

**Е.И. СОКОЛ**, докт. техн. наук, проф., НТУ «ХПИ»

**А.В. КИПЕНСКИЙ**, канд. техн. наук, проф., НТУ «ХПИ»

**Е.И. КОРОЛЬ**, канд. техн. наук, доц., НТУ «ХПИ»

**В.А. ВЕРЕЩАК**, аспирант, НТУ «ХПИ»

## **АНАЛИЗ СИНУСОИДАЛЬНЫХ МОДУЛИРОВАННЫХ СИГНАЛОВ, СФОРМИРОВАННЫХ ЦИФРОВЫМ ГЕНЕРАТОРОМ**

Для формирования синусоидальных модулированных сигналов, применяемых в лечебных целях, предложено использовать цифровой генератор, реализованный на базе микроконтроллера. В программно-математическом пакете MatCad разработана модель такого генератора. С помощью модели произведен анализ выходного сигнала генератора путем сравнения его параметров с параметрами идеального сигнала.

Для формування синусоїдальних модульованих сигналів, що застосовуються в лікувальних цілях, запропоновано використовувати цифровий генератор, виконаний на базі мікроконтролера. В програмно-математичному пакеті MatCad розроблена модель такого генератора. За допомогою моделі проведено аналіз вихідного сигналу генератора шляхом порівняння його параметрів з параметрами ідеального сигналу.

В амплипульстерапии для воздействия на организм человека с лечебной целью используются синусоидальные модулированные токи (СМТ) [1, 2]. Анализ технических данных [3], а также экспериментальные исследования характеристик электротерапевтических аппаратов позволили установить, что лучшими показателями обладают аппараты с микропроцессорным управлением. Такой подход позволяет не только улучшить качество аппаратов, но и существенно расширить их функциональные возможности [4]. Общий принцип получения гармонических сигналов с помощью цифровых систем заключается в том, что с помощью счетчика формируется последовательность адресных кодов, по которым из памяти последовательно осуществляется выборка числовых значений, соответствующих отсчетам гармонического сигнала [5]. При этом периодичность  $T_{ADR}$  формирования адресных кодов и количество  $N_D$  отсчетов на период будут определять частоту гармонического сигнала

$$f = \frac{1}{T_{ADR} N_D}. \quad (1)$$

Однако простые гармонические сигналы при приведении процедур амплипульстерапии используются крайне редко. Наиболее часто из-за лучшего терапевтического эффекта используются амплитудно-модулированные (АМ) сигналы с различным коэффициентом модуляции, в которых несущее и модулирующее колебания, представляющие собой гармонические сигналы.

$$u_{AM}(t) = U_m [1 + M \sin(\omega_m t)] \sin(\omega t), \quad (2)$$

где  $U_m$  – амплитуда колебаний;  $M$  – коэффициент модуляции;  $\omega_m$  – угловое значение частоты модулирующего колебания;  $\omega$  – угловое значение частоты несущего колебания.

Цель данной работы состоит в анализе показателей АМ-сигналов, формируемых цифровым генератором.

Структурная схема цифрового генератора АМ-сигнала, реализованная на базе цифро-импульсных преобразователей (ЦИП) с частотно-импульсным законом преобразований (ЧИП), приведена на рис. 1.

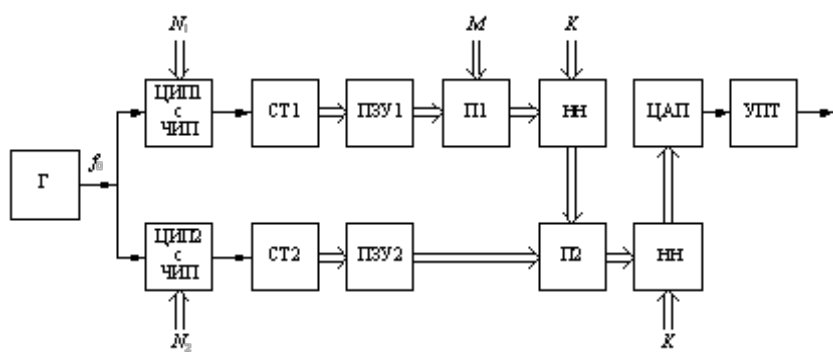


Рис. 1 Цифровой генератор АМ-сигнала

Здесь ЦИП с ЧИП выполняют функции делителей частоты  $f_0$ , что позволяет независимо друг от друга регулировать частоту модулирующего и несущего колебаний [6].

В генераторе формируется два синусоидальных сигнала модулирующей  $f_M$  и несущей  $f$  частоты путем деления выход-

ного сигнала генератора ( $\Gamma$ ) с частотой  $f_0$  с помощью ЦИП1 и ЦИП2, в которые записываются числа  $N_1$  и  $N_2$  соответственно.

Полученные на выходах преобразователей тактовые импульсы, следующие с частотами

$$f_1 = f_0 / N_1; \quad (3)$$

$$f_2 = f_0 / N_2, \quad (4)$$

подсчитываются с помощью счетчиков СТ1 и СТ2, в результате чего на адресных входах ПЗУ формируется последовательность кодов от  $A$  до  $(A + N_D)$ . Это обеспечивают последовательные выборки отсчетов модулирующего и несущего колебаний из ПЗУ1 и ПЗУ2 соответственно. Затем выходные коды ПЗУ1 умножаются с помощью перемножителя П1 с числом соответствующим коэффициенту модуляции  $M$  и смещаются за счет суммирования (в сумматоре  $\Sigma 1$ ). Выходные коды ПЗУ2 перемножаются с выходными кодами первого сумматора и смещаются с помощью второго сумматора  $\Sigma 2$ . В результате всех этих действий на выходе второго сумматора формируется последовательность чисел

$$N_{\text{сиг}} = \left[ \left[ K + M \cdot K \sin \left( \frac{\omega_M i_1}{N_D} \right) \right] \cdot \frac{1}{2} \sin \left( \frac{\omega i_2}{N_D} \right) + K \right], \quad (5)$$

где  $K = (2^n - 1) / 2$ ;  $n$  – разрядность выходного кода ПЗУ;  $i_1$  и  $i_2$  – номера отсчетов в массивах ПЗУ1 и ПЗУ2.

Умножение в перемножителе П1 производится  $N_D$  раз за период модулирующей частоты, что при максимальном ее значении  $f_M = 150$  Гц и  $N_D = 20$  (именно такое количество отсчетов необходимо для обеспечения заданного коэффициента нелинейных искажений, значение которого для большинства аппаратов допустимо до 10 %) составляет всего 3000 раз за секунду. В перемножителе П2 –  $N_D$  раз за период несущей частоты, что при  $f = 10$  кГц составляет 200000 перемножений за секунду. Таким образом, перечисленные операции, благодаря использованию целочисленной математики, могут быть без особых проблем реализованы с помощью микроконтроллера.

Последовательность чисел (5) через высокоскоростной ЦАП поступает на усилитель переменного тока (УПТ), АМ-сигнал на выходе которого будет иметь модулирующую частоту

$$f_M = f_0 / N_1 N_D \quad (6)$$

и несущую частоту

$$f = f_0 / N_2 N_D. \quad (7)$$

Для оценки качества АМ-сигнала, формируемого цифровым генератором, была разработана его модель в программно-математическом пакете MatCad, где форма модулирующего и несущего сигналов описывалась выражениями

$$Q_{m_j} := \sin\left(2 \frac{\pi}{N_d} \cdot \text{round}\left(\frac{j \cdot F_m \cdot N_d}{F_d}\right)\right); \quad (8)$$

$$Q_{n_j} := \sin\left(2 \frac{\pi}{N_d} \cdot \text{round}\left(\frac{j \cdot F_n \cdot N_d}{F_d}\right)\right), \quad (9)$$

а АМ-сигнал определялся как

$$y_j := Q_{n_j} \cdot (1 + Q_{m_j}), \quad (10)$$

где  $Q_{m_j}$  – отсчеты модулирующей частоты;  $Q_{n_j}$  – отсчеты несущей частоты;  $N_d$  – количество отсчетов на период синусоидального колебания;  $F_n$ ,  $F_m$  – несущая и модулирующая частоты соответственно;  $F_d$  – частота дискретизации модели сигнала.

С помощью модели были смоделированы сигналы со следующими параметрами  $f = 5$  кГц,  $f_M = 150$  Гц,  $N_D = 20$  и тремя значениями коэффициента модуляции 25%, 50%, 75% и 100%. Фрагмент модулирующего сигнала показан на рис. 2, где ступенчатая кривая соответствует сигналу цифрового генератора, а пунктирная – идеальному сигналу.

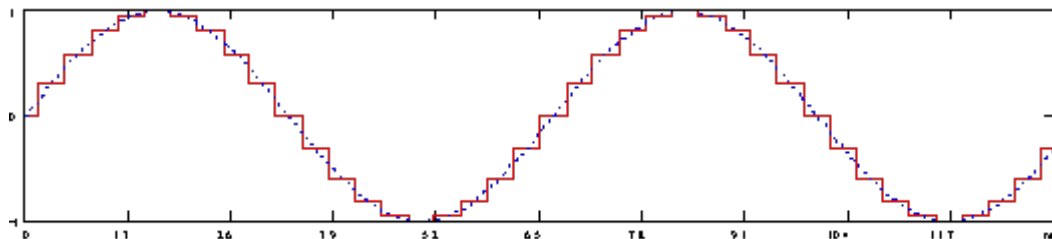


Рис. 2 Результаты моделирования АМ-сигнала

Оценка качества АМ-сигнала, сформированного цифровым генератором, производилась путем его сравнения с идеальным сигналом по ряду параметров [7]. При этом отклонения от эталонного сигнала определяли по следующим критериям, выраженным в процентах [8]:

- $dF_m$  – отклонение частоты модулирующего колебания;
- $dF_n$  – отклонение частоты несущего колебания;
- $dK_m$  – отклонение коэффициента амплитудной модуляции;
- $dG_{max}$  – отклонение амплитуды основной гармоники;
- $dU$  – отклонение действующего значения сигнала;
- $d_{max}$  – отклонение амплитуды АМ-сигнала;
- $dG$  – среднеквадратическое отклонение гармонического состава.

Для расчета критериев во всех случаях использовали выражение

$$dP = \frac{|P_3 - P_4|}{P_3} \cdot 100\%, \quad (11)$$

где  $P_3$  – значение параметра эталонного АМ-сигнала;

$P_4$  – значение параметра АМ-сигнала, сформированного цифровым генератором.

Параметры сигналов определялись в пакете MatCad при частоте дискретизации  $Fd := 500000$ . Численные значения критериев, учитывающих отклонения параметров АМ-сигналов, сформированных цифровым генератором, при различных коэффициентах модуляции сведены в табл. 1. Кроме того они показаны в виде столбчатых диаграмм на рис. 3 (за исключением тех случаев, когда критерий равен нулю).

Таблица 1. Численные значения критериев, учитывающих отклонения параметров АМ-сигналов цифрового генератора

Критерий	Коэффициент модуляции, %			
	25	50	75	100
dmax	0	0.006667	0.005715	0
dGmax	0.4995	0.3	0.2	0.398804
dG	4.303638	4.729877	5.37611	6.173589
dU	0	0	0	0
dFn	0	0	0	0
dFm	0.396825	0.396825	0.662252	0.8
dKm	0	0	0	0

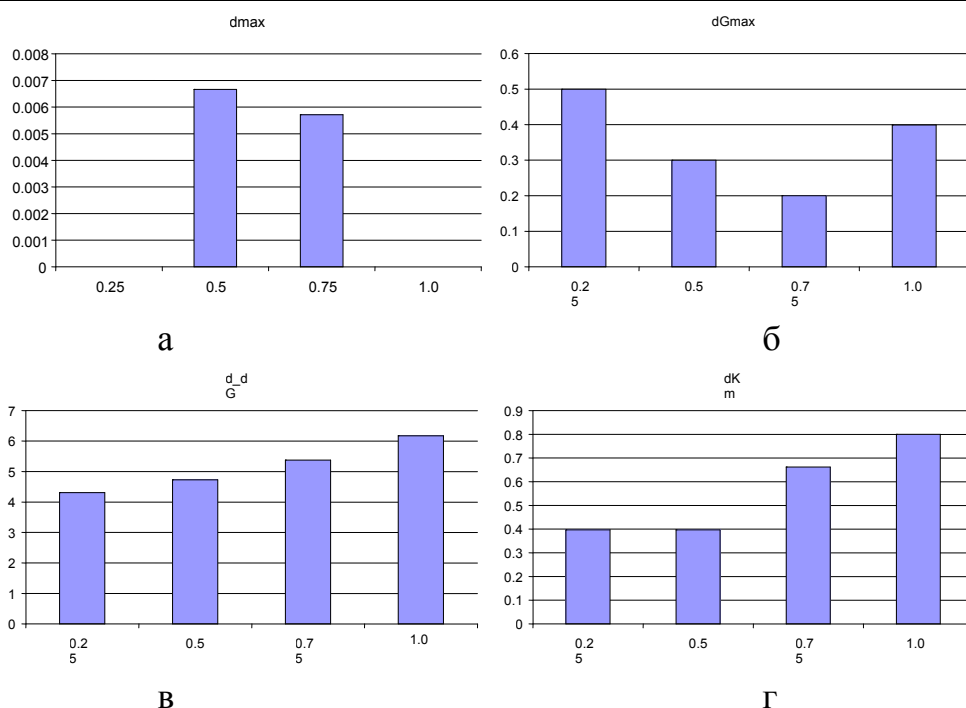


Рис. 3 Критерии, учитывающие отклонения параметров АМ-сигнала цифрового генератора, при различных значениях коэффициента модуляции

Анализ полученных результатов позволяет сделать вывод о том, что даже без дополнительной фильтрации отклонения всех параметров АМ-сигнала цифрового генератора незначительны. При возникновении необходимости улучшения гармонического состава АМ-сигнала можно увеличить количество отсчетов или использовать НЧ-фильтр.

Для обобщенного анализа АМ-сигнала цифрового генератора был введен комплексный показатель, в который отклонения параметров входят с некоторыми весовыми коэффициентами, учитывающими степень влияния отдельных параметров на качество проводимой процедуры амплипульстерапии. Для определения комплексного показателя предлагается следующее выражение

$$K = 0,05d_{\max} + 0,05d_{G\max} + 0,05d_G + 0,25d_U + 0,2d_{Fn} + 0,2d_{Fm} + 0,2d_{Km}.$$

При расчете комплексного показателя основным считается отклонение действующего значения сигнала  $d_U$ , которое определяет интенсивность воздействия на пациента. Весовой коэффициент этого отклонения составляет 0,25. Такие параметры АМ-сигнала как несущая частота  $F_n$ , частота модуляции  $F_m$  и коэффициент модуляции  $K_m$  учитываются в комплексном показателе с весовым коэффициентом 0,2. Для остальных параметров АМ-сигнала весовой коэффициент был принят равным 0,05.

Результаты расчета комплексного показателя АМ-сигнала цифрового генератора при различных коэффициентах модуляции представлены на рис. 4.

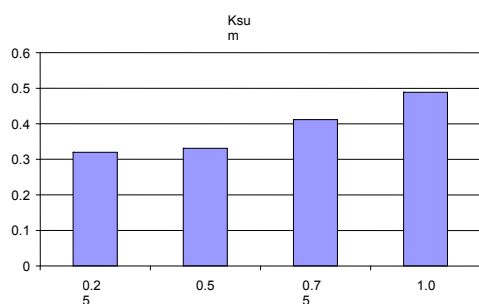


Рис. 4 Комплексный показатель АМ-сигнала цифрового генератора при различных значениях коэффициента модуляции

Из рисунка видно, что значение этого показателя увеличивается при увеличении значения коэффициента модуляции.

В заключение можно сделать вывод о целесообразности формирования АМ-сигналов в электротерапевтических аппаратах с помощью микроконтроллера, поскольку параметры этого сигнала отличаются от идеального (который, в общем, не может быть получен даже с помощью средств аналоговой схемотехники) в незначительной степени.

Очевидным становится и тот факт, что выявленные отличия не скажутся существенно на эффективности проведения процедур амплипульстерапии

**Список литературы:** 1. Боголюбов В.М., Пономаренко Г.Н. Общая физиотерапия. – М.: Медицина, 1999. – 432 с. 2. Воробьев М.Г., Пономаренко Г.Н. Практическое пособие по электро- и магнотерапии. – СПб.: Гиппократ, 2002. – 200 с. 3. Сокол Е.И., Кипенский А.В., Верещак В.А. Анализ показателей качества аппаратов для амплипульстерапии // Технічна електродинаміка. Київ: ІЕД НАНУ, 2006. Тем. вип. Силова електроніка та енергоефективність. – Ч. 3. – С. 123-130. 4. Кипенский А.В., Король Е.И., Верещак В.А. Перспективы расширения функциональных возможностей аппаратов для амплипульстерапии // Вестник аритмологии. – Санкт-Петербург, 2004. – Т. 35. – Приложение А, В. – С. 185. 5. Новиков Ю.В. Основы цифровой схемотехники. Базовые элементы и схемы. Методы проектирования. – М.: Мир, 2001.- 329 с., ил. 6. Кипенский А.В., Король Е.И., Верещак В.А. Цифровые генераторы синусоидальных модулированных токов для амплипульстерапии // Нові медичні технології в клінічній та курортній практиці. Матеріали наук.-практ. конф. 20-22 травня 2004 р. – К.: КМАПО, 2004. – С. 160-162. 7. Сокол Е.И., Кипенский А.В., Король Е.И., Верещак В.А. Определение параметров синусоидальных модулированных сигналов // Сб. науч. тр. Международной конф. «Актуальные проблемы биомедицины». – Харьков: АН ПРЭ, ХНУРЭ, 2008. – Т. 4. – С. 34-37. 8. Сокол Е.И., Кипенский А.В., Король Е.И., Верещак В.А. Анализ влияния возмущающих факторов на параметры синусоидальных модулированных сигналов // Вісник Національного технічного університету «ХПІ». Збірник наукових праць. Тематичний випуск. Нові рішення в сучасних технологіях. м. Харків: НТУ «ХПІ», 2009. – № 15. – С.39-49.