

ОСНОВНЫЕ БИОФИЗИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА МЯГКИХ ЖИВЫХ ТКАНЕЙ ПРИ ЭЛЕКТРОСВАРКЕ

Електрозварювання біологічних тканин – перспективна технологія з'єднання біологічних тканин в хірургії. Її застосування дозволяє скоротити втрати крові, зменшити тривалість операції, понизити вартість. Зварювальні властивості біологічних тканин істотно відрізняються від властивостей металів. Розглядаються основні властивості тканин, необхідні при проектуванні устаткування.

The electric welding of biological tissues is perspective technology of connection of biological tissues in surgery. Its application allows to shorten the losses of blood, decrease duration of operation, reduce a cost. Welding properties of biological tissues substantially differ from properties of metals. Basic properties of tissues, necessary at planning equipments, are examined.

На сегодняшний день активно применяются сварочные технологии для соединения мягких живых тканей [1 - 3]. При этом мало исследованы биофизические свойства самих тканей и их соединений. Сложность заключается в строении, свойствах биологических тканей и в том, что они находятся в системе единого живого организма.

Каждая клетка представляет сложную систему биополимеров, содержащую ядро и цитоплазму, с расположенными в ней органеллами, заключенную в клеточную оболочку. Клетка входит в состав тканей, а ткань в свою очередь, является общностью клеток и межклеточного вещества, объединенных единством происхождения, строения и функции.

Применение сварки биологических тканей для восстановления здоровья человека – перспективная технология в хирургии, применение которой позволит в несколько раз сократить потери крови, уменьшить длительность операции, снизить стоимость [4].

Соединение мягких живых тканей, хотя и проводится по принципу сварочных процессов, существенно отличается от сварки металлов и других материалов:

1. Температурой процесса. Биологическая ткань – живой объект, который не должен потерять жизнеспособность после сварки. Температура свариваемой ткани не должна превышать $80\text{ }^{\circ}\text{C}$. Зона термического влияния – не более нескольких десятых миллиметра.

2. Неоднородностью структур, что требует разных режимов процесса сварки. Например, легкие состоят из бронхов и кровеносных сосудов, которые, в свою очередь, состоят из слоев, имеющих разные свойства. Во время процесса сварки бронхи заполнены воздухом, кровеносные сосуды кровью, что создает дополнительные трудности.

3. Ограниченностью применения способов сварки. Сварка биологических тканей осуществляется меньшим количеством способов, чем сварка металлов и других материалов: до практического применения, на сегодняшний день доведен контактный и лазерный способы сварки. Сварка горячим воздухом находится в стадии экспериментальной проверки.

4. Сварочное соединение живых тканей имеет свойство со временем рассасываться, уступая место живой ткани.

5. Отсутствуют стандарты по образованию сварочных соединений и технологии сварки.

Наиболее важные биофизические свойства живых мягких тканей, которые необходимо учитывать для разработки оборудования: электропроводность, электрическая прочность, удельная плотность, теплоемкость, теплопроводность, механические свойства тканей, условия плавления ткани.

Рассмотрим влияния и степень важности для процесса соединения каждого биофизического свойства подробнее.

1. Электропроводность биологических тканей - свойство живого тела пропускать электрический ток под воздействием электрического поля, что обуславливается наличием в теле носителей тока электрических зарядов,

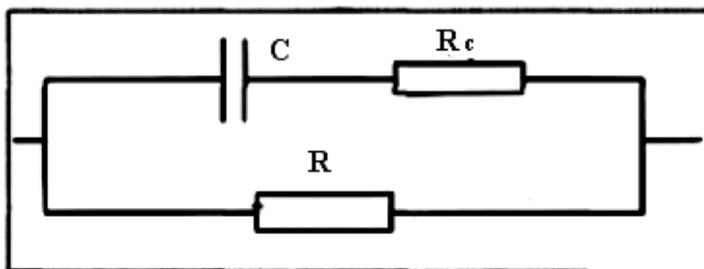


Рис. 1. Схема замещения биологической ткани

способных к передвижению ионы и электроны или к смещению полярные молекулы. Биологическая ткань состоит из клеток и межклеточного пространства, заполненного электролитом. Живая ткань ведет себя как конденсатор, благодаря наличию большого количества мембран, по обе стороны которых находятся свободные ионы. Под действием тока часть ионов накапливается с одной из сторон мембраны, и возникает поляризация. Спротивление живых тканей

складывается из активного и реактивного сопротивлений.

Процесс электросварки живых мягких тканей удобно исследовать с помощью эквивалентной электрической схемы, представленной на рис.1. Сопротивление межклеточной жидкости обозначается через R , емкость мембран представляет конденсатор C , электрические потери при зарядке емкости выделяются в сопротивлении R_c .

Известно, что ионы, содержащиеся в клетках, определяют активную электрическую проводимость внутриклеточного вещества. Межклеточное вещество обладает относительно высокой электропроводностью, что зависит как от химического состава ткани, так и от особенностей ее структуры. Проводимость ткани тем выше, чем больше в ней содержание ионов. Мембраны клетки обладают малой проводимостью [5]. Небольшое участие в электропроводности таких белковых образований как пучки коллагеновых и эластичных волокон. Значительным сопротивлением должны обладать мышцы, состоящие из прилегающих друг к другу веретеноподобных клеток [6-8].

Сильное влияние на электропроводность биологических объектов оказывает содержание в них воды. К тканям с низким содержанием воды (около 15% массы ткани) относятся костная и жировая. Их удельная электропроводность невелика: $0,02 - 0,03 \text{ См} \cdot \text{м}^{-1}$ на частотах электромагнитного поля ниже 1 кГц и около $0,2 - 0,3 \text{ См} \cdot \text{м}^{-1}$ на более высоких частотах, вплоть до 10 ГГц . Примерно такой же удельной электропроводностью обладают биологические жидкости, не содержащие клеток: плазма крови - $1,5 \text{ См} \cdot \text{м}^{-1}$, желчь - $1,7 \text{ См} \cdot \text{м}^{-1}$. В тканях с большим содержанием воды (от 70 до 80% массы - в почках, печени, сердечной и скелетной мышцах, головном мозге) удельная электропроводность примерно на порядок выше (до $1 \text{ См} \cdot \text{м}^{-1}$). За счет эритроцитов, лейкоцитов кровь обладает меньшей удельной электропроводностью, чем кровяная плазма - $0,5 - 0,7 \text{ См} \cdot \text{м}^{-1}$. Удельная электропроводность ткани на 4 - 6 порядков ниже, чем у жидкостей, выделенных из них.

Результаты исследования реактивной составляющей проводимости, приведены в работах [6]. На частоте 1 кГц при напряжении несколько вольт реактивная составляющая близка к активной. При дальнейшем увеличении частоты фазовый сдвиг становится близким к 90° . Исследования были выполнены на напряжениях, не превышающих 5 В , при больших напряжениях ткань нагревается, происходит денатурация белка, что существенно изменяет проводимость ткани.

2. Электрическая прочность ткани в основном определяется прочностью мембран. В книге [7] показано, что электрическая прочность мембраны близка к $0,2 \text{ В}$. Зная количество клеток, которые находятся между электродами, можно приблизительно определить напряжение пробоя, как произведение электрической прочности мембраны на их

количество.

3. Удельная плотность, теплоемкость и теплопроводность большинства видов тканей близка к характеристикам воды [6-8].

4. Механические свойства тканей:

- упругость - способность тел возобновлять размеры после снятия нагрузок;

- прочность - способность тел противодействовать разрушению под действием внешних сил;

- пластичность - способность тел хранить (полностью или частично) изменение размеров после снятия нагрузок.

Упругие свойства и прочность тканей, в основном определяются эластиновыми и коллагеновыми волокнами. Прочность костей обусловлены наличием «стекловолоконистых» структур, построенных из коллагена и кристаллов гидроксипапатита [8].

Эластиновые нити обладают сравнительно низким модулем упругости при растяжении вдоль волокна: $(0,4 - 1,0) \cdot 10^6 \text{ Н/м}^2$. Коллагеновые волокна имеют, более высокий модуль упругости $(0,5 - 1,0) \cdot 10^7 \text{ Н/м}^2$, характеризуются

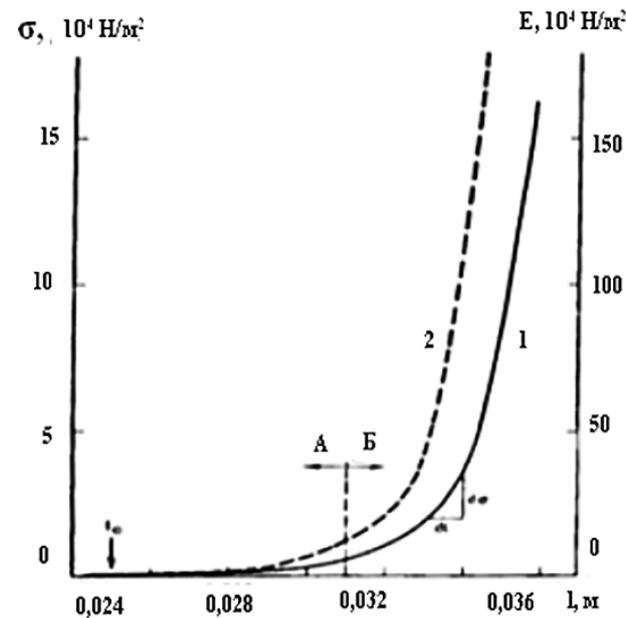


Рис. 2. Кривая растяжения портняжной мышцы лягушки в покое (1) и зависимость модуля упругости этой мышцы от длины (2)

низкой способностью к растяжению. Модуль упругости тканей нелинейно зависит от длины (рис.2) [8]

5. Условие плавления ткани. Молекулы белков и нуклеиновых кислот характеризуются строго определенной последовательностью мономеров (аминокислот, нуклеотидов), связанных ковалентными связями. Число и порядок чередования мономеров в этой последовательности называется первичной структурой.

Важная особенность структуры белков и нуклеиновых кислот заключается в стабилизации положения химических групп в пространстве с минимальной внутренней энергией, что достигается, в частности, за счет образования водородных связей. Регулярное расположение в пространстве химических групп (пептидных в белках, пуриновых и пиримидиновых оснований в нуклеиновых кислотах) создает вторичную структуру биополимеров. Вторичная структура ДНК представляет собой двойную спираль, стабилизированную водородными связями между комплементарными азотистыми основаниями образующих спираль цепей (рис.3). Изменение свойств окружающей

среды: температуры, ионного состава, рН может изменить баланс сил, определяющих данную конформацию белка, и вызвать переход белка в новую конформацию, стабильную в новых условиях. Такие перестройки в молекуле белка называют конформационными переходами.

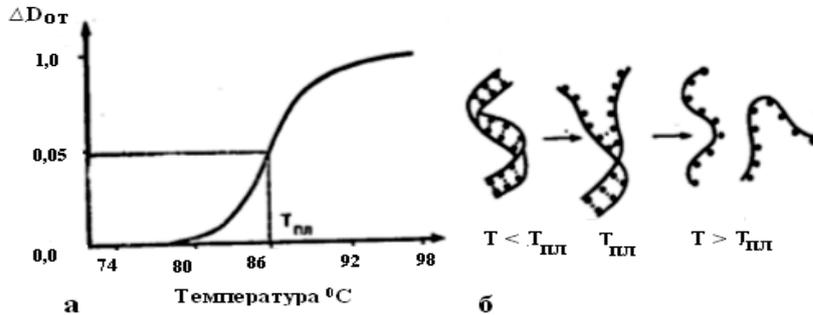


Рис.3. Спаривание оснований ДНК и плавление вторичной структуры: а - изменение оптической плотности (D_{OT}) в относительных единицах при плавлении ДНК пневмококка; $T_{пл}$ - температура плавления; б - плавление двойной спирали. При температуре плавления $T_{пл}$ скорость разрыва водородных связей выше скорости их образования, что приводит к разделению двух цепей

Проведены исследования биофизических свойств мягких живых тканей при электросварке. Использовался модернизированный источник питания для сварки биологических тканей ЕК-300М1. Выходное напряжение имело прямоугольную форму, частоту 66 кГц и могло регулироваться от 0 до 180В (рис. 4а). Напряжение могло модулироваться со скважностью 50% (рис. 4б). Модуляция уменьшает тепловую нагрузку на ткань. Измерение, запоминание и анализ полученных данных выполнялся с помощью информационно – изме-

рительного комплекса. В качестве датчиков сварочного тока и напряжения применялись трансформаторы. Выходные напряжения трансформаторов выпрямлялись, помехи отфильтровывались активными фильтрами. Окончательная фильтрация осуществлялась цифровыми методами.

Одним из перспективных применений сварки живых тканей является сварка легких. Ткань лёгкого состоит из пирамидальной формы долек (длиной 25 мм, шириной 15 мм), основание которых обращено к поверхности. В вершину дольки входит бронх, который последовательным делением образует в ней 18-20 концевых бронхиол. Каждая из последних заканчивается структурно-функциональным элементом легких - ацинусом. В альвеолах происходит газообмен между кровью и атмосферным воздухом. Стенки бронхов состоят из трех оболочек: слизистой, фиброзно - мышечно-хрящевой и наружной оболочки.

Для исследования свойств мягких биологических тканей применялось устройство, показанное на (рис.5). В качестве материала использовались бронхи различного диаметра.

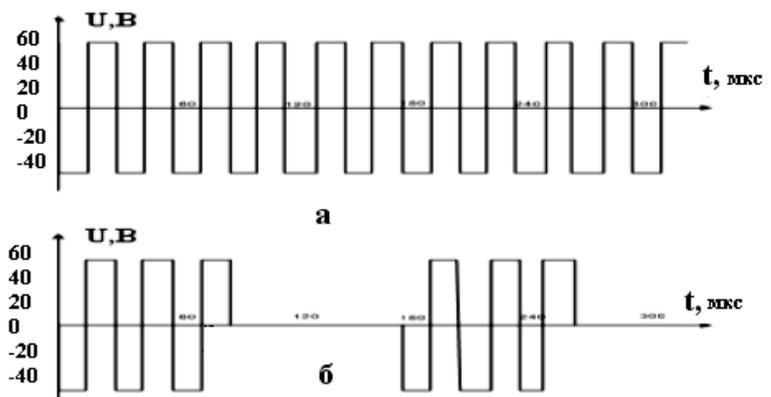


Рис. 4. Осциллограммы выходного напряжения генератора: а - без модуляции, б - с модуляцией



Рис. 5. Устройство для исследования свойств живых мягких тканей

Применение модуляции снижает удельное сопротивление почти в 8 раз (рис. 6, 7).

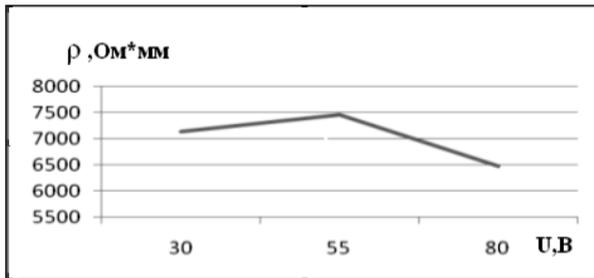


Рис. 6. Зависимость удельного сопротивления бронха от напряжения без модуляции

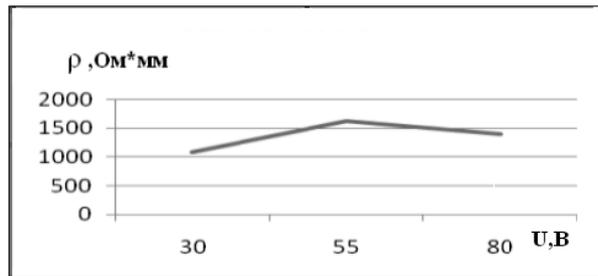


Рис. 7. Зависимость удельного сопротивления бронха от напряжения с модуляцией



Рис.8. Система имитационных моделей

На сварочном факультете Национального технического университета Украины «Киевский политехнический институт» ведется подготовка специалистов по разработке и обслуживанию сварочного оборудования. Для увеличения эффективности обучения разработано модели современного оборудования для сварки в медицине и имитационные модели биологических объектов. Также разработаны имитационные модели сварки биологических тканей для обучения студентов, которые составляет единую систему (рис.8). Разработанная система входит в комплексную программу «Навигатор», которая имеет базу данных с 1996 г.

Выводы

Рассмотрены и проанализированы основные биофизические свойства мягких

живых тканей. Использование результатов исследования при разработке электрохирургического оборудования позволит обеспечить исключение ожогов в местах сварки, что будет способствовать быстрому заживлению прооперированного органа, восстановлению его морфологической структуры и функций.

Исследованные свойства мягких биологических тканей вводятся в базу данных и используются для обучения студентов, а также предусмотрена возможность использования свойств биологических тканей для разработки электрохирургического оборудования.

Список литературы

1. Патон Б. Е., Электрическая сварка мягких тканей в хирургии // Автоматическая Сварка. – 2004.- №9. – с. 7-11.
2. Патон Б. Е. Сварка и родственные технологии в медицине // Автоматическая Сварка. – . 2008. №11. – с.13-24.
3. Зельниченко А. Т. Четвертый международный семинар «Новые направления исследований в области высокочастотной электросварки живых мягких тканей» // Автоматическая Сварка – 2010.№1. с.63-64.
4. Тканесохраняющая высокочастотная электросварочная хирургия. /Под. ред.Б.Е. Патона и О.Н. Ивановой – К: НАНУ, 2009.-200 с.
5. Методы оценки устойчивости растений к неблагоприятным условиям среды / Под ред. Г. В. Удовенко. — Москва, 1996. – 180 с.
6. Самойлов В. О. Медицинская биофизика. - 2-е изд., испр. и доп. - СПб: СпецЛит, 2007.- 560 с.
7. Антонов В. Ф. Биофизика // Владос, 1999. – 288 с.
8. Владимиров Ю. А., Рошупкин Д. И., Потапенко А. Я., Деев А. И. Биофизика./ Медицина, 1983. – 270 с.
9. Лебедев О. В, Дубко А. Г, Лопаткин И. Е., Лопаткина К. Г. Імітаційні моделі біологічних об'єктів для дослідження фізичних основ утворення електровварювальних з'єднань живих м'яких тканин // Матеріали ІІІ конференції з міжнародною участю «Актуальні проблеми біомедицинської інженерії, інформатики, кібернетики і телемедицини» . - Київ, 2010 – с. 111-114.
10. Лебедев О. В, Дубко А. Г., Лопаткин И. Е., Лопаткина К. Г. Применение имитационных моделей сварки биологических тканей для обучения студентов // Технічна електродинаміка – 2010. – с. 269-270.