.

Kozlov V.I.

Dr. Sci. (Med.), Professor, Honored scientist of Russia,
Academician of the International Academy of Sciences
of Higher School, Academician of the European Academy
of Natural Sciences (Hannover, Germany), Chief
of the Anatomy Department, RUDN University,
Moscow, Russia.
ORCID: 0000-0001-6332-748x.
Scopus Author ID: 56823798800.

Ану Макела

доктор медицинских наук, профессор,
руководитель отдела клинических исследований
«ABER Институт»,
Хельсинки, Финляндия.
ORCID: 0000-0002-9262-1036.

Anu Makela

Dr. Sci. (Med.), T.C.M.D.,
N.D. Dean of Acupuncture and Bioenergy
Research, ABER Institut,
Helsinki, Finland.
ORCID: 0000-0002-9262-1036.

Наседкин А.Н.

доктор медицинских наук, профессор кафедры
оториноларингологии ГБУЗ МО «МОНИКИ
им. М.Ф. Владимирского», Москва, Россия.
ORCID: 0000-0003-3183-8749.

Панченков Д.Н.

доктор медицинских наук, профессор, заведующий
лабораторией минимально инвазивной хирургии
ФГБОУ ВО «МГМСУ им. А.И. Евдокимова»
Минздрава России, Москва, Россия.
ORCID: 0000-0001-8539-4392.

Рохкинд С.

доктор медицинских наук, профессор
Тель-Авивского университета, заведующий
отделением по восстановлению периферических
нервов «Ichilov Medical Center»,
Тель-Авив, Израиль.
ORCID: 0000-0002-9590-9764.

Сидоренко Е.И.

доктор медицинских наук, профессор,
член-корреспондент РАН,
заведующий кафедрой офтальмологии
ФГБОУ ВО «РНИМУ им. Н.И. Пирогова»
Минздрава России, Москва, Россия.
ORCID: 0000-0002-9648-5625.

Странацко Е.Ф.

доктор медицинских наук, профессор, руководитель
отделения лазерной онкологии и фотодинамической
терапии ФГБУ «НПЦ ЛМ им. О.К. Скобелкина» ФМБА
России, Москва, Россия.
ORCID: 0000-0002-1589-7661.

Тучин В.В.

доктор физико-математических наук, профессор,
заведующий кафедрой оптики и биопhotоники
ФГБОУ ВО «Саратовский национальный
исследовательский государственный университет
им. Н.Г. Чернышевского», Саратов, Россия.
ORCID: 0000-0001-7479-2694.

Nasedkin A.N.

Dr. Sci. (Med.), Professor of Otorhinolaryngology Chair,
Vladimirsky Moscow Regional Research and Clinical
Institute, Moscow, Russia.
ORCID: 0000-0003-3183-8749.

Panchenkov D.N.

Dr. Sci. (Med.), Professor, Head of Laboratory
of Minimally Invasive Surgery, A.I. Yevdokimov
Moscow State University of Medicine and Dentistry,
Moscow, Russia.
ORCID: 0000-0001-8539-4392.

Rochkind S.

Dr. Sci. (Med.), Professor in Tel Aviv University,
Director of Division of Peripheral Nerve Reconstruction,
Department of Neurosurgery, Ichilov Medical Center,
Tel Aviv, Israel.
ORCID: 0000-0002-9590-9764.

Sidorenko E.I.

Dr. Sci. (Med.), Professor,
Academician of Russian Academy of Sciences,
Head of Ophthalmology Chair, Pirogov Russian
National Research Medical University,
Moscow, Russia.
ORCID: 0000-0002-9648-5625.

Stranadko E.Ph.

Dr. Sci. (Med.), Professor, Head of Department of
Laser Oncology and Photodynamic Therapy, Skobelkin
Scientific Center for Laser Medicine of FMBA of Russia,
Moscow, Russia.
ORCID: 0000-0002-1589-7661.

Tuchin V.V.

Dr. Sci. (Phys.-Math.), Professor,
Head of Optics
and Biophotonics Department,
Chernyshevsky State Medical University,
Saratov, Russia.
ORCID: 0000-0001-7479-2694.

РЕДАКЦИОННЫЙ СОВЕТ

Алексеев Ю.В.

доктор медицинских наук, член-корреспондент
Российской академии естественных наук, ведущий
научный сотрудник-руководитель отделения
экспериментальной лазерной медицины
ФГБУ «НПЦ ЛМ им. О.К. Скобелкина» ФМБА России,
Москва, Россия.
ORCID: 0000-0003-4470-1960.

Ачилов А.А.

доктор медицинских наук, профессор, руководитель
отделения амбулаторной лазерной медицины ФГБУ
«НПЦ ЛМ им. О.К. Скобелкина» ФМБА России,
Москва, Россия.
ORCID: 0000-0001-7220-246x.

Беришвили И.И.

доктор медицинских наук, профессор, заслуженный
деятель науки РФ, заведующий лабораторией
трансмиекардиальной лазерной реваскуляризации
ФГБУ «НМИЦ сердечно-сосудистой хирургии
им. А.Н. Бакулева» Минздрава России, Москва, Россия.
ORCID: 0000-0002-7796-7856.

Гаспарян Л.В.

кандидат медицинских наук, научный сотрудник
EMRED Oy, Хельсинки, Финляндия.
ORCID: 0000-0002-7883-7420.

Данилин Н.А.

доктор медицинских наук, профессор, ведущий
научный сотрудник отделения лазерных технологий
в хирургии ФГБУ «НПЦ ЛМ им. О.К. Скобелкина»
ФМБА России, Москва, Россия.
ORCID: 0000-0003-2937-8173.

Дербенев В.А.

доктор медицинских наук, профессор, главный
научный сотрудник отделения лазерных технологий
в хирургии ФГБУ «НПЦ ЛМ им. О.К. Скобелкина»
ФМБА России, Москва, Россия.
ORCID: 0000-0003-1673-7800.

Елисеенко В.И.

доктор медицинских наук, профессор, главный
научный сотрудник научно-организационного отдела
ФГБУ «НПЦ ЛМ им. О.К. Скобелкина» ФМБА России,
Москва, Россия.
ORCID: 0000-0003-4932-7760.

Есауленко И.Э.

доктор медицинских наук, профессор,
ректор ФГБОУ ВО «ВГМУ им. Н.Н. Бурденко»
Минздрава России, Воронеж, Россия.
ORCID: 0000-0002-2424-2974.

EDITORIAL COUNCIL

Alekseev Yu.V.

Dr. Sci. (Med.), Corresponding Member
of the Russian Academy of Natural Sciences,
Head and Leading Researcher at Department of
Experimental Laser Medicine, Skobelkin Scientific Center
for Laser Medicine of FMBA of Russia,
Moscow, Russia.
ORCID: 0000-0003-4470-1960.

Achilov A.A.

Dr. Sci. (Med.), Professor, Head of Laser
Outpatient Medicine Department, Skobelkin State
Scientific Center of Laser Medicine FMBA of Russia,
Moscow, Russia.
ORCID: 0000-0001-7220-246x.

Berishvili I.I.

Dr. Sci. (Med.), Professor,
Head of Laboratory of Transmiecocardial Laser
Revascularization, Bakulev Center
for Cardiovascular Surgery,
Moscow, Russia.
ORCID: 0000-0002-7796-7856.

Gasparyan L.V.

Cand. Sci. (Med.), Researcher in EMRED Oy,
Helsinki, Finland.
ORCID: 0000-0002-7883-7420.

Danilin N.A.

Dr. Sci. (Med.), Professor, Leading Researcher
at Department of Laser Technologies in Surgery,
Skobelkin Scientific Center for Laser Medicine
of FMBA of Russia, Moscow, Russia.
ORCID: 0000-0003-2937-8173.

Derbenev V.A.

Dr. Sci. (Med.), Professor, Chief Researcher at
Department of Laser Technologies in Surgery,
Skobelkin Scientific Center for Laser Medicine
of FMBA of Russia, Moscow, Russia.
ORCID: 0000-0003-1673-7800.

Yeliseenko V.I.

Dr. Sci. (Med.), Professor, Chief Researcher
at Department of Scientific Forecasting for Lasers
in Medicine, Skobelkin Scientific Center for Laser
Medicine of FMBA of Russia, Moscow, Russia.
ORCID: 0000-0003-4932-7760.

Yesaulenko I.E.

Dr. Sci. (Med.), Professor, Chief Researcher at
Department of Scientific Forecasting,
Skobelkin Scientific Center for Laser Medicine
of FMBA of Russia, Moscow, Russia.
ORCID: 0000-0003-4932-7760.

Иванов А.В.

доктор физико-математических наук, ведущий научный сотрудник лаборатории экспериментальной диагностики и биотерапии опухолей НИИ ЭДиТО ФГБУ «НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина» Минздрава России, Москва, Россия.
ORCID: 0000-0001-7245-1108.

Карандашов В.И.

доктор медицинских наук, профессор, ведущий научный сотрудник отделения лазерных технологий в хирургии ФГБУ «НПЦ ЛМ им. О.К. Скобелкина» ФМБА России, Москва, Россия.
ORCID: 0000-0002-0026-8862.

Ковалев М.И.

доктор медицинских наук, профессор кафедры акушерства и гинекологии ФГАОУ ВО «Сеченовский университет» Минздрава России, Москва, Россия.
ORCID: 0000-0002-0426-587x.

Минаев В.П.

кандидат технических наук, эксперт Лазерной ассоциации, главный научный сотрудник отдела лазерных технологий в медицине ООО «Научно-техническое объединение “ИРЭ-Полюс”», Фрязино, Россия.
ORCID: 0000-0001-9165-3039.

Петрищев Н.Н.

доктор медицинских наук, заслуженный деятель науки РФ, профессор кафедры патофизиологии ФГБОУ ВО «ПСПбГМУ им. И.П. Павлова» Минздрава России, Санкт-Петербург, Россия.
ORCID: 0000-0003-4760-2394.

Приезжев А.В.

кандидат физико-математических наук, доцент кафедры общей физики и волновых процессов физического факультета, старший научный сотрудник Международного учебно-научного лазерного центра ФГБОУ ВО «МГУ им. М.В. Ломоносова», Москва, Россия.
ORCID: 0000-0003-4216-7653.

Ступак В.В.

доктор медицинских наук, руководитель нейрохирургического отделения ФГБУ «ННИИТО им. Я.Л. Цивьяна» Минздрава России, Новосибирск, Россия.
ORCID: 0000-0003-3222-4837.

Фролов М.А.

доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой глазных болезней ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов», Москва, Россия.
ORCID: 0000-0002-9833-6236.

Ivanov A.V.

Dr. Sci. (Phys.-Math.), Professor, Leading Researcher in Laboratory of Experimental Diagnostics and Biotherapy of Tumors, Blokhin Institute of Oncology, Moscow, Russia.
ORCID: 0000-0001-7245-1108.

Karandashov V.I.

Dr. Sci. (Med.), Professor, Leading Researcher at Department of Department of Laser Technologies in Surgery, Skobelkin Scientific Center for Laser Medicine of FMBA of Russia, Moscow, Russia.
ORCID: 0000-0002-0026-8862.

Kovalev M.I.

Dr. Sci. (Med.), Professor of Chair of Obstetrics and Gynecology, Sechenov First Moscow State Medical University, Moscow, Russia,
ORCID: 0000-0002-0426-587x.

Minaev V.P.

Dr. Sci. (Engineering), expert of Laser Association, Chief Researcher in laser technology in medicine and laser safety, «IRE-Polyus», Fryazino, Russia.
ORCID: 0000-0001-9165-3039.

Petrishchev N.N.

Dr. Sci. (Med.), Honored Scientist of Russia, Professor at Chair of Pathophysiology, Pavlov First Petersburg State Medical University, St-Petersburg, Russia.
ORCID: 0000-0003-4760-2394.

Priezzhev A.V.

Dr. Sci. (Phys.-Math.), Associate Professor at Chair of General Physics and Wave Processes, Faculty of Physics; Senior Researcher in International Educational – Research Laser Center, Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russia.
ORCID: 0000-0003-4216-7653.

Stupak V.V.

Dr. Sci. (Med.), Head of Neurosurgical Department, Tsyvyan Novosibirsk State Research Institute of Traumatology and Orthopedics, Novosibirsk, Russia.
ORCID: 0000-0003-3222-4837.

Frolov M.A.

Dr. Sci. (Med.), Professor, Head of Ophthalmology Chair, RUDN University, Moscow, Russia.
ORCID: 0000-0002-9833-6236.

Содержание**Contents****Оригинальные исследования****Original researches**

Методические замечания о физических параметрах низкоинтенсивного лазерного воздействия.
Часть 2. Доза при процедурах лазерной терапии
Рогаткин Д.А., Тарасов А.П., Штыфлюк М.Е.

8 Methodological notes on physical parameters of low-level laser irradiation. Part 2. Light dosage at laser therapeutic sessions

Rogatkin D.A., Tarasov A.P., Shtyflyuk M.E.

Применение диодного лазера и склерозирования при лечении венозных мальформаций челюстно-лицевой области
Камилов Ш.Т., Гришин А.А., Нагайченко А.М.

17 Diode laser light and sclerotherapy in the treatment of venous malformations in the maxillofacial region

Kamilov Sh.T., Grishin A.A., Nagaychenko A.M.

Результаты фотодинамической терапии базальноклеточного рака кожи век с внутривенным введением фотосенсибилизатора хлорин Е6
Ярославцева-Исаева Е.В., Капинус В.Н., Поповкина О.Е., Спиченкова И.С.

25 Outcomes after photodynamic therapy of basalcell carcinoma on the eyelid skin with intravenous administration of photosensitizer chlorin E6

Yaroslavtseva-Isaeva E.V., Kapinus V.N., Popovkina O.E., Spichenkova I.S.

Обзор литературы**A review**

Современные концепции о механизмах эндовазальной лазерной коагуляции в лечении варикозной болезни
Беляев А.Н., Костин С.В.

33 Modern concepts on the mechanisms of endovasal laser coagulation in varicose vein disease

Belyaev A.N., Kostin S.V.

Клиническое наблюдение**A clinical observation**

Эффективность применения лазерной скульптурной увулопалатопластики при лечении пациента с ронхопатией и синдромом обструктивного апноэ сна тяжелой степени
Князьков В.Б.

43 The effectiveness of laser sculptural uvulopalatoplasty in a patient with ronchopathy and severe obstructive sleep apnea syndrome

Knyazkov V.B.

К 70 летию со дня рождения**On the 70th anniversary of his birth**

Равиль Усманович Гиниатуллин

48 Ravil Usmanovich Giniatullin

Некролог**Obituary**

Иванов Андрей Валентинович

50 Ivanov Andrey Valentinovich

УДК: 621.373.8

DOI: 10.37895/2071-8004-2024-28-1-8-16

Оригинальные исследования / Research article

МЕТОДИЧЕСКИЕ ЗАМЕЧАНИЯ О ФИЗИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРАХ НИЗКОИНТЕНСИВНОГО ЛАЗЕРНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ. ЧАСТЬ 2. ДОЗА ПРИ ПРОЦЕДУРАХ ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ

Д.А. Рогаткин, А.П. Тарасов, М.Е. Штыфлюк

ГБУЗ МО «Московский областной научно-исследовательский клинический институт им. М.Ф. Владимирского», Москва, Россия

Резюме

Цель. Общая цель данной методической статьи, состоящей из двух частей, – дать объединяющий теоретический подход к дискутируемым до сих пор проблемам определения глубины проникновения лазерного излучения в ткани и дозы лазерного терапевтического воздействия с позиций современной медицинской физики. Целью второй части статьи является демонстрация возможности оценки дозы воздействия при лазерной терапии по аналогии с классическими дозами в радиобиологии и лучевой терапии.

Материалы и методы. Проведен обзор современного состояния с терминами и определениями, касающимися вопросов определения доз воздействия при использовании ионизирующих и неионизирующих излучений. Методом Монте-Карло смоделирован объем мягких тканей, в котором поглощается до 95 % энергии лазерного излучения. На его основе оценена классическая радиобиологическая поглощенная доза лазерного излучения, измеряемая в греях (Гр). Выполнено численное моделирование поглощенных доз для разных типовых процедур лазерной терапии.

Результаты. Показано, что эффективный облучаемый объем тканей с учетом несущественных вариаций в плотности мягких тканей от пациента к пациенту позволяет вычислять поглощенную дозу излучения в Гр аналогично дозам в радиобиологии. Сравнительные данные по разовой очаговой поглощенной дозе для разных накожных терапевтических процедур не противоречат известным клиническим данным и более контрастно подчеркивают соотношение разных доз для разных целей терапии. Типовые дозы лежат в диапазоне от 0,7 Гр для процедур внутрисосудистого облучения крови до 10^6 Гр для «разрушающих» процедур фотодинамической терапии и ультрафиолетовой терапии в дерматологии.

Заключение. Предложенный методический подход позволяет по-новому и с единых медико-физических позиций взглянуть на проблему как глубины проникновения лазерного излучения в ткани, так и дозы лазерного воздействия при лечебных и диагностических процедурах.

Ключевые слова: лазерное излучение, низкоинтенсивная лазерная терапия, внутривенное лазерное облучение крови, глубина проникновения, поглощенная доза, эффективный облучаемый объем

Для цитирования: Рогаткин Д.А., Тарасов А.П., Штыфлюк М.Е. Методические замечания о физических параметрах низкоинтенсивного лазерного воздействия. Часть 2. Доза при процедурах лазерной терапии. // *Лазерная медицина*. 2024; 28(1):8–16. <https://doi.org/10.37895/2071-8004-2024-28-1-8-16>

Контакты: Штыфлюк М.Е., e-mail: shtyfluk@medphyslab.com

METHODOLOGICAL NOTES ON PHYSICAL PARAMETERS OF LOW-LEVEL LASER IRRADIATION. PART 2. LIGHT DOSAGE AT LASER THERAPEUTIC SESSIONS

Rogatkin D.A., Tarasov A.P., Shtyflyuk M.E.

Vladimirskiy Moscow Regional Research and Clinical Institute, Moscow, Russia

Abstract

Purpose. The general goal of this methodological article, consisting of two parts, is to provide a unifying theoretical approach to the still debated problem on determining the depth of laser light penetration into biotissues and the dosage of laser therapeutic effect from the standpoint of modern medical physics. The purpose of the second part of the article is to demonstrate that calculation of the absorbed dosage at laser therapy sessions is similar to the calculation of classical doses in radiobiology and radiation therapy.

Materials and methods. The authors reviewed current state of terms and definitions related to the calculation of doses in ionizing and non-ionizing radiation. The Monte Carlo method was used to simulate the soft tissue volume in which 95 % of radiation energy is absorbed. A classical absorbed dose measured in Grays was estimated. Numerical simulation of absorbed doses for various typical laser therapy procedures was performed.

Results. It has been shown that the effective irradiated volume of tissues, despite of small variations in soft tissue density between patients, allows to calculate the absorbed radiation dose in Grays, similar to radiobiological doses. Comparative findings on a single local absorbed dose for various percutaneous therapeutic procedures do not contradict the known clinical data, and even more, make the relationship of different doses for different therapeutic purposes more clear. As it has been found, typical doses range from 0.7 Gy for intravascular blood irradiation to 10^6 Gy for destructive photodynamic therapy and UV therapy procedures in dermatology.

Conclusion. The proposed methodological approach proposes a new look at both the problem of the depth of laser light penetration into biotissues and the problem of laser light doses during therapeutic and diagnostic procedures from a unified medical and physical standpoint.

Keywords: laser radiation, low-level laser therapy, intravenous laser blood irradiation, penetration depth, absorbed dose, effective irradiated volume

For citations: Rogatkin D.A., Tarasov A.P., Shtyflyuk M.E. Methodological notes on physical parameters of low-level laser irradiation. Part 2. Light dosage at laser therapeutic sessions. *Laser Medicine*. 2024; 28(1): 8–16. [In Russ.]. <https://doi.org/10.37895/2071-8004-2023-27-4-8-16>

Contacts: Shtyflyuk M.E., e-mail: shtyfluk@medphyslab.com

ВВЕДЕНИЕ

В первой части статьи был рассмотрен вопрос о глубине проникновения лазерного излучения (ЛИ) в живые ткани и органы при лазерных процедурах терапии и диагностики [1]. Было показано, что в медицинской физике существует несколько подходов к теоретической оценке глубины проникновения ЛИ, которые дают разные числовые результаты. Наиболее практико-ориентированным предложено считать подход, основанный на оценке эффективного облучаемого объема тканей. Во второй части данной статьи этот же подход обосновывается применительно к оценке радиобиологической дозы лазерного терапевтического воздействия.

ПОНЯТИЕ ДОЗЫ ВОЗДЕЙСТВИЯ

Понятие дозы в лазерной медицине более сложное и еще менее формализованное, чем глубины проникновения [2]. В фармакологии доза (от греч. «*dosis*» – прием, порция) – количество лекарственного или другого действующего вещества, введенного в организм. Для лекарственных препаратов доза выражается в весовых (мг) или объемных единицах измерения (мл) количества введенного вещества на 1 кг веса (массы) тела пациента. Есть понятие и минимальной терапевтической дозы – наименьшее количество препарата, которое еще способно вызвать лечебный эффект. При этом за скобками остается вопрос, сколько из введенного в организм вещества усваивается (поглощается) и оказывает лечебное действие, и сколько не усваивается, а сразу, например, выводится и не участвует в лечении. В общем случае это соотношение индивидуально, но подчиняется законам фармакокинетики, поэтому может быть и оценено теоретически. Тем не менее, назначается именно доза потребления, а также частота (или скорость)¹ потребления. На это тоже важно обратить внимание. Если, например, для таблетированной формы препарата назначается разовая доза потребления, скажем, 100 мг три раза в день, то эффекта, скорее всего, не будет, если эти 300 мг будут мелкими порциями потребляться в течение месяца. Одним словом, скорость потребления действующего фактора тоже важна.

В основе использования любого излучения в медицинской физике также лежит количественная оценка его действия на облучаемые ткани и органы и понятие дозы. Этим занимается клиническая дозиметрия. В ней доза облучения – величина энергии излучения, поглощенной в единице массы облучаемого вещества [3]. То есть в классической медицинской физике речь идет, в отличие от фармакологии, не о подведенной энергии, а уже о поглощенной. Поглощенная доза

излучения (D) – количество энергии любого излучения (лазерного, ионизирующего), поглощенного в единице массы облучаемой ткани. Эта энергия в случае ионизирующего излучения (при лучевой терапии, например) может быть измерена, и есть метрологически обеспеченные методы и средства для таких измерений. Для этого используются разные тканезэквивалентные фантомы (водяные, пластиковые, желатиновые и пр.), которые имитируют физико-химические свойства реальных биотканей и внутри которых размещают детекторы ионизирующего излучения. Единицей измерения поглощенной дозы является грей (Гр) в честь английского физика и радиобиолога Л. Грея. При поглощении дозы в 1 Гр облучаемому веществу массой в 1 кг передается энергия величиной 1 Дж (т.е. 1 Гр = 1 Дж/кг = 1 мДж/г). Предельной дозой разового внешнего облучения для всего тела человека в радиобиологии считается $D = 6$ Гр. Без лечения 50 % таких облученных умирают в течение 1–2 месяцев из-за нарушения деятельности клеток костного мозга [4]. При $D = 100$ Гр смерть наступает уже через несколько часов вследствие необратимого повреждения нейронов центральной нервной системы [4, 5]. Но для локального и прицельного лечебного облучения опухолей могут применяться и более высокие дозы. Диапазон локальных (очаговых) доз в лучевой терапии злокачественных новообразований – от 30 до 140 Гр в зависимости от локализации, плотности опухоли и т.д. [6].

При этом, естественно, оценка дозы D в греях не означает, что вся поглощенная эта энергия расходуется на полезное лечебное действие (или на разрушающее опухоль действие). Кроме того, излучение разной природы имеет и разную «силу действия» на ткани и органы. Энергия, переданная тканям на единицу длины пути распространения излучения, зависит как от состава и плотности вещества ткани, так и от природы излучения и энергии его частиц (фотонов, протонов, электронов). Чтобы иметь возможность как-то сравнивать дозу излучений разных видов (α , β , γ и т.д.) в клинической дозиметрии вводится понятие взвешенного радиационного коэффициента k_r (коэффициента физической эффективности и/или опасности каждого вида излучения). Для фотонов с энергиями **γ -диапазона**, например, принято считать $k_r = 1$, для нейтронов с энергией более 20 МэВ $k_r = 20$ и т.д. [3, 5]. Нейтроны оказываются в 20 раз опаснее фотонов. Поглощенная доза D , умноженная на коэффициент k_r , образует эквивалентную дозу, измеряемую в зивертах [Зв]². Это позволяет сравнивать дозы для разных видов излучений с разными энергиями (длинами волн) и пересчитывать их друг в друга. А учет разной чувствительности разных тканей и клеток – некий коэффициент конверсии поглощенной

¹ Обе величины (частота и скорость) имеют одинаковую смысловую размерность «что-то в единицу времени». В этом их значении они эквивалентны.

² С точки зрения теории размерностей умножение размерной величины (Гр) на безразмерный коэффициент не может изменить размерность этой величины. Но на это внимание в теории не акцентируется.

дозы D в некий лечебный или повреждающий (в смысле радиационной безопасности) эффект осуществляется с помощью взвешивающего коэффициента ткани k_t – коэффициента биологической эффективности (чувствительности). Он призван учитывать и тип ткани, и ее функциональное состояние. Последнее тоже важно. В частности, в радиологии известно, что для повреждения опухолевой клетки в фазе деления достаточно $D = 1$ Гр, а для покоящейся клетки нередко недостаточно и 10 Гр [6]. Поэтому для целей терапии может вычисляться еще и эффективная доза, равная произведению D на k_t . Однако она для измерений метрологически уже не обеспечена, поэтому сегодня может быть оценена только теоретически. Например, принимается для нормальной кожи $k_t = 0,01$; для ткани легкого – $k_t = 0,12$ и т. д. [3].

Похожий подход с введением коэффициентов эффективности можно встретить и в лазерной медицине, правда, намного реже. Например, в [7] был предложен некий аналог коэффициента эффективности для фотомодификации крови. В фотодинамической терапии (ФДТ) такие коэффициенты учитывают концентрацию фотосенсибилизатора и парциальное давление кислорода в тканях [8]. Однако их расчет сложен и выходит за рамки темы нашей статьи. Но есть и одно принципиальное отличие, которое и послужило причиной нескончаемых споров о дозах в лазерной терапии. Заключается оно в том, что наиболее часто используемым параметром «дозы» при назначении лазеротерапии является не Гр, а величина с размерностью мДж/см² либо величина с размерностью мВт/см² [1, 2, 5, 9–12 и др.]. Первая в физике носит название *энергетическая экспозиция* (поверхностная плотность энергии) и равна произведению мощности ЛИ на время его действия, деленному на площадь облучаемой поверхности [13]:

$$H = \frac{W \times t}{S}, \quad (1)$$

где H – *энергетическая экспозиция* [мДж/см²], W – мощность [мВт], t – время облучения [с], S – площадь облучения [см²].

Вторая величина есть поверхностная плотность мощности P и определяется как

$$P = \frac{W}{S}, \quad (2)$$

где P в лазерной терапии часто измеряется в мВт/см².

Но в оптике P имеет и другое уникальное название – освещенность поверхности [13, 14]. В том числе, интересно и важно для проблемы доз ЛИ, что с учетом классических определений скорости и мощности в физике, формально, освещенность P может считаться еще и скоростью нарастания энергетической экспозиции H , а также ее мощностью. В публикациях же по лечебному использованию ЛИ и та и другая величины именуются часто именно дозой. Однако строго, как мы видим, в рамках формальных определений это не доза, а скорее сленг [15]. Но сегодня с позиций

медицинской физики можно, видимо, примирить эти два подхода в определении дозы.

Исторически привязка терапевтической дозы ЛИ к плотности мощности или энергетической экспозиции основана, наиболее вероятно, на результатах первых экспериментов по лечению открытых ран на животных [16]. Так, в [17] показано, что при воздействии излучением He-Ne и аргонового лазеров с $P = 45$ мВт/см² биологический отклик в ткани ран связан с усилением синтеза коллагенов. При этом оптимальный терапевтический эффект был достигнут при энергетической экспозиции $H \sim 4$ Дж/см². В то же время в [18] аналогичный терапевтический эффект достигнут при более низкой $H \sim 1,22$ Дж/см². При этом использовался He-Ne лазер с $P = 4$ мВт/см², что на порядок меньше, чем в [17]. Несмотря на то что механизм активации синтеза коллагенов неясен и нет однозначного соответствия экспозиции H наблюдаемому терапевтическому эффекту, в лазерной терапии в качестве предельного уровня (максимальной дозы) воздействия ЛИ на ткани по результатам этих работ была рекомендована величина «дозы» в 4 Дж/см².

Но есть и другая причина принятия величин H и P в качестве «дозы». Если величину подведенной энергии или мощности ЛИ к поверхности кожи (величину H или P) легко измерить до или во время процедуры терапии, то поглощенную в ткани энергию ЛИ, а также массу облученной ткани считается, что определить трудно. Безусловно, *in vivo* прямые измерения поглощенной дозы D здесь затруднительны. Однако косвенно, если измерить мощность (энергию) ЛИ, прошедшего насквозь орган и вышедшего назад с передней поверхности за счет обратного рассеяния, то, зная исходную подведенную мощность (энергию), путем вычитания из нее измеренных значений легко определить энергию, поглощенную в органе. В свое время этот раздел биофотометрии по измерению прошедших и отраженных оптических потоков с целью уточнения поглощенной энергии ЛИ в тканях при лазерной терапии достаточно интенсивно развивался в нашей стране [19]. Также доступны сегодня измерения на фантомах, не говоря уже про теоретические оценки.

В первой части статьи (см. [1]) было показано, что методом статистического моделирования Монте-Карло сегодня легко можно оценить реальный объем мягких тканей V_{95} , в котором поглощается до 95 % энергии лазерного излучения при терапевтических процедурах, а также определить эффективную глубину $z_{эф}$, до которой доходит терапевтическое ЛИ. Как ни странно, но этот подход позволяет вычислять и классическую поглощенную дозу D для ЛИ, если известны коэффициент поглощения ЛИ в тканях μ_a [см⁻¹] для заданной длины волны, коэффициент рассеяния μ_s [см⁻¹] и средний косинус угла рассеяния g . Сегодня эти оптические свойства тканей измерить *in vivo* – не очень сложная задача. Таких

стандартных зарегистрированных в РФ приборов пока нет, но сами методы давно разработаны и могут быть реализованы в клинике. Соответственно, легко провести на компьютере и все необходимые вычисления, определяя у каждого пациента при назначении курса терапии индивидуальный объем V_0 , где проценты означают процент поглощенной в объеме тканей энергии ЛИ от общей падающей на ткани энергии. Безусловно, точность определения оптических свойств – отдельная проблема. Но и обоснования точного выбора индивидуальных значений P и H , чтобы лечить больного, а не болезнь, тоже пока нет. Есть интервалы. Поэтому в пределах существующих разбросов по «дозам» (иногда порядки), небольшие ошибки в определении, μ_a , μ_s и g не кажутся столь значимыми. И мы не утверждаем, что так обязательно надо поступать в клинике. Это вопрос практикующих клиницистов. Мы говорим лишь о возможности такого подхода и о его преимуществах в методическом плане для понимания проблемы дозировок в лазерной терапии и, возможно, их оптимизации.

Для этого надо обратить внимание на то, что для мягких тканей и кожи их плотность ρ с очень большой точностью можно считать величиной постоянной, порядка 0,95 г/см³ для всех людей (взвешенное значение плотности воды и жира, из которых мы состоим на 90 % и более). Тогда, зная объем V , не составляет труда определить и массу m основных облученных тканей внутри него ($m = \rho V$). В рассмотренной в [1] задаче равномерного освещения поверхности S кожи широким лучом зеленого лазера с длиной волны $\lambda = 525$ нм с исходной мощностью ЛИ в луче W для модели кожи, состоящей из двух слоев (эпидермис толщиной 100 мкм и дерма, толщина которой принята полубесконечной), и оптических свойств слоев кожи, взятых из [20], при $S = 1,76$ см² (пятно диаметром 1,5 см) объем V_{95} был оценен в 0,23 см³. Тогда масса облученных тканей составит ~ 0,22 г (0,95·0,23).

Если лазер был непрерывным с $W = 10$ мВт, то дозу D в греях, поглощенную в объеме V_{95} , при времени облучения, скажем, $t = 5$ мин (300 с), в рассмотренной задаче легко посчитать. Она будет определяться из уравнений:

$$D = \frac{W \times t}{m} = \frac{W \times t}{V_{95} \cdot \rho}$$

(3)

и будет равна для $\lambda = 525$ нм $D = 1,36 \times 10^4$ Гр. При тех же условиях освещения для $\lambda = 633$ нм, $D = 5,0 \times 10^3$ Гр, т.к. эффективная глубина проникновения для красного света больше, чем для зеленого (3,5 мм для красного против 1,3 мм для зеленого, см. [1]). Красным светом при равной мощности облучается объем больше, поэтому поглощенных фотонов на единицу массы вещества оказывается меньше.

В целом же эти дозы получаются в тысячу раз больше разовых очаговых доз в радиотерапии, но это полностью физически объяснимо: опасность света видимого диапазона спектра по сравнению с ионизирующим γ -излучением в сотни, если не тысячи, раз меньше (энергия кванта света в видимом диапазоне спектра равна порядка 2–3 эВ, а γ -кванта (фотона) в радиотерапии – около 1,2 МэВ (изотоп ⁶⁰Co), что в 500 тысяч раз больше, поэтому радиационный коэффициент для ЛИ видимого диапазона спектра должен удовлетворять условию $k_r \ll 1$.

По шаблону рассмотренной задачи, меняя величину освещенности поверхности P_0 и время облучения t , можно оценить поглощенные дозы D в объеме V_{95} для разных типовых накожных процедур лазерной терапии. Такие сравнительные данные для площади облучения $S = 1,76$ см² и типовых параметров воздействия при разных процедурах приведены в таблице.

Отчетливо видно, что дозы D в лазерной терапии при любых поверхностных типовых процедурах существенно выше доз ионизирующего излучения в радиотерапии (30–140 Гр), что логично, т.к. для ЛИ $k_r \ll 1$. Также отчетливо видно, что «угнетающие»

Таблица

Сравнение доз D в модельной задаче для разных типовых процедур терапии

Table

Comparison of doses D in a model task for different typical therapeutic procedures

Процедура Procedure	Типовые принятые «дозы» Typical “doses”	Длина волны λ , нм Wavelength	Энергия кванта Quant energy	Оптические свойства Optic properties		$Z_{эф}$, мм	D , Гр/Gy
				Эпидермис Epidermis	Дерма Derm		
УФ-терапия, дерматология UF-therapy, dermatology	$P_0 = 5$ мВт/см ² $H = 480$ мДж/см ²	315 (УФ)	3,9 эВ	$\mu_a = 100$ см ⁻¹ , $\mu_s = 415$ см ⁻¹ , $g = 0,7$	$\mu_a = 35$ см ⁻¹ , $\mu_s = 400$ см ⁻¹ , $g = 0,7$	0,2	$2,5 \cdot 10^4$
ФДТ, онкология PDT, oncology	$P_0 = 250$ мВт/см ² $H = 200$ Дж/см ²	632 (красн.) red	2,0 эВ	$\mu_a = 3,0$ см ⁻¹ , $\mu_s = 200$ см ⁻¹ , $g = 0,8$	$\mu_a = 1,5$ см ⁻¹ , $\mu_s = 150$ см ⁻¹ , $g = 0,8$	3,5	$6,0 \cdot 10^5$
НИЛТ, физиотерапия LLLT physiotherapy	$P_0 = 15$ мВт/см ² $H = 4,0$ Дж/см ²	810 (ИК) IR	1,5 эВ	$\mu_a = 1,5$ см ⁻¹ , $\mu_s = 150$ см ⁻¹ , $g = 0,8$	$\mu_a = 1,0$ см ⁻¹ , $\mu_s = 100$ см ⁻¹ , $g = 0,8$	6,5	$6,5 \cdot 10^3$

терапевтические методики (УФ-терапия, ФДТ) имеют дозы, минимум на порядок выше лечебных (стимулирующих) доз в НИЛТ. Причем D в УФ-терапии на порядок меньше доз ФДТ вследствие большей энергии кванта света, меньшей $z_{\text{эф}}$ и вследствие отсутствия необходимости столь сильного фотоповреждения, как при ФДТ (апоптоз, некроз и т.д.). Все это органично соответствует существующему пониманию механизмов действия ЛИ и происходящих при терапии процессов. Поэтому предложенный подход оценки поглощенных доз D можно признать достаточно успешным, позволяющим в том числе сравнивать дозировки разных лазерных терапевтических процедур (и диагностических по аналогии [21]), что ранее, при использовании только величин P и H , было затруднительно.

Что еще важно отметить, анализируя приведенную теоретическую задачу, так это то, что относительное распределение поглощенного ЛИ по объему $V_{\%}$ и сам объем $V_{\%}$ не зависят от длительности облучения t . Это, фактически, мгновенное (одномоментное) распределение мощности дозы D или скорости ее нарастания внутри биоткани. Не зависит V_{95} и от абсолютной величины P_0 , т.к. определяется как доля. Но от абсолютного значения P_0 зависит абсолютная величина поглощенной объемной плотности мощности в среде U [мВт/см³], а также величина оставшихся 5% мощности ЛИ, не вошедших в V_{95} . Следовательно, от величины освещенности поверхности P_0 зависит обоснование выбора той или иной изодозы (V_{95} , V_{98} и т.д.), внутри которой U еще превышает порог минимальной удельной терапевтической мощности U_{min} (сам порог зависит от органа, длины волны и рассматриваемого механизма действия ЛИ). А от выбранного процента мощности (изодозы), в свою очередь, будет сильно зависеть и конкретное значение $z_{\text{эф}}$. Поэтому, видимо, давно подмечено, что импульсное ЛИ часто намного эффективнее непрерывного и проникает глубже [9, 11, 12]. Это объясняется тем, что в импульсе P_0 , как правило, намного больше,

чем при непрерывном облучении. Следовательно, при прочих равных условиях от импульсного источника излучения объемная плотность мощности $U > U_{\text{min}}$ сформируется в более глубоких слоях биоткани. Но и в более поверхностных слоях объемная плотность мощности тоже будет выше на интервалах времени, достаточных для протекания фотофизических и фотохимических реакций.

Аналогичные аргументы можно высказать теперь и по проблеме «равных доз» при малых P_0 и больших временах облучения t , и наоборот [12]. Хотя, формально, одно и то же значение D может набираться в обоих случаях, при уменьшении P_0 порог $U > U_{\text{min}}$ будет достигаться все в меньшем и меньшем объеме тканей (V_{75} , V_{50} и т.д.), вплоть до ситуации полностью подпорогового облучения тканей $U < U_{\text{min}}$. В этой ситуации лечебного эффекта уже не будет при любом t . Таким образом, важна и доза D , и мощность (скорость) ее подведения, как для фармпрепарата важны и доза, и частота потребления, что неоднократно, только в других терминах, уже отмечалось многими другими авторами [9, 11, 12, 22, 23 и др.]. Это независимые два параметра выбора для персонализации лечебного воздействия при лазерной терапии.

ДОЗА ПРИ ВЛОК

Ну и теперь интересно посмотреть на ситуацию с дозой D при внутривенном лазерном облучении крови (ВЛОК). Теоретическая модельная задача может быть той же самой, но вместо 2-слойной кожи нужно рассмотреть чистую кровь. Не будем учитывать стенки сосуда, т.к. это сильно усложнит задачу, но не внесет ничего нового, хотя часть ЛИ, например He-Ne лазера, доходит не только до стенок вены, но и можно видеть на фотографиях, как выходит наружу и через эти стенки, и через кожу (рис. 1).

Еще одной особенностью модельной задачи для ВЛОК будет маленькая площадь S . Для оптического волокна диаметром 100 мкм площадь его сечения $S \approx 8 \times 10^{-5}$ см². Типовые рекомендуемые мощности ЛИ на выходе оптического волокна при ВЛОК – порядка 2 мВт [10, 12, 24]. Это дает $P_0 = 25 \times 10^3$ мВт/см², что существенно больше, чем при других процедурах, о чем уже говорилось, и интуитивно кажется, что это должно приводить к несоизмеримо большим D . Но одна из особенностей при ВЛОК заключена не столько в большой P_0 , сколько в том, что при столь маленькой S нельзя пренебрегать краевыми эффектами и определять эффективную глубину, исходя из цилиндрической формы объема [1]. За счет рассеяния ЛИ внутри крови будет распределено по бокам существенно шире исходной S (рис. 2). А сильное поглощение света кровью приводит к тому, что сам объем поглощения V_{95} становится очень маленьким по абсолютной величине, и на рисунке его удастся наглядно показать только в логарифмической шкале (масштабе), поэтому он кажется большим. Уровень



Рис. 1. Процедура ВЛОК с He-Ne лазером

Fig. 1. ILBI (Intravenous Laser Blood Irradiation) with He-Ne laser

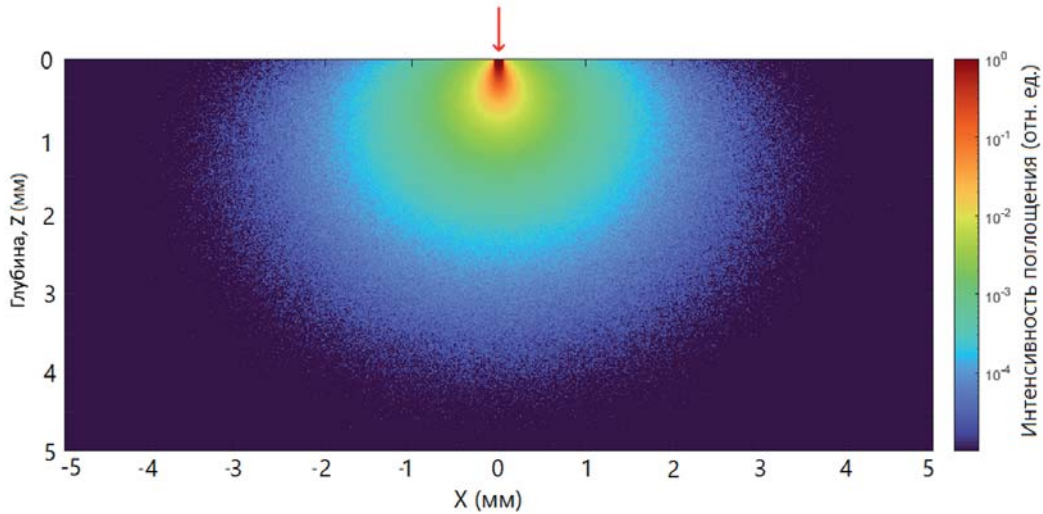


Рис. 2. Облучение крови He-Ne лазером с помощью оптического волокна диаметром 100 мкм. Относительное распределение поглощенной энергии для оптических параметров крови: $\mu_a = 2,4 \text{ см}^{-1}$; $\mu_s = 885 \text{ см}^{-1}$; $g = 0,98$. Шкала поглощения логарифмическая

Fig. 2. Irradiation of blood with He-Ne laser light using an optical fiber with diameter 100 microns. Relative distribution of absorbed energy was calculated for optical parameters of blood: $\mu_a = 2.4 \text{ cm}^{-1}$; $\mu_s = 885 \text{ cm}^{-1}$; $g = 0.98$. Absorption scale is logarithmic

относительного поглощения 0,1, в отличие от расчетов объемов в [1], находится здесь на глубине, существенно меньше 1 мм.

Тем не менее методом Монте-Карло и для данного примера легко смоделировать V_{95} . Однако вычисление $z_{\text{эф}}$ здесь более сложно. Как показано в [21], даже при стремлении S к нулю теоретический предел $\lim_{S \rightarrow 0} V_{95} \neq 0$. Примерная зависимость V_{95} как функции S приведена на рис. 3. Начиная с каких-то значений S , соотношение $V_{95} = S \cdot z_{\text{эф}}$ справедливо, и функция с большой точностью является линейной: с ростом S наблюдается строгая линейная зависимость V_{95} от S . Но при малых S , ниже этих значений, V_{95} уменьшается нелинейно с уменьшением S до некоторого своего предельного значения $V_{95\text{min}}$, не равного нулю, а линейное уравнение перестает работать.

Абсолютная величина $V_{95\text{min}}$ зависит, естественно, от оптических свойств крови, но сейчас для нас она не столь важна. В данном конкретном случае оптического волокна диаметром 100 мкм и указанных свойств крови в подписи к рис. 2 мы определили $V_{95} = 0,084 \text{ см}^3$. Если принять контур V_{95} в таком распределении за полусферу, то $z_{\text{эф}}$ можно определить как ее радиус:

$$z_{\text{эф}} = \sqrt[3]{\frac{3 \times V_{95}}{2\pi}}. \quad (4)$$

В итоге получим $z_{\text{эф}} = 0,34 \text{ см}$.

И последняя особенность заключена в том, что кровь движется. Это ключевой момент. Скорость движения крови в венах порядка $u = 10 \text{ см/с}$. Следовательно, путь, равный $z_{\text{эф}} = 0,34 \text{ см}$, кровь пройдет за время $t^* = 3,4 \times 10^{-2} \text{ с}$. Поэтому при вычислении D именно это время необходимо подставить в формулу (3) для вычислений, а остальное время будет облучаться другой объем крови. При плотности крови $\rho = 1,05 \text{ г/см}^3$ в подсчитанном объеме V_{95} облучается

0,088 г крови. Тогда поглощенная доза, определяемая по формуле (3) с t^*

$$D = \frac{W \times t^*}{V_{95} \times \rho}, \quad (4)$$

составит значение $D = 2 \times 0,034 / 0,088 = 0,77 \text{ Гр}$, что примерно на 3,5 порядка ниже доз при обычной чрескожной низкоинтенсивной терапии (НИЛТ)! Вместо ожидаемой завышенной дозы мы неожиданно получили объективно очень маленькую D . Можно, конечно, говорить, что радиационный коэффициент биологической чувствительности крови k_f очень большой, что кровь очень чувствительна к ЛИ и т.д., но 3 порядка настаивают.

На это следует обратить особое внимание, т.к. ВЛОК – наиболее спорная сегодня процедура лазерной терапии, практически не признаваемая в Европе

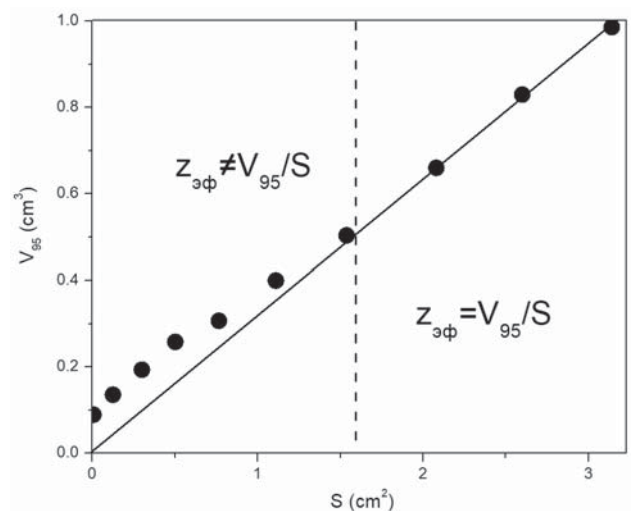


Рис. 3. Зависимость V_{95} от S для излучения $\lambda = 633 \text{ нм}$ в крови

Fig. 3. Dependence of V_{95} on S for radiation with $\lambda = 633 \text{ nm}$ in blood

и США в отличие от других лазерных терапевтических процедур³. В [2], в частности, прямо отмечено, что в силу отсутствия воспроизводимых результатов двойных слепых, контролируемых и рандомизированных клинических исследований, российские и китайские методики ВЛОК сомнительны, а механизм их действия до сих пор не ясен. Поскольку механизм лечебного действия ВЛОК не должен кардинально отличаться от обсуждаемых общих механизмов НИЛТ для других тканей, возможно, именно недостаточность и необоснованность дозы ЛИ при ВЛОК не позволяют пока получить устойчивый и воспроизводимый в других странах результат.

ОБСУЖДЕНИЕ И ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Предложенный подход позволяет немного по-новому и с единых позиций взглянуть на проблему глубины проникновения ЛИ и дозы лазерного воздействия при лечебных и диагностических процедурах. По мнению авторов, он органично и теоретически строго объединяет термины и определения классической клинической дозиметрии и практики лазерной медицины, что ранее в литературе было недостаточно раскрыто. Кроме того, такой подход не вводит в оборот никаких принципиально новых терминов и определений, но позволяет получить более обоснованную с практической точки зрения теоретическую оценку глубины проникновения ЛИ в ткани, а также недоступные ранее сравнительные оценки доз для разных терапевтических процедур. В результате возникает интересный и неожиданный новый ракурс взгляда на проблему.

Можно, конечно, возразить, что здесь использованы лишь частные случаи оптических свойств тканей, μ_a , μ_s и g . Безусловно. Но приведенные в статье конкретные числовые значения и примеры и не претендуют на большую точность и единственность возможного. Это, скорее, оценочные и демонстрационные примеры. Точные значения оптических свойств тканей наиболее правильно получать путем их измерений индивидуально у пациента перед назначением процедур. Но такие измерения требуют разработки стандартизированной методики измерений и метрологически аттестованной аппаратуры. Пока здесь приведены лишь правдоподобные ситуации с определенной долей погрешности. Далее результаты могут уточняться и дополняться.

Вместе с тем клинические рекомендации по дозам воздействия содержат большие диапазоны доз ЛИ, оставляя внутри диапазонов врачу выбор для персонализации лечебного воздействия. Пока такие диапазоны достаточно велики, отсутствие индивидуальных данных по μ_a , μ_s и g и погрешности приведенных оценок не представляются существенными. Возможно,

конечно, что измерение индивидуальных оптических свойств и оценка по ним дозы D – более обоснованный путь. Однако ряд параметров, таких как плотность крови и кожи, коэффициент поглощения света гемоглобином крови в разных спектральных диапазонах и т.п. от пациента к пациенту меняются настолько незначительно, в пределах нескольких процентов, что этими вариациями явно можно пренебречь. Не исключено, что объем и масса облучаемых тканей для каждой длины волны и каждой из типовых терапевтических процедур имеют на самом деле лишь весьма слабо выраженную индивидуальность, если только нет явных уплотнений в тканях (новообразований), нет выраженной пигментации (фототип выше типа II) и т.д. Поэтому объем облучения, наиболее вероятно, больше зависит от площади облучения S , которая, скажем, для накожных процедур не является параметром выбора, а зависит от размеров очага патологии. В таком случае варьировать врачу все равно остается лишь величинами P_0 и t , как это и происходит обычно сегодня в практике лазерной терапии, пусть и без учета μ_a , μ_s и g .

Дополнительно, произведение P_0 и t определяет энергетическую экспозицию H – не зависящую от объема на выбранной длине волны λ характеристику воздействия, которую можно измерить. Сам выбор конкретных значений S и H определяется, естественно, индивидуальным состоянием человека, его оптическими свойствами и заболеванием. Но для метрологического контроля H сам объект не нужен в отличие от контроля D . Ее (энергетическую экспозицию) легко измерить. Поэтому H вполне можно именовать экспозиционной дозой. Это ничему не противоречит в медицинской физике. Более того, в радиационной дозиметрии тоже есть понятие экспозиционной дозы [3, 4, 6]. Там она определяется несколько по-другому, через заряд образующихся ионов воздуха при прохождении через воздух ионизирующего излучения, но она также призвана характеризовать само воздействие без привязки к объекту и измеряется независимо от объекта. Поэтому с точностью до смыслового содержания и профессионального жаргона не будет большой терминологической ошибкой именовать в лазерной медицине H экспозиционной дозой. А вот P_0 правильнее именовать освещенностью, мощностью H или скоростью нарастания H , но не дозой, т.к. в дозовых характеристиках «работает» время.

Подводя итог, можно сформулировать следующие выводы.

1. В практике лазерной медицины более обосновано под глубиной проникновения понимать величину, определяемую значимым с точки зрения воздействия объемом $V\%$.

2. Стандартная в радиобиологии поглощенная доза D с размерностью Дж/кг (Гр) может быть легко

³ В свое время на вопрос, почему же в России, Китае и ряде других стран Азии ВЛОК находит широкое применение, довелось услышать такой ответ от французских врачей: «Эффект восточных стран».

определена и для ЛИ, если известны оптические свойства тканей и площадь облучения S .

3. Сравнительные данные по D для разных на-кожных терапевтических процедур не противоречат известным клиническим и медико-физическим данным и более контрастно отражают соотношение разных доз для разных целей терапии.

4. При ВЛОК наблюдаются поглощенные дозы D , существенно меньшие, на несколько порядков, поглощенных доз при других процедурах терапии. Это настораживает и обращает на себя внимание.

ЛИТЕРАТУРА

1. Рогаткин Д.А., Тарасов А.П., Штыфлюк М.Е. Методические замечания о физических параметрах низкоинтенсивного лазерного воздействия. Часть 1. Глубина проникновения лазерного излучения. *Лазерная медицина*. 2023; 27 (4): 8–15. <https://doi.org/10.37895/2071-8004-2023-27-4-8-15>
2. Chung H., Dai T., Sharma S.K. et al. The nuts and bolts of low-level laser (light) therapy. *Ann Biomed Eng.* 2012; 40 (2): 516–533.
3. Близняк У.А., Лыкова Е.Н. Клиническая дозиметрия: Учеб. пособие. – М.: ООП физического факультета МГУ. 2019: 45 с.
4. Климанов В.А., Крамер-Агеев Е.А., Смирнов В.В. Радиационная дозиметрия. Монография // Под ред. В.А. Климанова. М.: НИЯУ МИФИ. 2014: 648 с.
5. Жорина Л.В., Змиевской Г.Н. Основы взаимодействия физических полей с биологическими объектами: Воздействие ионизирующего и оптического излучения: Учебное пособие // Под ред. С.И. Щукина. – М.: МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2006: 191–206.
6. Завадовская В.Д., Куражов А.П., Пыжова И.Б. Лучевая терапия: учебное пособие. – Томск: СибГМУ. 2013: 104 с.
7. Залеская Г.А. Эффективность фотомодификации крови терапевтическими дозами оптического излучения различных длин волн. *Биофизика*. 2017; 62 (3): 604–613.
8. Kim M.M. et al. On the in vivo photochemical rate parameters for PDT reactive oxygen species modeling. *Phys. Med. Biol.* 2017; 62 (5): R1–R48.
9. Москвин С.В. Основы лазерной терапии. Серия «Эффективная лазерная терапия». – М. – Тверь: ООО «Издательство «Триада», 2016; 1: 30–235.
10. Дуплик А.Ю. Дозиметрия низкоинтенсивного лазерного облучения крови. *Laser Market*. 199; 2–3: 18–20.
11. Дунаев А.В., Евстигнеев А.Р., Шалобаев Е.В. Лазерные терапевтические устройства // Под ред. К.В. Подмастерьева: Учебное пособие. – Орел: ОрелГТУ, 2005: 15–25.
12. Москвин С.В. О некоторых заблуждениях, мешающих развитию лазерной терапии. *Уральский медицинский журнал*. 2013; 1: 119–121.
13. Дёмин В.В., Половцев И.Г. Фотометрия и ее применения. Учебное пособие. – Томск, изд-во ТГУ, 2017: 344 с.
14. Физический энциклопедический словарь // Под ред. акад. А.М. Прохорова. – М.: Сов. энциклопедия, 1984.
15. Рогаткин Д.А. Биодозиметрический винегрет или история восприятия одной публикации в «Л-И» // Информационный бюллетень Лазерной ассоциации «Лазер-Информ». 2008; 23 (398): 14–16.
16. Асимов М.М. и др. Оценка терапевтического действия низкоинтенсивного лазерного излучения по величине локального насыщения ткани кислородом. *Журнал прикладной спектроскопии*. 2006; 73 (4): 516–520.
17. Kana J.S. et al. Effect of low-power density laser radiation on healing of open skin wounds in rats. *Arch. Surg.* 1984; 116: 293–296.
18. Abergel R.A. et al. Biostimulation of wound healing by lasers: experimental approaches in animal models and in fibroblast cultures. *J. Dermatol. Surg. Oncol.* 1987; 13: 127–133.
19. Александров М.Т. Методы клинической биофотометрии. / В кн. Применение низкоинтенсивных лазеров в клинической практике // Под. ред. чл.-корр. РАМН О.К. Скобелкина. – М.: Изд-во «Полиграф-информ», 1997: 265–274.
20. Salomatina E.V. et al. Optical properties of normal and cancerous human skin in the visible and near-infrared spectral range. *J. Biomed. Opt.* 2006; 11 (6): 064026.
21. Tarasov A.P., Shtyflyuk M.E., Rogatkin D.A. Theoretical substantiation of the possibility of performing non-damaging UV diagnostics of biological tissues *in vivo*. *Photonics*. 2023; 10: 1289.
22. Поддубная О.А. Низкоинтенсивная лазеротерапия в клинической практике (Часть 1). *Вестник восстановительной медицины*. 2020; 6 (100): 92–99.
23. Загускин С.Л. Лазерная терапия – мифы и реальность, возможные пути развития. Информационный бюллетень Лазерной ассоциации «Лазер-Информ». 1999; 2 (161): 1–6.
24. Гейниц А.В., Москвин С.В., Ачилов А.А. Внутривенное лазерное облучение крови – М. – Тверь: ООО «Издательство «Триада», 2012: 32 с.

REFERENCES

1. Rogatkin D.A., Tarasov A.P., Shtyflyuk M.E. Methodological notes on the physical parameters of low-intensity laser exposure. Part 1. Penetration depth of laser radiation. *Laser Medicine*. 2023; 27 (4): 8–15. [In Russ.]. <https://doi.org/10.37895/2071-8004-2023-27-4-8-15>
2. Chung H., Dai T., Sharma S.K. et al. The nuts and bolts of low-level laser (light) therapy. *Ann Biomed Eng.* 2012; 40 (2): 516–533.
3. Bliznyuk U.A., Lykova E.N. Clinical dosimetry: Textbook manual. – Moscow: OOP, Faculty of Physics, Moscow State University. 2019: 45. [In Russ.].
4. Klimanov V.A., Kramer-Ageev E.A., Smirnov V.V. Radiation dosimetry. Monograph // Ed. V.A. Klimanova. – Moscow: National Research Nuclear University MEPhI. 2014: 648. [In Russ.].
5. Zhorina L.V., Zmievskaya G.N. Fundamentals of the interaction of physical fields with biological objects: Impact of ionizing and optical radiation: Textbook // Ed. S.I. Shchukin. – Moscow: Bauman MSTU, 2006: 191–206. [In Russ.].
6. Zavadovskaya V.D., Kurazhov A.P., Pyzhova I.B. Radiation therapy: textbook. – Tomsk: Siberian State Medical University. 2013: 104. [In Russ.].
7. Zaleskaya G.A. Efficiency of photomodification of blood with therapeutic doses of optical radiation of various wavelengths. *Biophysics*. 2017; 62 (3): 604–613. [In Russ.].
8. Kim M.M. et al. On the in vivo photochemical rate parameters for PDT reactive oxygen species modeling. *Phys. Med. Biol.* 2017; 62 (5): R1–R48.

9. Moskvina S.V. Basics of laser therapy. Series "Effective laser therapy" – Moscow. Tver: Publishing House "Triad" LLC, 2016; 1: 30–235. [In Russ.].
10. Duplik A.Yu. Dosimetry of low-intensity laser irradiation of blood. *Laser Market*. 1995; 2–3: 18–20. [In Russ.].
11. Dunaev A.V., Evstigneev A.R., Shalobaev E.V. Laser therapeutic devices // Ed. K.V. Podmastereva: Textbook. – Orel: Orel State Technical University, 2005: 15–25. [In Russ.].
12. Moskvina S.V. About some misconceptions that hinder the development of laser therapy. *Uralsky meditsinsky zhurnal*. 2013; 1: 119–121. [In Russ.].
13. Demin V.V., Polovtsev I.G. Photometry and its applications. Textbook. Tomsk, TSU Publishing House. 2017: 344. [In Russ.].
14. Physical encyclopedic dictionary // Ed. acad. A.M. Prokhorov. Moscow: *Sov. encyclopedia*, 1984. [In Russ.].
15. Rogatkin D.A. Biodosimetric vialette or the history of the perception of one publication in "L-I". Information bulletin of Laser Association "*Laser-Inform*". 2008; 23 (398): 14–16. [In Russ.].
16. Asimov M.M. et al. Evaluation of the therapeutic effect of low-intensity laser radiation by the value of local tissue oxygen saturation. *Zhurnal prikladnoy spektroskopii*. 2006; 73 (4): 516–520. [In Russ.].
17. Kana J.S. et al. Effect of low-power density laser radiation on healing of open skin wounds in rats. *Arch. Surg.* 1984; 116: 293–296.
18. Abergel R.A. et al. Biostimulation of wound healing by lasers: experimental approaches in animal models and in fibroblast cultures. *J. Dermatol. Surg. Oncol.* 1987; 13: 127–133.
19. Alexandrov M.T. Methods of clinical biophotometry. / In the book. Application of low-intensity lasers in clinical practice // Ed. RAMS Corresponding Member O.K. Skobelkin. Moscow: Publishing house "Poligraph-inform", 1997: 265–274. [In Russ.].
20. Salomatina E.V. et al. Optical properties of normal and cancerous human skin in the visible and near-infrared spectral range. *J. Biomed. Opt.* 2006; 11 (6): 064026.
21. Tarasov A.P., Shtyflyuk M.E., Rogatkin D.A. Theoretical substantiation of the possibility of performing non-damaging UV diagnostics of biological tissues *in vivo*. *Photonics*. 2023; 10: 1289.
22. Poddubnaya O.A. Low-intensity laser therapy in clinical practice (Part 1). *Vestnik vosstanovitel'noy medicini*. 2020; 6 (100): 92–99. [In Russ.].
23. Zaguskin S.L. Laser therapy – myths and reality, possible development paths. Information bulletin of the Laser Association "*Laser-Inform*". 1999; 2 (161): 1–6. [In Russ.].
24. Geinyts A.V., Moskvina S.V., Achilov A.A. Intravenous laser irradiation of blood. Moscow. Tver: Publishing House "Triada" LLC, 2012: 32 p. [In Russ.].

Конфликт интересов

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Conflict of interest

The authors declare no conflict of interest.

Сведения об авторах

Рогаткин Дмитрий Алексеевич – доктор технических наук, заведующий лабораторией медико-физических исследований ГБУЗ МО «МОНИКИ» им. М.Ф. Владимирского; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-7755-308X>

Тарасов Андрей Петрович – кандидат физико-математических наук, научный сотрудник лаборатории медико-физических исследований ГБУЗ МО «МОНИКИ» им. М.Ф. Владимирского; ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5016-3308>

Штыфлюк Мария Евгеньевна – младший научный сотрудник лаборатории медико-физических исследований ГБУЗ МО «МОНИКИ» им. М.Ф. Владимирского; ORCID: <https://orcid.org/0009-0002-9422-9289>

Information about the authors

Dmitriy Rogatkin – Dr. Sci. (Tech.), head of the laboratory of medical and physical researches, Vladimirsky Moscow Regional Research and Clinical Institute; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-7755-308X>

Andrey Tarasov – Cand. Sci. (Phys.-Math.), researcher at the laboratory of medical and physical researches, Vladimirsky Moscow Regional Research and Clinical Institute; ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5016-3308>

Maria Shtyflyuk – younger researcher at the laboratory of medical and physical researches, Vladimirsky Moscow Regional Research and Clinical Institute; ORCID: <https://orcid.org/0009-0002-9422-9289>

УДК: 616/13/.14-007.2-031:611.91/93-089.819

DOI: 10.37895/2071-8004-2024-28-1-XX

Тип статьи: оригинальное исследование

ПРИМЕНЕНИЕ ДИОДНОГО ЛАЗЕРА И СКЛЕРОЗИРОВАНИЯ ПРИ ЛЕЧЕНИИ ВЕНОЗНЫХ МАЛЬФОРМАЦИЙ ЧЕЛЮСТНО-ЛИЦЕВОЙ ОБЛАСТИ

Ш.Т. Камилов, А.А. Гришин, А.М. Нагайченко

ФГАОУ ВО «Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова» Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет), Москва, Россия

Резюме

Цель: сравнение результатов лечения венозных мальформаций (ВМ) челюстно-лицевой области при склерозировании 3 % пенной формой этоксисклерола и при использовании диодного лазера.

Материалы и методы. В исследование включено 40 пациентов с венозными мальформациями челюстно-лицевой области. Пациенты были разделены на две равнозначные группы по 20 человек: в 1-й группе пациенты пролечены при помощи излучения диодного лазера; во 2-й группе – лечение проводили методом склерозирования ВМ 3 % пенной формой этоксисклерола. При лечении 1-й группы пациентов использовали диодный лазер «Лакта-Милон» (РФ) с оптическим фибром (световод) с плоским торцом d 0,4–0,6 мм, длина волны 980 нм, режим импульсно-периодический с интервалом 0,1–0,25 секунды при мощности 3,5–5,5 Вт. Методика склерозирования ВМ ЧЛО во 2-й группе предусматривала введение в просвет мальформации микропены 3 % этоксисклерола, изготовленной согласно методике Л. Тессари (2000 г.).

Результаты. Лечение всех пациентов проходило без интраоперационных и послеоперационных кровотечений. По результатам исследования было выявлено, что метод склерозирования с использованием пенной формы 3 % этоксисклерола является наиболее эффективным при лечении мальформаций большого и среднего размера, отмечено значительное уменьшение образований в размерах. Наиболее эффективным при лечении мальформаций в сложных анатомических областях (периорбитальная область, зона твердого и мягкого нёба) оказалось применение диодного лазера с длиной волны 980 нм и мощностью от 3,5 до 5,5 Вт.

Заключение. Эндоваскулярная лазерная облитерация венозных мальформаций челюстно-лицевой области выступает эффективным и безопасным способом лечения и является методом выбора при расположении венозных мальформаций в периорбитальной области.

Ключевые слова: диодный лазер, мальформация, лазерная облитерация, этоксисклерол, челюстно-лицевая область

Для цитирования: Камилов Ш.Т., Гришин А.А., Нагайченко А.М. Сравнение применения диодного лазера и склерозирования 3 % пенной формой этоксисклерола при лечении венозных мальформаций челюстно-лицевой области. *Лазерная медицина*. 2024; 28(1):17–24. <https://doi.org/10.37895/2071-8004-2024-28-1-17-24>

Контакты: Камилов Ш.Т., e-mail: kamilov_sh_t@staff.sechenov.ru

DIODE LASER LIGHT AND SCLEROTHERAPY IN THE TREATMENT OF VENOUS MALFORMATIONS IN THE MAXILLOFACIAL REGION

Kamilov Sh.T., Grishin A.A., Nagaychenko A.M.

Sechenov First Moscow State Medical University, Moscow, Russia

Abstract

Objective: to compare outcomes after treatment of venous malformations (VM) in the maxillofacial region using diode laser light and sclerotherapy with 3 % Aethoxysclerol foam.

Materials and methods. 40 patients with venous malformations of the maxillofacial region were enrolled in the study. Patients were divided into two equal groups of 20 individuals each: in Group 1, patients were treated with diode laser light; in Group 2, patients had sclerotherapy with 3 % Aethoxysclerol foam. For laser therapy, Lachta-Milon diode laser (Russia) with an optical light guide having a flat end of 0.4–0.6 mm, wavelength 980 nm, pulse-periodic mode with interval 0.1–0.25 seconds at power 3.5–5.5 was used. In Group 2 VM sclerotherapy by L. Tessari's technique (2000) in the maxillofacial region consisted of injection of microfoam made of 3 % Aethoxysclerol solution into the malformation lumen.

Results. In all patients, management was successful without intraoperative or postoperative bleeding. The performed study revealed that sclerotherapy with Aethoxysclerol foam is most effective for treating large and medium-sized malformations resulting in significant reduction in formation size. To treat malformations located in difficult anatomical areas, such as peri-orbital or hard and soft palate, diode laser with wavelength 980 nm and power ranging from 3.5 to 5.5 W turned to be the most effective.

Conclusion. Endovascular laser obliteration is an effective and safe technique for treating venous malformations in the maxillofacial region. It is also a method of choice for malformations located in the peri-orbital area.

Keywords: diode laser, malformation, laser obliteration, Aethoxysclerol, maxillofacial region

For citations: Kamilov Sh. T., Grishin A.A., Nagaychenko A.M. Diode laser light and sclerotherapy in the treatment of venous malformations in the maxillofacial region. *Laser Medicine*. 2024; 28(1): 17–24. [In Russ.]. <https://doi.org/10.37895/2071-8004-2024-28-1-17-24>

Contacts: Kamilov Sh.T., e-mail: kamilov_sh_t@staff.sechenov.ru

ВВЕДЕНИЕ

Лечение сосудистых мальформаций (СМ) челюстно-лицевой области (ЧЛО) по-прежнему представляет собой актуальную проблему. На долю СМ в ЧЛО приходится от 60 до 80 % от общего количества всех образований сосудистого характера в других областях организма. При этом пациенты с венозными мальформациями (ВМ) составляют 50–60 % от общего числа данной категории пациентов с сосудистыми образованиями ЧЛО [1–4].

Диагностика ВМ ЧЛО основана на данных клинического обследования и анамнеза заболевания. В связи с яркой клинической картиной, выраженностью симптоматики, характерным анамнезом диагностика ВМ не представляет больших трудностей. В ряде сложных случаев при глубокой локализации ВМ возможно использование дополнительных методов инструментальной диагностики: УЗИ, МРТ, отражающих характерную картину сосудистой мальформации в результатах исследования [5–9].

Согласно последним исследованиям, причиной возникновения ВМ в области лица преимущественно является мутация в гене рецепторной тирозинкиназы, приводящая к дефициту гладкомышечных клеток в стенке измененного участка вены, вызывая нарушение формы сосуда в виде сумкообразных деформаций с низкой скоростью кровотока, в результате чего мальформация увеличивается в размерах за счет растяжения истонченной венозной стенки без тенденции к спонтанному регрессу [10–13].

Основной задачей лечения ВМ является уменьшение объемов или полное исчезновение мальформации с последующим восстановлением эстетической и функциональной составляющей окружающих ВМ органов и тканей. Онкологические принципы лечения не применимы по отношению к ВМ, так как мальформации являются пороками развития, не имеют высокой митотической активности, свойственной опухолям [14].

Несмотря на большие достижения в современной челюстно-лицевой хирургии, вопрос лечения венозных мальформаций челюстно-лицевой области до настоящего времени не может считаться полностью разрешенным, так как ни один из методов лечения ВМ не является универсальным, что оставляет проблему актуальной.

К наиболее распространенным и широко применяемым в клинической практике методам лечения ВМ ЧЛО можно отнести хирургический, лазерный и метод склерозирования [17–19].

Хирургическое лечение эффективно в случае, когда ВМ ограничена, имеет малые размеры и мальформацию возможно удалить полностью, в пределах здоровых тканей, без возникновения значительных эстетических и функциональных нарушений. Целесообразно проведение хирургического вмешательства вторым этапом с целью устранения остаточных явлений ВМ

после завершения первого малоинвазивного этапа лечения (склеротерапии, лазерного воздействия). Применение классического хирургического подхода при лечении ВМ периорбитальной области достаточно ограничено в виду рисков развития массивного плохо контролируемого кровотечения, возникновения эстетических и функциональных нарушений в послеоперационном периоде [20, 21].

Склерозирование, особенно с внедрением в клиническую практику для лечения ВМ пенной формы 3 % этоксисклерола, показало себя как эффективный и малоинвазивный метод лечения ВМ. Однако применение этого метода лечения для ВМ периорбитальной области ограничено, это связано с риском возникновения таких осложнений, как повреждение структур глазного яблока, нарушение функции зрительного нерва в связи с повышением внутриорбитального давления. Проведение склерозирования в данной области представляется достаточно опасным и в связи с возможностью попадания склерозанта в систему угловой вены и далее в кавернозный синус, тромбоз которого приводит к тяжелым осложнениям [22, 23].

С появлением высокотехнологичных хирургических лазеров при лечении ВМ ЧЛО появилась возможность избирательно воздействовать на сосуды без выраженного повреждения наружных кожных покровов, окружающих мягких тканей [24–28].

Большой интерес представляет метод эндоваскулярной лазерной облитерации (ЭВЛО), применяемый с 2000 года во флебологии. Принцип проведения облитерации основан на внутрисосудистом введении световода в полость вены через специальный проводник или широкопросветный внутривенный катетер с последующей лазерной коагуляцией внутренней поверхности сосуда [29–33].

Целью работы является сравнение результатов лечения пациентов с ВМ челюстно-лицевой области при использовании диодного лазера и при склерозировании 3 % пенной формой этоксисклерола.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

С 2020 по 2023 год на кафедре челюстно-лицевой хирургии МГМУ им. И. М. Сеченова проведено обследование и лечение 40 пациентов с венозными мальформациями челюстно-лицевой области в возрасте от 18 до 80 лет, из них 17 (42,5 %) мужчин и 23 (57,5 %) женщины. Пациенты были разделены на две равнозначные группы по 20 человек: 1-я группа – пациенты, пролеченные при помощи диодного лазера; 2-я группа – пациенты, получившие лечение посредством склерозирования ВМ 3 % пенной формой этоксисклерола (таблица 1). При формировании групп все пациенты, имеющие ВМ периорбитальной области, были включены в группу лазерного метода лечения, чтобы избежать возможных осложнений при склерозировании ВМ в данной анатомической области (таблица 2).

В предоперационном периоде и на 21-е сутки после вмешательства пациентам проводили ультразвуковое исследование (УЗИ) для определения распространенности, размера, а также прилегания ВМ к близлежащим анатомическим структурам. При вычислении объема мальформации до и после лечения для удобства расчетов использовалась формула объема эллипса ($V = 4/3 \times \pi \times a \times b \times c$, где $\pi = 3,14$; a , b и c – полуоси (радиусы) эллипсов) как наиболее приближенной фигуры к геометрической форме большинства ВМ. Объем образования измеряли в см³. Эффективность методов лечения сравнивали по уменьшению объемов мальформации до проведения вмешательства и на 21-е сутки после лазерного воздействия или склерозирования. Данные, полученные в ходе исследования, были систематизированы и внесены в сводную электронную таблицу при помощи программного обеспечения Microsoft Office Excel 2019. Для проведения статистического анализа было использовано программное обеспечение IBM SPSS Statistics 23.0 и Jamovi Statistical Software. Средние значения в группах сравнены при помощи критерия Краскела – Уоллиса.

Наша методика лечения пациентов с ВМ при помощи лазера заключалась в воздействии излучения на внутреннюю стенку вены и кровь, находящуюся в ее просвете.

В лечении пациентов использовали диодный лазер «Лакhta-Милон» (РФ) с оптическим фибром (световод) с плоским торцом d 0,4–0,6 мм, длина волны 980 нм, режим импульсно-периодический с интервалом от 0,1 до 0,25 секунды при мощности от 3,5 до 5,5 Вт (рис. 1).

Интраоперационно выполняли пункцию и введение световода через специальный проводник или канюлю внутривенного катетера размером не менее 18G в просвет ВМ (рис. 2 а). Критерием попадания в полость мальформации являлось поступление крови в просвет проводника или катетера (рис. 2 б). Визуальный контроль расположения световода производили слежением за пучком красного света на конце оптического фибера (рис. 2 в). Далее световод устанавливали в рабочей зоне и, постепенно продвигая его наружу, производили эндоваскулярную лазерную облитерацию мальформации, добиваясь максимального уменьшения объемов ВМ, изменения цвета кожных покровов с синюшного на нейтральный (рис. 2 г). Большинство вмешательств проводили под местной анестезией, эндотрахеальный наркоз был использован при расположении ВМ в периорбитальной области.

Методика склерозирования ВМ ЧЛО заключалась во введении в просвет мальформации микропены 3% этоксисклерола, изготовленной согласно методике Л. Тессари (2000 г.) Данная методика изготовления микропены широко применяется в практике у врачей флебологов при лечении варикозных вен нижних конечностей.

Таблица 1

Половозрастное распределение пациентов

Table 1

Distribution of patients by age and gender

	1-я группа Group 1	2-я группа Group 2
Пол: мужчины/женщины Sex: male/female	8/12	9/11
Возраст, лет Age, years		
18–44	6 (30 %)	5 (25 %)
45–60	8 (40 %)	9 (45 %)
60–75	4 (20 %)	3 (15 %)
75–80	2 (10 %)	3 (15 %)

Таблица 2

Локализация венозных мальформаций

Table 2

Venous malformation location

	1-я группа Group 1	2-я группа Group 2
Верхняя губа Upper lip	2 (5,9 %)	2 (11,1 %)
Нижняя губа Lower lip	5 (11,8 %)	6 (5,6 %)
Язык Tongue	2 (11,8 %)	5 (5,6 %)
Твердое и мягкое нёбо Hard and soft palate	5 (5,9 %)	3 (11,1 %)
Околоушно-жевательная область Parotid-masticatory area	1 (5,9 %)	4 (11,1 %)
Периорбитальная область Peri-orbital area	5 (23,5 %)	0 (0 %)



Рис. 1. Диодная лазерная установка «Лакhta-Милон»

Fig. 1. Diode laser Lakhta-Milon

Для изготовления микропены два шприца подключали к трехходовому крану для инфузий. В один шприц набирали склерозант, а во второй – воздух из операционной. Отношение склерозанта к воздуху составляло



Рис. 3. Методика изготовления микропены с помощью трехходового крана

Fig. 3. Preparation of microfoam using a 3-way valve tap

1:4 (рис. 3). Далее совершали поочередное и быстрое движение поршней шприцев, смешивая содержимое до формирования пенной эмульсии.

Склерозант в виде микропены изменяет свои физические свойства, улучшая распределение в венозных сосудах, уменьшая скорость дренажа из просвета сосуда, увеличивая время экспозиции поверхностно-активного вещества на клетки эндотелия сосудистой стенки. Введение проводили под тактильным и визуальным контролем до изменения цвета мальформации с синюшного на бледно-розовый и появления плотного инфильтрата (рис. 4).

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Лечение пациентов с ВМ челюстно-лицевой области проходили без возникновения интраоперационных и послеоперационных кровотечений. За весь период наблюдения общих и местных осложнений в обеих группах зафиксировано не было.

Специальное медикаментозное сопровождение в послеоперационном периоде не проводилось, по необходимости в первые 3 суток пациентам назначали нестероидные противовоспалительные препараты для купирования незначительно выраженного послеоперационного болевого синдрома.



У большинства пациентов в обеих группах в послеоперационном периоде на 21-е сутки наблюдения отмечали выраженную положительную динамику: уменьшение мальформаций в размерах, изменение окраски подлежащих кожных покровов и слизистых оболочек. Степень уменьшения мальформации зависела от размера и выраженности стромального компонента в ее структуре. Особенно эффективно себя показал метод ЭВЛО с применением диодного лазера у пациентов с ВМ в периорбитальной области, где применение склерозирования является достаточно опасным из-за возможных грозных осложнений в следствии непредсказуемого распределения микропены (рис. 5).

В свою очередь, использование пенной формы 3% этоксисклерола в качестве склерозанта при лечении пациентов с ВМ среднего размера, без выраженного соединительнотканного компонента приводило к значительному уменьшению мальформаций в размерах даже после однократного введения (рис. 6).

При анализе среднего уменьшения мальформаций в размерах по результатам УЗИ на 21-е сутки после лечения между группами статистически значимой разницы не выявлено.

Разница показателей уменьшения мальформаций в размерах в основном связана с результатами



Рис. 4. Венозная мальформация до и после введения микропены 3% этоксисклерола

Fig. 4. Venous malformation before and after sclerotherapy with 3% Aethoxysclerol foam



Рис. 5. Состояние пациентки до и после проведения ЭВЛО ВМ нижнего века и подглазничной области с использованием диодного лазера

Fig. 5. Female patient before and after diode-laser endovascular laser obliteration (EVLO) of the lower eyelid and suborbital area

Таблица 3

Изменение размеров мальформаций

Table 3

Changing of malformation dimensions

	Ср. зн Mean	Ср. кв. отклонение SD	Ст. ошибка SE	95 % доверительный интервал для среднего значения CI		Мин. min	Макс. max
1-я группа (лазерное лечение) Group 1 (laser)	59,75 %	13,719 %	3,960 %	51,03 %	68,47 %	34 %	76 %
2-я группа (склерозирование) Group 2 (sclerotherapy)	68,10 %	19,198 %	6,071 %	54,37 %	81,83 %	31 %	83 %

лечения пациентов с мальформациями большого размера и среднего размера, где применение склерозирования с использованием пенной формы 3 % этоксисклерола показало себя эффективнее. В свою очередь, применение диодного лазера с длиной волны 980 нм и мощностью от 3,5 до 5,5 Вт показало себя как эффективный, безопасный и удобный способ лечения ВМ в сложных анатомических областях: периорбитальная область, зона твердого и мягкого нёба.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, метод склерозирования с использованием пенной формы 3 % этоксисклерола является наиболее эффективным при лечении мальформаций большого и среднего размера при лечении мальформаций в сложных анатомических областях (периорбитальная область, зона твердого и мягкого нёба) наиболее эффективным оказалось применение диодного лазера с длиной волны 980 нм и мощностью от 3,5 до 5,5 Вт.

Эндоваскулярная лазерная облитерация венозных мальформаций челюстно-лицевой области является эффективным и безопасным способом лечения и является методом выбора при расположении венозных мальформаций в периорбитальной области.



Рис. 6. ВМ языка до и после склерозирования пенной формой 3 % этоксисклерола

Fig. 6. VM of the tongue before and after sclerotherapy with 3 % Aethoxysclerol foam

ЛИТЕРАТУРА

1. Park H., Kim J.S., Park H., Kim J.Y., Huh S., Lee J.M., Lee S.Y., Lee S.J., Lee J.S., Lee J.W., Chung H.Y. Venous malformations of the head and neck: A retrospective review of 82 cases. *Archives of plastic surgery*. 2019; 46 (1): 23. PMID: 30685938. DOI: 10.5999/aps.2018.00458
2. Sadick M., Wohlgemuth W. A., Huelse R., Lange B., Henzler T., Schoenberg, S. O., Sadick H. Interdisciplinary Management of Head and Neck Vascular Anomalies: Clinical Presentation, Diagnostic Findings and Minimal invasive Therapies. *European journal of radiology open*. 2017; 4: 63–68. DOI: 10.1016/j.ejro.2017.05.001
3. Janardhan H.P., Saheera S., Jung R., Trivedi C. M. Vascular and Lymphatic Malformations: Perspectives From Human and Vertebrate Studies. *Circulation research*. 2021; 129 (1): 131–135. PMID: 34166069. DOI: 10.1161/CIRCRESA-HA.121.319587
4. Steiner J.E., Drolet B.A. Classification of Vascular Anomalies: An Update. *Seminars in interventional radiology*. 2017; 34(3): 225–232. PMID: 28955111. DOI: 10.1055/s-0037-1604295
5. Carqueja I.M., Sousa J., Mansilha A. Vascular malformations: classification, diagnosis and treatment. *International angiology*. 2018; 37 (2): 127–142. PMID: 29424187. DOI: 10.23736/S0392-9590.18.03961-5
6. Попель Г.А., Воробей А.В., Давидовский И.А., Воевода М.Т., Рогатень А.И., Деркачева Н.В. Диагностика врожденных сосудистых мальформаций наружной локализации. *Новости хирургии*. 2016; 24 (4): 407–416.
7. Шалабаева К.З., Замураева А.У., Нурмаганов С.Б., Фазиллов Ж.А., Уразаева А.Э., Токкожаев Б.Р. Мультидисциплинарный подход в диагностике и лечении сосудистых образований челюстно-лицевой области у детей. *Вестник Казахского Национального медицинского университета*. 2020; 2: 217–222.
8. Martinez-Lopez A., Salvador-Rodriguez L., Montero-Vilchez T., Molina-Leyva A., Tercedor-Sanchez J., Arias-Santiago S. Vascular malformations syndromes: an update. *Current opinion in pediatrics*. 2019 31 (6): 747–753. PMID: 31693582. DOI: 10.1097/MOP.0000000000000812
9. Sadick M., Müller-Wille R., Wildgruber M., Wohlgemuth W.A. Vascular Anomalies (Part I): Classification and Diagnostics of Vascular Anomalies. *RoFo*. 2018; 190 (9): 825–835. PMID: 29874693. DOI: 10.1055/a-0620-8925
10. Du Z., Zheng J., Zhang Z., Wang, Y. Review of the endothelial pathogenic mechanism of TIE2-related venous malformation. *Journal of Vascular Surgery: Venous and Lymphatic Disorders*. 2017; 5 (5): 740–748. PMID: 28818232. DOI: 10.1016/j.jvsv.2017.05.001
11. Si Y., Huang J., Li X., Fu Y., Xu R., Du Y., Cheng J., Jiang H. AKT/FOXO1 axis links cross-talking of endothelial cell and pericyte in TIE2-mutated venous malformations. *Cell communication and signaling: CCS*. 2020; 18 (1): 139. PMID: 32867785. DOI: 10.1186/s12964-020-00606-w
12. Martinez-Lopez A., Salvador-Rodriguez L., Montero-Vilchez T., Molina-Leyva A., Tercedor-Sanchez J., Arias-Santiago S. Vascular malformations syndromes: an update. *Current opinion in pediatrics*. 2019; 31 (6): 747–753. PMID: 31693582. DOI: 10.1097/MOP.0000000000000812
13. Kennedy M.A., Xu Z., Wu Y., Sohl C.D. A Tie2 kinase mutation causing venous malformations increases phosphorylation rates and enhances cooperativity. *Biochemical and biophysical research communication*. 2019; 509 (4): 898–902. PMID: 30638931. DOI: 10.1016/j.bbrc.2019.01.020
14. Colletti G., Ierardi A. M. Understanding venous malformations of the head and neck: a comprehensive insight. *Medical oncology* (Northwood, London, England). 2017; 34(3): 42. PMID: 28181207. DOI: 10.1007/s12032-017-0896-3
15. Terella A.M., Wang T.D., Kim M.M. Complications in periorbital surgery. *Facial plastic surgery: FPS*. 2013; 29 (1): 64–70. PMID: 23426754. DOI: 10.1055/s-0033-1333838
16. Benoiton L.A., Chan K., Steiner F., FitzJohn T., Tan S.T. Management of Orbital and Periorbital Venous Malformation. *Frontiers in surgery*. 2017; 4: 27. PMID: 28611988. DOI: 10.3389/fsurg.2017.00027
17. Aboelatta Y.A., Nagy E., Shaker M., Massoud K.S. Venous malformations of the head and neck: a diagnostic approach and a proposed management approach based on clinical, radiological, and histopathology findings. *Head & neck*. 2014; 36 (7): 1052–1057. DOI: 10.1002/hed.23407
18. Cox J.A., Bartlett E., Lee E.I. Vascular malformations: a review. *Seminars in plastic surgery*. 2014; 28 (2): 58–63. PMID: 25045330. DOI: 10.1055/s-0034-1376263
19. Hawkins C.M., Chewing, R.H. Diagnosis and Management of Extracranial Vascular Malformations in Children: Arteriovenous Malformations, Venous Malformations, and Lymphatic Malformations. *Seminars in radiology*. 2019; 54 (4): 337–348. PMID: 31706367. DOI: 10.1053/j.ro.2019.06.004
20. Carqueja I.M., Sousa J., Mansilha A. Vascular malformations: classification, diagnosis and treatment. *International angiology*. (a journal of the International Union of Angiology). – 2018; 37 (2): 127–142. PMID: 29424187. DOI: 10.23736/S0392-9590.18.03961-5
21. Wang D., Su L., Fan X. Diagnosis and treatment of venous malformations in China: consensus document. *Journal of interventional medicine*. 2019; 1 (4): 191–196. PMID: 34805850. DOI: 10.19779/j.cnki.2096-3602.2018.04.01
22. De Maria L., De Sanctis P., Tollefson M., Mardini S., Garrity J.A., Morris P.P., Bendel E., Brinjikji W. Sclerotherapy for low-flow vascular malformations of the orbital and periocular regions: Systematic review and meta-analysis. *Survey of ophthalmology*. 2020; 65 (1): 41–47. PMID: 31425703. DOI: 10.1016/j.survophthal.2019.08.003
23. Chiramel G.K., Keshava S.N., Moses V., Mammen S., David S., Sen S. Percutaneous sclerotherapy of congenital slow-flow vascular malformations of the orbit. – *Cardiovascular and interventional radiology*. 2015; 38 (2): 270–279. PMID: 25148921. DOI: 10.1007/s00270-014-0971-5
24. Azma E., Razaghi M. Laser Treatment of Oral and Maxillofacial Hemangioma. – *Journal of lasers in medical sciences*. 2018; 9 (4): 228–232. PMID: 31119015. DOI: 10.15171/jlms.2018.41
25. Mlacker S., Shah V.V., Aldahan A.S., McNamara C.A., Kamath P., Nouri K. Laser and light-based treatments of venous lakes: a literature review. *Lasers in medical science*. 2016; 31 (7): 1511–1519. PMID: 27056704. DOI: 10.1007/s10103-016-1934-7
26. Manna S., Meyer A., Shigematsu T., Berenstein A., Courey M. Management of a Laryngeal Venous Malformation With Nd:YAG Laser and Bleomycin Sclerotherapy. *The Laryngoscope*. 2020; 130 (9): 2199–2201. DOI: 10.1002/lary.28392

27. Azma E., Razaghi M. Laser Treatment of Oral and Maxillofacial Hemangioma. *Journal of Lasers in Medical Sciences*. 2018; 9 (4): 228–232. PMID: 31119015. DOI: 10.15171/jlms.2018.41
28. Мозокина М.М. Применение хирургических лазерных технологий при лечении образований сосудистого характера челюстно-лицевой области. *Автореф. дис. ... канд. мед. наук*. Москва. 2013
29. Wada Y., Miyazaki H., Kusuvara H., Uemura K., Asamura S. Successful Intralesional Laser Therapy for Sclerotherapy-resistant Huge Venous Malformation. *Plastic and reconstructive surgery*. Global open. 2020; 8(12): e3269. PMID: 33425584. DOI: 10.1097/GOX.0000000000003269
30. Miyazaki H., Romeo U., Ohshiro T., Kudo T., Makiguchi T., Kawachi N., Ogawa M., Inoue Y., Yokoo S. Treatment strategies for large oral venous malformations using intralesional laser photocoagulation. *Lasers in medical science*. 2014; 29 (6): 1987–1990. PMID: 23893092. DOI: 10.1007/s10103-013-1394-2
31. Ma L. W., Levi B., Oppenheimer A. J., Kasten S. J. Intralesional laser therapy for vascular malformations. *Annals of plastic surgery*. 2014; 73 (5): 547–551. PMID: 24625513. DOI: 10.1097/SAP.0b013e318276daa6
32. Marín-Manzano E., Mendieta-Azcona C., Riera-Del-Moral L., López-Gutiérrez J.C. Effectiveness and safety of 1470-nm diode laser fulguration in the management of diffuse venous malformations. *Journal of vascular surgery. Venous and lymphatic disorders*. 2020; 8 (3): 423–434. PMID: 31818697. DOI: 10.1016/j.jvsv.2019.09.013
33. Sarfi D., Adnane S., Haitami S., Ben Yahya I. Diode laser photocoagulation of intraoral (and perioral) venous malformations: Cases series. *International journal of surgery Case reports*. 2021; 88: 106436. PMID: 34710772. DOI: 10.1016/j.ijscr.2021.106436
6. Popel G.A., Vorobei A.V., Davidovsky I.A., Voevoda M.T., Rogaten A.I., Derkacheva N.V. Diagnostics of congenital vascular malformations of outer location. *Novosti khirurgii*. 2016; 24 (4): 407–416. [In Russ.].
7. Shalabayeva K.Z., Zamuraeva A.U., Nurmaganov S.B., Fazilov Zh.A., Urazaeva A.E., Tokkozhaev B.R. Multidisciplinary approach to diagnosis and treatment of vascular formations of the maxillofacial region in children. *Vestnik Kazakhskogo Nacionalnogo Medicinskogo Universiteta*. 2020; 2: 217–222. [In Russ.].
8. Martinez-Lopez A., Salvador-Rodriguez L., Montero-Vilchez T., Molina-Leyva A., Tercedor-Sanchez J., Arias-Santiago S. Vascular malformations syndromes: an update. *Current opinion in pediatrics*. 2019 31(6): 747–753. PMID: 31693582. DOI: 10.1097/MOP.0000000000000812
9. Sadick M., Müller-Wille R., Wildgruber M., Wohlgemuth, W.A. Vascular Anomalies (Part I): Classification and Diagnostics of Vascular Anomalies. *RoFo*. 2018; 190 (9): 825–835. PMID: 29874693. DOI: 10.1055/a-0620-8925
10. Du Z., Zheng J., Zhang Z., Wang, Y. Review of the endothelial pathogenic mechanism of TIE2-related venous malformation. *Journal of Vascular Surgery: Venous and Lymphatic Disorders*. 2017; 5(5): 740–748. PMID: 28818232. DOI: 10.1016/j.jvsv.2017.05.001
11. Si Y., Huang J., Li X., Fu Y., Xu R., Du Y., Cheng J., Jiang H. AKT/FOXO1 axis links cross-talking of endothelial cell and pericyte in TIE2-mutated venous malformations. *Cell communication and signaling: CCS*. 2020; 18 (1): 139. PMID: 32867785. DOI: 10.1186/s12964-020-00606-w
12. Martinez-Lopez A., Salvador-Rodriguez L., Montero-Vilchez T., Molina-Leyva A., Tercedor-Sanchez J., Arias-Santiago S. Vascular malformations syndromes: an update. *Current opinion in pediatrics*. 2019; 31(6): 747–753. PMID: 31693582. DOI: 10.1097/MOP.0000000000000812
13. Kennedy M.A., Xu Z., Wu Y., Sohl C.D. A Tie2 kinase mutation causing venous malformations increases phosphorylation rates and enhances cooperativity. *Biochemical and biophysical research communication*. 2019; 509 (4): 898–902. PMID: 30638931. DOI: 10.1016/j.bbrc.2019.01.020
14. Colletti G., Ierardi A. M. Understanding venous malformations of the head and neck: a comprehensive insight. *Medical oncology* (Northwood, London, England). 2017; 34 (3): 42. PMID: 28181207. DOI: 10.1007/s12032-017-0896-3
15. Terella A.M., Wang T.D., Kim M.M. Complications in periorbital surgery. *Facial plastic surgery: FPS*. 2013; 29 (1): 64–70. PMID: 23426754. DOI: 10.1055/s-0033-1333838
16. Benoiton L. A., Chan K., Steiner F., FitzJohn T., Tan S.T. Management of Orbital and Periorbital Venous Malformation. *Frontiers in surgery*. 2017; 4: 27. PMID: 28611988. DOI: 10.3389/fsurg.2017.00027
17. Aboelatta Y.A., Nagy E., Shaker M., Massoud K.S. Venous malformations of the head and neck: a diagnostic approach and a proposed management approach based on clinical, radiological, and histopathology findings. *Head & neck*. 2014; 36(7), 1052–1057. DOI: 10.1002/hed.23407
18. Cox J.A., Bartlett E., Lee E.I. Vascular malformations: a review. *Seminars in plastic surgery*. 2014; 28 (2): 58–63. PMID: 25045330. DOI: 10.1055/s-0034-1376263
19. Hawkins C.M., Chewing, R.H. Diagnosis and Management of Extracranial Vascular Malformations in Children: Arteriove-

REFERENCES

1. Park H., Kim J.S., Park H., Kim J.Y., Huh S., Lee J.M., Lee S.Y., Lee S.J., Lee J.S., Lee J.W., Chung H.Y. Venous malformations of the head and neck: A retrospective review of 82 cases. *Archives of plastic surgery*. 2019; 46 (1): 23–33. PMID: 30685938. DOI: 10.5999/aps.2018.00458
2. Sadick M., Wohlgemuth W. A., Huelse R., Lange B., Henzler T., Schoenberg, S. O., Sadick H. Interdisciplinary Management of Head and Neck Vascular Anomalies: Clinical Presentation. Diagnostic Findings and Minimal invasive Therapies. *European journal of radiology open*. 2017; 4: 63–68. DOI: 10.1016/j.ejro.2017.05.001
3. Janardhan H. P., Saheera S., Jung R., Trivedi C. M. Vascular and Lymphatic Malformations: Perspectives From Human and Vertebrate Studies. *Circulation research*. 2021; 129(1): 131–135. PMID: 34166069. DOI: 10.1161/CIRCRESAHA.121.319587
4. Steiner J.E., Drolet B.A. Classification of Vascular Anomalies: An Update. – *Seminars in interventional radiology*. 2017; 34(3): 225–232. PMID: 28955111. DOI: 10.1055/s-0037-1604295
5. Carqueja I. M., Sousa J., Mansilha A. Vascular malformations: classification, diagnosis and treatment. – *International angiology*. 2018; 37 (2): 127–142. PMID: 29424187. DOI: 10.23736/S0392-9590.18.03961-5

- nous Malformations, Venous Malformations, and Lymphatic Malformations. *Seminars in rentgenology*. 2019; 54 (4): 337–348. PMID: 31706367. DOI: 10.1053/j.ro.2019.06.004
20. Carqueja I.M., Sousa J., Mansilha A. Vascular malformations: classification, diagnosis and treatment. *International angiology*. (A Journal of the International Union of Angiology). 2018; 37 (2) 127–142. PMID: 29424187. DOI: 10.23736/S0392-9590.18.03961-5.
 21. Wang, D., Su L., Fan X. Diagnosis and treatment of venous malformations in China: consensus document. *Journal of interventional medicine*. 2019; 1 (4): 191–196. PMID: 34805850. DOI: 10.19779/j.cnki.2096-3602.2018.04.01
 22. De Maria L., De Sanctis P., Tollefson M., Mardini S., Garity J.A., Morris P.P., Bendel E., Brinjkiji W. Sclerotherapy for low-flow vascular malformations of the orbital and periorcular regions: Systematic review and meta-analysis. *Survey of ophthalmology*. 2020; 65 (1): 41–47. PMID: 31425703. DOI: 10.1016/j.survophthal.2019.08.003
 23. Chiramel G.K., Keshava S.N., Moses V., Mammen S., David S., Sen S. Percutaneous sclerotherapy of congenital slow-flow vascular malformations of the orbit. *Cardiovascular and interventional radiology*. 2015; 38 (2): 270–279. PMID: 25148921. DOI: 10.1007/s00270-014-0971-5
 24. Azma E., Razaghi M. Laser Treatment of Oral and Maxillofacial Hemangioma. *Journal of lasers in medical sciences*. 2018; 9 (4): 228–232. PMID: 31119015. DOI: 10.15171/jlms.2018.41
 25. Mlacker S., Shah V.V., Aldahan A.S., McNamara C.A., Kamath P., Nouri K. Laser and light-based treatments of venous lakes: a literature review. *Lasers in medical science*. 2016; 31(7): 1511–1519. PMID: 27056704. DOI: 10.1007/s10103-016-1934-7
 26. Manna S., Meyer A., Shigematsu T., Berenstein A., Courey M. Management of a Laryngeal Venous Malformation With Nd:YAG Laser and Bleomycin Sclerotherapy. *The Laryngoscope*. 2020; 130 (9): 2199–2201. DOI: 10.1002/lary.28392
 27. Azma E., Razaghi M. Laser Treatment of Oral and Maxillofacial Hemangioma. – *Journal of Lasers in Medical Sciences*. 2018; 9 (4): 228–232. PMID: 31119015. DOI: 10.15171/jlms.2018.41
 28. Mozokina M.M. Application of surgical laser technologies in the treatment of vascular formations of the maxillofacial region. *Auref Diss Cand. Sci. (Medicine)*. Moscow, 2013. [In Russ.].
 29. Wada Y., Miyazaki H., Kusuvara H., Uemura K., Asamura S. Successful Intralesional Laser Therapy for Sclerotherapy-resistant Huge Venous Malformation. *Plastic and reconstructive surgery*. Global open. 2020; 8 (12): e3269. PMID: 33425584. DOI: 10.1097/GOX.0000000000003269
 30. Miyazaki H., Romeo U., Ohshiro T., Kudo T., Makiguchi T., Kawachi N., Ogawa M., Inoue Y., Yokoo S. Treatment strategies for large oral venous malformations using intralesional laser photocoagulation. *Lasers in medical science*. 2014; 29 (6): 1987–1990. PMID: 23893092. DOI: 10.1007/s10103-013-1394-2
 31. Ma L.W., Levi B., Oppenheimer A.J., Kasten S.J. Intralesional laser therapy for vascular malformations. *Annals of plastic surgery*. 2014; 73 (5): 547–551. PMID: 24625513. DOI: 10.1097/SAP.0b013e318276daa6
 32. Marín-Manzano E., Mendieta-Azcona C., Riera-Del-Moral L., López-Gutiérrez J.C. Effectiveness and safety of 1470-nm diode laser fulguration in the management of diffuse venous malformations. *Journal of vascular surgery. Venous and lymphatic disorders*. 2020; 8(3): 423–434. PMID: 31818697. DOI: 10.1016/j.jvs.2019.09.013
 34. Sarfi D., Adnane S., Haitami S., Ben Yahya I. Diode laser photocoagulation of intraoral (and perioral) venous malformations: Cases series. *International journal of surgery Case reports*. 2021; 88: 106436. PMID: 34710772. DOI: 10.1016/j.ijscr.2021.106436

Конфликт интересов

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Conflict of interest

The authors declare that there is no conflict of interest.

Сведения об авторах

Камилов Шамсулвара Таймасханович – врач-хирург отделения челюстно-лицевой хирургии УКБ № 4 клинического центра ФГАОУ ВО «Первый МГМУ им. И.М. Сеченова» Минздрава России (Сеченовский Университет); ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-9462-8525>

Гришин Андрей Александрович – доцент кафедры челюстно-лицевой хирургии имени академика Н.Н. Бажанова ФГАОУ ВО «Первый МГМУ им. И.М. Сеченова» Минздрава России (Сеченовский Университет); ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-3794-055X>

Нагайченко Артем Максимович – лаборант кафедры челюстно-лицевой хирургии имени академика Н.Н. Бажанова ФГАОУ ВО «Первый МГМУ им. И.М. Сеченова» Минздрава России (Сеченовский Университет); ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-3014-4924>

Information about the authors

Shamsulvara Kamilov – surgeon at the department of oral and maxillofacial surgery, Clinical Center of Sechenov First Moscow State Medical University; ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-9462-8525>

Andrey Grishin – Assoc. Prof. at the department of oral and maxillofacial surgery, Sechenov First Moscow State Medical University; ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-3794-055X>

Artem Nagaychenko – lab assistant at the department of oral and maxillofacial surgery, Sechenov First Moscow State Medical University; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-3014-4924>

УДК: 616.5-006.6-085.831

DOI: 10.37895/2071-8004-2024-28-1-25-32

Тип статьи: оригинальное исследование

РЕЗУЛЬТАТЫ ФОТОДИНАМИЧЕСКОЙ ТЕРАПИИ БАЗАЛЬНОКЛЕТОЧНОГО РАКА КОЖИ ВЕК С ВНУТРИВЕННЫМ ВВЕДЕНИЕМ ФОТОСЕНСИБИЛИЗАТОРА ХЛОРИН Е6

Е.В. Ярославцева-Исаева, В.Н. Капинус, О.Е. Поповкина, И.С. Спиченкова

Медицинский радиологический научный центр имени А.Ф. Цыба – филиал ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр радиологии» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Обнинск, Россия

Резюме

Цель исследования: оценить непосредственные и отдаленные результаты фотодинамической терапии (ФДТ) базальноклеточного рака кожи (БКРК) век с внутривенным введением фотосенсибилизатора (ФС) хлорин Е6.

Материалы и методы. ФДТ проведена 261 пациенту с верифицированным диагнозом БКРК век cT1-3N0M0 I–II стадии в возрасте от 38 до 87 лет (средний $68,7 \pm 15,6$ года). Использовали ФС хлорин Е6 (фотолон, фотодитазин, радахлорин) внутривенно в дозе 1,0–1,5 мг/кг, количество курсов – 1–2. Световая доза варьировалась от 100 до 300 Дж/см² в зависимости от клинической формы новообразования и данных флюоресцентной диагностики.

Результаты. Полная регрессия после 1-го курса ФДТ БКРК cT1-3N0M0 с внутривенным введением ФС хлорин Е6 получена в 90,4 % случаев, после двух курсов получена полная регрессия в 96,2 % случаев. На сроках наблюдения от 5 до 15 лет диагностированы рецидивы в 7,6 % случаев. Количество рецидивов зависело от стадии процесса. При новообразованиях, соответствующих символу cT1a, число рецидивов составило 1,4 %, cT1b – 5,0 %, cT1c – 8,3 %, cT2a – 2,5 %, cT2b – 5,0 %, cT2c – 9 %, cT3a – 5,8 %, cT3b – 43,8 %, cT3c – 46,7 %. Отмечены хорошие и отличные косметические результаты.

Заключение. ФДТ БКРК век I–II стадии с внутривенным введением ФС хлорин Е6 является эффективным способом лечения с низким риском развития анатомо-функциональных нарушений и может являться альтернативой хирургическому лечению. Лечение должно проводиться персонализировано в специализированных центрах.

Ключевые слова: фотодинамическая терапия, хлорин Е6, внутривенное введение, базальноклеточный рак кожи век

Для цитирования: Ярославцева-Исаева Е.В., Капинус В.Н., Поповкина О.Е., Спиченкова И.С. Результаты фотодинамической терапии базальноклеточного рака кожи век с внутривенным введением фотосенсибилизатора хлорин Е6. *Лазерная медицина*. 2024; 28(1):25–32. <https://doi.org/10.37895/2071-8004-2024-28-1-25-32>

Контакты: Ярославцева-Исаева Е.В., e-mail: elena.yaris@gmail.com

OUTCOMES AFTER PHOTODYNAMIC THERAPY OF BASALCELL CARCINOMA ON THE EYELID SKIN WITH INTRAVENOUS ADMINISTRATION OF PHOTOSENSITIZER CHLORIDE E6

Yaroslavtseva-Isaeva E.V., Kapinus V.N., Popovkina O.E., Spichenkova I.S.

A.F. Tsyb Medical Radiological Research Center – branch of the National Medical Research Center of Radiology, Obninsk, Russia

Abstract

Purpose. To evaluate immediate and long-term outcomes after photodynamic therapy (PDT) of basal cell carcinoma (BCC) on the eyelid with intravenous administration of photosensitizer (PS) chlorine E6.

Materials and methods. PDT was performed in 261 patients with a verified diagnosis of BCC of the eyelid cT1-3N0M0, stage I–II, aged 38 to 87 (average 68.7 ± 15.6). PS chlorin E6 (Photolon, Photoditazin, Radachlorin) was used intravenously at dosage 1.0–1.5mg/kg; 1–2 courses. Light dosage ranged from 100 to 300 J/cm², depending on the neoplasm clinical form and the data of fluorescence diagnostics.

Results. Complete regression after the first PDT course of eyelid BCC cT1-3N0M0 with intravenous administration of PS chlorin E6 was obtained in 90.4 % of cases; after 2 courses - in 96.2 % of cases. During the follow-up period from 5 to 15 years, relapses were diagnosed in 7.6 % of cases. The number of relapses depended on the process stage. In neoplasms corresponding to the symbol cT1a, the number of relapses was 1.4 %, cT1b – 5.0 %, cT1c – 8.3 %, cT2a – 2.5 %, cT2b – 5.0 %, cT2c – 9 %, cT3a – 5.8 %, cT3b – 43.8 %, cT3c – 46.7 %. Good and excellent cosmetic results were seen too.

Conclusion. PDT of eyelid BCC of stage I–II with intravenous administration of PS chlorine E6 is an effective and low-risk method for anatomical and functional disorders. It can be an alternative technique to surgical treatment. The discussed way of treatment should be personalized and provided in specialized medical settings.

Keywords: photodynamic therapy, chlorin E6, intravenous administration, basal cell carcinoma of eyelid skin

For citation: Yaroslavtseva-Isaeva E.V., Kapinus V.N., Popovkina O.E., Spichenkova I.S. Outcomes after photodynamic therapy of basalcell carcinoma on the eyelid skin with intravenous administration of photosensitizer chloride E6. *Laser Medicine*. 2024; 28(1): 25–32. [In Russ.]. <https://doi.org/10.37895/2071-8004-2024-28-1-25-32>

Contacts: Yaroslavtseva-Isaeva E.V., e-mail: elena.yaris@gmail.com

ВВЕДЕНИЕ

Первичные злокачественные опухоли органа зрения выявляются в 1 % от всех злокачественных новообразований. Заболеваемость в РФ при этой локализации составляет $3,7 \pm 0,4$ случая на 100 000 населения. Рак кожи век составляет 2/3 всех злокачественных опухолей органа зрения и 5–6 % всех злокачественных опухолей кожи, при этом доминирует базальноклеточный рак (в 60–95 % случаев) [1]. Наиболее распространенной локализацией злокачественного новообразования является нижнее веко. Несмотря на доступность визуальной диагностики, опухоль в ранней стадии (T1) диагностируют только у 1/3 заболевших, что резко снижает возможность локального органосохраняющего лечения [2]. В отличие от рака кожи другой локализации (согласно классификации злокачественных новообразований по TNM 8-го пересмотра) размеры новообразований рака кожи век, характеризующие стадию процесса, значительно отличаются. Опухоли век редко приводят к летальному исходу, но поздняя диагностика опухолей требует более инвазивного лечения и, следовательно, будет иметь неблагоприятные эстетические последствия. Помимо этого новообразования могут снижать остроту зрения или изменять нормальную форму века. Частота опухолей кожи век в основном является результатом воздействия факторов окружающей среды, включая солнечный свет и воздействие ультрафиолетовых лучей, и генетических факторов, включая пигментацию кожи. Таким образом, распространенность этих типов опухолей демонстрирует географические различия [3]. Раннее выявление новообразования, правильное стадирование и выбор метода лечения, обеспечивавшего не только радикальность лечения, но и хороший косметический результат, несомненно являются значимыми параметрами для практического здравоохранения. В настоящее время основой метод лечения рака кожи век – хирургический, в том числе реконструктивные пластические операции с применением лоскутов при обширных дефектах века [4, 5]. Результаты хирургического лечения варьируют по данным разных авторов, процент рецидивов через 5 лет после лечения составляет от 3,2 до 20 % [6, 7]. Так, по данным французских исследователей, из 165 очагов БКРК век после хирургического лечения только у 64,2 % получены отрицательные хирургические края, остальные положительные, и им проводилось или повторное хирургическое лечение, или лучевая терапия и наблюдение, и у 6,9 % выявлены рецидивы [8]. По данным испанских авторов, после хирургического лечения 142 пациентов с БКРК век получены положительные края резекции в 20,5 %, частота рецидивов 5,6 % [9]. По данным финских исследователей, из 194 очагов БКРК век, подвергшихся хирургическому лечению (при этом средний диаметр опухоли был меньше 10 мм в 77,3 % случаев), частота рецидивов составила 13,7 %

[10]. В офтальмоонкологическом центре Челябинского областного онкологического диспансера за период 1999–2005 гг. под наблюдением находилось 429 больных с БКРК век. Рецидивирующее течение БКР кожи век имело место в 72 случаях (19,7 %). Изучение взаимосвязи развития рецидивов БКР кожи век с методами лечения показало, что они возникают преимущественно после короткодистанционной рентгенотерапии (46,2 %), криодеструкции (33,8 %), реже – после хирургического лечения (20 %) [11].

В последнее 25 лет альтернативой хирургическому лечению является фотодинамическая терапия. В ретроспективных исследованиях в отечественной литературе и стран ближнего зарубежья показана высокая эффективность ФДТ рака кожи с внутривенным введением ФС производных хлорина Е6, в том числе рака кожи век [12, 13, 14, 15, 16]. В систематических обзорах и метаанализах в основном анализируются работы по эффективности ФДТ только с аппликационным способом введения фотосенсибилизатора – 5-аминолевулиновой кислоты и ее производных, которая эффективна только при поверхностном БКРК, и 5-летняя безрецидивная выживаемость не превышает 76,5 % [17, 18, 19, 20]. Активное развитие в РФ отечественной лазерной аппаратуры, применение отечественных фотосенсибилизаторов производных хлорина Е6 и внутривенный способ введения ФС, правильный отбор пациентов, возможность проводить флуоресцентную диагностику позволяют активно развивать метод ФДТ и достигать высоких показателей безрецидивной выживаемости и получать отличные косметические результаты.

Цель исследования: оценить эффективность фотодинамической терапии (ФДТ) с внутривенным введением фотосенсибилизатора (ФС) хлорин Е6 у больных базальноклеточным раком кожи век (БКРК).

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

С 2002 по 2018 г. в отделении в рамках научных исследований проведена ФДТ с внутривенным введением ФС хлорин Е6 261 пациенту (ФС «Фотолон» – 231 пациент, ФС «Фотодинтазин» – 20 пациентов, «Радахлорин» – 10 пациентов) с морфологическим верифицированным БКРК век в возрасте от 38 до 87 лет (средний $68,7 \pm 15,6$ года). Новообразования на нижнем веке выявлены у 114 (43,7 %) пациентов, новообразования на веках с вовлечением внутреннего угла – у 108 (41,4 %) пациентов, на верхнем веке новообразования выявлены у 25 (9,5 %) пациентов и новообразования на веках с вовлечением наружного угла выявлены у 14 (5,4 %) пациентов. По распространенности процесса (руководство по TNM 8-е издание) БКРК век cT1N0M0 диагностирован у 102 (39,1 %) пациентов (из них T1a – 70; T1b – 20, T1c – 12); cT2N0M0 диагностирован у 86 (32,9 %) пациентов (из них T2a – 40; T2b – 35; T2c – 11), cT3N0M0 диагностирован у 73 (28,0 %) пациентов (из них T3a – 51;

ТЗ в – 16; ТЗ с – 6). Кроме того, 25 (9,6 %) пациентов ранее получили лечение: лучевую терапию – 15, хирургическое лечение – 6, лазерную или криодеструкцию – 4.

Пациентам вводили ФС хлорин Е6 внутривенно, предварительно разведя в 200 мл физиологического раствора, в дозе 1,0–1,5 мг/кг. Перед лечением пациентам проводили флюоресцентную визуализацию для определения границ опухолевого очага и контроля за процессом лечения (рис. 1 а, б, в) и флюоресцентную спектроскопию с целью определения индекса контрастности опухоль / здоровая ткань и планирования световой дозы. Световая доза была персонализирована для каждого пациента и зависела от клинической формы новообразования, степени накопления фотосенсибилизатора, локализации новообразования, реакции ткани на фотодинамическое воздействие, применяли световую дозу от 100 до 300 Дж/см². Средний индекс контрастности опухоль/здоровая ткань варьировал от 1,5/1 до 4/1. При индексе контрастности менее 1,5/1 световая доза планировалась не менее 300 Дж/см².

Облучение проводили на полупроводниковом лазерном аппарате «Латус» (662 нм), дистанционно, с использованием световода с микролинзой, количество курсов – 1–2. У 30 больных с толщиной опухоли более 7 мм дополнительно проводили внутритканевое облучение опухоли с использованием диффузоров (от 10 до 20 мм) с мощностью лазерного излучения на выходе световода до 0,4 Вт и световой дозе до 300 Дж/см длины световода. Глазное яблоко и окружающие ткани экранировали с помощью специальных защитных устройств. Пациенты соблюдали световой режим до трех суток. Для купирования болевого синдрома применяли ненаркотические и наркотические анальгетики. Для уменьшения отека окружающих тканей применяли антигистаминные препараты. После лечения проводили обработку зоны ФДТ раствором антисептика, мазями и каплями с антибиотиком, глюкокортикоидами.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Патологических реакций и нежелательных явлений после введения фотосенсибилизатора не отмечали. Непосредственно после лечения у всех пациентов

наблюдали выраженный отек век, который сохранялся 2–4 суток. На 1–2-е сутки отмечали признаки геморрагического некроза новообразования (рис. 4 б, 7 в). На 4–7-е сутки формировался струп (рис. 3 б, 5 б), который отторгался через 3–8 недель, и формировался рубец. Через 3 месяца после 1-го курса ФДТ у 236 (90,4 %) больных получена полная регрессия опухолевого очага, частичная регрессия – у 25 (9,6 %). Пациентам с частичной регрессией после 1-го курса ФДТ проведен повторный курс ФДТ, получена полная регрессия еще у 15 пациентов. Таким образом, полная регрессия очага БКРК век после двух курсов ФДТ получена в 96,2 % случаев. Пациенты с полной регрессией ($n = 251$) наблюдались без рецидива от 5 до 15 лет в 92,4 % случаев. Результаты лечения БКРК век в зависимости от клинической стадии представлены в таблице.

В большинстве случаев рецидивы выявлялись через 2–3 года после ФДТ и размеры рецидива были меньше первоначальных размеров опухоли. Безрецидивная выживаемость через 5 лет при БКРК век cT1 aN0M0 составила 98,6 %; T1 в – 95,0 %, T1 с – 91,7 %; cT2 aN0M0 – 97,5 %, T2 в – 94,3 %, T2 с – 91,0 %, cT3 а – 94,2 %, T3 в – 56,2 % T3 с – 53,3 %. Пациентам ($n = 10$) с частичной регрессией после двух курсов ФДТ и рецидивами ($n = 18$) проводились повторные курсы ФДТ. У 20 достигнута полная регрессия, в настоящее время наблюдаются без рецидива, 6 пациентам проведено хирургическое лечение с пластикой, 2 пациентам проведена лучевая терапия.

У всех пациентов после проведения ФДТ сохранились острота зрения и цветоощущение. После ФДТ в большинстве случаев формировались нормотрофические рубцы, без изменения размеров глазной щели (рис. 3 в, 5 в, 6 б). В 30 % случаев после ФДТ отмечали на первом году наблюдения гипертрофические рубцы с гиперемией, которые на втором году наблюдения становились нормотрофическими (рис. 2 б, 2 с). При прорастании БКРК на всю толщину века через 3 месяца отмечена деформация века (рис. 4 в).

При вовлечении опухолевым процессом слезных канальцев у 10 пациентов после ФДТ отмечали незначительное слезотечение в течение 7–14 суток, у 2 пациентов слезотечение сохранялось более 6 мес. При новообразованиях на нижнем веке более 20 мм



Рис. 1. а – базальноклеточный рак кожи cT2 aN0M0; б – флюоресценция после введения ФС хлорин Е6; в – флюоресценция после ФДТ

Fig. 1. а – basal-cell skin cancer cT2 aN0M0; б – fluorescence after injection of chlorine Е6; в – fluorescence after PDT

Таблица

Table

Результаты ФДТ

Results after PDT

Стадия БКРК BCC stage	Количество пациентов Number of patients n	Полная регрессия Full regression n	Без рецидива 1 год Without relapse 1 year n	Без рецидива 2 года Without relapse 2 years n	Без рецидива 3 года Without relapse 3 years n	Без рецидива 4 года after Without relapse 4 years n	Без рецидива 5 лет Without relapse 5 years n (%)	Рецидив через 5 лет Relapse after 5 years n (%)
сТ1 а IA стадия/stage	70	70	70	69	69	69	69 (98,6%)	1 (1,4%)
сТ1 в IA стадия/stage	20	20	19	19	19	19	19 (95,0%)	1 (5,0%)
сТ1 с IA стадия/stage	12	11	10	9	9	9	9 (91,7%)	3 (8,3%)
сТ2 а IB стадия/stage	40	40	40	39	39	39	39 (97,5%)	1 (2,5%)
сТ2 в IIA стадия/stage	35	33	32	31	31	30	30 (95,0%)	2 (5,0%)
сТ2 с IIA стадия/stage	11	10	10	9	9	9	9 (91,0%)	1 (9,0%)
сТ3 а IIA стадия/stage	51	49	49	48	48	46	46 (94,2%)	3 (5,8%)
сТ3 в IIA стадия/stage	16	14	12	11	10	9	8 (56,2%)	6 (43,8%)
сТ3 с IIA стадия/stage	6	5	4	4	4	3	3 (53,3%)	2 (46,7%)
Всего Total	261 (100%)	251 (96,2%)	246 (98,0%)	239 (95,2%)	238 (94,8%)	233 (92,8%)	232 (92,4%)	18 (7,6%)



Рис. 2. Пациент 38 лет. Базальноклеточный рак верхнего века слева, язвенная форма cT2 aN0M0. 1 курс ФДТ. ФС «Фотолон» – 1,0 мг/кг, доза лазерного облучения – 300 Дж/см², 1 поле – 2,0 см. Срок наблюдения без рецидива – 8 лет. а – до ФДТ; б – 1 год после ФДТ; в – 5 лет после ФДТ

Fig. 2. Patient 38 y.o. Basal-cell cancer of the left upper eyelid, ulcerative type cT2 aN0M0. One PDT course. Photolon – 1.0 mg/kg, light dose – 300 J/cm², 1 field – 2.0 cm. а – before PDT; б – one year after PDT; в – 5 years after PDT



Рис. 3. Пациентка 90 лет. Базальноклеточный рак кожи верхнего века справа с вовлечением внутреннего угла правого глаза cT3 cN0M0. 1 курс ФДТ, ФС «Фотолон» – 1,3 мг/кг. Параметры интерстициальной ФДТ: Р – 0,4 Вт, диффузор 15 мм, кол-во позиций – 3, время 20 мин; параметры дистанционной ФДТ: Р – 0,8 Вт, Е – 200 Дж/см², кол-во полей – 4. Срок наблюдения без рецидива 1,5 года. а – до ФДТ; б – 8 дней после ФДТ; в – 1 год после ФДТ

Fig. 3. Patient 90 y.o. Basal-cell cancer of right upper eyelid with involvement of internal eye angle cT3cN0M0. One PDT course. Photolon – 1.3 mg/kg. Interstitial PDT parameters: P – 0.4 W, diffusing tip 15 mm, 3 positions, time 20 min; distant PDT parameters: P – 0.8 W, E – 200 J/cm², 4 fields. Recurrence-free period 1,5 years. а – before PDT; б – 8 days after PDT; в – 1 year after PDT



Рис. 4. Пациент 70 лет. Базальноклеточный рак кожи верхнего века слева cT2 cN0M0, язвенная форма. ФС «Фотолон» в дозе 1,5 мг/кг. 1 курс ФДТ. Параметры дистанционной ФДТ: Р – 0,6 Вт, Е – 150 Дж/см², диаметр поля – 1,5 см, количество полей – 2. Срок наблюдения без рецидива – 10 лет. а – до ФДТ; б – 1-е сутки после ФДТ; в – 10 лет после ФДТ

Fig. 4. Patient 70 y.o. Basal-cell cancer of the left upper eyelid, ulcerative type cT2cN0M0. One PDT course. Photolon – 1.5 mg/kg, light dose – 150 J/cm², 2 fields – 1.5 cm. а – before PDT; б – one day after PDT; в – 10 years after PDT

у 8 пациентов наблюдали незначительное опущение нижнего века. Возникновение колобом, гипертрофий век не отмечали.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Эффективность ФДТ базальноклеточного рака кожи век cT1–3 aN0M0 с внутривенным введением ФС производного хлорина Е6 сопоставима

с хирургическим лечением. Проведение 1-го курса ФДТ с внутривенным введением ФС хлорин Е6 позволяет достигнуть полной регрессии очага БКРК век в 92,4 % случаев, второй курс ФДТ поднимает данный показатель до 96,2 %. Процент рецидивов зависит от клинической стадии. При новообразованиях, соответствующих символам cT1 а, cT2 а – процент рецидивов через 5 лет после лечения до 2,5 %,



Рис. 5. Пациент 60 лет. Базальноклеточный рак нижнего века справа cT2 vN0M0, рецидив после лучевой терапии, эрозивно-язвенная форма. ФС «Фотодитазин» в дозе 1,0 мг/кг. 1 курс ФДТ. Параметры дистанционной ФДТ: Р – 2 Вт, Е – 300 Дж/см². Срок наблюдения без рецидива – 15 лет. а – до ФДТ; б – 1 мес после ФДТ; в – 5 лет после ФДТ

Fig. 5. Patient 60 y.o. Basal-cell cancer of the right lower eyelid, relapse after post-gammatherapy cT2cN0M0. One PDT course. Photodithazin – 1.0 mg/kg, light dose – 300 J/cm². Recurrence-free period 15 years. а – before PDT; б – 1 month after PDT; в – 5 years after PDT

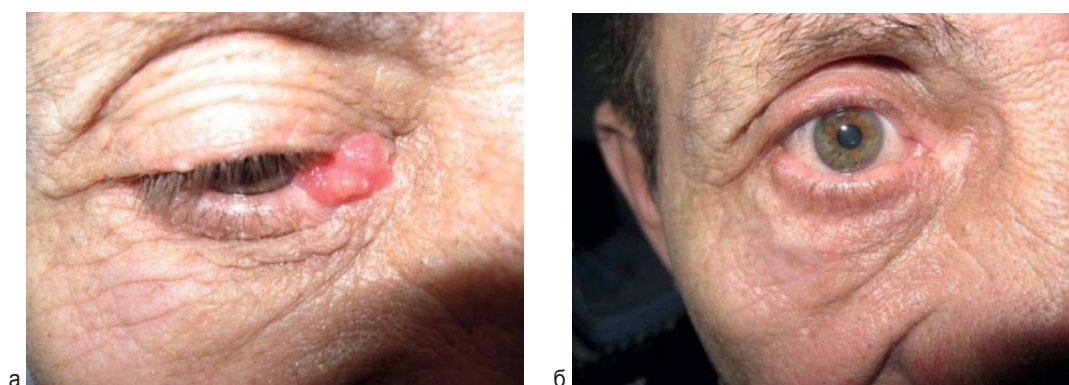


Рис. 6. Пациент 65 лет. Базальноклеточный рак кожи нижнего века справа cT1bN0M0, опухолевидная форма. ФС «Фотолон» в дозе 1,0 мг/кг. Параметры дистанционной ФДТ: Р – 0,8 Вт, Е – 300 Дж/см², 1 поле 1,5 см. Срок наблюдения без рецидива 10 лет. а – до ФДТ; б – 10 лет после ФДТ

Fig. 6. Patient 65 y.o. Basal-cell cancer of the right lower eyelid, nodular type cT2bN0M0. One PDT course. Photolon – 1.0 mg/kg, P – 0.8 W, lightdose – 300 J/cm². Recurrence-free period 10 years. а – before PDT; б – 10 years after PDT



Рис. 7. Пациент 72 лет. Базальноклеточный рак кожи нижнего века справа опухолевидная форма cT3 cN0M0. ФС «Фотолон», 1,0 мг/кг. Параметры дистанционной ФДТ: Р – 1 Вт, Е – 300 Дж/см², 2 поля (1,5 см). Срок наблюдения без рецидива 5 лет. а – до ФДТ; б – 3 сут после ФДТ; в – 2 года после ФДТ

Fig. 7. Patient 72 y.o. Basal-cell cancer of the right lower eyelid nodular type cT3cN0M0. One PDT course. PS Photolon – 1.0 mg/kg, P – 1.0 W, Е – 300 J/cm², 2 fields 1.5 cm. Recurrence-free period 5 years. а – Before PDT. б – 3 days after PDT. в – 2 years after PDT

при cT1 в, cT2 в, cT3 а – процент рецидивов до 6 %. ФДТ с ФС хлорин Е6 является эффективным, органосохраняющим методом лечения базальноклеточного рака кожи век cT1–3 aN0M0 с хорошими и отличными косметическими результатами. Учитывая

персонализированные параметры проведения фотодинамической терапии, методика должна применяться в специализированных центрах со строгим отбором пациентов после проведения онкологического консилиума.

ЛИТЕРАТУРА

1. Злокачественные новообразования в России в 2021 году (заболеваемость и смертность). Под ред. Каприна А.Д., Старинского В.В., Шахназаровой А.О.: МНИОИ им. П.А. Герцена – филиал ФГБУ «НМИЦ радиологии» Минздрава России; 2022: 252.
2. Бровкина А.Ф., Лернер М.Ю. Рак кожи век: эпидемиология, прогноз. *Опухоли головы и шеи*. 2017; 7: 81–85.
3. Bagheri A., Tavakoli M., Kanaani A. et al. Eyelid masses: A 10-year survey from a tertiary eye hospital in Tehran. *Middle East Afr J Ophthalmol*. 2013; 20: 187–192. PMID: 24014978. DOI: 10.4103/0974-9233.114788
4. NCCN Guidelines Versiyns 2. 2022. Bazal Cell Skin Cancer.
5. Груша Я.О., Исмаилова Д.С., Ризопулу Э.Ф. Хирургическое лечение злокачественных новообразований век эпителиального происхождения. *Опухоли головы и шеи*. 2012; 2: 24–28.
6. Бочкарева А.Н., Коленко О.В., Егоров В.В., Смолякова Г.П., Банщиков П.А., Пилипенко А.Д., Белоус А. В. Повышение эффективности лечения злокачественных новообразований век. *Здравоохранение Дальнего Востока*. 2020; 2: 36–39. DOI: 10.33454/1728-1261-2020-2-36-39
7. Aaron M. Drucker, Gaalen P. Adam et al. Treatments of Primary Basal Cell Carcinoma of the Skin: A Systematic Review and Network Meta-analysis; 2018: Oct 2; 169 (7): 456–466.
8. Knani O., Romdhane N. Ben Rayana. Clinical study and risk factors for recurrence of basal cell carcinoma of the eyelid: results of a Tunisian series and review of the literature *J.Fr. Ophthalmol*. 2014; 37 (2): 107–114. doi:10.1016/j.jfo.2013.05.028.
9. Fatigato G., Capitani S., Milani D., Grassilli S., Alameen A.A., Candiani M., Riberti C., Galasso M., Previati M., Eur J. Risk factors associated with relapse of eyelid basalcellcarcinoma: results from a retrospective study of 142 patients. *Dermatol*. 2017; 27 (4): 363–368. DOI: 10.1684/ejd.2017.3026
10. Paavilainen V., Tuominen J., Aho V.V., Saari K.M. Long-term results after treatment of basal cell carcinoma of the eyelid in South-Western Finland. *Eur J Ophthalmol*. 2007; 17 (4): 494–500. DOI: 10.1177/112067210701700403)
11. Важенина Д.А., Васильев С.А., Дудник С.Н. и др. Рецидивирующий базальноклеточный рак кожи век (особенности клинического течения, лечение). *Российский мед. журн*. 2006; 11: 36–43.
12. Волгин В.Н., Странадко Е.Ф., Тришкина О.В., Кабанова М.А., Кагоянц Р.В. Сравнительная характеристика различных видов лечения базальноклеточного рака кожи. *Российский журнал кожных и венерических болезней*. 2013; (5): 4–10.
13. Капинус В.Н., Каплан М.А., Ярославцева-Исаева Е.В., Спиченкова И.С., Иванов С.А. Применение хлорин Е6 фотодинамической терапии базальноклеточного рака кожи. *Исследования и практика в медицине*. 2021; 4 (8): 33–43.
14. Филоненко Е.В., Серова Л.Г. Фотодинамическая терапия в клинической практике. *Biomedical Photonics*. 2016; 5 (2): 26–37.
15. Странадко Е.Ф., Рябов М.В. Фотодинамическая терапия рака кожи критических анатомических локализаций в гериатрической практике. *Лазерная медицина*. 2021; 25 (3S): 36–37.
16. Пурцхванидзе В.А. Фотодинамическая терапия рака кожи внутреннего угла глаза и нижнего века. *Вестник медицинских технологий*. 2016; 3: 114–121.
17. Arits A.H., Mosterd K., Essers B.A., Spoorenberg E., Sommer A., De Rooij M.J., van Pelt H.P., Quaedvlieg P.J., Krekels G.A., van Neer P.A., Rijzewijk J.J., van Geest A.J., Steijnen P.M., Nelemans P.J., Kelleners-Smeets N.W. Photodynamic therapy versus topical imiquimod versus topical fluorouracil for treatment of superficial basal-cell carcinoma: a single blind, non-inferiority, randomised controlled trial. *Lancet Oncol*. 2013 Jun; 14 (7): 647–54. DOI: 10.1016/S1470-2045(13)70143-8.
18. Van Delft L.C. J , Nelemans P. J, Kessels J. P. H. M., Kreuke-ls H., Roozeboom M. H , Michette de Rooij J. M. , Mosterd K., Ellen de Haas R. M. , Kelleners-Smeets N. W J.. Long-Term Efficacy of Photodynamic Therapy with Fractionated 5-Aminolevulinic Acid 20 % versus Conventional Two-Stage Topical Methyl Aminolevulinate for Superficial Basal-Cell Carcinoma. *Dermatology*. 2022; 238 (6): 1044–1049. DOI: 10.1159/00052474
19. Jason Thomson, Sarah Hogan. Interventions for basal cell carcinoma of the skin, *Codraine Database SystRev*. 2020; 11 (11): CD003412. DOI: 10.1002/14651858.CD003412.pub3
20. Savoia P., Debolli T., Prevgigliano A., Dummer P. et al Usefulness of Photodynamic Therapy as a Possible Therapeutic Alternative in the Treatment of Basal Cell Carcinoma. *Int J Mol Sci*. 2015; 16 (10): 23300–23317.

REFERENCES

1. Zlokachestvennye novoobrazovaniya v 2021 g. (zabolevaemost' i smertnost'). Pod red. A.D. Kaprina, V.V. Starinskogo, G.V. Petrovoi. Moscow: MNIОI im. P.A.Gertsena – branch of NMITs radiologii, 2022. [In Russ.].
2. Brovkina A.F., Lerner M.Yu. Eyelid skin cancer: epidemiology, prognosis. *Opukholi golovi i shei*. 2017; 7 (1): 81–85.
3. Bagheri A., Tavakoli M., Kanaani A. et al. Eyelid masses: A 10-year survey from a tertiary eye hospital in Tehran. *Middle East Afr J Ophthalmol*. 2013; 20: 187–92. PMID: 24014978. DOI: 10.4103/0974-9233.114788
4. NCCN Guidelines Versiyns 2. 2022. Bazal Cell Skin Cancer.
5. Grusha Ya.O., Ismailova D.S., Rizopulu E.F. Surgical treatment for malignant epithelial eyelid neoplasms. *Opukholi golovi i shei*. 2012; (2): 24–28.
6. Bochkareva A.N., Kolenko O.V., Yegorov V.V., Smolyakova G.P., Bانشchikov P.A., Pilipenko A.D., Belous A.V. Improving the effectiveness of the treatment of malignant neoplasms of the eyelids. *Public Health of the Far East*, 2020; 2: 36–39. [In Russ.]. DOI: 10.33454/1728-1261-2020-2-36-39
7. Aaron M. Drucker, Gaalen P. Adam et al. Treatments of Primary Basal Cell Carcinoma of the Skin: A Systematic Review and Network Meta-analysis; 2018: Oct 2; 169 (7): 456–466.
8. Knani O., Romdhane N. Ben Rayana. Clinical study and risk factors for recurrence of basal cell carcinoma of the eyelid: results of a Tunisian series and review of the literature *J. Fr. Ophthalmol*. 2014 Feb; 37 (2): 107–114. DOI: 10.1016/j.jfo.2013.05.028.
9. Fatigato G., Capitani S., Milani D., Grassilli S., Alameen A.A., Candiani M., Riberti C., Galasso M., Previati M., Eur J. Risk factors associated with relapse of eyelid basalcellcarcinoma: results from a retrospective study of 142 patients. *Dermatol*. 2017; 27 (4): 363–368. DOI: 10.1684/ejd.2017.3026

10. Paavilainen V., Tuominen J., Aho V.V., Saari K.M. Long-term results after treatment of basal cell carcinoma of the eyelid in South-Western Finland. *Eur J Ophthalmol.* 2007; 17 (4): 494–500. DOI: 10.1177/112067210701700403
11. Panova I.E., Vasil'ev S.A., Semenova L.E., Pilat A.V., Pavlenko E.S., Dudnil S.N., Vazhenina D.A. Recurrent basal cell carcinoma of lids skin (peculiarities of clinical course, treatment). *Rossiyskiy meditsinskiy zhurnal.* 2006; 11: 36–43. [In Russ.].
12. Volgin V.N., Stranadko E.F., Trishkina O.V., Kabanova M.A., Kagoyants R.V. Comparative characteristics of therapies for cutaneous basal-cell carcinoma. *Rossiyskiy zhurnal kozhnikh I venericheskikh boleznei.* 2013; (5): 4–10. [In Russ.].
13. Kapinus V.N., Kaplan M.A., Yaroslavl'tseva-Isayeva E.V., Spichenkova I.S., Ivanov S.A. Chlorin E6-photodynamic therapy basal cell carcinoma. *Rossiyskiy zhurnal kozhnikh I venericheskikh boleznei.* 2021; 4 (8): 33–43. [In Russ.].
14. Filonenko E.V., Serova L.G. Photodynamic therapy in clinical practice. *Biomedical Photonics.* 2016; 5 (2): 26–37. [In Russ.].
15. Stranadko E.Ph., Riabov M.V. Photodynamic therapy of skin cancer of critical anatomical locations in the geriatric practice. *Lazernaya medicina.* 2021; 25 (3S): 36–37. [In Russ.].
16. Purtshvanidze V.A. Photodynamic therapy of skin cancer inner corner of eye and lower eyelids. *Vestnik meditsinskikh tekhnologii.* 2016; 3: 114–121. [In Russ.].
17. Arits A.H., Mosterd K., Essers B.A., Spoorenberg E., Sommer A., De Rooij M.J., van Pelt H.P., Quaedvlieg P.J., Krekels G.A., van Neer P.A., Rijzewijk J.J., van Geest A.J., Steijlen P.M., Nelemans P.J., Kelleners-Smeets N.W. Photodynamic therapy versus topical imiquimod versus topical fluorouracil for treatment of superficial basal-cell carcinoma: a single blind, non-inferiority, randomised controlled trial. *Lancet Oncol.* 2013 Jun; 14 (7): 647–54. DOI: 10.1016/S1470-2045(13)70143-8
18. Van Delft L.C. J , Nelemans P. J, Kessels J. P. H. M., Kreukels H., Roozeboom M. H , Michette de Rooij J. M. , Mosterd K., Ellen de Haas R. M. , Kelleners-Smeets N. W J. Long-Term Efficacy of Photodynamic Therapy with Fractionated 5-Aminolevulinic Acid 20 % versus Conventional Two-Stage Topical Methyl Aminolevulinate for Superficial Basal-Cell Carcinoma. *Dermatology.* 2022; 238 (6): 1044–1049. DOI: 10.1159/000524745
19. Thomson J., Hogan S. Interventions for basal cell carcinoma of the skin. *Codraine Database Syst Rev.* 2020; 11 (11): CD003412. DOI: 10.1002/14651858.CD003412.pub3
20. Savoia P., Deboli T., Previgliano A., Dummer P. et al Usefulness of Photodynamic Therapy as a Possible Therapeutic Alternative in the Treatment of Basal Cell Carcinoma. *Int J Mol Sci.* 2015; 16 (10): 23300–23317.

Конфликт интересов

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Conflict of interest

The authors declare that there is no conflict of interest.

Сведения об авторах

Ярославцева-Исаева Елена Викторовна – кандидат медицинских наук, ведущий научный сотрудник отделения фотодинамической диагностики и терапии «Медицинский радиологический научный центр им. А.Ф. Цыба» – филиал ФГБУ «НМИЦ радиологии» МЗ РФ; e-mail: elena.yaris@gmail.com; ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-4647-0289>

Капинус Виктория Николаевна – кандидат медицинских наук, старший научный сотрудник отделения фотодинамической диагностики и терапии «Медицинский радиологический научный центр им. А.Ф. Цыба» – филиал ФГБУ «НМИЦ радиологии» МЗ РФ; e-mail: kapinus70@mail.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-8673-494X>

Спиченкова Ирина Сергеевна – кандидат медицинских наук, врач отделения фотодинамической диагностики и терапии «Медицинский радиологический научный центр им. А. Ф. Цыба» – филиал ФГБУ «НМИЦ радиологии» МЗ РФ; e-mail: kaplan@mrrc.obninsk.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-8673-494X>

Поповкина Ольга Ефимовна – кандидат медицинских наук, заведующая отделением фотодинамической диагностики и терапии «Медицинский радиологический научный центр им. А. Ф. Цыба» – филиал ФГБУ «НМИЦ Радиологии» МЗ РФ.

Information on the authors

Yaroslavl'tseva-Isaeva E.V. – Cand. Sci. (Med.), leading researcher of the department of photodynamic diagnostics and therapy, A.F. Tsyb Medical Radiological Research Center – branch of the National Medical Research Center of Radiology; e-mail: elena.yaris@gmail.com; ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-4647-0289>

Kapinus Viktoriya Nikolaevna – Cand. Sci. (Med.), senior researcher of the department of FDD and therapy, A.F. Tsyb Medical Radiological Research Center – branch of the National Medical Research Center of Radiology; e-mail: kapinus70@mail.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-8673-494X>

Spichenkova Irina Sergeevna – Cand. Sci. (Med.), researcher of the department of FDD and therapy, A.F. Tsyb Medical Radiological Research Center – branch of the National Medical Research Center of Radiology; e-mail: kaplan@mrrc.obninsk.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-8673-494X>

Popovkina Olga Efimovna – Cand. Sci. (Med.), head of the department of FDD and therapy, A.F. Tsyb Medical Radiological Research Center – branch of the National Medical Research Center of Radiology; e-mail: kaplan@mrrc.obninsk.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-8674-8575>

УДК: 616.14-007.64:616.718-089

DOI: 10.37895/2071-8004-2024-28-1-33-42

Тип статьи: обзор

СОВРЕМЕННЫЕ КОНЦЕПЦИИ О МЕХАНИЗМАХ ЭНДОВАЗАЛЬНОЙ ЛАЗЕРНОЙ КОАГУЛЯЦИИ В ЛЕЧЕНИИ ВАРИКОЗНОЙ БОЛЕЗНИ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

А.Н. Беляев, С.В. Костин

ФГБОУ ВО «Национальный исследовательский Мордовский государственный университет им. Н.П. Огарёва», Саранск, Россия

Резюме

Механизмы эндовазальной лазерной коагуляции (ЭВЛК) в лечении варикозной болезни до конца не изучены.

Цель: анализ существующих механизмов ЭВЛК с целью профилактики геморрагических осложнений и парестезий, связанных с применением метода.

Методы. В этом обзорном исследовании рассматриваются современные теории механизма действия ЭВЛК при лечении варикозной болезни нижних конечностей.

Результаты. Опубликованные экспериментальные и клинические исследования, в том числе и гистологические, свидетельствуют о том, что степень повреждения вены во время ЭВЛК зависит от многих факторов, в том числе от длины волны, мощности, скорости световода. В формировании повреждения вен в процессе ЭВЛК участвуют различные механизмы, такие как прямой контакт стенки вены с торцом световода, карбонизация элементов крови со значительным повышением внутривенной температуры крови и образованием пузырьков газа, конвекция тепла на стенку вены через кровь.

Заключение. Деструкция стенки вены во время ЭВЛК реализуется через одновременное воздействие различных повреждающих факторов. В настоящее время в практику внедряются двухмикронные лазерные излучения, способствующие эффективной коагуляции вен при более низких величинах мощности, применение которых сопровождаются уменьшением послеоперационных осложнений.

Ключевые слова: лазерная коагуляция, варикозное расширение вен, механизмы, длина волны

Для цитирования: Беляев А.Н., Костин С.В. Современные концепции о механизмах эндовазальной лазерной коагуляции в лечении варикозной болезни. *Лазерная медицина*. 2024; 28(1):33–42. <https://doi.org/10.37895/2071-8004-2024-28-1-33-42>

Контакты: Костин С.В., e-mail: k0stin@mail.ru

MODERN CONCEPTS ON THE MECHANISMS OF ENDOVASAL LASER COAGULATION IN VARICOSE VEIN DISEASE (A REVIEW)

Belyaev A.N., Kostin S.V.

Ogarov Mordovian National Research State University, Saransk, Russia

Abstract

Mechanisms of endovasal laser coagulation (EVLC) applied in varicose vein disease are not fully understood.

Purpose. To analyze currently applied EVLC mechanisms so as to prevent hemorrhagic complications and paresthesia caused by these mechanisms.

Methods. This review analyses modern theories on EVLC mechanisms when applied in varicose vein disease in the lower extremities.

Results. Published experimental and clinical trials, including histological ones, have shown that the degree of vein damage during EVLC session depends on many factors, such as wavelength, intensity, and optical fiber speed. Damage to veins during EVLC procedure depends on various factors, such as direct contact of the vein wall with an optical fiber tip, carbonization of blood elements leading to the increased intravenous blood temperature and to the formation of gas bubbles as well as heat convection on the vein wall through the blood.

Conclusion. Destruction of the vein wall during EVLC procedure is the result of a synergistic effect of various damaging factors. Currently, 2- μ m laser irradiation is being implemented into clinical practice. This technique provides better vein coagulation under less power values which promotes less postoperative complications.

Keywords: laser coagulation, varicose veins, mechanisms, wavelength

For citations: Belyaev A.N., Kostin S.V. Modern concepts on the mechanisms of endovasal laser coagulation in varicose vein disease. *Laser Medicine*. 2024; 28(1): 33–42. [In Russ.]. <https://doi.org/10.37895/2071-8004-2024-28-1-33-42>

Contacts: Kostin S.V., e-mail: k0stin@mail.ru

Эндовазальная лазерная коагуляция (ЭВЛК), впервые проведенная в Испании в 1999 г. [1], стала распространенным малоинвазивным методом лечения варикозного расширения вен. Преимущества метода перед открытой венэктомией доказаны как с клинической [2, 3, 4, 5], так и коммерческой [6, 7] точек зрения. Однако научная составляющая, включающая в основном механизмы повреждения вен при ЭВЛК, до сих пор активно изучается [8]. Трудно найти другие примеры в медицине, когда за короткий период было опубликовано столько научных статей по механизмам воздействия лазерной энергии на стенку вены. Имеются публикации как медиков, так и физиков. Это связано с тем, что варикозную болезнь лечат врачи, в частности хирурги, а идею и метод лазерной коагуляции предложили физики. Как правильно заметили Н.А. Neumann и соавт. [9], физики и врачи «говорят» на разных языках. ЭВЛК – пример того, когда технология необходима врачу для достижения оптимального результата лечения, не вдаваясь в подробности физических процессов, происходящих во время лазерного воздействия на стенку вены. С другой стороны, физик обычно не знает нюансы лечебных технологий и осложнения во время ЭВЛК. И только объединив знания и опыт врачей и физиков, можно не только оптимизировать методику ЭВЛК, но и раскрыть механизмы, лежащие в основе воздействия лазерной энергии на стенку вены.

Основные научные исследования по выявлению механизмов ЭВЛК проведены в последние два десятилетия, начиная с 2000 годов [11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22]. На начальном этапе развития данного метода применялись лазеры, генерирующие излучение с длинами волн 810, 940 и 980 нм [23, 24]. Излучение данных лазеров поглощается гемоглобином, поэтому они получили условное название «гемоглобиновых». Поскольку «гемоглобиновые» лазеры воздействуют на стенку вены опосредованно путем передачи тепла от разогретой крови, то для достижения успешной коагуляции вен необходимо использование лазерного излучения достаточно высокой мощности, что приводило к возрастанию послеоперационных осложнений.

С целью уменьшения вероятности послеоперационных осложнений для проведения процедуры ЭВЛК различными исследователями было изучено использование лазеров с длинами волн излучения 1470, 1560 нм, в большей степени поглощаемые водой [25, 26]. Данные лазеры получили условное название «водных». Благодаря более высокому коэффициенту поглощения водой стало возможным осуществление коагуляции вен при меньших значениях мощности подводимого излучения, вследствие чего сократилось количество послеоперационных осложнений [26].

В последнее время появились научные работы, свидетельствующие о реализации ЭВЛК с применением лазеров, генерирующих излучение в двухмикронной

области спектра, а именно: 1885 нм [21], 1920 нм [27], 1940 нм [28, 29]. При этом излучение данного спектрального диапазона вода поглощает более эффективно по сравнению с излучением полуторамикронной области спектра. Вследствие данного факта может быть снижена мощность излучения до 4–5 Вт, требуемая для осуществления коагуляции вен [30]. Уменьшение мощности лазерного излучения для достижения желаемого лечебного эффекта способствует снижению количества послеоперационных осложнений [31]. Есть и другие мнения [32], свидетельствующие о малой роли используемой длины волны лазерного излучения в долгосрочных результатах лечения.

Большое значение на результаты ЭВЛК оказывает тип световода: с плоским торцом или с рассеивающим наконечником [33]. Послеоперационные осложнения могут быть уменьшены вследствие применения рассеивающих наконечников по сравнению со световодами без наконечника [34]. Поэтому в последние годы повсеместно стали внедрять радиальные световоды, имеющие преимущества перед торцовыми [35, 36] в виде уменьшения боли и кровоизлияний [37, 38], что связано с меньшим количеством перфораций вен [39]. Улучшить клинические результаты ЭВЛК возможно с применением оптического световода с широким профилем излучения [40]. Встречаются публикации, где авторы в краткосрочной перспективе не видят разницы как в полноте окклюзии, так и по венозной шкале тяжести, при использовании торцовых и радиальных световодов [41]. Однако в настоящее время повсеместно используют рассеивающие наконечники, позволяющие уменьшить перфорации венозной стенки и связанные с этим геморрагические и неврологические осложнения [42, 43].

Если все исследователи пришли к единому мнению о термическом характере воздействия на стенку вены во время ЭВЛК, то в отношении механизмов повреждения стенки вены в процессе термического воздействия имеется неопределенность и разночтение. Наиболее ранний рассматриваемый механизм ЭВЛК в научных публикациях связан с прямым контактом кончика световода со стенкой вены в процессе лазерной коагуляции [13, 16, 44, 45, 46]. В дальнейшем этот механизм подвергся критике W. S. J. Malskat и соавт. [22] вследствие того, что контакт стенки вены с торцом световода способствует образованию лишь неглубокой линии повреждения стенки шириной около 0,6 мм по отношению к окружности стенки до 10 мм (диаметр вены 3 мм), что недостаточно для ее облитерации. К тому же негативным моментом применения световодов с плоским торцом является контакт торца световода, со стенкой вены, что может привести к ее перфорации [47].

Следующий механизм повреждения стенки вены основан на передаче энергии от раскаленного карбонизированного слоя крови на кончике световода. Без крови торец световода при прохождении

лазерного луча не раскаляется. Однако на торце световода, введенного в просвет вены, содержащей кровь, образуется нагар из форменных элементов крови, которые впоследствии превращаются в частицы углерода с температурой от 200 °C и выше [48, 49]. Карбонизированный слой из обугленных эритроцитов поглощает значительную часть (около 45%) излучаемого света [50], что вызывает очень высокие температуры, около 1000 °C [51, 52].

Этот перенос тепловой энергии может происходить как через прямой контакт между горячим наконечником и стенкой вены, так и через кровь путем конвекции [13, 18], а также за счет пузырьков пара, которые образуются в карбонизированном слое, затем отрываются от наконечника и перемещаются по течению крови, конденсируясь вблизи стенки вены [53, 54, 55, 56].

Исследование динамики нагрева воды, осуществляемого непрерывным лазерным излучением с длинами волн 1470, 1550 и 1940 нм с использованием различных типов волокон для эндовасальной лазерной коагуляции, изложено в статье В. П. Минаева и соавт. [57]. Авторами показано, что при сильном поглощении водой лазерного излучения основную роль в процессе теплопереноса играют конвекция и кипение. В случае сильно поглощаемого водой излучения с $\lambda = 1940$ нм эффективный теплообмен начинается при значительно меньших уровнях мощности по сравнению с менее поглощаемыми водой излучениями с $\lambda = 1470$ и 1550 нм. Также установлено, что теплообмен резко асимметричен и направлен преимущественно вверх-вперед (волокна с голым наконечником) или вверх (радиальные и «двухкольцевые» волокна). Теплопередача для лазерного света с длиной волны 1940 нм более эффективна, чем для 1470 и 1550 нм.

М. Негер и соавт. [58] указали на еще один возможный механизм лазерной облитерации вен, который заключается в том, что лазерное воздействие на стенку вены и на клетки крови в просвете вены способствует образованию теплового тромба, который в последующем трансформируется в фиброзный тяж с окклюзией просвета.

Для уточнения механизмов теплового повреждения стенки вены в процессе ЭВЛК, некоторые авторы использовали математические расчеты оценки переноса и распределения температуры в тканях при облучении лазерным излучением [13, 59]. Надо отметить, что используемые математические модели переноса тепла, генерируемого лазерным излучением, могут иметь ошибки, связанные с упрощениями, необходимыми для их реализации. В большинстве они основаны только на теплопроводности и недостаточно описывают процесс реального теплопереноса при эндовасальной лазерной коагуляции [57].

В последние годы для лечения варикозной болезни были внедрены лазеры с длиной волны более 1900 нм, преимущество которых заключается в том,

что они позволяют провести деструкцию стенки вены, используя меньшую мощность в ваттах и меньшую линейную плотность энергии (LEED: Дж/см) [60, 61, 62, 63, 64]. Благодаря более высокому коэффициенту поглощения водой излучения длиной волны 1940 нм по сравнению с другими длинами волн и радиальному рассеянию световой энергии желаемая абляция стенки вены может быть достигнута с помощью более низких уровней мощности с термическими изменениями, преимущественно ограниченными интимной и мышечной оболочками [65]. В клинических условиях это приводит к высокой частоте окклюзии, низкой послеоперационной боли и низкой частоте осложнений [62]. Относительно применяемой мощности лазерного излучения есть сторонники ее использования, независимо от диаметра коагулируемых вен [29], другие же рекомендуют изменять уровни мощности в зависимости от диаметра вены [36, 61].

Существенный вклад в описание механизмов термического повреждения стенки вены во время ЭВЛК внесли отечественные ученые. Д. А. Борсук и соавт. [66] изучали результаты ЭВЛК больших подкожных вен с использованием различных мощностей при одинаковой линейной плотности энергии около 70 Дж/см. Авторы пришли к выводу, что уровень боли и осложнения ЭВЛК не были связаны с сочетанием мощности энергии (5–10 Вт) и скорости автоматического вытяжения волокна при аналогичном LEED, достигающем около 70 Дж/см. К. Майзашвили и С. Акимов [67] установили, что частота осложнений у пациентов при процедурах ЭВЛК составила 4,87%. Большинство осложнений связано с отсутствием стандартов по их выявлению и лечению.

В. М. Чудновский и соавт. [55] внесли большой вклад в установление физических механизмов ЭВЛК. Ими показано, что лазерное воздействие во время ЭВЛК вызывает закипание крови, что приводит к нагреванию венозных стенок (термическое разрушение интимы) и обеспечивает эффективную окклюзию кровеносных сосудов пеной (гемостаз). Необходимые и достаточные условия для успешного проведения ЭВЛК связаны с термической деструкцией интимы и вызванным лазерным излучением пенистым гемостазом. Позже В. Юсупов и В. Чудновский [68] показали, что в процессе ЭВЛК на торце лазерного волокна образуются крупные парогазовые пузырьки, вызванные объемным кипением крови в просвете вены, и воздействующими на ее стенку.

Исследования [21, 39, 69] посвящены экспериментальному обоснованию эффективности ЭВЛК при использовании длин волн лазерного излучения 1885 и 1910 нм и различных типов световодов. С применением макро- и микроморфометрических методов авторы показали возможность снижения мощности лазерного излучения до 3–4 Вт с достаточным повреждением вен в ближайшем периоде времени и их окклюзией в отдаленном периоде наблюдения после ЭВЛК.

Важные нерешенные вопросы флебологии и перспективы ее развития были освещены в статье И.А. Золотухина и соавт. [70], которые предсказали реконструктивную флебологию, патогенез повреждения венозной стенки и возможные осложнения ЭВЛК.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Анализ литературных источников показал, что повреждающее термическое воздействие на стенку вены осуществляется путем реализации различных механизмов действия, в том числе прямой контакт торца световода со стенкой вены, образование карбонизированного слоя на торце световода с возрастанием температуры до 1000 °С и образованием пузырьков газа, конвекция тепла на стенку вены через кровь. Возможно, некоторые механизмы термического воздействия на стенку вены имеют второстепенное значение. При анализе литературных источников встречались работы, которые не укладывались в общепринятую концепцию механизмов повреждающего действия ЭВЛК. В настоящее время в практику внедряются двухмикронные лазерные излучения, способствующие эффективной коагуляции вен при более низких величинах мощности, применение которых сопровождается уменьшением послеоперационных осложнений. Внедрение новых эндовазальных технологий, в том числе и нетермических, связано с обоснованием их клинической эффективности, что, несомненно, предполагает и анализ их механизмов действия.

ЛИТЕРАТУРА

1. Boné-Salat C. Tratamiento endoluminal de las varices con laser de diodo. *Patologia Vascular*. 1999; 1: 32–39.
2. Elzezfaz N., Elfeky M.A., Elshatlawy K.M., Abdelal A., Elhendawy A., Ahmed A., Nada M., Ouf T. Evaluation of Endovenous Laser Ablation in the Management of Varicose Veins. *Cureus*. 2023 Sep 12; 15 (9). e45096. PMID: 37842441; PMCID: PMC10569145. DOI: 10.7759/cureus.45096
3. Fayyaz F., Vaghani V., Ekhatior C., Abdullah M., Alsubari R.A., Daher O.A., Bakht D., Batat H., Arif H., Bellegarde S.B., Bisharat P., Faizullah M. Advancements in Varicose Vein Treatment: Anatomy, Pathophysiology, Minimally Invasive Techniques, Sclerotherapy, Patient Satisfaction, and Future Directions. *Cureus*. 2024 Jan 10; 16 (1). e51990. PMID: 38344644; PMCID: PMC10853729. DOI: 10.7759/cureus.51990
4. Shrestha O., Basukala S., Thapa N., Karki S., Pant P., Pauldel S. Endovenous laser ablation versus conventional surgery (ligation and stripping) for primary great saphenous varicose vein: a systematic review and meta-analysis. *Ann Med Surg (Lond)*. 2023 Jul 25; 5 (9): 4509–4519. PMID: 37663729; PMCID: PMC10473384. DOI: 10.1097/MS9.0000000000001095
5. Baram A., Rashid D.F., Saqat B.H. Non-randomized comparative study of three methods for great saphenous vein ablation associated with mini-phlebectomy; 48 months clinical and sonographic outcome. *Ann Med Surg (Lond)*. 2022 Jul 2; 80: 104036. PMID: 35846854; PMCID: PMC9283499. DOI: 10.1016/j.amsu.2022.104036
6. Epstein D., Bootun R., Diop M., Ortega-Ortega M., Lane T.R.A., Davies A.H. Cost-effectiveness analysis of current varicose veins treatments. *J Vasc Surg Venous Lymphat Disord*. 2022 Mar.; 10 (2): 504–513.e7. Epub 2021 Aug 25. PMID: 34450353. DOI: 10.1016/j.jvsv.2021.05.014
7. Gao R.D., Qian S.Y., Wang H.H., Liu Y.S., Ren S.Y. Strategies and challenges in treatment of varicose veins and venous insufficiency. *World J Clin Cases*. 2022 Jun 26; 10 (18): 5946–5956. PMID: 35949828; PMCID: PMC9254182. DOI: 10.12998/wjcc.v10.i18.5946
8. Vuylsteke M.E., Mordon S.R. Endovenous laser ablation: a review of mechanisms of action. *Ann Vasc Surg*. 2012; 26: 424–433. DOI: 10.1016/j.avsg.2011.05.037. (11)
9. Neumann H.A., van Gemert M.J. Ins and outs of endovenous laser ablation: afterthoughts. *Lasers Med Sci*. 2014 Mar.; 29 (2): 513–518. Epub 2014 Jan 8. PMID: 24399461; PMCID: PMC3953605. DOI: 10.1007/s10103-013-1499-7
10. van den Bos R., Arends L., Kockaert M., Neumann M., Nijsten T. Endovenous therapies of lower extremity varicosities: a meta-analysis. *J Vasc Surg*. 2009; 49: 230–239. DOI: 10.1016/j.jvs.2008.06.030
11. van Gemert M.J.C., van der Geld C.W.M., Bruijninx C.M.A., Verdaasdonk R.M., Neumann H.A.M. Endovenous laser ablation: a review of mechanisms of action. *Ann Vasc Surg*. 2012; 26: 424–433.
12. Navarro L., Navarro N., Salat C.B., Gomez J.F., Min R.J. Endovascular laser device and treatment of varicose veins. US 6,398,777 B1; patent filed in 1999, granted in 2002.
13. Mordon S.R., Wassmer B., Zemmouri J. Mathematical modeling of 980-nm and 1320-nm endovenous laser treatment. *Lasers Surg Med*. 2007; 39: 256–265. DOI: 10.1002/lsm.20476. (47) (57) (62).
14. van Ruijven P.W.M., Poluektova A.A., van Gemert M.J.C., Neumann H.A.M., Nijsten T., van der Geld C.W.M. van Ruijven P.W.M., Poluektova A.A., van Gemert M.J.C., Neumann H.A.M., Nijsten T., van der Geld C.W.M. Optical-thermal mathematical model for endovenous laser ablation of varicose veins. *Lasers Med Sci*. 2014 Mar.; 29 (2): 431–4399. Epub 2013 Oct 9. PMID: 24105397. DOI: 10.1007/s10103-013-1451-x
15. Fan C.M., Anderson R.R. Endovenous laser ablation: mechanism of action. *Phlebology*. 2008; 23: 206–213. DOI: 10.1258/phleb.2008.008049
16. Disselhoff B.C.V.M., Rem A.I., Verdaasdonk R.M., der Kinderen D.J., Moll F.L. Endovenous laser ablation: an experimental study on the mechanism of action. *Phlebology*. 2008; 23: 69–76.
17. Amzayyb M., van den Bos R.R., Kodach V.M., de Bruin D.M., Nijsten T., Neumann H.A.M., van Gemert M.J.C. Carbonized blood deposited on fibres during 810, 940 and 1,470 nm endovenous laser ablation: thickness and absorption by optical coherence tomography. *Lasers Med Sci*. 2010; 25: 439–447.
18. van den Bos R.R., Kockaert M.A., Neumann H.A.M., Bremmer R.H., Nijsten T., van Gemert M.J.C. Heat conduction from the exceedingly hot fiber tip contributes to the endovenous laser ablation of varicose veins. *Lasers Med Sci*. 2009. 24: 247–251.
19. Poluektova A.A., Malskat W.S.J., van Gemert M.J.C., Vuylsteke M.E., Bruijninx C.M.A., Neumann H.A.M., van der Geld C.W.M. Some controversies in Endovenous Laser

- Ablation of varicose veins addressed by optical-thermal mathematical modeling. *Lasers Med Sci.* 2014 Mar.; 29 (2): 441–452. Epub 2013 Oct 9. PMID: 24105396. DOI: 10.1007/s10103-013-1450-y
20. Vuytsteke M.E., Martinelli T., Van Dorpe J., Roelens J., Mordon S., Fourneau I. Endovenous laser ablation: the role of intraluminal blood. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* 2011; 42: 120–126. DOI: 10.1016/j.ejvs.2011.03.017
 21. Belyaev A.N., Chabushkin A.N., Khrushchalina S.A. et al. Investigation of endovenous laser ablation of varicose veins in vitro using 1.885- μ m laser radiation. *Lasers Med Sci.* 2016; 31: 503–510. DOI: 10.1007/s10103-016-1877-z
 22. Malskat W.S.J., Poluektova A.A., van der Geld C.W.M. et al. Endovenous laser ablation (EVLA): a review of mechanisms, modeling outcomes, and issues for debate. *Lasers Med Sci.* 2014; 29: 393–403. DOI: 10.1007/s10103-013-1480-5
 23. Weiss R.A. Comparison of endovenous radiofrequency versus 810 nm diode laser occlusion of large veins in an animal model. *Dermatol Surg.* 2002 Jan. 28 (1): 56–61.
 24. Proebstle T.M., Sandhofer M., Kargl A., Gul D., Rother W., Knop J., et al. Thermal damage of the inner vein wall during endovenous laser treatment: key role of energy absorption by intravascular blood. *Dermatol Surg.* 2002 Jul. 28 (7): 596–600.
 25. Шайдаков Е.В., Булатов В.Л., Илюхин Е.А., Сонькин И.Н., Григорян А.Г., Гальченко М.И. Оптимальные режимы эндовенозной лазерной облитерации с длиной волны 970, 1470 и 1560 нм: ретроспективное продольное когортное многоцентровое исследование. *Флебология.* 2013; 7 (1): 22–29.
 26. Malskat W.S.J., Giang G., De Maeseneer M.G.R., Nijsten T.E.C., van der Bos R.R. Randomized clinical trial of 940- versus 1470-nm endovenous laser ablation for great saphenous vein incompetence. *Br J Surg.* 2016 Feb.; 103 (3): 192–198. Epub 2015 Dec 14. DOI: 10.1002/bjs.10035
 27. Mendes-Pinto D., Bastianetto P., Cavalcanti Braga Lyra L., Kikuchi R., Kabnick L. Endovenous laser ablation of the great saphenous vein Comparing 1920-nm and 1470-nm diode laser. *Int Angiology.* 2016; 35: 599–604.
 28. Viarengo L.M.A., Viarengo G., Martins A.M., Mancini M.W., Lopes L.A. Medium and long-term outcomes of endovenous treatment of varicose veins with a 1940 nm diode laser: critical analysis and technical considerations Chudnovskii V., Aleksandr Mayor, Artem Kiselev, Vladimir Yusupov. Cite as Foaming of blood in endovenous laser treatment. *Lasers in Medical Science.* 2018; 33 (8): 1821–1826. DOI: 10.1590/1677-5449.010116
 29. Park I. Initial outcomes of endovenous laser ablation with 1940nm diode laser in the treatment of incompetent saphenous veins. *Vascular.* 2019 Feb.; 27 (1): 27–32. DOI: 10.1177/1708538118797860
 30. Bianchi P.G., Martinelli F., Quarto G., Palombi L. The evolution of endovenous laser ablation (EVLA). A single-center experience with a 1470 nm versus a 1940 nm diode laser. *Ann Ital Chir.* 2022; 93: 578–583. PMID: 36254762.
 31. Whiteley M.S. Endovenous Laser Ablation (EVLA) for Treatment of Varicose Veins: A Comparison of EVLA with 1470 nm and 1940 nm Lasers. *Surg Technol Int.* 2022 May 19; 40: 281–286. PMID: 35415834. DOI: 10.52198/22.STI.40.CV1565
 32. Cavallini A. Endovenous laser treatment of saphenous veins: is there clinical difference using different endovenous laser wavelengths? *Int Angiol.* 2015 Feb.; 34 (1): 1–8.
 33. Pavei P., Spreafico G., Bernardi E., Giraldi E., Ferrini M. Favorable long-term results of endovenous laser ablation of great and small saphenous vein incompetence with a 1470-nm laser and radial fiber. *J Vasc Surg Venous Lymphat Disord.* 2021; 9: 352–360.
 34. Teter K.A., Kabnick L.S., Sadek M. Endovenous laser ablation: A comprehensive review. *Phlebology.* 2020 Oct.; 35 (9): 656–662. DOI: 10.1177/0268355520937619
 35. Schwarz T., von Hodenberg E., Furtwängler C., Rastan A., Zeller T., Neumann F.J. Endovenous laser ablation of varicose veins with the 1470-nm diode laser. *J Vasc Surg.* 2010 Jun.; 51 (6): 1474–1478. DOI: 10.1016/j.jvs.2010.01.027
 36. Pavei P., Spreafico G., Bernardi E., Giraldi E., Ferrini M. Favorable long-term results of endovenous laser ablation of great and small saphenous vein incompetence with a 1470-nm laser and radial fiber. *J Vasc Surg Venous Lymphat Disord.* 2021 Mar.; 9 (2): 352–360. DOI: 10.1016/j.jvsv.2020.06.015
 37. Hirokawa M., Kurihara N. Comparison of Bare-Tip and Radial Fiber in Endovenous Laser Ablation with 1470 nm Diode Laser. *Ann Vasc Dis.* 2014; 7 (3): 239–45. DOI: 10.3400/avd.oa.14-00081
 38. Disselhoff B.C.V.M., der Kinderen D.J. Twenty Years' Experience with Endovenous Laser Ablation for Varicose Veins: A Critical Appraisal of the Original Procedure. *Surg Technol Int.* 2021 Jun 28; 39: 267–271. DOI: 10.52198/21.STI.39.CV1453
 39. Artemov S.A., Belyaev A.N., Bushukina O.S., Khrushchalina S.A., Kostin S.V., Lyapin A.A., Ryabochkina P.A., Taratynova A.D. Optimization of endovenous laser coagulation: in vivo experiments. *Lasers Med Sci.* 2020 Jun; 35 (4): 867–875. DOI: 10.1007/s10103-019-02874-6
 40. Hartmann K., Gholam P., Dietrich C., Fink C. Efficacy and safety of endovenous laser ablation with the 1470 nm diode laser using a novel optical probe. *Int J Med Sci.* 2022 Mar 28; 19 (4): 695–700. PMID: 35582422; PMCID: PMC9108407. DOI: 10.7150/ijms.70916
 41. Rajendran S., Nair H.R. Endovenous laser ablation of incompetent great saphenous veins with 1470-nm laser using bare tip and radial fibers results in similar short-term outcomes. *J Vasc Surg Venous Lymphat Disord.* 2021 Sep; 9 (5): 1209–1214. Epub 2020 Dec 16. PMID: 33340731. DOI: 10.1016/j.jvsv.2020.12.069
 42. Arslan Ü., Çalık E., Tort M., Yıldız Z., Tekin A.İ., Limandal H.K., Kaygın M.A., Dağ Ö., Erkut B. More Successful Results with Less Energy in Endovenous Laser Ablation Treatment: Long-term Comparison of Bare-tip Fiber 980 nm Laser and Radial-tip Fiber 1470 nm Laser Application. *Ann Vasc Surg.* 2017 Nov; 45: 166–172. Epub 2017 Jun 21. PMID: 28647634. DOI: 10.1016/j.avsg.2017.06.042
 43. Abud B., Kunt A.G. Midterm varicose vein recurrence rates after endovenous laser ablation: comparison of radial fibre and bare fibre tips. *Interact Cardiovasc Thorac Surg.* 2021 Jan 1; 32 (1): 77–82. PMID: 33212479; PMCID: PMC8906712. DOI: 10.1093/icvts/ivaa219
 44. Navarro L., Navarro N., Boné-Salat C., Fructuoso-Gomez J., Min R.J. Endovascular laser device and treatment of varicose

- veins. *United States Patent*. 2002, US 6,398,777 B1; patent filed in 1999, date of patent: June 4 [Ref list].
45. Fan C.M., Rox-Anderson R. Endovenous laser ablation: mechanism of action. *Phlebology*. 2008; 23 (5): 206–13. PMID: 18806202. DOI: 10.1258/phleb.2008.008049.
 46. Шевченко Ю.Л., Стойко Ю.М., Мазайшвили К.В., Хлевцова Т.В. Механизм эндовенозной лазерной облитерации: новый взгляд. *Флебология*. 2011; 5 (1): 46–50.
 47. Беляев А.Н., Рябочкина П.А., Костин С.В., Бушукина О.С., Хрущалина С.А., Беляев С.А. Влияние мощности и типа световода на структурное повреждение вен после эндовазальной лазерной облитерации длиной волны 1910 нм. *Флебология*. 2021; 15 (3): 154–161. DOI: 10.17116/flebo202115031154
 48. Thomsen S., Pearce J.A. Thermal damage and rate processes in biologic tissues. In: Welch AJ, van Gemert MJC (eds). *Optical-thermal response of laser-irradiated tissue*. 2nd edn. Springer, Dordrecht. Chapter 13: 497.
 49. Беляев А.Н., Кузнецова О.А., Ляпин А.Н., Рябочкина П.А., Хрущалина С.А., Чабушкин А.Н. Роль карбонизированного слоя на торце оптического световода в процессе эндовазальной облитерации варикозных вен. *Флебология*. 2016; 10 (2): 80–85. DOI: 10.17116/flebo201610280-85
 50. Amzayyb M., van den Bos R.R., Kodach V.M., de Bruin D.M., Nijsten T., Neumann H.A.M., van Gemert M.J.C. Carbonized blood deposited on fibres during 810, 940 and 1,470 nm endovenous laser ablation: thickness and absorption by optical coherence tomography. *Lasers Med Sci*. 2010; 25: 439–447.
 51. Verdaasdonk R.M., Holstege F.C., Jansen E.D., Borst C. Temperature along the surface of modified fiber tips for Nd:YAG laser angioplasty. *Lasers Surg Med*. 1991; 11: 213–222. DOI: 10.1002/lsm.1900110304
 52. Meissner O.A., Schmedt C.G., Hunger K., Hetterich H., Sroka R., Rieber J., Babaryka G., Steckmeier B.M., Reiser M., Siebert U., Mueller-Lisse U. Endovascular optical coherence tomography ex vivo: venous wall anatomy and tissue alterations after endovenous therapy. *Eur Radiol*. 2007; 17: 2384–2393. DOI: 10.1007/s00330-007-0593-2
 53. Proebstle T.M., Lehr H.A., Kargl A., Espinola-Klein C., Rother W., Bethge S., Knop J. Endovenous treatment of the greater saphenous vein with a 940-nm diode laser: thrombotic occlusion after endoluminal thermal damage by laser-generated steam bubbles. *J Vasc Surg*. 2002; 35: 729–736. DOI: 10.1067/mva.2002.121132
 54. van der Geld C.W.M., van den Bos R.R., van Ruijven P.W.M., Nijsten T., Neumann H.A.M., van Gemert M.J.C. The heat-pipe resembling action of boiling bubbles in endovenous laser ablation. *Lasers Med Sci*. 2010; 25: 907–909. DOI: 10.1007/s10103-010-0780-2
 55. Chudnovskii V., Mayor A., Kiselev A. et al. Foaming of blood in endovenous laser treatment. *Lasers Med Sci*. 2018; 33: 1821–1826. DOI: 10.1007/s10103-018-2552-3
 56. Чудновский В.М., Маховская Т.Г., Майор А.Ю., Юсупов В.И., Невожай В.И., Киселев А.Ю., Шикина И.Б. Вспенивание крови в механизме эндовазальной лазерной облитерации. *Флебология*. 2018; 12 (4): 261–269. DOI: 10.17116/flebo201812041261
 57. Minaev V.P., Minaev N.V., Bogachev V.Y., Kaperiz K.A., Yusupov V.I. Endovenous laser coagulation: asymmetrical heat transfer (modeling in water). *Lasers Med Sci*. 2021 Oct; 36 (8): 1599–1608. Epub 2020 Nov 7. PMID: 33159310. DOI: 10.1007/s10103-020-03184-y
 58. Heger M., van Golen R.F., Broekgaarden M., van den Bos R.R., Neumann H.A.M., van Gulik T.M., van Gemert M.J.C. The role of thermal coagula, thrombosis, cell death, and vascular wall damage in the removal of varicose veins following endovenous laser therapy. *Lasers Med Sci*. 2014 Mar; 29 (2): 405–422. PMID: 24232911. DOI: 10.1007/s10103-013-1490-3
 59. van Ruijven P.W.M., Poluektova A.A., van Gemert M.J.C., Neumann H.A.M., Nijsten T., van der Geld C.W.M. Optical-thermal mathematical model for endovenous laser ablation of varicose veins. *Lasers Med Sci*. 2014; 29 (2): 431–439. Epub 2013 Oct 9. PMID: 24105397. DOI: 10.1007/s10103-013-1451-x
 60. Palombi L., Morelli M., Bruzzese D., Quarto G. Third generation of laser (>1900) for endovenous thermoablation (EVLA) of varicose veins: A systematic review and meta-analysis. *Phlebology*. 2024 Jan; 10: 2683555241227017. Epub ahead of print. PMID: 38199976. DOI: 10.1177/02683555241227017
 61. Setia A., Schmedt C.G., Beisswenger A., Dikic S., Demhasaj S., Setia O., Schmitz-Rixen T., Sroka R. Safety and efficacy of endovenous laser ablation (EVLA) using 1940 nm and radial emitting fiber: 3-year results of a prospective, non-randomized study and comparison with 1470 nm. *Lasers Surg Med*. 2022 Apr; 54 (4): 511–522. Epub 2021 Dec 5. PMID: 34865236. DOI: 10.1002/lsm.23500
 62. Setia A., Schmedt C.G., Sroka R. Endovenous laser ablation using laser systems emitting at wavelengths > 1900 nm: a systematic review. *Lasers Med Sci*. 2022 Dec; 37 (9): 3473–3483. Epub 2022 Jul 12. PMID: 35819662. DOI: 10.1007/s10103-022-03609-w
 63. Fabián V., Honěk J., Horváth V., Horváth M., Šlais M., Vítovec M., Stehno O., Šedivý P., Šebesta P., Weiss J., Honěk T. Endovenous laser ablation of saphenous veins – favorable clinical results confirm theoretical advantages of the 1940 nm diode laser. *Rozhl Chir*. 2022; 101 (8): 395–400. English. PMID: 36208935. DOI: 10.33699/PIS.2022.101.8.395-400
 64. Keo H.H., Somma C., Regli C., Staub D., Diehm N., Lindenberg J., Gaehwiler R., Uthoff H. Safety, feasibility, and early efficacy of the water-specific 1940-nm laser wavelength for ablation of saphenous incompetence. *J Vasc Surg Cases Innov Tech*. 2023 Feb 14; 9 (2): 101125. PMID: 37427036; PMCID: PMC10323407. DOI: 10.1016/j.jvscit.2023.101125
 65. Artemov S.A., Belyaev A.N., Bushukina O.S., Khrushchalina S.A., Kostin S.V., Lyapin A.A., Ryabochkina P.A., Taratynova A.D. Morphological changes of veins and perivenous tissues during endovenous laser coagulation using 2-μm laser radiation and various types of optical fibers. *J. Vasc. Surg. Venous Lymphat. Disord*. 2021; 10: 749–757. DOI: 10.1016/j.jvsv.2021.08.018
 66. Borsuk D.A., Fokin A.A., Lobastov K.V., Tauraginskii R.A., Zhdanov K.O., Zolotov A.V., Arkhipov I.S., Galchenko M.I. A randomized clinical trial to assess the impact of laser power with constant linear endovenous energy density on outcomes of endovenous laser ablation (SLEDGE trial). *J Vasc Surg Venous Lymphat Disord*. 2023 Sep; 11 (5): 946–953. Epub 2023 May 11. PMID: 37172934. DOI: 10.1016/j.jvsv.2023.03.020

67. Mazayshvili K., Akimov S. Early complications of endovenous laser ablation. *Int Angiol.* 2019 Apr. 38(2): 96–101. Epub 2019 Feb 22. PMID: 30810002. DOI: 10.23736/S0392-9590.19.04097-5
68. Yusupov V., Chudnovskii V. The origin of loud claps during endovenous laser treatments. *J Acoust Soc Am.* 2023 Mar; 153(3): 1525. PMID: 37002106. DOI: 10.1121/10.0017436
69. Artemov S.A., Belyaev A.N., Bushukina O.S., Davydkin V.I., Khrushchalina S.A., Kostin S.V., Ryabochkina P.A., Taratynova A.D. Transformational features of the vein wall during a long-term period of endovenous laser ablation using 1910 nm laser radiation. Results of in-vivo experiments. *Int Angiol.* 2023 Aug; 42 (4): 362–370. Epub 2023 Jul 20. PMID: 37475589. DOI: 10.23736/S0392-9590.23.05013-7
70. Золотухин И.А., Гаврилов С.Г., Кириенко А.И. Флебология сегодня. *Анналы хирургии.* 2016; 21 (1–2): 19–25. DOI: 10.18821/1560-9502-2016-21-1-19-25

REFERENCES

1. Boné-Salat C. Tratamiento endoluminal de las varices con laser de diodo. *Patologia Vascular.* 1999; 1: 32–39.
2. Elizefzaf N., Elfeky M.A., Elshatlawy K.M., Abdelal A., Elhendawy A., Ahmed A., Nada M., Ouf T. Evaluation of Endovenous Laser Ablation in the Management of Varicose Veins. *Cureus.* 2023 Sep 12; 15 (9). e45096. PMID: 37842441; PMCID: PMC10569145. DOI: 10.7759/cureus.45096
3. Fayyaz F., Vaghani V., Ekhtor C., Abdullah M., Alsubari R.A., Daher O.A., Bakht D., Batat H., Arif H., Bellegarde S.B., Bisharat P., Faizullah M. Advancements in Varicose Vein Treatment: Anatomy, Pathophysiology, Minimally Invasive Techniques, Sclerotherapy, Patient Satisfaction, and Future Directions. *Cureus.* 2024 Jan 10; 16 (1). e51990. PMID: 38344644; PMCID: PMC10853729. DOI: 10.7759/cureus.51990
4. Shrestha O., Basukala S., Thapa N., Karki S., Pant P., Paudel S. Endovenous laser ablation versus conventional surgery (ligation and stripping) for primary great saphenous varicose vein: a systematic review and meta-analysis. *Ann Med Surg (Lond).* 2023 Jul 25; 5 (9): 4509–4519. PMID: 37663729; PMCID: PMC10473384. DOI: 10.1097/MS9.0000000000001095
5. Baram A., Rashid D.F., Saqat B.H. Non-randomized comparative study of three methods for great saphenous vein ablation associated with mini-phlebectomy; 48 months clinical and sonographic outcome. *Ann Med Surg (Lond).* 2022 Jul 2; 80: 104036. PMID: 35846854; PMCID: PMC9283499. DOI: 10.1016/j.amsu.2022.104036
6. Epstein D., Bootun R., Diop M., Ortega-Ortega M., Lane T.R.A., Davies A.H. Cost-effectiveness analysis of current varicose veins treatments. *J Vasc Surg Venous Lymphat Disord.* 2022 Mar.; 10 (2): 504–513.e7. Epub 2021 Aug 25. PMID: 34450353. DOI: 10.1016/j.jvsv.2021.05.014
7. Gao R.D., Qian S.Y., Wang H.H., Liu Y.S., Ren S.Y. Strategies and challenges in treatment of varicose veins and venous insufficiency. *World J Clin Cases.* 2022 Jun 26; 10 (18): 5946–5956. PMID: 35949828; PMCID: PMC9254182. DOI: 10.12998/wjcc.v10.i18.5946
8. Vuylsteke M.E., Mordon S.R. Endovenous laser ablation: a review of mechanisms of action. *Ann Vasc Surg.* 2012; 26: 424–433. DOI: 10.1016/j.avsg.2011.05.037. (11)
9. Neumann H.A., van Gemert M.J. Ins and outs of endovenous laser ablation: afterthoughts. *Lasers Med Sci.* 2014 Mar.; 29 (2): 513–518. Epub 2014 Jan 8. PMID: 24399461; PMCID: PMC3953605. DOI: 10.1007/s10103-013-1499-7.
10. van den Bos R., Arends L., Kockaert M., Neumann M., Nijsten T. Endovenous therapies of lower extremity varicosities: a meta-analysis. *J Vasc Surg.* 2009; 49: 230–239. DOI: 10.1016/j.jvs.2008.06.030
11. van Gemert M.J.C., van der Geld C.W.M., Bruijninx C.M.A., Verdaasdonk R.M., Neumann H.A.M. Endovenous laser ablation: a review of mechanisms of action. *Ann Vasc Surg.* 2012; 26: 424–433.
12. Navarro L., Navarro N., Salat C.B., Gomez J.F., Min R.J. Endovascular laser device and treatment of varicose veins. US 6,398,777 B1; patent filed in 1999, granted in 2002.
13. Mordon S.R., Wassmer B., Zemmouri J. Mathematical modeling of 980-nm and 1320-nm endovenous laser treatment. *Lasers Surg Med.* 2007; 39: 256–265. DOI: 10.1002/lsm.20476.
14. van Ruijven P.W.M., Poluektova A.A., van Gemert M.J.C., Neumann H.A.M., Nijsten T., van der Geld C.W.M. van Ruijven P.W.M., Poluektova A.A., van Gemert M.J.C., Neumann H.A.M., Nijsten T., van der Geld C.W.M. Optical-thermal mathematical model for endovenous laser ablation of varicose veins. *Lasers Med Sci.* 2014 Mar.; 29 (2): 431–4399. Epub 2013 Oct 9. PMID: 24105397. DOI: 10.1007/s10103-013-1451-x
15. Fan C.M., Anderson R.R. Endovenous laser ablation: mechanism of action. *Phlebology.* 2008; 23: 206–213. DOI: 10.1258/phleb.2008.008049
16. Disselhoff B.C.V.M., Rem A.I., Verdaasdonk R.M., der Kinderen D.J., Moll F.L. Endovenous laser ablation: an experimental study on the mechanism of action. *Phlebology.* 2008; 23: 69–76.
17. Amzayyb M., van den Bos R.R., Kodach V.M., de Bruin D.M., Nijsten T., Neumann H.A.M., van Gemert M.J.C. Carbonized blood deposited on fibres during 810, 940 and 1,470 nm endovenous laser ablation: thickness and absorption by optical coherence tomography. *Lasers Med Sci.* 2010; 25: 439–447.
18. van den Bos R.R., Kockaert M.A., Neumann H.A.M., Bremmer R.H., Nijsten T., van Gemert M.J.C. Heat conduction from the exceedingly hot fiber tip contributes to the endovenous laser ablation of varicose veins. *Lasers Med Sci.* 2009. 24: 247–251.
19. Poluektova A.A., Malskat W.S.J., van Gemert M.J.C., Vuylsteke M.E., Bruijninx C.M.A., Neumann H.A.M., van der Geld C.W.M. Some controversies in Endovenous Laser Ablation of varicose veins addressed by optical-thermal mathematical modeling. *Lasers Med Sci.* 2014 Mar.; 29 (2): 441–452. Epub 2013 Oct 9. PMID: 24105396. DOI: 10.1007/s10103-013-1450-y
20. Vuylsteke M.E., Martinelli T., Van Dorpe J., Roelens J., Mordon S., Fourneau I. Endovenous laser ablation: the role of intraluminal blood. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* 2011; 42: 120–126. DOI: 10.1016/j.ejvs.2011.03.017
21. Belyaev A.N., Chabushkin A.N., Khrushchalina S.A. et al. Investigation of endovenous laser ablation of varicose veins in vitro using 1.885-μm laser radiation. *Lasers Med Sci.* 2016; 31: 503–510. DOI: 10.1007/s10103-016-1877-z

22. Malskat W.S.J., Poluektova A.A., van der Geld C.W.M. et al. Endovenous laser ablation (EVLA): a review of mechanisms, modeling outcomes, and issues for debate. *Lasers Med Sci.* 2014; 29: 393–403. DOI: 10.1007/s10103-013-1480-5
23. Weiss R.A. Comparison of endovenous radiofrequency versus 810 nm diode laser occlusion of large veins in an animal model. *Dermatol Surg.* 2002 Jan. 28 (1): 56–61.
24. Proebstle T.M., Sandhofer M., Kargl A., Gul D., Rother W., Knop J., et al. Thermal damage of the inner vein wall during endovenous laser treatment: key role of energy absorption by intravascular blood. *Dermatol Surg.* 2002 Jul. 28 (7): 596–600.
25. Shaïdakov E.V., Bulatov V.L., Iliukhin E.A., Son'kin I.N., Grigorian A.G., Gal'chenko M.I. Optimal regimes of endovenous laser obliteration at the wavelengths of 970, 1470, and 1560 nm: the multicenter retrospective longitudinal cohort study. *Journal of Venous Disorders.* 2013; 7 (1): 22–29. (In Russ.).
26. Malskat W.S.J., Giang G., De Maeseneer M.G.R., Nijsten T.E.C., van der Bos R.R. Randomized clinical trial of 940-versus 1470-nm endovenous laser ablation for great saphenous vein incompetence. *Br J Surg.* 2016 Feb.; 103 (3): 192–198. Epub 2015 Dec 14. DOI: 10.1002/bjs.10035
27. Mendes-Pinto D., Bastianetto P., Cavalcanti Braga Lyra L., Kikuchi R., Kabnick L. Endovenous laser ablation of the great saphenous vein Comparing 1920-nm and 1470-nm diode laser. *Int Angiology.* 2016; 35: 599–604.
28. Viarengo L.M.A., Viarengo G., Martins A.M., Mancini M.W., Lopes L.A. Medium and long-term outcomes of endovenous treatment of varicose veins with a 1940 nm diode laser: critical analysis and technical considerations Chudnovskii V., Aleksandr Mayor, Artem Kiselev, Vladimir Yusupov. Cite as Foaming of blood in endovenous laser treatment. *Lasers in Medical Science.* 2018; 33 (8): 1821–1826. DOI: 10.1590/1677-5449.010116
29. Park I. Initial outcomes of endovenous laser ablation with 1940nm diode laser in the treatment of incompetent saphenous veins. *Vascular.* 2019 Feb.; 27 (1): 27–32. DOI: 10.1177/1708538118797860
30. Bianchi P.G., Martinelli F., Quarto G., Palombi L. The evolution of endovenous laser ablation (EVLA). A single-center experience with a 1470 nm versus a 1940 nm diode laser. *Ann Ital Chir.* 2022; 93: 578–583. PMID: 36254762.
31. Whiteley M.S. Endovenous Laser Ablation (EVLA) for Treatment of Varicose Veins: A Comparison of EVLA with 1470 nm and 1940 nm Lasers. *Surg Technol Int.* 2022 May 19; 40: 281–286. PMID: 35415834. DOI: 10.52198/22.STI.40.CV1565
32. Cavallini A. Endovenous laser treatment of saphenous veins: is there clinical difference using different endovenous laser wavelengths? *Int Angiol.* 2015 Feb.; 34 (1): 1–8.
33. Pavei P., Spreafico G., Bernardi E., Giraldi E., Ferrini M. Favorable long-term results of endovenous laser ablation of great and small saphenous vein incompetence with a 1470-nm laser and radial fiber. *J Vasc Surg Venous Lymphat Disord.* 2021; 9: 352–360.
34. Teter K.A., Kabnick L.S., Sadek M. Endovenous laser ablation: A comprehensive review. *Phlebology.* 2020 Oct.; 35 (9): 656–662. DOI: 10.1177/0268355520937619
35. Schwarz T., von Hodenberg E., Furtwängler C., Rastan A., Zeller T., Neumann F.J. Endovenous laser ablation of varicose veins with the 1470-nm diode laser. *J Vasc Surg.* 2010 Jun.; 51 (6): 1474–1478. DOI: 10.1016/j.jvs.2010.01.027
36. Pavei P., Spreafico G., Bernardi E., Giraldi E., Ferrini M. Favorable long-term results of endovenous laser ablation of great and small saphenous vein incompetence with a 1470-nm laser and radial fiber. *J Vasc Surg Venous Lymphat Disord.* 2021 Mar.; 9 (2): 352–360. DOI: 10.1016/j.jvs.2020.06.015
37. Hirokawa M., Kurihara N. Comparison of Bare-Tip and Radial Fiber in Endovenous Laser Ablation with 1470 nm Diode Laser. *Ann Vasc Dis.* 2014; 7 (3): 239–45. DOI: 10.3400/avd.oa.14-00081
38. Disselhoff B.C.V.M., der Kinderen D.J. Twenty Years' Experience with Endovenous Laser Ablation for Varicose Veins: A Critical Appraisal of the Original Procedure. *Surg Technol Int.* 2021 Jun 28; 39: 267–271. DOI: 10.52198/21.STI.39.CV1453
39. Artemov S.A., Belyaev A.N., Bushukina O.S., Khrushchalina S.A., Kostin S.V., Lyapin A.A., Ryabochkina P.A., Taratynova A.D. Optimization of endovenous laser coagulation: *in vivo* experiments. *Lasers Med Sci.* 2020 Jun; 35 (4): 867–875. DOI: 10.1007/s10103-019-02874-6
40. Hartmann K., Gholam P., Dietrich C., Fink C. Efficacy and safety of endovenous laser ablation with the 1470 nm diode laser using a novel optical probe. *Int J Med Sci.* 2022 Mar 28; 19 (4): 695–700. PMID: 35582422; PMCID: PMC9108407. DOI: 10.7150/ijms.70916
41. Rajendran S., Nair H.R. Endovenous laser ablation of incompetent great saphenous veins with 1470-nm laser using bare tip and radial fibers results in similar short-term outcomes. *J Vasc Surg Venous Lymphat Disord.* 2021 Sep; 9 (5): 1209–1214. Epub 2020 Dec 16. PMID: 33340731. DOI: 10.1016/j.jvs.2020.12.069
42. Arslan Ü., Çalık E., Tort M., Yıldız Z., Tekin A.İ., Limandal H.K., Kaygın M.A., Dağ Ö., Erkut B. More Successful Results with Less Energy in Endovenous Laser Ablation Treatment: Long-term Comparison of Bare-tip Fiber 980 nm Laser and Radial-tip Fiber 1470 nm Laser Application. *Ann Vasc Surg.* 2017 Nov; 45: 166–172. Epub 2017 Jun 21. PMID: 28647634. DOI: 10.1016/j.avsg.2017.06.042
43. Abud B., Kunt A.G. Midterm varicose vein recurrence rates after endovenous laser ablation: comparison of radial fibre and bare fibre tips. *Interact Cardiovasc Thorac Surg.* 2021 Jan 1; 32 (1): 77–82. PMID: 33212479; PMCID: PMC8906712. DOI: 10.1093/icvts/ivaa219
44. Navarro L., Navarro N., Boné-Salat C., Fructuoso-Gomez J., Min R.J. Endovascular laser device and treatment of varicose veins. *United States Patent.* 2002, US 6,398,777 B1; patent filed in 1999, date of patent: June 4 [Ref list].
45. Fan C.M., Rox-Anderson R. Endovenous laser ablation: mechanism of action. *Phlebology.* 2008; 23 (5): 206–13. PMID: 18806202. DOI: 10.1258/phleb.2008.008049
46. Shevchenko Iu.L., Stojko Yu.M., Mazaishvili K.V., Khlevtova T.V. Mechanism of endovascular laser obliteration: a novel view. *Journal of Venous Disorders.* 2011; 5 (1): 46–50. (In Russ.).
47. Belyaev A.N., Ryabochkina P.A., Kostin S.V., Bushukina O.S., Khrushchalina S.A., Belyaev S.A. Vein wall changes after 1910 nm laser coagulation with bare-fiber and radial fiber. *Journal of Venous Disorders.* 2021; 15 (3): 154–161. (In Russ.) DOI: 10.17116/flebo202115031154

48. Thomsen S., Pearce J.A. Thermal damage and rate processes in biologic tissues. In: Welch AJ, van Gemert MJC (eds). Optical-thermal response of laser-irradiated tissue. - 2nd edn. Springer, Dordrecht. Chapter 13: 497.
49. Belyaev A.N., Kuznetsova O.A., Lyapin A.N., Ryabochkina P.A., Khrushchalina S.A., Chabushkin A.N. The Influence of the Carbonized Layer at the End Face of the Light-Guide on the Results of Endovenous Laser Ablation of Varicose Veins. *Journal of Venous Disorders*. 2016; 10 (2): 80–85. (In Russ.). DOI: 10.17116/flebo201610280-85
50. Amzayyb M., van den Bos R.R., Kodach V.M., de Bruin D.M., Nijsten T., Neumann H.A.M., van Gemert M.J.C. Carbonized blood deposited on fibres during 810, 940 and 1,470 nm endovenous laser ablation: thickness and absorption by optical coherence tomography. *Lasers Med Sci*. 2010; 25: 439–447.
51. Verdaasdonk R.M., Holstege F.C., Jansen E.D., Borst C. Temperature along the surface of modified fiber tips for Nd:YAG laser angioplasty. *Lasers Surg Med*. 1991;11: 213–222. DOI: 10.1002/lsm.1900110304
52. Meissner O.A., Schmedt C.G., Hunger K., Hetterich H., Sroka R., Rieber J., Babaryka G., Steckmeier B.M., Reiser M., Siebert U., Mueller-Lisse U. Endovascular optical coherence tomography ex vivo: venous wall anatomy and tissue alterations after endovenous therapy. *Eur Radiol*. 2007; 17: 2384–2393. DOI: 10.1007/s00330-007-0593-2
53. Proebstle T.M., Lehr H.A., Kargl A., Espinola-Klein C., Rothner W., Bethge S., Knop J. Endovenous treatment of the greater saphenous vein with a 940-nm diode laser: thrombotic occlusion after endoluminal thermal damage by laser-generated steam bubbles. *J Vasc Surg*. 2002; 35: 729–736. DOI: 10.1067/mva.2002.121132
54. van der Geld C.W.M., van den Bos R.R., van Ruijven P.W.M., Nijsten T., Neumann H.A.M., van Gemert M.J.C. The heat-pipe resembling action of boiling bubbles in endovenous laser ablation. *Lasers Med Sci*. 2010; 25: 907–909. DOI: 10.1007/s10103-010-0780-2
55. Chudnovskii V., Mayor A., Kiselev A. et al. Foaming of blood in endovenous laser treatment. *Lasers Med Sci*. 2018; 33: 1821–1826. DOI: 10.1007/s10103-018-2552-3
56. Chudnovsky V.M., Makhovskaya T.G., Mayor A.Y., Yusupov V.I., Nevozhai V.I., Kiselyov A.Y., Shikina I.B. The Role of Blood Foaming in the Mechanism of Endovascular Laser Ablation. *Journal of Venous Disorders*. 2018; 12 (4): 261–269. (In Russ.). DOI: 10.17116/flebo201812041261
57. Minaev V.P., Minaev N.V., Bogachev V.Y., Kaperiz K.A., Yusupov V.I. Endovenous laser coagulation: asymmetrical heat transfer (modeling in water). *Lasers Med Sci*. 2021 Oct; 36 (8): 1599–1608. Epub 2020 Nov 7. PMID: 33159310. DOI: 10.1007/s10103-020-03184-y
58. Heger M., van Golen R.F., Broekgaarden M., van den Bos R.R., Neumann H.A.M., van Gulik T.M., van Gemert M.J.C. The role of thermal coagula, thrombosis, cell death, and vascular wall damage in the removal of varicose veins following endovenous laser therapy. *Lasers Med Sci*. 2014 Mar; 29 (2): 405–422. PMID: 24232911. DOI: 10.1007/s10103-013-1490-3
59. van Ruijven P.W.M., Poluektova A.A., van Gemert M.J.C., Neumann H.A.M., Nijsten T., van der Geld C.W.M. Optical-thermal mathematical model for endovenous laser ablation of varicose veins. *Lasers Med Sci*. 2014; 29 (2): 431–439. Epub 2013 Oct 9. PMID: 24105397. DOI: 10.1007/s10103-013-1451-x
60. Palombi L., Morelli M., Bruzzese D., Quarto G. Third generation of laser (>1900) for endovenous thermoablation (EVLA) of varicose veins: A systematic review and meta-analysis. *Phlebology*. 2024 Jan; 10: 2683555241227017. Epub ahead of print. PMID: 38199976. DOI: 10.1177/02683555241227017
61. Setia A., Schmedt C.G., Beisswenger A., Dikic S., Demhasaj S., Setia O., Schmitz-Rixen T., Sroka R. Safety and efficacy of endovenous laser ablation (EVLA) using 1940nm and radial emitting fiber: 3-year results of a prospective, non-randomized study and comparison with 1470nm. *Lasers Surg Med*. 2022 Apr; 54 (4): 511–522. Epub 2021 Dec 5. PMID: 34865236. DOI: 10.1002/lsm.23500
62. Setia A., Schmedt C.G., Sroka R. Endovenous laser ablation using laser systems emitting at wavelengths > 1900 nm: a systematic review. *Lasers Med Sci*. 2022 Dec; 37 (9): 3473–3483. Epub 2022 Jul 12. PMID: 35819662. DOI: 10.1007/s10103-022-03609-w
63. Fabián V., Honěk J., Horváth V., Horváth M., Šlais M., Vítovec M., Stehno O., Šedivý P., Šebesta P., Weiss J., Honěk T. Endovenous laser ablation of saphenous veins – favorable clinical results confirm theoretical advantages of the 1940 nm diode laser. *Rozhl Chir*. 2022; 101 (8): 395–400. English. PMID: 36208935. DOI: 10.33699/PIS.2022.101.8.395-400
64. Keo H.H., Somma C., Regli C., Staub D., Diehm N., Lindenberg J., Gaehwiler R., Uthoff H. Safety, feasibility, and early efficacy of the water-specific 1940-nm laser wavelength for ablation of saphenous incompetence. *J Vasc Surg Cases Innov Tech*. 2023 Feb 14; 9 (2): 101125. PMID: 37427036; PMCID: PMC10323407. DOI: 10.1016/j.jvscit.2023.101125
65. Artemov S.A., Belyaev A.N., Bushukina O.S., Khrushchalina S.A., Kostin S.V., Lyapin A.A., Ryabochkina P.A., Taratynova A.D. Morphological changes of veins and perivenous tissues during endovenous laser coagulation using 2-μm laser radiation and various types of optical fibers. *J. Vasc. Surg. Venous Lymphat. Disord*. 2021; 10: 749–757. DOI: 10.1016/j.jvsv.2021.08.018
66. Borsuk D.A., Fokin A.A., Lobastov K.V., Tauraginskii R.A., Zhdanov K.O., Zolotov A.V., Arkhipov I.S., Galchenko M.I. A randomized clinical trial to assess the impact of laser power with constant linear endovenous energy density on outcomes of endovenous laser ablation (SLEDGE trial). *J Vasc Surg Venous Lymphat Disord*. 2023 Sep; 11 (5): 946–953. Epub 2023 May 11. PMID: 37172934. DOI: 10.1016/j.jvsv.2023.03.020
67. Mazayshvili K., Akimov S. Early complications of endovenous laser ablation. *Int Angiol*. 2019 Apr. 38(2): 96–101. Epub 2019 Feb 22. PMID: 30810002. DOI: 10.23736/S0392-9590.19.04097-5
68. Yusupov V., Chudnovskii V. The origin of loud claps during endovenous laser treatments. *J Acoust Soc Am*. 2023 Mar; 153(3): 1525. PMID: 37002106. DOI: 10.1121/10.0017436
69. Artemov S.A., Belyaev A.N., Bushukina O.S., Davydkin V.I., Khrushchalina S.A., Kostin S.V., Ryabochkina P.A., Taratynova A.D. Transformational features of the vein wall during a long-term period of endovenous laser ablation using 1910 nm laser radiation. Results of in vivo experiments. *Int Angiol*. 2023 Aug; 42 (4): 362–370. Epub 2023 Jul 20. PMID: 37475589. DOI: 10.23736/S0392-9590.23.05013-7

70. Zolotukhin I.A., Gavrilov S.G., Kirienko A.I. Phlebology today. *Annaly khirurgii (Annals of Surgery, Russian journal)*. 2016; 21 (1–2): 19–25. (In Russ.). DOI: 10.18821/1560-9502-2016-21-1-19-25

Конфликт интересов

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Conflict of interest

The authors declare that there is no conflict of interest.

Сведения об авторах

Беляев Александр Назарович – доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой общей хирургии имени профессора Н.И. Атясова

ФГБОУ ВО «Национальный исследовательский Мордовский государственный университет им. Н.П. Огарёва»; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-0698-3007>

Костин Сергей Владимирович – кандидат медицинских наук, доцент кафедры общей хирургии имени профессора Н.И. Атясова ФГБОУ ВО «Национальный исследовательский Мордовский государственный университет им. Н.П. Огарёва»; ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-2549-1021>

Information about the authors

Alexander N. Belyaev – Dr. Sci. (Med.), Prof., head of the department of general surgery named after Prof. N.I. Atyasov, Ogarev Mordovian National Research State University; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-0698-3007>

Sergey V. Kostin – Cand. Sci. (Med.), Assoc. Prof. at the department of general surgery named after Prof. N.I. Atyasov, Ogarev Mordovian National Research State University; ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-2549-1021>

УДК: 616.315.2:621.373.826

DOI: 10.37895/2071-8004-2024-28-1-43-47

Тип статьи: клинические наблюдения

ЭФФЕКТИВНОСТЬ ПРИМЕНЕНИЯ ЛАЗЕРНОЙ СКУЛЬПТУРНОЙ УВУЛОПАЛАТОПЛАСТИКИ ПРИ ЛЕЧЕНИИ ПАЦИЕНТА С РОНХОПАТИЕЙ И СИНДРОМОМ ОБСТРУКТИВНОГО АПНОЭ СНА ТЯЖЕЛОЙ СТЕПЕНИ (КЛИНИЧЕСКОЕ НАБЛЮДЕНИЕ)

В.Б. Князьков

Клиника реабилитации в Хамовниках, Москва, Россия

Резюме

Цель работы: представление клинического случая успешного применения лазерной скульптурной увулопалатопластики у пациента с ронхопатией и синдромом обструктивного апноэ сна тяжелой степени.

Материалы и методы. В публикации представлен клинический случай успешного применения хирургического вмешательства на мягком небе – лазерной скульптурной увулопалатопластики – у пациента с ронхопатией и синдромом обструктивного апноэ сна тяжелой степени. Результат. После выполнения данного хирургического вмешательства реабилитационный период протекал без осложнений. Достигнуто полноценное избавление пациента от ночного храпа и апноэ. Стойкость полученного результата и отсутствие осложнений отмечены на протяжении 5 и более лет после операции.

Выводы. Лазерная скульптурная увулопалатопластика является безопасным и эффективным методом лечения больных ронхопатией и синдромом обструктивного апноэ сна даже тяжелой степени, обеспечивающим стойкое и полноценное их избавление от ночного храпа и его осложнений.

Ключевые слова: ронхопатия, синдром обструктивного апноэ сна, мягкое небо, лазерное излучение, лазерная скульптурная увулопалатопластика, полисомнография

Для цитирования: Князьков В.Б. Эффективность применения лазерной скульптурной увулопалатопластики при лечении пациента с ронхопатией и синдромом обструктивного апноэ сна тяжелой степени (клиническое наблюдение). *Лазерная медицина*. 2024; 28(1):43–47. <https://doi.org/10.37895/2071-8004-2024-28-1-43-47>

Контакты: Князьков В.Б., e-mail: v.b.knyazkov@mail.ru

THE EFFECTIVENESS OF LASER SCULPTURAL UVULOPALATOPLASTY IN A PATIENT WITH RONCHOPATHY AND SEVERE OBSTRUCTIVE SLEEP APNEA SYNDROME (A CLINICAL OBSERVATION)

Knyazkov V.B.

Rehabilitation Clinic in Khamovniki, Moscow, Russia

Abstract

Objective. To present a clinical case of successful application of laser sculptural uvulopalatoplasty in a patient with ronchopathy and severe obstructive sleep apnea syndrome.

Materials and methods. The article describes a clinical case of successful application of soft palate surgery – laser sculptural uvulopalatoplasty – in a patient with ronchopathy and severe obstructive sleep apnea syndrome.

Results. After the described surgical intervention, rehabilitation stage was without complications. A complete relief from night snoring and apnea in the patient has been achieved. The obtained results and the absence of complications after surgery were registered in the patient for the next 5 years and more.

Conclusion. Laser sculptural uvulopalatoplasty is a safe and effective method of treating patients with ronchopathy and obstructive sleep apnea syndrome, even severe one, which provides a stable and complete relief from night snoring and its complications.

Keywords: ronchopathy, obstructive sleep apnea syndrome, soft palate, laser light, laser sculptural uvulopalatoplasty, polysomnography.

For citation: Knyazkov V.B. The effectiveness of laser sculptural uvulopalatoplasty in a patient with ronchopathy and severe obstructive sleep apnea syndrome. *Laser Medicine*. 2024; 28(1): 43–47. [In Russ.]. <https://doi.org/10.37895/2071-8004-2024-28-1-43-47>

Contacts: Knyazkov V.B., e-mail: v.b.knyazkov@mail.ru

ВВЕДЕНИЕ

Ронхопатия (РП) – сложное полиэтиологическое заболевание, оказывающее многофакторное негативное влияние на осуществление функций нервной, сердечно-сосудистой, дыхательной и других систем организма. Стойкое течение и прогрессивное развитие синдрома обструктивного апноэ сна (СОАС) свидетельствуют о запущенности этого заболевания в целом [1].

Летальность при СОАС, в основном от сосудистых причин, составляет от 6 до 11 % [2].

Мировой опыт проведения хирургических вмешательств на мягком нёбе (МН), в том числе с применением лазерного излучения (ЛИ), у больных с РП и СОАС показал их более или менее выраженную эффективность лишь в 25–30 % случаев, а по мнению специалистов Американской академии медицины сна (AASM), наличие СОАС тяжелой степени и вовсе служит основанием для отказа от выполнения такого хирургического (в том числе и лазерного) вмешательства [3].

Целью данной публикации является представление клинического случая успешного применения лазерной скульптурной увулопалатопластики (ЛСУПП) пациенту с РП и СОАС тяжелой степени.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Пациент Т., 1948 г.р., обратился в клинику с жалобами на храп, остановки дыхания во сне, беспокойный сон, потливость, частые позывы на мочеиспускание, утомляемость, головные боли, сонливость, снижение памяти, снижение концентрации внимания. Храпом страдает более 15 лет, в течение 5–7 лет беспокоит ночное апноэ, частота эпизодов которого в последние 2 года значительно увеличилась; 7 лет назад



Рис. 1. Вид мягкого нёба пациента Т. При первичном осмотре

Fig. 1. View of the soft palate of the patient T. during the initial examination

перенес инфаркт миокарда, 5 лет назад – микроинсульт. Страдает ожирением, диабетом. Наблюдается и получает лечение у кардиолога, невролога, эндокринолога. Три года назад после сомнологического обследования выявлена РП, СОАС тяжелой степени, назначена долгосрочная СИПАП-терапия. Первоначальный эффект ее был положительным: повысилось качество сна, уменьшились головные боли и количество ночных апноэ. Однако в последние месяцы вновь стал отмечать снижение качества сна, частые пробуждения, учащение эпизодов ночного апноэ, появилась тревожность, утомляемость, высказывается о некомфортности СИПАП-аппарата.

При фарингоскопии определяется резко выраженная гипертрофия, пастозность и птоз МН (просвет между МН и корнем языка не появляется даже при сильном отдавливании языка шпателем) (рис. 1).

После проведенного комплексного обследования [4] установлен диагноз: Ронхопатия. Синдром обструктивного апноэ сна, тяжелая степень. Гипертоническая болезнь II стадии. Постинфарктный кардиосклероз. Ишемическая болезнь сердца. Стенокардия напряжения II функциональный класс. Синоатриальная блокада II степени. Ожирение II степени. Сахарный диабет 2-го типа.

Результаты полисомнографического (ПСГ) исследования представлены на рис. 2.

Принято решение о проведении операции при согласии пациента.

Хирургическое вмешательство на мягком нёбе проводилось по методу ЛСУПП [5, 6].

Для выполнения ЛСУПП мы использовали хирургический CO₂-лазер, мощность лазерной установки на выходе составляет 3–5 Вт, установка, генерирующая ЛИ, обеспечивает режим излучения SP (SuperPulse) и снабжена одной из моделей сканирующего устройства, позволяющего осуществлять смещение лазерного луча по заданной траектории на всей площади определенной поверхности, не попадая дважды в одну и ту же точку воздействия. При этом равномерно испаряется ткань и не меняется глубина испарения, обеспечивается минимальное термическое воздействие на ее поверхность: так называемый режим SilkTouch – «шелковое, или нежное, касание» (рис. 3).

РЕЗУЛЬТАТЫ

Послеоперационный период протекал без осложнений. В медикаментозной коррекции болевых ощущений пациент не нуждался и отмечал небольшой дискомфорт в горле (чувство «комка», «першение») в течение первых 3–4 суток после операции.

Макроскопические изменения тканей в области операции происходили следующим образом: на 7-е сутки сохранялся небольшой струп черного цвета примерно на половине площади раневой поверхности, а остальная часть была покрыта пленкой фибрина; на 14-е сутки установлена эпителизация $\frac{3}{4}$ раневой

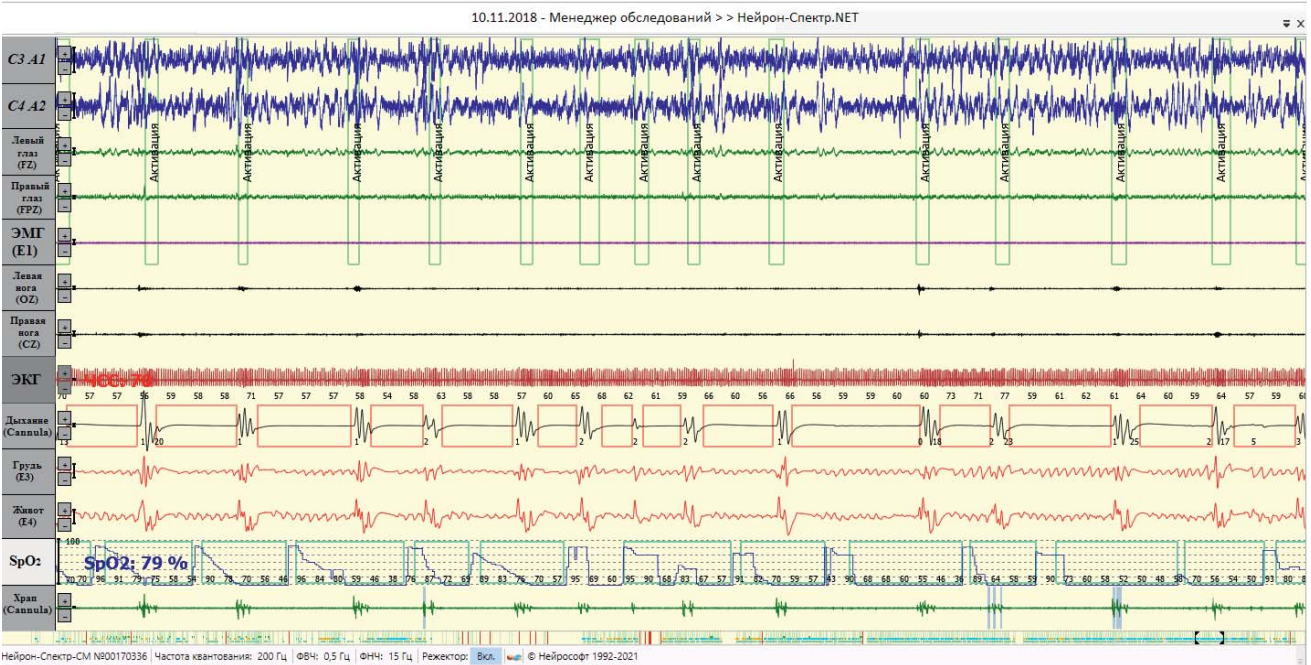


Рис. 2. Полисомнограмма пациента Т. До операции (резкое снижение показателя сатурации)

Fig. 2. Polysomnogram of patient T. before surgery (sharp decrease in saturation index)

поверхности, а оставшаяся часть (преимущественно на периферии раневых дефектов) оставалась под тонким слоем фибрина; на 18-е сутки отмечена полная эпителизация раневого дефекта.

Важно отметить, что заживление происходило без формирования рубцов. При этом не было выявлено клинических признаков нарушений функции МН в виде болей при глотании, ощущений дискомфорта в процессе приема пищи, изменений речи и тембра голоса, болевых ощущений во время разговора и движений головы. Эластичность и подвижность нёбной занавески полностью сохранялась.

В течение первых 6 месяцев после операции установлена стойкая тенденция к полному исчезновению эпизодов ночного храпа при значительном повышении качества сна, восстановлении утерянного чувства утренней свежести и бодрости после пробуждения, улучшении настроения и повышении работоспособности.

Важно отметить, что указанные изменения фиксировали родственники и близкие пациенту люди, а также коллеги, отмечая очевидность того, что операция явно пошла пациенту на пользу.

Это подтвердили результаты как фарингоскопии (рис. 4), так и контрольного ПСГ-исследования (рис. 5).



Рис. 3. Вид мягкого нёба у пациента Т. непосредственно после операции

Fig. 3. The type of soft palate of the patient T. immediately after surgery



Рис. 4. Вид мягкого нёба пациента Т. (17 месяцев после операции)

Fig. 4. The type of soft palate patient T. (17 months after surgery)

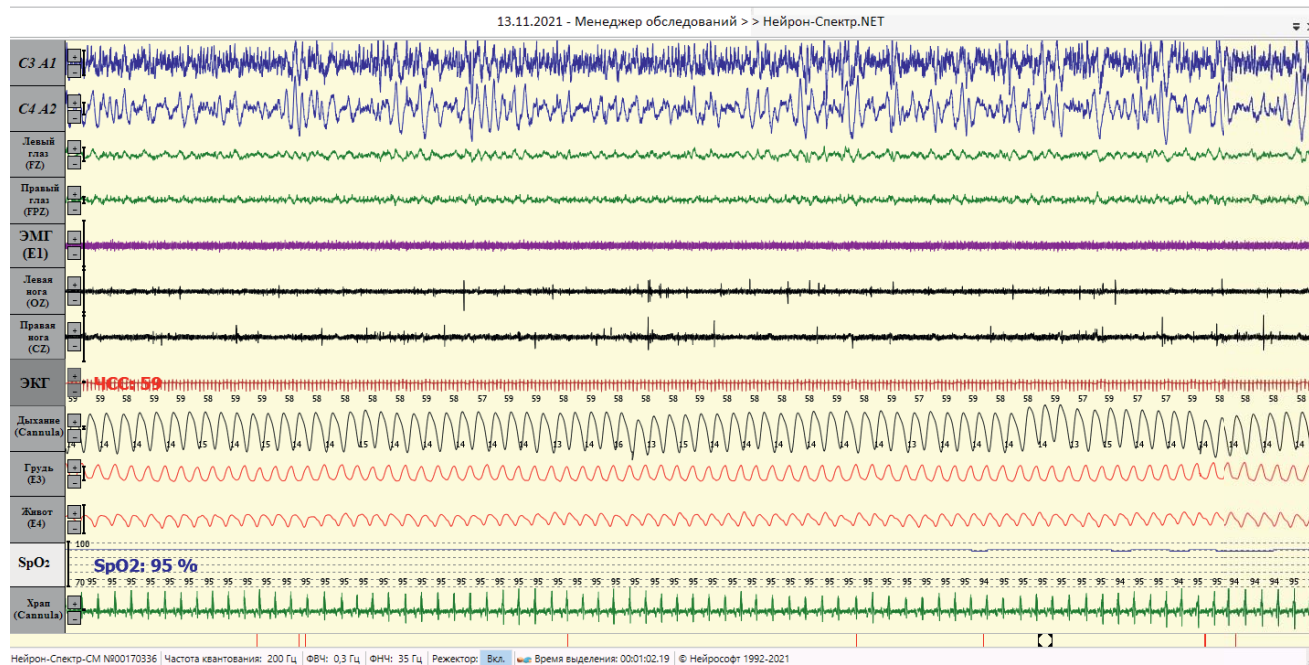


Рис. 5. Полисомнограмма пациента Т. через 3 года после операции (значительное повышение показателя сатурации)

Fig. 5. Polysomnogram of Patient T. 3 years after surgery (significant increase in saturation index)

Таким образом, как субъективная, так и объективная оценка результатов перенесенной данным пациентом ЛСУПП свидетельствует о ее высокой эффективности и дает основание считать эту операцию наименее травматичным методом хирургического вмешательства на МН у больных РП даже с СОАС тяжелой степени.

При дальнейшем наблюдении за пациентом стойкость полученного результата и отсутствие осложнений отмечены на протяжении более 5 лет после операции.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

ЛСУПП является безопасным и эффективным методом лечения больных РП и СОАС даже тяжелой степени, обеспечивающим стойкое и полноценное их избавление от ночного храпа и его осложнений.

ЛИТЕРАТУРА

1. Бузунов Р.В., Пальман А.Д., Мельников А.Ю., Авербух В.М., Мадаева И.М., Куликов А.Н. Диагностика и лечение синдрома обструктивного апноэ сна у взрослых. Рекомендации Российского общества сомнологов. *Эффективная фармакотерапия. Неврология. Спецвыпуск «Сон и его расстройства – 6»*. 2018; 35: 34–45.
2. Partinen M., Guilleminault C. Evolution of obstructive sleep apnea syndrome. In: *Obstructive sleep apnea syndrome*. New York: Raven Press, 1990: P. 15–23.
3. Littner M., Kushida CA, Hartse K, Anderson WM., Davila D., Johnson SF., Wise MS., Hirshkowitz M., Woodson BT. Practice parameters for the use of laser-assisted uvulopalatoplasty: an update for 2000. *Sleep*. 2001; 24 (5): 603–619. PMID: 11480657. DOI: 10.1093/sleep/24.5.603

4. Князьков В.Б., Праздников Э.Н., Дайхес Н.А. Отбор больных ронхопатией с синдромом обструктивного апноэ во сне к лазерной скульптурной увулопалатопластике. *Оперативная хирургия и клиническая анатомия*. 2023;7 (2): 19–25.
5. Князьков В.Б., Князьков И.В., Праздников Э.Н., Стаханов М.Л. Способ хирургического лечения больных с ронхопатией и синдромом обструктивного апноэ сна. Патент № 2760295 Рос. Федерация; МПК А61В 17/00 (2006.01), А61Н 5/067 (2006.01); заявитель и патентообладатель Князьков В.Б. № 2021109961; заявл. 12.04.2021; опубл. 23.11.2021; (33).
6. Князьков В.Б., Праздников Э.Н., Стаханов М.Л., Дайхес Н.А. Лазерная скульптурная увулопалатопластика – новый подход к хирургическому лечению больных ронхопатией и синдромом обструктивного апноэ во сне. *Оперативная хирургия и клиническая анатомия*. 2023; 7 (1): 5–12.

REFERENCES

1. Buzunov RV, Palman AD, Melnikov AYU, Averbukh VM, Madayeva IM, Kulikov AN. Diagnostics and treatment of obstructive sleep apnea syndrome in adults. Recommendations of the Russian Society of Sleep Medicine. *Effectivnaya pharmacotherapy. Neurologia. Special Issue "Son i ego rassstroystva -6. Sleep and its disorders – 6"*. 2018; 35: 34–45. (In Russ.).
2. Partinen M., Guilleminault C. Evolution of obstructive sleep apnea syndrome. In: *Obstructive sleep apnea syndrome*. New York: Raven Press, 1990: P. 15–23.
3. Littner M., Kushida CA, Hartse K, Anderson WM., Davila D., Johnson SF., Wise MS., Hirshkowitz M., Woodson BT. Practice parameters for the use of laser-assisted uvulopalatoplasty: an update for 2000. *Sleep*. 2001; 24(5): 603–619. PMID: 11480657. DOI: 10.1093/sleep/24.5.603

4. Knyazkov VB, Prazdnikov EN, Daikhes NA. Selection of patients with snoring and obstructive sleep apnea syndrome for laser sculptural uvulopalatoplasty. *Operativnaya chirurgia i klinicheskaya anatomia*. 2023; 7(2): 19–25. [In Russ.]. DOI: 10.17116/operhirurg2023702119
5. Knyazkov V.B., Knyazkov I.V., Prazdnikov E.N., Stakhanov M.L. Method of surgical treatment of patients with ronchopathy and obstructive sleep apnea syndrome. *RF Patent for invention* No. 2760295 dated 12.04.2021. [In Russ.]
6. Knyazkov VB, Prazdnikov EN, Stakhanov ML, Dayhes NA. Laser sculptural uvulopalatoplasty as a new method of surgi-

cal treatment of snoring and obstructive apnea syndrome. *Operativnaya chirurgia i klinicheskaya anatomia*. 2023; 7(1): 5–12. [In Russ.]. DOI: 10.17116/operhirurg202370115

Сведения об авторе

Князьков Владимир Борисович – кандидат медицинских наук, врач, Клиника реабилитации в Хамовниках; e-mail: v.b.knyazkov@mail.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5742-3459>

Information about the author

Vladimir Knyazkov – Cand. Sci. (Med.), physician, Rehabilitation Clinic in Khamovniki; e-mail: v.b.knyazkov@mail.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5742-3459>



РАВИЛЬ УСМАНОВИЧ ГИНИАТУЛЛИН

(к 70-летию со дня рождения)

Гиниатуллин Равиль Усманович родился 23 марта 1954 года в селе Новобурино Челябинской области. После окончания педиатрического факультета Челябинского государственного медицинского института (1975–1981 гг.) обучался в клинической ординатуре, заочной аспирантуре, работал старшим лаборантом, ассистентом и профессором на кафедре патологической анатомии ЧГМИ и одновременно врачом-патологоанатомом по совместительству в Челябинском областном патолого-анатомическом бюро (1981–1994 гг.). Ученик члена-корреспондента РАН В.Л. Коваленко.

В 1987 году защитил кандидатскую диссертацию «Морфофункциональная характеристика органов иммунной системы при острой пневмонии у детей раннего возраста», а в 1993 году – докторскую диссертацию «Патогенез и патологическая анатомия острой пневмонии у детей раннего возраста» в НИИ морфологии человека РАМН (научные консультанты – профессор В.Л. Коваленко, профессор А.П. Милованов). В 1994 году Равилу Усмановичу присвоено ученое звание профессора по специальности «Патологическая анатомия».

С 1994 по 1997 год заведовал кафедрой судебной медицины ЧГМИ. В конце 1997 года перешел на работу в Челябинский государственный институт лазерной хирургии на должность руководителя отдела фундаментальных исследований (ныне – ГБУЗ «Многопрофильный центр лазерной медицины»), с 2013 по 2019 год был заместителем директора по научно-исследовательской работе этого учреждения, в 2021 году стал профессором кафедры патологической анатомии и судебной медицины имени профессора В.Л. Коваленко Южно-Уральского государственного медицинского университета Минздрава России.

Профессор Р.У. Гиниатуллин – известный советский и российский ученый-патологоанатом, отличающийся многогранностью исследований. Он внес

существенный фундаментальный вклад в изучение этиологических, патогенетических и морфофункциональных особенностей болезней плода и ребенка, в научную разработку, экспериментальное обоснование и внедрение в практическое здравоохранение новых хирургических методов лечения различных заболеваний с применением лазерных технологий. По первому направлению им установлены новые клиничко-морфологические закономерности реакций органов иммуногенеза и АПУД-системы воздухоносных путей, особенности процессов перекисного окисления липидов в легочной ткани при острой пневмонии у детей с врожденными и приобретенными иммунодефицитами, разработаны методы иммунокоррекции (совм. с В.Л. Коваленко, Н.С. Тюриной, А.Н. Узуновой, И.А. Волчегорским); впервые описаны макро- и микроскопические признаки гранулематозного менингита и установлена его хламидийная этиология у плодов и новорожденных детей (совм. с П.А. Самохиным); на биопсийном материале впервые выявлена инволюция склеротического процесса в слизистой оболочке бронхов у детей с тяжелой бронхиальной астмой при длительном лечении их ингаляционными кортикостероидами, разработаны клиничко-иммунологические методы диагностики и патогенетической терапии (совм. с Я.И. Жаковым, И.А. Федоровым); впервые создан регистр врожденных иммунодефицитов Южно-Уральского региона (совм. с С.Н. Тепловой, А.Ю. Пищальниковым); предложены новые морфологические признаки для верификации асфиктического типа утопления в пресной воде у животных в эксперименте (совм. с Е.Р. Мельниковой) – гиперплазия аргирофильных и серотонинпродуцирующих апудоцитов в слизистой оболочке гортани; впервые показана морфология реваскуляризирующего эффекта эритропозтина в головном и спинном мозге при их экспериментальной ишемии у животных (совм. с М.В. Осиковым, А.М. Володченко, А.Н. Кузьминым).

Наряду с этим Р.У. Гиниатуллин создал научную школу, им разработано новое научное направление в фундаментальной медицине – структурно-функциональный и морфометрический подход к объективному анализу результатов воздействия высокоинтенсивного лазерного излучения на биоткани в условиях нормы и патологии с целью обоснования эффективности и безопасности их применения в клинической практике. Результаты этих исследований обобщены в 5 коллективных монографиях, в 10 защищенных кандидатских и 2 докторских диссертациях.

В экспериментах на различных моделях заболеваний, воспроизведенных на животных, установлены новые качественные и количественные закономерности репаративных и адаптивных клеточных реакций в тканях и органах в ответ на разные режимы воздействия лазерного излучения. Так, в рамках научной платформы «Неврология и нейронауки» Равиль Усманович (совм. с А. И. Козель, С. Т. Исмагиловой, В. П. Сорвиловым) разработал и внедрил в нейрохирургическую практику «Стереотаксический способ локальной деструкции функционально значимых структур головного мозга» (пат. № 2164787, 2001 г.), повышающий эффективность лечения болезней ЦНС за счет точности и локальности воздействия лазерного излучения на очаг, находящийся в извилинах или подкорковых ядрах; «Способ лазерного гемостаза полости удаленной внутримозговой гематомы» (пат. № 2212919, 2003 г.), снижающий частоту развития повторных кровоизлияний; «Способ лечения глиальных опухолей головного мозга» (пат. № 2346712, 2009 г.) с помощью фотодинамической терапии, повышающий безопасность операций и снижающий риск развития осложнений и рецидивов.

Следует подчеркнуть значительные преимущества лазерных технологий, разработанных Р.У. Гиниатуллиным и его коллегами, над традиционными хирургическими методами лечения пациентов с различными патологиями ЦНС. В частности, за трехлетний период отмечено существенное уменьшение продолжительности лечения в среднем

с 12,6 до 6,2 койко-дня, снижение числа послеоперационных осложнений с 7,2 до 1,2 % и рецидивов с 10,8 до 0,9 % соответственно. В то же время экономическая эффективность от применения новых методов лечения больных увеличилась с 6,4 до 20,7 млн рублей соответственно.

Результаты научных исследований, большой опыт практической и педагогической деятельности профессора Р.У. Гиниатуллина нашли отражение в 275 публикациях, среди них 6 коллективных монографий («Диагноз в клинической медицине», 1995; «Лазерная реваскуляризация при ишемии сердца и нижних конечностей», 2006; «Клиническая лазерология», 2008; «Обоснование применения лазерных технологий в хирургии», 2009; «Лазериндуцированные компенсаторно-приспособительные реакции в биологических тканях», 2016; «Плейотропные эффекты и новые лекарственные формы эритропоетина», 2019), 12 учебно-методических пособий для студентов медицинских вузов и практических врачей, 12 соавторских патентов на изобретения. Под его руководством и при научном консультировании подготовлено 20 кандидатов и 6 докторов медицинских наук.

За значительный личный вклад в развитие науки и внедрение ее результатов в практическую медицину Равиль Усманович награжден почетными грамотами губернатора Челябинской области (2006), Министерства образования и науки Челябинской области (2008), Министерства здравоохранения и социального развития РФ (2010), нагрудным знаком «Отличник здравоохранения» Министерства здравоохранения РФ (2015), государственной наградой «Заслуженный деятель науки РФ» (2018), удостоен ученого звания академика Лазерной академии наук РФ (2001), ученого звания академика Российской академии естествознания (2021).

Коллеги, друзья, ученики, а также редакционная коллегия и редакционный совет журнала «Лазерная медицина» сердечно поздравляют юбиляра, желают здоровья, долголетия и дальнейших творческих успехов.



Иванов Андрей Валентинович (02.11.1940–05.02.2024)

Редакция журнала «Лазерная медицина» с пригорбьем сообщает о смерти профессора ИВАНОВА АНДРЕЯ ВАЛЕНТИНОВИЧА.

Андрей Валентинович родился 2 ноября 1940 года. В 1963 г. окончил с отличием физический факультет Ростовского государственного университета по специальности «Физика». Его дипломная работа, выполненная в НПО «Исток», была связана с разработкой газовых лазеров ИК-диапазона. С 1965 по 1969 г. работал в Институте биофизики АН СССР, где начал исследования механизмов действия лазерного излучения на биологические объекты, руководил группой лазерных устройств. В 1969 г. поступил, а в 1972 г. окончил аспирантуру физического факультета МГУ им. М. В. Ломоносова, где продолжил исследование механизмов биологического действия лазерного излучения. В 1973–1974 гг. – старший научный сотрудник химико-аналитической лаборатории НИИ резино-ла-тексных изделий Миннефтехимпрома, занимался разработкой методов низкотемпературной люминесценции для определения канцерогенов в промышленной продукции.

А. В. Иванов получил степень кандидата биологических наук по специальности «Онкология», тема диссертации – «Экспериментальное обоснование режимов применения лазерного излучения в онкологии» и степень доктора физико-математических наук по специальности «Приборы и методы экспериментальной

физики», тема диссертации – «Физические основы лазерных методов в онкологии».

С февраля 1974 г. он работал в РОНЦ им. Н. Н. Блохина, сначала в должности старшего научного сотрудника операционно-реанимационного отделения, затем в лаборатории физических факторов воздействия, с июля 1987 г. – в должности ведущего научного сотрудника лаборатории биологически активных модификаторов иммунитета, а затем руководителем самостоятельной группы лазерных методов лечения опухолей. В 1994 г. группа была преобразована в лабораторию лазерных методов диагностики и лечения опухолей, которой он руководил до 2011 г.

До последних дней А. В. Иванов работал ведущим научным сотрудником лаборатории экспериментальной диагностики и биотерапии опухолей РОНЦ им. Н. Н. Блохина и главным научным сотрудником отделения экспериментальной лазерной медицины НПЦ лазерной медицины им. О. К. Скобелкина ФМБА России, занимался исследованиями спектрально-оптических свойств биологических жидкостей как основы для разработки новых методик диагностики опухолей.

Научная работа А. В. Иванова лежала в пограничной области медицины, физики и биологии – медицинской физике, в частности лазерной медицине, и включала исследования механизмов действия неионизирующего лазерного излучения на биологические

структуры и разработку на их основе новых диагностических и лечебных методов и аппаратуры для их реализации. Его работами раскрыт механизм биостимулирующего действия оптического излучения в видимом и ближнем ИК-диапазоне спектра от первичного фотофизического акта (поглощения фотона) до тканевых реакций и реакций отдельных систем организма за счет прямого фотовозбуждения молекулярного кислорода в полосах его поглощения и структурной модификации водной матрицы; установлен фотохимический компонент в инактивирующем действии лазерного излучения на клетки злокачественных опухолей; установлены общность и различия фотодинамического и светоокислородного эффектов, определяющие преимущественные сферы их практического применения.

В последние годы он проводил исследования по развитию методов нанотехнологии в онкологии. Им показано, что исследование наноразмерных комплексов в биологических жидкостях методом динамического рассеяния света может быть основой для формирования групп онкологического риска при скрининговом обследовании определенных контингентов населения. Обнаружено и исследовано резкое усиление фотодинамической эффективности фотосенсибилизаторов в комплексах с рядом амфифильных полимеров.

Широкий научный кругозор позволял ему успешно связывать теоретические аспекты исследований с задачами практической медицины. Результаты исследований А. В. Иванова находили практическое применение в клинических отделениях Центра и других медицинских учреждениях Москвы, а также в других регионах страны. При его непосредственном участии в клиническую практику были внедрены методы лазерной хирургии и терапии, разработаны методики диагностики злокачественных опухолей и специализированная медицинская аппаратура.

А. В. Иванов – автор более 600 научных работ, среди них 39 авторских свидетельств и патентов. Его работы были представлены на многих научных конференциях различного уровня; под его руководством защищены четыре кандидатские диссертации и выполнено 37 дипломных работ студентами МГУ, МИЭМ и МИФИ.

Андрей Валентинович был известен в научных кругах, пользовался авторитетом как специалист высокого уровня, являлся экспертом РФФИ по разделу «Медицинская физика», экспертом научно-технической сферы и членом Коллегии национальных экспертов государств – участников СНГ по лазерам и лазерным технологиям. Его приглашали для руководства секциями крупных конференций, проведения научно-практических семинаров и чтения лекций.

А. В. Иванов проводил большую научно-организационную работу, был членом Межведомственного научного совета по лазерной медицине, членом президиума Московского научно-технического общества радиотехники, электроники и связи им. А. С. Попова, где руководил секцией «Биомедицинские применения электромагнитного излучения», членом научно-технического совета Лазерной ассоциации. Профессор А. В. Иванов был членом редколлегии журналов «Медицинская физика» и «Лазерная медицина».

Результаты научно-практической деятельности А. В. Иванова были отмечены профессиональным сообществом. В 2015 г. за выдающиеся профессиональные достижения А. В. Иванов отмечен дипломом и медалью «За разработку основ метода ИК-люминесцентной диагностики рака на базе иттербиевых комплексов порфиринов и лазерно-волоконного флуориметра».

Редакция журнала «Лазерная медицина» выражает соболезнования родным и близким Андрея Валентиновича. Его уход из жизни – невосполнимая потеря для сообщества специалистов по медицинской физике и лазерной медицине.

[illegible]

Высокоэнергетический диодный аппарат "Кристалл" является лазерным прибором последнего поколения, разные модификации которого специально созданы для различных областей медицины:

- Дерматология и малая поликлиническая хирургия
- Косметология
- Оториноларингология
- Гинекология
- Флебология (ЭВЛК)
- Проктология
- ФДТ - фотодинамическая терапия



Основными плюсами приборов являются малые габариты, низкая стоимость и быстрая окупаемость.

сайт: www.kristall-2000.ru

Медицинский эвакуатор дыма

Мы предлагаем **современный бесшумный медицинский эвакуатор дыма** – прибор, гарантирующий безопасность и охрану труда медицинских сотрудников.

С его помощью:

- Соблюдаются стандарты охраны труда персонала при проведении лазерных и высокочастотных радиоволновых оперативных вмешательств.
- Исключается риск передачи инфекций.
- Воздух очищается не только от летучих органических соединений, цианида водорода и аммиачных выбросов, но и от пыли и запахов.
- Исключается заражение вирусом папилломы и другими вирусами.



Достоинства медицинского эвакуатора дыма:

- Четырехступенчатая система фильтрации: фильтр грубой очистки, фильтр тонкой очистки, HEPA – фильтр, угольный фильтр.
- Минимальный уровень шума, до 60 дБ.
- Гибкие и удобные шланги, не ограничивающие движения хирургов и не занимающие много места.
- Простое управление.
- Возможность задавать мощность всасывания.
- Компактность и мобильность. Весь комплект весит 3 кг.
- Возможность регулировать диапазон высоты расположения всасывающего наконечника от уровня стола в пределах 500-1000 мм.
- Синхронизация с аппаратом «Кристалл».
- Удобная, эргономичная ручка для синхронизации с аппаратом «Кристалл».
- Гарантия 2 года.



Сайт www.technika-pro.ru

Телефон: (495) 545-31-21

