

УДК 617-089

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ЛАЗЕР-АССИСТИРОВАННОГО ЛИПОЛИЗА

Д.В. КУДРИЦКИЙ, С.В. ШАХРАЙ, Ю.М. ГАИН

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

Поступила в редакцию 14 ноября 2016

Приведены результаты математического моделирования процедуры лазер-ассистированного липолиза с использованием медицинского лазера с длиной волны 970 нм и 1560 нм и их сравнение с экспериментальными данными, полученными в результате оперативного лечения 12 пациентов.

Ключевые слова: лазерный липолиз, математическое моделирование, метод конечных элементов.

Введение

Лазер-ассистированный липолиз – процедура, направленная на удаление жировой ткани в теле пациента. Кроме использования в косметических целях, данная методика также применяется для лечения доброкачественных новообразований мягких тканей (различные типы липом, гиберном, липоматозов и др.). Данный метод основан на принципе классической липосакции, но имеет ряд отличий. Канюли для лазер-ассистированного липолиза более тонкие (порядка 1 мм), и в просвете имеют оптоволоконный световод. Иногда при выполнении процедуры вместо канюли может использоваться игла, внутренний диаметр которой немного превышает наружный диаметр световода.

Впервые данную методику описал в 1992 г. Апфельберг, применив YAG лазер мощностью 5 Вт [1]. При классической липосакции используется металлическая канюля. Совершая возвратно-поступательные движения в плоскости, параллельной кожным покровам, хирург механически разрушает жировую ткань. Данная технология имеет ряд недостатков: объем кровопотери, формирование рубцов, боли и отеки в послеоперационном период, достаточно длительный период реабилитации. Применение лазер-ассистированного липолиза устраняет эти недостатки [2, 3]. Происходит симультанная коагуляция кровеносных и лимфотических сосудов, небольшие габариты инструментов меньше травмируют ткани. Кроме того, происходит ремоделирование коллагеновых волокон дермы, что приводит к увеличению упругости кожи [4]. Взаимодействие лазера с тканями в упрощенном варианте можно описать как поглощение энергии лазерного излучения чувствительными к нему хромофорами с последующей трансформацией этой энергии в тепловую [5]. В свою очередь, тепло воздействует на адипоциты, межклеточное вещество и капилляры, приводя к их тепловой деструкции. Данный процесс во многом зависит от длины волны лазерного излучения. Так, для липидов, занимающих большую часть объема адипоцитов, пики поглощения приходятся на 915, 1210 и 1720 нм. Таким образом, выбор длины волны излучения при проведении лазер-ассистированного липолиза является важным, но теоретически обоснованным и легко учитываемым на практике аспектом. Так, например, лазерное излучение с длиной волны 920 нм имеет наименьший коэффициент поглощения, поэтому глубоко проникает в прилежащие ткани. Излучения с длинами волн 1320 и 1440 нм имеют высокие коэффициенты поглощения и могут быть использованы для поверхностно расположенных образований [6]. С другой стороны, мощность излучения и время экспозиции подбираются непосредственно для каждого конкретного случая, и в настоящее время в литературе недостаточно данных для точного определения этих параметров.

Методика

В предложенной модели учитывается распространение лазерного излучения в тканях, изменение температуры тканей и деструктивные изменения адипоцитов [7].

Геометрическое описание модели. Для симуляции использовалась 3D-модель двух разнородных тканей: поверхностный слой толщиной 3 мм с физико-оптическими параметрами дермы, и глубокий слой толщиной 50 мм с параметрами подкожно-жировой клетчатки.

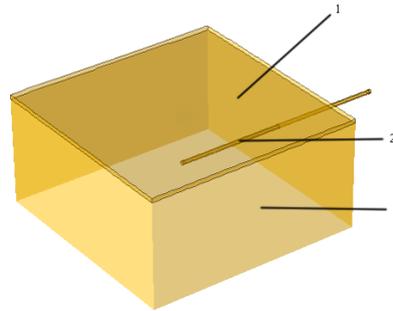


Рис. 1. Геометрическое описание модели:

1 – слой кожи; 2 – металлическая канюля со световодом; 3 – слой подкожной жировой клетчатки

Для описания движений канюли использовались следующие характеристики: изначально позиция канюли с расположенным в просвете световодом расположена на глубине 8 мм от поверхности кожи. Хирург совершает 10 возвратно-поступательных движений со скоростью примерно 20 мм/с и с амплитудой примерно в 50 мм параллельно поверхности кожи. После этого, находясь в той же плоскости, хирург меняет угол канюли примерно на 10° и снова совершает 10 возвратно-поступательных движений. Повторяя данные действия, выполняется липолиз всего заранее выбранного участка жировой ткани.

Расположение канюли для каждой угловой позиции описывается по формуле

$$d = a \cdot \left(\sin^{-1} \left(\cos \left(\frac{\pi t}{T} - \pi \right) \right) \right)$$
, где a – амплитуда движений (в данном случае 50 мм); T – период каждого возвратно-поступательного движения (в данном случае – 5 с). Координаты положения канюли вычисляются по следующим формулам $x_{inc} = d \cdot \sin \left(\theta + \frac{\pi}{2} \right)$, $y_{inc} = d \cdot \cos \left(\theta + \frac{\pi}{2} \right)$, где θ – угловая позиция с шагом в 10°, увеличивающаяся каждые 50 с.

Методика лазерного липолиза не является стандартизированной, однако, наиболее часто хирурги выполняют именно такую последовательность движений.

Для описания распространения лазерного излучения из оптоволокну в жировой ткани была выбрана модель распространения света от точечного источника в изотропной среде.

Тогда интенсивность излучения можно описать формулой, где $\varphi(r, t) = \frac{P_{laser} \cdot \exp(-\mu_{eff} r)}{4\pi D r}$,

P_{laser} – мощность лазерного излучения, μ_{eff} – эффективный коэффициент ослабления, r – расстояние от источника, D – расстояние оптической диффузии. μ_{eff} определяется по формуле

$\mu_{eff} = \sqrt{3\mu_a(\mu_a + \mu'_s)}$, где μ_a – коэффициент поглощения ткани, μ'_s – приведенный коэффициент рассеивания, $\mu'_s = \mu_s(1 - g)$, μ_s – коэффициент рассеивания, g – фактор анизотропии, включающий в себя эффекты пространственно-зависимого рассеивания. D определяется по

следующей формуле: $D = \frac{1}{3(\mu_a + \mu'_a)} = \frac{\mu_a}{\mu_{eff}^2}$.

Поглощенная мощность в этом случае описывается как $P_{abs} = \mu_a \varphi(r)$. Поглощенная энергия светового потока вызывает локальное повышение температуры в биологических тканях. Данный

процесс может быть описан как $\nabla \cdot k \cdot \nabla T(r,t) + P_{abs}(r,t) - \omega_b C_p \cdot [T(r,t) - T_{art}] = C_p \frac{\partial T(r,t)}{\partial t}$, где $T(r,t)$ – температура, ρ – плотность биоткани, C_p – объемная теплоемкость, k – коэффициент теплопроводности, r – расстояние, t – время. Конвекция поверхности кожи описывалась следующим уравнением $\varnothing_{Conv} = hS\Delta T$, где \varnothing_{Conv} – тепловой поток, h – коэффициент конвекции, S – площадь поверхности кожи, ΔT – разность между внутренней и внешней температурами. Для описания повреждения адипоцитов была использована следующая формула: $\log(\Omega) = \log(A) + \log\left(\int_0^\infty \exp\left(\frac{-E_a}{RT(r,t)}\right) dt\right)$, где A – частотный фактор, E_a – энергия активации, R – универсальная газовая постоянная, T – температура.

В данном случае повреждением адипоцитов считалось деструкция их бинарной липидной мембраны как наиболее уязвимо участка. Повышение температуры уже на 6 К выше нормы вызывает необратимые изменения [8].

Для выполнения моделирования использовалось программное обеспечение COMSOL multiohysics 5.2a (COMSOL, Grenoble, France), позволяющая решать задачи моделирования, в том числе в биологических тканях, методом конечных элементов. Значения физических параметров биологических тканей, использованных в данной модели, приведены в табл. 1 [9].

Параметры биологических тканей

| Характеристики | Параметр | Единицы измерения | Жировая ткань | Кожа |
|----------------------|-------------|--------------------------------------|----------------------|---------------------|
| Оптические | μ_a | мм ⁻¹ | 0,1 | 0,04 |
| | μ_s | мм ⁻¹ | 9 | 17 |
| | μ_s' | мм ⁻¹ | 0,81 | 1,53 |
| | g | | 0,91 | 0,91 |
| | μ_{eff} | мм ⁻¹ | 0,52 | 0,43 |
| Температурные | D | мм | 0,36 | 0,21 |
| | C | Дж·г ⁻¹ ·К ⁻¹ | 2,87 | 3,3 |
| | ρ | г·мм ⁻³ | $0,86 \cdot 10^{-3}$ | $1,2 \cdot 10^{-3}$ |
| | k | Вт·мм ⁻¹ ·К ⁻¹ | $3,02 \cdot 10^{-4}$ | $4,4 \cdot 10^{-4}$ |
| Повреждения биоткани | h | Вт·м ⁻² ·К ⁻¹ | – | 15 |
| | E_a | Дж·моль ⁻¹ | $6,28 \cdot 10^5$ | $6,28 \cdot 10^5$ |
| | A | с ⁻¹ | $3,1 \cdot 10^{16}$ | $3,1 \cdot 10^{16}$ |

В ходе выполнения работы по вышеуказанной методике было выполнено 12 лазер-ассистированных липолизом по поводу липом различной локализации под тумесцентной анестезией раствором Кляйна. Средний возраст пациентов составил $38,3 \pm 7,2$ года, соотношение М:Ж = 2:1. Для выполнения процедуры использовалось лазерное оборудование Mediola Compact (Mediola, РБ). Температура поверхности кожи измерялась инфракрасным термометром Microlife ps 120. Для определения боли в послеоперационном периоде использовалась шкала VAS. При этом пациент указывает на интенсивность боли на 100 мм линейке, где 0 – полное отсутствие боли.

Результаты и обсуждения

По результатам моделирования для выбранной методике оперативного вмешательства оптимальная мощность при длине волны 1560 нм составила 8 Вт, для длины волны 970 нм – 11 Вт. При увеличении мощности излучения, объем лизированной ткани (для которой $\Omega > 1$) при данной экспозиции практически не увеличивается. Максимальная температура кожи по результатам моделирования составила 41,0 °С, что сопоставимо с результатами, полученными во время операций (40,7 С). Интенсивность боли в послеоперационном периоде составила 12 ± 5 , что значительно ниже, чем при выполнении открытых операций.

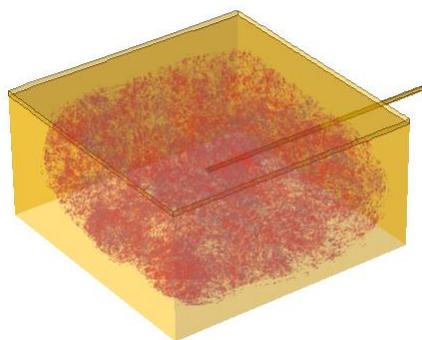


Рис. 2. Область деструкции адипоцитов после выполнения процедуры лазерного липолиза

Заключение

Лазерный липолиз может быть изучен с помощью численного моделирования. Повышение температуры на поверхности кожи и уменьшения объема жировой ткани, измеренные при хирургическом лечении, сопоставимы с определенными расчетным путем. Данная модель может служить полезным практическим инструментом для моделирования предстоящих операций и более глубокого понятия механизма действия лазерного липолиза.

MATHEMATICAL MODELLING OF LASER-ASSISTED LIPOLYSIS

D.V. KUDRYTSKI, S.V. SHAKHRAI, Yu.M. GAIN

Abstract

The results of mathematical modeling of laser-assisted lipolysis procedure using a medical laser with a wavelength of 970 nm and 1,560 nm are compared with experimental data obtained as a result of surgical treatment of 12 patients.

Keywords: laser lipolysis, mathematical modeling, finite element method.

Список литературы

1. Apfelberg D.B., Rosenthal S., Hunstad J.P. et. al. // *Aesthetic Plast Surg.* 1994. № 18. P. 259–264.
2. Prado A., Andrades P., Danilla S. et. al. // *Plast Reconstr Surg.* 2006. № 118. P. 1032–1045.
3. Badin A.Z., Gondek L.B., Garcia M.J. et. al. // *Aesthetic Plast Surg.* 2005. № 29. P. 281–286.
4. Mordon S., Eymard-Maurin A.F., Wassmer B. et. al. // *Aesthetic Surgery Journal.* 2007. № 27. P. 263–268.
5. Iizuka M.N., Vitkin I.A., Kolios M.C. et. al. // *Phys Med Biol.* 2000. № 45. P. 1335–1357.
6. Bashkatov A.N., Genina E.A., Kochubey V.I. et. al. // *J. Phys. D.: Appl Phys.* 2005. № 38. P. 2343–2355.
7. Mordon S.R., Wassmer B., Reynaud J.P. et. al. // *Biomed Eng Online.* 2008. № 7. P. 10.
8. Pearce J., Thomsen S. *Thermal reponse of laser irradiated tissue.* New York, 1995.
9. Valvano J. *Tissue thermal proerties and perfusion.* New York, 1995.