

На правах рукописи



Кудашов Иван Александрович

БИОТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА КОНТРОЛЯ ВЕНЕПУНКЦИИ НА
ОСНОВЕ ИЗМЕРЕНИЙ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ИМПЕДАНСА

Специальность 05.11.17 – Приборы, системы и изделия медицинского
назначения

АВТОРЕФЕРАТ
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Москва – 2016

Работа выполнена в федеральном государственном бюджетном образовательном учреждении высшего профессионального образования «Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана».

Научный руководитель: **Щукин Сергей Игоревич**,
доктор технических наук, профессор

Официальные оппоненты: **Селищев Сергей Васильевич**,
доктор физико-математических наук, профессор, Московский государственный институт электронной техники (технический университет) (МИЭТ), заведующий кафедрой биомедицинских систем;

Седанкин Михаил Константинович,
кандидат технических наук, ООО "Фирма РЭС", ведущий инженер-конструктор.

Ведущая организация: Федеральное государственное бюджетное учреждение «Федеральный научный центр трансплантологии и искусственных органов имени академика В.И. Шумакова» Минздрава России, г. Москва.

Защита состоится «29» июня 2016 г. в 15:00 часов на заседании диссертационного совета Д 212.141.14 при Московском государственном техническом университете имени Н.Э. Баумана в зале Ученого Совета по адресу 105005, г. Москва, 2-я Бауманская ул., д.5, стр.1.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке МГТУ им. Н.Э. Баумана и на сайте www.bmstu.ru

Автореферат разослан « ____ » 2016 г.

Ваш отзыв в двух экземплярах, заверенных гербовой печатью, просьба направлять по адресу: 105005, г. Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5, стр.1, МГТУ им. Н.Э. Баумана, ученому секретарю диссертационного совета Д 212.141.14.

Ученый секретарь
диссертационного совета



Самородов Андрей
Владимирович

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы

Пункция венозных сосудов является распространенной процедурой в медицинской практике, как для забора проб крови пациента для лабораторной диагностики, так и для инфузационной терапии с использованием игл и катетеров в просвете вены.

Для эффективного выполнения венепункции необходимо иметь информацию о расположении иглы относительно кровеносного сосуда. В противном случае высока вероятность возникновения постинъекционных осложнений. Основными причинами осложнений являются двойной прокол стенки кровеносного сосуда, касание скоса иглы стенки сосуда, частичное введение иглы в просвет вены.

Сегодня эффективность венепункции зависит от уровня профессионализма медицинского персонала. Автоматизация процесса, основанная на объективной информации о расположении инъекционной иглы, получаемой инструментальными методами, позволит снизить риск осложнений и повысить качество проведения манипуляции путем снижения влияния человеческого фактора. При разработке методов инструментального контроля пункции венозных сосудов, определение момента и самого факта прокола иглой стенки венозного сосуда, а также информирование медицинского персонала об этом, являются актуальной задачей, позволяющей минимизировать постинъекционные осложнения.

Существующие методы контроля качества венепункции являются: ультразвуковой метод, основанный на отражение ультразвуковой волны на границе раздела сред с различными акустическими импедансами. Метод применяется для контроля пункции, или инъекции, с плохим венозным доступом, и при пункции глубоких вен. Основные недостатки связаны с привлечением сложной и дорогостоящей аппаратуры и специалиста по ультразвуковой диагностике.

Оптический метод, основан на различие коэффициентов отражения излучения на длинах волн в диапазоне от 600 до 800 нм для крови и мягких биотканей. Метод применяется для визуализации периферических вен, но, как правило, не позволяет контролировать проникновение инъекционной иглы в просвет венозного сосуда.

Наиболее распространенным является тактильный метод. При наличии квалифицированного специалиста позволяет определить проникновение иглы в просвет сосуда. Метод крайне субъективен и чувствителен к уровню квалификации медицинского персонала.

В литературе имеются данные о применении электроимпедансного метода для определения типа биологических тканей и сред: кожная ткань, соединительная и мышечная ткани, кость, кровь, через которые перемещается игольчатый электрод (Grimnes S., Martinsen Ø.G., 2015, Saito H., Togawa T., 2009). Метод основан на различии электрической проводимости биосред и, обычно, использует специальную иглу-электрод с проводящим окончанием и изолирующим основанием. Электроимпедансный метод лишен многих из отмеченных недостатков и позволяет создавать инструментальные и алгоритмические средства, чувствительные к проколу венозного сосуда, однако, для этого необходимо решить ряд связанных научно-технических задач, к которым относятся:

- обоснование методики измерения электрического импеданса с использованием традиционных для венепункции игл в качестве электрода;
- обоснование таких параметров измерения как: величины зондирующих токов, их частота, схема измерения, расположение и размеры электродных систем;
- разработка алгоритмов определения факта прокола иглой-электродом венозного сосуда на основе анализа параметров изменения электрического импеданса при введении иглы-электрода в биологические ткани.

В связи с этим и были сформулированы цель и задачи настоящей диссертации.

Цель диссертационной работы

Целью данной работы является разработка биотехнической системы контроля венепункции на основе измерений электрического импеданса.

Задачи диссертационной работы

1. Разработка и обоснование схемы и средств измерений электрического импеданса при венепункции, расположения и размеров электродных систем для обеспечения максимального изменения импеданса в момент прокола стенки сосуда иглой-электродом.
2. Исследование процессов, влияющих на изменение электрического импеданса при введении иглы-электрода.
3. Разработка метода определения прокола стенки сосуда, исследование параметров эффективности алгоритмического обеспечения.
4. Медико-биологические исследования эффективности разработанных средств и методов.

Научная новизна

1. На основании результатов теоретических и экспериментальных исследований установлены механизмы изменения электрического импеданса при движении иглы-электрода в мягких тканях, контакте и проколе кровеносного сосуда.

2. На основе теоретических и экспериментальных исследований определены размеры и расположение электродной системы, обеспечивающие идентификацию прокола стенки кровеносного сосуда.

3. Разработан метод определения прокола кровеносного сосуда иглой-электродом, включающий:

- анализ значимых амплитудно-временных параметров электрического импеданса иглы-электрода в процессе проникновения;
- оценку вероятности прокола по результатам расчета логистической регрессионной функции от контурных параметров электроимпедансных сигналов.

Практическая ценность

Результаты диссертации внедрены в практику научных исследований научно-исследовательского института биомедицинской техники и учебный процесс факультета биомедицинской техники, а также в медицинскую практику научного образовательного медико-технологического центра МГТУ им. Н.Э. Баумана.

Положения, выносимые на защиту

1. Максимальное относительное изменение электрического импеданса в момент прокола венозного сосуда иглой-электродом достигается при использовании биполярного метода измерений.

2. Применение функции $(\frac{dZ}{dt}) \frac{d_0}{Z^2}$ повышает вероятность

детектирования комплексов – кандидатов на прокол и соотношение сигнал/шум.

3. Определено пять амплитудно-временных параметров комплексов-кандидатов на прокол, установлено, что рассчитанные на их основе численные значения логистической регрессионной функции обеспечивают определение прокола с вероятностью не менее 90 %.

Апробация работы

Апробация работы проведена на объединенном научном семинаре кафедр факультета биомедицинской техники МГТУ им. Н.Э. Баумана. Основные положения диссертации докладывались и обсуждались на: 15-й научно-технической конференции «Медико-технические технологии на страже здоровья» (Португалия, Мадейра, 2013); 16-й научно-технической конференции «Медико-технические технологии на страже здоровья» (Греция, Кефалония, 2014); 17-й научно-технической конференции «Медико-технические технологии на страже здоровья» (Россия, Крым, пос. Партенит, 2015); «1st Russia German Conference on Biomedical Engineering» (Germany, Hannover, 2013); «2st Russia German Conference on Biomedical Engineering» (Russia, St. Petersburg, 2014); «3st Russia German Conference on Biomedical Engineering» (Germany, Aachen, 2015).

Публикации

По материалам работы опубликовано 12 печатных работ, из которых 4 статьи в рецензируемых журналах и изданиях из перечня ВАК РФ.

Объем и структура диссертации

Содержание диссертации соответствует специальности 05.11.17.

Диссертационная работа состоит из введения, четырех глав, общих выводов, списка литературы и приложения. Основное содержание работы изложено на 123 страницах, работа содержит 55 рисунков, 25 таблицу и список литературы из 92 библиографических источников.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обоснована актуальность диссертационной работы, определена область исследования, обозначены основные проблемы в данной области, сформулированы цель и задачи работы. Показано практическое значение и раскрыта научная новизна работы, а также описана ее структура.

В первой главе проведен анализ строения и свойств венозных сосудов и мягких тканей конечности, в ходе которого обоснована область исследований. Проведен анализ существующих методов и систем контроля и навигации инъекционной иглы при проведении пункционных процедур. Отмечено, что для контроля венепункции применяются такие методы, как: ультразвуковые, оптические, тактильные и электроимпедансные. Из перечисленных методов именно электроимпедансный метод потенциально позволяет, без привлечения сложной аппаратуры, проводить контроль качества венепункции, используя традиционные металлические иглы.

В главе анализируется физическая сущность метода измерения электрического импеданса с использованием традиционных металлических игл в качестве одного из электродов. Анализ зависимостей электрофизических свойств биологических тканей конечности и крови от частоты зондирующего тока позволил обосновать диапазон частот измерения импеданса и амплитуду зондирующих токов.

Показано, что указанный диапазон составляет 50-100 кГц, а учитывая отечественный опыт создания электроимпедансных систем для диагностики сердечно-сосудистых заболеваний, а также из соображений снижения риска травмирования нейромышечных структур целесообразно использовать частоту 100 кГц. В главе представлена блок-схема биотехнической системы электроимпедансного контроля венепункции, включающая:

-биологический объект (как правило, предплечье с установленной системой электродов);

-измерительный преобразователь электрического импеданса, включающий блок генерации зондирующего тока, блок фильтрации, пиковый детектор и блок обработки сигналов;

-программно-алгоритмическое обеспечение, по результатам работы которого формируется сигнал о первом проколе кровеносного сосуда.

В главе обоснованы научные и технические задачи, которые необходимо решить в данной работе, проанализированы возможные пути их решения.

Вторая глава посвящена теоретическим и экспериментальным исследованиям, результаты которых позволяют обосновать схему электроимпедансных измерений, параметры электродных систем, обладающих необходимой чувствительностью к проколу стенки венозного сосуда.

Математическое моделирование распределения электрических полей и токов в моделирующей среде, представленной мягкими тканями и расположенным в них венозным сосудом, проводилось в программной среде SEMCAD X 14,8 (SPEG AG, Швейцария). При этом удельное электрическое сопротивление на частоте 100 кГц для мягких тканей задавалось равным 5,0 Ом·м, венозной крови – 1,35 Ом·м.

Экспериментальные исследования проводились на специально созданном стенде, состоящем из имитатора мягких тканей, представленного желатиновой основой, разбавленной раствором NaCl до удельного электрического сопротивления $5,0 \pm 0,2$ Ом·м, и имитатора венозного сосуда, представленного ткаными искусственными сосудами, изготовленными из пористого политетрафторэтилена, с гофрированной стенкой. Искусственные сосуды различных диаметров заполнялись

желатиновой массой с удельным электрическим сопротивлением $1,35 \pm 0,1$ Ом·м.

Для определения приемлемой схемы измерения импеданса с использованием в качестве одного из электродов металлической инъекционной иглы были рассмотрены следующие схемы измерения:

- биполярная схема, у которой один электрод представлен инъекционной иглой, а второй расположен на коже над веной;

- тетраполярная схема, в которой один токовый электрод расположен на коже над веной, и инъекционная игла последовательно выступает в качестве одного из потенциальных электродов, а также в качестве второго токового электрода;

- комбинированная схема, при которой оба токовых электрода расположены на коже над веной, а инъекционная игла-электрод вводится в вену между ними, и измеряется импеданс между иглой - электродом и одним из токовых электродов.

В качестве критерия приемлемости схемы измерения вводился параметр относительного изменения электрического импеданса δ к проколу венозного сосуда, который рассчитывался по формуле (1):

$$\delta = \frac{Z_{\max} - Z_{\min}}{Z_{\max}} \cdot 100\% , \quad (1)$$

где Z_{\max} – значение импеданса при контакте иглы-электрода с внешней поверхностью имитатора вены; Z_{\min} – значение импеданса после прокола внешней стенки вены и расположения окончания иглы-электрода в центральной части имитатора вены.

В результате экспериментальных исследований с использованием стенда и вычислительного эксперимента установлено, что наибольшее относительное изменение электрического импеданса к проколу обладает биполярная схема измерения, которая также имеет минимальное количество электродов и не осложняет работу медицинского персонала. Именно биполярная схема была принята в качестве базовой для определения ключевых параметров метода контроля венепункции.

На следующем этапе были проведены теоретические и экспериментальные исследования, направленные на определение приемлемых с точки зрения относительных изменений электрического импеданса к проколу вены, таких параметров электродной системы как: размер поверхностного накожного электрода, расположенного над веной; расстояния между иглой-электрода и поверхностным электродом (Рисунок 1).

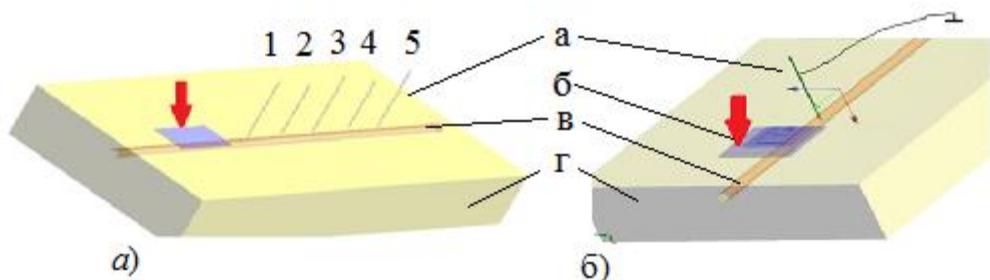


Рисунок 1. Изменение расположения и размера электродной системы
 а – игла-электрод; б – поверхностный электрод; в – венозный сосуд;
 г – мягкая ткань

- а) удаление иглы-электрода от поверхностного электрода на расстояние:
 1 – 20 мм; 2 – 40 мм; 3 – 60 мм; 4 – 80 мм; 5 – 100 мм;
 б) площадь поверхностного электрода при исследованиях составляла:
 1x1; 3x3; 5x5; 10x10; 20x20; 30x30 мм

В главе отмечено, что относительное изменение импеданса к проколу определяется такими параметрами как: глубина залегания вены и ее диаметр; удельные электрические сопротивления мягких тканей и крови; размера поверхностного электрода и диаметра иглы-электрода.

Экспериментальные исследования, выполненные с помощью созданного стенда, показали, что при прочих равных условиях, приближение игольчатого электрода к поверхностному и увеличение размеров поверхностного электрода приводят к увеличению относительного изменения импеданса к проколу. На Рисунке 2 приведены отмеченные выше данные и зависимости для вычислительного эксперимента при глубине залегания 5 мм вены диаметром 5 мм.

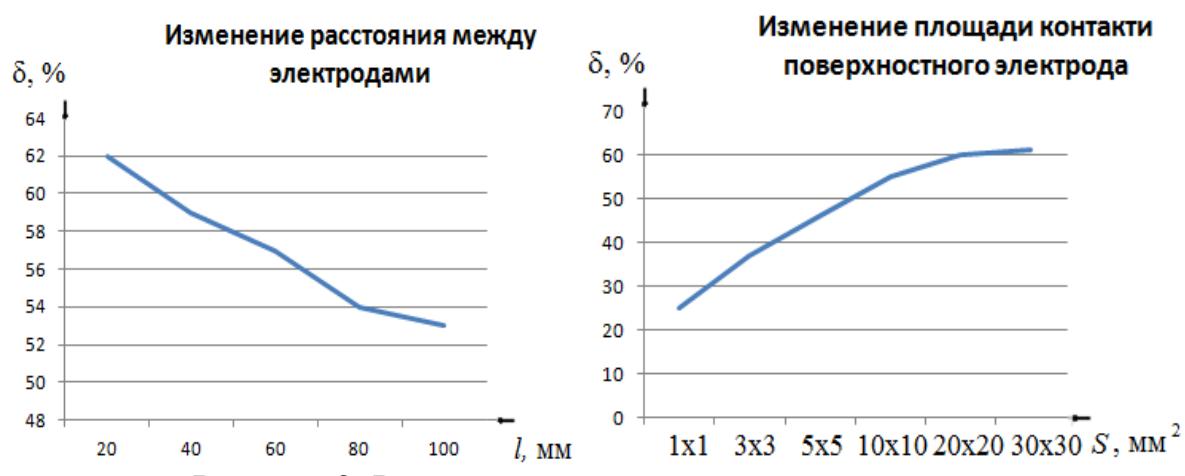


Рисунок 2. Результат анализа численных моделей

Для определения диапазонов эффективной работы биотехнической системы, с определенными размерами и расположением электродов,

разработаны численные модели с переменным диаметром вены и переменной глубиной ее залегания.

Проведены исследования зависимости относительного изменения импеданса к проколу стенки венозного сосуда диаметром 5 мм, при увеличении глубины его залегания. Результат расчета электрического импеданса для различных позиций иглы-электрода показал, что при использовании электродной системы с поверхностным электродом, имеющим площадь контактной поверхности 20x30 мм и иглы-электрода, измерения информативны до глубины 10 мм. Установлено, что с ростом глубины залегания происходит уменьшение относительного изменения импеданса, и значения импеданса глубоко расположенных сосудов становится близким к значениям импеданса при двойном проколе поверхностных сосудов, что затрудняет определение факта прокола.

В главе представлены результаты теоретических и практических исследований введения игольчатого электрода в мягкие ткани вертикально и под углом 10 - 20° к поверхности предплечья, которые показывают сопоставимость результатов расчета сопротивления растеканию тока.

В третьей главе представлены результаты исследований процессов и параметров, влияющих на изменение электрического импеданса при венепункции, с использованием разработанной электродной системы.

Для контакта инъекционной иглы с измерительным преобразователем был изготовлен специальный фиксатор, минимально затрудняющий манипуляции при венепункции.

Регистрация электрического импеданса проводилась с использованием компьютерной системы для неинвазивного мониторинга центральной гемодинамики «РеоКардиоМонитор», разработанной на факультете биомедицинской техники, в МГТУ им. Н.Э. Баумана, имеющей сертификационные документы для клинических исследований.

Экспериментальные исследования включали измерения на созданном экспериментальном стенде, а также с привлечением добровольцев. Эти измерения проводились в медико-технологическом центре МГТУ им. Н.Э. Баумана и ГКБ №1 им. Н.И. Пирогова г. Москвы с помощью медицинского персонала и соблюдением необходимых правил асептики.

Измерение электрического импеданса в процессе венепункции на экспериментальном стенде и добровольцах показало их подобие, однако, при использовании стендса имелась возможность визуально фиксировать процессы движения иглы в имитаторе мягких тканей, касание иглы стенки венозного сосуда и его прокол. На Рисунках 3 и 4 приведены типичные зависимости изменения импеданса.

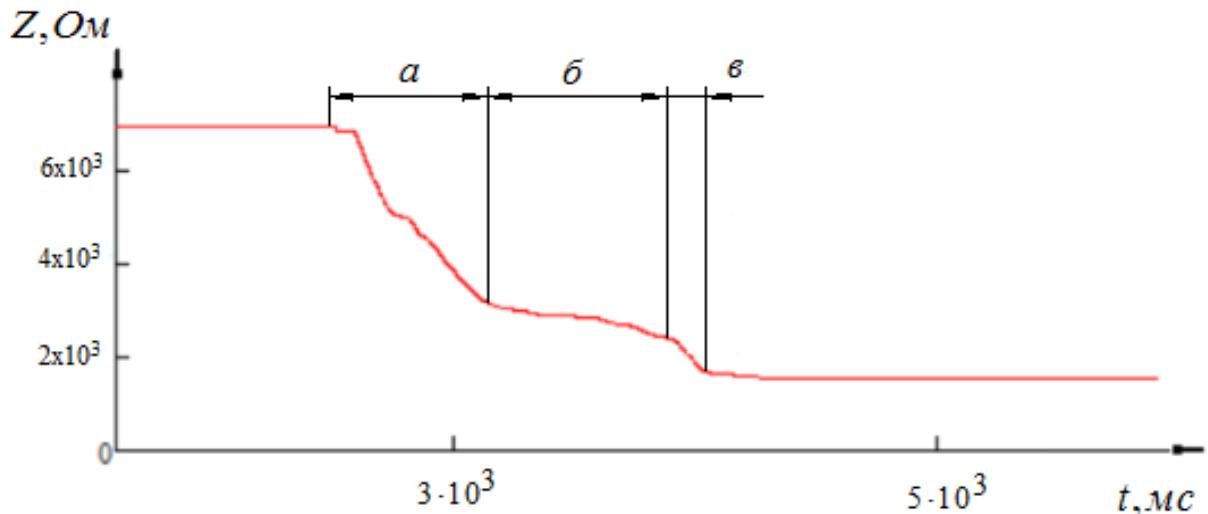


Рисунок 3. Изменение электрического импеданса при проведении экспериментальных исследований на лабораторном стенде
 а – движение иглы в среде-имитаторе мягких тканей; б – касание иглы-электрода стенки имитационного сосуда; в – первый прокол стенки сосуда

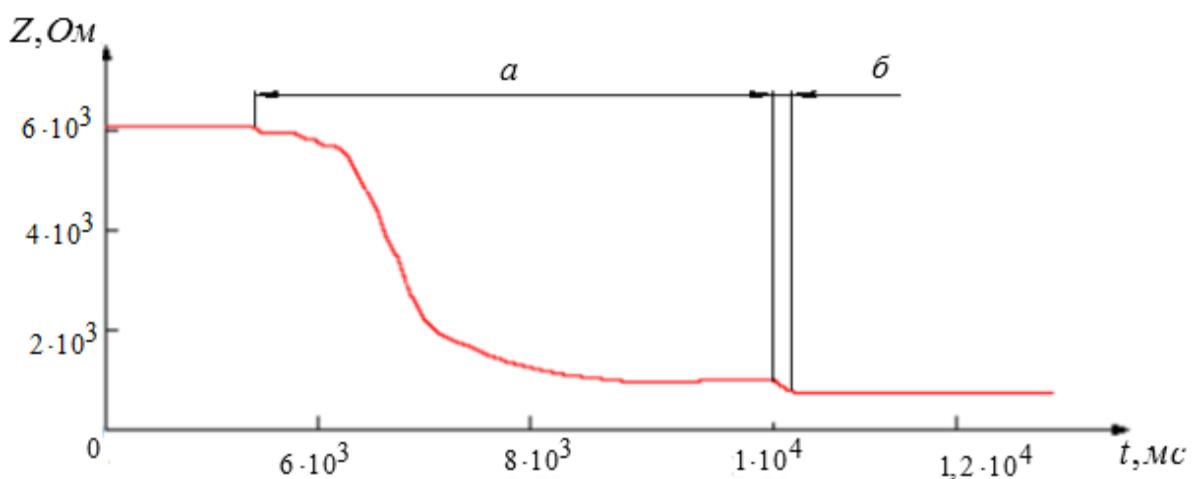


Рисунок 4. Типичная зависимость изменения электрического импеданса при проколе стенки венозного сосуда
 а – движение инъекционной иглы в мягких тканях; б – первый прокол стенки вены

Полученные результаты позволили оценить динамический диапазон измерения электрического импеданса, чувствительность и приемлемую частоту дискретизации измерительного канала. Эти данные показывают, что в процессе проникновения иглы-электрода в вену, происходит уменьшение импеданса. Амплитудные и временные параметры этого процесса могут выступать в качестве критерия при проколе. Однако, анализ временных зависимостей электрического импеданса от времени пункции показывает, что в процессе проникновения иглы-электрода в

мягких тканях могут возникать похожие на прокол комплексы изменения импеданса, которые маскируют собственно прокол (Рисунок 5).

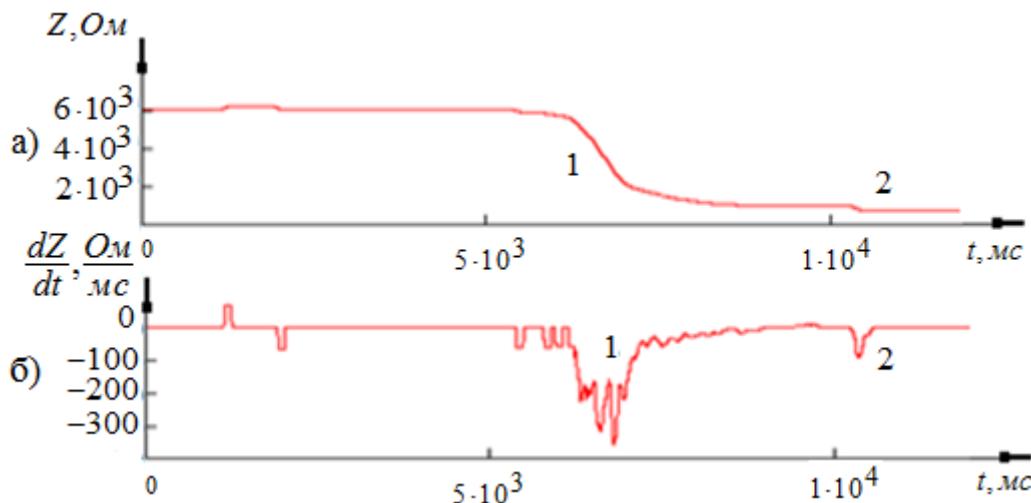


Рисунок 5. Анализ процессов, влияющих на изменение электрического импеданса

а) экспериментальный сигнал; б) производная экспериментального сигнала
1 – движение иглы-электрода в мягких тканях, 2 – прокол стенки венозного сосуда

Причем, поскольку процесс проникновения иглы-электрода в мягкие ткани сопровождается уменьшением импеданса, относительное изменение электрического импеданса в момент прокола уменьшается при более глубоком расположении вены.

Для учета данных процессов в главе приведен анализ неравномерного движения иглы-электрода в мягких тканях. Показано, что изменение импеданса во времени описывается выражением:

$$\frac{dZ}{dt} = \frac{dZ}{dx} \cdot V(t), \quad (2)$$

где $V(t)$ – скорость движения иглы-электрода в мягких тканях

$$Z = \frac{\rho}{2\pi l} \cdot \ln \frac{4x}{d_0}, \quad (3)$$

где Z – электрический импеданс, ρ – удельное электрическое сопротивление тканей, x – глубина проникновения иглы-электрода диаметром d_0 .

В главе отмечено, что $\frac{dZ}{dx}$ можно представить в виде:

$$\frac{dZ}{dx} = F(y) \cdot Z^2, \quad (4)$$

причем $F(y) = \frac{1}{\alpha} \left(\frac{1 - \ln y}{\ln^2 y} \right), \quad (5)$

где $\alpha = \frac{\rho d_0}{2\pi}, y = \frac{4x}{d_0} \quad (6)$

Приведенный в главе численный эксперимент показал, что при характерных для венепункции параметрах, изменение функции $F(y)$ находится в диапазоне от -0,025 до -0,033, что не существенно влияет на изменение функции $\frac{dZ}{dx}$ с увеличением глубины. Причем, α учитывает влияние диаметра применяемой иглы-электрода.

Полученные результаты показали, что в случае нормирования $(\frac{dZ}{dt})$ на величину Z^2 изменение функции $(\frac{dZ}{dt}) \frac{d_0}{Z^2}$ определяется изменением скорости введения иглы-электрода в мягкие ткани и проникновением в вену. В главе показано, что применение данного нормирования позволило увеличить отношение сигнал/шум (SNR) экспериментальных сигналов, в среднем, на 24 дБ (Рисунок 6).

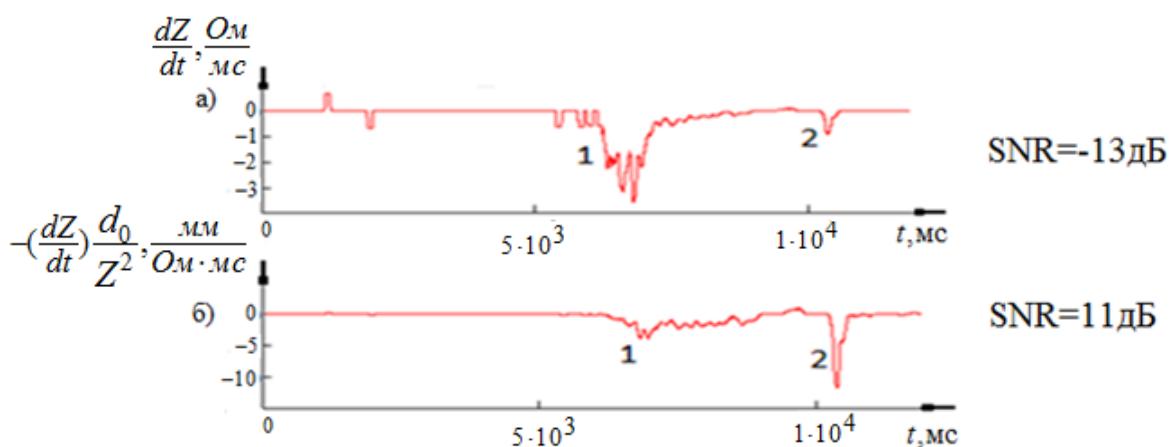


Рисунок 6. Учет процессов, влияющих на электрический импеданс

а) до нормирования; б) после нормирования

1 – движение иглы в мягких тканях

2 – первый прокол стенки вены

Четвертая глава посвящена исследованиям параметров функции $X1 = \left(\frac{dZ}{dt}\right) \frac{d_0}{Z^2}$, как при проколе, так и в случаях его отсутствия, разработке алгоритмического обеспечения для идентификации комплексов – кандидатов на прокол, а также исследованиям эффективности разработанных в работе средств и методов.

На Рисунке 7 представлено типичное изменение функции $X1$ (комплекс – кандидат на прокол) при первом проколе венозного сосуда иглой-электродом, а также первая производная по времени и изменение функции $\frac{d_0}{Z(t)}$ при проколе, показаны анализируемые параметры для идентификации первого прокола стенки вены.

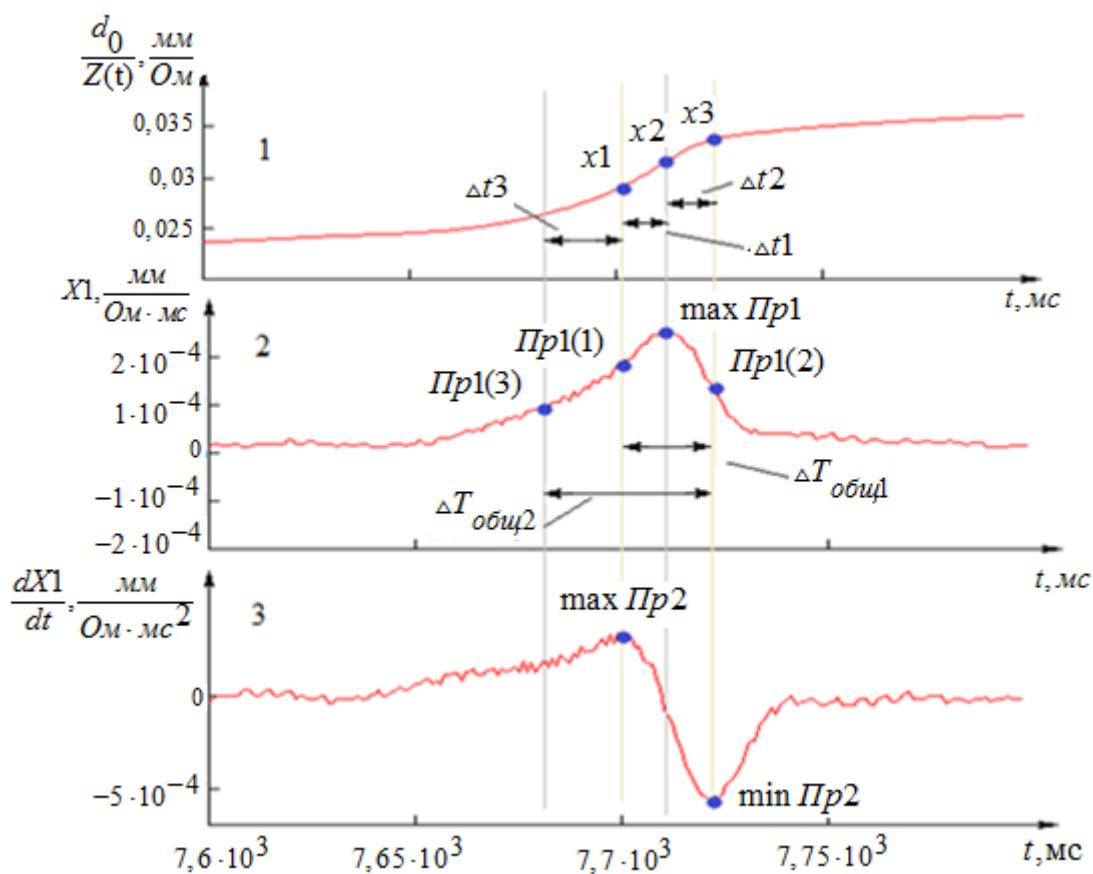


Рисунок 7. Изменение функции $X1$ при первом проколе стенки вены
 1 – интегральное значение исследуемой функции; 2 – исследуемая
 функция; 3 – первая производная исследуемой функции

В главе отмечено, что, полученные параметры функции $X1$ являются следствием взаимодействия иглы-электрода со стенкой венозного сосуда в процессе венепункции и ее движения в мягких тканях.

Для снижения пространства значимых параметров проведен корреляционный анализ, по результатам которого было определено пять независимых параметров из четырнадцати, а именно:

$\Delta t1$ – время формирования переднего фронта функции $X1$ в момент прокола стенки венозного сосуда;

$\Delta t2$ – время формирования заднего фронта функции $X1$ в момент прокола стенки венозного сосуда;

$\Delta t3$ – время формирования переднего фронта функции $X1$ в момент движения иглы в мягких тканях около венозного сосуда;

$\max_{\text{Пр}1}$ – максимальное значение функции $X1$ в момент прокола венозного сосуда;

$x2$ – значение функции $\frac{d_0}{Z(t)}$ в момент прокола стенки сосуда.

На основании полученных данных и результатов проведенного анализа предложен метод определения прокола стенки сосуда на основе численного значения логистической функции $f(x)$ (7).

$$f(x) = \frac{1}{1 + e^{-x}}, \quad (7)$$

$$x = z_0 + A_{\Delta t1} \cdot z1 + A_{\Delta t2} z2 + A_{\Delta t3} \cdot z3 + A_{\max_{\text{Пр}1}} \cdot z4 + A_{x2} \cdot z5, \quad (8)$$

где x – параметр логистической функции; $z0$ – свободный член; z – коэффициент регрессии; A – значение независимой переменной.

В главе отмечено, что подобные логистические модели традиционно используются для предсказания события на основе множества признаков и зарекомендовали себя в близких к рассматриваемой области. В работе применялось общепринятое условие отличия прокола от артефакта: если регрессионная функция больше или равна, чем ноль целых пять десятых то, это прокол, если меньше – артефакт.

По результатам анализа тестовой выборки, состоящей из пятнадцати экспериментальных сигналов, было получено шестьдесят пять кандидатов на прокол, среди которых пятнадцать проколов и пятьдесят артефактов.

Проведено обучение логистической модели в программно-алгоритмическом комплексе STATISTICA 10. В ходе обучения получены коэффициенты регрессии методом градиентного спуска с использованием параметров сигналов тестовой выборки.

Для проверки регрессионной модели экспериментально получена экзаменующая выборка, состоящая из девяти экспериментальных

сигналов. В ходе анализа девяти сигналов получено тридцать четыре кандидата на прокол, девять проколов и двадцать пять артефактов.

Регрессионной моделью определено восемь проколов из девяти и двадцать пять артефактов из двадцати пяти. Оценка эффективности метода детектирования прокола вены с использованием экзаменующей выборки позволила оценить коэффициенты: чувствительность метода составляет 88%; специфичность 100%; точность 97%.

В главе отмечено, что полученные данные позволяют уточнить требования к функциональным характеристикам биотехнической системы для контроля качества венепункции.

В ходе медико-биологических исследований эффективности разработанных средств и методов, выявлены основные особенности алгоритма идентификации прокола, которые необходимо учитывать при проведении контроля качества венепункции электроимпедансным методом:

- Особенности связаны с разрешающей способностью аппаратуры, используемой при идентификации глубоко расположенных вен с малыми диаметрами;
- При возникновение возвратно-поступательных движений иглы-электрода возможно ложное срабатывание алгоритма из-за появления симптомо-комплексов, затрудняющих идентификацию первого прокола стенки сосуда;

В главе отмечено, что последний из вышеотмеченных процессов может быть учтен программно-алгоритмическими методами за счет введения пороговых значений времени нечувствительности и пороговых значений для производных функций. Процесс относится к ограничениям метода и должен быть учтен в методических указаниях по применению метода медицинским персоналом.

Первый же из процессов характеризуется принципиальным уменьшением вероятности детектирования прокола при глубинах залегания вены более 5-7 мм.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ И ВЫВОДЫ

1. Разработана биотехническая система контроля венепункции на основе измерений электрического импеданса.

2. Обосновано расположение и размеры электродных систем, обеспечивающие максимальное относительное изменение электрического импеданса при проколе стенки вены иглой-электродом.
3. Определены основные процессы, влияющие на изменение электрического импеданса при введении иглы-электрода.
4. На основе медико-биологических исследований установлены параметры эффективности разработанных средств и методов, которые позволяют идентифицировать прокол стенки венозного сосуда с вероятностью не менее 90%.

ОСНОВНЫЕ ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. Разработка метода для контроля венепункции / И.А. Кудашов [и др.] // Биомедицинская радиоэлектроника. 2013. С. 8-12. (0,3п.л./0,05 п.л.).
2. Численное моделирование системы контроля венепункции / И.А. Кудашов [и др.] // Биомедицинская радиоэлектроника. 2013. С.13-19. (0,43 п.л./0,1 п.л.).
3. Моделирование системы контроля пункции периферических сосудов / И.А. Кудашов [и др.] // Биомедицинская радиоэлектроника. 2014. С. 38-42. (0,31 п.л./0,07 п.л.).
4. Особенности метода электроимпедансного контроля венепункции / И.А. Кудашов [и др.] // Биомедицинская радиоэлектроника. 2015. С. 15-19. (0,31 п.л./0,07 п.л.).
5. Kudashov I. Development of the injection needle positioning detection method at venipuncture // Russian German Conference on Biomedical Engineering.: Abstracts. Hannover. 2013. P. 68. (0,062 п.л./0,01 п.л.).
6. Kudashov I. Theoretical study of intravenous injection control system on numerical phantoms // Russian German Conference on Biomedical Engineering.: Abstracts. Hannover. 2013. P. 67. (0,062 п.л./0,015 п.л.).
7. Kudashov I. Theoretical Study of Intravenous Injection Control System on Heterogeneous // Russian German Conference on Biomedical Engineering.: Abstracts. St. Petersburg. 2014. P.51-53. (0,18 п.л./0,04 п.л.).
8. Кудашов И.А. Теоретическое исследование метода контроля пункции сосудов на гетерогенной модели // 16-я Научно-техническая конференция.: Тез. докл. Кефалония. 2014. С. 21-25. (0,31 п.л./0,078 п.л.).
9. Kudashov I. The application of the logistic regression method as a decision rule for the peripheral vessels puncture control algorithm // Russian

German Conference on Biomedical Engineering.: Abstracts. Aachen. 2015. P. 31-33. (0,18 п.л./0,09 п.л.).

10. Кудашов И.А. Теоретическое исследование метода контроля венепункции // 15-я Научно-техническая конференция.: Тез. докл. Мадейра. 2013. С. 13. (0,062 п.л./0,015 п.л.).

11. Кудашов И.А. Разработка метода определения положения инъекционной иглы при венепункции // 15-я Научно-техническая конференция.: Тез. докл. Мадейра. 2013. С.15-17. (0,18 п.л./0,04 п.л.).

12. Кудашов И.А. Использование метода логистической регрессии в качестве решающего правила для алгоритма контроля пункции периферических вен // 17-я Научно-техническая конференция.: Тез. докл. Пос. Партенит. 2015. С. 20-24. (0,18 п.л./0,09 п.л.).