

УДК 616.411-089-005.1-08-07

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ МЕТОДОВ ГЕМОСТАЗА ПРИ ОПЕРАЦИЯХ НА СЕЛЕЗЕНКЕ

Семичев Е.В., Байков А.Н., Бушланов П.С., Дамбаев Г.Ц.

Сибирский государственный медицинский университет, г. Томск

РЕЗЮМЕ

В статье приводится статистика травм селезенки, анатомическое строение и связанные с ним особенности повреждений данного органа. Представлены наиболее распространенные методы остановки кровотечения при травмах селезенки, применяемые в настоящее время в отечественных клиниках хирургического профиля. Дается небольшой исторический экскурс относительно методов гемостаза. Проводится сравнительный анализ используемых в настоящее время методик, описаны их преимущества и недостатки. Кроме того, перечислены возможные критерии для оптимального метода остановки кровотечений при травмах селезенки.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: методы остановки кровотечений, травмы селезенки, кровотечение селезенки, гемостаз паренхиматозных кровотечений.

Одним из крупных паренхиматозных органов организма человека, на остановку кровотечения из которого хирургами затрачиваются значительные усилия, является селезенка. Повреждения селезенки встречаются в 7% случаев при ранениях живота и 26% – при закрытой травме живота. Летальность при проникающих и закрытых повреждениях селезенки высока и составляет при огнестрельных ранениях 24%, при колотых ранениях – 8%, при закрытых повреждениях – 15%. Особенность повреждений селезенки – развитие обильного, длительно не останавливающегося кровотечения [1–12]. Причины такого кровотечения связаны с обильной сосудистой сетью и переполнением кровью селезенки, которая выполняет физиологическую функцию защиты органов пищеварительной системы от излишнего кровенаполнения, а также плохой сократимостью паренхимы селезенки, ведущей к продолжительному кровотечению даже при небольших травмах.

В процессе выполнения любого оперативного вмешательства осуществляются гемостаз и профилактика инфекционных осложнений. За длительный исторический период абдоминальной хирургии было разработано огромное количество способов остановки паренхиматозного кровотечения. Методы гемостаза при оперативных вмешательствах на паренхиматоз-

ных органах классифицируются на следующие группы.

Механические методы. Одним из самых доступных и простых методов является прошивание паренхимы. При повреждениях селезенки швы применяют при одиночных разрывах этого органа с сохраненным в каждой его половине кровообращением и при небольших надрывах или трещинах. Ушивание ран селезенки чаще выполняют узловыми швами, используя подкладку в виде сальника во избежание прорезывания паренхимы и тонкой соединительно-тканной капсулы [2–6].

Несмотря на многообразие гемостатических швов, все они имеют один механизм остановки кровотечения, а именно механическое сдавление кровоточащих сосудов и паренхимы.

При всех положительных свойствах шовный материал имеет и выраженные недостатки: прорезает ткань паренхиматозных органов, усиливает кровотечение, а глубоко наложенные повторные швы могут вызвать ишемию органа или его части с последующим нарушением функции и даже некрозом. Кроме того, наложение швов не позволяет быстро остановить кровотечение [1, 13–16]. С целью минимизации вышеописанных осложнений в большинстве случаев наложение гемостатических швов дополняют тампонадой сальником.

С развитием анестезиологии и хирургии особое место при лечении травм селезенки заняла резекция этого органа. Резекция участков селезенки в случае

✉ Семичев Евгений Васильевич, тел: 8 (3822) 52-97-04, 8-923-401-8160;
e-mail: EVSemichev@yandex.ru

размножения ее паренхимы осуществляется с учетом сегментарного строения органа. В селезенке на основе архитектоники сосудистой системы выделяют как зоны (доли), так и более мелкие структурные единицы – сегменты. Зоной селезенки называют участок, в пределах которого разветвляется артерия первого порядка и формируется соответствующая ей вена, а сегментом – участок селезенки, кровоснабжаемый сосудами второго порядка. В селезенке различают столько зон, сколько ветвей первого порядка имеет селезеночная артерия. Число сегментов зависит от количества артерий первого порядка и сопровождающих их вен. Зоны селезенки разделены «малососудистыми» полями, которые соответствуют межзональным границам. Резекцию участка селезенки следует производить именно по «малососудистым» полям, что может обеспечить минимальную интраоперационную кровопотерю [2, 17]. Несмотря на разработанные методы резекции селезенки, большинство хирургов по-прежнему выполняют спленэктомию, даже при незначительных повреждениях данного органа.

Химические методы. Одними из препаратов данной группы методов, применяемых для гемостаза паренхиматозных кровотечений, являются гидрофобные цианокрилатные клеи. Гемостаз при их использовании осуществляется за счет формирования на раневой поверхности клеевой пленки. Однако на влажной поверхности плотной фиксации клеевой пленки к тканям не происходит, что вызывает необходимость высушивания тканей.

T.W. Jones и соавт. в 1958 г. сообщили об эффективном гемостатическом действии губки, изготовленной на основе поливинилового спирта (Ivalon), при травмах печени. Губку получали путем предварительной обработки поливинилового спирта формалином с последующим диспергированием воздуха в исходный раствор, а затем высушиванием препарата. Применение препарата Ivalon позволяло обеспечить надежный гемостаз при паренхиматозном кровотечении за счет абсорбции крови с раневой поверхности и прочной фиксации губки к ней. Тем самым одновременно были получены не только надежный гемостаз, но и закрытие раневой поверхности.

Широкое распространение в последние годы получили гемостатические препараты на основе железа – капрофер и ферракрил, обладающие коагуляционными свойствами при контакте с раневой поверхностью. Основу капрофера составляют хлорид железа и Е-аминокапроновая кислота. Гемостатический эффект препарата обусловлен тем, что при контакте с кровоточащей поверхностью происходит окисление иона железа, содержащегося в гемоглобине, с образованием

адгезивной плотной пленки. Аналогичными свойствами обладает препарат «Ферракрил» [15, 18–21].

Биологические методы. Одним из первых и наиболее распространенным методом данной группы является способ остановки кровотечения фибриновым клеем [18, 19]. Для осуществления данного способа необходимо условие «сухой» раны, для чего пережимают питающий сосуд или паренхиму мягким жомом, что тем самым увеличивает время операции, вызывая ишемию органа. Данный способ не позволяет осуществлять гемостаз во время лапароскопических операций.

Одной из подобных современных разработок сибирских ученых является клей «Сульфакрилат», применяемый в абдоминальной и торакальной хирургии с целью обеспечения гемостатического эффекта, механической прочности, герметичности шовных конструкций и противовоспалительного эффекта [15, 20, 21].

Также к данной группе методов остановки кровотечения при операциях на паренхиматозных органах и их повреждениях можно отнести использование биополимера «Тахокомб», относящегося к комбинированным гемостатическим препаратам. В настоящее время тахокомб – один из наиболее эффективных биологических гемостатических препаратов. Он представляет собой коллагеновую пластину с нанесенными на нее лиофилизированными компонентами фибринового клея. В состав пластины тахокомба площадью 1 см² и толщиной 0,5 см входит: 1,3–2,0 мг коллагена из сухожилий лошади; 4,7–6,7 мг лиофилизированного фибриногена человека; 1,5–2,5 МЕ тромбина из крови быка; 0,055–0,087 U. Eur. Ph. апротинина из легких быка и 7–26 мкг рибофлавина, окрашивающего клеящую поверхность в желтый цвет. Препарат выпускается в готовом виде. Он стерилен и предназначен для немедленного применения после вскрытия упаковки. Выпускаются три вида пластин: большие – 9,5 × 4,5 × 0,5 см, средние – 4,8 × 4,8 × 0,5 см и малые – 3,0 × 2,5 × 0,5 см. Все виды могут применяться как в традиционной, так и лапароскопической хирургии. Пластины заключены в две герметичные оболочки, которые способствуют сохранению свойств препарата в течение 3 лет правильного хранения.

При контакте с кровью или другими тканевыми жидкостями содержащиеся в клеевом слое факторы активируются, и тромбин превращает фибриноген в фибрин, что приводит к осуществлению последней фазы свертывания крови и образованию фибринового сгустка. Апротинин препятствует преждевременному фибринолизу плазмином. Коллаген стимулирует агрегацию тромбоцитов, тем самым усиливая гемостати-

ческий эффект. Помимо физиологического эффекта гемостаза субстанция обладает высокой адгезивной способностью. Реакция полимеризации в клеевом слое происходит в течение 3–5 мин, после чего пластина препарата плотно соединяется с тканями и становится непроницаемой для жидкостей и воздуха. Во время данного процесса пластина должна быть плотно прижата к раневой поверхности. Комбинация эластична, хорошо срастается как на ровные, так и на бугристые поверхности, а механическая стабильность коллагена обеспечивает их дополнительную защиту. Экспериментальными исследованиями установлено, что помимо возможностей гемостаза и механического укрепления тканей тахокомб обладает уникальным свойством стимуляции ангиогенеза в подлежащих тканях, что значительно ускоряет процессы репарации [22].

Физические методы. Говоря об истории абдоминальной хирургии и развитии методов гемостаза, следует упомянуть о существовании термокоагуляторов. Это наиболее старый из известных способов коагуляции. Начиная с Первой мировой войны и по настоящее время, в полевых условиях чистую тряпку опускают в кипящую воду и прикладывают к обрабатываемой ране. Высокая температура вызывает частичную термокоагуляцию. Самым простым термокоагулятором является обычный электрический паяльник или прибор для выжигания по дереву. В некоторых клиниках используют эти электрические приборы в качестве коагуляторов. Безусловно, обрабатываемые сосуды коагулируются, но получается глубокий ожог прилежащих тканей с последующим их отторжением. В качестве примера термокоагулятора можно привести приборы, выпускаемые фирмой Philips.

В современной хирургии предпочтение отдается электрокоагуляции [23, 24]. В настоящее время на российском рынке представлено большое количество коагуляторов различной мощности, разных производителей, использующих для коагуляции различные физические принципы.

Наиболее распространены обычные электрокоагуляторы. Электрокоагулятор генерирует высокочастотный электрический ток, который вызывает мгновенное испарение внутриклеточной жидкости в месте соприкосновения активного электрода аппарата с тканью. В зависимости от выбранного на электрокоагуляторе режима работы и инструмента происходит рассечение или коагуляция ткани. Подобные приборы начали разрабатывать еще в 20–30-х гг. XX в. Массовое распространение в медицинских учреждениях они получили начиная с 1960-х гг. Тогда это были коагуляторы на специальных лампах – тиратронах. Эти приборы

представляют собой металлический шкаф размером примерно $1 \times 0,7 \times 0,5$ м, весят около 200 кг и работают от напряжения 380 В. При этом потребляемая мощность может достигать 4000 Вт. Коагуляция осуществляется при помощи пинцета, представляющего собой два коагулирующих электрода.

Существует большое количество различных модификаций электрокоагуляторов. Коагуляция осуществляется как постоянным, так и переменным током. Основным принципом работы электрокоагуляторов является разогрев биологических тканей электрическим током. При этом все электрокоагуляторы используют двуполярный принцип работы. Безусловно, имеются модели, в которых коагуляция осуществляется одним электродом, но при этом второй (базовый) электрод подкладывается под биологический объект. Для работы электрокоагулятора необходим хороший контакт этого электрода с телом пациента. В любом случае электрический ток идет или между двумя электродами коагулирующего пинцета, или между коагулирующим электродом и базовым электродом, подложенным под пациента.

Достаточно быстро были выявлены практически неустраняемые побочные эффекты метода электрокоагуляции, основными из которых являются большие участки повреждения тканей в зоне применения, а именно появление ожогового струпа (некроза) глубиной около 5 мм с возможным его отслоением и развитием повторного кровотечения. Токи, проводимые через обратный электрод, могут вызвать внутренние ожоги, повреждение сосудов и нервных окончаний [24, 25]. Дополнительными осложнениями являются формирование грубого рубца и спаечный процесс, приводящие к нарушению функции органа. Таким образом, использование электрокоагуляторов сопровождается нанесением организму электротравмы со всеми вытекающими последствиями.

В начале 1970-х гг. начались разработки так называемых радио- или высокочастотных коагуляторов. В настоящее время на российском рынке они представлены такими приборами, как, например, ЭХВЧ-50-01-МТУСИ (Россия) или Surgitron (США), а также «Эндотом-2», «Фотек Е80» и «Политом-2» (Россия). Радиоволновая хирургия – это уникальный бесконтактный метод разреза и коагуляции мягких тканей с помощью радиоволн высокой частоты (3,8–4,0 МГц). Рассекающий эффект достигается за счет тепла, выделяемого при сопротивлении тканей проникновению в них направленных высокочастотных волн. Высокочастотная энергия концентрируется на кончике «активного», или «хирургического», электрода и вызывает всплеск внутриклеточной молекулярной энергии,

которая нагревает ткани и фактически испаряет клетки. При этом непосредственный контакт электрода с клетками отсутствует, а сам электрод не нагревается. Кроме того, данная техника полностью исключает болезненные сокращения мышц или стимуляцию нервных окончаний при прохождении волн через тело пациента (эффект Фарадея). Радиоволновая хирургия принципиально отличается от электрокоагуляции, при которой повреждение ткани может быть сравнимо с ожогом 3-й степени. Тканевые разрушения при воздействии радиоволновой аппаратуры Surgitron в несколько раз меньше, чем при использовании любого другого электрохирургического оборудования или хирургического лазера [24–26].

Начиная с XX в. активно развивается криохирургия, где в качестве хладагента в криоаппаратах используют твердую углекислоту, фреоны, жидкий азот [13]. Огромный вклад в развитие криохирургии паренхиматозных органов, а именно печени, внес профессор Б.И. Альперович с его учениками и коллегами. Одной из актуальнейших разработок коллектива явился криоультразвуковой скальпель, созданный Б.И. Альперовичем, Л.М. Парамоновой и сотрудниками Сибирского физико-технического института (г. Томск). Криоультразвуковой скальпель позволял обеспечивать гемостаз на капиллярном уровне, однако имел ряд недостатков. Дальнейшее внедрение новых технических приемов дало возможность создать криовиброскальпель (авторы Б.И. Альперович, Л.М. Парамонова, А.И. Парамонов). В отличие от криоультразвукового скальпеля, в котором ультразвуковые колебания все-таки приводят к нагреванию инструмента, криовиброскальпель был лишен этих технических недостатков [13, 27, 28].

Криоультразвуковой и криовиброскальпели дают возможность одновременного механического разделения тканей, сочетающегося с воздействием низких температур. При этом промораживание тканей не превышает 500 мкм. Инструмент позволяет останавливать кровотечение из сосудов диаметром до 2 мм и паренхиматозное кровотечение. Б.И. Альперович (2006) применял указанную аппаратуру в течение последних тридцати лет и осуществил с ее помощью более 300 операций на печени при различных видах патологии. Ряд приборов, таких как «Криоэлектроника», «Erbe», позволяют с помощью криозондов подводить жидкий азот к патологическим очагам для их последующей криодеструкции [27].

В настоящее время для обеспечения гемостаза тканей широко используется лазерное излучение, генерируемое различными типами лазерных скальпелей [29]. Разработано несколько типов лазерных устано-

вок, применяемых в хирургии, – углекислотные, аргонные, азотные и др. Первоначально из-за их громоздкости, малой маневренности и дороговизны лазерные установки массового применения не получили. Однако, благодаря разработке гибких светонесителей, они стали более удобными в управлении и использовании при операциях на различной глубине органа. Применяемые в хирургии лазеры представлены двумя большими группами: 1-я группа – высокоэнергетические лазеры (ВЭЛ) (CO₂-лазер, АИГ-лазер), 2-я группа – низкоэнергетические лазеры (НЭЛ). К несомненным преимуществам лазеров относятся: одновременное рассечение и коагуляция лазерным лучом кровеносных и лимфатических сосудов; относительно небольшая зона термического повреждения тканей; бесконтактность инструмента, что особенно важно в связи с актуальностью проблемы ВИЧ-инфекции [29].

Одним из современных способов комплексного воздействия на паренхиматозные органы с целью осуществления гемостаза и антимикробного воздействия является обработка потоком плазмы.

Термин «плазма» был введен И. Лэнгмюром в 1928 г., возможно, из-за ассоциации с плазмой крови. Плазма (в переводе с греч. «вылепленное», «оформленное») – частично или полностью ионизированный газ, образованный из нейтральных атомов (или молекул) и заряженных частиц (ионов и электронов).

С практической точки зрения плазму можно разделить на два вида – низко- и высокотемпературную. Низкотемпературной называют плазму, у которой средняя энергия электронов меньше потенциала ионизации атома (менее 10 эВ). Температура такой плазмы не превышает 10⁵ К [25, 30–32]. Плазма с более высокой температурой называется горячей, или высокотемпературной.

Эффекты горячей плазмы нашли свое применение в плазменных коагуляторах. В этих приборах электрическая плазма, получающаяся при возникновении электрической дуги внутри коагулирующей головки, выдувается на обрабатываемую поверхность струей инертного газа (гелия или аргона). Этим приборам необходима подача газа и воды для контура водяного охлаждения коагулирующей головки. При этом температура коагулирующей плазмы равна таковой в дуге электросварки и может достигать 4000 °С. За счет такой температуры закоагулируется или разрежется любой сосуд, любая биологическая ткань. Но и ожоги подлежащих тканей будут соответствующими. Так, например, при работе подобным скальпелем-коагулятором в режиме резания подлежащие ткани были полностью обуглены на глубину 3–5 мм, а еще

на 5 мм глубже представляли собой сплошной ожог [26, 33–37].

Установлено, что плазменные потоки наиболее целесообразно использовать в хирургии паренхиматозных органов [24, 38]. Одним из представителей плазменных коагуляторов, широко используемых в настоящее время в хирургических стационарах России и мира, является аргоноплазменный коагулятор.

Электрохирургический метод аргоноплазменной коагуляции (Argon Plasma Coagulation – APC) в последние годы все шире и успешнее применяется для управления гемостазом и девитализации аномальных тканей. При проведении APC-вмешательств энергия высокочастотного тока воздействует на ткань через ионизированную аргоновую плазму. APC-метод не дает осложнений и отличается высокой эффективностью благодаря надежному гемостазу, равномерной коагуляции обширных участков тканей и возможности ограничения глубины проникновения термического эффекта. Бесконтактное воздействие высокочастотного тока на ткань практически полностью исключает вероятность прилипания наконечника APC-инструмента к ткани. В зависимости от имеющихся показаний к применению аппликация струи аргоновой плазмы возможна в осевом, боковом или радиальном направлении. Глубина коагуляции достигает 1–2 мм. Длительность экспозиции на 1 единицу площади составляет 2–3 с. Струп, образующийся в результате монополярной аргон-усиленной коагуляции, прочен, что ведет к снижению риска развития поздних послеоперационных кровотечений. Механизм гемостаза аргон-усиленной коагуляции обусловлен образованием в тканях тепла, достаточного для коагуляции белка и «склеивания» сосуда, в то время как механическая тампонада способствует тромбированию сосудов [24]. При аргон-усиленной коагуляции надежность гемостаза обуславливается сосудистым компонентом и в дальнейшем не зависит от возможной активации антикоагуляционной системы крови. Однако применение комплексов, работающих на основе плазменных потоков, имеет свои недостатки: сложность эксплуатации комплекса, необходимость охлаждения плазмотрона проточной водой с высокой степенью очистки, потребность в электропитании от сети 380 В, заправка баллонов дефицитным рабочим газом (аргоном или гелием) [26].

В низкотемпературной (неравновесной, холодной) плазме ионы и нейтральные частицы имеют очень малую энергию, поэтому температура такой плазмы небольшая (менее 45 °С) [30].

Аппарат «Плазон». Одним из аппаратов, генерирующих холодную плазму, является хорошо известный в России аппарат «Плазон», разработанный в Мо-

сковском государственном техническом университете им. Н.Е. Баумана в 1998 г. При использовании аппарата «Плазон» лечебное воздействие осуществляется путем подвода к биологическим тканям газовых потоков различной температуры (от 4000 °С до температуры окружающей среды), но с неизменным содержанием в потоке оксида азота (NO). Достигается это путем принудительного прокачивания атмосферного воздуха через рабочий орган аппарата – манипулятор. При подключении манипулятора к источнику постоянного и стабилизированного тока между катодом и анодом горит электрическая дуга, геометрически стабилизированная каналом межэлектродной вставки. Атмосферный воздух подается в манипулятор встроенным в аппарат микрокомпрессором, проходит через электрическую дугу, нагревается, переходя в плазменное состояние, и через отверстие в аноде истекает из генераторной части манипулятора. Геометрические параметры канала генераторной части, энергетические характеристики электропитания и охлаждения электрической дуги подобраны таким образом, что температура газа в дуге оптимальна для образования оксида азота. В случае манипулятора-коагулятора и манипулятора-деструктора нагретый воздушно-плазменный поток (ВПП) подается на обрабатываемую поверхность в виде ярко светящегося факела. Закалка оксида азота происходит при торможении истекающего потока в окружающем холодном воздухе. Коагулятор и деструктор отличаются друг от друга только диаметром выходного анодного канала – 1,2 и 0,7 мм соответственно. Этим достигается разница в скорости истечения воздушно-плазменной струи – до 200 м/с для коагулятора и до 600 м/с – для деструктора. Температура ВПП при истечении в окружающее пространство на срезе выходного канала достигает 4000 °С, что достаточно для получения хирургических эффектов (коагуляции и деструкции).

В ряде случаев – при микрохирургическом вмешательстве, при отсутствии интенсивных кровотечений или для проведения сеансов NO-терапии – нет необходимости подавать столь горячий поток к тканям. Температуру газового потока необходимо снизить, но не в ущерб содержанию в нем оксида азота. В аппарате «Плазон» эта цель достигается путем дополнительного охлаждения потока, истекающего из генераторного узла, что позволяет, с одной стороны, снизить температуру потока вплоть до температуры окружающей среды, с другой стороны – «заморозить» в нем молекулы оксида азота, рожденные в электрической дуге генераторного узла. В этом случае осуществляется не прямое воздействие холодной плазмы [39].

Прибор «Холодноплазменный коагулятор». Принцип действия холодноплазменного коагулятора (ХПК) – получение холодноплазменного пучка. При осуществлении им коагуляции в обрабатываемых тканях не выделяется большого количества тепла, поэтому глубина термического повреждения составляет 0,1–0,2 мм. Это дает возможность широкого применения прибора в абдоминальной хирургии и офтальмологии. При использовании ХПК процесс заживления раневой поверхности протекает значительно быстрее, чем после обработки другими видами коагуляторов. ХПК однополярен, что позволяет избежать протекания тока через ткани и их электролиза, наблюдаемого при применении обычных электрокоагуляторов. В ХПК коагуляция осуществляется плазменным пучком, контакт электрода с обрабатываемой поверхностью отсутствует, что создает дополнительную защиту от занесения инфекции в рану. При операциях на паренхиматозных органах и на роговице глаза бесконтактность работы позволяет избежать «приваривания» ткани к коагулирующему электроду с последующими отрывом и новым кровотечением. Однополярность ХПК достигается тем, что при его работе используют не обычный электрический ток, а квазистатические заряды. Плазмогенирующая головка создает 500–1000 электростатических разрядов в 1 с, которые воспринимаются глазом как плазменная кисточка. Статические заряды распространяются по поверхности проводника и не проникают вглубь носителя. Поэтому при работе ХПК не происходит глубокого электротермического поражения тканей, подлежащих обрабатываемой поверхности. При возникновении плазменной дуги между электродом и тканью на обрабатываемой поверхности мгновенно образуется слой углерода толщиной до 0,1 мм, что дополнительно защищает подлежащие ткани от термического поражения. Это значит, что при воздействии холодной плазмы на ткань как бы снимаются слои толщиной 0,1 мм с одновременным залипанием сосудов. При работе ХПК происходит частичное распыление материала электрода, представляющего собой серебряную иглу. Ионы серебра, попадая в рану, изменяют электрические потенциалы раневой поверхности на продолжительное время, стимулируя процессы регенерации и дополнительно обеззараживая ее. Плазменный пучок вызывает ионизацию воздуха и образование большого количества озона. Если поднести к электроду работающего коагулятора горящую спичку или зажигалку, то озоновый ветер, генерируемый плазмой, погасит ее. Такое количество озона вызывает полное обеззараживание раны, а также положительно влияет на процесс лечения при экземах. ХПК можно использовать при удалении па-

пиллом, кондилом, новообразований, татуировок, шлифовке келоидных рубцов, при лечении больных венерической саркомой, тендовагинитом, различными болезнями кожи (мокнущая экзема, дерматомикозы) и глаз (пигментозные кератиты, язвы и эрозии роговицы), для обработки свежих, в том числе операционных и инфицированных ран, для лигирования кровеносных сосудов без наложения лигатур (методом запаивания стенки сосуда) [40].

Проанализировав перечисленные выше методы гемостаза паренхиматозных кровотечений, можно сделать вывод о том, что до сих пор отсутствует оптимальный метод коагуляции ран селезенки, а аппараты, применяемые для этого, несовершенны, к тому же являются небезопасными для пациентов. Следовательно, изучение данной проблемы не теряет своей актуальности. Ранее созданные аппараты требуют усовершенствования на основании доклинических и клинических исследований. Кроме того, необходимо разрабатывать и новые приборы, основной концепцией которых будет являться уменьшение травматизма при выполнении гемостаза и снижение количества осложнений.

В связи с этим можно назвать параметры, необходимые для создания новых методов остановки как селезеночных кровотечений, так и паренхиматозных кровотечений в целом.

1. Метод гемостаза должен приводить к быстрой остановке кровотечения (не более 1 мин) и быть технически простым в использовании.

2. У разрабатываемого метода должно отсутствовать повреждающее действие на здоровую ткань паренхиматозного органа или быть минимальным, не приводящим к существенным изменениям в работе органа в раннем и отдаленном послеоперационном периодах.

3. Помимо гемостатического метод, по возможности, должен обладать бактерицидным действием.

4. Метод гемостаза должен быть бесконтактным.

5. Метод должен стимулировать регенерацию травмированного органа.

6. Возможность использовать метод при лапароскопических оперативных вмешательствах.

Литература

1. Клевно В.А., Новосёлов А.С. Анализ и структура закрытой тупой травмы грудной клетки и живота (по данным Алтайского краевого бюро судебно-медицинской экспертизы за 2000 год) // Альманах судеб. медицины Спб., 2001. № 2. С. 75–81.
2. Попов В.А. Гемостаз и герметизация швов (операции на внутренних органах). М.: ГЭОТАР-Медиа, 2008. 320 с.
3. Попов В.А., Бояркин М.Н. Гемостаз при травме паренхиматозных органов // Биомедицинский журнал Medline.ru. 2008. Июль. Т. 9. С. 18 (с. 169–182).
4. Хван О.И. Повреждения органов брюшной полости и по-

- чек при тупой травме // Врач-аспирант. 2012. № 1.3 (50). С. 461–465.
5. Чарышкин А.Л., Гафиуллиев М.Р., Демин В.П. Оценка результатов ушивания ран печени и селезенки при закрытых травмах органов брюшной полости // Вестн. эксперим. и клинич. хирургии. 2012. Т. 5, № 3. С. 593–595.
 6. Ahmed N., Vernick J.J. Management of liver trauma in adults // J. Emerg. Trauma Shock. 2011. V. 4 (1). P. 114–119.
 7. Choi S.H., Lee J.M., Lee K.H., Kim S.H., Lee J.Y., Han J.K., Choi B.I. Postbiopsy splenic bleeding in a dog model: comparison of cauterization, embolization, and plugging of the needle tract // AJR Am. J. Roentgenol. 2005. Oct. 185 (4). P. 878–884.
 8. Eaton M.A., Valentine J., Jackson M.R., Modrall G., Clagett P. Incidental splenic injury during abdominal vascular surgery: a case-controlled analysis // J. Am. Coll. Surg. 2000 Jan. 190 (1). P. 58–64.
 9. Kazaryan A.M., Wiborg J., Hauss K., Anundsen T.K., Flemmen O.J., Holm T.E., Lauzikas G. Spontaneous non-traumatic massive intraabdominal spleen bleeding in young females: Importance of ATLS principles and trauma alarm // Am. J. Case. Rep. 2014. May. 5. 15. P. 189–193.
 10. Liu P.P., Liu H.T., Hsieh T.M., Huang C.Y., Ko S.F. Nonsurgical management of delayed splenic rupture after blunt trauma // J. Trauma Acute Care Surg. 2012. Apr. 72 (4). P. 1019–1023.
 11. Daniel M., Sarah T., Nancy F. Splenic Rupture: A Case of Massive Hemoperitoneum Following Therapeutic Colonoscopy // Hawaii Med. J. 2010. Jun. 69 (6). P. 140–141.
 12. Ritz J.P. Intraoperative complications of the lower gastrointestinal tract: Prevention, recognition and therapy // Chirurg. 2015. Feb. 18. German. PMID: 25687814
 13. Альперович Б.И. Хирургия печени и желчных путей. Томск: Изд-во Том. ун-та, 1997. 605 с.
 14. Асоян Г.А., Белоусов О.С. Местный гемостаз в хирургической практике // Вестник хирургии им. И.И. Грекова. 1984. Т. 132, № 4. С. 14–19.
 15. Марченко В.Т., Шкурупий В.А. Морфологические особенности репаративной регенерации органов и тканей при использовании сульфакрилата нового поколения // Бюл. эксперим. биологии и медицины. 2004. Т. 137, № 2. С. 231–237.
 16. Alkozai E.M., Lisman T., Porte R.J. Bleeding in liver surgery: prevention and treatment // Clin. Liver Dis. 2009. V. 13 (1). P. 145–154.
 17. Oniscu G.C., Parks R.W., Garden O.J. Classification of liver and pancreatic trauma // HPB (Oxford). 2006. 8 (1). P. 4–9.
 18. Бунатян А.Г., Завенян З.С., Бамет Н.Н. Проблема гемостаза и герметизма при резекциях печени с использованием фибрин-коллагеновой субстанции // Хирургия. 2003. № 9. С. 18–23.
 19. Марченко В.Т., Шкурупий В.А., Рассадковский М.В. Особенности соединения тканей и гемостаза при использовании клеевой композиции «Сульфакрилат» нового поколения // Сиб. консилдум. 2003. № 2. С. 50–54.
 20. Калиш Ю.И., Мадартов К.М., Хусаинов Б.Р. Принципы комбинированного использования лазеров в профилактике гнойно-воспалительных послеоперационных осложнений в абдоминальной хирургии // Материалы VIII Всерос. съезда хирургов: тез. докл. Краснодар, 1995. С. 490–491.
 21. Литвин А.А. Местный гемостаз в хирургии поврежденных печени и селезенки // Хирургия. 2000. № 4. С. 74–76.
 22. Горский В.А., Леоненко И.В., Воскресенский П.К. Проблемы гемостаза и герметичности хирургического шва. Техника аппликации препарата «Тахокомб» в хирургии брюшной полости // Consilium Medicum. 2006. Т. 8, № 7. С. 13.
 23. Андрианов Н.Г. Экспериментальное обоснование и клиническое применение термокоагуляции для остановки паренхиматозного кровотечения при операциях на печени: автореф. дис. канд. мед. наук. М., 1974. 29 с.
 24. Moldoveanu C., Geavlete B., Jecu M., Stanescu F., Adou L., Bulai C., Ene C., Geavlete P. Bipolar plasma vaporization versus monopolar TUR and “cold-knife” TUI in secondary bladder neck sclerosis – An evidence based, retrospective critical comparison in a single center clinical setting // J. Med. Life. 2014. Mar. 15. 7 (1). P. 94–99. Published online Mar 25, 2014.
 25. Carus T., Rackebrandt K. Collateral tissue damage by several types of coagulation (monopolar, bipolar, cold plasma and ultrasonic) in a minimally invasive, perfused liver model // International Scholarly Research Network ISRN Surg. 2011. V. 2011. P. 1.
 26. Авраменко К.С. Реальная и вымышленная мощность коагуляторов, представленных на российском рынке. URL: <http://www.sotri-tattoo.ru/rus/art14.htm>
 27. Альперович Б.И. Хирургия печени. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2010. 352 с.
 28. Альперович Б.И., Соловьёв М.М. Неотложная хирургия живота. Томск: Курсив, 2002. 222 с.
 29. Вишневский В.А. Операции на печени: руководство для хирургов. М.: МИКЛЮШ, 2003. 164 с.
 30. Виноградова О.И., Телицкий С.Ю., Шуккина Е.В., Алейник А.Н. Применение неравновесной плазмы в медицине и биологии // Научная сессия МИФИ-2009: аннотации докладов. М., 2009. С. 128.
 31. Жуликов А.Л., Маланин Д.А., Новочадов В.В., Горячев А.Н. Морфологические и морфометрические результаты бесконтактного воздействия холодной плазмы на суставной хрящ в эксперименте // Бюл. Волгоградского НЦ РАМН. 2010. № 2. С. 32–36.
 32. Козлов Б.Н., Кузнецов М.С., Насрашвили Г.Г., Панфилов Д.С., Шипулин В.М., Николаев А.Г., Гуляев В.М. Первый клинический опыт применения холодноплазменного стернотомы // Сиб. мед. журн. (Томск). 2012. Т. 27, № 2. С. 96.
 33. Денко О.И., Алейник А.Н., Семичев Е.В. Плазменная медицина: учебное пособие. Saarbrücken: Palmarium Academic Publishing, 2013. 93 с.
 34. Fridman G., Peddinghaus M., Ayan H., Fridman A., Balasubramanian M., Gutsol A., Brooks A., Friedman G. Blood Coagulation and Living Tissue Sterilization by Floating-Electrode Dielectric Barrier Discharge in Air // Plasma Chem. Plasma Process. 2006. V. 26. P. 425–442.
 35. Fridman G., Peddinghaus M., Fridman A., Balasubramanian M., Gutsol A., Friedman G. Use of non-thermal atmospheric pressure plasma discharge for coagulation and sterilization of surface wounds. 17th International Symposium on Plasma Chemistry. Toronto, 2005. P. 1–2.
 36. Kalghatgi S.U., Fridman G., Cooper M., Nagaraj G., Peddinghaus M., Balasubramanian M., Vasilets V.N., Gutsol A.F., Fridman A., Friedman G. Mechanism of Blood Coagulation by Non-Thermal Atmospheric Pressure Dielectric Barrier Discharge. Plasma Science. 2007. ICOPS 2007. IEEE 34th International Conference. 2007. P. 674.
 37. Kalghatgi S., Kelly C.M., Cerchar E., Torabi B., Alekseev O., Fridman A., Friedman G., Azizkhan-Clifford J. Effects of Non-Thermal Plasma on Mammalian Cells // PLoS ONE. 2011. 6 (1): e16217. DOI: 10.1371/journal.pone.0016270. PMID: 21283714.
 38. Андреев А.Л., Рыбин Е.П., Учваткин В.Г. Первый опыт применения плазменного скальпеля при лапароскопических операциях // Материалы VIII Всерос. съезда хирургов (тезисы докладов). Краснодар, 1995. С. 322–323.

39. «Плазмон» – аппарат для NO-терапии и плазменной хирургии. Описание работы аппарата. НПП «ДХ-системы». URL: www.dx-sys.com.ua

40. Авраменко К.С., Баранов О.Б., Копенкин Е.П. Холодно-плазменный коагулятор. URL: <http://www.sotri-tattoo.ru/rus/art11.htm>

Поступила в редакцию 17.02.2015 г.

Утверждена к печати 15.04.2015 г.

Семичев Евгений Васильевич (✉) – канд. мед. наук., науч. сотрудник ЦНИЛ СибГМУ (г. Томск).

Байков Александр Николаевич – д-р мед. наук, профессор, зав. ЦНИЛ СибГМУ (г. Томск).

Бушланов Павел Сергеевич – врач-ординатор кафедры хирургических болезней СибГМУ (г. Томск).

Дамбаев Георгий Цыренович – д-р. мед. наук, профессор, член-корреспондент РАН, зав. кафедрой хирургических болезней СибГМУ (г. Томск).

✉ Семичев Евгений Васильевич, тел.: 8 (3822) 52-97-04, 8-923-401-8160; e-mail: EVSemichev@yandex.ru

COMPARATIVE ANALYSIS OF HEMOSTASIS METHODS IN OPERATIONS ON SPLEEN

Semichev Ye.V., Baikov A.N., Bushlanov P.S., Dambayev G.Ts.

Siberian State Medical University, Tomsk, Russian Federation

ABSTRACT

The paper provides statistics of spleen traumas, anatomy and characters of the organ damage. The most common methods of spleen hemostasis, currently used in surgical clinics of the Russian Federation, are presented. A small historical excursus about existed methods of hemostasis is given in the paper. A comparative analysis of currently used methods, their advantages and disadvantages is carried out. Some possible criteria for an ideal method of spleen hemostasis are listed as well.

KEY WORDS: methods of hemostasis, spleen traumas, spleen bleeding, hemostasis of parenchymal bleeding.

Bulletin of Siberian Medicine, 2015, vol. 14, no. 2, pp. 91–99

References

1. Klevno V.A., Novoselov A.S. Analiz i struktura zakrytoj tupoj travmy grudnoj kletki i zhivota (po dannym Altajskogo kraevogo bjuro sudebno-medicinskoj jekspertizy za 2000 god) [Analysis and structure of the closed blunt trauma of chest and abdomen (according to the Altai Regional Bureau of forensic medical examination, 2000)]. *Biomedicinskij zhurnal Medline.ru*, 2003, Feb., vol. 4, p. 53 (pp. 68–70) (in Russian).
2. Popov V.A. *Gemostaz i germetizacija shvov (operacii na vnutrennih organah)* [Hemostasis and sealing of sutures (operations on the internal organs)]. Moscow, GEOTAR-Media Publ., 2008. 320 p. (in Russian).
3. Popov V.A., Bojarkin M.N. Gemostaz pri travme parenhimatoznych organov [Hemostasis in trauma of parenchymal organs]. *Biomedicinskij zhurnal Medline.ru*, 2008, vol. 9, p. 18 (pp 169–182) (in Russian).
4. Hvan O.I. *Povrezhdenija organov brjushnoj polosti i pochek pri tupoj travme* [Damage to abdominal organs and kidneys in blunt trauma]. "Vrach-aspirant" Hirurgija, 2012 (in Russian).
5. Charyshkin A.L., Gafillov M.R., Demin V.P. Ocenka rezul'tatov ushivaniya ran pecheni i selezenki pri zakrytyh travmah organov brjushnoj polosti [Estimation of results sewing wounds of parenchymatous bodies at traumas of bodies of an abdominal cavity]. *Bulletin of Experimental and Clinical Surgery*, 2012, vol. 5, no. 3, pp. 593–595 (in Russian).
6. Ahmed N., Vernick J.J. Management of liver trauma in adults. *J. Emerg. Trauma Shock*, 2011, vol. 4 (1), pp. 114–119.
7. Choi S.H., Lee J.M., Lee K.H., Kim S.H., Lee J.Y., Han J.K., Choi B.I. Postbiopsy splenic bleeding in a dog model: comparison of cauterization, embolization, and plugging of the needle tract. *AJR Am. J. Roentgenol.*, 2005, Oct, 185 (4), pp. 878–884.
8. Eaton M.A., Valentine J., Jackson M.R., Modrall G., Clagett P. Incidental splenic injury during abdominal vascular surgery: a case-controlled analysis. *J. Am. Coll. Surg.*, 2000, Jan., 190 (1), pp. 58–64.
9. Kazaryan A.M., Wiborg J., Hauss K., Anundsen T.K., Flemmen O.J., Holm T.E., Lauzikas G. Spontaneous non-traumatic massive intraabdominal spleen bleeding in young females: Importance of ATLS principles and trauma alarm. *Am. J. Case Rep.*, 2014, May, 5, 15, pp. 189–193.
10. Liu P.P., Liu H.T., Hsieh T.M., Huang C.Y., Ko S.F. Non-surgical management of delayed splenic rupture after blunt trauma. *J. Trauma Acute Care Surg.*, 2012, Apr, 72 (4), pp. 1019–1023.
11. Daniel M., Sarah T., Nancy F. Splenic Rupture: A Case of Massive Hemoperitoneum Following Therapeutic Colonoscopy. *Hawaii Med. J.*, 2010, Jun, 69 (6), pp. 140–141.
12. Ritz J.P. Intraoperative complications of the lower gastrointestinal tract: Prevention, recognition and therapy. *Chirurg*, 2015, Feb, 18, German. PMID: 25687814.
13. Al'perovich B.I. *Hirurgija pecheni i zhelchnyh putej* [Sur-

- gery of the liver and biliary tract]. Tomsk, Izd-vo TGU Publ., 1997. 605 p. (in Russian).
14. Asojan G.A., Belousov O.S. Mestnyj gemostaz v hirurgicheskoj praktike [Local hemostasis in surgical practice]. *Vestnik khirurgii im. I.I. Grekova – Herald of Surgery them. I.I. Grekova*, 1984, vol. 132, no. 4, pp. 14–19 (in Russian).
 15. Marchenko V.T., Shkurupij V.A. Morfologicheskie osobennosti reparativnoj regeneracii organov i tkanej pri ispol'zovanii sul'fakrilata novogo pokolenija [Morphological features of reparative regeneration of organs and tissues by using a new generation of Sulfacrylate]. *Byulleten' eksperimental'noj biologii i mediciny*, 2004, vol. 137, no. 2, pp. 231–237 (in Russian).
 16. Alkozai E.M., Lisman T., Porte R.J. Bleeding in liver surgery: prevention and treatment. *Clin. Liver Dis.*, 2009, vol. 13 (1), pp. 145–154.
 17. Oniscu G.C., Parks R.W., Garden O.J. Classification of liver and pancreatic trauma. *HPB (Oxford)*, 2006, 8 (1), pp. 4–9.
 18. Bunatjan A.G., Zavenjan Z.S., Bamet N.N. Problema gemostaza i germetizma pri rezekcijah pecheni s ispol'zovaniem fibrin-kollagenovoj substancii [The problem of hemostasis and hermetism during liver resections using fibrin-collagen substance]. *Khirurgiya – Surgery*, 2003, no. 9, pp. 18–23 (in Russian).
 19. Marchenko V.T., Shkurupij V.A., Rassadovskij M.V. Osobennosti soedinenija tkanej i gemostaza pri ispol'zovanii kleevoj kompozicii «Sul'fakrilat» novogo pokolenija [Features of tissue connection and hemostasis by using new generation of the adhesive composition "Sulfacrylate"]. *Sibirskij konsilium*, 2003, no. 2, pp. 50–54 (in Russian).
 20. Kalish Ju.I., Madartov K.M., Husainov B.R. Principy kombinirovannogo ispol'zovanija lazerov v profilaktike gnojno-vospalitel'nyh posleoperacionnyh oslozhenij v abdominal'noj hirurgii [The principles of the combined use of lasers in the prevention of pyoinflammatory postoperative complications in abdominal surgery]. *Materialy VIII Vseros. s'ezda hirurgov: tez. dokladov*. Krasnodar, 1995. P. 490–491 (in Russian).
 21. Litvin A.A. Mestnyj gemostaz v hirurgii povrezhdenij pecheni i slezenki [Local hemostasis in surgery of liver and spleen damages]. *Khirurgiya – Surgery*, 2000, no. 4, pp. 74–76 (in Russian).
 22. Gorskij V.A., Leonenko I.V., Voskresenskij P.K. Problemy gemostaza i germetichnosti hirurgicheskogo shva. Tehnika aplikacii preparata "Tahokomb" v hirurgii brjushnoj polosti [Problems of hemostasis and tightness of surgical suture. Application technics of product "Tachocomb" in abdominal surgery]. *Consilium Medicum*, 2006, vol. 7, no. 8, p. 13 (in Russian).
 23. Andrianov N.G. *Eksperimental'noe obosnovanie i klinicheskoe primenenie termokoaguljacii dlja ostanovki parenhimatoznogo krvotochenija pri operacijah na pecheni* [Experimental substantiation and clinical application of thermocoagulation for stopping the parenchymal bleeding during operations on the liver]: dis. kand. med. nauk. Moscow, 1974 (in Russian).
 24. Moldoveanu C., Geavlete B., Jecu M., Stanescu F., Adou L., Bulai C., Ene C., Geavlete P. Bipolar plasma vaporization versus monopolar TUR and "cold-knife" TUI in secondary bladder neck sclerosis – An evidence based, retrospective critical comparison in a single center clinical setting. *J. Med. Life*, 2014, Mar, 15, 7 (1), pp. 94–99. Published online Mar 25, 2014.
 25. Carus T, Rackebrandt K. Collateral tissue damage by several types of coagulation (monopolar, bipolar, cold plasma and ultrasonic) in a minimally invasive, perfused liver model. *International Scholarly Research Network ISRN Surg.*, 2011, vol. 2011, p. 1.
 26. Avramenko K.S. *Real'naja i vymyshlennaja moshhnost' koagulyatorov, predstavlenykh na rossijskom rynke* [Real and fictional power of coagulators on the Russian market]. URL: <http://www.sotri-tattoo.ru/rus/art14.htm> (in Russian).
 27. Al'perovich B.I. *Khirurgija pecheni* [Liver surgery]. Moscow, GEOTAR-Media Publ., 2010. 352 p. (in Russian).
 28. Al'perovich B.I., Solov'ev M.M. Neotlozhnaja hirurgija zhivota [Emergency surgery of the abdomen]. Tomsk, Kursiv Publ., 2002. 222 p. (in Russian).
 29. Vishnevskij V.A. *Operacii na pecheni: rukovodstvo dlja hirurgov* [Operations on the liver: a guide for surgeons]. Moscow, MIKLOSh Publ., 2003. 164 p. (in Russian).
 30. Vinogradova O.I., Telickij S.Ju., Shhukina E.V., Alejnik A.N. *Primenenie neravnovesnoj plazmy v medicine i biologii* [The use of non-equilibrium plasma in medicine and biology]. Nauchnaja sessija MIFI-2009: annotacii dokladov. Moscow, 2009. P. 128 (in Russian).
 31. Zhulikov A.L., Malanin D.A., Novochadov V.V., Gorjachev A.N. Morfologicheskie i morfometricheskie rezultaty beskontaktnogo vozdejstvija holodnoj plazmy na sustavnoj hrjashh v jeksperimente [Morpogological and morphometric results of contactless effect of cold plasma on articular cartilage in experiment]. *Byulleten' Volgogradskogo nauchnogo centra RAMN*, 2/2010. P. 32 (in Russian).
 32. Kozlov B.N., Kuznecov M.S., Nasrashvili G.G., Panfilov D.S., Shipulin V.M., Nikolaev A.G., Guljaev V.M. Pervyj klinicheskij opyt primeneniya holodnoplazmennogo sternotoma [The first clinical experience of using the coldplasma sternal saw]. *Sibirskij medicinskij zhurnal – Siberian Medical Journal*, 2012, vol. 27, no. 2, p. 96 (in Russian).
 33. Deneko O.I., Alejnik A.N., Semichev E.V. *Plazmennaja medicina. Uchebnoe posobie* [Plasma medicine. Textbook]. Saarbrücken, Palmarium Academic Publishing, 2013. 93 p. (in Russian).
 34. Fridman G., Peddinghaus M., Ayan H., Fridman A., Balasubramanian M., Gutsol A., Brooks A., Friedman G. Blood Coagulation and Living Tissue Sterilization by Floating-Electrode Dielectric Barrier Discharge in Air. *Plasma Chem. Plasma Process*, 2006, vol. 26, pp. 425–442.
 35. Fridman G., Peddinghaus M., Fridman A., Balasubramanian M., Gutsol A., Friedman G. Use of non-thermal atmospheric pressure plasma discharge for coagulation and sterilization of surface wounds. 17th international Symposium on plasma chemistry. Toronto, 2005. Pp. 1–2.
 36. Kalghatgi S.U., Fridman G., Cooper M., Nagaraj G., Peddinghaus M., Balasubramanian M., Vasilets V.N., Gutsol A.F., Fridman A., Friedman G. Mechanism of Blood Coagulation by Non-Thermal Atmospheric Pressure Dielectric Barrier Discharge. *Plasma Science. 2007. ICOPS 2007. IEEE 34th International Conference*. 2007, p. 674.
 37. Kalghatgi S., Kelly C.M., Cerchar E., Torabi B., Alekseev O., Fridman A., Friedman G., Azizkhan-Clifford J. Effects of Non-Thermal Plasma on Mammalian Cells. *PLoS ONE*. 2011, 6 (1), e16217. DOI: 10.1371/journal.pone.0016270. PMID: 21283714.
 38. Andreev A.L., Rybin E.P., Uchvatkin V.G. Pervyj opyt primeneniya plazmennogo skal'pelja pri laparosko-picheskijh operacijah [First experience of using of plasma scalpel in laparoscopic operations]. *Materialy VIII Vseros. s'ezdaezda hirurgov (tezisy dokladov)*. Krasnodar, 1995. Pp. 322–323 (in Russian).
 39. "Plazon" – apparat dlja NO-terapii i plazmennoj hirurgii. Opisanie raboty apparata ["PLASON" – an apparatus for NO-therapy and plasma surgery. Description of the device]. NPP "DX-sistemy". URL: www.dx-sys.com.ua (in Russian).
 40. Avramenko K. S., Baranov O. B., Kopenkin E. P. *Holodnoplazmennij koagulyator* [Cold plasma coagulator]. URL: <http://www.sotri-tattoo.ru/rus/art11.htm> (in Russian).

Semichev Yevgeny V. (✉), Siberian State Medical University, Tomsk, Russian Federation.

Baikov Aleksandr N., Siberian State Medical University, Tomsk, Russian Federation.

Bushlanov Pavel S., Siberian State Medical University, Tomsk, Russian Federation.

Dambayev Georgy Ts., Siberian State Medical University, Tomsk, Russian Federation.

✉ **Semichev Yevgeny V.**, Ph.: +7 (3822) 52-97-04, +7-923-401-8160; e-mail: EVSemichev@yandex.ru