



УДК 621.791.61

СИСТЕМА ИЗМЕРЕНИЯ ТЕМПЕРАТУРЫ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ ПРИ БИПОЛЯРНОЙ ВЫСОКОЧАСТОТНОЙ СВАРКЕ

Ю. Н. ЛАНКИН, Л. Ф. СУШИЙ, Е. Н. БАЙШТРУК

ИЭС им. Е. О. Патона НАНУ. 03680, г. Киев, ул. Боженко, 11. E-mail: office@paton.kiev.ua

Высокочастотная сварка мягких биологических тканей биполярным электрохирургическим инструментом концептуально подобна контактной точечной сварке металлов. Физико-биологические процессы, происходящие в тканях при сварке, в основном являются следствием их нагрева и приложенного давления. Поэтому знание температуры в свариваемом контакте тканей имеет важное значение. Публикации по оборудованию и измерению температуры при сварке биологических тканей практически отсутствуют. В качестве датчиков температуры выбраны стандартные термопары с малым (70 мкм) диаметром проволок как наиболее миниатюрные. Тепловыделение в термопаре проходящим через нее сварочным током по сравнению с тепловыделением в ткани практически отсутствует. Искажением электрического и температурного поля вблизи термопары можно пренебречь. Тепловая постоянная времени выбранной термопары по литературным данным порядка 8 мс. Измерительная система состоит из хромель-алюмель термопары с диаметром проволок 70 мкм, усилителя термоЭДС, аналогового фильтра нижних частот, АЦП и ноутбука. Экспериментально показано, что термопара может быть представлена инерционным звеном первого порядка с чистым запаздыванием. Термическая постоянная времени термопары 4,3 мс, время запаздывания около 1 мс. Аналоговый фильтр нижних частот полностью подавляет помехи от сварочного тока и определяет общую полосу системы измерения температуры шириной 25 Гц. Разработанная система позволяет измерять температуру контакта биологических тканей при высокочастотной сварке биполярным электрохирургическим инструментом без динамических погрешностей и не внося искажений в температурное поле ткани. Библиогр. 9, рис. 6.

Ключевые слова: сварка биологических тканей, измерение температуры, термопара, тепловая постоянная времени, фильтрация помех от сварочного тока

Концептуально биполярная высокочастотная сварка биологических тканей полностью подобна контактной точечной сварке металлов. Две части ткани сжимаются двумя электродами с некоторым усилием с последующим нагревом протекающим через ткань током. В результате совместного действия тепла и приложенного давления ткань существенно изменяется: она денатурирована, полностью деструктурирована и представляет собой гомогенную массу коллагена, эластина и основных субстанций ткани с существенно уменьшенными границами между ними, образуя сварное соединение двух первоначально раздельных участков ткани. Таким образом, при высокочастотной сварке биологических тканей определяющим является их нагрев. Поэтому знание температуры ткани в формируемом сварном соединении при исследовании всех аспектов сварки чрезвычайно важно. Однако трудности измерения температуры сварного соединения в процессе сварки привели к тому, что этот вопрос практически не изучен.

Нам известна лишь одна публикация, где приведены экспериментальные кривые изменения температуры альбумина и стенки артерии во время нагрева высокочастотным электрическим током с помощью биполярного хирургического инструмента [1] (рис. 1).

Кривые рис. 1 явно сильно ретушированы и приведены лишь для иллюстрации закономерностей хода кривых.

В самом первом отчете ИЭС по сварке биологических тканей [2] также приведено несколько

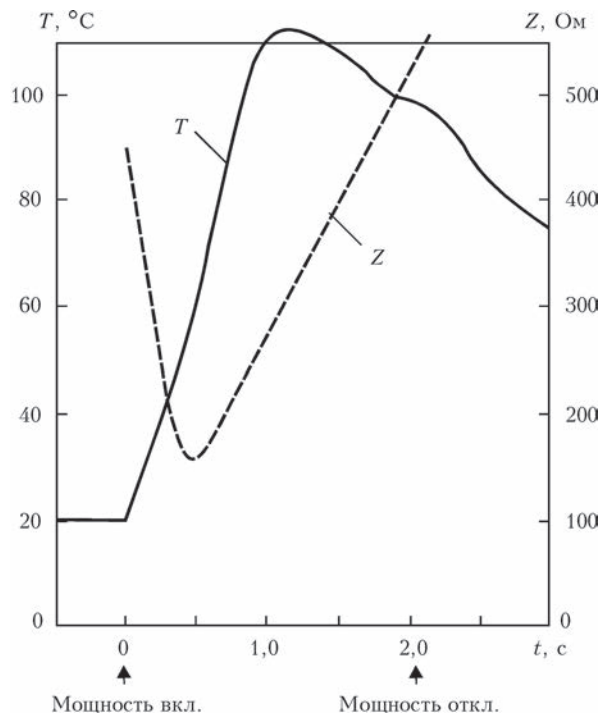


Рис. 1. Изменение температуры T и импеданса Z артерии при нагреве высокочастотным током [1]

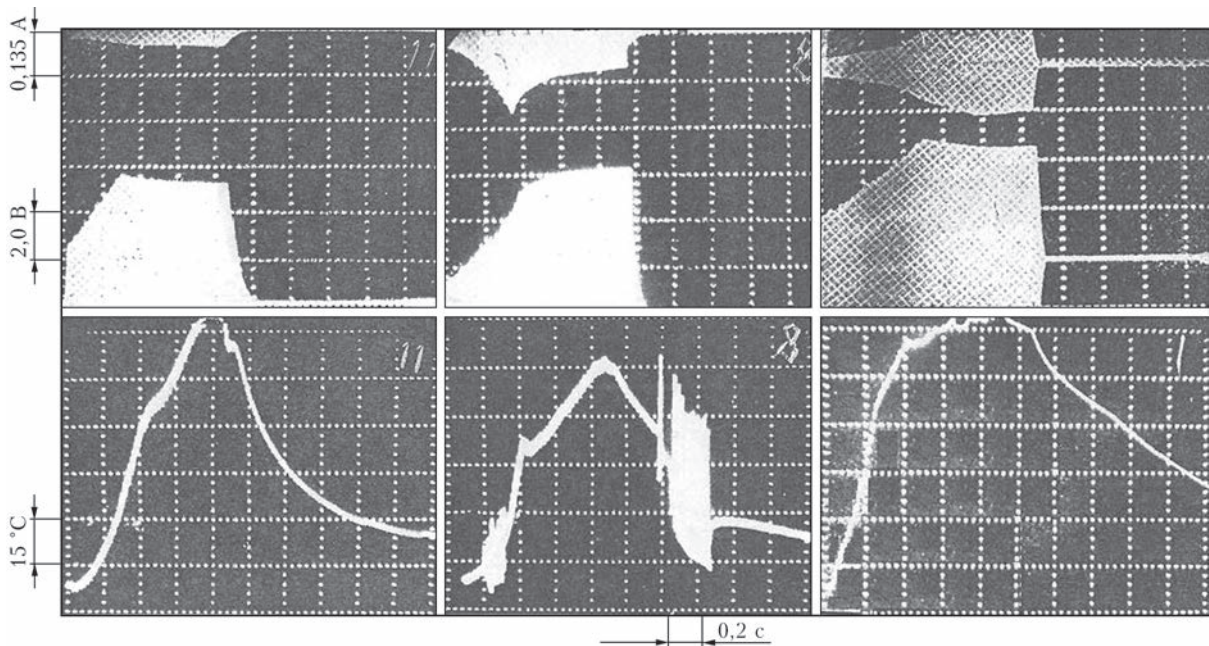


Рис. 2. Осциллограммы тока и напряжения сварки, температуры сварочного контакта при вариациях параметров режима сварки [2]

осциллограмм изменения температуры ткани в сварочном контакте (рис. 2). К сожалению, в отчете не приведена методика измерения температуры. Лишь указано, что температура измерялась в «зоне сварки».

В дальнейшем измеряли только температуру поверхности свариваемой ткани вблизи электрода с помощью пирометра. Опыт контактной точечной сварки металлов не подтверждает достаточно высокой корреляции этой температуры с параметрами сварочного ядра. Интегральная температура поверхности ткани вблизи электрода характеризует ширину зоны термического влияния и в гораздо меньшей степени собственно сварное соединение. Следует отметить, что ширина зоны термического влияния оказывает решающее влияние на последующую регенерацию тканей в сварном соединении.

Известно несколько патентов на сварочный инструмент с измерением температуры электродов с помощью термопар с целью контроля и автоматического регулирования процесса сварки [3–7]. Как и при точечной контактной сварке металлов этот способ не получил практического применения ввиду сложности и ненадежности инструмента, а в основном из-за низкой корреляции температуры контактной поверхности электрода с температурой сварочного контакта.

Датчик температуры. Толщина ткани в сварном соединении может быть менее миллиметра, что приводит к необходимости применения как можно более миниатюрных датчиков температуры. Оптимальным решением является использование термопар малого диаметра. Промышленностью выпускаются термопары с диаметром

проволок до 4,5 мкм [8]. Диаметр бусинки спая такой термопары равен приблизительно трем диаметрам ее проволоки, т. е. 15 мкм. Для имеющего место при сварке биологических тканей диапазона температур 40...200 °С вполне подходят широко распространенные термопары типа *J* (железо–константан) или *K* (хромель–алюмель). Нами были выбраны термопары *K*-типа диаметром 70 мкм (0,0031").

Как и при точечной контактной сварке металлов сварка биологических тканей проводится внахлестку или по отбортовке. Термопара помещается между свариваемыми тканями по оси электродов. В результате через нее проходит часть сварочного тока. Оценим нагрев термопары проходящим через нее током. Тепло, выделяющееся в термопаре, пропорционально удельному сопротивлению материала термопары ρ . Удельные сопротивления материала проволоки применяемой термопары типа *K* (хромель и алюмель) равны 0,66 и 0,33 мкОм·м соответственно. Удельное сопротивление наиболее электропроводного вещества тела человека — плазмы крови — 0,66 Ом·м, т. е. на 6 порядков больше удельного сопротивления материалов термопары. Поэтому сварочный ток, проходящий через спай термопары, никак не может вызвать ее дополнительный нагрев и тем самым исказить результаты измерения.

Вследствие высокой электропроводности материала термопары она искажает электрическое поле вблизи измерительного спая. Представим термопару в виде цилиндра. Для проводящего цилиндра сравнительно малого диаметра во внешнем электростатическом поле напряженность поля на поверхности пропорциональна косинусу угла между вектором



напряженности поля и соответствующим радиусом-вектором цилиндра [9]. Соответственно в этой области изменяется плотность тока и выделяющееся тепло. Однако среднее по поверхности цилиндра тепловыделение изменяется мало и составляет всего 0,785 часть от невозмущенного электростатического поля. Поскольку теплопроводность материала термопары около 90 Вт/(м·К), а воды, определяющей теплопроводность биологических тканей, около 0,68 Вт/(м·К), т. е. на два порядка меньше, температура термопары во всем объеме одинакова и выравнивает неравномерность температуры в прилегающей к термопаре ткани. Таким образом, в первом приближении можно пренебречь влиянием сравнительно малой термопары на температуру ткани при сварке.

Динамическая погрешность термопары зависит от диаметра ее проволок. Экспериментальная тепловая постоянная времени железо-константановой термопары с диаметром проволок 0,005", измеренная при выдержке в спокойной воде с температурой 93 и 38 °С, равна 0,04 с [8]. Согласно теории подобия постоянная времени нагрева пропорциональна квадрату диаметра проволок термопар. Следовательно, для термопары 0,0031" постоянная времени будет 0,015 с.

Экстраполируем данные термопар типа *J* на термопары типа *K*. Согласно критерию гомохронности постоянная времени обратно пропорциональна коэффициенту температуропроводности материала. Примем температуропроводность термопары типа *J* как среднюю для железа ($1,626 \cdot 10^{-5} \text{ м}^2/\text{с}$) и константана ($0,612 \cdot 10^{-5} \text{ м}^2/\text{с}$) $1,119 \cdot 10^{-5} \text{ м}^2/\text{с}$. Материал термопар типа *K* на 90 % состоит из никеля. Коэффициент температуропроводности никеля $2,29 \cdot 10^{-5} \text{ м}^2/\text{с}$. Таким образом, можно ожидать, что постоянная времени применяемой хромель-алюмелиевой термопары будет вдвое ниже, чем у термопары типа *J*, т. е. порядка 8 мс.

Система измерения температуры. Экспериментальная система измерения температуры при сварке биологических тканей приведена на рис. 3. Система состоит из термопары 1, усилителя термо ЭДС 2, внешнего модуля АЦП Е14-440 «Л-Кард» 3, ноутбука с программным обеспечением «PowerGraph» 4. При измерениях использовали биполярный электрохирургический зажим 5 и ВЧ-электрокоагулятор ЕК-300М1 6 (серийно выпускается Международной Ассоциацией «Сварка»).

Усилитель термоЭДС термопары выполнен на специализированной микросхеме AD595 Analog Device (рис. 4). Микросхема преобразует термоЭДС тер-

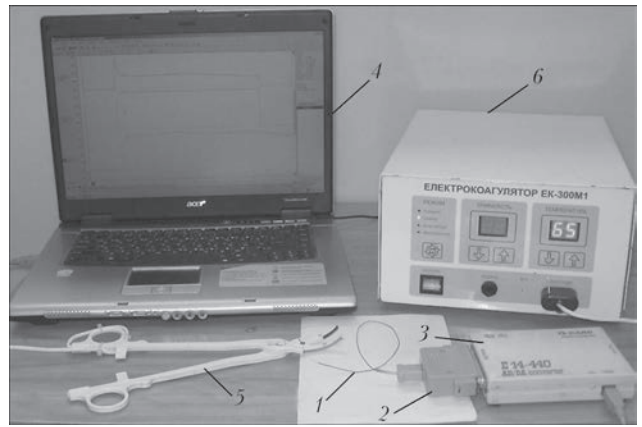


Рис. 3. Общий вид системы измерения температуры при биполярной высокочастотной сварке мягких биологических тканей (описание 1–6 см. в тексте)

мопары в нормализованное напряжение с коэффициентом преобразования 10 мВ/°С. Микросхема реализует встроенную компенсацию холодного спая и линеаризацию передаточной характеристики для термопар типа *K*, в результате чего обеспечивается точность измерения 1 °С во всем диапазоне измеряемых температур.

Для аппаратной фильтрации помех от напряжения сети и сварочного источника применены входной *C1*, *R1*, *R2*, *C2* и выходной *R3*, *C3* фильтры нижних частот.

Основные помехи в канале измерения температуры появляются при пропускании тока через свариваемую ткань (рис. 5, *a*). Как видно из рис. 5, уровень помех в выходном сигнале температуры при отсутствии фильтрации весьма высок. Примененный многорезонансный фильтр практически полностью устраняет помехи и в то же время обеспечивает приемлемую полосу пропускания системы измерения 25 Гц.

Для экспериментальной оценки инерционности термопары с нормирующим усилителем рис. 3 проведены следующие эксперименты. С помощью специально сконструированного устройства типа пружинного спускового механизма термопара быстро помещалась в горячую воду и фиксировалась кривая изменения ее температуры — кривая раз-

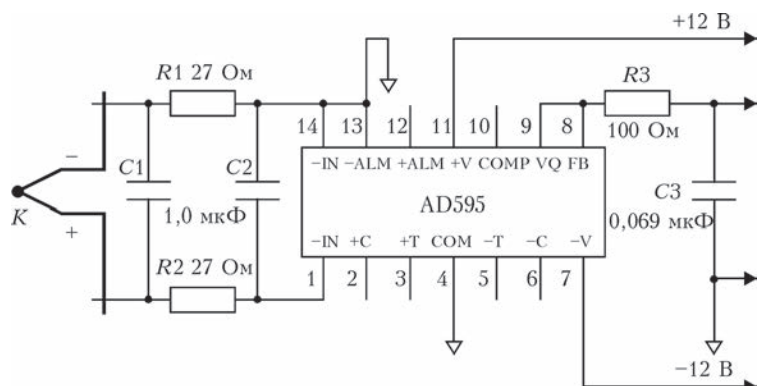


Рис. 4. Принципиальная схема усилителя термоЭДС хромель-алюмелиевой термопары

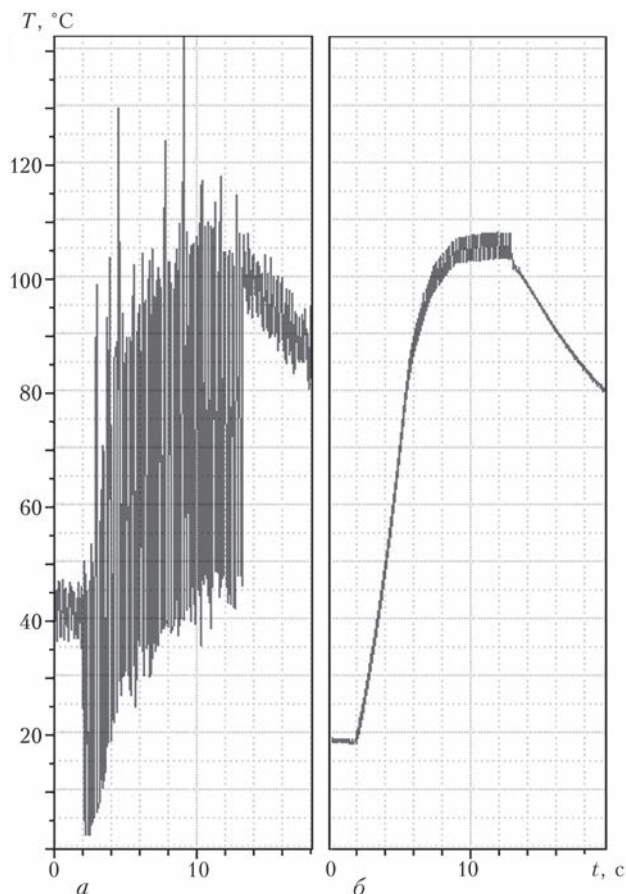


Рис. 5. Запись температуры при сварке свиной кишки: а — без фильтрации; б — при наличии аппаратных фильтров нижних частот по рис. 4

гона. Для измерения только тепловой постоянной времени термопары фильтры помех из схемы усилителя рис. 4 были исключены. На рис. 6 приведена одна из полученных кривых разгона. Она имеет вид, типичный для кривых нагрева реальных физических тел, и обычно описывается экспонентой с постоянной времени T и временем чистого запаздывания τ . Из рис. 6 находим $T = 4,3$ мс и $\tau = 1,2$ мс. Реально значение τ несколько меньше, так как в него вошло время нагрева термопары парами при ее движении к поверхности воды.

Считается, что теплофизические свойства свариваемых биологических тканей близки к свойствам воды. Коэффициент температуропроводности воды в диапазоне температур 40...90 °С приблизительно равен $16 \cdot 10^{-8}$ м²/с, что на два порядка ниже коэффициента температуропроводности материала термопар. Следовательно, тепловая постоянная времени биологической ткани в сто

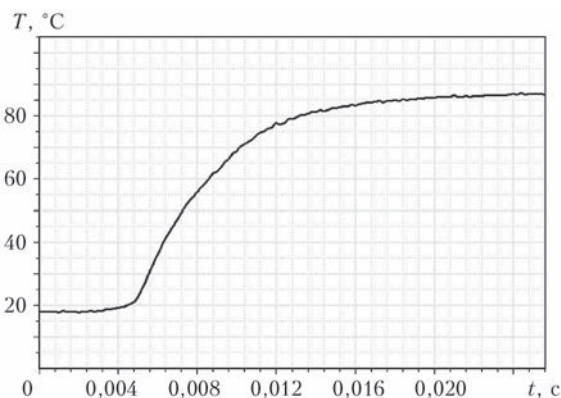


Рис. 6. Кривая нагрева термопары в воде

раз выше постоянной времени термопары. Поэтому можно предполагать, что инерционность термопары не вносит значительных динамических погрешностей измерения температуры при сварке биологических тканей даже при модуляции сварочного тока. Основная инерционность системы измерения температуры в нашем случае определяется полосой пропускания электрического фильтра помех от сварочного тока, проходящего через ткань в области горячего спая термопары, и помех питающей сети.

В заключение следует отметить, что разработанная система позволяет измерять истинную температуру контакта биологических тканей при высокочастотной сварке биполярным электрохирургическим инструментом без динамических погрешностей и не внося значительных искажений в температурное поле ткани.

1. Bergdahl B., Vällfors B., *Neurosurg J. Studies on coagulation and development of an automatic computerized bipolar coagulator* // J. Neurosurg. – 1991. – Vol. 75, N 8. – P. 148–151.
2. *Разработка способов сварки кровеносных сосудов (Отчет) / ИЭС им. Е. О. Патона НАН Украины; Руководитель темы Б. Е. Патон. – № UA01009046P; Инв. № 492. – Тема 1/34. – Киев, 1994.*
3. *Pat. 4,938,761 U.S. Ensslin F. H. Bipolar electro-surgical Forceps. – MDT Corporatio. – Оpubл. 07.1990.*
4. *Pat. 5,496,312 U.S. Klicek M. S. Impedance and temperature generator for control. – Valleylab Inc. – Оpubл. 03.1996.*
5. *Pat. 5,540,681 U.S. Strub B., Alto P. Method and system for radiofrequency ablation of tissue. – Medtronic Cordiorhythm. – Оpubл. 07.1996.*
6. *Pat. 5,540,684 US. Hassler W. L. Method and apparatus for electro-surgically treating tissue. – Оpubл. 07.1996.*
7. *Pat. 6,083,223 US. Baker J. A. Method and apparatus for welding blood vessels. – Оpubл. 07.2000.*
8. *Omega complete temperature measurement handbook and encyclopedia. – Engineering INC. – 1992. – Vol. 28.*
9. *Говорков В. А. Электрические и магнитные поля. – М.: Энергия, 1968. – 488 с.*

Поступила в редакцию 30.04.2014