

УДК: 615.849.19.015.44

Кару Т.¹, Пятибрат Л.¹, Москвин С.², Андреев С.³, Летохов В.³

Исследование влияния степени поляризации лазерного излучения на стимуляцию клеточного метаболизма

Karu T.¹, Piatibrat L.¹, Moscvin S.², Andreev S.³, Letohov V.³

Investigations of influence of the degree of light polarization for a stimulation of cellular metabolism

¹Институт проблем лазерных и информационных технологий Российской академии наук, Троицк, Московская область;²Государственный научно-клинический центр лазерной медицины, Москва;³Институт спектроскопии Российской академии наук, Троицк, Московская область

Цель: целью данной работы была оценка влияния степени поляризации света на стимуляцию клеточного метаболизма. **Исходные данные:** хотя в литературе время от времени обсуждается возможная роль эффектов поляризации света в механизмах лазерной фототерапии, однозначных ответов на эти вопросы нет до сих пор. **Материал и методы:** исследование проводили на образцах, представляющих собой суспензию клеток HeLa с длинами светового рассеяния (λ_{sc}) и абсорбции (λ_a) в образцах, значительно превышающих толщину облучаемого слоя ($L = 3$ мм). Суспензию клеток (1×10^6 клеток/см³) облучали диодным лазером ($\lambda = 637$ нм; $D = 65,7$ Дж/м²; $\tau = 10$ с; $I = 6,57$ Вт/м²). Степень поляризации излучения (99,4; 60,9 и 34,2%) изменяли путем пропускания лазерного луча через оптические волокна различной длины. Облученную суспензию клеток инкубировали при 37 °С в течение 30 мин, после чего подсчитывали количество прикрепленных клеток. **Результаты:** доля клеток, прикрепленных под воздействием лазерного света длиной волны 637 нм, оставалась практически одинаковой во всех трех группах образцов ($58,1 \pm 2,5$; $57,6 \pm 3,5$ и $62,5 \pm 3,2\%$ при степенях поляризации облучающего излучения 99,4; 66,9 и 34,2% соответственно). Эти результаты со значительной долей вероятности не отличаются друг от друга. Вместе с тем во всех трех группах наблюдалось статистически значимое отличие (с вероятностью более 0,99) доли прикрепленных клеток от необлученной контрольной группы ($39,1 \pm 2,2\%$). **Заключение:** биологическое воздействие (стимуляция адгезии клеток) лазерного света с длиной волны $\lambda = 637$ нм на исследуемые образцы хорошо выражено, но не зависит от степени поляризации света. Это означает, по-видимому, что элементарные процессы в клетках не зависят от степени поляризации облучающего излучения. **Ключевые слова:** клеточный метаболизм, лазерная фототерапия, поляризация света.

Objective: The objective of this work was to evaluate an importance of the degree of light polarization for a stimulation of cellular metabolism. **Background Data:** Although a possible role of polarization effects in mechanisms of laser phototherapy is discussed time-to-time in the literature, unambiguous answers are still absent. **Material and methods:** A model system (HeLa cell suspension) was used where the lengths of light scattering (λ_{sc}) and absorption (λ_a) are much larger than the thickness of the irradiated layer ($L = 3$ mm). The cell suspension (1×10^6 cells/cm³) was irradiated with a diode laser ($\lambda = 637$ nm; $D = 65,7$ J/m²; $\tau = 10$ s; $I = 6,57$ W/m²). The polarization degree (99,4; 60,9, and 34,2%) of the beam was changed by means of optical fibers of different length. The irradiated suspension was incubated at 37 °C for 30 min and attached cells were counted afterwards. **Results:** The cell fraction stimulated to adhere by red light at 637 nm was practically the same in three experimental groups ($58,1 \pm 2,5$; $57,6 \pm 3,5$, and $62,5 \pm 3,2\%$ for beam polarization 99,4; 66,9, and 34,2%, respectively). These results did not differ from each other statistically significantly ($p < 0,8, 0,6$, and $0,7$). At the same time all three groups had statistically significant difference ($p < 0,01$) in adherence from the sham-irradiated control group ($39,1 \pm 2,2\%$). **Conclusion:** The biological effect (stimulation of cell attachment) of light with $\lambda = 637$ nm on our model system is well pronounced but does not depend on the degree of light polarization. It means that elementary processes in cells (light absorption and photochemistry) do not depend on the degree of light polarization. **Key words:** cellular metabolism, laser phototherapy, light polarization.

Введение

Фототерапия, использующая монохроматическое излучение лазеров (лазерная терапия) и квазимонохроматическое светоизлучающих диодов в красной и ближней инфракрасной области длин волн, является эффективным средством лечения мышечно-скелетных повреждений, артрита, длительно не заживающих ран и некоторых других патологических состояний.

Актуальным вопросом, который время от времени обсуждается за почти 40-летнюю историю использования метода лазерной терапии, является следующий: оказывает ли когерентность и поляризация лазерного излучения дополнительное действие по сравнению

с монохроматическим светом той же длины волны и интенсивности, испускаемым некогерентными традиционными источниками (лампы) и светоизлучающими диодами. Проведенные ранее эксперименты [1] показали, что когерентное и поляризованное излучение с длиной волны 632,8 нм (He-Ne-лазер) и отфильтрованное в узком диапазоне длин волн в той же области (633 ± 4 нм) излучение от лампы накаливания (с той же интенсивностью и временем облучения) оказывают одинаковое биологическое воздействие на исследуемые клетки. Аналогичные результаты были получены в эксперименте [2], в ходе которого излучение He-Ne-лазера пропускали через оптическое волокно для деполяризации света,

* Автор для пересылки корреспонденции: проф. Т. Кару, Институт проблем лазерных и информационных технологий Российской академии наук, 142190, Московская область, Троицк, ул. Пионерская, 2. Адрес электронной почты: tkaru@isan.troitsk.ru

воздействующего на образцы. Вопрос о роли когерентности света при воздействии на биологические образцы также изучался теоретически [3, 4].

В ряде работ исследовалось воздействие некогерентного поляризованного и неполяризованного света при одинаковых других параметрах. В частности, в работе Кубасовой Т. и др. [5] способность лимфоцитов человека к бластотрансформации и розеткообразованию изучалась после облучения диффузным и линейно поляризованным светом. Было обнаружено, что оба типа излучения повышают количество клеток с бластотрансформацией и снижают число розеткообразования Т-лимфоцитов. Авторы пришли к заключению (без строгой вероятностной оценки), что линейно поляризованный свет имеет более выраженный эффект. В экспериментах Bolton P. et al. [7] клетки макрофагоподобной клеточной линии (U-937) в суспензии подвергали воздействию источника света с длиной волны 400–2000 нм с различными степенями поляризации (95 и 14%), но с одинаковой интенсивностью. Затем кондиционированную макрофагами среду удаляли и помещали на монослой фибробластов линии 3Т3. Рост клеток оказался максимальным в культурах, выращенных в кондиционированной макрофагами среде и облученных в течение 120 с светом со степенью поляризации 95%.

В некоторых работах были проведены исследования возможного применения поляризованного и неполяризованного света в фототерапии. В частности, в работе [6] было проведено рандомизированное плацебо-контролируемое двойное слепое исследование на большой группе добровольцев для оценки изменений гуморального иммунитета после воздействия на небольшой участок тела видимого полихроматического, а также инфракрасного поляризованного и неполяризованного света (400–3400 нм, поляризация 95%, 40 мВт/см², 12 Дж/см² и 400–3400 нм, без поляризации, 38 мВт/см², 11,2 Дж/см² соответственно). Авторы пришли к выводу, что однократное воздействие этих источников света приводило к сходному эффекту.

В работе [8] было обнаружено, что облучение задней конечности крыс полихроматическим поляризованным светом длиной волны 400–2000 нм оказывало долгосрочное ингибирующее действие на притекающие потоки на исходном уровне в *n. saphenus*, в то время как неполяризованный свет вызывал двухфазные изменения фоновой активности. Ribeiro M.S. et al. [9] исследовали метод лечения ожогов у крыс облучением очагов поражения линейно поляризованным излучением He-Ne-лазера, направленным параллельно позвоночному столбу крыс и при помощи излучения того же лазера и в той же дозировке, но когда поляризация света была направлена под прямым углом к положению позвоночного столба. Было выявлено, что заживление накожной раны зависело от ориентации поляризации облучающего излучения по отношению к опорной оси позвоночника животных.

Можно указать также группу работ, в которых линейно поляризованное широкополосное излучение длиной волны 600–1600 нм применяли для лечения боли [10–12]. Воздействие линейно поляризованным светом длиной волны 830 нм применяли для повышения деформируемости эритроцитов человека [13]. Широкополосное поляризованное излучение (400–2000 нм) использовали для стимуляции заживления глубоких кожных ожогов [14] и резаных ран [15], а также для биологических исследований *in vitro* [16]. Сравнение с воздействием неполяризованного света в данных работах не проводилось.

Для получения однозначных данных о роли, которую играет поляризация света в лазерной терапии, необходимо использовать условия, при которых степень поляризации света во всем облучаемом объеме одинакова. Это требование достижимо в образцах с определенной концентрацией клеток в довольно тонком слое. Модель, использующая это условие, была использована ранее для оценки повышения адгезии клеток под воздействием облучения [17]. Обеспечение необходимых условий позволила использовать эту же модель и в данной работе.

Цель нашего эксперимента заключалась в изучении возможного влияния поляризации лазерного излучения с длиной волны 637 нм (линейно поляризованный свет со степенью поляризации 99,4; 60,9 и 34,2%) на адгезию клеток на стеклянной матрице.

Материал и методы

Образцы

В качестве образцов были использованы клетки HeLa, полученные из Института вирусологии (Москва, Россия). Клетки культивировали в виде монослоя в закрытых сцинтилляционных флаконах при 37 °С в 2 мл RPMI-1640 (ICN Pharmaceutical, Амстердам, Нидерланды) с 10% эмбриональной бычьей сывороткой (ICN Pharmaceutical, Амстердам, Нидерланды) и 100 ед./мл стрептомицина и выращивали в течение 72 ч (середина фазы логарифмического роста).

Клетки собирали при помощи теплого (37 °С) 0,02% раствора версена (ICN Pharmaceutical, Амстердам, Нидерланды). Суспензию для облучения готовили в среде RPMI-1640, содержащей 10% эмбриональной бычьей сыворотки. Клеточную культуру обрабатывали в темноте или при слабом естественном освещении.

Источник света

В экспериментах был использован диодный лазер (аппарат «Матрикс» с излучателем МЛЮ6, производитель Научно-производственный лазерный центр «Матрикс», Москва, Россия), который обеспечивал непрерывное излучение длиной волны $\lambda = 637$ нм со степенью поляризации $K_{\text{пол}} = 99,4\%$. Степень поляризации $K_{\text{пол}}$ облучающего света изменяли пропусканием лазерного пучка через полимерное оптоволокно PMMA (Mitsubishi, Япония) длиной 50 см ($K_{\text{пол}} = 60,9\%$) или 100 см ($K_{\text{пол}} = 34,2\%$). Облучаемую повер-

хность суспензии клеток с площадью $0,28 \text{ см}^2$ помещали в среднюю однородную часть светового пятна (рис. 1А). Отсутствие светорассеяния прошедшего через образец света отмечалось визуально по картине на экране, установленном на выходе излучения из образца. Интенсивность излучения ($6,57 \text{ Вт/м}^2$) и время облучения образцов (10 с) при дозе облучения $65,7 \text{ Дж/м}^2$ во всех экспериментах были одинаковыми. Параметры излучения, использованного в данном эксперименте, находились в пределах оптимальных условий для стимуляции адгезии в исследуемых образцах [17]. Измерения интенсивности осуществляли при помощи измерителя мощности лазерного излучения FieldMax II (Coherent, США) (рис. 1А).

Методика облучения

Образцы клеточной суспензии облучали в специальных стеклянных ячейках (рис. 1А), которые представляли собой два одинаковых стеклянных кольца (внутренний диаметр 0,6 см, высота 0,3 см, объем $0,084 \text{ см}^3$), закрепленных плотно на предметном стекле на расстоянии 5 см между ними. Обе ячейки заполняли суспензией клеток ($1,0 \times 10^6$ клеток/ см^3). В исследованиях одну из двух ячеек облучали, а другую использовали в качестве контрольной и в эксперименте не подвергали облучению. Для каждого нового измерения использовали новую пару ячеек с аналогичными образцами. Пробы подвергали облучению в темном помещении при комнатной температуре.

Измерение адгезии клеток со стеклом

Критерием оценки изменений адгезивных свойств клеточной мембраны являлось количество клеток, прикрепленных на дне пробной ячейки за 30 мин при температуре $37 \text{ }^\circ\text{C}$ (рис. 1Б). Такое время было выбрано в соответствии с результатами экспериментов [17], в которых исследовалось время адгезии клеток HeLa со стеклянным субстратом. После инкубации (рис. 1Б) питательную среду удаляли и ячейку промывали теплым ($37 \text{ }^\circ\text{C}$) раствором Хэнкса для удаления неприкрепленных клеток. Прикрепленные клетки обрабатывали трипсином, а их количество определяли при помощи камеры Горяева (рис. 1В).

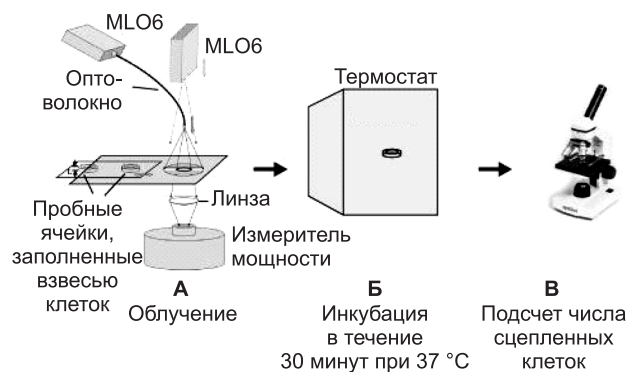


Рис. 1. Схема проведения экспериментальных исследований

Статистический анализ

Для набора статистики было произведено по 20 измерений в каждой группе (для каждой степени поляризации облучающего излучения). Полученные результаты подвергали статистической обработке с помощью программного пакета GraphPad Prism (Сан-Диего, Калифорния, США). Отличие между средними значениями измеряемых величин в группах оценивали по критерию Стьюдента.

Результаты

Количество клеток, прикрепленных к стеклянной поверхности, в необлученной (контрольной) группе составило $39,1 \pm 2,2\%$. Количество прикрепленных после облучения клеток возросло и составило $58,1 \pm 2,5\%$; $57,6 \pm 3,5\%$ и $62,5 \pm 3,2\%$ в зависимости от степени поляризации облучающего света (99,4; 60,9 и 34,2% соответственно). Это означает, что увеличение доли клеток, прикрепленных после облучения, во всех трех экспериментальных группах по сравнению с необлученной контрольной группой оказался статистически значимым (с вероятностью более 99%, табл. 1).

Далее вопрос заключается в том, существует ли статистически значимое отличие в результатах, полученных для трех экспериментальных групп клеток, облученных светом с различными степенями поляризации при прочих равных условиях, или можно считать их совпадающими? Статистический анализ результатов сравнения полученных данных приведен в табл. 2.

Из табл. 2 видно, что отличие долей прикрепленных клеток, полученное в процессе измерения со значи-

Таблица 1

Зависимость доли прикрепленных клеток от коэффициента поляризации ($K_{\text{пол}}$) облучающего луча с $\lambda = 637 \text{ нм}$ при равных прочих параметрах ($D = 65,7 \text{ Дж/м}^2$, $\tau = 10 \text{ с}$, $I = 6,57 \text{ Вт/м}^2$).

$K_{\text{пол}}$	Процент прикрепленных клеток	Статистическая значимость отличия от контроля	Увеличение доли прикрепленных клеток после облучения	Группа
— (контроль)	$39,1 \pm 2,2$	—	—	—
99,4%	$58,1 \pm 2,5$	$p > 0,99$	$19,0 \pm 1,3\%$	А
60,9%	$57,6 \pm 3,5$	$p > 0,99$	$18,5 \pm 1,8\%$	Б
34,2%	$62,5 \pm 3,2$	$p > 0,99$	$23,4 \pm 2,0\%$	В

Таблица 2

Статистическая значимость p отличия доли прикрепленных клеток в трех экспериментальных группах А, Б и В при оценке по критерию Стьюдента

Сравнение	$K_{\text{пол}}$, %	p
А и Б	99,4 и 60,9	$p < 0,2$
Б и В	60,9 и 34,2	$p < 0,4$
А и В	99,4 и 34,2	$p < 0,3$

тельной долей вероятности, связано со статистическим разбросом, обусловленным точностью измерений в наших исследованиях, и не связано с влиянием степени поляризации света на прикрепление клеток.

Обсуждение результатов

Результаты, полученные в ходе данного исследования, позволяют сделать вывод о том, что элементарные процессы в клетках (поглощение света, фотохимические процессы и биохимические реакции передачи фотосигнала в клетке [18]), протекающие во время облучения, а также в течение 30 мин инкубации, не зависят от степени поляризации света. Этот результат также означает, что влияние поляризации на элементарном уровне при облучении реальной биологической ткани поляризованным лучом света не является выраженным. Однако данный вывод требует подробного рассмотрения с учетом того факта, что клеточная суспензия отличается от реальной биологической ткани.

Распространяясь в рассеивающей биологической ткани, лазерный луч утрачивает свою поляризацию (рис. 2). По данным экспериментов, линейная поляризация сохраняется на расстоянии $2,5 \lambda_{tr}$ так называемой длины переноса λ_{tr} [19]. Значение λ_{tr} зависит от коэффициента рассеяния μ'_s ,

$$1/\lambda_{tr} = \mu'_s = \mu_s(1 - g),$$

где g – параметр анизотропного рассеяния, а μ_s – коэффициент рассеивания.

Для кожной ткани в так называемом терапевтическом интервале (область красного света и ближнего ИК-излучения) $\mu'_s \approx 2,0 \text{ см}^{-1}$ и $\mu_a \approx 0,4 \text{ см}^{-1}$ (μ_a – коэффициент абсорбции) [20]. Это означает, что $\lambda_{tr} \approx 0,5 \text{ мм}$ и линейная поляризация сохраняется в луче света при его распространении в кожной ткани на глубину $\approx 1,2 \text{ мм}$. В более глубоких слоях линейная поляризация утрачивается.

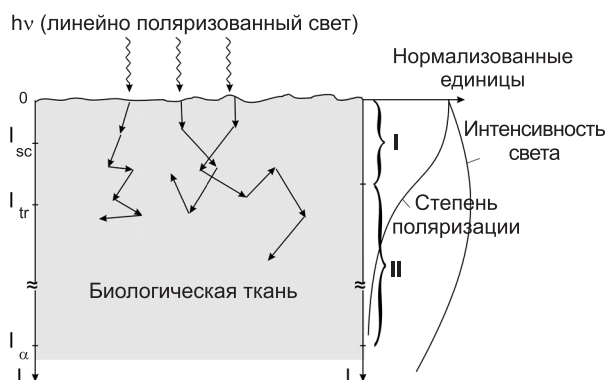


Рис. 2. Качественное представление влияния случайного рассеяния света от интенсивности света и степени поляризации в рассеивающей и поглощающей ($l_a \approx l_{sc}$) биологической ткани. λ – длина проникновения; λ_a – длина поглощения света; λ_{tr} – длина транспорта света; λ_{sc} – длина рассеяния света. Поляризация сохраняется в зоне I; структура спекл существует в зоне II, а в случае обратного отражения от грубой поверхности, также и в зоне I

В условиях нашего эксперимента деполаризация света не имела места вследствие небольшого значения $\mu'_s L$, т. е. вследствие малой вероятности рассеивания, здесь L – глубина облучаемого слоя (3 нм, рис. 1А). Полученные результаты (табл. 1, 2) свидетельствуют о том, что фотохимические эффекты низкоинтенсивного света не зависят от поляризации излучения в суспензии клеток с изотропной ориентацией хромофоров.

Наша модель с ее расположенными на расстоянии и невзаимодействующими клетками достаточно сильно отличается от высокоорганизованной структуры клеток в биологических тканях. В нашей суспензии расстояние между клетками в среднем составляло $\approx 100 \text{ мкм}$, что несравнимо с их диаметром $d \approx 20\text{--}30 \text{ мкм}$. Данное обстоятельство резко ограничивает взаимодействие между клетками во время облучения. Что касается биологической ткани, то в этом случае взаимодействия между облучаемыми клетками невозможно избежать *a priori*. Это означает, что теоретически биологическая ткань может быть чувствительна к поляризации света. Однако, в любом случае, на глубине $\geq 2,5 \lambda_{tr}$ возможное влияние поляризации все равно исчезнет. Тем не менее, следует предусмотреть два исключения. Во-первых, так называемые разные баллистические фотоны, обладающие значительной длиной свободного пробега, могут сохранять поляризацию и до более глубокого уровня [21]. Во-вторых, некоторые клетки (например, клетки крови из-за движения) могут выносить «эффект облучения» за пределы зоны облучения. По этой причине вопрос возможного воздействия поляризации на облученные биологические ткани не может быть решен окончательно на основе модельных экспериментов с клеточными суспензиями.

Следует также упомянуть возможный спекл распределения лазерного луча при облучении биологической ткани. Рассмотрим два слоя (зоны) биологических тканей (рис. 2, справа). Во-первых, поверхностный слой I имеет глубину $\leq 2,5 \lambda_{tr}$, а во-вторых, глубина следующего слоя II лежит в пределах от $2,5 \lambda_{tr}$ до λ_a , где l_a – глубина абсорбции $l_a = \frac{1}{\mu_a}$.

Граница между зонами достаточно плавная. В слое I пространственная неоднородность лазерного поля невелика вследствие небольшого рассеивания лазерного луча, однако при этом поляризация может играть существенную роль. Например, поляризация может приводить к появлению градиентов поглощенной световой энергии с учетом размеров клетки $d \approx \lambda$.

В слое II (рис. 2) рассеивание света становится существенным. Распространение света лазера в рассеивающей биологической ткани характеризуется так называемым спекл-распределением. Эта структура является областью со случайным распределением интенсивности, которая образуется при распространении достаточно когерентного (и поляризованного) лазерного луча в среде с коэффи-

циентом преломления, изменяющимся случайным образом [22]. Такое случайное распределение интенсивности проявляется в объемах около $\lambda/2$. Отметим, что степень распределения интенсивности в структуре спекл зависит от степени поляризации луча [22]. Тем не менее, обратное рассеивание облучения может приводить к обратному отражению от неровной поверхности кожи, что приведет к появлению структуры спекл с характерным диаметром $\lambda/2$ даже в слое I. Это означает, что в обоих слоях (I и II, рис. 2) облучаемой ткани могут возникнуть градиенты плотности поглощенной энергии различного объема. В частности, это – градиенты местного нагрева (в случае импульсного луча такой нагрев будет носить переменный местный характер [23]). Этот эффект следует учитывать, предусмотрев механизмы лазерной терапии на уровне биологической ткани [24].

Заключение

Таким образом, результаты проведенных на суспензии клеток HeLa исследований показывают, что элементарные процессы в клетках (поглощение света, фотохимические процессы и биохимические реакции передачи фотосигнала внутри клетки), протекающие под воздействием лазерного излучения с длиной волны $\lambda = 637$ нм, а также в течение 30 мин инкубации после облучения, не зависят от степени поляризации света. Но необходимы новые эксперименты на реальных биологических тканях для полного понимания возможной роли поляризации света в фототерапии.

Настоящее исследование частично поддержано Грантом РФФИ 07-02-00205-а.

Литература

1. Karu T.I., Kalendo G.S., Letokhov V.S. and Lobko V.V. Biostimulation of HeLa cells by low intensity visible light // *Nuovo Cimento D*. 1982. 1. P. 828–840.
2. Bertoloni G., Sacchetto R., Baro E., Ceccherelli F. and Jori G. Biochemical and morphological changes in *Echerichia coli* irradiated by coherent and noncoherent 632.8 nm light // *J. Photochem. Photobiol. B: Biol.* 1993. 18. P. 191–196.
3. Karu T.I. Low power laser therapy // *Biomedical Photonics Handbook*. T. Vo-Dinh (ed.). Boca Raton: CRC Press, Ch. 2003. 48. P. 48-1–48-25.
4. Karu T.I. Ten Lectures on Basic Science of Laser Phototherapy. Grängesberg (Sweden), Prima Books AB. 2007.
5. Kubasova T., Horvath M., Kocsis K. and Fenyö M. Effect of visible light on some cellular and immune parameters // *Immunol. Cell Biol.* 1995. 73. P. 239–244.
6. Zhevago N.A., Samoilova K.A. and Obolenskaya K.D. The regulatory effect of polychromatic (visible and infrared) light on human humoral immunity // *Photochem. Photobiol. Sci.* 2004. 3. P. 102–108.
7. Bolton P., Dyson M. and Young S. The effect of polarized light on the release of growth factors from the U-937 macrophage-like cell line // *Laser Therapy*. 1992. 4. P. 33–37.
8. Chumak A.G., Chickan D.N. and Ulaschik V.S. Effect of polychromatic polarized light on afferent traffic in skin branches of somatic nerves // *Bull. Exp. Biol. Med.* 2000. 130. P. 624–626.
9. Ribeiro M.S., Da Silva, Dde F., De Aranjó C.E. et al. Effects of low-intensity polarized visible laser radiation on skin burns: a light microscopy study // *J. Clin. Laser Med. Surg.* 2004. 22. P. 59–66.
10. Satoh N. Clinical application of linear polarized near-infrared (Super Lizer) therapy // *Pain Clinic*. 1997. 18. P. 1–9.
11. Yokoyama K. and Oku T. Rheumatoid arthritis-affected temporomandibular joint pain analgesia by linear polarized near infrared irradiation // *Can. J. Anes.* 1999. 46. P. 683–687.
12. Basford J.R., Sandroni P., Low P.A., Hines S.M., Gehrking J.A. and Gehrking T.L. Effects of linearly polarized 0,6–1,6 μm irradiation on stellate ganglion function in normal subjects and people with complex regional pain (CRPS) // *Lasers Surg. Med.* 2003. 32. P. 417–423.
13. Yokoyama K. and Sugiyama K. Influence of linearly polarized near-infrared irradiation on deformability of human stored erythrocytes // *J. Clin. Laser Med. Surg.* 2003. 21. P. 19–22.
14. Monstrey S., Hoeksema H., Saelens H., Depuydt K., Hamdi M., Van Landuyt K. and Bloendeel P. A conservative approach for dermal burn wounds using polarized-light therapy // *British J. Plastic Surg.* 2002. 55. P. 420–426.
15. Pinheiro A.L., Pozza D.H., Oliveira M.G., Weissmann R. and Ramalho L.M. Polarized light (400–2000 nm) and non-ablative laser (685 nm): a description of the wound healing process using immunohistochemical analysis // *Photomed. Laser Surg.* 2005. 23. P. 485–492.
16. Kubasova T., Fenyö M., Somoszy Z., Gazso L. and Kertesz I. Investigations on biological effect of polarized light // *Photochem. Photobiol.* 1988. 48. P. 505–509.
17. Karu T.I., Pyatibrat L.V., Kalendo G.S. and Esenaliev R.O. Effects of monochromatic low-intensity light and laser irradiation on adhesion of HeLa cells *in vitro* // *Lasers Surg. Med.* 1996. 18. P. 171–177.
18. Karu T. Primary and secondary mechanisms of action of visible-to-near radiation on cells // *J. Photochem. Photobiol. B: Biol.* 1999. 49. P. 1–17.
19. Jacques S.L., Ostermeyer M.R., Wang L. and Down S.V. Polarized light transmission through skin using video reflectometry: toward optical tomography of superficial tissue layers // *Proc. SPIE* 2671. 1996. P. 199–210.
20. Tuchin V.V. Light scattering study of tissues // *Physics-Uspeski*. 1997. 167. P. 517–539.
21. Demos S.G., Savage H., Heerdt A.S., Schantz S. and Alfano R.R. Time resolved degree polarization for human breast tissue // *Optics Comm.* 1996. 124. P. 439–442.
22. Goodman J.W. Statistical properties of laser speckle pattern // *Laser Speckle and Related Phenomena* / J. C. Dainty (ed.) Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag. 1984.
23. Letokhov V.S. Effects of transient local heating of spatially and spectrally heterogeneous biotissue by short laser pulses // *Il Nuovo Cimento*. 1991. 13D. P. 939–948.
24. Letokhov V.S. Laser light in biomedicine and the life sciences from the present to the future // *Biomedical Photonics Handbook* / T. Vo-Dinh (ed.) Boca Raton: CRC Press. 2003. Ch. 5. PP. 5–1–5–16.

Поступила в редакцию 15.11.2007 г.