

# СИСТЕМА ДИНАМИЧЕСКОГО ОХЛАЖДЕНИЯ КОЖИ ДЛЯ КОСМЕТОЛОГИИ

М.Васильев, В.Журба; В.Митькин, В.Романов, А.Щепкин, НПП "ВОЛО", Санкт-Петербург

Спрос на эстетические услуги существует с древних времен. Ныне наблюдается активное внедрение в них лазерных медицинских технологий. Эффект поглощения энергии лазерного излучения запускает многие физико-химические процессы в биотканях. При этом лазерные косметические процедуры требуют охлаждения поверхности кожи. Предложена система управляемого динамического охлаждения кожи, которая перспективна для лазерной косметологии.

Наиболее широко в медицинских технологиях используют процесс превращения излучения в тепло. Все лазерные косметические процедуры омоложения, удаления волос и пигментных пятен, устранения сосудистых дефектов – используют тепловой механизм воздействия поглощенного излучения на коллагеновые волокна, волосяные фолликулы, пигментные пятна, микрососуды. При этом элементы воздействия располагаются на разных глубинах от поверхности кожи, их нагревание до рабочих температур лежит в диапазоне 55–75°C в зависимости от мишени [1–3].

Дозированный локальный прогрев мишени в процедуре омоложения активизирует процессы синтеза, ответственного за упругость кожи коллагена (при температуре ≈55°C). В процедуре эпиляции он склеивает волосяные фолликулы при температуре ≈70°C. А при лечении сосудистой патологии – при температуре около 75°C закупоривает сосуды с последующим их рассасыванием [3]. Все эти косметические процедуры объединяет необходимость охлаждения поверхности кожи. При этом охлаждение должно

быть управляемо для того, чтобы снизить исходную температуру поверхностного слоя (эпидермиса) до значений, не превышающих 40°C. При этом должно учитываться тепло, выделяемое данным слоем при прохождении через него излучения. Предварительное охлаждение защищает эпидермис от теплового разрушения в течение периода облучения и минимизирует сопровождающие его болевые ощущения. В то же время холодный фронт в процессе охлаждения не должен достигать структур, лежащих ниже нагреваемых излучением мишеней. Это обеспечивает возможность достижения на них значений температур, повышенных относительно окружающих тканей. Оценки показывают, что для снижения температуры поверхности кожи до значений 4–10°C за времена долей секунды (например, за 0,2 с) достаточно обеспечить интенсивность теплоотвода с коэффициентом теплообмена примерно 3–5 кВт/м<sup>2</sup>·град. Управлять температурой поверхности кожи, максимальной величины внутренней расположения максимальная температура нагрева позволяет синхронизация импульсов

охлаждения с импульсами излучения, изменение их длительности, количества лазерных импульсов и плотности излучения. Эти действия позволяют локализовать тепло в зоне залегания заданной мишени и тем самым избирательно термически воздействовать на их структуру.

Рассмотрим результаты расчетов распределений температуры по глубине биоткани для

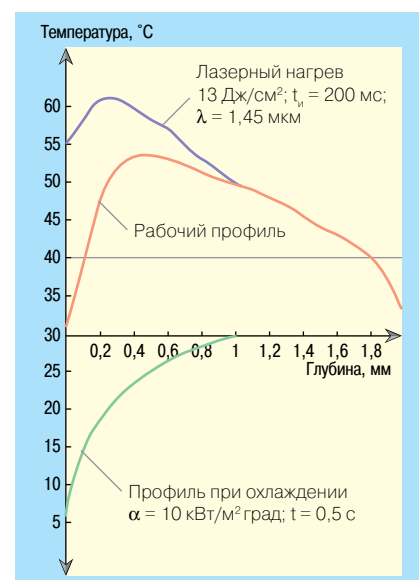


Рис. 1. Расчет распределения температуры по глубине биоткани в результате процедур охлаждения

трех случаев (рис.1). Зеленая кривая соответствует распределению температуры после воздействия одного импульса длительностью 0,5 с, интенсивность охлаждения поверхности кожи характеризуется коэффициентом теплообмена на поверхности  $\alpha = 10 \text{ кВт/м}^2\cdot\text{°C}$  при температуре охлаждающей среды  $4^\circ\text{C}$ . Синяя линия соответствует случаю воздействия на поверхность кожи лазерного излучения  $\lambda = 1,45 \text{ мкм}$  длительностью импульса 200 мс и плотностью излучения  $13 \text{ Дж/см}^2$  с одновременным действием воздушного потока вдоль поверхности кожи (расчет Ханкова С.И.). Красная кривая характеризует результат воздействия следующих друг за другом импульсов охлаждения и лазерного нагрева поверхности кожи. На рисунке горизонтальной пунктирной линией обозначена допустимая величина температуры нагрева поверхности кожи. В расчете исходная температура поверхности кожи принималась равной  $30^\circ\text{C}$ .

Анализ показал, что наличие только воздушного потока при облучении кожи приводит лишь к небольшому понижению температуры поверхности кожи. Поэтому наблюдается большой ее перегрев над допустимой величиной. В случае же предварительного

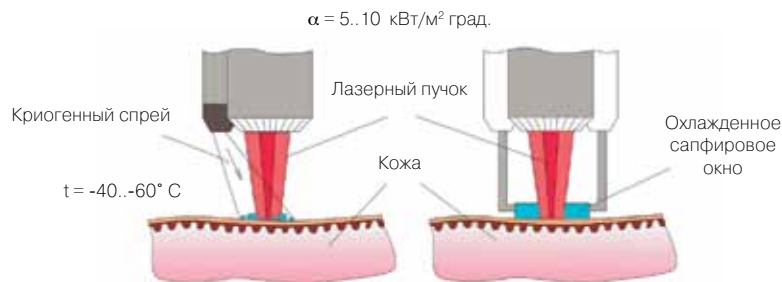


Рис.2. Приемы охлаждения в лазерных системах обработки кожи: а) спрей-охлаждение; б) контактное охлаждение сапфиром

высокоинтенсивного охлаждения кожи этот перегрев устраним. Достигают такого эффекта за счет малой температуры поверхности кожи к моменту включения лазерного импульса. В результате – приращение температуры на поверхности кожи за время лазерного облучения не выходит за рамки допустимого значения. Благодаря этому происходит суперпозиция распределений температур в биоткани, наводимых импульсами охлаждения и излучения, следующими друг за другом. И таким образом формируется рабочий профиль (красная линия) с температурой на поверхности около  $32^\circ\text{C}$ , что значительно ниже допустимого уровня. Как видим, профиль представляет собой колоколообразную форму с максимальным значением температуры на глубине 0,3–0,5 мм.

Для упрощения расчета за модель кожи принимали двухслойную модель (эпидермис-дерма) с отличающимися оптическими и теплофизическими параметрами. Системы охлаждения, синхронизированные с источниками нагрева (источники излучения), приобрели название систем динамического охлаждения кожи. Термин вызван характерной для импульсного режима работы нестационарностью теплового поля, формируемого в биоткани. Отметим, что лазерные методы обработки кожи с использованием системы динамического охлаждения являются наименее травматичными процедурами. Причина кроется в характере теплового воздействия на биоткань, он – внутриобъемный. Этот характер и определяет актуальность работ, направленных на

## ИЗДАТЕЛЬСТВО ГОТОВИТ К ВЫХОДУ

### ЛАЗЕРЫ. ИСПОЛНЕНИЕ, УПРАВЛЕНИЕ, ПРИМЕНЕНИЕ

Ю. Айхлер, Г.-И. Айхлер

ИЗДАНИЕ 7-Е,  
ИСПРАВЛЕННОЕ



Книга представляет собой введение в основы физики и техники лазеров. Прошло 50 лет после первой публикации на эту тему. С тех пор оптическая лазерная технология прошла огромный путь развития. В книге сообщается о функциях, типах и свойствах лазерного излучения, типах лазеров, об оптических компонентах и управлении лазерным излучением, а также о применении лазеров в технологии обработки материалов, в медицине, измерениях и передаче данных.

В седьмом издании этой книги описываются последние достижения: мощные диоды и твердотельные лазеры для ультрафиолетового, видимого и инфракрасного излучений, волоконные лазеры, ультракороткие световые импульсы, рентгеновские лучи и световые импульсы от лазеров на свободных электронах, а также их применение в медицинской диагностике и биофотонике.

### КАК ЗАКАЗАТЬ НАШИ КНИГИ?

✉ 125319 Москва, а/я 91; ☎ (495) 956-3346, 234-0110; [knigi@technosphera.ru](mailto:knigi@technosphera.ru), [sales@technosphera.ru](mailto:sales@technosphera.ru)

## ❶ КОМПАНИЯ НПП "ВОЛО" – ДОСТИЖЕНИЯ ОПТИКИ ДЛЯ ЗДОРОВЬЯ ЧЕЛОВЕКА

В этом году исполняется 20 лет как компания Научно-производственное предприятие волоконно-оптического и лазерного оборудования (НПП "ВОЛО") работает на рынке высокотехнологичной медицинской техники. Компанию создавали сотрудники ГОИ им. С.И.Вавилова как научно-производственную лабораторию, специализирующуюся в области разработки и выпуска волоконно-оптического и лазерного оборудования широкой номенклатуры. НПП "ВОЛО" имеет опыт успешной разработки таких изделий, как: силовые волоконно-оптические кабели; волоконно-согласованные лазерные диодные модули; лазерные излучатели с диодной и ламповой накачкой; объективы и газодинамические головки для лазерной резки и сварки; иммитаторы солнечного излучения; индикаторы на лобовом стекле (HUD); проекционные DLP™ системы; уникальные приборы медицинского назначения. Сегодня компания занимает одно из ведущих мест на рынке поставщиков лазерной медицинской техники. Она выпускает приборы для

снятия зрительного утомления (аппарат лазерной стимуляции зрения ВИТАЗОР), для наружной и внутрисполостной терапии (аппарат лазерный полупроводниковый терапевтический ЛАТОН), для лазерной термодеструкции патологически измененных тканей наружных или внутренних органов (аппарат лазерный полупроводниковый хирургический ДИОЛАН). На фирме разработаны лазерные технологии и освоено производство съемных наконечников разного типа для волоконно-оптических средств, которыми снабжены аппараты для терапии и хирургии. Насадки, фокусирующие излучение в прямом и боковом направлениях, создающие кольцевое или цилиндрическое рассеяние, позволяют врачу менять их по ходу операции. Использование съемных насадок расширяет область медицинского применения выпускаемых аппаратов.

Научный потенциал и производственный опыт компании позволяет решать комплексные и нестандартные задачи. НПП "ВОЛО" находится в постоянном тесном взаимодействии с медицинскими научно-исследовательскими центрами, что позволяет компании

модернизировать старые продукты и создавать новую аппаратуру. Так, в настоящее время аппарат ВИТАЗОР выпускается для индивидуального пользования в виде очков, а для лечения варикозной болезни методом эндовенозной лазерной коагуляции предназначен хирургический аппарат ДИОЛАН, имеющий специальные волоконно-оптические насадки, он проходит клинические испытания. Для этого аппарат дополнен оптико-электронным устройством с оптической обратной связью, что обеспечивает его работу в интеллектуальном режиме. Оригинальное оптико-электронное устройство с автоматической оптической обратной связью управления параметрами лечебного лазерного воздействия придает новой модели аппарата повышенную эффективность. Конечно, большое внимание сотрудники компании уделяют приборам для косметологии. Миссия компании – воплощение достижений оптики в технологиях сохранения и восстановления здоровья человека бережными методами, сохранение естественной среды обитания.

создание эффективных динамических систем охлаждения

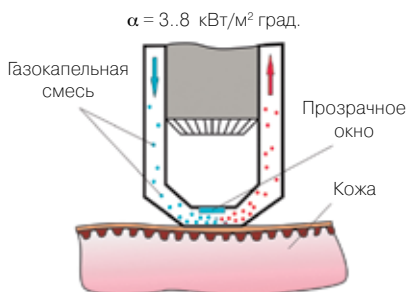


Рис.3. Охлаждение смешанным хладагентом

поверхности кожи. Системы являются самостоятельными объектами для усовершенствования и могут работать в сочетании с различными типами излучателей (радиочастотных, ИК-, световых, лазерных и т.п.).

### ИССЛЕДОВАНИЯ

К настоящему моменту в лазерных системах обработки кожи наиболее распространены два приема – контактное охлаждение сапфиром и спрей-охлаждение (рис.2) [1, 2]. Оба они весьма эффективны для охлаждения кожи, обеспечивают

высокие значения коэффициента теплообмена на ее поверхности ( $\alpha = 5-10 \text{ кВт}/(\text{м}^2 \cdot ^\circ\text{C})$ ), достаточные для охлаждения эпидермиса до заданных температур в течение миллисекундного и секундного воздействия хладагентом на поверхность кожи.

При спрей-охлаждении в качестве хладагента используют жидкость, температура кипения которой намного ниже исходной температуры кожи (от  $-40$  до  $-60^\circ \text{C}$ ) (рис.2,а). При соприкосновении с кожей капли жидкости

кипят, испаряются и поэтому быстро охлаждают эпидермис. Нерегулярность размеров капель криогенной жидкости и толщины жидкого криогенного слоя приводят к варьированию по поверхности кожи локальных значений контактной температуры и времени испарения. Кроме того, влажность окружающей атмосферы оказывает неблагоприятное влияние на эффективность и стабильность обработки. Дело в том, что торосистая ледяная пленка, образующаяся на поверхности кожи, приводит к непредсказуемому ослаблению падающего на нее излучения. Все это становится причинами нарушения достигнутого баланса между интенсивностями потоков лазерного излучения и поверхностного охлаждения кожи, уменьшает надежность защиты эпидермиса, ухудшает качество и воспроизводимость результатов обработки. Кроме того, существует риск замораживания кожи.

При контактном охлаждении сапфиром эпидермис охлаждается в процессе теплопроводности при непосредственном контакте кожи с холодным окном (рис.2,б). Тепло от сапфирового окна, в свою очередь, может удаляться или протоком жидкости, спрея, газа или термоэлектрическим способом. Однако при прямом контакте с кожей на рабочей поверхности сапфирового окна накапливаются продукты износа: жир, волосы, микрочешуйки кожи и т.д. Понятно, что это чревато нагревом окна и вносит потери в поток излучения. А необходимость чистки поверхности окна после каждого цикла обработки резко снижает производительность проведения процедур. Кроме того, для воспроизводимости результатов необходимо поддерживать постоянное давление на кожу от цикла к циклу обработки, так как при механическом сжатии изменяются условия кожного кровообращения. Все это ухудшает

стабильность результатов обработки.

Поток холодного воздуха в лазерных системах для охлаждения поверхности кожи используют намного реже, чем криогенный спрей или сапфир. Связано это с заметно меньшей скоростью теплоотвода с поверхности. Максимальные достижимые значения коэффициента теплообмена при использовании воздуха лежат в диапазоне  $\alpha = 0,4-0,6 \text{ кВт}/(\text{м}^2 \cdot ^\circ\text{C})$ . Заметим, это на порядок меньше, чем в предыдущих случаях.

Мы повысили эффективность метода обдува, обеспечив режим кратковременного интенсивного охлаждения поверхности кожи импульсной подачей жидкости в поток воздуха. Тем самым вывели метод по коэффициенту теплообмена  $\alpha$  на уровень значений, достигаемых при спрей-охлаждении и контактном охлаждении сапфиром. На этом принципе мы построили автономную систему динамического охлаждения [4].



Рис. 4. Система охлаждения

### АВТОНОМНАЯ СИСТЕМА ДИНАМИЧЕСКОГО ОХЛАЖДЕНИЯ

Система динамического охлаждения кожи использует в одном цикле обработки два хладагента – однородный (воздух) и смешанный (воздушно-водная смесь). В течение всей процедуры охлаждения кожи воздухом формируется подача воды в поток воздуха импульсами. Их длительность задается. В течение этих импульсов чистый воздушный поток превращается в поток

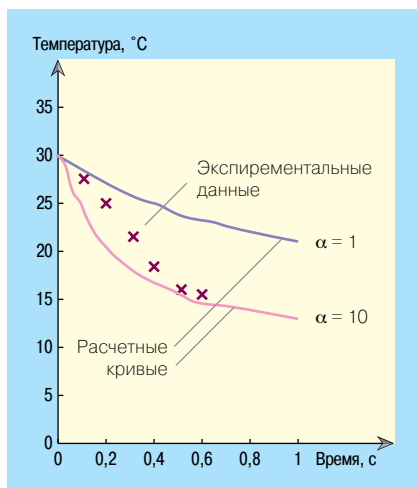


Рис. 6. Сравнение модельных и экспериментальных результатов

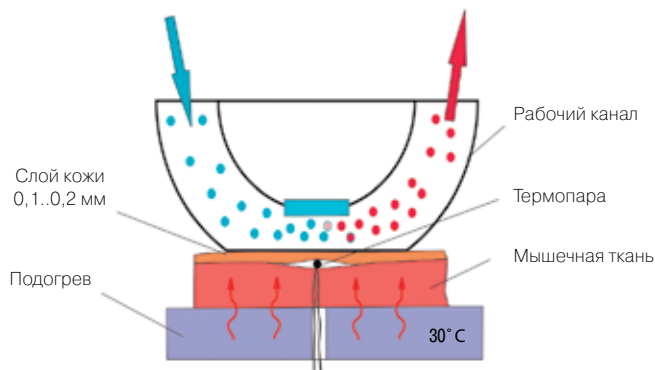


Рис. 5. Схема эксперимента

воздушно-капельной смеси, который омывает поверхность кожи.

Период времени подачи жидкости характеризуется повышенной эффективностью охлаждения поверхности кожи. Для наименьшего механического влияния на кожу и более равномерного охлаждения рабочего участка поверхности кожи поток хладагента (воздух или смесь) с помощью рабочего канала направляется вдоль (параллельно) поверхности кожи (рис.3). Рабочий канал содержит прозрачное окно, установленное параллельно поверхности кожи. Через него проходящее лазерное излучение облучает поверхность кожи. При движении хладагента вдоль плоской поверхности тепло передается от поверхности кожи хладагенту. Микрокапли жидкости в потоке хладагента при оседании на поверхность реализуют в основном кондуктивный механизм теплопередачи. Они интенсивно забирают тепло от поверхности, и струя воздуха выдувает их из рабочей зоны.

Согласно теплофизическим оценкам, при умеренной скорости потока воздушно-капельной смеси расчетные величины коэффициента теплоотдачи лежат в диапазоне 3–8 кВт/м<sup>2</sup>·°C. Это на порядок превышает значения для чистого воздуха и соизмеримо со значениями коэффициента при контактно-охлаждении сапфиром и спрей-охлаждении. Для устранения возможного протекания

жидкости из рабочего канала во внешние зоны на выходе рабочего канала создается разрежение (отсос). Поскольку динамическая вязкость воды намного больше, чем воздуха, то ее влиянием пренебрегают. Капли рассматривают как твердые шарики, движущиеся со скоростью воздуха. При кратковременном взаимодействии теплообмен между каплями воды и воздухом практически не происходит. Поэтому мы разработали систему охлаждения, в которой температура воздуха превышает температуру воды на 5–20°С.

Нейтральность воды по отношению к коже определяет выбор воды в качестве жидкой компоненты смешанного хладагента. Поскольку температура кипения воды выше температуры поверхности кожи, то конвективный механизм теплоотвода от поверхности происходит без фазового перехода в охлаждающей среде. Кроме того, в системе охлаждения обеспечена возможность внесения в хладагент различного рода добавок, оказывающих обеззараживающее или дополнительное терапевтическое воздействие на кожу.

Учитывая возможность поглощения и рассеяния каплями жидкости рабочего излучения, необходимо применять воздушно-капельную охлаждающую смесь в моменты отсутствия светового облучения. Поэтому перед циклом лазерного облучения подача жидкости в рабочий тракт прекращается, а поток воздуха продолжается.

Продолжающий действовать во время импульса излучения поперечный воздушный поток не ухудшает параметры проходящего пучка излучения из-за своей прозрачности и однородности, но замедляет рост температуры приповерхностного слоя кожи в этот период (см.рис.1, синяя кривая).

Конструкция системы охлаждения содержит ручной манипулятор и блок обеспечения (рис.4). Манипулятор предназначен для позиционирования на поверхности кожи и формирования на ней требуемого потока хладагента. В его конструкции предусмотрено место для размещения выходных насадок излучателей (см.рис.3). В блоке обеспечения создаются необходимые воздушные и жидкостные потоки с заданной температурой, осуществляется электрическое питание и управление всеми системами.

В состав устройства охлаждения входят системы нагнетания, охлаждения воздуха и жидкости, узел рабочей камеры с защитным оптическим окном, система отсоса отработавшего хладагента, система дозировки подачи жидкости в рабочую зону, системы регулирования температурой и длительностью импульса подачи хладагента. Непосредственно в манипуляторе расположен узел дополнительного охлаждения жидкости в виде миниатюрного термоэлектрического устройства, компенсирующего нагрев жидкости в подводящем трубопроводе. Температура хладагента в рабочей зоне регулируется в пределах 3–10°C, а исполнительные механизмы обеспечивают регулировку длительности импульсов отдельной подачи составляющих хладагента в рабочую зону в интервале 0,05–100 с. Расход воздуха регулируется в интервале 14–38 л/мин, а расход жидкости – в диапазоне, не превышающем 0,06 л/мин. Размер обрабатываемого участка поверхности кожи 8×11 мм<sup>2</sup>.

Эффективность системы охлаждения оценили по экспериментальным наблюдениям за динамикой уменьшения температуры внутреннего слоя. В качестве образцов использовали сырую куриную ткань толщиной 5 мм. Термопару расположили на глубине 0,1–0,2 мм от поверхности (рис.5). Исходные тепловые условия имитировали подогревом кожи снизу, до температуры 30°C. Температура хладагента составила 3°C. Полученные результаты измерений приведены на рис.6. Сравнение измеренной температуры слоя на глубине 0,1 мм проводили с модельным расчетом при охлаждении поверхности сильным воздушным потоком (рис.6, верхняя кривая) и при жидкостным охлаждением (рис.6, нижняя кривая). Как видно из экспериментальных данных, через 0,5 с после начала охлаждения температура слоя на глубине 0,1–0,2 мм снижалась от начального значения 30°C до значения 15,5°C. Оно находится ближе к расчетной величине для случая жидкостного охлаждения (≈14,5°C), чем для воздушного (≈24°C). Этот факт подтверждает высокую эффективность охлаждения созданной нами системы.

Разработанный принцип охлаждения можно внедрить в устройства для разных применений. В системе заложены возможности оперативного управления составом смеси и варьирования процедур охлаждения. Можно вносить в хладагент добавки различного рода, оказывающие обеззараживающее или дополнительное терапевтическое воздействие на кожу. Система легко адаптируется к любому типу излучателя (радиочастотному, ламповому, лазерному) путем легкой смены насадок.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. **Zenzie H.H. et al.** Evaluation of cooling methods for laser dermatology. – Laser in surgery and medicine, 2000, v.26.
2. **Klavuhn G.** Epidermis protection: A comparative analysis of sapphire contact and cryogen spray cooling. – Laser hair removal technical note, 2000, № 1.
3. **Пономарев И.В., Ключарева С.В.** Основы использования лазеров в эстетической медицине. Часть 2. – Вестник эстетической медицины, 2007, т.6, №3.
4. **Васильев М.В., Журба В.М., Митькин В.М. и др.** Система динамического охлаждения кожи для лазерных методов омоложения и устранения косметических дефектов. – Тезисы докладов НПК "Инновационная электроника", XIII Международный промышленный форум "Российский промышленник", Санкт-Петербург, 2009.