

УДК 621.396.67

**МОДЕЛЮВАННЯ НОРМОВАНИХ СПОТВОРЕНЬ
МОНОХРОМАТИЧНИХ СИГНАЛІВ НВЧ-ГЕНЕРАТОРІВ**

Яненко О.П., д.т.н., професор; Ясінський Д.М. магістрант
Національний технічний університет України
“Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна

Вступ

Використання гармонік монохроматичних сигналів достатньо широко відоме в різних напрямках радіоелектронної техніки - вимірювальних приладах (аналізаторах спектра, електронних лічильних, частотомірах), радіолокації, системах формування точного часу, в медицині та інших галузях де потрібна чітка прив'язка до відомих інтервалів. При цьому вирішуються питання проведення точної калібровки, розширення діапазону робочих частот та покращення інших параметрів радіоелектронних пристроїв і систем. Особливо актуальним є забезпечення розширення частотного діапазону для медичної апаратури мм-діапазону де виникають складності з її генеруванням і виділенням в якості терапевтичних сигналів.

Зазвичай у клінічній практиці для лікування використовують спеціальні генератори міліметрового діапазону монохроматичних сигналів: АМРТ-01, АМРТ-02, “Електроніка”, “Альонушка” (Україна), “Явь” (Росія), “АРЦАХ” (Вірменія) та інші [1]. Недоліком цих технічних рішень є вузький діапазон робочих частот (3-4 ГГц, а “Явь” взагалі працює на фіксованій частоті 48 або 42 ГГц), значна вихідна потужність (до 10 мВт, а “Альонушка” до 14...20 мВт), нерівномірність потужності у діапазоні робочих частот (5-8 дБ) та значний рівень вихідних шумів поблизу несучої частоти, що пов'язано з виростанням відповідних схем генераторних блоків на лавино-прольотному діоді. Рівень опромінення в технологіях квантової медицини може складати $10^{-9} - 10^{-12}$ Вт.

Зниження вихідної потужності сигналів в мм-діапазоні (на 5-6 порядків) можна досягнути наступним чином [1]:

а) створенням генераторів на десятки мили ват с наступним зменшенням рівня потужності за допомогою атенюаторів;

б) використанням 2-ої гармоніки вихідного сигналу генератора змінного за частотою з наступним виділенням цього сигналу фільтром верхніх частот;

в) використанням помножувачів частоти для формування n -ої гармоніки у вихідному сигналі;

г) формування сигналів на базі теплових та іскрових генераторів;

Недоліком першого методу є неможливість створення надзвичайно ма-

лих рівнів сигналу із-за прямого проходження сигналу через електронний атенуатор на основі *p-i-n* діодів, одна секція якого забезпечує придушення на рівні 25-30 дБ в мм-діапазоні.

Авторами [2] запропоновано генератор, який в значній мірі вільний від згаданих вище недоліків та реалізований у вітчизняному приладі для мікрохвильової резонансної терапії "ARIA-SC". Завдяки введенню другого генераторного блоку на діоді Гана та з використанням другої гармоніки сигналу вдалося забезпечити роботу в смузі частот 5-10 ГГц, досягти стабільності частоти і рівня вихідного сигналу, знизити похибку та спростити реєстрацію установки частоти і рівня вихідної потужності, збільшити точність установки та індикації цих параметрів при зміні зовнішніх факторів та підвищити ефективність лікування, однак недоліком цього рішення є все таки недостатній діапазон робочих частот та висока вартість приладу.

Метод формування низькоінтенсивного сигналу шляхом помноження частоти розглянутий, наприклад, в [3] має суттєві недоліки, що полягають в недостатньо стійкій роботі пристрою при формуванні спектру вищих гармонік не монохроматичності та значній амплітудно - частотній нерівномірності вихідного сигналу, яка може сягати від десятка дБ до повного пропадання сигналу.

Теплові генератори [1] мають переваги, які полягають в широкому діапазоні робочих частот та нормованому значенні вихідної амплітуди, проте неможливість забезпечити поряд з низьким і високий рівень вихідної потужності та шумовий вид вихідного сигналу стримують широке застосування подібних пристроїв. Ці ж недоліки в повній мірі відносяться і до іскрових генераторів.

Таким чином, розробка методів для формування монохроматичних низько інтенсивних сигналів мм-діапазону, в широкій смузі вихідних частот, з нормованим значенням вихідної потужності та створення медичної апаратури на їх базі є актуальною задачею.

Основна частина (моделювання)

Нагальним питанням сьогодення з медичної точки зору є не тільки зменшення собівартості розглянутої апаратури, а також розширення діапазону робочих частот та забезпечення нормованого (відомого) значення вихідної потужності приладу, що надасть додаткові можливості для підвищення ефективності мм-терапії терапії. Для вирішення цього питання можна запропонувати декілька варіантів.

Перший полягає в можливості додати третій генераторний блок з виділенням другої гармоніки сигналу, наприклад, в схему "ARIA-SC" [2], але в даному випадку ми матимемо ряд інших проблем, таких як суттєве збільшення собівартості апарату.

Другий варіант вирішення задачі покращення параметрів апаратів монохроматичного типу полягає у використанні третьої гармоніки, яка може

формуватись запропонованим нами способом. Для отримання другої та третьої гармонік, і таким чином забезпечити значне розширення діапазону робочих частот, пропонується використати сигнал тільки одного (першого) генераторного блоку, спотворити його шляхом однобічного обмеження. В спектрі спотвореного сигналу відбудеться перерозподіл потужності сигналу між гармоніками, таким чином зможемо досягти оптимального співвідношення між першою, другою та третьою гармоніками односторонньо обмеженого синусоподібного сигналу. Вибір саме одностороннього обмеження, а не будь-якого іншого типу спотворення, обумовлений способом їх реалізації в НВЧ діапазоні. Даний варіант додатково вирішує і першу частину питання вдосконалення, а саме зменшення собівартості шляхом зменшення кількості генераторних блоків.

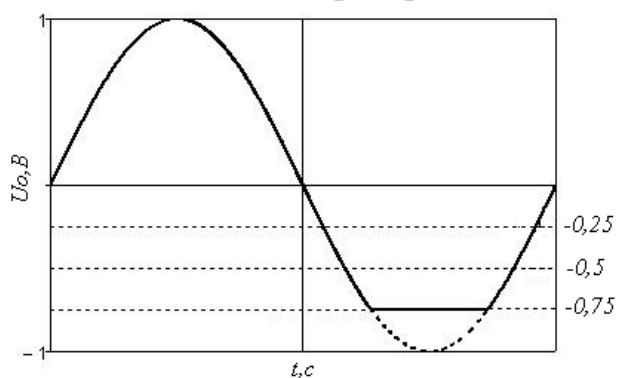


Рис.1

Для дослідження візьмемо гармонічний сигнал (синусоїду), який легко описується і формується опорним генератором.

Розглянемо сигнал у відносних величинах, тобто амплітуда сигналу рівна 1, і обмежимо його на рівнях $-0,75$, $-0,5$ та $-0,25$, що на практиці буде відповідати рівням напруги відсікання (U_0) (рис.1).

Надалі проведемо побудову математичної моделі для розрахунку відносних амплітуд потрібних нам гармонік. Результатом моделювання даних сигналів отримуємо залежність розподілу відносних амплітуд вищих гармонік від рівня обмеження (рівня напруги відсікання).

Із [4] відомо, що найчастіше для аналізу складних сигналів використовується перетворення Фур'є.

Основний зміст перетворення Фур'є в тім, що вихідна періодична функція довільної форми, яку можна описати аналітично й у загальному випадку важка для обробки й аналізу, представляється у вигляді сукупності синусів або косинусів з різною частотою й амплітудою. Іншими словами, складна функція перетвориться в множину більш простих. Кожна синусоїда (або косинусоїда) з певною частотою й амплітудою, отримана в результаті розкладання Фур'є, називається спектральною складовою або гармонікою. Спектральні складові створюють спектр Фур'є.

Візуально спектр Фур'є представляється у вигляді графіка, на якому по горизонтальній осі відкладається кругова частота, позначувана грецькою буквою "омега", а по вертикалі - амплітуда спектральних складових, звичайно позначувана латинською буквою А. Тоді кожна спектральна складова може бути представлена у вигляді відліку, положення якого по горизон-

талі відповідає її частоті, а висота - її амплітуді (Рис.2). Виділення необхідної гармоніки можна за допомогою відповідного фільтрування.

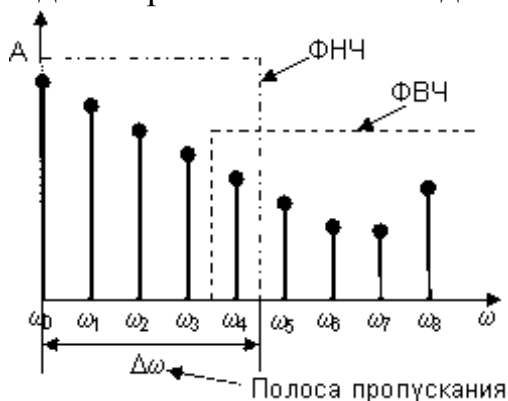


Рис.2

Для підтвердження запропонованого методу, проведемо аналіз розподілу відносних амплітуд вищих гармонік спотвореного сигналу від глибини спотворення, та зробимо висновки щодо можливості застосування отриманих результатів математичних розрахунків на практиці.

Нехай функція $f(x)$ визначена на всій числовій прямій та задовольняє наступним умовам.

Функція $f(x)$ є обмеженою та абсолютно інтегрованою на $(-\infty; \infty)$.

$$f(t) = \begin{cases} \sin(t), & \sin(t) > U_o \\ U_o, & \sin(t) \leq U_o \end{cases},$$

де $\sin(t)$ – початковий сигнал, U_o – рівень напруги відсікання сигналу.

У будь-якому скінченному проміжку $[0, \tau]$ функція $f(x)$ розкладається у ряд Фур'є.

$$f(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} \left(a_n \cos \frac{n\pi x}{\tau} + b_n \sin \frac{n\pi x}{\tau} \right), \quad (1)$$

де коефіцієнти Фур'є визначаються формулами

$$a_n = \frac{2}{\tau} \int_0^{\tau} f(x) \cos \frac{n\pi x}{\tau} dx; \quad n = 0, 1, 2, \dots \quad (2)$$

$$b_n = \frac{2}{\tau} \int_0^{\tau} f(x) \sin \frac{n\pi x}{\tau} dx; \quad n = 1, 2, 3, \dots$$

Підставивши в (1) коефіцієнти a_n і b_n з (2), перепишемо ряд як

$$f(x) = \frac{2}{\tau} \int_0^{\tau} f(t) dt + \frac{2}{\tau} \sum_{n=1}^{\infty} \left(\left(\int_0^{\tau} f(t) \cos \frac{nt\pi}{\tau} dt \right) \cos \frac{n\pi x}{\tau} + \left(\int_0^{\tau} f(t) \sin \frac{nt\pi}{\tau} dt \right) \sin \frac{n\pi x}{\tau} \right) \quad (3)$$

Таким чином приводимо до вигляду Фур'є:

$$f(x) = \int_0^{\tau} (A(\omega) \cos \omega x + B(\omega) \sin \omega x) d\omega, \quad (4)$$

$$\text{де } A(\omega) = \frac{1}{\tau} \int_0^{\tau} f(t) \cos \omega t dt; \quad B(\omega) = \frac{1}{\tau} \int_0^{\tau} f(t) \sin \omega t dt \quad (5)$$

Рівність (4) аналогічна розвиненню функції в тригонометричний ряд Фур'є, а вираз (5) - формулам для коефіцієнтів Фур'є. І, таким чином, (4) можна трактувати як розкладання періодичної функції, визначеної на всій

числовій осі на суму гармонічних складових частоти ω , які заповнюють дійсну піввісь $0 \leq \omega \leq +\infty$

Для вибору оптимального варіанту співвідношення другої та третьої гармонік побудуємо залежність рівнів амплітуд гармонік від глибини відсікання спираючись на отримані дані при моделюванні. Результати представлені на (рис. 3 а).

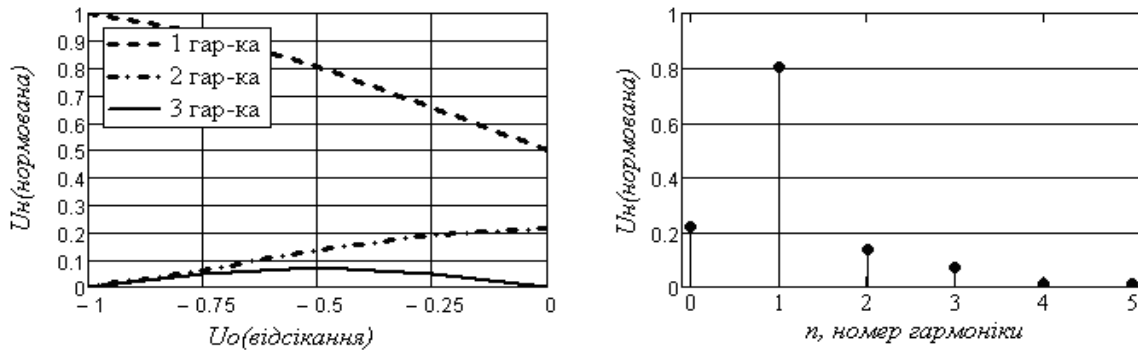


Рис.3 Розподіл нормованих амплітуд гармонік: а – залежність рівня відносної амплітуди від глибини відсікання, б – розподіл рівня гармонік при $U_0 = -0,5$

Із рис.3а видно, що за рівня обмеження -1 (тобто без спотворення), маємо 1-шу гармоніку з відносною амплітудою 1 (гармонічне коливання). Надалі зі збільшенням рівня напруги відсікання отримуємо зменшення рівня 1-ї гармоніки та появу вищих гармонік, тобто відбувається перерозподіл потужності в спектрі. При подальшому збільшенні напруги відсікання отримуємо постійний приріст рівня 2-ї гармоніки, а найважливіше для нас відбувається з рівнем 3-ї гармоніки. При збільшенні напруги відсікання від -1 до -0.5 маємо плавне зростання рівня 3-ї гармоніки до рівня 0.07, а при подальшому зростанні напруги відсікання до 0 – маємо зменшення рівня 3-ї гармоніки.

Висновки

В результаті моделювання визначено, що максимальний рівень третьої гармоніки (менший на 11,5дБ від рівня першої гармоніки) досягається за напруги відсікання -0.5, а рівень другої гармоніки, при цьому, менший на 8,5дБ. Таким чином за потужності опорного генератора 1 мВт рівень другої гармоніки складе 140 мкВт, а третьої – 80 мкВт, що цілком достатньо для повноцінної роботи подібного генератора в складі апаратури для мікрохвильової резонансної терапії.

Література

1. Ситько С.П. Аппаратурное обеспечение современных технологий квантовой медицины/ Ситько С.П., Скрипник Ю.А., Яненко А.Ф. – К.: ФАДА ЛТД, 1999 - 199с.
2. Пат. УКРАЇНА 32614, МКІ А 61 N 15/02. Апарат для мікрохвильової резонансної терапії / Степанов В.Є., Пономаренко А.Ф., Яненко О.П., ін.; опубл.15.02.2001; Бюл. №1.
3. Пат. УКРАЇНА 7966 МКІ А 61 N 5/00 Надширококутний напівпровідниковий генератор квазімонохроматичного сигналу мм-діапазону/ Шустеров О.М.; опубл. 26.12.1995; Бюл.№4

4. Письменный Д.Т. Конспект лекций по высшей математике – СПб.: Айрис Пресс, 2005.
5. Белл Р.Дж. Введение в Фурье спектроскопию М.: МИР, 1975 -382стр

*Яненко О.П., Ясінський Д.М. **Моделювання нормованих спотворень монохроматичних сигналів НВЧ-генераторів.** Розглянуті недоліки монохроматичних генераторів для мікрохвильової резонансної терапії мм-діапазону, основним з яких є вузький діапазон робочих частот. Запропоновано спосіб розширення діапазону робочих частот шляхом нормованого спотворення гармонічного сигналу опорного генератора з подальшим виділенням другої та третьої гармонік сигналу. В процесі моделювання рівнів спотворення сигналу використано перетворення Фур'є для періодичних функцій. В результаті моделювання виявлена можливість оптимізації співвідношень амплітуд другої та третьої гармонік, достатніх для побудови широкодіапазонних генераторів мм-діапазону, які використовуються в технологіях квантової медицини.*

Ключові слова: мікрохвильова резонансна терапія, нормовані спотворення, вищі гармоніки, перетворення Фур'є, мм-діапазон.

*Яненко А.Ф., Ясинский Д.Н. **Моделирование нормированных искажений монохроматических сигналов СВЧ-генераторов.** Рассмотрено недостатки монохроматических генераторов для микроволновой резонансной терапии мм-диапазона, основным из которых является узкий диапазон рабочих частот. Предложено способ расширения диапазона рабочих частот путем нормированного искажения гармонического сигнала опорного генератора с дальнейшим выделением второй и третьей гармоники сигнала. В процессе моделирования уровня искажений сигнала использовано преобразование Фурье для периодических функций. В результате моделирования выявлено возможность оптимизации соотношения амплитуд второй и третьей гармоник, достаточных для построения широкодиапазонный генераторов мм-диапазона, используемых в технологиях квантовой медицины.*

Ключевые слова: микроволновая резонансная терапия, нормированные искажения, высшие гармоники, преобразование Фурье, мм-диапазон.

*Yanenko A.P., Yasinskiy D.N. **Simulation of the normalized signal distortion monochromatic microwave generators.** We consider the disadvantages of monochromatic generators for microwave resonance therapy mm range, the main of which is a narrow frequency range. Proposed method for extending the operating frequency range normalized by the distortion of a harmonic signal of the reference oscillator with a further release of the second and third harmonics of the signal. In the process of modeling the level of signal distortion is used for the Fourier transform of periodic functions. As a result of simulation showed the possibility of optimizing the ratio of the amplitudes of the second and third harmonics are sufficient for the construction of wide-range mm-range oscillators used in the technologies of quantum medicine.*

Key words: microwave resonance therapy, the normalized distortion, harmonics, Fourier transform, mm-range.