УДК 616 617
Н40

Алексей Иосифович Неворотин — заведующий лабораторией электронной микроскопии Научно-исследовательского центра Санкт-Петербургского государственного медицинского университета им. акад. И. П. Павлова, доктор биологических наук, профессор, ученый секретарь Научного совета Университета.

Неворотин А. И.

Н40 Введение в лазерную хирургию: Учеб. пособие.— СПб.: СпецЛит, 2000.— 175 с.: ил.

ISBN 5-263-00121-5

Книгу следует рассматривать как учебное пособие для тех, кто делает первые шаги в области лазерной хирургии: будь это опытный клиницист, решивший ознакомиться с новым для него методом, студент-медик, готовящийся к выбору специализации, или разработчик медицинской оптики. В книге рассматриваются механизмы взаимодействия излучений различных лазеров с тканями, приведены наглядные схемы и дана описательная характеристика соответствующих процессов. При этом автор предлагает собственную классификацию, которая предельно проста для понимания и построена на хорошо документированных фактах.

Центральный раздел всей книги — вопрос о ране, нанесенной хирургическими лазерами. Что же касается собственно клинической части, то в ней изложены самые общие принципы и схемы проведения ряда лазерных операций.

УДК 616 617

ISBN 5-263-00121-5

© Издательство «СпецЛит», 2000

Оглавление

Список условных сокращений 5
Введение 6

Глава 1. **ЛАЗЕРЫ В МЕДИЦИНЕ** 8
Лазерная диагностика 9
Лазерная терапия 11
Фотодинамическая терапия 11
Лазерная хирургия 11
Общие представления 12
Основные разделы хирургии и показания к применению лазеров 14
Хирургические операции и место лазеров в них 22

Глава 2. **ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ ИЗЛУЧЕНИЙ ХИРУРГИЧЕСКИХ ЛАЗЕРОВ С ТКАНЬЮ** 28
Механизм 1 29
Механизм 2 36
Механизм 3 40
Механизм 4 43
Эффекты, сопутствующие абляции 48
Механические эффекты 49
Лучевые эффекты 67

Глава 3. **ЛАЗЕРНАЯ РАНА** 74
Течение раневого процесса при незначительных повреждениях 74
Течение раневого процесса при крупных повреждениях 77
Кровотечение 77
Увеличение масштаба повреждения 77
Воспаление 78
Формирование грануляционной ткани и эпителизация 79
Заживление 80
Термическая инактивация и денатурация биомолекул 82
Особенности течения раневого процесса при воздействии на ткань излучений хирургических лазеров 85
Кровотечение 85
Начальные изменения и увеличение масштаба повреждения 86
Воспаление 92
Развитие грануляционной ткани, эпителизация и заживление 98

Глава 4. **ЛАЗЕРНЫЕ ХИРУРГИЧЕСКИЕ ОПЕРАЦИИ** 102
Техника лазерных вмешательств 102
Способы подведения лазерного излучения к ткани 102
Нацеливание луча на объект. Наконечники светопроводящей оптики 107
Некоторые типовые манипуляции при работе с хирургическими лазерами 113
Лазерная сварка тканей 118
Хирургические лазеры в дерматологии 125
Операции первого типа 126
Операции второго типа 127
Применение лазеров для лечения некоторых заболеваний желудочно-кишечного тракта 137
Хирургические лазеры в урологии 141
Лазерные операции при заболеваниях сердца и сосудов 146

Заключение 152
Литература 159
Перечень ссылок из списка литературы на основные обзоры по лазерной медицине 174

Список условных сокращений

ГШ — глюкозо-6-фосфатаза
ПЭВМ — персональная электронно-вычислительная машина (personal computer)
ШЭР — шероховатый эндоплазматический ретикулум
ATDL — argon-pumped tunable dye laser (лазер на красителе с аргоновой накачкой и настройкой на заданную длину волны)
BPH — benign prostate hyperplasty (доброкачественная гиперплазия предстательной железы)
CLAVA — contact laser-assisted vas anastomosis (лазерный анастомоз семявыносящего протока)
CW — continuous wave mode (непрерывный режим излучения)
EGF — epidermal growth factor (эпидермальный фактор роста)
ELCA — excimer laser coronary angioplasty (ангиопластика на коронарных сосудах с помощью эксимерного лазера)
FDGH — fibroblast-derived growth factor (фактор роста из фибробластов)
FPDL — flashlamp-pumped dye laser (лазер на красителях с ламповой накачкой)
KTP — kalium (potassium) titanyl phosphate (лазер на титанил фосфате калия)
LANA — laser-assisted nerve anastomosis (лазерный анастомоз нервного ствола)
LAVA — laser-assisted vasal anastomosis (лазерный сосудистый анастомоз)
LITT — laser-induced thermotherapy — (лазерная термотерапия)
NASA — National Aero Space Administration (Аэрокосмическое управление, США)
PDGF — platelet-derived growth factor (фактор роста кровяных пластинок)
PTCA — percutaneous translumenal coronary angioplasty (подкожная транслюминальная коронарная ангиопластика)
PW — pulsed wave mode (импульсный режим излучения)
PWS — port wine stains (винные пятна)
TGF(b) — transforming growth factor (трансформирующий фактор роста)
TULIP — the transurethral ultrasound-guided laser-induced prostatectomy (трансуретральная лазерная простатэктомия с эхографическим контролем)
TURP — transurethral resection of prostate (труансуретальная резекция предстательной железы)
VLAP — visual laser ablation of the prostate (коагуляция предстательной железы под визуальным контролем)

Глава 4
ЛАЗЕРНЫЕ ХИРУРГИЧЕСКИЕ ОПЕРАЦИИ

Техника лазерных вмешательств

В ходе операции излучение лазера должно быть направлено к ткани и нацелено на объект хирургического вмешательства. Существует несколько способов подведения и нацеливания лазерного луча, выбор которых, в зависимости от вида излучения, характера патологии и других условий, обеспечивает оптимальную технику проведения хирургических манипуляций и позволяет добиваться наиболее благоприятного из возможных как немедленного, так и конечного клинического результата соответствующей операции. В этой главе будут рассмотрены способы подведения и нацеливания лазерного луча на объект, а затем представлены некоторые типовые процедуры и операции, которые в настоящее время широко применяются в практике лазерной хирургии.

СПОСОБЫ ПОДВЕДЕНИЯ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ К ТКАНИ

Первый способ используется только при работе с ArF (λ — 193 нм) и Er:YAG (λ — 2,94 мкм) лазерами, излучение которых может передаваться посредством линз или призм, но не через кварцевые световоды (рис. 52 , *1*). В последние годы, однако, созданы гибкие световоды из фторида циркония, способные проводить луч Er:YAG лазера [185], а для эксимерного лазера близка к завершению разработка системы зеркал, что упростило бы процедуру нацеливания луча на объект [139]. Зеркальная система с гибким приводом и фокусирующей линзой на рабочем конце уже давно разработана и применяется для CO_2 (λ = 10,6 мкм) лазера, одного из самых распространенных лазерных хирургических инструментов (рис. 52, *2*). Поскольку она все-таки недостаточно удобна для миниатюрных вмешательств, недавно была создана новая светопроводящая система для CO_2 лазера в виде пустотелого гибкого зонда с зеркально отражающим внутренним покрытием (рис. 53). Для охлаждения внутренней поверхности во время работы лазера через канал зонда прокачивается осушенный воздух, азот или углекислый газ. Внутренний диаметр выходного отверстия составляет ~ 0,6 мм, а покрытый тефлоном наружный —1,0 мм [87]. Для остальных лазеров излучение на объект может быть проведено по гибким кварцевым световодам диам. 50—1200 мкм с пластиковым покрытием. Так как потеря энергии через кварцевое волокно не превышает 2—5% на один метр длины, возможно применение многометровых

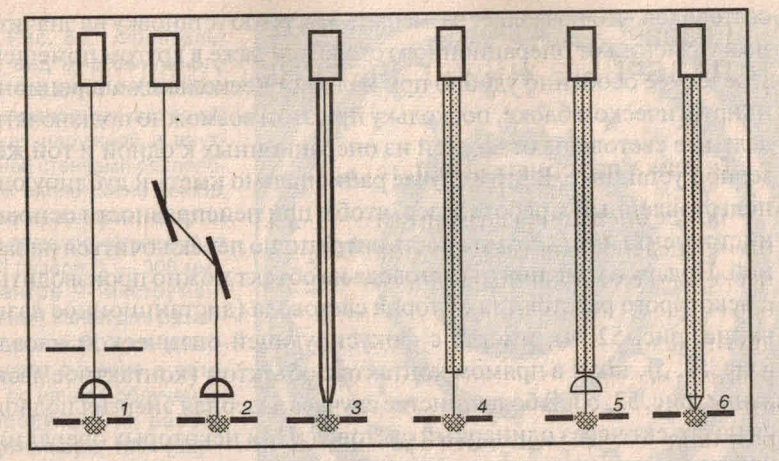

Рис. 52. Способы подведения лазерного излучения к ткани. *1* — лазерный луч может быть нацелен на объект через систему диафрагм и линз, а изменение его хода возможно лишь посредством полупроводникового зеркала. *2* — луч подводится к мишени через подвижную систему зеркал и фокусирующую линзовую насадку. *3* — подведение луча по гибкому пустотелому световоду с внутренней зеркальной поверхностью. *4* — подведение луча через гибкий кварцевый световод и дистанционное нацеливание его на мишень. *5* — то же, что на предыдущей схеме плюс линзовая система фокусировки на мишень. *6* — световод, в данном случае с заточенным наконечником, вводится в непосредственный контакт с облучаемой тканью

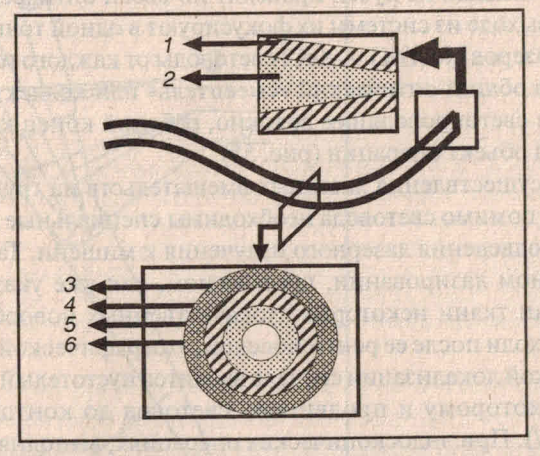

Рис. 53. Схема световода для CO_2 лазера. Световод представляет собой пустотелый гибкий кабель, рабочий конец которого с наружным металлическим покрытием *(1)* заканчивается суженным соплом *(2)*, а стенка состоит из трех слоев, наружного тефлонового *(3)*, промежуточного металлического *(4)* и внутреннего полупроводникового *(5)*; последний является отражателем для лазерного луча, проходящего по внутреннему каналу *(6)*, поверхность которого охлаждается струей углекислого газа. Репродукция из работы Ганнот и соавт., 1994 [87]

световодов, что позволяет размещать лазерную установку на значительном удалении от операционного стола или даже в другом помещении. Последнее особенно удобно при наличии нескольких операционных в хирургическом блоке, поскольку при этом возможно подключать отдельные световоды от каждой из операционных к одной и той же лазерной установке. В этом случае рационально иметь и дублирующий, подготовленный к работе лазер, чтобы при неисправности основного инструмента иметь возможность оперативно переключиться на запасной. Подачу излучения от световода на объект можно производить как с некоторого расстояния от торца световода (дистанционное лазирование, рис. 52, *4*), иногда с фокусирующей оптической насадкой (рис. 52, *5*), так и в прямом контакте с объектом (контактное лазирование, рис. 52, *6*). В большинстве случаев лазерная энергия подводится на объект через одинарный световод. При некоторых операциях, в частности при ангиопластике, луч лазера направляют по многожильному (50—200 тонких волокон) волоконному кабелю, кварцевые нити которого располагаются концентрически между наружной и внутренней оболочками сосудистого катетера, вводимого больному через кровеносные сосуды вплоть до патологического очага (рис. 54). В некоторых клиниках к операционному полю подводят одновременно излучения от двух различных лазеров. Если при этом используют пару CO_2—Nd:YAG, то для одновременной подачи обоих излучений на ткань, каждый из лучей проводят по своей оптической системе и лишь на выходе из системы их фокусируют в одной точке. При работе с парой лазеров Nd:YAG — XeCl световоды от каждого генератора впаиваются в общий оптический «смеситель» или коллектор с выходом на единое светопроводящее волокно, рабочий конец которого нацеливают на объект операции (рис. 55).

Для осуществления лазерных вмешательств на труднодоступных объектах, помимо световода необходимы специальные приспособления для подведения лазерного излучения к мишени. Так, при интерстициальном лазировании, проводимом, как уже указывалось, для коагуляции ткани некоторых злокачественных новообразований, в центр опухоли после ее рентгеновской, эхографической и/или термографической локализации сначала вводится пустотелый зонд или троакар, по которому и продвигают световод до контакта с тканью (рис. 56, *1*). При эндоскопических операциях, выполняемых в участках тела, сообщающихся с поверхностью естественными каналами (органы пищеварительного и мочеиспускательного трактов, носовая полость, носоглотка, гортань, трахея, крупные бронхи), световод проводят через предварительно введенный до нужного места жесткий или гибкий зонд (рис. 56, *2*). Через канал зонда, кроме световода, к объекту операции может быть доставлен волоконно-оптический проводник

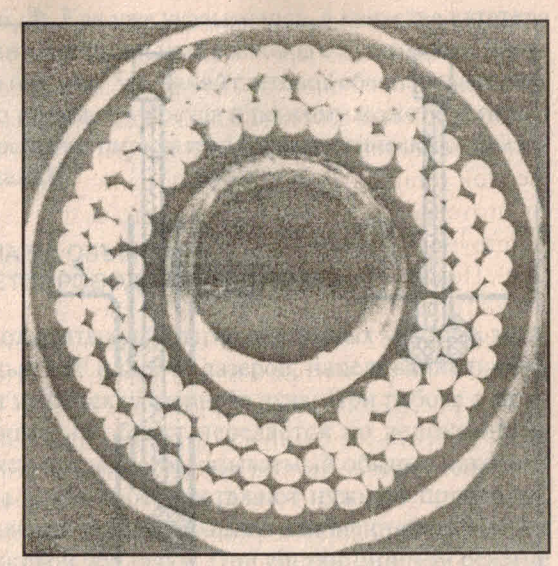

Рис. 54. Фронтальный вид многожильного катетера для ангиопластики коронарных артерий. Между наружной и внутренней стенками расположено около сотни тонких (50 мкм) волокон, по которым проходит излучение от XeCl лазера (λ — 308 мм). В центре — инструментальный канал для размещения зонда, проводимого через сужение в артерии до начала облучения. Репродукция из работы Декелбаум, 1994 [63]

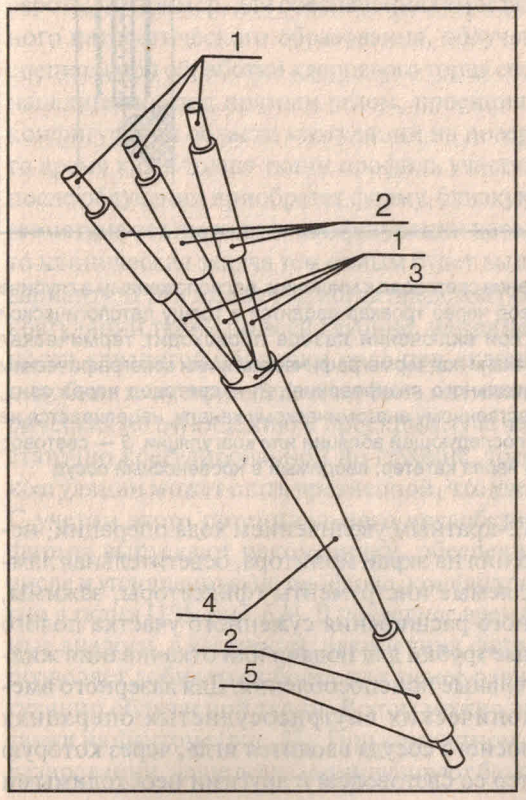

Рис. 55. Оптический «смеситель». Репродукция из работы Кулль и соавт., 1992 [5]

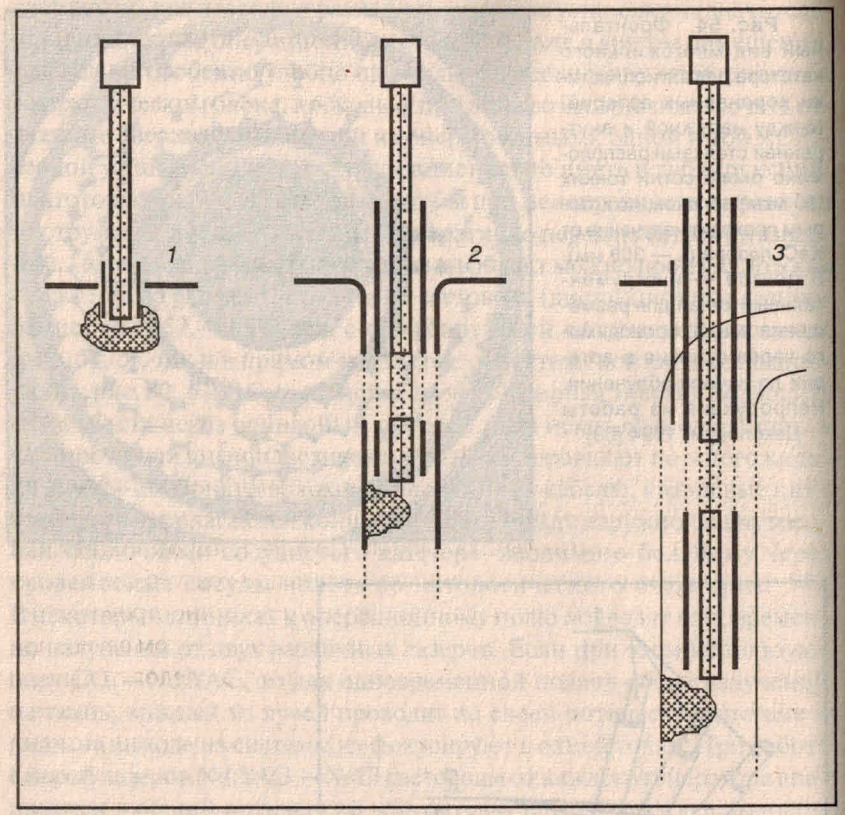

Рис. 56. Способы подведения световода к мишеням, расположенным в глубине органов и тканей: *1* — световод через троакар вводится в толщу патологической ткани, например, опухоли; при включении лазера происходит термическая коагуляция заданного объема ткани под термографическим и/или сонографическим контролем (метод интерстициального лазирования). *2* — световод через зонд, проводимый к мишени по естественному анатомическому каналу, нацеливается на патологическую ткань для ее последующей абляции или коагуляции. *3* — световод доставляется к мишени через катетер, вводимый в кровеносный сосуд

для наблюдения под 8—12-кратным увеличением хода операции, нередко с выводом изображения на экран монитора, осветительная лампа, дистанционно управляемые инструменты (фиксаторы, зажимы, зонды для предварительного расширения суженного участка полого органа и т. д.), пластиковые трубки для подачи или откачивания жидкостей, другие вспомогательные приспособления. Для лазерного вмешательства при эндоскопических внутрисосудистых операциях вначале в просвет кровеносного сосуда вводится игла, через которую пропускают гибкий катетер со световодом и другими необходимыми

инструментами (рис. 56, *3*). Как уже указывалось, в качестве катетера может быть использован многожильный световод с пустотелым инструментальным каналом (см. рис. 54). Такой световод обеспечивает равномерное облучение по периметру сосуда и поэтому может с успехом использоваться для обработки циркулярных патологических образований на сосудистой стенке.

НАЦЕЛИВАНИЕ ЛУЧА НА ОБЪЕКТ. НАКОНЕЧНИКИ СВЕТОПРОВОДЯЩЕЙ ОПТИКИ

При операциях на открытых или легко доступных участках тела, выполняемых с помощью ArF или CO_2 лазеров, нацеливание проводят путем направления на объект лазерного луча. При работе с лазерами, излучение которых на объект передается по волоконному световоду, рабочий конец последнего, называемый обычно наконечником, нацеливают на ткань и осуществляют нужную процедуру. В случае одинарного волокна перед операцией наконечник на 5—6 мм освобождают от пластиковой оболочки. При дистанционном режиме работы, например, для обеспечения гемостаза или коагуляции накожного патологического образования, облучение обычно проводят без специальной обработки кварцевого торца световода. В этом случае при нацеливании под прямым углом, проекция луча, а следовательно, и конфигурация области коагуляции на поверхности будет округлой, в то время как в толще ткани профиль участка коагулированной ткани после облучения приобретет форму, близкую к полусфере. Если такая геометрия соответствует конфигурации патологического образования, то клиническая задача тем самым будет выполнена по оптимальному варианту. В том же случае, когда предстоит обеспечить равномерность коагуляции ткани по всей глубине, например, при обработке поверхности слизистой оболочки носа при склонности к геморрагиям [6], подобная геометрия перестает быть оптимальной, поскольку периферическая по отношению к проекции луча часть ткани окажется недостаточно коагулированной по глубине, тогда как по центру глубина коагуляции может стать чрезмерной, что увеличит сроки заживления. С учетом этого потенциального неудобства некоторые зарубежные фирмы выпускают наконечники, обеспечивающие заданную, в том числе и уплощенную по профилю, конфигурацию распределения энергии в ткани [195, рис. 6 *b*]. В последнее время появились и отечественные аналоги, в частности, наконечник фирмы VOLO (СПб), который позволяет добиваться более или менее равномерной по глубине коагуляции облучаемой ткани. В этом можно легко убедиться при испытании на фантоме (рис. 57). При контактном, как и при дистанционном лазировании, чаще всего манипулируют без предварительной обработ-

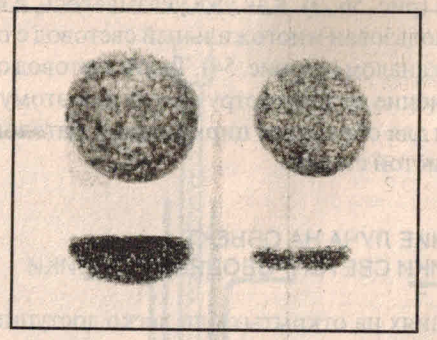

Рис. 57. После облучения поверхности термоиндикаторной пасты Nd:YAG лазером ее коагулированные участки были выделены и сфотографированы анфас (верхние снимки) и в профиль (нижние снимки). При использовании обычного необработанного торца световода (левые снимки) поверхность такого участка округлая, а его поперечное сечение по форме приближается к сегменту круга. Специальный наконечник, изготовленный на фирме VOLO, делает это сечение уплощенным при сохранении округлой конфигурации поверхности (правые снимки). В случае живой ткани такой наконечник обеспечит ее более равномерное облучение по всей глубине по сравнению с обычным торцом световода. Увеличение × 2,6

ки кварцевого торца световода. Установлено, что через несколько минут работы по ткани Nd:YAG лазером (20 Вт) скол торца оплавляется и из цилиндрического становится полусферическим [33]. Такая форма сохраняется при дальнейших манипуляциях и обеспечивает более или менее симметричный профиль лазерной раны вокруг абляционного кратера или разреза. Чтобы получить такой наконечник еще до начала операции, можно воспользоваться простейшим приемом [4], а именно, зачистить скол световода, поднести его к головке обычной спички, а затем на 2—3 с подать энергию (20—30 Вт) Nd:YAG лазера (рис. 58). При миниатюрных вмешательствах, требующих ювелирной точности, например при удалении небольших новообразований или рубцов в гортани [4], кварцевый наконечник целесообразно предварительно затачивать, а при деформации в процессе работы вновь повторять эту процедуру. В этом случае, при минимальной мощности (Nd:YAG лазер, ≤ 10 Вт), удается проводить тончайшие разрезы на бескровном («сухом») поле при незначительном повреждении ткани, на что указывают быстрые сроки заживления [4]. Образцы по-разному заточенных наконечников представлены на рис. 59. Особенно рациональным в клиническом аспекте представляется косо сточенный наконечник. При иссечении таким наконечником участка ткани, сточенная поверхность торца световода должна быть обращена в сторону подлежащего удалению образования, а противоположная — к той, которая останется в ране. При такой работе и предельно малой мощ-

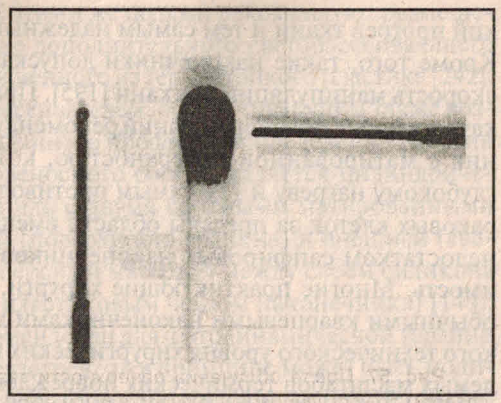

Рис. 58. Прикосновение необработанного торца световода (справа) к головке спички при включенном лазере оплавляет торец (слева), придавая ему форму полусферы. Увеличение × 3,2

ности лазера уровень повреждения ткани вдоль разреза оказывается минимальным [4].

Наконечник обычного световода из-за относительно невысокой (~ 1700° С) температуры плавления кварца постепенно «выгорает» и все-таки несколько деформируется в ходе работы. Поэтому в последние годы все чаще используют сапфировый наконечник, монтируемый на торец кварцевого световода [205]. Поскольку по сравнению с кварцевым температура плавления сапфирового наконечника намного выше (~ 2500° С), он оказывается более устойчивым при работе на ткани [205, 206]. Это особенно ценно при использовании профилированных (sculptured) наконечников. При работе на обильно кровоснабжаемых органах желательно использовать массивные сапфировые наконечники: из-за их высокой теплоемкости обеспечивается глубо-

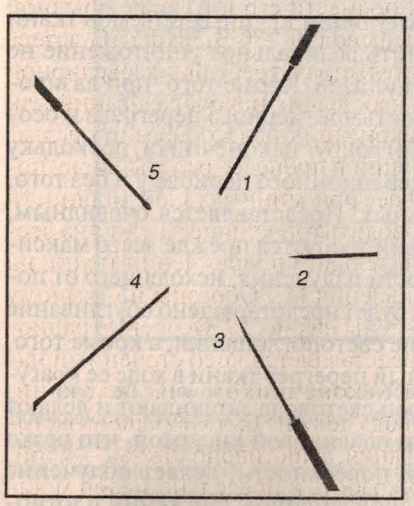

Рис. 59. Наконечники: с необработанным торцом (*1*), симметрично (*2*) и асимметрично (*3*, *4*) заточенные, а также наконечник с оплавленным торцом в форме полусферы (*5*). Увеличение × 3,2