

Индивидуализация дозы в лазеротерапии / В.М. Гримблатов // Научное приборостроение. -1992. -Т. 2. -№ 3: Лазеры и современное приборостроение. - С. 102-109.

Существующие методы лазеротерапии не обеспечивают достижение максимального эффекта, так как определяется доза падающей на больного энергии лазера, а не проникающей в организм радиации. Показано, что перспектива повышения эффективности лазеротерапии связана, в первую очередь, с индивидуализацией дозы облучения. Последняя должна учитывать тканевые особенности больного и конкретные проявления патологического процесса, изменяющего оптические характеристики тканей. Необходим также учет индивидуальности организма больного на системном уровне. Индивидуализация дозы осуществлялась путем измерения оптических потерь проникновения излучения в ткани патологического очага. Одновременно производилась автоматическая корректировка дозы по индивидуальным особенностям организма. Облучение синхронизировалось параметрами сердечного ритма. Библ. 4 назв. Табл. 6.

В. М. Гримблатов

(Одесский государственный университет)

ИНДИВИДУАЛИЗАЦИЯ ДОЗЫ В ЛАЗЕРОТЕРАПИИ

В последнее время широкое распространение в лечебной практике получили методы лазеротерапии, основанные на облучении патологического очага либо акупунктурных точек низкоинтенсивным лазерным излучением (НИЛИ). Накоплен большой клинический материал, анализ которого показывает, что лечебный эффект определяется, главным образом, дозой и режимом облучения. При этом под дозой облучения D понимают плотность энергии падающего излучения

$$D = \frac{P}{S} t \quad (1)$$

(P — мощность лазерного излучения, Вт; S — площадь лазерного "пятна" в плоскости облучения, см²; t — длительность процедуры), а режимы подразделяются на непрерывный и импульсный.

Несмотря на то, что механизм биомедицинского действия НИЛИ до конца еще не ясен, имеющийся опыт его использования в практической медицине показывает, что наблюдаемый лечебный эффект является результатом комплексного воздействия на биологический объект на всех уровнях его организации: клеточном (изменение мембранного потенциала клетки), тканевом (изменение скорости окислительно-восстановительных процессов) и системном (стимуляция либо угнетение). Установлено, что в зависимости от дозы облучения может достигаться противовоспалительный эффект, анальгезирующий эффект либо эффект стимуляции регенерации ткани. Однако границы между соответствующими диапазонами доз сильно размыты, а сами диапазоны настолько широки, что для достижения одних и тех же эффектов на идентичном клиническом материале дозировки, приводимые в различных работах, отличаются в несколько раз.

Такая ситуация, по нашему мнению, связана с тем, что во всех случаях оценка эффективности клинического применения НИЛИ основывается на определении дозировки в соответствии с соотношением (1), т. е. определяется доза падающей на организм, а не проникающей в него лазерной энергии. В то же время, имеющийся экспериментально-клинический материал показывает, что лечебный эффект лазеротерапии обусловлен именно проникающим в ткань излучением. При этом доза проникающего внутрь (поглощенного) излучения будет зависеть от оптических характеристик ткани, особенностей течения воспалительного процесса, и может значительно отличаться от дозы падающего

излучения. Аналогичная картина имеет место и при импульсном режиме (ИР) лазеротерапии (ЛТ). Как и в непрерывном режиме, длительность процедуры в этом случае можно получить из дозы падающего излучения

$$D = \frac{P_{и}}{S \tau_{и} f}.$$

Здесь $P_{и}$ — импульсная мощность лазерного излучения; $\tau_{и}$ — длительность лазерного импульса на уровне 0,5; f — частота повторения импульсов. Однако теперь лечебный эффект зависит еще и от частоты повторения и длительности импульсов.

Таким образом, в существующих методах терапии НИЛИ не достигается максимальный лечебный эффект прежде всего из-за того, что они не обеспечивают учет индивидуальности организма при установлении дозы облучения. В связи с этим перспектива повышения лечебной эффективности лазеротерапии связана, прежде всего, с индивидуализацией дозы облучения, которая в соответствии с изложенными принципами должна учитывать как тканевые особенности и конкретные проявления патологического процесса (гиперемия, отек, некроз), изменяющие оптические характеристики тканей, так и индивидуальность организма больного на системном уровне.

Индивидуальную дозировку на тканевом уровне можно было бы легко реализовать, введя в соотношение (1) значения потерь лазерного излучения на отражение и рассеяние в соответствующих тканях, предварительно измеренных *in vitro*

$$D = \frac{P}{S} (1 - \rho \Sigma) t, \tag{2}$$

тем более, что распространение света в биологических тканях изучено *in vitro* достаточно подробно [1, 2]. Однако использование в (2) имеющихся данных по величинам ρ для лечебной практики является весьма грубым приближением на пути определения индивидуальной дозы. Это связано с тем, что в силу гомеостазной природы живой ткани вариabельность ее оптических свойств чрезвычайно велика и реальные значения не будут совпадать с расчетными. Для примера в табл. 1 приведены вариации ρ в зависимости от топологии, пола и возраста.

Таблица 1

Усредненные значения коэффициентов отражения кожного покрова человека на длине волны излучения 632 нм

Расположение	Возраст									
	16—25		26—35		36—45		46—60		61...	
	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2
Лицо	—	0,4	0,34	0,375	0,32	0,36	0,3	0,32	0,23	—
Туловище	—	0,415	0,35	0,4	0,32	0,35	0,27	0,3	0,25	—
Верхняя конечность	0,37	0,39	0,36	0,39	0,33	0,35	0,32	0,33	0,3	—
Нижняя конечность	0,35	0,39	0,36	0,38	0,34	0,36	0,32	0,32	0,3	—

Примечание. 1 — мужчины, 2 — женщины.

Еще труднее установить дозу облучения НИЛИ с учетом индивидуальности организма. Число параметров, характеризующих адапционно-рефлекторные и нервно-гуморальные реакции, столь велико, что сколь-нибудь разумный теоретический учет их в реальном времени становится невозможным.

Нами проводилась индивидуализация дозы путем измерения оптических потерь при проникновении излучения в ткани конкретного патологического очага непосредственно во время облучения и одновременно производилась автоматическая корректировка априори заданной дозы с учетом индивидуальных особенностей адапционного статуса организма больного. В соответствии с диагнозом, размером и локализацией патологического очага врач задает исходную дозу D_0 [3], выбирая максимальное значение из соответствующей колонки табл. 2, которая составлена на основе обобщения практических данных. С момента начала облучения производится измерение коэффициента рассеяния и автоматическая корректировка исходной длительности облучения в соответствии с соотношением

$$t = \frac{D_0 S}{P(1 - \rho \Sigma)}$$

Для полной индивидуализации дозы проводят импульсное облучение с частотой и длительностью, синхронными частоте и длительности определенных фаз сердечного ритма. Как известно, именно ритм сердца является интегральным индикатором состояния вегетогомеостаза, объективно характеризующим индивидуальность его приспособительных возможностей. В этом случае уже полностью индивидуализированная доза будет описываться соотношением

$$D_{\text{инд}} = \frac{P(1 - \rho \Sigma) t N \tau}{S}, \quad (3)$$

Таблица 2

Типичные дозировки, описанные в литературе

№ п/п	Заболевание	Интенсивность мВт/см ²	Доза, Дж/см ²
1	Дерматология — трофические язвы	50	10
		20	4
			($\lambda = 441$ нм)
2	Стоматология — парадонтоз	15—150	10
3	Гастроэнтерология — обтурационная желтуха	5 2	0,8 3,5
4	Проктология — геморрой, трещины ануса	2—4	4
5	Пульмонология — пневмония, деструктивная пневмония	0,5—20	3
6	Гинекология — маститы, крауроз вульвы	20—100	5
7	Кардиология — стенокардия	0,2—0,4	0,2

Примечание. 3 — внутрисосудистое облучение, 7 — облучение зон Закарьяна — Гада.

а соответственно, значение индивидуальной продолжительности облучения можно получить из следующего уравнения:

$$t_{\text{инд}} = \frac{D S}{P (1 - \rho \Sigma) N \tau}.$$

Здесь N — частота сердечных сокращений, а τ — длительность определенных фаз кардиоритма.

Экспериментальное обоснование разработанного метода проводилось на 20-ти кроликах породы Фландр, разделенных на две группы. Животных обеих групп ежедневно облучали НИЛИ переднего отдела глаза с одинаковой исходной длительностью и мощностью излучения, но в одной из групп осуществлялась индивидуализация дозы по описанному выше методу. До и после каждого сеанса у всех животных измеряли внутриглазное давление и исследовали реографические показатели. Достоверно установлено, что при индивидуализации дозы достигалось более, чем 20-процентное увеличение реографического коэффициента над сосудистым трактом глаза по сравнению с другой группой. При этом индивидуальная доза была в 5 раз меньше.

По описанной схеме с использованием специально разработанной аппаратуры были проведены исследования эффекта в условиях экспериментальной патологии. Было обнаружено, что при скарификации кожи у крыс скорость эпителизации при индивидуализации дозы увеличивается в среднем в 1,64 раза.

Клиническая апробация метода производилась в разных возрастных группах и для разных нозологических форм заболеваний. Здесь мы сообщим о применении лазеротерапии с индивидуализацией дозировки в лечении деструктивных пневмоний у детей. Проведено лечение 142 детей в возрасте от 6 месяцев до 14 лет; число девочек и мальчиков было примерно равным. Больных разбили на три группы с равномерным распределением в группах по полу и возрасту. Во всех группах осуществлялась терапия и симптоматическое лечение. При этом в комплекс лечения больных первой группы (52 ребенка) включалась лазеротерапия НИЛИ в непрерывном режиме при общепринятых дозах (см. табл. 2), а во второй группе (45 детей) проводилась лазеротерапия с теми же исходными дозами, но с индивидуализацией дозировки с помощью системы биорезонансной обратной связи (БРОС). Во всех случаях лазеротерапия проводилась эндоторокально с доставкой излучения по специальному дренажному устройству непосредственно к тканям легкого.

Эффективность лечения оценивалась на основе анализа клинических данных, исследований гомеостаза, иммунитета, реакций перекисного окисления липидов и определения степени напряжения регуляторных систем, полученных доцентом Лосевым А. А. В табл. 3 приведены клинические показатели результатов лечения с применением лазеротерапии и без нее. Легко видеть, что именно индивидуализация дозы позволяет достичь наибольшей лечебной эффективности. При этом уменьшается процент осложнений и переходов в хроническую форму, в то время как длительность лечения сокращается. Отметим также, что во второй группе значительно быстрее рассасывались инфильтраты в легком, заживали бронхиальные свищи.

Исследования системы гомеостаза, проведенные по данным электрокоагулографии, показали, что в начальном периоде болезни (до лечения) ее реакция на интоксикацию, нарушение дыхания, прогрессирующий рост объема пораженной ткани вызывали достоверное увеличение коагуляционного потенциала крови (табл. 4). После проведения курса эндоторокальной лазеротерапии

Таблица 3

Клинические показатели результатов лечения заболеваний деструктивной пневмонией у детей с применением различных методов лазерной терапии

Группа	Метод	Длительность клинического этапа лечения, дни	Процент осложнений	Процент перехода в клиническую форму	Длительность периода разрешения инфильтрата, дни
1	Традиционная лазеротерапия	23	2,5	0,15	15
2	С индивидуальной дозировкой	20	0,5	—	12
3	Терапия без лазерного излучения	29	4,3	0,85	20

Таблица 4

Изменение показателей электрокоагулографии (в с) при эндобронхиальном облучении низкоинтенсивным лазерным излучением тканей легкого

Дети	T ₁	T ₂	T	T ₃	Φ ₁	A _М	A ₀	A ₁
Здоровые	187,0± 18,3	477,0± 25,0	298,0± 16,1	796,0± 67,3	0,045± 0,001	3,95± 0,26	0,34± 0,05	0,7± 0,06
С заболеваниями деструктивной пневмонией до лазерного облучения	176,5± 8,1	365,0± 12,6	199,0± 12,2	674,0± 35,0	0,025± 0,003	4,1± 0,02	0,1± 0,02	0,8± 0,01
Через 10 дней после облучения традиционным методом	190 ± 10,1	395,1± 17,4	210,0± 10,3	640,4± 27,2	0,09 ± 0,01	4,0±0,3	0,27± 0,02	0,88± 0,015
Через 10 дней после лазеротерапии с индивидуализацией дозы	241,2± 12,1	498,5± 18,1	259,1± 12,4	551,5± 20,2	0,15 ± 0,05	4,15± 0,04	0,4± 0,02	0,9± 0,078

изменения со стороны крови характеризовались достоверным усилением процессов гипокоагуляции и фибринолиза. Индивидуализация дозы с помощью БРОС значительно усиливала лазерное воздействие, особенно в первой и второй фазах свертывания крови. В результате четко наблюдался гипокоагуляционный эффект.

Сравнение воздействия на иммунную систему НИЛИ без индивидуализации и с индивидуализацией дозы показало, что в обоих случаях примерно одинаково нормализовались средние показатели популяции Т-лимфоцитов, причем в группе лазеротерапии с БРОС ни у одного из больных уровень этой популяции не выходил за нижнюю границу нормы (табл. 5). Однако в динамике иммунного ответа популяции В-лимфоцитов при облучении по методу БРОС появились резкие сдвиги, на что указывает достоверное повышение среднего показателя и частоты случаев повышения верхней границы нормы показателя (см. табл. 5). И, наконец, достоверное снижение уровня циркулирующих им-

Динамика изменения иммунологических показателей при использовании лазеротерапии

Дети	Т-Лф		Т _к -Лф		В-Лф		В / Т		ЦИК ₃₁₅		ЦИК ₄₀₀	
	Метод БРОС	Традиц. метод	Метод БРОС	Традиц. метод	Метод БРОС	Традиц. метод	Метод БРОС	Традиц. метод	Метод БРОС	Традиц. метод	Метод БРОС	Традиц. метод
До лечения	47,1 ± 3,0	40,6 ± 2,5	7,5 ± 1,6	7,3 ± 0,9	19,8 ± 1,2	22,4 ± 1,9	0,44 ± 0,03	0,59 ± 0,06	11,6 ± 1,4	7,5 ± 1,7	5,9 ± 0,9	7,1 ± 1,6
После лечения	66,5 ± 3,1	55,9 ± 2,3	6,8 ± 1,1	5,9 ± 1,1	25,1 ± 1,3	19,6 ± 0,8	0,4 ± 0,03	0,36 ± 0,02	8,6 ± 1,4	7,9 ± 1,6	4,3 ± 1,2	5,5 ± 1,1

Таблица 6

Влияние лазеротерапии на адаптационно-регуляторную систему организма

Характеристика активности ВНС	До сеанса лазеротерапии		Во время сеанса лазеротерапии		После сеанса лазеротерапии		Через 15 мин. после сеанса лазеротерапии								
	N	A	Метод БРОС		Традиц. метод		Метод БРОС		Традиц. метод						
			N	A	N	A	N	A	N	A					
Преобладание парасимпатической активности	113,4 ± 2,6	34,6 ± 1,9	106,2 ± 2,2	40,1 ± 2,1	103,2 ± 2,6	52,2 ± 2,0	102,5 ± 2,3	43,4 ± 2,3	95,7 ± 2,1	43,4 ± 2,3	55,4 ± 1,9	103,1 ± 2,3	49,6 ± 2,2	97,4 ± 2,6	54,5 ± 2,4
	—	26,1 ± 2,0	—	38,6 ± 2,1	—	45,8 ± 1,9	—	—	43,9 ± 2,4	—	52,7 ± 1,7	—	50,4 ± 1,8	—	53,5 ± 2,0
Преобладание симпатической активности	—	109,3 ± 1,8	—	90,7 ± 4,5	—	79,2 ± 4,8	—	—	79,2 ± 4,2	—	65,3 ± 4,6	—	66,6 ± 4,6	—	57,2 ± 4,8
	—	245,6 ± 1,4	—	171,8 ± 10,8	—	157,4 ± 11,4	—	—	166,5 ± 6,2	—	149,2 ± 10,4	—	169,1 ± 10,2	—	152,4 ± 6,8

Примечание. Частота сердечных сокращений N приведена в мин⁻¹.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Marchesini R., Bertoni A., Andreola S. e. a.* // *Appl. Optics*, 1989. V. 28, № 42, P. 2318.
2. *Parza P., Jacques S. L., Nishioka N. S.* // *Ibid.* № 12. P. 2325.
3. *Гримблатов В. М., Лосев А. А.* Применение низкоинтенсивного лазерного излучения в медицинской практике. Одесса, 1989. 47 с.
4. *Баевский Р. М.* Прогнозирование состояний на грани нормы и патологии. М., 1979. 147 с.

Рукопись поступила 28.02.92