

ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПРОЕКТИРОВАНИЯ БЛОКА РЕГИСТРАЦИИ РЕОВАЗОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА

THEORETICAL BASES FOR DESIGNING THE RHEOVASOGRAPHIC SIGNAL REGISTRATION UNIT

УДК 621

Узеньков Д. А., магистрант кафедры ИУ4 "Проектирование и технология производства электронной аппаратуры" МГТУ им. Н.Э. Баумана.

Фатхутдинов Т. М., магистрант кафедры ИУ4 "Проектирование и технология производства электронной аппаратуры" МГТУ им. Н.Э. Баумана.

Лысенко М. С., магистрант кафедры БМТ4 "Медикотехнический менеджмент" МГТУ им. Н.Э. Баумана.

Марченко А. Б., магистрант кафедры ИУ4 "Проектирование и технология производства электронной аппаратуры" МГТУ им. Н.Э. Баумана.

Lysenko M.S., lysmarie@ya.ru

Fatkhutdinov T.M., fatkhutdinovtm@gmail.com

Uzenkov D.A., fatkhutdinovtm@gmail.com

Marchenko A.B., fatkhutdinovtm@gmail.com

Аннотация

В статье рассматривается проблема недостаточного контроля за восстановлением регионарного кровотока в процессе терапии после повреждения суставов. В качестве метода контроля терапии рассмотрена электроимпедансная реография – быстрый неинвазивный метод визуализации кровотока, позволяющий проследить динамику реабилитации. В статье приведены теоретическое и техническое обоснования разработки блока регистрации реовазографического сигнала.

Актуальность разработки определяется необходимостью оценки функционального состояния системной гемодинамики и контроля электромагнитной реабилитации пациента после повреждения нижней конечности.

Annotation

The article deals with the problem of insufficient control over the restoration of regional blood flow during therapy after joint damage. Electrical impedance rheography, a fast non-invasive method of blood flow imaging, which allows tracing the dynamics of rehabilitation, is considered as a method of monitoring therapy. The article presents the theoretical and technical substantiation of the development of a rheovasographic signal registration unit. The relevance of the development is determined by the need to assess the functional state of systemic hemodynamics and control the electromagnetic rehabilitation of the patient after injury to the lower limb.

Ключевые слова: реовазография, механическая травма, посттравматическая реабилитация, электроимпедансная диагностика, тетраполярная система наложения электродов.

Keywords: rheovasography, mechanical injury, post-traumatic rehabilitation, electrical impedance diagnostics, tetrapolar system for applying electrodes.

По статистике, за 2014 год каждый 7-8 гражданин РФ имел травму различной степени тяжести. Наиболее травмируемым суставом человека является коленный сустав. На его долю приходится до 50% всех суставных повреждений. Первое место по частоте встречаемости в структуре повреждений элементов коленного сустава занимают мениски. Их повреждения сопровождают 55-85% всех случаев травмы коленного сустава и встречаются особенно часто в наиболее активном трудоспособном возрасте [1].

Одним из путей повышения эффективности лечения является использование достоверных методов контроля за восстановлением регионарного кровотока в процессе терапии. Ангиография позволяет получить

объемное изображение сосудов, но является инвазивным методом визуализации, что является ее недостатком. Также пациент получает лучевую нагрузку. Простым методом визуализации кровотока является термометрия, но данный метод обладает недостаточной точностью и учитывает влияние многих нежелательных факторов. Реография — быстрый неинвазивный метод, позволяющий проследить динамику реабилитации.

По результатам работы [2], аппарат для электромагнитной реабилитации в первую очередь стимулирует микроциркуляцию и коллатеральное кровообращение, что создает благоприятные условия для поддержания репаративных процессов на достаточном уровне. Динамику данных параметров возможно проследить при помощи электроимпедансного метода, на котором основано разрабатываемое устройство.

Теоретический модель биотехнической системы

Целью теоретического этапа является создание приемлемой для дальнейшей конструкторской разработки математической или физической модели биообъекта. Следует отметить, что применительно к БТС для РВГ для дальнейшей конструкторской необходимо создать модель взаимодействия электродов зондирующего тока с биообъектом.

С точки зрения технической реализации регистрации реографического сигнала процесс взаимодействия зондирующего тока на биообъект и детектирование сигнала, пройденного через нижнюю конечность, представляет собой открытую информационную систему, взаимодействующую с реографом.

Для последующей разработки необходимо рассмотреть параметры воздействия внешней системы на рассматриваемую и рассматриваемой на внешнюю.

Для оценки параметра f , то есть величины зондирующего тока, воспользуемся установленными стандартами безопасности. Для частот свыше 1 кГц, действующее значение зондирующего тока, который может пропускаться через БО согласно установленным стандартам безопасности, определяется из соотношения [3]:

$$I \leq 100 \text{ мкА} \cdot f \quad (1)$$

где f – известная частота в кГц.

Подставляя рабочую частоту 50 кГц, получаем, что действующее значение максимально возможной величины зондирующего тока составляет 5 мА. Принимая коэффициент запаса 0,7, будем использовать амплитуду зондирующего тока 5 мА с действующим значением 3,54 мА.

Теперь необходимо обосновать параметры воздействия рассматриваемой системы на измерительные электроды. Для этого рассмотрим модель расположения электродов (рисунок 1).

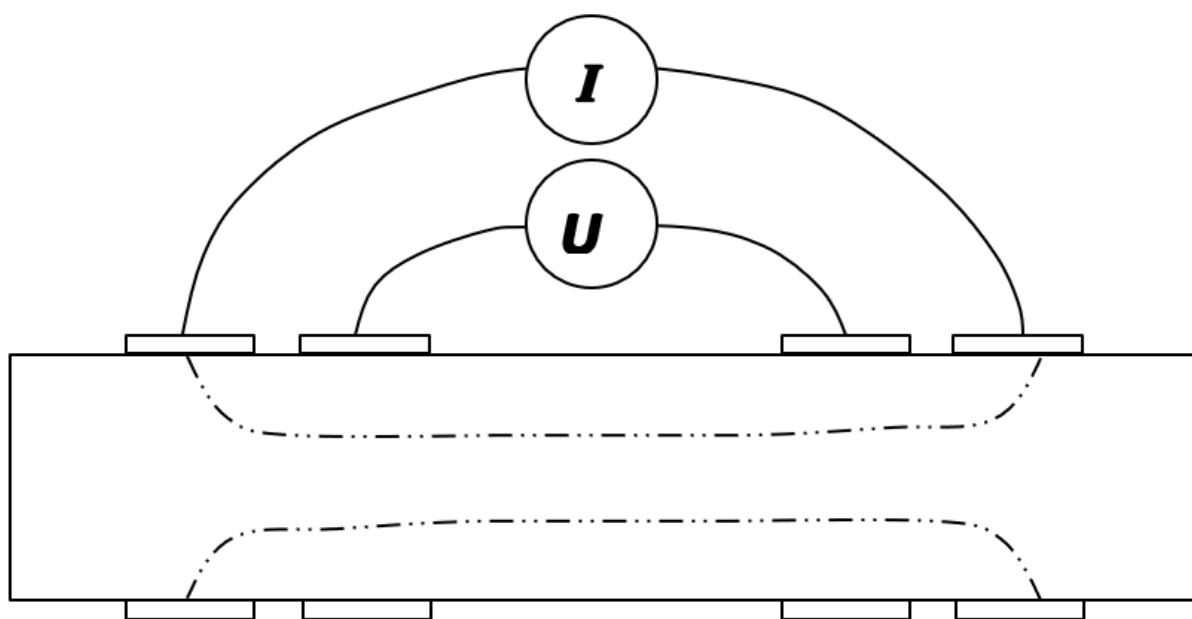


Рисунок 1 — Тетраполярная схема наложения электродов (I_1 и I_2 — токовые электроды, U_1 и U_2 — измерительные)

Предполагается использовать две пары токовых и две пары измерительных электродов с целью сравнения измеренных значений импеданса поврежденной конечности со здоровой.

На измерительные электроды поступает электрический сигнал, диапазон которого определяется сопротивлением биообъекта.

Рассчитаем требуемый диапазон измерения сопротивления биообъекта. Для этого воспользуемся формулой:

$$R = \frac{4 \cdot \rho \cdot L}{\pi \cdot d^2} \quad (2)$$

где ρ — удельное сопротивление ткани, L — расстояние между измерительными электродами, d — диаметр конечности.

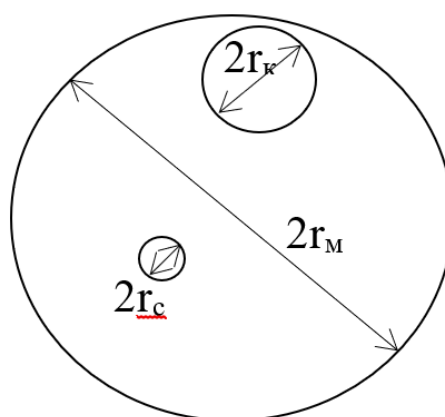


Рисунок 2 — Схема сечения конечности на примере голени с обозначением диаметров голени ($2r_M$), кости ($2r_K$) и сосуда ($2r_C$)

Рассчитаем полное сопротивление участка конечности как параллельное соединение сопротивлений кости, сосуда и мягких тканей по формуле 3.

$$\frac{1}{R} = \frac{1}{R_k} + \frac{1}{R_m} + \frac{1}{R_c} \quad (3)$$

Удельное сопротивление мягких тканей $\rho = 5 \text{ Ом}\cdot\text{м}$, костной ткани — $10^{-3} \text{ Ом}\cdot\text{м}$, крови — $1 \text{ Ом}\cdot\text{м}$ [4]; расстояние между измерительными электродами $L = 600 \text{ мм}$. Следовательно, получим, что диапазон измеряемого сопротивления $R = 100 \text{ Ом}$. Погрешность измерения сопротивления — 5 мОм .

Значение напряжения, снятое с измерительных электродов, вычислим по формуле 4.

$$U = IR = 5 \cdot 10^{-3} \cdot 100 = 0,5 \text{ В} \quad (4)$$

Определим требования к погрешности регистрации сигнала РВГ. Погрешность измерения должна быть в 100 раз меньше самого маленького значения сигнала. Напряжение на измерительных электродах при рассчитанном сопротивлении составляет $0,5 \text{ В}$, а значит погрешность должна составлять 1 мВ .

Модель взаимодействия биотехнической системы и биообъекта

Представим модель взаимодействия биологического объекта и реографа (рисунок 3).

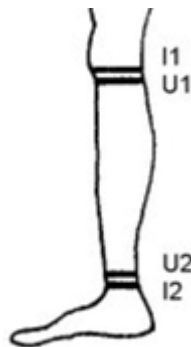


Рисунок 3 — Упрощенная схема области расположения электродов на нижней конечности

Схему взаимодействия биологического объекта и реографа представим в следующем виде (рисунок 4):

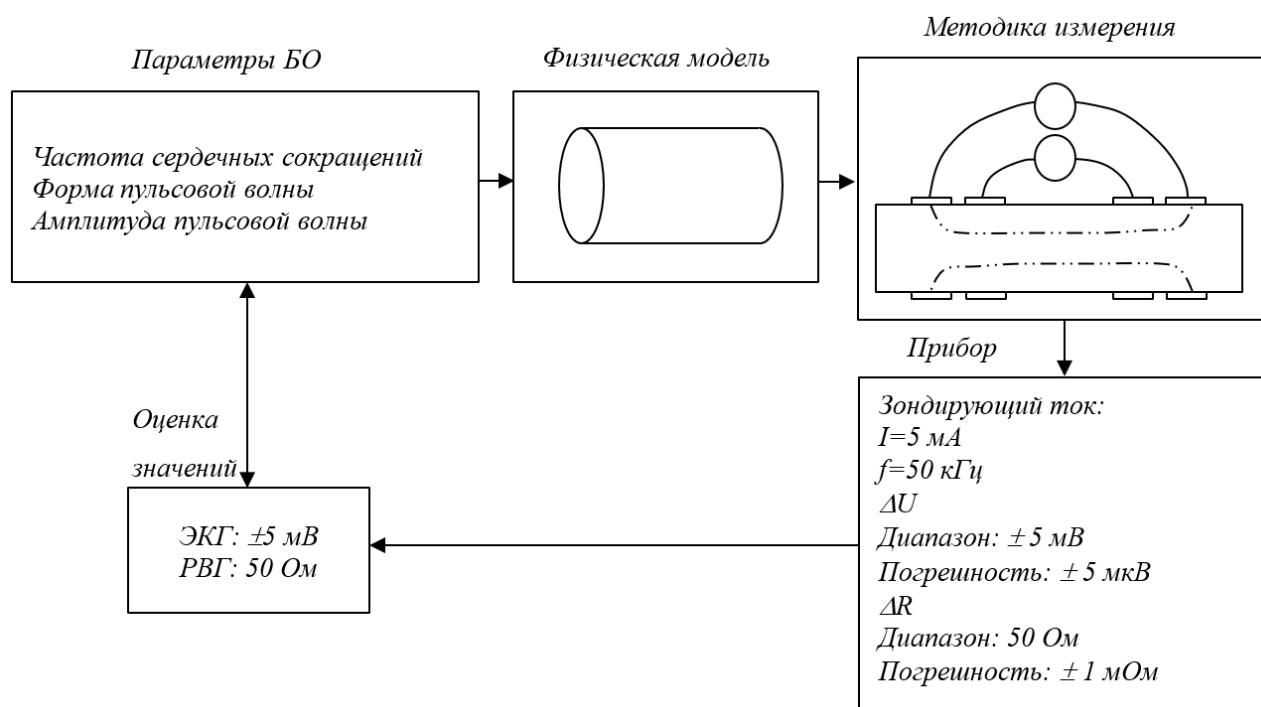


Рисунок 4 — Схема взаимодействия биологического объекта и реографа

Роль входного воздействия на биообъект выполняют электроды зондирующего тока. Откликом биообъекта на входное воздействие зондирующих электродов является вектор наблюдаемых характеристик биообъекта $L(t)$:

$$L(t) = \begin{pmatrix} L_1(t) \\ L_2(t) \\ L_3(t) \end{pmatrix} \quad (5)$$

где L_1 — частота сердечных сокращений, L_2 — форма пульсовой волны, L_3 — форма пульсовой волны.

На измерительные электроды поступает вектор выходного сигнала $x(t)$ — сигнал изменения биоимпеданса и электрической активности сердца:

$$x(t) = \begin{pmatrix} E(t) \\ R(t) \end{pmatrix} \quad (6)$$

где $E(t)$ — ЭКГ сигнал, $R(t)$ — РГ сигнал.

Вектор выходного сигнала поступает на вход преобразователя АЦП. Преобразователь осуществляет обратное преобразование вектора выходного сигнала в $L^*(t)$ — вектор измеряемых свойств ткани.

$$L(t)^* = \begin{pmatrix} L_1^*(t) \\ L_2^*(t) \\ L_3^*(t) \end{pmatrix} \quad (7)$$

Далее сигнал $L^*(t)$ поступает на микроконтроллер и блок управления и обработки информации

Заключение:

Исследуемая система позволяет проследить динамику реабилитации и сформулировать требования для параметров лечебного электромагнитного воздействия.

Блок регистрации реографического сигнала позволяет проводить электроимпедансную диагностику во время реабилитации пациента после полученных механических травм нижней конечности, судить об эффективности проведенных терапевтических мероприятий и формулировать требования к параметрам лечебного воздействия.

По выбранным входным параметрам воздействия на биотехническую систему был рассчитан требуемый диапазон измерения сопротивления биообъекта, определены требования к погрешности регистрации реовазографического сигнала. Также была разработана схема взаимодействия биологического объекта и реографа.

Литература

1. Филипов, О.П. Диагностика и лечение повреждений менисков при травме коленного сустава [Текст]: дис. док. мед. наук: 14.00.22 / Филиппов Олег Петрович. — М., 2004. — 270 с.

2. Семикин, Г.И., Щукин, С.И. Возможности применения биоадекватного электромагнитного воздействия (аппараты серии «Каскад») в детской хирургии у пациентов с посттравматическими нарушениями регионарного кровотока [Текст] / Г.И. Семикин, С.И. Щукин // Биомедицинская радиоэлектроника. — 1999. - № 3. — С. 25-32.

3. Попечителей, Е.П. Электрофизиологическая и фотометрическая медицинская техника [Текст] / Е.И. Попечителей, Н.А. Корневский. — М.: Высшая школа, 2002. — 255 с.

4. Лоцилов В.И., Щукин С.И. Принципы анализа и синтеза биотехнических систем. Часть 1. — М.: МВТУ. — 1987.

Literature

1. Filipov, O. P. Diagnostics and treatment of meniscus injuries in knee joint injury [Text]: dis. doc. med. nauk: 14.00.22 / Filippov Oleg Petrovich. - M., 2004. - 270 p.

2. Semikin, G. I., Shchukin, S. I. The possibilities of using bioadaptive electromagnetic influence (devices of the "Cascade" series) in pediatric surgery in patients with posttraumatic disorders of regional blood flow [Text] / G. I. Semikin, S. I. Shchukin // Biomedical radioelectronics. - 1999. - No. 3. - p. 25-32.

3. Trusteitelev, E. P. Electrophysiological and photometric medical equipment [Text] / E. I. Trusteitelev, N. A. Korenevsky. - M.: Higher School, 2002 — - 255 p.

5. Loshilov V. I., Shchukin S. I. Principles of analysis and synthesis of biotechnical systems. Part 1. — Moscow: BMSTU. — 1987.

Рецензия

на статью «ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПРОЕКТИРОВАНИЯ БЛОКА РЕГИСТРАЦИИ РЕОВАЗОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА», подготовленную командой: Узеньков Д. А., Фатхутдинов Т. М., Лысенко М. С., Марченко А. Б.

1. Статья соответствует тематике (направлению) журнала *Полностью*
2. Статья содержит: *Новые факты*
3. Название статьи соответствует содержанию *Да*
4. Аннотация (15–20 строк) *Четко отражает основное содержание статьи*
5. Методы исследования *Адекватны целям статьи*
6. Эксперименты и данные *Статистически обработаны*
7. Обсуждение и интерпретация данных *Соответствует материалу*
8. Рисунки и подписи к рисункам *Ясны и понятны*
9. Таблицы и заголовки к таблицам *Хорошо соответствуют данным*
10. Список литературы содержит ссылки на публикации за последние 5 лет. Ссылки на иностранные источники использованы.

Достаточный

11. Стиль статьи *Статья написана хорошим языком*
12. Оригинальность текста (анализ текста и поиск копий в Интернете, eLibrary и др.): *Наличие заимствований не найдено*
13. Заключение: *Следует рекомендовать для публикации*

Для пояснения используйте дополнительные страницы.

Игнатова Е. Г., Научный руководитель, кафедры ИУ4 "Проектирование и технология производства электронной аппаратуры" МГТУ им. Н.Э. Баумана.

Дата: 21.01.2021