

СТЕНДОВЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ВЫСОКОЧАСТОТНОЙ ЭЛЕКТРОСВАРКИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ*

Г. С. МАРИНСКИЙ¹, А. В. ЧЕРНЕЦ¹, В. А. ТКАЧЕНКО¹, Д. А. ГРАБОВСКИЙ¹,
С. Е. ПОДПРЯТОВ^{1,2}, Е. Г. ЛОПАТКИНА¹, С. С. ПОДПРЯТОВ², С. В. ТКАЧЕНКО¹, С. Г. ГИЧКА³

¹ИЭС им. Е. О. Патона НАН Украины. 03680, г. Киев-150, ул. Казимира Малевича, 11. E-mail: office@paton.kiev.ua

²Киевский городской центр электросварочной хирургии.

02091, г. Киев, Харьковское шоссе, 121. E-mail: sepodpryatov@yahoo.com

³Киевская городская клиническая больница № 1. 02091, г. Киев, Харьковское шоссе, 121.

Приведено описание универсального лабораторного комплекса для исследований поведения биологических тканей при воздействии на них токов высокой частоты в условиях, соответствующих сварке живых тканей по различным алгоритмам. Данный комплекс позволяет изучать влияние на поведение и изменение структуры биологических тканей различных конструктивных особенностей инструмента и технологических параметров процесса сварки. На данном оборудовании оптимально проводить отработку новых технологических схем, параметров и программных продуктов, ориентированных на конкретные хирургические методики. В качестве примера представлены результаты экспериментов по сварке стенок желудка и тонкой кишки свиньи при импульсной и непрерывной подаче напряжения частотой 440 кГц в условиях, соответствующих электросварке биологических тканей. Библиогр. 10, рис. 10.

Ключевые слова: высокочастотная сварка, биологические ткани, универсальный исследовательский стенд, алгоритмы сварки, структуры биологических тканей

Дальнейшее развитие технологии и оборудования для высокочастотной сварки биологических тканей, которая находит все большее применение в медицинской практике [1–7], неразрывно связаны с комплексными исследованиями влияния различных технологических параметров на поведение и изменения структуры этих тканей, которые и образуют сварное соединение при прохождении через них тока высокой частоты.

Для проведения таких исследований авторами был разработан специализированный комплекс (рис. 1), который позволяет изучать в лабораторных условиях при минимальных затратах закономерности прохождения токов высокой частоты в зависимости от типа биологической ткани, а также поведение тканей различного типа при про-

хождении через них токов высокой частоты по самым разнообразным алгоритмам. Данный комплекс позволяет изучать влияние на поведение и изменение структуры биологических тканей различных конструктивных особенностей и технологических параметров, таких как, например, материал, форма, размеры и масса электродов, удельного давления в условиях переменных энергетических параметров процесса сварки и т.п. На данном оборудовании оптимально проводить отработку новых технологических схем, параметров и программных продуктов, ориентированных на конкретные хирургические методики.

Возможно проведение и других исследований, таких как изучение действия токов высокой частоты на гидратацию биологических тканей раз-

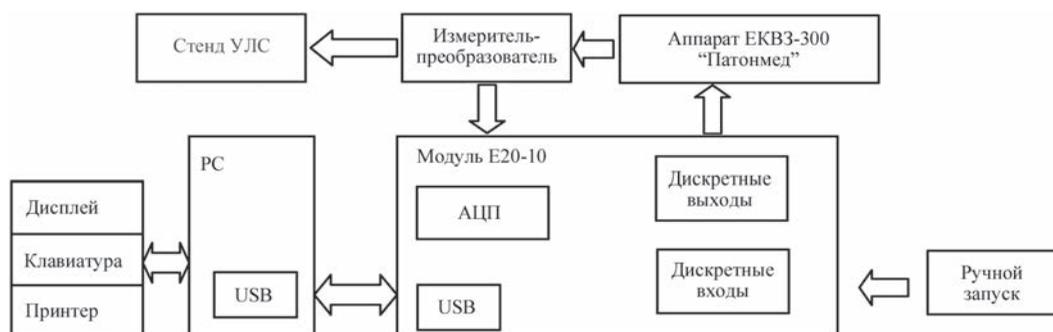


Рис. 1. Функциональная блок-схема исследовательского комплекса

*В работе принимали участие сотрудники Института электросварки им. Е. О. Патона НАН Украины: В. А. Васильченко, Ю. З. Буряк, В. К. Сердюк, А. М. Александров, Р. Г. Семенов.

© Г. С. Маринский, А. В. Чернец, В. А. Ткаченко, Д. А. Грабовский, С. Е. Подпрятков, Е. Г. Лопаткина, С. С. Подпрятков, С. В. Ткаченко, С. Г. Гичка, 2016



Рис. 2 Внешний вид универсального лабораторного стенда при работе с плоскими и кольцевыми электродами

личного типа и характер нагрева тканей при прохождении через них токов высокой частоты по различным алгоритмам.

Базовым элементом данного комплекса служит универсальный лабораторный стенд (УЛС), куда помещается объект исследований (образцы биологической ткани) (рис.2). Конструкция стенда позволяет использовать электроды различной конфигурации при регулируемом и заранее заданном давлении на ткань.

Особенностью УЛС является наличие сменных электродов (рис. 3), что обеспечивает чрезвычайную гибкость при проведении экспериментов по выбору конструкции, геометрии, материалов и покрытий при проектировании и изготовлении электрохирургического инструментария. Как известно, давление на ткань является одним из важнейших технологических параметров в процессе сварки живых тканей. В данном исследовательском комплексе регулируемое, заранее заданное и повторяющееся от эксперимента к эксперименту давление электродов на ткань обеспечивается системой рычагов и стандартных грузов в пределах 0...160 Н.

Источником питания служит адаптированный к условиям экспериментов аппарат для сварки живых тканей ЕКВ3-300, конструкция которого позволяет

выдавать сигналы по самым различным алгоритмам [8–10]. Ток от источника питания проходит через модуль измерителей-преобразователей (рис. 4), который обеспечивает гальваническую развязку силовых и измерительных цепей. Сигналы напряжения и тока высокой частоты предварительно масштабируются, выпрямляются, после чего проходят аппаратную фильтрацию фильтром низкой частоты с заданными параметрами (на схеме фильтр показан упрощенно). Настройка фильтра зависит от рабочей частоты аппарата.

Модуль Е20-10 — это модуль быстродействующего аналого-цифрового преобразования с USB 2.0 интерфейсом производства компании «L-Card». Он обеспечивает динамическую регистрацию значений тока и напряжения в процессе воздействия ВЧ на живые ткани. Имеется возможность задавать частоту дискретизации и динамический диапазон измеряемых аналоговых величин с помощью специальных программ. Для достижения компромисса между достоверностью полученных данных и размером файла данных выбирается оптимальное значение количества измерений в секунду. При регистрации коротких процессов можно увеличивать частоту опроса. Оборудование позволяет производить измерения с частотой до 5 МГц. При лабораторных исследованиях использовалась величина порядка 1000 измерений в секунду (1 КГц).

Модуль дискретного вывода находится в одном корпусе с АЦП (Е20-10), но функционально имеет другое назначение. С помощью этого модуля формируются служебные сигналы управления коагулятора, сигналы на реле переключения источников и т. д. Модуль дискретного ввода позволяет, при необходимости, запускать процесс в ручном режиме. Устройство (АЦП Е20-10) подключено к компьютеру с помощью USB кабеля и использует стандартные драйвера Windows.

Электрические параметры процесса фиксации с помощью аналого-цифрового преобра-

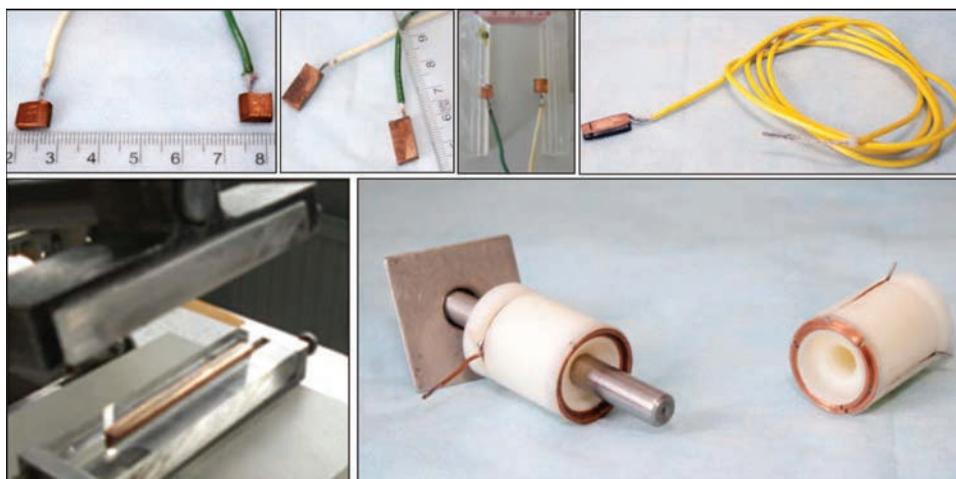


Рис. 3. Электроды различной конструкции и геометрии, применяемые на УЛС

зователя L-Card E20-10, персонального компьютера и лабораторного осциллографа Tektronix TDS 3014C. Программная часть состоит из двух независимых частей: программы регистрации и программы обработки полученных в результате данных. Программы написаны на языке графического программирования LabVIEW. Он позволяет использовать потоковое программирование (dataflow programming), в котором последовательность выполнения определяется потоком данных. За основу программ взяты виртуальные приборы, поставляемые фирмой «L-Card» вместе с библиотекой для работы с АЦП E20-10 и аналогичными модулями. Программа регистрации позволяет максимально автоматизировать процесс исследования, уменьшив тем самым влияние человеческого фактора на результаты. Программа выполняет, в том числе, и сервисные функции. В модуле регистрации с помощью специальной программы формируется выдержка времени перед началом эксперимента. На передней панели виртуального прибора расположены органы управления и индикации (рис. 5). Есть возможность задавать большое количество параметров. Настраиваются параметры импульсов: длительность импульса, длительность паузы, количество повторов, есть возможность дополнительно увеличивать время регистрации, задавать режим регистрации, настраивать параметры предварительной визуализации процесса. В некоторых случаях необходим внешний запуск (от педали или кнопки на инструменте). В автоматическом режиме есть возможность активировать отсчет времени до начала эксперимента со звуковой сигнализацией и визуализацией времени. Данные в процессе регистрации запоминаются в буфере. При визуализации процесса используется этот буфер. При этом можно задавать параметры вывода информации на экран (рис. 6). Программный модуль обработки результатов позволяет получить требуемые графики или таблицы с сохранением в виде файлов типа .jrg и .xls для требуемых величин. Есть возможность выбирать необходимый масштаб и производить программную обработку сигнала.

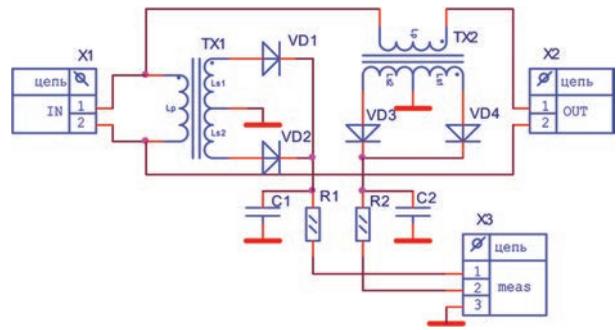


Рис. 4. Схема электрическая принципиальная измерителя-преобразователя

С помощью данного комплекса было проведено более 2500 исследований на тканях различного типа, в которых определяли оптимальные параметры и алгоритмы работы в ручном и автоматическом режимах, фиксировали температуру электродов и ткани в зоне воздействия электрического тока, изменения толщины ткани различного строения на всех этапах процесса. Результаты этих исследований были в дальнейшем использованы при подготовке рекомендаций и выполнении реальных хирургических операций с применением технологии сварки живых тканей как в лабораторных, так и в клинических условиях.

В качестве иллюстрации ниже представлены результаты экспериментов по сварке стенок желудка и тонкой кишки свиньи. Исследовалось влияние импульсной и непрерывной подачи напряжения в условиях, соответствующих электросварке биологических тканей. В ходе опытов образцы указанных тканей помещали между плоскими медными электродами, сжимали с заданным в пределах от 2 до 6 Н/мм² удельным давлением и подавали напряжение в диапазоне 60...180 В при частоте тока 440 кГц и продолжительности импульсов 0,1...0,5 с. После завершения экспериментов образцы тканей отправляли для морфологических исследований.

В результате проведенных экспериментов установлено, что действие одиночного импульса заданной продолжительности и величины напряжения вызывает незначительную денатурацию коллагеновых волокон, размещенных в стенках

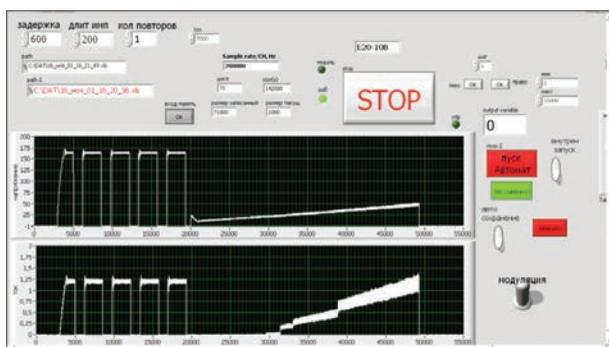


Рис. 5. Внешний вид экрана программы регистрации и управления

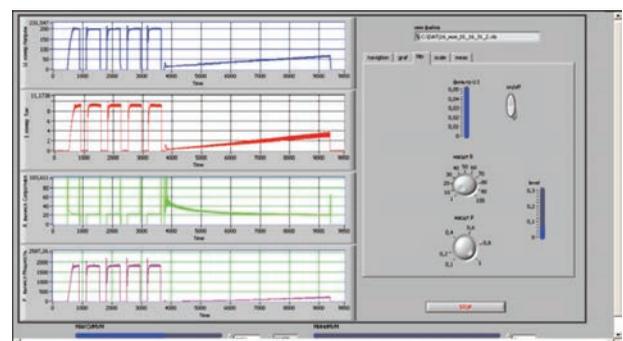


Рис. 6. Внешний вид экрана программы обработки информации

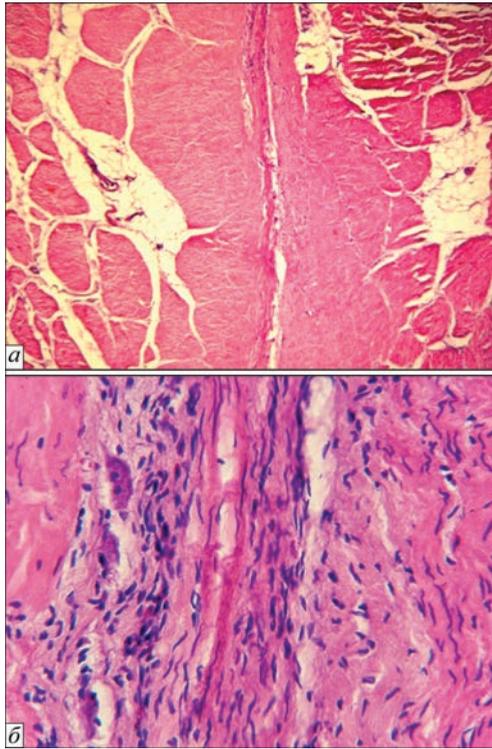


Рис. 7. Структура мышечной оболочки стенок желудка в зоне воздействия одиночного ВЧ импульса: *a* — $\times 100$; *б* — $\times 400$

желудка субсерозно, а также частичное повреждение слизистой оболочки желудка. Одновременно возникают незначительный отек и расширение соединительнотканых перегородок мышечной оболочки стенки желудка (во всех представленных случаях применялось окрашивание с помощью гематоксилин-эозина) (рис. 7, *a*).

В мышечной оболочке обнаружен коагуляционный некроз отдельных гладкомышечных клеток и фибробластов, но контуры клеток и их ядра остались неповрежденными (рис. 7, *б*).

Действие двух импульсов напряжения, одинакового с первым экспериментом, вызывало не частичную, а полную деструкцию слизистой оболочки. Также по типу коагуляционного некроза изменялись не отдельные, а все коллагеновые и гладкомышечные волокна в месте наложения электродов. Отмечена деформация пучков мышечных волокон поперек плоскости электродов, в отдельных местах деструкция гладкомышечных волокон (рис. 8, *a*).

После подачи девяти импульсов напряжения отмечено образование плотных соединений коллагеновых и гладкомышечных волокон, в которых имеются контуры ядер клеток (рис. 8, *б*).

После действия двадцати импульсов напряжения возникало плотное соединение стенок желудка вследствие коагуляционного некроза пучков гладкомышечных волокон и коллагеновых волокон (рис. 8, *в*). В части пучков гладкомышечных волокон выявляются контуры ядер клеток. В толще ткани, между остатков гладкомышечных волокон, имеются контуры ядер клеток. На этой стадии электросварки шов еще не становится однородным.

Дальнейшее увеличение количества импульсов до 35 показало, что в этом случае уже возникал однородный, прочный, тонкий электросварной

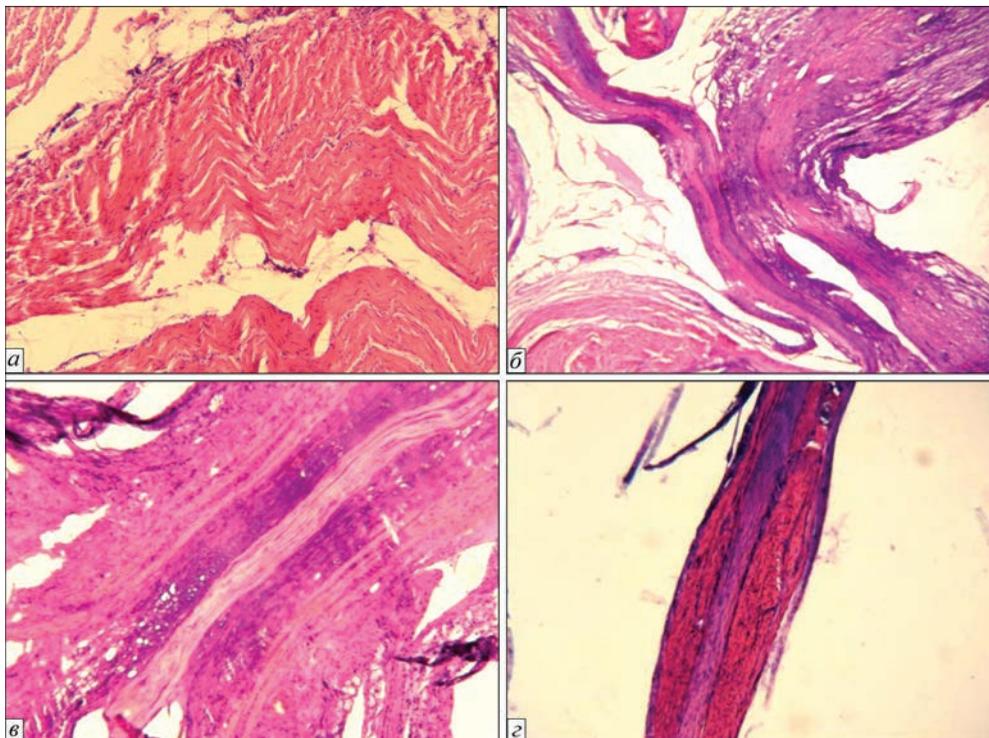


Рис. 8. Структура мышечной оболочки стенок желудка в зоне воздействия двух (*a*), девяти (*б*); двадцати (*в*); тридцати пяти (*г*) ВЧ импульсов: *a*, *б* — $\times 100$; *в* — $\times 400$; *г* — $\times 40$

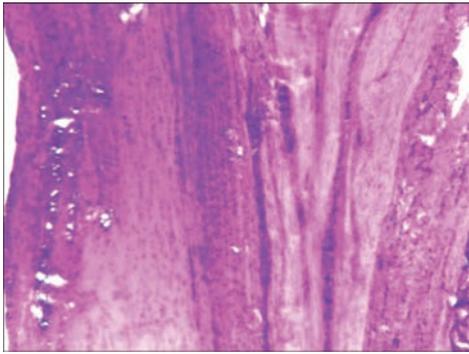


Рис. 9. Однородный электросварной шов двух стенок желудка после воздействия двадцати ВЧ импульсов с последующей подачей ВЧ напряжения ($\times 400$)

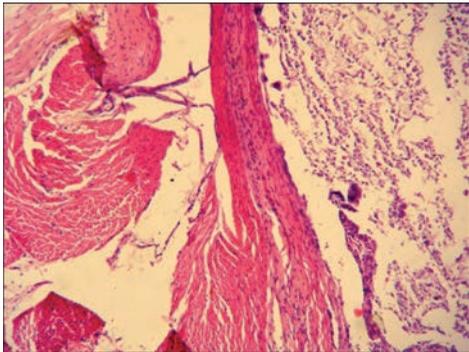


Рис. 10. Признаки периферического действия электросварочного напряжения ($\times 100$)

шов, который образовывали коагулированные коллагеновые и гладкомышечные волокна (рис. 8, 9).

Исследования показали, что возможно получение однородного электросварного шва в условиях эксперимента после воздействия двадцати импульсов напряжения и дальнейшей постоянной подачи высокочастотного напряжения в течение фиксированного времени. При этом пучки гладкомышечных волокон в шве полностью разрушаются и сливаются с коагулированными коллагеновыми волокнами (рис. 9). Морфологические признаки периферического воздействия прохождения электросварочного тока распространяются в условиях эксперимента на расстояние не более 1 мм от границы наложения электродов (рис. 10).

Проведенные исследования подтвердили, что под действием серии импульсов напряжения высокой частоты, имеющих определенный алгоритм, образуется плотное соединение биологических тканей, их электросварной шов. В толще шва отсутствуют участки некроза. Такой шов является новой структурой, которая возникает под действием электрического тока при оптимальных условиях, что, собственно, и является целью электросварки.

Выводы

1. Предлагаемый универсальный исследовательский комплекс позволяет оперативно и с мини-

мальными затратами проводить в лабораторных условиях исследования поведения биологических тканей различного типа при воздействии на них электрического тока высокой частоты на всех этапах процесса сварки.

2. Описываемый исследовательский комплекс позволяет изучать влияние на изменение структуры и процесс сварки биологических тканей таких конструктивных и технологических параметров, как конструкция и материал электродов, силы их сжатия, алгоритмы и режимы подачи напряжения на ткань. Этот комплекс позволяет определять оптимальные режимы и алгоритмы сварки различных тканей как в ручном, так и в автоматическом режимах.

3. Результаты проведенных исследований могут быть рекомендованы в качестве базовых при выборе технологических параметров при выполнении хирургических операций с применением технологии сварки живых тканей как в лабораторных, так и в клинических условиях.

1. Тканесохраняющая высокочастотная электросварочная хирургия. Атлас; под ред. Б. Е. Патона и О. Н. Ивановой. – К.: Международная Ассоциация «Сварка», 2009 – 200 с.
2. Сварка и термическая обработка живых тканей. Теория. Практика. Перспективы: материалы Восьмой междунауч.-практ. конф.; под ред. Г. С. Маринского. – К.: ИЭС им. Е. О. Патона НАН Украины, 2013. – 70 с.
3. Сварка и термическая обработка живых тканей. Теория. Практика. Перспективы: материалы Девятой международной науч.-практ. конф.; под ред. Г. С. Маринского. – К.: ИЭС им. Е. О. Патона НАН Украины, 2014. – 68 с.
4. Сварка и термическая обработка живых тканей. Теория. Практика. Перспективы: материалы Десятой Международной науч.-практ. конф.; под ред. Г. С. Маринского. – К.: ИЭС им. Е. О. Патона НАН Украины, 2015. – 62 с.
5. Бондарь Г. В. Расширение показаний к применению электросварочного комплекса мягких тканей в онкохирургии / Г. В. Бондарь // Сварка мягких живых тканей. Современное состояние и перспективы развития: материалы Шестого международного семинара. – Киев, 2-3 декабря 2011 г. – К.: ИЭС им. Е. О. Патона, 2011. – С. 58.
6. Зварювання легеневої тканини – метод нерезекційного втручання з приводу спонтанного пневмотораксу / А. В. Макаров, В. Г. Гетьман, Д. В. Мясніков [та ін.] // Клінічна хірургія. – 2006. – № 7. – С. 40–42.
7. Загоєння міжкишкових анастомозів та перекриття артерій, створених за допомогою електрозварювання / С. Є. Подпрятков, С. Г. Гичка, С. С. Подпрятков [та ін.] // Клінічна хірургія. – 2008. – № 11/12. – С. 64.
8. Пат. 72577U Україна, МПК А 61 В 18/12. Електрокоагулятор високочастотний зварювальний ЕКВЗ-300 / Б. Є. Патон, Г. С. Маринський, С. Є. Подпрятков [та ін.]. – Заявл. 24.01.2012; Опубл. 27.08.2012, Бюл. № 16.
9. Сварка, резка і термическая обработка живых тканей / Б. Е. Патон, И. В. Кривцун, Г. С. Маринский [и др.] // Автоматическая сварка. – 2013. – № 10-11. – С. 135–146.
10. Пат. 106513 Україна, Спосіб з'єднання біологічних тканин людей і тварин з використанням високочастотного струму / Б. Є. Патон, В. А. Ткаченко, Г. С. Маринський [та ін.]. – Заявл. 26.07.2012; Опубл. 10.09.2014, Бюл. № 17.

Поступила в редакцию 03.11.2016