

Секция 3. ФИЗИЧЕСКИЕ, ФИЗИКО-МАТЕМАТИЧЕСКИЕ, МАТЕРИАЛОВЕДЧЕСКИЕ И ТЕХНОЛОГИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПРИБОРОСТРОЕНИЯ

УДК 621.38

ДИНАМИКА ИЗМЕНЕНИЯ РЕОГРАФИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ ПРИ ВОЗДЕЙСТВИИ УЛЬТРАЗВУКА

Батурин А.П., Терещенко Н.Ф.

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского», Киев, Украина

Наибольшее число летальных исходов в мире связаны с заболеваниями сердца и кровеносной системы. Для эффективной оценки функционального состояния системной гемодинамики требуется разработки новых IT-технологий диагностики, лечения и прогнозирования состояния организма. Отсюда разработка совершенных методов исследований, обеспечивающих эффективную диагностику функционального состояния сердечно-сосудистой системы, является крайне актуальной и заключается в поиске доступных для широкого применения новых методов и показателей количественного определения интенсивности кровоснабжения [1]. В настоящее время функциональная диагностика использует прямые и косвенные методы оценки состояния сердечно-сосудистой системы [2].

Реография сосудистого кровотока интенсивно используется в клинической практике для количественного анализа значений параметров сердца и сосудистой системы [1, 2]. Однако на достоверность полученных реограмм влияют внешних факторов – температура среды, электромагнитные поля и акустические колебания.

Оценке влияния на действительные значения параметров реограмм в среде действия ультразвуковых колебаний посвящена данная работа. Экспериментально исследованы колебания реографические показатели под действием ультразвука.

В описание реограмм включают оценку уровня кровенаполнения сосудов исследуемой зоны, оценку значений тонуса на уровне артерий распространения, оценку эластичности сосудов, уровня периферического сопротивления и состояния венозного оттока.

Для оценки уровня кровенаполнения обычно используется амплитудная и частотная составляющая реосигнала.

Для более предметного дальнейшего рассмотрения остановимся на простейшей модели участка тела, например верхней конечности, при продольной реографии.

Представим простейшую модель участка тела в виде четырех параллельно соединенных резисторов, один из которых моделирует сопротивление магистральных артерий при диастолическом давлении R_d . Переменное сопротивление связанное с изменением диаметра сосудов \bar{R}_d ,

сопротивление тканей R_T , сопротивление изменяющееся в результате действия ультразвуковых колебаний R_y .

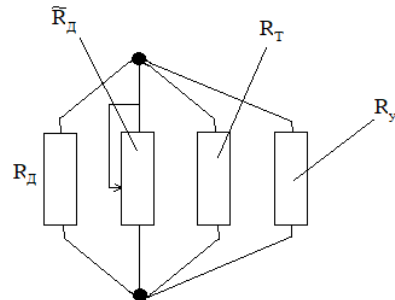


Рисунок 1 – Модель измеряемого участка тела человека

Изменение сопротивления для кровотока вычисляется из соотношения:

$$R_A = \rho_k \frac{L_A}{S_A}, \text{ где } \rho_k - \text{удельное сопротивление}$$

крови, L_A – длина участка тела между потенциальными электродами, S_A – площадь поперечного сечения артерии, - сопротивление, возникающее в результате действия ультразвуковых полей.

При такой модели амплитуда реографического сигнала будет равняться разнице итогового сопротивления (т. е. сопротивление четырех параллельно соединенных резисторов) при диастолическом давлении R_d и результирующее сопротивление при систолическом давлении R_C .

$$\partial R_{Amax} = [(R_d - R_C) \cdot k_{энт}] = \left(\frac{\rho_k^2 L_A \partial S_{Amax}}{\rho_k S_T^2} \right) \cdot k_{y.энт} \quad (1)$$

Как видим, амплитуда реосигнала действительно определяется величиной максимального изменения поперечного сечения артерии ∂S_{Amax} , ∂R_{Amax} изменение сопротивления реографического сигнала, а значит, кровенаполнение, но, кроме этого, она зависит от расстояния между потенциальными электродами L_A , эластичности и тонуса артерии (так как ∂S_{Amax} , зависит от эластичности и тонуса тоже), зависит от квадрата поперечного сечения тела S_T^2 , зависит от сердечного выброса и от коэффициента влияния ультразвука $k_{y.энт}$.

Тогда изменения сечения артерии пропорциональна изменения сопротивлений умноженный на коэффициент влияния ультразвука:

$$\frac{\partial S_{A_{\max}}}{S_T} = \frac{\partial R_{A_{\max}}}{R_{ZA}} \cdot k_{y_{\text{впл}}} \quad (2)$$

Очевидно, что кровоснабжение региона должно определяться массой тканей этого региона, поэтому изменения сечения площади $\partial S_{A_{\max}}$, на S_T можно рассматривать как попытку приведения $\partial S_{A_{\max}}$ до какого-то стандарта для уменьшения зависимости от конкретной области установки электродов, $k_{y_{\text{впл}}}$ – коэффициент влияния ультразвука.

Для оценки эластичности свойств рассмотрим простейшую модель исследуемого участка сосудистой системы, в которой эластичные свойства большой артерии отобразим в виде некоторой емкости C_1 , инерционность массы крови между артерией и следующими средними и мелкими артериями представим в виде индуктивности L_{KP} , эластичные свойства средних и мелких артерий – представим в виде емкости C_2 , и, наконец, периферическое сопротивление – в виде некоторого активного сопротивления $R_{\text{пер}}$. Обозначим СОК – систолический объем кровотока за период T .

Для определения параметра СОК можно использовать либо методику сжатия вены и оценки прироста кровенаполнения вены за период, или совместную обработку реосигналов исследуемой артерии и аорты.

Для определения параметра СОК с учетом влияния ультразвука на систолический объем кровотока введем параметр коэффициента влияния ультразвука $k_{y_{\text{впл}}}$ тогда:

$$\text{СОК} = y \frac{p_k L^2 \partial R_{\text{СОК}}}{R_z^2} \cdot k_{y_{\text{впл}}} \quad (3)$$

L – расстояние между потенциальными электродами; $\partial R_{\text{СОК}}$ – прирост сопротивления между потенциальными электродами при пережиме вены за период; R_{ZA} – базовое сопротивление, соответствующее моменту определения значения $R_{\text{СОК}}$; y – коэффициент, учитывающий соотношение полного объема исследуемого участка сосудистой системы и объема между потенциальными электродами; $k_{y_{\text{впл}}}$ – коэффициент влияния ультразвука.

УДК 621.382

СРАВНЕНИЕ СТРУКТУРЫ ТЕПЛОГО СОПРОТИВЛЕНИЯ СВЕТОДИОДНОЙ ЛАМПЫ С НИТЕВИДНЫМИ И SMD ИЗЛУЧАТЕЛЯМИ

Бумай Ю.А., Васьков О.С., Нисс В.С.

Белорусский национальный технический университет, Минск, Республика Беларусь

Методом тепловой релаксационной дифференциальной спектроскопии (ТРДС), основанном на анализе переходных электрических процессов, связанных с разогревом полупроводникового прибора собственным током, исследована струк-

тура теплового сопротивления светодиодной (СД) лампы (~ 4 Вт) с нитевидными излучателями, а также стандартной SMD (surface-mount device) лампы (~ 4 Вт) с поверхностным монтажом светодиодов (рисунок 1). Колба лампы с нитевид-

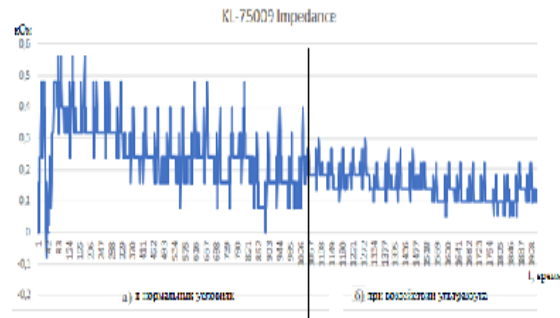


Рисунок 2 – Реограммы а) без влияния ультразвука б) с влиянием ультразвука

В результате исследований установлено, что при воздействии ультразвука терапевтических интенсивностей меняется скорость кровотока, кровенаполнение органов, пульс. На рис. 2 показана реограммы в нормальных условиях и реограммы при воздействии ультразвука. Установлены изменения параметров реограмм по амплитуде та частоте.

На основе проведенных экспериментов динамика изменения сопротивления кровотока участка руки, под воздействием ультразвука изменяется более чем на 2 %, по сравнению с реограммами без внешнего воздействия ультразвука.

Литература

1. Ультразвуковые физиотерапевтические аппараты и устройства: монография / Терещенко Н.Ф., Тимчик Г.С., Чухраев М.В., Кравченко А.Ю. Киев : КПИ им. Игоря Сикорского, Издательство «Політехніка», 2018. – 184 с.
2. Батурич А.П., Терещенко Н.Ф. Влияние ультразвука на изменения реографических характеристик // Новые направления развития приборостроения. Материалы 11-й Международной научно-технической конференции молодых ученых и студ. 18-20 апреля 2018 г. / Минск, БНТУ, 2018. – 497 с., С. 7.