

Реализация в среде Labview метода многочастотного анализа активной электрической мощности

Кузнецов Д. В.¹, Моргунов Г. Н.²

¹Кузнецов Денис Валерьевич / Kuznetsov Denis Valerevich - студент,

²Моргунов Георгий Николаевич / Morgunov Georgy Nikolaevich - доцент,
кафедра медико-технического менеджмента,

Московский государственный технический университет имени Н. Э. Баумана, г. Москва

Аннотация: в данной работе описана модель реализации метода многочастотного анализа активной электрической мощности, потребляемой электроакустическим преобразователем ультразвукового аппарата для обработки ран при синдроме диабетической стопы и реализация его в среде Labview.

Ключевые слова: синдром диабетической стопы (Diabetic foot syndrome), лечение (treatment), диабет (diabetes), ультразвук (ultrasound), обработка (processing), сигнал (signal), мощность (power).

УДК 621.382

Введение.

Обработке ран при синдроме диабетической стопы нужно уделять большое внимание. Обработка дна раны переводит рану из состояния хронической раны в состояние острой и способствует активации эндогенных процессов регенерации тканей. Обработки необходимы из-за ряда причин. Прежде всего, наличие некротических тканей и пленки фибрина является потенциальным субстратом развития инфекционных осложнений. Кроме того, клеточные линии, находящиеся в крае хронической раны, претерпевают фенотипичную трансформацию, ведущую к нарушению процессов регенерации [2, с. 4].

Одним из методов для очищений ран при синдроме диабетической стопы является низкочастотный ультразвук. В работе [2, с. 6] описывается процесс очищения ран с помощью ультразвукового аппарата. Также при ультразвуковой обработке УЗ наблюдаются различные биологические и физические явления, которые положительно отражаются на лечении больного, которые очень подробно расписаны в работе [3, с. 5].

Одним из факторов, определяющим эффективность лечебного воздействия при ультразвуковой хирургии и терапии, является соответствие амплитуды механических колебаний рабочей части ультразвуковой колебательной системы механоакустическим характеристикам биологической ткани.

Численным критерием эффективности лечебного воздействия является акустическая мощность, пропорциональная произведению амплитуды механических колебаний рабочей части и импеданса биологических тканей.

Существующие методы измерения не позволяют, в достаточной мере, динамически контролировать акустическую мощность в процессе проведения ультразвуковых хирургических вмешательств.

В основе разработанного метода лежит многочастотный анализ активной электрической мощности, потребляемой электроакустическим преобразователем. В качестве математической модели для расчета активной электрической мощности использовалась эквивалентная схема замещения электроакустического преобразователя и биологических тканей, приведенная к электрической стороне.

Алгоритм расчета максимальной амплитуды напряжения обратной связи.

Для поддержания эффективности лечебного воздействия необходима компенсация изменений акустического импеданса зоны взаимодействия зоны - ультразвуковой инструмент - биоткань. Одним из способов компенсации является динамическая подстройка амплитуды и частоты ультразвукового воздействия на основе анализа значений акустической мощности.

Известно, что при изменении механических характеристик на выходе происходит изменение электрических характеристик на входе системы, а значит, об изменении механических характеристик биоткани можно судить по изменению электрических характеристик системы и в частности пьезоэлектрического преобразователя [**Ошибка! Источник ссылки не найден.**, с. 14**Ошибка! Источник ссылки не найден.**]. Данная работа подстройке частоты и амплитуды на основании анализа активной мощности.

Для расчета значений активной мощности на резонансной и боковых частотах необходимо выделить амплитудные значения выходных сигналов напряжения и тока на этих частотах. Методами квадратурного детектирование выделим значения амплитудных значений напряжения на боковых частотах. Структурная схема детектора на рис. 1. Для получения максимального значения амплитуды, на вход квадратурного

детектора будем подавать преобразованные сигналы частотах $\omega_{\text{рез}} - \Omega$, $\omega_{\text{рез}} + \Omega$. В качестве выходного напряжения схемы был выбран амплитудно-модулированный сигнал (АМ – сигнал), так как он позволяет одновременно установить значения на резонансной и боковых частотах, что соответствует количеству неизвестных в разрешаемой системе уравнений. Интересующими нас сигналами являются выходные низкочастотные сигналы (с частотой равной модулирующей частоте 100 Гц) напряжения и тока, а точнее их произведения.

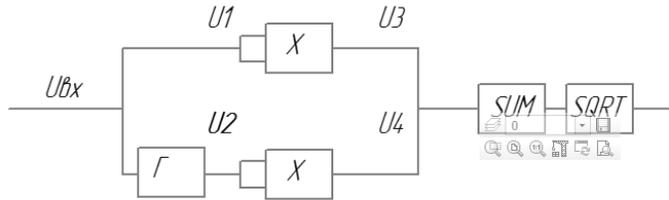


Рис. 1. Структурная схема квадратурного детектора

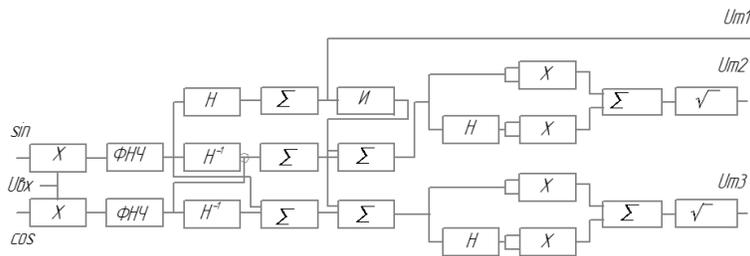


Рис. 2. Структурная схема детектора максимальной амплитуды

Т.к. ультразвуковой инструмент работает в режиме амплитудной модуляции. При подаче на вход амплитудного детектора АМ – сигнала на выходе будет такой же АМ – сигнал.

$$U_{\text{АМ_ВХ}}(t) = U_m (\sin \omega_0 t + \frac{1}{2} m \sin(\omega_0 - \Omega)t + \frac{1}{2} m \sin(\omega_0 + \Omega)t), \quad (1)$$

где $U_{\text{АМ_ВХ}}(t)$ – входной АМ – сигнал схемы; U_m – амплитудное значение выходного АМ – сигнала.

Дальнейшее преобразование осуществляется с помощью умножения функции на синус и преобразования Гильберта. После всех преобразований, получим три выходных сигнала:

$$U_{\text{ВЫХ_1}} = U_m \cdot m$$

$$U_{\text{ВЫХ_1}} = U_m \cdot m \frac{1}{2} \cos(\Omega_1 t) = U_{m1} \cdot \cos(\Omega_1 t) \quad (2)$$

$$U_{\text{ВЫХ_1}} = U_m \cdot m \frac{1}{2} \sin(\Omega_2 t) = U_{m2} \cdot \sin(\Omega_2 t)$$

Чтобы избавиться от гармонической составляющей и выделения максимальной амплитуды используем квадратичный детектор.

Алгоритм квадратурного детектирования.

Так как входным сигналом схемы является выделенные сигналы на частотах: Ω_1 , Ω_2 . С помощью детектора мы найдем значение максимальной амплитуды на периоде. Структурная схема детектора на рис. 2. Квадратурное детектирование работает по следующему алгоритму, на вход подается сигнал вида:

$$\begin{aligned} U_{\text{ВХ11}} &= U_1 \cdot \cos(\Omega_1 t) \\ U_{\text{ВХ12}} &= U_2 \cdot \cos(\Omega_2 t) \end{aligned} \quad (3)$$

Сдвинем эти сигнал с помощью преобразования гильберта:

$$U_{\text{ВХ21}} = U_1 \cdot \sin(\Omega_1 t)$$

$$U_{\text{ВХ22}} = U_2 \cdot \sin(\Omega_2 t)$$

Возведем $U_{\text{ВХ11}}$ и $U_{\text{ВХ21}}$ в квадрат. Теперь складываем сигналы с помощью сумматора и извл квадратный корень и получаем на выходе сумматора значение амплитуды, также поступаем с $U_{\text{ВХ12}}$ и $U_{\text{ВХ22}}$.

$$\begin{aligned} U_{\text{max}} &= U_1 \\ U_{\text{max}} &= U_2 \end{aligned} \quad (5)$$

То есть амплитудные значения сигнала на резонансной частоте равны

$$U_{\text{ВЫХ}_m}(\omega_{\text{рез}}) = U_{0_ВЫХ}$$
а на боковых частотах

$$U_{\text{ВЫХ}_m}(\omega_0) = \frac{1}{2} m U_{0_ВЫХ} \quad (7)$$

Реализация в среде Labview.

Для создания модели использовался LabVIEW 8.6. Используя встроенные функции данной среды программирования, была собрана схема детектирования сигнала. В основу легли блоки, описанные выше, в частности квадратурный детектор и детектор максимальной частоты.

На вход схемы (рис. 3) подавалось напряжение вида:

$$U_{\text{AM_ВХ}}(t) = U_m (\sin \omega_0 t + \frac{1}{2} m \sin(\omega_0 - \Omega_1)t + \frac{1}{2} m \sin(\omega_0 + \Omega_2)t)$$

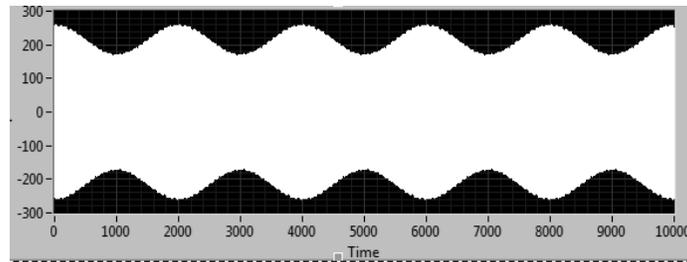


Рис. 4. Входной AM-модулированный сигнал схемы.

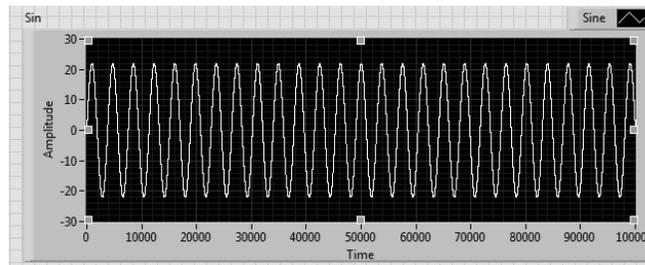


Рис. 5. Напряжение на входе квадратурного детектора

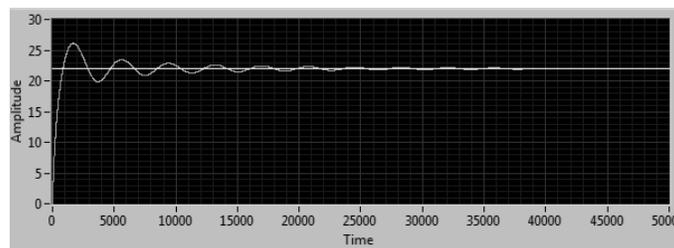


Рис. 6. Значение напряжения на выходе квадратурного детектора равно амплитуде на боковой частоте. По оси Y - амплитуда, В., по оси X отсчеты Td=100 мкс. Переходной процесс Tпер=0.05 с.

Мы видим, что на выходе присутствуют пульсации. Так как импульсная характеристика преобразования Гильберта бесконечна, приходится ее усекать до максимальной частоты спектра сигнала, что приводит к эффекту Гиббса.

В итоге на рис. 6 мы видим, что было получено значение амплитуды сигнала, но с помехами. Данные помехи можно убрать с помощью частотных фильтров, но область для дальнейшего изучения.

Вывод.

Ультразвуковые низкочастотные методы имеют огромные возможности для их применения как в хирургии, так и в терапии. Но на сегодняшний день не существует методов и аппаратных средств, которые позволили бы достичь максимальной эффективности лечебного воздействия. Возможным решением этой

проблемы, будет метод динамического контроля акустической мощности, на основе которого возможно создание быстродействующей системы динамической подстройки частоты и амплитуды, учитывающей механоакустические характеристики обрабатываемых биотканей. Этот метод можно реализовать основе анализа значений акустической мощности. Так как при изменении механических характеристик на выходе происходит изменение электрических характеристик на входе системы, мы можем судить об изменении электроакустических характеристик по изменениям электрических характеристик пьезоэлектрического преобразователя. В данной работе был предложен алгоритм выделения информационных сигналов и проведено его компьютерное моделирование. В результате работы было получено значение амплитуды сигнала, но с помехами. Данные помехи можно убрать с помощью частотных фильтров, но область для дальнейшего изучения.

Литература

1. *Анциферов М. Б., Галстян Г. Р., Токмакова А. Ю.* Диагностика диабетической нейропатии (Методические рекомендации). М.: Федеральный диабетологический центр МЗ РФ, 1998.
2. *Храмлилин В. Н.* Современные аспекты местного лечения хронических ран нижних конечностей у больных сахарным диабетом. // Научно-практический медицинский журнал ГУ. Эндокрино-логический научный центр РАМН, 2005, № 4. С. 74–78.
3. *Макарошкин А. Г., Чернядьев С. А., Айрапетов Д. В., Коробова Н. Ю.* Клинические аспекты использования низкочастотного ультразвука в хирургии панкреонекроза. Учебно-методическое пособие. Екатеринбург; УГМА, 2011 – 32 с
4. *Галстян Г. Р., Ерошкин И. А., Ефимов А. А., Носов О. В., Василье Ю. Г. в.* Применение новых технологий в лечении синдрома диабетической стопы. // Лечащий врач. – 2003. № 10.
5. *Хилл К.* Применение ультразвука в медицине. Физические основы. – М.: Мир, 1989. – 568 с.
6. *Карпухин В. А., Петренко О. В.* Метод определения механических характеристик биологических тканей при ультразвуковом воздействии: Акустический журнал. - 1995. - Т.41. - № 3.- С. 511-512.