

ОБЗОРНЫЕ СТАТЬИ

УДК 617

ЭЛЕКТРОКОАГУЛЯЦИОННЫЙ ГЕМОСТАЗ, ПРЕИМУЩЕСТВА И НЕДОСТАТКИ ELECTRODE COAGULATION HEMOSTASIS, ADVANTAGES AND DISADVANTAGES

В.Г. Пахлеваян¹, С.А. Колесников^{1,2}
V.G. Pakhlevanyan¹, S.A. Kolesnikov^{1,2}

¹⁾ Белгородский государственный национальный исследовательский университет
Россия, 308015, г. Белгород, ул. Победы, д. 85

²⁾ Городская клиническая больница № 1 г. Белгорода
Россия, 308600, г. Белгород, Белгородский пр-т, 99

¹⁾ Belgorod National Research University
Russia, 308015, Belgorod, Pobedy St., 85
²⁾ City clinical hospital № 1 of Belgorod
Russia, 308600, Belgorod, Belgorodsky Ave., 99

E-mail: wov1989@mail.ru

Ключевые слова: кровотечение, гемостаз, электрокоагуляция, монополярный, биполярный.
Key words: bleeding, hemostasis, electrocoagulation, monopolar, bipolar.

Аннотация. В статье представлен обзор литературы об электрокоагуляционном гемостазе. Описывается история развития электрохирургии: от громоздких до современных аппаратов. Выделяются основные факторы, влияющие на гемостаз при электрохирургическом воздействии, режимы, в которых могут работать электрокоагуляторы. Указываются преимущества и недостатки данного метода при воздействии на ткани, изменения, возникающие при повышении температуры. Подчеркиваются критерии эффективности для электрохирургических инструментов, а также использования наноструктурных сплавов для снижения проблем, возникающих во время коагуляции.

Resume. The article provides an overview of the literature about electric coagulative hemostasis. It is written in the history of the development of the electrosurgery: from bulky to modern vehicles. It highlights the main factors influencing the hemostasis during electrosurgical action, the modes in which the electrocoagulators can work. It indicates the advantages and the disadvantages of this method when it acts on the tissue, the changes that occur in a higher temperatures. It highlights the effective criteria for the electrosurgical instruments, and also the use of the nanostructured alloys to reduce the problems encountered during coagulation.

Среди методов гемостаза при паренхиматозных кровотечениях особое место находят физические способы диссекции и коагуляции. Последние известны с античных времен. Из них наиболее старым вариантом коагуляции является термовоздействие: прикладывание повязок с горячими растворами, криовоздействие, воздействие горячего пара и воздуха [Ермолов и др., 2003; Бордаков и др., 2009; Голубев и др., 2013].

Наиболее доступным и простым в применении из физических методов гемостаза и диссекции является электрохирургическое воздействие. Кроме этого, применяют лазерное излучение, плазменные потоки, энергию ультразвука, воздействия жидкости под высоким давлением, низких температур (криовоздействие), а также микроволновую энергию. Наиболее масштабное применение получила моно- и биполярная электрокоагуляция. Менее востребованными оказались другие контактные методы: термо-, лазерная, ультразвуковая, плазменная и т.д. коагуляции [Долецкий, 1975; Баев, 2012; Голубев и др., 2013; Горский и др., 2013].

Давыдова и Федоров [2008] определяют высокочастотную электрохирургию или диатермию как метод хирургического воздействия высокочастотным током на ткани тела пациента с целью их рассечения или коагуляции, основанный на физических и химических процессах.

После открытия тепловых свойств электрического тока Беккерель изобрел инструмент для прижигания тканей. В 1891 году д'Арсонваль обнаружил, что прохождение переменного тока большой частоты через ткани организма приводит к тепловому воздействию. В 1905 году Цейнек использовал тепловой эффект тока для электрокоагуляции. В 1907 году Форест с помощью аппарата д'Арсонваль и

электрода (иглы) с изолированной рукояткой произвел бескровное рассечение тканей. В 1907 году Доуен предложил подкладывать под пациента металлическую пластину (пассивный электрод), а в 1909 году внедрил электрокоагуляционный метод. Черни в 1910 году успешно произвел рассечение тканей высокочастотным током. В России впервые электрохирургический метод был использован В.Н. Шамовым в 1910–1911 годах для лечения опухолей. В 1926 году Боуви и Кушинг разработали новый аппарат для электрохирургии, который явился прообразом современных электрохирургических аппаратов. С 1935 года начались разработки биполярного метода электрокоагуляции [Белов, 2004; Грицаенко и др., 2005; Малиновский и др., 2006; Семенов, 2006; Давыдова, Федоров, 2008].

Разработка электрокоагуляционных устройств началась в 20–30 годах XX века. Первые генераторы, называемые аппаратами «Bovie», представляли собой металлические шкафы 1×0.7×0.5 метров, вес их достигал 200 килограммов, потребляемая мощность достигала 4000 Вт, а напряжение для работы устройств достигало 380 В. В медицинских учреждениях широко начали применять его с 1960 года. До 1968 года производство их было неизменным, однако компания «Valleylab» представила новый вид генераторов. Это ознаменовало новую эру развития электрохирургии. В современной хирургической практике представлено большое количество электрокоагуляторов различных модификаций, удобных в применении, безопасных, экономичных, работающих в контактных и бесконтактных режимах [Давыдова, Федоров, 2008; Семичев и др., 2015].

В 70-х годах началось производство электрохирургических аппаратов отечественного производства: ЭХВЧ-500-4 «Жасмин», ЭХВЧ-500-5 «Акация», ЭХВЧ-02 «Левкой», ЭХА «Политом». С внедрением лапароскопической хирургии появились новые электрохирургические аппараты: в России – «ЭФА 0201», «ЭХВЧМ-200-001», «Азимут Е-300», «Электропульс С-350РЧ», в Германии – «ELECTROTOM 640», «Erbotom ICC50», в Великобритании – «TD 850», в Японии – «Olympus UES-30», в США – «Surgitron™» [Грицаенко и др., 2005].

Мировой опыт использования электрохирургических аппаратов показал, что непонимание физических процессов воздействия высокочастотной энергии, неправильная эксплуатация могут привести к тяжелым осложнениям и даже смертельным исходам [Давыдова, Федоров, 2008].

Белов С.В. и др. [2010] выделяют основные факторы, влияющие на гемостаз при электрохирургическом воздействии: режим работы аппарата, частота генератора, параметры тока, функциональные и эксплуатационные характеристики инструмента.

При соприкосновении активного электрода с тканями под воздействием высокочастотного электрического тока происходит мгновенное испарение внутриклеточной жидкости [Малиновский и др., 2006; Семичев и др., 2015]. Это связано с тепловым эффектом, возникающим при воздействии электричества на ткани. Чем выше соприкосновение органа, тем сильнее теплообразование. Интенсивное парообразование приводит к оплавлению и сварке кровеносных сосудов, что вызывает остановку кровотечения [Бордаков и др., 2009].

Семенов [2006] указывает на изменения в тканях при повышении температуры во время электрокоагуляции:

- 1) повышение температуры до 45°C не оказывает повреждающего действия на хорошо кровоснабжаемые ткани;
- 2) при температуре 46–70°C степень повреждения прямо пропорционально зависит от времени воздействия;
- 3) при 71–100°C происходит денатурация коллагена и гибель клеток;
- 4) при превышении температуры воздействия до 100°C внутриклеточная жидкость начинает испаряться, разрывая межклеточные соединения;
- 5) при воздействии выше 200°C вещество клетки распадается до неорганических соединений.

Малиновский и др. [2006] описывают достоинства электрокоагуляции: простота использования, уменьшение кровопотери и всасывающей способности раневой поверхности, абластичность, возможность применять в инфицированных тканях. К недостаткам авторы относят: образование большой зоны повреждения тканей, интенсивное воспаление и некроз тканей, возникновение аномальных путей движения токов, прилипание и обрыв тканей. По мнению авторов, несмотря на недостатки электрокоагуляции, данная методика широко применяется в хирургической практике. Высокочастотную электрохирургию применяют при 85% оперативных вмешательств [Грицаенко и др., 2005].

Давыдова и Федоров [2008] отмечают, что электрохирургические аппараты должны работать в спектре свыше 100 кГц, чтобы не вызывать нейромышечных эффектов. Однако авторы обращают внимание, что при очень высоких частотах направление течения тока трудно контролируемо.

В зависимости от формы высокочастотного напряжения и частоты можно получить различное коагуляционное воздействие на ткани. Токи килогерцового диапазона с глубокой модуляцией являются наиболее оптимальными для надежного гемостаза [Белов, 2010].

Переменный ток в электрохирургических аппаратах используется в трех радиочастотах: 500 кГц, 900 кГц и 1.8 мГц. [Семенов, 2006].

Электрокоагуляторы могут работать в двух режимах: би- и монополярном, но выделяют и триполярный (интергированные свойства одного инструмента для реализации первых двух режимов). Чаще всего используется монополярный режим, так как биполярный режим менее универсален и требует значительно большего ассортимента электродов [Грицаенко и др., 2005; Малиновский и др., 2006; Семенов, 2006].

Грицаенко и др. [2005] выделяют виды воздействия на ткани: резание, коагуляция, резание с одновременной коагуляцией («смешанный режим»). При монополярном электрохирургическом методе один из выходов генератора соединен с активным электродом, т.е. с самим инструментом, а



другой с телом пациента – с пассивным электродом. Движение тока происходит от активного к пассивному электроду. В данном режиме нагревание клеток происходит в месте соприкосновения с активным электродом. Для резания и коагуляции в monopolarной хирургии используют активные электроды различных форм: L-образные, J-образные, шпательобразные, игольчатые, петлевидные, дисковые, шарообразные, полостные. Для рассечения тканей применяют инструменты с меньшей площадью контакта с тканями, а для коагуляции – с большей площадью. Семенов [2006] обращает внимание на преимущества данного режима: легкость и точность регулировки мощности, возможность выполнения коагуляции в контактном и бесконтактном режимах, возможность использовать смешанный режим.

Для достижения надежного гемостаза из сосудов диаметром до 7 мм рекомендовано использовать следующие параметры [Семенов, 2006]:

- 1) высокочастотный переменный ток (до 470 кГц);
- 2) напряжение 120 В;
- 3) сила тока 4 А;
- 4) мощность до 150 Вт.

При биполярном электрохирургическом методе выходы генератора соединены с разнополярными электродами, объединенными в один биполярный инструмент, представленный в виде пинцетов, ножниц, полостных электродов. Электроды имеют приблизительно одинаковые размеры, а расстояние между ними соответствует их диаметру. При этом, в отличие от monopolarной электрохирургии, ток проходит наиболее кратчайший путь через захваченные между браншами инструмента ткани. [Крендаль и Кабатов, 1974; Пряхин и др., 2002; Семенов, 2006].

По мнению Баева [2012], использование биполярного метода не позволяло получить надежный гемостаз, при этом возможно образование выраженных коагуляционных некрозов с возникновением туннелизации электрического заряда. При использовании дозированного электролигирования автор получал надежный гемостаз, однако при этом были выраженные некротические изменения и перифокальные воспаления.

Белов и др. [2010] обращают внимание на многофункциональность биполярных ножниц: режим резания с коагуляцией; механическое резание; предварительная коагуляция до резания, поверхностная и точечная коагуляция; сокращение времени операции. К недостаткам данных инструментов авторы относят: низкую износостойкость, склонность к образованию нагара, быструю потерю остроты, появление сколов, неустойчивость к плазмохимическому воздействию. Данные недостатки связывают с материалом, из которого сделаны инструменты: стали с изоляционным керамическим покрытием.

Все электрокоагуляторы используют биполярный принцип работы, так как даже при monopolarной электрохирургии используются два электрода [Семичев и др., 2015].

Белов и др. [2013] выделяют критерии эффективности для электрохирургических инструментов:

- 1) отсутствие адгезии к белкам биоткани;
- 2) отсутствие нагара на рабочих поверхностях;
- 3) сверхострая режущая кромка;
- 4) высокая износостойкость;
- 5) адекватный гемостаз и высокопрочная коагуляция.

Прилипание и обрыв тканей в результате использования электрокоагуляции приводило к большому повреждению тканей и удлинению времени репарации [Малиновский и др., 2006].

Семичев и др. [2015] при электрокоагуляции получали неустраняемые побочные эффекты, а именно большие участки повреждения в зоне коагуляции с появлением струпа – участка некроза 3–5 мм, возможное отслоение некротизированных тканей, возобновление кровотечения, повреждение токами, проходящими через обратный электрод, появление грубых рубцов, спаечных процессов.

Тимербулатов и Баев [2012] при биполярной коагуляции печени и селезенки обнаружили термические изменения тканей с образованием зон выраженного коагуляционного темного струпа, с существенным нарушением функционального состояния клеток фагоцитарного звена неспецифической резистентности. Это проявлялось лейкоцитозом, угнетением оксидантных механизмов киллинга фагоцитов, снижением активности миелопероксидазы, глубокими нарушениями кислородзависимого метаболизма фагоцитов и их поглотительной активности. Авторы сообщают, что характерным при коагуляции являлось образование дыма, затрудняющее видимость и требующее его аспирации. В гистологии обнаруживался очаговый коагуляционный некроз, по периферии – резкое полнокровие и отек тканей, воспалительная инфильтрация была представлена в основном нейтрофилами и лимфоцитами. При коагуляции паренхиматозных органов отмечали, что остановка кровотечения из паренхиматозных органов при помощи электрохирургии занимало много времени, сопровождалась интенсивным образованием нагара из коагулируемых тканей на рабочей поверхности инструмента, что не позволяло достичь надежного гемостаза, при этом образовывались большие зоны некроза тканей. Также авторы утверждают, что электролигирование позволяет пересекать с надежным гемостазом сосуды диаметром до 7 мм.

Бордаков и др. [2009] при электрокоагуляционном гемостазе отмечали возникающие трудности: отрыв коагуляционного струпа из-за прилипания его к рабочей поверхности инструмента, вследствие чего возобновлялось кровотечение, у трех животных повторная коагуляция по причине просачивания крови из-под краев образовавшегося струпа. На первые и третьи сутки авторы регистрировали на раневой поверхности плотный струп черного цвета толщиной до 2 мм, ограниченный от неповрежденной ткани печени демаркационным воспалением. Образование



спаечного процесса было выявлено на третьи сутки. На седьмые сутки были сращения с большим салынником зоны коагуляции, струп с полоской демаркационного воспаления сохранялся. При гистологическом исследовании биоптатов печени на первые сутки граница неповрежденных и некротизированных клеток была размыта, наблюдали начальное формирование лейкоцитарного вала. Поверхность раны была покрыта некротизированными тканями, массой фибрина, пропитанными бурым пигментом, скоплениями лейкоцитов. На третьи сутки на границе некротизированных и неповрежденных тканей – узкий лейкоцитарный вал. Также авторы отмечают преимущественно околосоудистую пролиферацию фибробластов и тонкостенных сосудов, резкое полнокровие сосудов по периферии. На седьмые сутки – выраженная пролиферация фибробластов и тонкостенных сосудов в пограничной зоне с прорастанием в некротизированные ткани, в которых содержалось большое количество лейкоцитов и обломков их ядер, по периферии – формирование макрофагальных с многоядерными гигантскими клетками «инородных тел».

В связи с широким применением электрохирургического метода гемостаза, наличием осложнений, функциональных и эксплуатационных недостатков актуальным стал вопрос усовершенствования инструментария. С внедрением нанотехнологий начали появляться сообщения об использовании наноструктурированных материалов в медицине. Наноструктурные сплавы, в отличие от крупнозернистых аналогов, имеют большие прочностные характеристики при сохранении пластичных свойств. С уменьшением зернистости материалов повышалась их сверхпластичность. Применение оксида циркония описывается в нанокерамике, отмечается высокая стойкость в агрессивных средах, износостойкость, термостойкость [Грицаенко и др., 2005; Малиновский и др., 2006; Белов и др., 2010, 2013].

К основным недостаткам электрохирургических инструментов относят адгезию тканей и образование нагара на рабочей поверхности при повышении температуры выше 100°C. Поиск решения данных проблем обнаружил преимущества материала для рабочей поверхности инструмента на основе кристаллического наноструктурированного частично стабилизированного диоксида циркония [Белов и др., 2013].

Белов и др. [2010, 2013] с целью повышения функциональных и эксплуатационных характеристик инструмента (электрода) использовали «идеальный» конструкционный материал – частично стабилизированный диоксид циркония. К его преимуществам авторы относят: высокую прочность, вязкость разрушения, износостойкость, в том числе электрохимическую и плазмохимическую стойкость, низкую адгезию к биотканям, антипригарность, низкий уровень диэлектрических потерь, биосовместимость. Все это легло в основу создания новых моделей биполярных электрохирургических инструментов. В экспериментальной работе при сравнении различных материалов было доказано, что более высокие антипригарные свойства у частично стабилизированного диоксида циркония.

Электрокоагуляционный метод гемостаза остается одним из наиболее часто используемых в абдоминальной хирургии. Основными достоинствами электрокоагуляции являются относительная дешевизна оборудования и инструментов, удобство и техническая простота использования, образование сухого струпа на коагулируемой раневой поверхности. К сожалению, имеющиеся недостатки (неконтролируемость глубины ожогового поражения паренхимы органа с возможным повреждением сосудистых и протоковых структур; сложность коагуляции артериальных сосудов диаметром свыше 1,5 мм и венозных диаметромом свыше 3 мм в глубине паренхимы; эффект прилипания коагулята к рабочей поверхности инструмента и отрыв струпа от коагулируемой поверхности) оставляют возможность дальнейшего технико-тактического совершенствования метода.

Список литературы References

Баев Д.А. 2012. Оценка эффективности физических методов гемостаза и диссекции при операциях на органах брюшной полости. Автореф. дисс. ... канд. мед. наук. Уфа, 7.

Baev D.A. 2012. Otsenka effektivnosti fizicheskikh metodov gemostaza i dissektsii pri operatsiyakh na organakh bryushnoy polosti [Evaluating the effectiveness of physical methods of hemostasis and dissection in operations on the abdominal organs]. Abstract. dis. ... cand. med. sciences. Ufa, 7. (in Russian)

Белов С.В. 2004. Исследование принципов электрохирургических воздействий и разработка научных основ проектирования аппаратов и устройств для высокочастотной электрохирургии. Дис. ... д-ра. тех. наук. М., 255.

Belov S.V. 2004. Issledovanie printsipov elektrokhirurgicheskikh vozdeystviy i razrabotka nauchnykh osnov proektirovaniya apparatov i ustroystv dlya vysokochastotnoy elektrokhirurgii [Study the principles of electrosurgical effects and the development of scientific bases of designing machines and devices for high-frequency electrosurgery]. Dis. ... doc. tech. sciences.. М., 255. (in Russian)

Белов С.В., Борик М.А., Данилейко Ю.К., Ломоносова Е.Е., Осико В.В., Рябоконт Б.В., Салюк В.А. 2010. Электрохирургический инструмент на основе наноструктурированных кристаллов диоксида циркония для рассечения и коагуляции биотканей. Медицинская техника. 4 (262): 12–15.

Belov S.V., Borik M.A., Danileiko Yu.K., Lomonosova E.E., Osiko V.V., Ryabokon' B.V., Salyuk V.A. 2010. Elektrokhirurgicheskiy instrument na osnove nanostrukturirovannykh kristallov dioksida tsirkoniya dlya rassecheniya i



koagulyatsii biotkaney [The electrosurgical tool on the basis of the nanostructured zirconium dioxide crystals for a section and coagulation of biofabrics.]. *Meditsinskaya tekhnika*. 4 (262): 12–15. (in Russian)

Белов С.В., Борик М.А., Данилейко Ю.К., Шулуток А.М., Ломоносова Е.Е., Осико В.В., Салюк В.А. 2013. Новый биполярный электрохирургический инструментарий на основе диоксида циркония. *Медицинская техника*. 2 (278): 20–24.

Belov S.V., Borik M.A., Danileyko Yu.K., Shulutko A.M., Lomonosova E.E., Osiko V.V., Salyuk V.A. 2013. Novyy bipolyarnyy elektrokhirurgicheskiy instrumentariy na osnove dioksida tsirkoniya [New bipolar electrosurgical tools on the basis of zirconium dioxide]. *Meditsinskaya tekhnika*. 2 (278): 20–24. (in Russian)

Голубев А.А., Доманин А.А., Кулаков П.А. и др. 2013. Газоплазменная коагуляция печени в эксперименте. *Эндоскопическая хирургия*. 19 (4): 32–38.

Golubev A.A., Domanin A.A., Kulakov P.A. i dr. 2013. Gazoplazmennaya koagulyatsiya pecheni v eksperimente [Gas-plasma coagulation of a liver in experiment]. *Endoskopicheskaya khirurgiya*. 19 (4): 32–38. (in Russian)

Горский В.А., Агапов М.А., Протасов В.А., Исхаков Р.Р. 2013. Применение фибрин-коллагеновой субстанции при повреждениях селезенки. *Хирургия*. 12: 73–77.

Gorskiy V.A., Agapov M.A., Protasov V.A., Iskhakov R.R. 2013. Primenenie fibrin-kollagenovoy substantsii pri povrezhdeniyakh selezhenki [Application fibrin-collagenic substance at injuries of a spleen]. *Khirurgiya*. 12: 73–77. (in Russian)

Грицаенко Д.П., Лапшин А.С., Нетеса Ю.Д., Орловский П.И., под ред. Гриценко В.В. 2005. Использование современных электрохирургических инструментов в практической хирургии. СПб: СПбГМУ, 43.

Gritsaenko D.P., Lapshin A.S., Netesa Yu.D., Orlovskiy P.I., pod red. Gritsenko V.V. 2005. Ispol'zovanie sovremennykh elektrokhirurgicheskikh instrumentov v prakticheskoy khirurgii [The use of modern electrosurgical instruments in practical surgery]. SPb: SPbGMU, 43. (in Russian)

Давыдова С.В., Федоров А.Г. 2008. Оперативная эндоскопия, хирургические энергии: электрокоагуляция, аргоноплазменная коагуляция. *Радиоволновая хирургия, эндоклипирование*. М., РУДН, 102.

Davydova S.V., Fedorov A.G. 2008. Operativnaya endoskopiya, khirurgicheskie energii: elektrokoagulyatsiya, argonoplazmennaya koagulyatsiya. *Radiovolnovaya khirurgiya, endokliptirovanie* [Operative endoscopy, surgical power: electrocautery, argon-plasma coagulation. Radio wave surgery, endo clipping]. М., RUDN, 102. (in Russian)

Долецкий А.С. 1975. Экспериментальное исследование криохирургического метода и возможности его применения в детской хирургии. Автореф. дис. канд. ... мед. наук. М, 22.

Doletskiy A.S. 1975. Eksperimental'noe issledovanie kriokhirurgicheskogo metoda i vozmozhnosti ego primeniya v detskoj khirurgii [Experimental study of radiosurgical method and its application in pediatric surgery]. Abstract. dis. ... cand. med. sciences. М, 22. (in Russian)

Ермолов А.С., Абакумов М.М., Владимиров Е.С. 2003. Травма печени. М., Медицина, 192.

Ermolov A.S., Abakumov M.M., Vladimirova E.S. 2003. Travma pecheni [Liver injury]. М., Meditsina, 192. (in Russian)

Крендаль П.Е., Кабатов Ю.Ф. 1974. Медицинское товароведение. М., Медицина, 463.

Krendal' P.E., Kabatov Yu.F. 1974. Meditsinskoe tovarovedenie. [Medical commodity] М., Meditsina, 463. (in Russian)

Малиновский Н.Н., Аксенов И.В., Брехов Е.И., Свистунов О.В., Чистяков М.В. 2006. История развития физических методов гемостаза в хирургии. *Хирургия*. 4: 75–77.

Malinovskiy N.N., Aksenov I.V., Brekhov E.I., Svistunov O.V., Chistyakov M.V. 2006. Istoriya razvitiya fizicheskikh metodov gemostaza v khirurgii [History of development of physical methods of a hemostasis in surgery]. *Khirurgiya*. 4: 75–77. (in Russian)

Пряхин А.Н., Ревель-Муроз Ж.А., Сазанов В.В., под ред. Совцова С.А., Козеля А.И. 2002. Методы обработки ложа желчного пузыря после малоинвазивных холецистэктомий. Челябинск: Челябинский государственный институт лазерной хирургии, 32.

Pryakhin A.N., Revel'-Muroz Zh.A., Sazanov V.V., pod red. Sovtsova S.A., Kozelya A.I. 2002. Metody obrabotki lozha zhelchnogo puzyrya posle maloinvazivnykh kholetsistektomiy [Methods of treating gallbladder bed after minimally invasive cholecystectomy]. Chelyabinsk: Chelyabinskii gosudarstvennyy institut lazernoy khirurgii, 32. (in Russian)

Семенов Г.М. 2006. Современные хирургические инструменты. СПб: Питер, 345.

Semenov G.M. 2006. Sovremennyye khirurgicheskie instrumenty [Modern surgical instruments]. SPb: Piter, 345. (in Russian)

Семичев Е.В., Байков А.Н., Бушланов П.С., Дамбаев Г.Ц. 2015. Сравнительный анализ методов гемостаза при операциях на селезенке. *Бюллетень сибирской медицины*. 4 (2): 91–100.

Semichev E.V., Baykov A.N., Bushlanov P.S., Dambaev G.Ts. 2015. Sravnitel'nyy analiz metodov gemostaza pri operatsiyakh na selezhenke [The comparative analysis of methods of a hemostasis at a spleen operations]. *Byulleten' sibirskoy meditsiny*. 4 (2): 91–100. (in Russian)

Тимербулатов В.М., Баев Д.А. 2012. Физические методы гемостаза и диссекции в абдоминальной хирургии. *Клиническая и экспериментальная хирургия*. 6: 30–35.

Timerbulatov V.M., Baev D.A. 2012. Fizicheskie metody gemostaza i disseksii v abdominal'noy khirurgii [Physical methods of a hemostasis and dissection in abdominal surgery]. *Klinicheskaya i eksperimental'naya khirurgiya*. 6: 30–35. (in Russian)

Бордаков В.Н., Доронин М.В., Савицкий Д.С., Василевский М.П. 2009. Сравнительная характеристика методов местного гемостаза при кровотечении из печени в эксперименте. *Медицинский журнал*. 3: 26–28.

Bordakov V.N., Doronin M.V., Savitskiy D.S., Vasilevskiy M.P. 2009. Sravnitel'naya kharakteristika metodov mestnogo gemostaza pri krvotechenii iz pecheni v eksperimente [The comparative characteristic of methods of a local hemostasis at bleeding from a liver in experiment]. *Meditsinskiy zhurnal*. 3: 26–28. (in Russian)