

На правах рукописи



Аль Харош Муджиб Алрахман Баггаш Али

БИОТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ОККЛЮЗИОННОЙ МНОГОКАНАЛЬНОЙ
ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОЙ ЛОКАЛИЗАЦИИ ПЕРИФЕРИЧЕСКИХ
ВЕНОЗНЫХ СОСУДОВ

Специальность 05.11.17 – Приборы, системы и изделия медицинского
назначения

АВТОРЕФЕРАТ
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Москва – 2017

Работа выполнена в Федеральном государственном бюджетном образовательном учреждении высшего образования «Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет)»

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

Официальные оппоненты: **Обухов Юрий Владимирович**,
доктор физико-математических наук, Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова Российской академии наук, и.о. главного научного сотрудника лаборатории методов применения ЭВМ в научных исследованиях;

Седанкин Михаил Константинович,
кандидат технических наук, ООО «РТМ Диагностика», ведущий инженер разработчик.

Ведущая организация: федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Национальный исследовательский университет «Московский институт электронной техники», г. Москва, г. Зеленоград.


Защита состоится «28» июня 2017 г. в 12:00 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 « ____ » _____ 2017 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

За последние годы в развитых странах проявляется интерес к визуализации периферических кровеносных сосудов, особенно вен, поскольку пункции и катетеризации периферических вен относятся к числу наиболее распространенных манипуляций в медицинской практике. Это обусловлено тем, что большинство случаев диагностики и лечения заболеваний требуют забор крови из вен или введение лекарственного вещества и при не неотложных ситуациях появляется потребность в сосудистом доступе, поэтому обеспечение адекватного сосудистого доступа имеет важное значение. Для обеспечения сосудистого доступа обычно используют хорошо видимые и пальпируемые вены, для улучшения визуализации венозных сосудов традиционно используют венозную окклюзию, чтобы затруднить отток крови и сделать вены более контрастными на поверхности кожных покровов. Однако, у многих пациентов из-за ряда причин, таких как: ожирение, снижение тонуса вены, малого диаметра вены, изгиб, повреждение кожи, слабо контурированная или скользящая вена, и недостаточная квалификация медицинского персонала есть вероятность неуспешных пункций и возникновения травм.

Для минимизации количества осложнений и количества неудачных пункций ведутся разработки различных технических средств визуализации периферических венозных сосудов. При этом, основные задачи перед пункцией и катетеризацией вен являются измерение глубины расположения вены от поверхности кожи, диаметр вены, протяженность венозного сосуда, а также взаимное расположение вены и артерии. Разработка таких средств и методов, с помощью которых можно повысить уровень оказания медицинской помощи, а также уменьшить время на проведение медицинской манипуляции, является актуальной задачей биомедицинской инженерии.

Некоторые устройства, разработанные в последнее время, способны визуализировать периферические вены. Например, ультразвуковые методы основанные на эффекте отражения ультразвука от границ между тканями с различными акустическими свойствами обеспечивают хорошее качество изображения поверхностных и глубоких сосудов, но существует недостаток, связанный с необходимостью привлечением дорогостоящей аппаратуры и специалиста ультразвуковой диагностики. Известны устройства, работающие по принципу освещения кожи пациента оптическим излучением в диапазоне длин волн от 600 до 800 нм.. В результате различия в отражении этих излучений мягкими тканями и кровью формируется изображение подкожных и внутрикожных вен, что

позволяет определить их локализацию. Однако, оптические методы предназначены для повышения контрастности подкожных вен и имеют низкую чувствительность к венам, находящим на глубине выше 5 мм.. Венография обеспечивает изображение вен после введения контрастного вещества, однако данный метод является инвазивным и не позволяет локализовать вены в реальном времени. Электроимпедансный метод для локализации сосудов применяется, в основном западными и отечественными учеными, для инвазивного применения в работах связанных с определением типа биоткани (Grimnes S., Martinsen O.G., 2010) а также для малоинвазивного применения в работах связанных с автоматизированном методом венопункции (С.И.Щукин, И.А.Кудашов, 2016). Известные методы не позволяют определить проекцию вены на поверхность кожных покровов. В связи с перечисленными особенностями известных прототипов было предложено разработать биотехническую систему неинвазивной локализации периферических вен на основе измерения электрического импеданса. Физическая сущность электроимпедансного метода локализации периферических сосудов состоит в том, что на поверхность области исследования устанавливается система токовых и потенциальных электродов. Между токовыми электродами пропускают зондирующий ток, а потенциальные электроды используются для измерения разности электрических потенциалов. Измеряемые значения электрического импеданса несут информацию об электрических свойствах структур на глубинах зондирования тока в тканях организма. Особенно часто областью зондирования электрического тока является предплечье, состоящее из комплекса биологических тканей таких как: мышечная ткань, жировая ткань, соединительная ткань, слой кожи, венозные сосуды. Ткани обладают различными электрофизическими свойствами, разным удельным электрическим сопротивлением. И так как кровь в сосудах имеет наименьшее удельное сопротивление, это потенциально позволяет определить расположение сосудов.

Применение многоканальной системы локализации периферических вен дает потенциальную возможность повысить точность определения проекции вены на поверхность кожных покровов. Кроме того, применение венозной окклюзии может повысить степень их визуализации при использовании электроимпедансных измерений.

Однако, предварительный анализ показывает, что для разработки подобной технологии локализации периферических венозных сосудов необходимо решить ряд научно-технических задач связанных в первую очередь с:

- исследованием механизма влияния геометрических параметров и глубин залегания кровеносных сосудов на величину импеданса;

- обоснованием и разработкой метода измерения;
- разработкой и исследованием эффективности метода локализации периферических венозных сосудов;

В связи с этим и была сформулирована цель и задачи настоящей диссертации.

Цель диссертационной работы

Целью данной работы является разработка биотехнической системы окклюзионной многоканальной электроимпедансной локализации периферических венозных сосудов.

Задачи диссертационной работы

1. Разработка математической модели, позволяющей оценить чувствительность электроимпедансного метода локализации вен с учетом их диаметра и глубины залегания.
2. Разработка и обоснование расположения и размеров электродных систем, обеспечивающих необходимую чувствительность многоканальных измерений импеданса для локализации периферических вен.
3. Разработка метода окклюзионной многоканальной электроимпедансной локализации периферических вен, позволяющего определить проекции вен на поверхность кожных покровов.
4. Медико-биологические исследования эффективности разработанных средств и методов.

Научная новизна

1. На основе теоретических и экспериментальных исследований показано что, для моделирования распределения электрического импеданса на поверхности предплечья с целью определения проекции вены на поверхность кожных покровов допустимо использовать математическую модель с цилиндрическим включением, учитывающую геометрические параметры, глубины залегания и проводимость кровеносных сосудов и мягких тканей.
2. На основе теоретических и экспериментальных исследований влияния расположения и размеров электродных систем на измеряемый импеданс определены их значения для эффективной локализации периферических венозных сосудов предплечья.
3. На основе результатов теоретических и экспериментальных исследований установлены механизмы формирования электрического импеданса при венозной окклюзии.
4. Разработан метод локализации периферических венозных сосудов, включающий:

- наложение электродной матрицы из 4-х измерительных каналов на область охватывающую проекцию венозного сосуда на поверхности кожных покровов;
- мониторингирование величин электрического импеданса каналов матрицы с одновременным проведением венозной окклюзии при уровне давления в манжете 60-70 mm. Hg. в течение 20-30 секунд;
- определение проекции вены на поверхность кожных покровов на основе анализа амплитудно-временных параметров изменения электрического импеданса по каждому из каналов измерения и расположения электродных систем.

Практическая ценность

Разработанная биотехническая система позволяет локализовать периферические венозные сосуды. Результаты диссертации внедрены в практику научных исследований научно-исследовательского института биомедицинской техники, а также в учебный процесс факультета биомедицинской техники МГТУ им. Н.Э. Баумана.

Положения, выносимые на защиту

1. Для исследования механизма влияния геометрических параметров, расположения, размеров и проводимости венозных сосудов и окружающих тканей предплечья на величину импеданса, допустимо, использовать модель однородного полупространства с цилиндрическим включением.
2. Венозная окклюзия с давлением в манжете 60-70 mm Hg. и временем экспозиции 30 сек. позволяет повысить точность многоканальной электроимпедансной локализации периферических венозных сосудов.
3. Разработанный метод локализации вен, позволяет обеспечить визуализацию проекции венозных сосудов на поверхность предплечья в диапазоне глубин залегания сосуда не менее 6 и 9 мм. для диаметров вен 2 и 5 мм. соответственно.

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: 16-й научно-технической конференции «Медико-технические технологии на страже здоровья» (Греция, Кефалония, 2014); 18-й научно-технической конференции «Медико-технические технологии на страже здоровья» (Россия, Москва, 2016) «2nd Russia German Conference on Biomedical Engineering» (Russia, St. Petersburg, 2014); «3rd Russia German Conference on Biomedical Engineering» (Germany, Aachen, 2015). «4th Russia German Conference on Biomedical Engineering» (Russia, Suzdule, 2016). «World

Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Toronto (Canada, Toronto, 2015) ».

Публикации

По материалам работы опубликовано 9 печатных работ, из которых 3 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 и списка литературы. Основное содержание работы изложено на 110 страницах, работа содержит 65 рисунков, 11 таблиц и список литературы из 80 библиографических источников.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении показана актуальность диссертационной работы, определена область исследования, обозначены основные проблемы в данной области, рассмотрены существующие методы локализации периферических венозных сосудов и преимущества разрабатываемого метода исследования, сформулированы цель и задачи работы. Раскрыта научная новизна и практическая ценность работы, описана ее структура

В первой главе анализируются особенности периферического венозного доступа и его отличие от центрального. Отмечены основные причины безуспешных венозных пункций и возникновения травм. Рассмотрены существующие инструментальные методы локализации периферических венозных сосудов. Отмечено, что для локализации вен применяются такие методы, как: ультразвуковые; оптические; рентгенологические; методы основанные на измерении электрического импеданса. Отмечено, что использование многоканальных электроимпедансных методов самостоятельно, а также при венозной окклюзии, потенциально позволяет определить проекцию вены на поверхность кожных покровов без привлечения сложной аппаратуры и квалифицированного медицинского персонала.

В главе анализируются научно-технические и инструментальные особенности многоканального электроимпедансного метода локализации периферических венозных сосудов. Обоснованы научные и технические задачи, которые необходимо решить в данной работе.

Вторая глава посвящена разработке и экспериментально-теоретическому обоснованию математической модели, позволяющей оценить чувствительность электроимпедансного метода к локализации периферических венозных сосудов с учетом их диаметра и глубины залегания.

Анализ зависимостей электрофизических свойств биологических тканей конечности и крови от частоты зондирующего тока позволил

обосновать диапазон частот измерения импеданса и приемлемые амплитуды зондирующих токов. Показано, что указанный диапазон составляет 50-100 кГц., а учитывая отечественный опыт создания электроимпедансных систем для диагностики сердечно-сосудистых заболеваний, целесообразно использовать частоту 100 кГц., отмечено, что на этих частотах биоткани предплечья являются проводниками с точностью не менее 85-90%.

В главе отмечено, что исследуемая область предплечья, в общем случае, является неоднородной средой включающей мышечную ткань, жировую, соединительную ткань, слой кожи, кровеносные артериальные и венозные сосуды. Анализ численных значений удельных сопротивлений и геометрических параметров окружающих сосуды мягких тканей показал, что на данном этапе исследований, их целесообразно объединить в один относительно однородный слой с единым удельным сопротивлением. Отмечено, что на частоте 100 кГц. удельное электрическое сопротивление мягких тканей области предплечья в 2-3 раза отличается от удельного сопротивления крови. С учётом проведенного анализа была предложена математическая модель, учитывающая геометрические параметры и проводимость крови в вене и мягких тканей. Модель позволяет рассчитать распределение электрического импеданса на поверхностных электродах (М и N), в зависимости от расположения электродной системы и венозного сосуда (Рисунок 1).

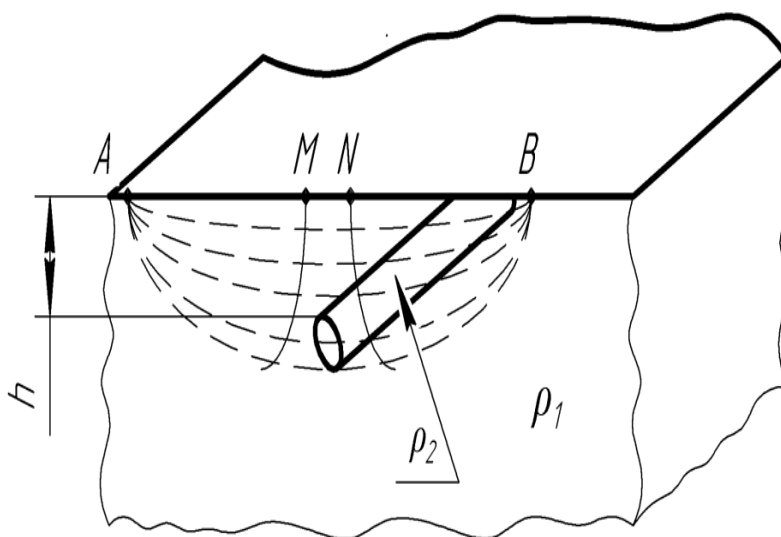


Рисунок 1. Модель однородного полупространства представленного мягкими тканями с цилиндрическим включением:
А и В – токовые электроды, М и N – измерительные электроды,

Для получения распределения измеряемого импеданса на поверхности предплечья решалась задача распределения электрического

потенциала для однородного полупространства с цилиндрическим включением на основе уравнения Лапласа и общепринятых граничных условий. При этом токовые и измерительные электроды находятся на прямой, перпендикулярной оси цилиндра (Рисунок 2).

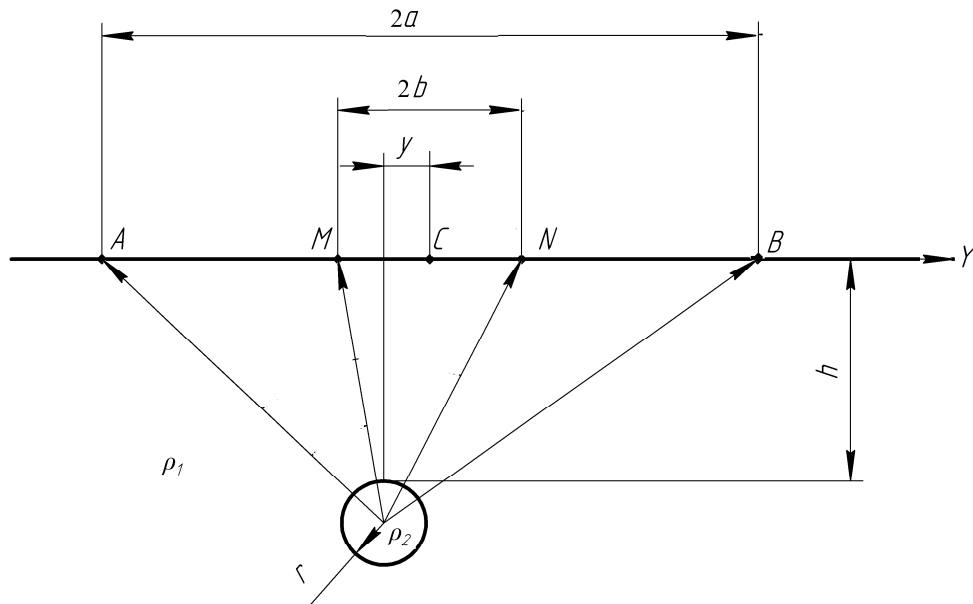


Рисунок.2. Схема расположения электродной системы для модели однородного полупространства с цилиндрическим включением,

Для этой модели в работе было получено аналитическое выражение зависимости электрического импеданса от таких параметров модели так: удельного сопротивления окружающих тканей ρ_1 и крови ρ_2 , радиуса r , глубины залегания h , смещение центра сосуда относительно центра электродной системы y , полурастояний между токовыми a и измерительными электродами b .

$$Z_{MN} = \frac{U_{MN}}{I} = \frac{2\rho_1 b}{a^2 - b^2} + dZ(a, b, \rho_1, \rho_2, h, r, y) \quad (1)$$

Также было получено аналитическое выражение для расчета кажущегося удельного сопротивления (ρ_K) позволяющего определить локализацию вен по значению базового импеданса. Метод расчета ρ_K применялся в случаях применения многоканальных электродных систем с различными размерами a и b .

$$\rho_K = \rho_K(a, b, Z_{MN}) \quad (2)$$

Для верификации математической модели были проведены исследования на специально созданном экспериментальном стенде. Стенд состоял из двух сред, отличающихся друг от друга электрофизическими свойствами. Первая среда имитирует мягкие ткани и имела удельное

сопротивление $2.8 \pm 0,2 \text{ Ом} \cdot \text{м.}$. Вторая среда представляет собой протез искусственного венозного сосуда ЭКОФЛОН Л4-15 изготовленного из пористого политетрафторэтилена, с гофрированной стенкой и заполненного средой с удельным сопротивлением $1.4 \pm 0,2 \text{ Ом} \cdot \text{м.}$ Для измерения электрического импеданса использовалась 32-х канальная электроимпедансная система РЕО32 разработанная на факультете биомедицинской техники в МГТУ им. Н. Э. Баумана и обладающая необходимой чувствительностью и временным разрешением. Значения поверхностного электрического импеданса измерялись на поверхность первой среды, при этом менялась глубина залегания сосуда-имитатора. Анализ проведенных исследований показал, что теоретические значения базового импеданса совпадают с измеренными в пределах 8-10 %.

Проведенные экспериментальные и теоретические исследования показали возможность применения предложенной модели в дальнейших исследованиях для создания электродных систем, обеспечивающих необходимую чувствительность при многоканальных измерениях.

В третьей главе представлены результаты исследований, направленных на оценку чувствительности многоканального электроимпедансного метода в зависимости от параметров электродной системы от локализации периферических вен различного размера и глубины залегания в мягких тканях. Сформулированы требования к параметрам электродных систем обеспечивающие необходимую чувствительность измеряемых данных к локализации вен.

С использованием аналитического выражения зависимости электрического импеданса от параметров модели была произведена оценка чувствительности метода к локализации периферических кровеносных сосудов с минимальным диаметром 2 мм., и глубиной залегания 6 мм. от расстояния между токовыми и потенциальными электродами (Рисунок3).

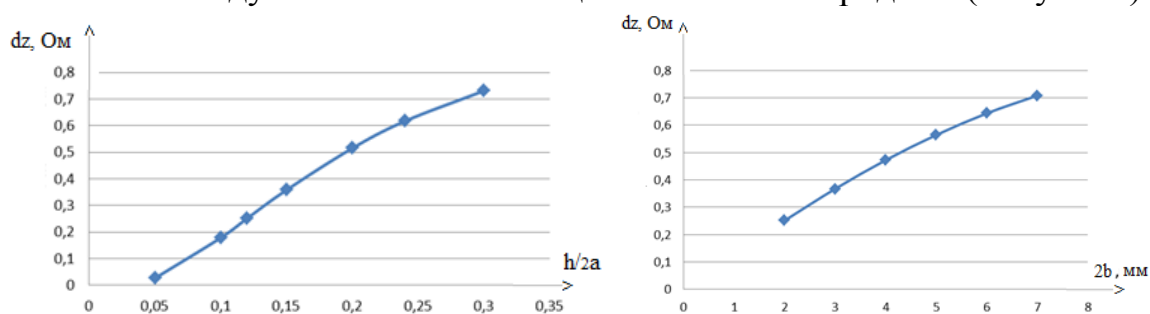


Рисунок 3. Зависимость изменения импеданса от расстояния между токовыми и потенциальными электродами и глубиной залегания.

Установлено, что изменение импеданса возрастает с уменьшением расстояния между токовыми электродами при фиксированной глубине залегания сосуда. Однако, это расстояние ограничено требованием к

межэлектродным расстояниям и размерам пятна контакта электродов. Кроме того, при уменьшении расстояния между токовыми электродами возрастает вероятность прямого контакта между собой электродов и неконтролируемого плотности тока в области измерения. С учетом этих факторов в работе показано, что приемлемое расстояние между токовыми электродами составляет 20-25 мм., между потенциальными 4-7 мм., при диаметрах электродов 1,5-3,5 мм..

На основе результатов этих исследований, были разработаны макеты электродных систем (Рисунок 4).

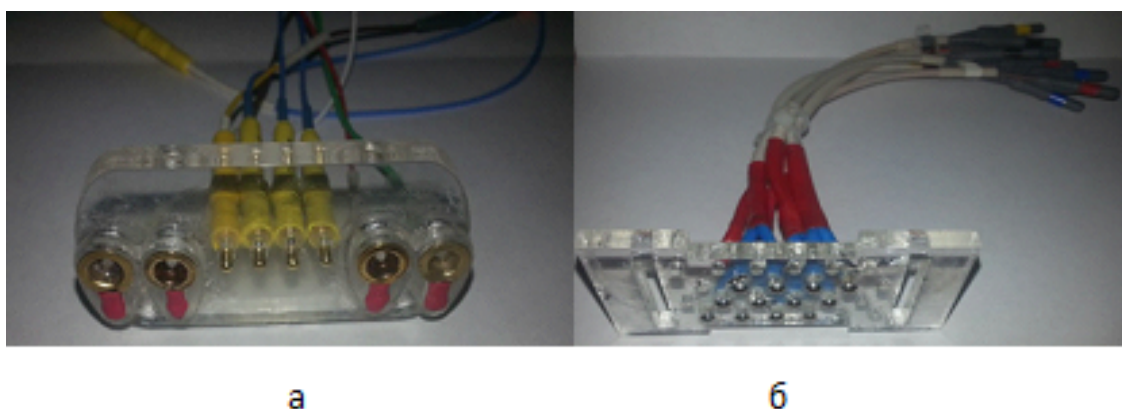


Рисунок 4. Конструкции электродных систем а) первая электродная система, б) вторая электродная система

Первая электродная система представляла собой систему с одним сквозным токовым каналом и различными потенциальными, установленными между токовыми электродами. Расстояние между измерительными электродами 4 мм., между токовыми электродами 25 мм., диаметр токовых электродов 6 мм. и потенциальных 1,5 мм..

Вторая электронная система состоит из четырех тетраполярных электродных систем. Расстояние между измерительными электродами 7 мм., между токовыми электродами 21 мм., диаметр электродов 3,5 мм..

Проведенные исследования на экспериментальном стенде показали, что вторая из систем имеет то преимущество, что она позволяет определить локализацию сосудов по значению базового импеданса без расчета кажущегося удельного сопротивления (ρ_k). Именно это система использовалась на следующих этапах исследований. Проведенные предварительные исследования на здоровых добровольцах показали, что диапазон значений кажущегося удельного сопротивления (ρ_k) мягких тканей находился в диапазоне от 3,0 до 5,5 Ом*м..

Для определения необходимого диапазона эффективной работы была произведена оценка чувствительности изменения импеданса к изменению глубины залегания сосуда, изменению диаметра и изменению удельного сопротивления мягких тканей с учетом чувствительности измерительной

системы РЕО32 составляющей 0,05 Ом.. На основе результатов исследований, сделан вывод о режиме измерений в диапазоне глубин до 6 мм. для пациентов с значениями удельного сопротивления мягкой ткани 3 Ом*м., и диаметром вены 2 мм.. Кроме того установлено, что увеличение диаметра вены до 5 мм., или удельного сопротивления мягкой ткани до 5 Ом*м., приводит к увеличению эффективного диапазона глубины измерения импеданса до 9 мм..

Экспериментальные исследования зависимости импеданса от взаимного расположения электродной системы и вены диаметром 5 мм. и глубиной залегания 6 мм. проводились на стенде. При этом менялось положение центра электродной системы относительно имитационного сосуда. Также рассчитывалось кажущееся удельное сопротивление ρ_k . Результаты исследований представлены в Таблице1.

Таблица 1

Измерительный Канал	Zbase Ом	ρ_k Ом*м	Zbase Ом	ρ_k Ом*м	Zbase Ом	ρ_k Ом*м
1	70.11	3.084	73.51	3.233	77.04	3.388
2	71.27	3.135	69.28	3.047	71.37	3.139
3	75.94	3.34	70,93	3.12	68.37	3.007

Данные в таблице, отмеченные цветом, соответствуют расположению венозного сосуда между измерительными электродами соответствующего канала измерения. Из этого следует, что значения электрического импеданса минимальны в области расположения сосуда, что даёт возможность его локализации на основе его значения. На следующем этапе исследования были проведены измерения на здоровых добровольцах. Эти измерения проводились в медико-технологическом центре МГТУ им. Н.Э. Баумана с соблюдением необходимых правил асептики. При этом проекции венозных сосудов контролировались визуально и с помощью УЗ. Эти результаты показали не полное соответствии с результатами исследования на лабораторном стенде. Проведенный анализ несоответствий позволил установить, что их причина заключается в том, что влияние неоднородности электрофизических свойств мягких тканей ρ_1 в области зондирования электродной системы на величину измеряемого импеданса часто бывает сопоставимо с величиной его изменения за счет глубин расположения венозных сосудов. В связи с этим было предложено осуществлять венозную окклюзию с одновременным монтированием импеданса по нескольким каналам измерения.

В четвертой главе представлены результаты исследований процессов, влияющих на изменение электрического импеданса при венозной окклюзии, приведены результаты исследований эффективности разработанных средств и методов.

Для увеличения количества крови в венах за счет остановки оттока крови использовался тонометр A&D UA-668, с давлением в манжете до 60-70 mm.Hg., максимальное время окклюзии не превышало двух минут. На Рисунке 5. представлены результаты ультразвукового исследования изменения площади поперечного сечения сосуда в течение 1,5 минуты венозной окклюзии при уровне давления в манжете 60 mm.Hg. Эти исследования показали, что площадь поперечного сечения вен при венозной окклюзии увеличивается до 2-2,5 раз.

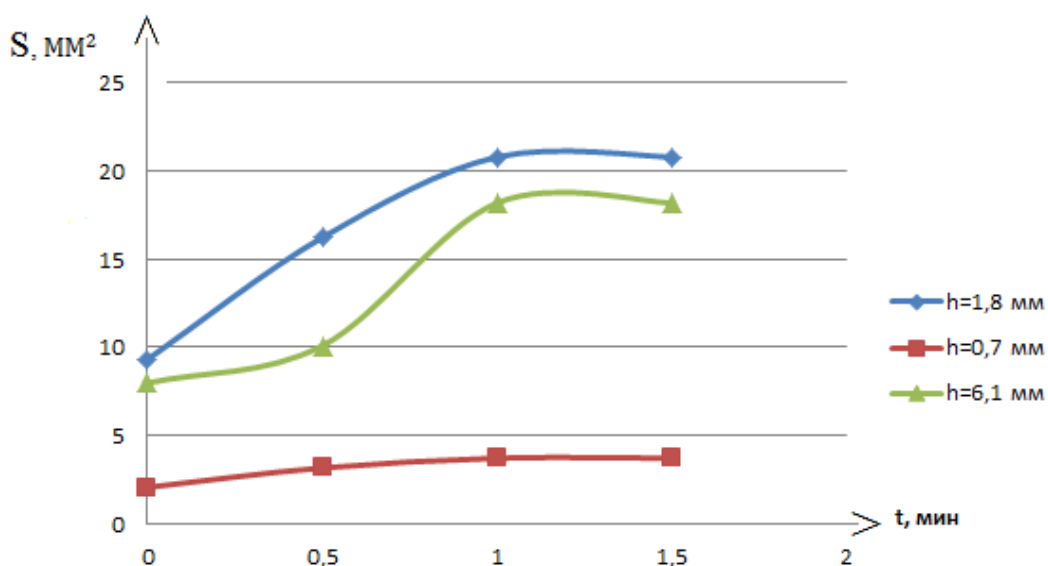


Рисунок 5. График изменения площади поперечного сечения вен при венозной окклюзии для трёх добровольцев.

В главе отмечено, что для стабилизации переходного сопротивления на границе электрод-кожа иногда дополнительно требовалось прижать электродную систему к кожным покровам. Однако, прижатие приводит к сдавлению венозного сосуда и изменению значения импеданса, причем, это изменение может превышать изменение импеданса за счет окклюзии, что в свою очередь, может маскировать локализацию вен между измерительными электродами. В связи, с чем была разработана электродная система, в которой было увеличена площадь токовых электродов (Рисунок 6). Данная система позволяла, проводить измерения без избыточного прижатия и, соответственно, при этом можно получить стабильные результаты измерения за короткое время с момента установления электродной системы.



Рисунок 6. Электродная система

Типичный график изменения импеданса при венозной окклюзии представлен на Рисунке 7,. Сигнал регистрировался с помощью электродов, установленных на поверхность предплечья в области расположения венозного сосуда. Венозный сосуд располагался между потенциальными электродами соответствующего канала измерения.

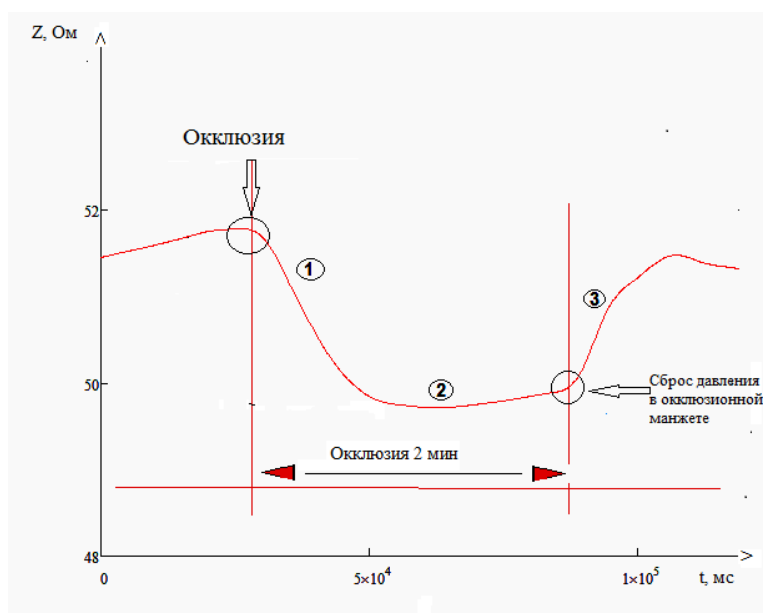


Рисунок 7. График изменения электрического импеданса при венозной окклюзии

Было установлено, что изменение импеданса при венозной окклюзии, связано с изменением объема кровенаполнения вены. Отмечено, что при окклюзии, вена перекрывается, отток крови прекращается, в результате диаметр вены увеличивается, что соответствует уменьшению импеданса (участок 1). В дальнейшем, когда венозное давление становится выше определенного уровня, вследствие увеличения коллатерального кровотока, наступает равновесие, когда отток крови уравнивается притоком, диаметр вены не изменяется, что соответствует участку 2. При сбросе давления в манжете скорость

венозного оттока увеличивается, что соответствует уменьшением диаметра, и отражается увеличением импеданса (участок 3).

В результате анализа полученных в работе данных была разработана требования к основным функциональным характеристикам биотехнической системы окклюзионной многоканальной электроимпедансной локализации периферических венозных сосудов (Таблица 2).

Таблица 2

Требования к каналам регистрации	
Число каналов измерения электрического импеданса	4
Частота зондирующего тока, действующее значение тока	100 кГц, 3 мА.
Приведенный к входу шум измерения импеданса не хуже	0,05 Ом.
Частота дискретизации сигнала	100 Гц.
Динамический диапазон измерения импеданса	20 Ом. – 250 Ом.
Требования к электродной системе	
Тип электродов	Полусферические с диаметром 3,5 мм.
Расстояние между токовыми электродами	21±0,1 мм.
Расстояние между измерительными электродами	7±0,1 мм.
Взаимное смещение соседних электродных систем	3,5 мм.
Требования к окклюзии	
Длительность венозной окклюзии, не более	30 сек.
Давление нагнетания не менее	60-70 mm Hg.

В главе представлены результаты медико-биологических исследований эффективности разработанных средств и методов, приведены результаты тестирования метода на 11 добровольцах. Глубина залегания исследуемых вен варьировалась от 1,8 мм. до 6,4 мм., и имели диаметры в диапазоне от 2,2 мм. до 3,5 мм.. На Рисунки 7 показаны графики изменения импеданса при локализации периферических венозных сосудов. Четыре сигнала изменения импеданса, полученных с помощью

четырёхканальной электродной системы, показали различные его изменения в зависимости от расположения вены относительно каждого измерительного канала. Более чувствительный канал с выраженным уменьшением импеданса идентифицирует местоположение вены. Первая производная от сигналов использовалась для обнаружения вен при венозной окклюзии.

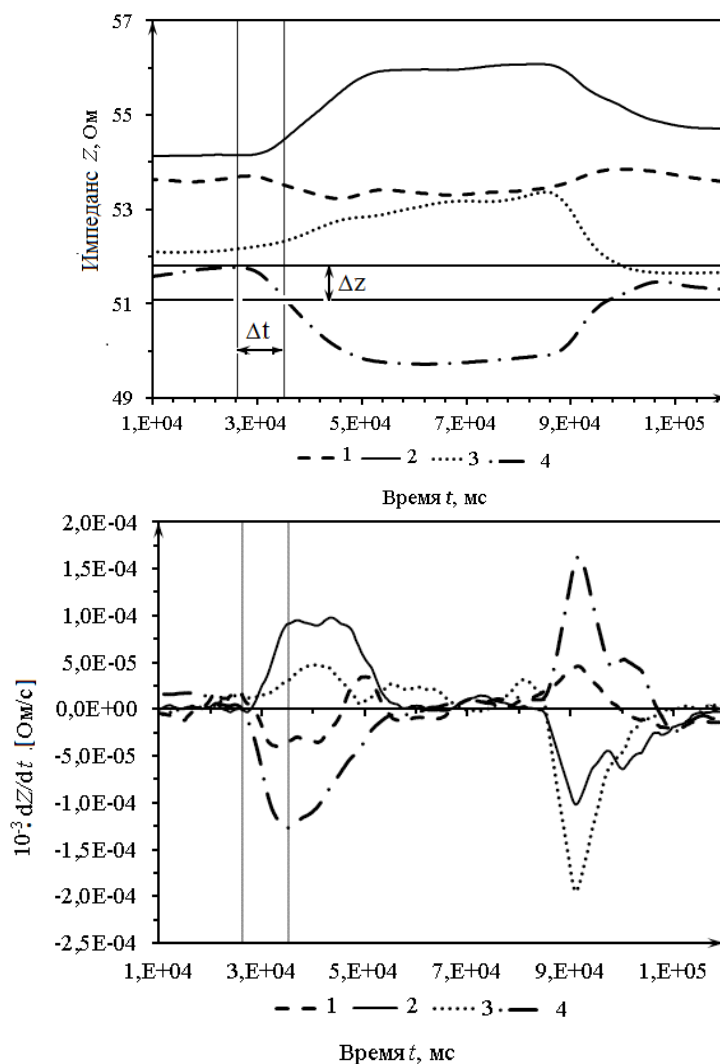


Рисунок 7. Изменение импеданса при локализации периферических венозных сосудов, графики соответствуют

1 – расположению двух вен в окрестности электродных систем; 2,3 – расположению вены между смежными токовыми и потенциальными электродами; 4 – расположению вены между измерительными электродами, для каждого сигнала, соответствующего расположению вены, находились параметры: ΔZ – участок падения импеданса при быстром кровенаполнении вены, Δt – продолжительность быстрого кровенаполнения вены

Анализ полученных результатов показывали эффективность электроимпедансного метода локализации периферических венозных сосудов для пациентов с ожирением. Отмечено что, такие пациенты характеризуются более высоким значением базового импеданса и высоким значением ΔZ .

В главе отмечено, что разработанная биотехническая система окклюзионной многоканальной электроимпедансной локализации периферических венозных сосудов позволяет определить проекции центра вены на поверхность кожных покровов с точностью не хуже половины диаметра электродов 1,75 мм.. Венозная окклюзия с давлением в манжете 60-70 mm.Hg. и временем экспозиции 20-30 сек, позволяла определить проекцию венозных сосудов у всех исследованных 11 добровольцев на поверхность предплечья в диапазоне глубин залегания до 6 мм. и для диаметров вен не менее 2 мм..

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ И ВЫВОДЫ

1. Разработана биотехническая система окклюзионной многоканальной электроимпедансной локализации периферических венозных сосудов.
2. Разработана математическая модель, позволяющая оценить чувствительность электроимпедансного метода локализации вен с учетом их диаметров и глубины залегания.
3. Обосновано расположение и размеры электродных систем для необходимой чувствительности измерений импеданса
4. Разработан метод окклюзионной многоканальной электроимпедансной локализации периферических вен, позволяющего определить проекции вен на поверхность кожных покровов.
5. На основе медико-биологических исследований оценены параметры эффективности разработанных средств и методов

ОСНОВНЫЕ ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. Численное моделирование электроимпедансного метода локализации периферических вен / М.Б. Аль-харош [и др.] // Биомедицинская радиоэлектроника. 2014. № 10. С. 4-8 (0,3 п.л. / 0,06 п.л.).

2. Исследование различных электродных систем для электроимпедансного метода локализации поверхностных вен / М.Б. Аль-харош [и др.] // Биомедицинская радиоэлектроника. 2015. № 7. С. 20-24 (0,3 п.л. / 0,1 п.л.).
3. Электроимпедансный метод локализации периферических венозных сосудов / М.Б. Аль-харош [и др.] // Биомедицинская радиоэлектроника. 2016. № 7. С. 38-42 (0,3 п.л. / 0,15 п.л.).
4. Al-harosh M.B. Mathematical model for non-invasive electrical impedance detection of veins // Russian German Conference on Biomedical Engineering.: Abstracts 2nd RGC. St. Petersburg. 2014. P. 69 (0,06 п.л. / 0,01 п.л.).
5. Al-harosh M.B. Mathematical model for non-invasive electrical impedance detection of veins // Russian German Conference on Biomedical Engineering.: Abstracts 2nd RGC. St. Petersburg. 2014. P. 69 (0,06 п.л. / 0,01 п.л.).
6. Al-harosh M.B. The electrical impedance method of peripheral vein localization // Russian German Conference on Biomedical Engineering.: Abstracts 4th RGC. Suzdule. 2016. P. 51-53 (0,19 п.л. / 0,09 п.л.).
7. Аль-харош М.Б. Математическая модель для неинвазивного электроимпедансного обнаружение вен // Медико-технические технологии на страже здоровья.: Тез. докл. 16-й научно-техн. конф. Кефалония. 2014. С. 14-15 (0,12 п.л. / 0,02 п.л.).
8. Аль-харош М.Б. Механизм формирования сигнала при венозной с целью локализации периферических венозных сосудов // Медико-технические технологии на страже здоровья.: Тез. докл. 18-й научно-техн. конф. Москва. 2016. С. 16-18 (0,18 п.л. / 0,09 п.л.).
9. Al-harosh M.B., Shchukin S.I. Numerical modeling of the electrical impedance method of peripheral veins localization // World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. Toronto (Canada). 2015. P. 1683-1686 (0,25 п.л. / 0,1 п.л.).