

ПОТЕРИ ЭНЕРГИИ НИЛИ ПРИ ОБЛУЧЕНИИ БИОТКАНИ

Потери энергии лазерного излучения на отражение

На эффективность НИЛИ существенное влияние оказывают оптические свойства биотканей [1 – 3].

Отраженный поток лазерного излучения отличается от падающего величиной, направлением и иногда спектральным составом. В ряде случаев изменяется состояние и степень поляризации [4]. Спектральный коэффициент отражения изменяется с изменением длины волны падающего излучения. Все биологические ткани отражают в ультрафиолетовой, видимой и инфракрасной областях спектра селективно [5].

При воздействии лазерного монохроматического потока с длиной волны λ спектральные коэффициенты отражения $\rho(\lambda)$, пропускания $\tau(\lambda)$ и поглощения $\alpha(\lambda)$ определяются по формулам [6]:

$$\rho(\lambda) = \frac{\Phi_{\rho}(\lambda)}{\Phi(\lambda)}; \tau(\lambda) = \frac{\Phi_{\tau}(\lambda)}{\Phi(\lambda)}; \alpha(\lambda) = \frac{\Phi_{\alpha}(\lambda)}{\Phi(\lambda)}, \quad (1.1) - (1.3)$$

где $\Phi(\lambda)$, $\Phi_{\rho}(\lambda)$, $\Phi_{\tau}(\lambda)$, $\Phi_{\alpha}(\lambda)$ – соответственно падающий, отраженный, прошедший и поглощенный потоки излучения.

При этом:

$$\rho(\lambda) + \alpha(\lambda) + \tau(\lambda) = 1. \quad (1.4)$$

Коэффициент поглощения непроникающих оптическое излучение биотканей определяется как:

$$\alpha(\lambda) = 1 - \rho(\lambda). \quad (1.5)$$

Данные коэффициенты качественно и количественно характеризуют в целом оптические свойства биоткани при ее толщине и других характеризующих ее параметрах на момент измерения (степень пигментации, характеристика кровоснабжения и т.д.). Например, по данным [7] установлено, что

максимум пропускания кожей излучения оптического диапазона находится в области 1,1 мкм, а отражение излучения лазера от поверхности неповрежденной кожи носит диффузный характер и составляет от 35 до 40 %.

При изучении влияния интенсивности лазерного луча на отражательную способность кожи и костной ткани в диапазоне плотностей энергии от 0,01 до 2000 Дж/см² в работе [1] показано, что низкие уровни интенсивности (от 0,01 до 1 Дж/см²) не влияют на оптические свойства биотканей. Увеличение интенсивности лазерного излучения сопровождается ростом отражения от кожи (до 10 %) и уменьшением отражения от костной ткани (до 5 – 20 %), отражательная способность при больших интенсивностях излучения зависит от размеров поля облучения.

В ходе исследований [8] установлено, что у каждого человека имеется свой индивидуальный характер изменения спектральных коэффициентов отражения кожи в течение дня, что, возможно, связано с суточными биологическими ритмами. На рис. 1 представлены точки руки, в которых производилось измерение коэффициентов отражения, и график динамики изменения коэффициентов отражения точек руки в течение дня.

Динамика изменения оптических параметров кожного покрова руки у одного и того же человека в различных точках имеет также индивидуальный характер. В вечерние часы у всех обследуемых коэффициенты отражения были снижены на 3 – 10 % по сравнению с утренними, после принятия пищи коэффициенты отражения повышаются на 5 – 8 %, а уменьшаются они на 10 – 15 % после охлаждения рук проточной водой в течение 20 с. Помимо этого достоверно установлено, что средний коэффициент отражения лазерного излучения у женщин на 5 – 8 % выше, чем у мужчин и составляет 42 – 44 %.

В работе [9] сообщается, что в зависимости от участка тела, направления линий натяжения кожи, ее состояния, коэффициенты отражения некоторых участков тела отличаются от усредненных значений на 6 – 7 %.

Таким образом, результаты приведенных исследований позволяют сде-

лать вывод, что оптические параметры кожи различны в зависимости от падающего излучения, топографо-анатомического участка, пола, возраста и цвета. Это необходимо учитывать при разработке методов контроля поглощенной дозы лазерного излучения и лазерных терапевтических устройств на их основе.

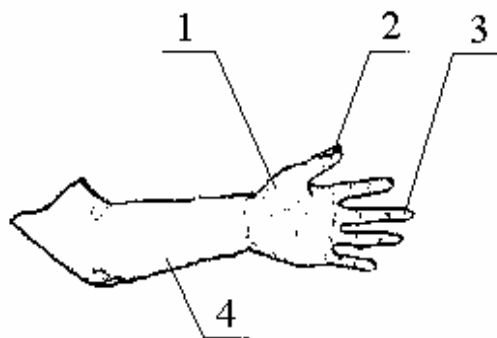
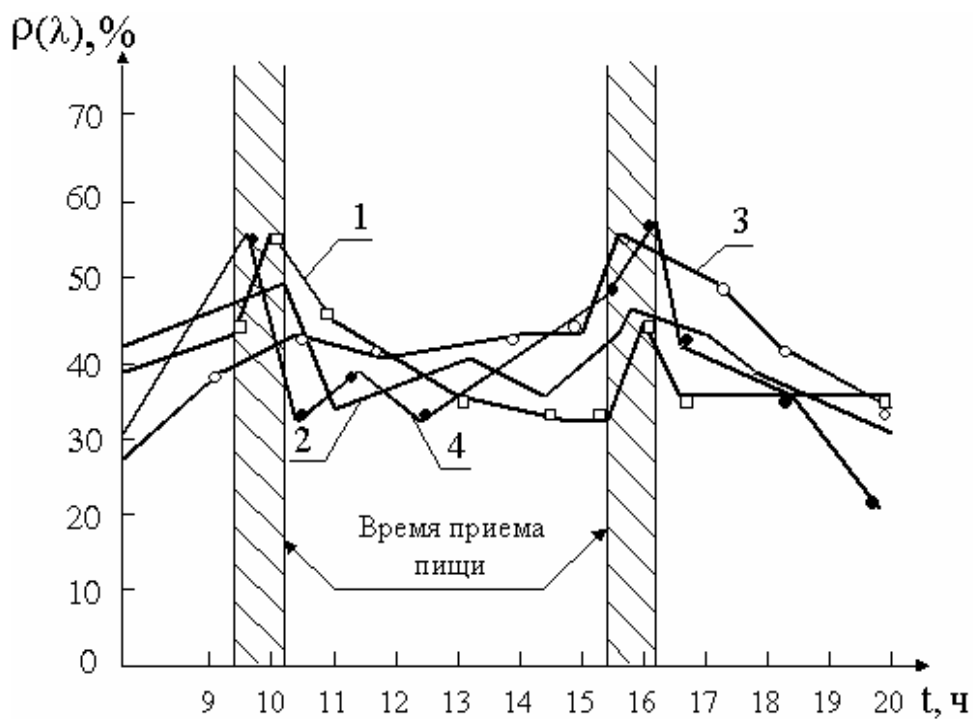


Рис. 1. График динамики изменения коэффициентов отражения точек руки в течение дня

Потери энергии лазерного излучения в коже

Кожа – это наружный покров тела человека, который выполняет разнообразные функции, защищая организм от разрушительных факторов окружающей среды, участвуя в обмене веществ и выделении продуктов метаболизма, в терморегуляторных процессах и перераспределительных реакциях кровеносной системы [10]. Кожа представляет собой трехкомпонентную тканевую систему, образованную эпидермисом, дермой и подкожной жировой клетчаткой (гиподермой), которые находятся в морфофункциональном единстве и состоят из множественных функционально-структурных элементов (рис. 2) [11].

Эпидермис покрывает поверхность кожи и является пограничной тканью с выраженными барьерными функциями. Рельеф и толщина эпидермиса различны. В нем происходит постоянное перемещение клеток и их изменение. Зародышевые клетки со временем претерпевают серию структурных и биохимических изменений, превращаясь в итоге в роговые клетки, которые в процессе жизнедеятельности постоянно отторгаются с поверхности кожи. Эпидермис углубляется в дерму в виде эпидермальных тяжей [12].

Дерма – глубокий слой или кориум, состоящий в основном из сосочкового и сетчатого слоев, а также потовых и сальных желез. Условной границей слоев дермы считается горизонтально-разветвленные сети кровеносных сосудов и мелких капилляров. В дерме расположены волосяные сумки. Из сетчатого слоя дермы в подкожную клетчатку в виде тяжей проникают коллагеновые пучки, образуя широкопетлистую сеть, петли которой заполнены рыхлой соединительной тканью, содержащей множество жировых клеток.

Скопления жировых клеток образуют жировое отложение. В различных участках жировая клетчатка (гиподерма) имеет разные размеры, а в некоторых вообще отсутствует [13]. Кровеносные сосуды образуют в коже разветвленную объемную сеть, обеспечивая хорошее кровоснабжение.

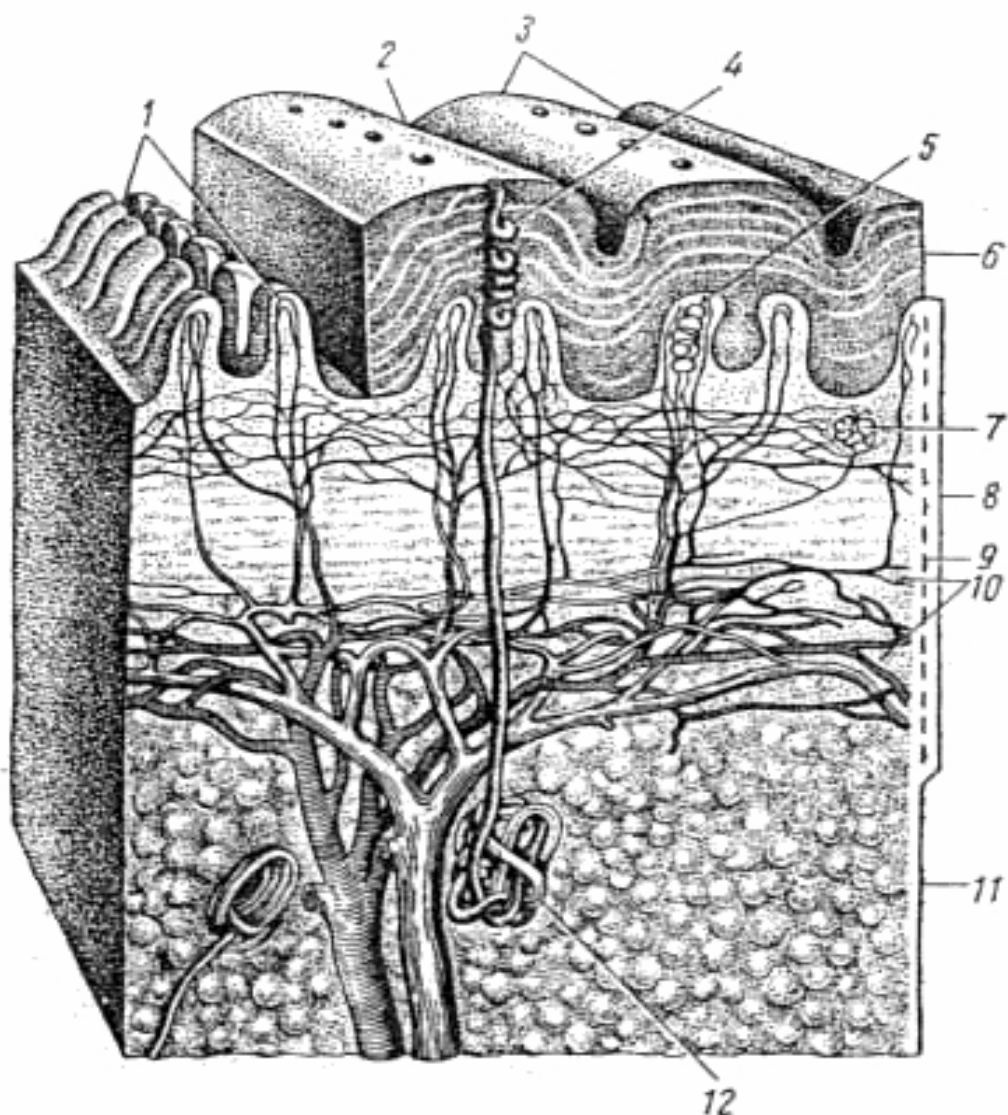


Рис. 2. Структурное строение кожи:

- 1) сосочки дермы кожи; 2) бороздка кожи; 3) тактильные валики;
- 4) выводной проток потовой железы; 5) чувствительное (тактильное) тельце; 6) эпидермис; 7) сосудистые и нервные подсосочковые сети;
- 8) соединительнотканная основа кожи; 9) tunica propria corii;
- 10) сосудистая сеть; 11) подкожная клетчатка; 12) потовая железа

Установлено, что физиологическое состояние кожи очень информативно с точки зрения общего состояния организма. Раздражение биологически активных точек и зон, находящихся в кожном покрове, приводит к изменениям в различных внутренних органах, что открывает возможность использования функционального состояния кожи в диагностических, дозиметриче-

ских и лечебных целях, а также эффективнее и целенаправленнее использовать различные средства лечения [11].

Рассмотрим прохождение НИЛИ сквозь различные слои биоткани человека (рис. 3 [6]).

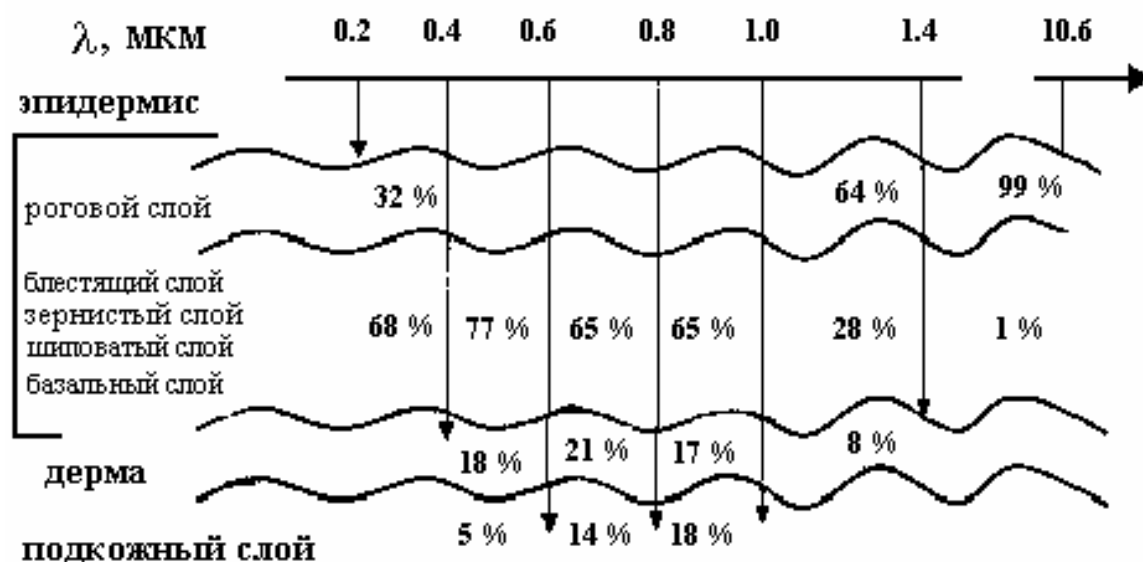


Рис. 3. Глубина проникновения лазерного излучения через слои кожи

При лазеротерапии внутренних органов используется ближнее инфракрасное излучение порядка 0,74 – 3,0 мкм, так как оно обладает большим коэффициентом пропускания в биотканях [14].

Эпидермис (рис. 4 [11]) состоит из пяти слоев клеток, отличающихся количеством рядов и формой клеток, а также их цитологической характеристикой: рогового, блестящего, зернистого, шиповатого (шиповидного), базального (зародышевого). Эпидермис лишен кровеносных сосудов и питается тканевой жидкостью, которая пропитывает межклеточные промежутки.

Роговой слой – наиболее мощный слой эпидермиса, построенный из множества черепицеобразных чешуек. У взрослых людей на большей части тела толщина рогового слоя составляет 1:10 всего поперечника эпидермиса и равна 13 – 15 мкм. В эпидермисе ладоней и подошв в области мозолистых подушечек он может достигать 600 мкм.

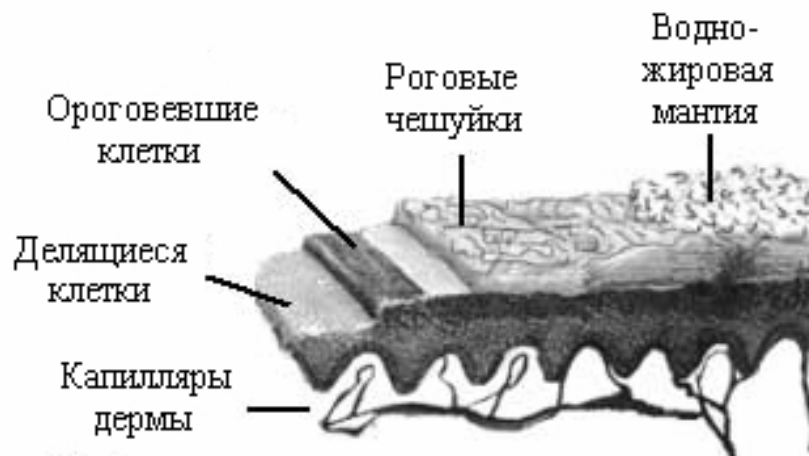


Рис. 4. Строение эпидермиса

В среднем соотношение толщины рогового и остальных слоев эпидермиса составляет 1:3, на ладони 2:1, а на подошве 3:1 и более. Очевидно, что теплопроводность биоткани в месте воздействия зависит от толщины рогового слоя.

Структурной единицей рогового слоя является роговая чешуйка, имеющая протяженность до 10 мкм, а толщину – от 70-100 нм до 1 мкм. Она окружена однослойной оболочкой толщиной 12-15 нм, а внутри заполнена кератиновыми фибриллами диаметром 7-8 нм и аморфным электронно-плотным материалом в соотношении приблизительно 1:1 [11]. Роговая чешуйка имеет вытянутую форму, следовательно теплопроводность кожи зависит от направления передачи тепла.

Кроме того, наружная поверхность эпидермиса содержит многочисленные складки, морщины, борозды и валики, образующие характерный индивидуальный рельеф, который сохраняется в течение всей жизни. Структурной единицей кожного рельефа человека является папиллярный гребень и борозда. Гребни образуют рисунки различного вида с различной частотой в узоры. На отдельных участках кожи рельеф обогащен минуциями – дополнительными штрихами, единичными точками, мелкими вариациями линий. На рис. 5 представлены параметры папиллярного гребня и борозды [15, 16].

По данным [17] например, ширина гребней относится к ширине борозд

как 2,1:1 у женщин и 1,9:1 у мужчин, при этом среднее значение ширины гребней у женщин составляет 0,32 мм, а у мужчин – 0,34 мм (средние квадратические отклонения – 0,003 мм). Средние значения ширины борозд – 0,15 мм у женщин и 0,18 мм у мужчин (средние квадратические отклонения – 0,003 и 0,004 мм соответственно). Полученное значение гребневой ширины составило 0,46 мм у женщин и 0,53 мм у мужчин. Таким образом, ширину гребней и борозд необходимо учитывать при исследовании распространения тепла по поверхности эпидермиса.

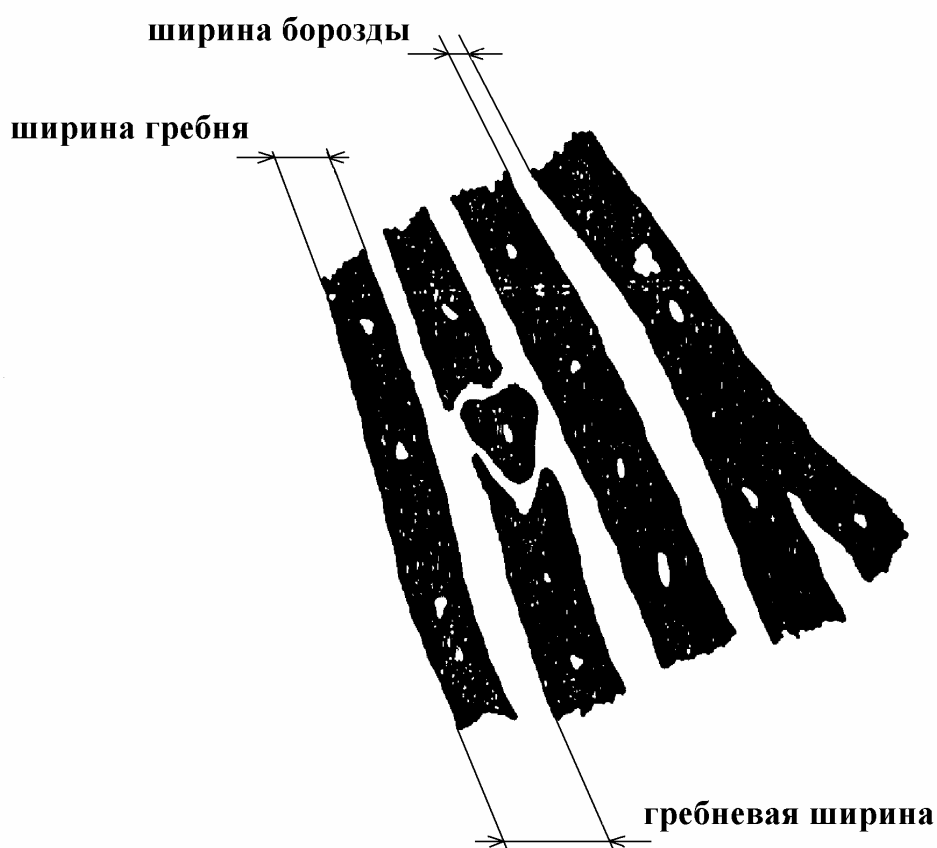


Рис. 5. Параметры папиллярного гребня и борозды

Таким образом, при регистрации теплофизических свойств кожи (теплопроводность, теплоотдача и др.) необходимо учитывать индивидуальные особенности строения верхнего слоя кожного покрова каждого пациента.

Взаимодействие света с биологической тканью представляет собой

совокупность многочисленных, весьма сложных квантово-механических процессов, результатом которых становится то, что обычно называют физико-химическими процессами [18].

При взаимодействии лазерного излучения с биологическими тканями имеют место обычные оптические эффекты, возникающие при прохождении света через неоднородную среду. Часть падающего на биоткань лазерного излучения отражается от ее поверхности из-за несоответствия коэффициентов преломления света самой ткани и окружающей ее среды. Только незначительный процент излучения отражается непосредственно от поверхности. Проникающее в ткань лазерное излучение подвергается многократному рассеиванию, поглощению различными биологическими структурами и частичному преобразованию во вторичное излучение. На рис. 6 представлена схема взаимодействия лазерного луча с кожным покровом [19].

Фотобиологические процессы достаточно разнообразны и специфичны, насчитывая в настоящее время несколько десятков. В основе их лежат фотофизические и фотохимические реакции, возникающие в организме при воздействии света. Фотофизические реакции обусловлены преимущественно нагреванием объекта до различной степени (в пределах 0,1 – 0,5 °С) и распространением тепла в биотканях. Разница температуры более выражена на биологических мембранах, что ведет к оттоку ионов Na⁺ и K⁺, раскрытию белковых каналов и увеличению транспорта молекул и ионов. Поглощенная часть световой энергии может быть преобразована в молекулах биологического вещества в энергию колебательных процессов, электронного возбуждения или диссоциации молекул, переводя те или иные биологические соединения в активное состояние или инактивируя их. Другая часть поглощенной энергии идет на возбуждение флуоресценции и фосфоресценции в тканях [20].

Величина поглощенной биотканями энергии ($\Phi_{\text{погл}}$) приближенно исчисляется как разность между падающей ($\Phi_{\text{пад}}$) и отраженной ($\Phi_{\text{отр}}$) частями энергии светового потока [21]:

$$\Phi_{\text{погл}} = \Phi_{\text{пад}} - \Phi_{\text{отр}} = \Phi_{\text{пад}} \cdot [1 - \rho(\lambda)] . \quad (1.6)$$

Поскольку биологические ткани являются интенсивно рассеивающими средами, их толщина и структура сильно влияют на поглощение лазерного излучения. Так, в диапазоне длин от 600 до 1400 нм кожа поглощает 25-40 % излучения, мышцы и кости – 30-80 %, паренхиматозные органы (печень, почки, поджелудочная железа, селезенка, сердце) – до 100 % [22].

Инфракрасное излучение, оказывая определенное стимулирующее действие на организм, повышает температуру тех слоев кожи, в которых оно поглощается. Ближнее ИК-излучение поглощается в основном в дерме, но некоторая часть (почти 30 %) проникает на глубину до 40 мм, достигая подкожного жирового слоя и даже расположенных под ним органов. Поэтому можно регулировать глубину проникновения и достигать нужного лечебного результата, используя ИК-излучение различного диапазона [23].

Превращенная в тепло энергия света вызывает в облученном объеме ткани локальное повышение температуры. Так как при НИЛИ не происходит фазовых переходов, то температура повышается пропорционально плотности энергии. Часть тепла отводится в зависимости от температурного градиента путем теплопроводности в более холодный окружающий участок. Из-за этого ограничивается максимально достижимая температура облучаемого участка при данной интенсивности излучения, то есть с определенной интенсивностью облучения связана определенная максимальная температура. Так как часть энергии транспортируется в соседние области, то нагревается не только облученный объем, но и окружающие его участки. Тепло отводится от облученной ткани также и локальным кровотоком *in vivo*. Термические свойства живой ткани определяются в основном тремя явлениями [19]: теплопроводность, накопление тепла, отвод тепла сосудистой системой.

В верхнем слое кожи (эпидермисе) сплетения кровеносных сосудов отсутствуют, поэтому при исследовании тепловых процессов в этом слое отводом тепла сосудистой системой можно пренебречь.

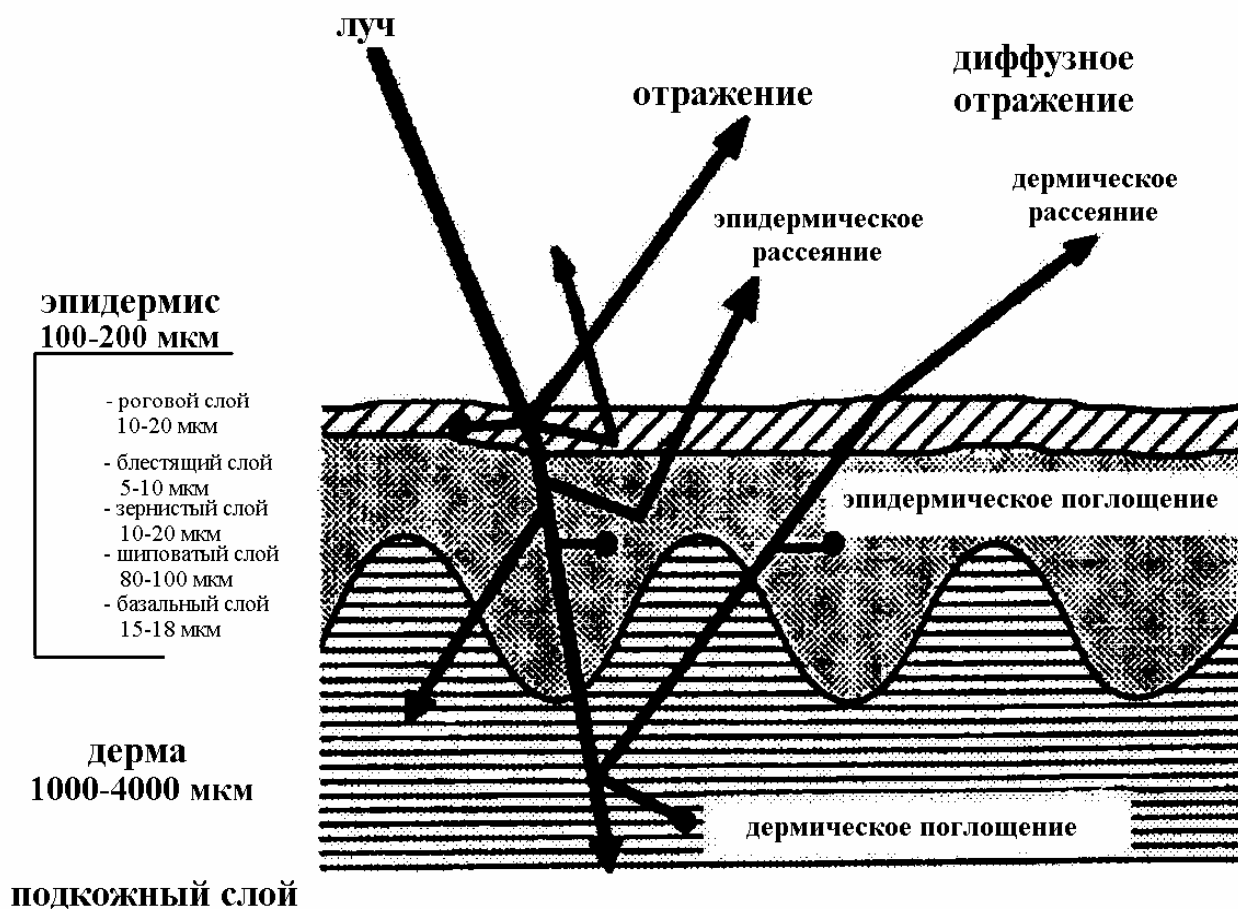


Рис. 6. Схема взаимодействия лазерного луча с кожным покровом

Температура кожи и подлежащих тканей может иметь мозаичный характер вследствие неоднородности температур внутренних органов или даже отдельных участков того или иного органа. Следует обратить внимание на высокие термоизолирующие свойства кожного покрова, который благодаря разветвленной подкожной сосудистой сети препятствует контактной передаче термических воздействий в глубь тела и в обратном направлении.

Поток тепла dQ/dt прямо пропорционален температурному градиенту, т.е. в одномерном случае в идеальном однородном образце биоткани толщиной h с площадью поперечного сечения $S_{\text{пс}}$ тепловая энергия dQ за время dt переходит с места с высокой температурой Θ_1 к месту с более низкой темпе-

ратурой Θ_2 в соответствии со следующей формулой [19]:

$$dQ/dt = k_{\text{тп}} \cdot S_{\text{пс}} \cdot (\Theta_1 - \Theta_2) / h, \quad (1.7)$$

где $k_{\text{тп}}$ – коэффициент теплопроводности.

Для биоткани значения коэффициента теплопроводности составляют 0,3 – 0,5 Вт/(м · °С), в зависимости от содержания воды [19].

Способность ткани принимать и накапливать тепло описывается через удельную теплоемкость. Например, удельная теплоемкость жира составляет 1930 Дж/(кг·°С) [19].

В качестве меры для количества тепла, проникающего в объем ткани за определенное время после мгновенного повышения температуры поверхности тела, применяется коэффициент проникновения тепла, объединяющий теплопроводность и удельную теплоемкость [19]:

$$z = \sqrt{k_{\text{тп}} \cdot \rho \cdot c}, \quad (1.8)$$

где ρ – плотность биоткани;

c – удельная теплоемкость.

Температуропроводность – характеристика образца ткани, которая обобщенно выражается через отношение теплопроводности к удельной теплоемкости на единицу объема [19]:

$$\chi = k_{\text{тп}} / \rho \cdot c. \quad (1.9)$$

Определенная таким образом температуропроводность одинакова для большинства тканей (около $1,2 \cdot 10^{-7}$ м²/с), так как снижение теплопроводности из-за незначительного содержания воды, как правило, компенсируется сопровождающимся уменьшением удельной теплоемкости [19].

Ввиду несоизмеримо меньшей площади боковой поверхности ткани в объеме распределения тепла в верхних слоях кожи по сравнению с площадью торцевой поверхности, целесообразно рассматривать тепловые процессы, используя плоскую модель. Общая пространственная и временная характеристика температурного распределения в облученном объеме биоткани дается

общим уравнением теплопроводности:

$$d\Theta / dt = D_{\text{пад}} / \rho \cdot c + k_{\text{тп}} \cdot \nabla^2 \cdot \Theta / \rho \cdot c, \quad (1.10)$$

где $\nabla^2 = (d^2/dx^2 + d^2/dy^2 + d^2/dz^2)$.

Первое слагаемое описывает температурное изменение в рассматриваемом объеме, связанное с поглощением излучения. Второе слагаемое соответствует температурному изменению, связанному с оттоком тепла в окружающую среду.

Необходимо отметить, что вопрос о нагреве биотканей под воздействием НИЛИ уже давно обсуждается в литературе (например [24, 25]), однако на практике он часто неоправданно игнорируется, ибо существует мнение и имеются экспериментальные данные, что при уровнях энергии, использующихся в лазерной терапии, нагрев тканей не превышает $0,1 - 0,7$ °С (например [26]), что, по мнению некоторых авторов, пренебрежимо мало. Однако отсутствуют достоверные сведения о потерях лазерной энергии, связанных с нагревом верхних слоев кожи. Кроме того, вся разница между нормой и общим болезненным состоянием укладывается всего-то в $0,3 - 0,4$ °С [27], а человек может субъективно заметить изменение температуры кожи $(1 - 3) \cdot 10^{-3}$ °С/с [28].

Так, авторы [29] с целью определения оптимальных доз провели клинические исследования влияния различных экспозиционных доз гелий-неонового лазера (монохроматический красный свет) с плотностью мощности 100 мВт/см^2 на температуру и порог болевого (термо-болевого) восприятия кожи голени больных с хроническим течением дегенеративно-дистрофического процесса в период ремиссии (рис. 7).

Установлено, что максимально выраженное положительное влияние на температуру кожи и порог болевого восприятия оказывала экспозиционная доза 4 мин, при которой изменение температуры кожи составило $0,7$ °С.

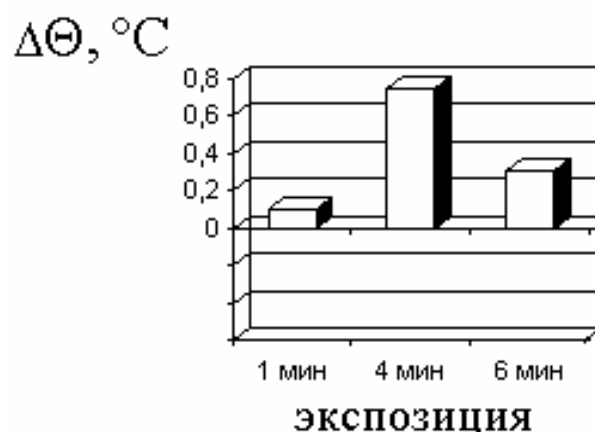


Рис. 7. Результаты исследования влияния различных экспозиций на температуру и порог термо-болевого восприятия кожи

При исследовании радиационно-тепловых полей в облучаемых лазером биологических тканях методами компьютерного моделирования автором [30] получены следующие результаты (рис. 8). Моделировалось тепловое воздействие лазерного пучка с гауссовым распределением плотности мощности диаметром 0,1 см (два стандартных отклонения) и длиной волны 633 нм на 4-слойную модель кожи для двух режимов облучения: непрерывный (пунктирная линия) и импульсно-периодический с частотой 10 Гц (сплошная линия). Средняя мощность равнялась 25 мВт для обоих режимов. Температуры рассчитаны для точки на поверхности кожи на оси пучка. Образец ткани представлял собой цилиндр бесконечного радиуса с начальной температурой 37 °С, на верхней торцевой поверхности которого падает лазерный пучок, расположение нижнего торца цилиндра соответствует глубине, ниже которой температура биоткани из-за лазерного облучения не изменяется и остается равной 37 °С.

Моделирование такого рода позволило автору не только найти предварительные параметры поля лазерного излучения, но и выявить эффекты лазерного воздействия на различные биологические ткани.

В частности, проведенные расчеты позволили обнаружить эффект тепловой локализации для импульсно-периодического режима облучения в сравнении с непрерывным и показать, что эта локализация не сопровождается увеличением температуры.

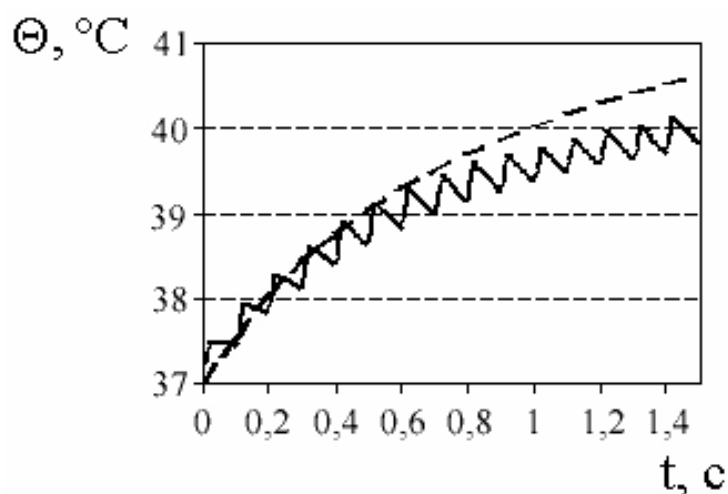


Рис. 8. Результаты моделирования теплового воздействия лазерного излучения для двух режимов облучения

Рассмотрение теплового отклика нормальных и патологических тканей на низкоинтенсивное лазерное воздействие, по мнению автора [31], оказывается важным в лазерной терапии. Известно, например, что сопровождающая фотодинамическую терапию гипертермия ткани ведет к синергетическому эффекту. Кроме того, неконтролируемая гипертермия ведет к некоторым трудностям в дозиметрии излучения.

Произведенные расчеты температурных полей в коже 3-х добровольцев при ее облучении гелий-неоновым лазером мощностью 25 мВт (исходный радиус 0,5 мм) показывают, что имеются три контролируемых фактора, определяющих параметры области гипертермии (ее объем, глубину и уровни температур): мощность источника, размер и форма падающего пучка и условия теплообмена на границе. Даже при использовании маломощных лазеров необходимо принимать во внимание изменение температуры облучаемой области [32].

В результате проведенных исследований (например, [33]) установлено, что коэффициент теплопроводности рогового слоя при поверхностном распространении тепловой энергии значительно (на порядок) отличается от среднего значения коэффициента при распространении теплового поля перпендикулярно эпидермису. В соответствии с полученными результатами

предложена схема распространения тепла в эпидермисе (рис. 9), согласно которой распространение тепла по эпидермису происходит, в основном, не по его роговому слою, а за счет его внутренних слоев – шиповатого и базального, пропитанных тканевой жидкостью.

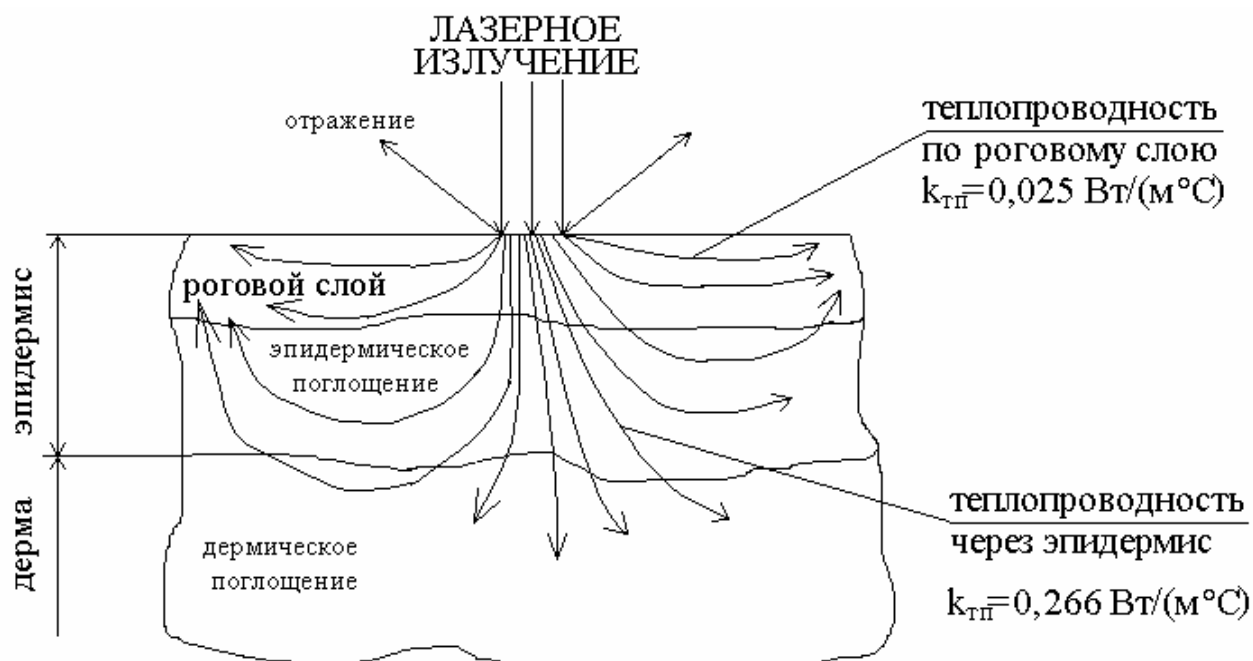


Рис. 9. Схема распространения тепла в эпидермисе

Таким образом, можно сделать вывод о том, что низкоинтенсивное лазерное излучение на клеточном уровне приводит к существенному изменению температуры в диапазоне констант биохимических реакций, а на уровне облучаемого участка эпидермиса вследствие преобразования поглощенной энергии в тепло дает увеличение температуры, что влечет за собой потери лазерной энергии на нагрев, а значит, уменьшение поглощенной дозы при терапии внутренних органов.

Литература

1. Чехлов, В.И. Некоторые вопросы дозиметрии лазерного излучения при его взаимодействии с биологическими объектами: Автореферат канд. дисс... канд. техн. наук. – М.: МЭИ, 1976. – 22 с.
2. Рогаткин, Д.А. Развитие методов теоретической фотометрии и лазерной

- биофотометрии для обоснования и создания эффективного клинического биофотометра: Автореферат канд. дисс... канд. физ.-мат. наук. – М.: Рос. академия наук. Центральное конструкторское бюро уникального приборостроения, 1993. – 22 с.
3. Евстигнеев, А.Р. Разработка технологических основ и приборов для лазерной обработки и диагностики состояния биотканей: Автореферат канд. дис...канд. техн. наук. – М.: МВТУ им. Н.Э. Баумана, 1985. – 18 с.
 4. Годжиев, Н.М. Оптика. – М.: Высшая школа, 1977. – 432 с.
 5. Terrien J. La photometrie/ J. Terrien, F. Desvignes. – P.: Presses Universitaire de France, 1972. – 128 p.
 6. Соколов, М.В. Прикладная биофотометрия. – М.: Наука, 1982. – 130 с.
 7. Полонский, А.К. Измерение оптических параметров тканей животных и человека при лазерном воздействии/ А.К. Полонский, А.А. Древаль, Ю.В. Голубенко, А.Р. Евстигнеев// Биологические науки. – 1984. – №10. – С. 108-111.
 8. Григорьянц, А.Г. Метод и устройство для оценки оптических свойств биологических тканей при воздействии низкоэнергетического лазерного излучения/ А.Г. Григорьянц, Ю.В. Голубенко, А.Р. Евстигнеев// Электронная обработка материалов. – 1985. – №2. – С. 61-64.
 9. Александров, М.Т. Применение лазерной биофотометрии в стоматологии. – В кн.: «Полупроводниковые лазеры в биомедицине и народном хозяйстве». – Калуга: Стандарт СССР, 1987, В.1. – С. 53-58.
 10. Нормальная физиология: Учебник для студентов университетов/ Коробков А.В., Башкиров А.А., Ветчинкина К.Т./ Под ред. Коробкова А.В. – М.: Высшая школа, 1980. – 560 с., ил.
 11. Кожа / Под ред. Д.М. Чернуха и Е.П. Фролова. – М.: Медицина, 1982. – 336 с.
 12. Графкина, М.В. Исследование процесса ультразвуковой сварки кожи/ М.В. Графкина, Ю.А. Топоров, В.В. Вялько// Проблемы инженерной биомедицины: Сб. тр. / МВТУ им. Н.Э. Баумана. – М., 1982. – С. 121-129.

13. Большая медицинская энциклопедия. Издание второе, М., 1963, т.13.
14. Плетнев, С.Д. Лазеры в клинической медицине. – М.: Медицина, 1996. – 428 с.
15. Гусева, И.С. Морфогенез и генетика гребешковой кожи человека. – Минск: Беларусь, 1986. – 158 с.
16. Анатомия человека: Учебник для вузов / Под ред. проф. С.С. Михайлова. – М.: Медицина, 1973. – 584 с.
17. Аполлонова, И.А. Биотехническая лазерная система дерматоглифической диагностики: Дисс... канд. техн. наук. – М., 1996. – 157 с.
18. Башкатов, И.П. Лазерно-индуцированный нагрев биологической среды/ И.П. Башкатов, Г.Л. Киселев, В.Б. Лощенов// Биомедицинская радиоэлектроника. – 2001. – №1. – С. 18-24.
19. Прикладная лазерная медицина. Учебное и справочное пособие / Под ред. Х.-П. Берлиена, Г.Й. Мюллера: Пер. с нем. – М.:АО «Интерэксперт», 1997. – 356 с.
20. Девятков, Н.Д. Физико-химические механизмы биологического действия лазерного излучения/ Н.Д. Девятков, С.М. Зубкова, И.Б. Лапрун , Н.С. Макеева// Успехи современной биологии. – 1987. – Т. 103, 3.1. – С. 31-43.
21. Козлов, В.И. Взаимодействие лазерного излучения с биотканями// Сборник трудов «Применение низкоинтенсивных лазеров в клинической практике» / Под ред. О.К.Скобелкина. – М.,1997. – С. 24-34.
22. Киселев, Г.Л. Моделирование распространения света в биологических тканях// Биомедицинская радиоэлектроника. – 2001. – №1. – С. 10-17.
23. Евстигнеев, А.Р. Применение полупроводниковых лазеров и светодиодов в медицине (научно-методический материал). – Калуга: ЛАН РФ, 2000. – 57 с.
24. Строкач, А.И. Изменение температуры, электропотенциалов и тканевого дыхания ран мягких тканей// Клиническая хирургия. – 1965. – №6. – С. 33-36.
25. Дюсимбаева, В.С. Тепловой эффект при действии слабознергетического

- лазера на живые ткани/ В.С. Дюсимбаева, Д.Л. Ефимова// Здоровоохранение Казахстана. – 1975. – №4. – С. 63-64.
- 26.Доровских, В.А. Влияние низкоэнергетических лазеров на свободнорадикальное окисление липидов в микросомах печени и активность глюкозо-6-фосфатдегидрогеназы и каталазы эритроцитов/ В.А. Доровских, Е.А. Бородин// Лазерная медицина. – 1998. – Т.2, Вып. 2-3. – С.16-20.
- 27.Рогаткин, Д.А. Низкоинтенсивная лазерная терапия. Взгляд физика на механизмы действия и опыт применения/ Д.А. Рогаткин, В.В. Черный// Сборник трудов «Байкальская школа по фундаментальной физике – 1999». – Иркутск, 1999. – С. 38-47.
- 28.Мусин, Р.Ф. О чувствительности кожи человека к инфракрасным тепловым потокам/ Р.Ф. Мусин, Н.Ю. Иванова, В.А. Мартынов, В.А. Морозов, Э.Э. Годик, Ю.В. Гуляев// Доклады АН СССР. – 1986. – Т. 289, №3. – С. 718-720.
- 29.Берглезов, М.А. Низкоэнергетические лазеры в травматологии и ортопедии/ М.А. Берглезов, В.В. Вялько, В.И. Угнивенко – М.: ЗАО «РИЯД». – 1998. – 103 с.
- 30.Аникина, А.С. Исследование радиационно-тепловых полей в биологических тканях, облучаемых лазером, методами компьютерного моделирования // Сборник трудов II Российской конференции «Физика в биологии и медицине», Екатеринбург, 24 - 26 апреля 2001 г. – Екатеринбург: УГУ, 2001. – С. 47-49.
- 31.Тучин, В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. – Саратов: Изд-во Саратовского ун-та, 1998. – 137 с.
- 32.Ярославский, И.В. Математическое моделирование процесса распространения лазерного излучения в биотканях и рассеивающих средах: Дис... канд. физ.-мат. наук. – Саратов, 1994. – 151 с.
- 33.Дунаев, А.В. Метод контроля поглощаемой в эпидермисе мощности излучения при низкоинтенсивной лазерной терапии: Автореферат канд. дисс...канд. техн. наук. – Орел: ОрелГТУ, 2002. – 16 с.