

**ПІДВИЩЕННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ ГЕНЕРАТОРА
НИЗЬКОІНТЕНСИВНОГО ШУМУ**

*Яненко О. П., д.т.н., професор; Перегудов С. М. к.т.н., доцент;
Вінокуров В. С., студент.*

*Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

ENHANCEMENT OF THE LOW-INTENSITY NOISE GENERATOR EFFICIENCY

*Yanenko O., Doc. Of Sci (Technics), Professor;
Peregudov S., Cand. Of Sci (Technics), associate professor; Vinokurov V., student
National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, Ukraine*

Вступ. Постановка задачі

Широке застосування електромагнітного випромінювання (ЕМВ) міліметрового (мм-) діапазону довжин хвиль у медицині [1] та біології [2] стимулювало й розвиток відповідної апаратури. В даний час в Україні та СНД випускається декілька видів генераторів низькоінтенсивного ЕМВ мм-діапазону біомедичного призначення [2, 3]. За спектром випромінювання вони поділяються на монохроматичні та шумові. Останні спричиняють досить суттєвий вплив на біооб'єкти, зокрема забезпечують високу терапевтичну ефективність за розробленими новими методами лікування. Вони мають порівняно низьку собівартість, прості у використанні у порівнянні з апаратами першого типу. Генератори шумових сигналів, або генератори шуму (ГШ), в свою чергу, поділяються на три групи залежно від засобів формування ЕМВ. У першій групі активним елементом є твердотільний електронний НВЧ прилад (наприклад, лавинно-пролітний діод або діод Га-на), у другій — випромінювання утворюється у середовищі низькотемпературної плазми газорозрядного приладу, а у третій — узгоджене навантаження (робоче тіло), що має певну температуру. До третьої групи відносяться високотемпературні (ВТ) та низькотемпературні (НТ) ГШ. Причому вони мають різний характер впливу на біологічні об'єкти. Наприклад, медичні апарати "Поріг-ВТ" і "Поріг-НТ", до складу яких входять відповідно ВТ і НТ ГШ, застосовуються для лікування різних захворювань [4]. Загалом у діапазоні робочих частот 37-78 ГГц зазначені генератори забезпечують на виході рівень спектральної щільності потужності шуму (СЩПШ) $(3,5-5,0) \cdot 10^{-21}$ Вт / Гц, при нерівномірності амплітудно-частотної характеристики ± 2 дБ.

До недоліків цих апаратів слід віднести малу вихідну потужність. Збільшити її можна за рахунок підвищення температури та випромінювальної

здатності робочого тіла. Особливо актуально ця задача постає при розробці НТ ГШ, які застосовуються в медичній практиці для лікування різноманітних больових синдромів [5], а також у засобах метрологічного забезпечення лікувальної апаратури. В [2] визначено випромінювальну здатність різноманітних речовин та приведені рекомендації щодо їх застосування як матеріалів робочого тіла ВТ ГШ.

Метою даного дослідження є визначення оптимального матеріалу для робочого тіла НТ ГШ та проведення оцінки його основних параметрів. Практичним результатом проведеної роботи має стати збільшення рівня вихідної потужності, і як наслідок, підвищення ефективності застосування низькотемпературних генераторів, у тому числі в медичній практиці.

Конструкція генератора шуму

В основі розробленого ГШ лежить базове первинне джерело ЕМВ мм-діапазону, температура якого може регулюватися в межах від 260 К до 373 К. Оскільки розміри генератора порівняні з довжинами електромагнітних хвиль, що випромінюються, то слід враховувати можливість існування в хвилеводі багатьох мод і для розрахунку потужності ЕМВ в інтервалі частот Δf використовувати хвилеводну форму закону Кірхгофа [6] (за умови $hf \ll kT$)

$$P = k(T - T_0) \sum_n \left(1 - |\Gamma_n(f)|^2 \right) \Delta f, \quad (1)$$

де n — кількість мод, що розповсюджуються в даній хвилеводній лінії; T — температура генератора; T_0 — температура хвилеводній лінії; k — стала Больцмана; h — стала Планка; $\Gamma_n(f)$ — коефіцієнти відбиття навантаження для кожної моди, який залежить від поглинаючої (випромінювальної) здатності робочого тіла та структури поля, створеною n -ю модою.

Враховуючи, що енергія випромінювання розподіляється між коливаннями різних мод, тобто потужність коливань основного типу (H_{10} для прямокутного хвилеводу) зменшується, доцільно уникати подібної ситуації за допомогою певних засобів. На рис. 1 наведена структурна схема розробленого ГШ. До його складу входить коротко замкнений відрізок прямокутного хвилеводу 1 перетином 3,6x1,8 (або 5,2x2,6) мм, в усередині якого міститься узгоджене навантаження 2, КСХН не перевищувало 1,10-1,15. До навантаження приєднано терморегулювальний елемент 3.

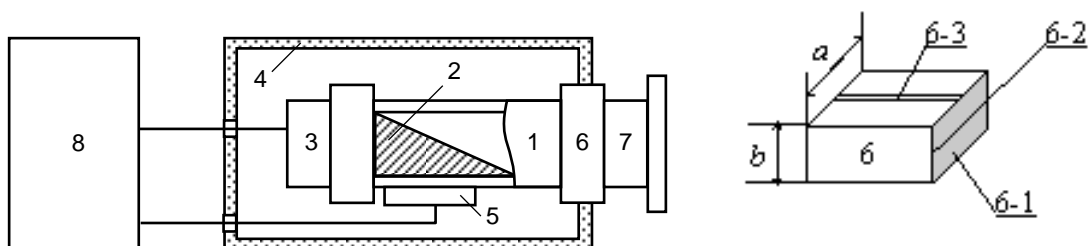


Рис. 1. Блок-схема теплового генератора шуму

Термостат 4 забезпечує постійність температури робочого тіла, контроль температури здійснюється за допомогою сенсора 5. На виході хвилеводу 1 встановлено фільтр вищих мод та інфрачервоного випромінювання 6. Радіопрозора теплоізолювальна діелектрична плівка 6-1, що входить до його складу, поглинає інфрачервоне випромінювання, а металева смужка 6-2 та невипромінювальна щілина 6-3 впродовж широкої стінки хвилевода запобігають виникненню вищих мод. Отже формула для потужності (1) спрощується, і при ідеальному узгодженні можна записати

$$P = k (T - T_0) \Delta f \quad (1a)$$

Застосування фільтра 6 дозволило зменшити довжину перехідної хвилеводної секції 7 і теплові втрати у неї. Температура узгодженого навантаження 2 задається за допомогою блока керування 8 и утримується завдяки автоматичному регулюванню та теплоізолюючим властивостям термостату 4. Якщо температура робочого тіла — T , то на виході ГШ маємо потужність

$$P_0 = kT \left[\frac{1}{K_{LS}} + \frac{T_s}{T} \left(1 - \frac{1}{K_{LS}} \right) \right] \Delta f,$$

де T_s — температура перехідної секції; $K_{LS} \geq 1$ — коефіцієнт втрат.

Для випадку $T_s = T_0 = 293$ К, отримаємо

$$P_0 = kT_0 \left[\frac{1}{K_{LS}} \left(\frac{T}{T_0} - 1 \right) + 1 \right] \Delta f.$$

Для регулювання температури навантаження 2 в якості елемента 3 більш перспективним є застосування термоелектричного мікроохолоджувача (ТЕМО), що використовує ефект Пельтьє, який характеризується коефіцієнтом охолодження ζ_c . Причому в залежності від напрямку струму I ТЕМО, що визначається полярністю напруги живлення, може відбуватися або охолодження ($\zeta_c > 0$) або нагрівання ($\zeta_c < 0$) навантаження 2 [7]

$$\zeta_c = \frac{|\alpha_1 - \alpha_2| I T_x - 0,5 I^2 R_{\Pi} - \kappa \Delta T}{|\alpha_1 - \alpha_2| I \Delta T + I^2 R_{\Pi}}, \quad (2)$$

де α_1 і α_2 — коефіцієнти термо-ЕРС матеріалів термоелемента; T_x — температура холодних контактів; R_{Π} — опір елемента Пельтьє; κ — теплопровідність між гарячими та холодними контактами; ΔT — перепад температур між гарячими та холодними контактами.

Як видно з формули (2) функція $\zeta_c(I)$ немонотонна: при певному значенні $I = I_{opt}$ вона максимальна, а при іншому $I = I_0$ дорівнює нулю. Причому ці значення I залежать також від матеріалів навантаження 2 та властивостей теплового контакту його з ТЕМО.

Отже для заданого діапазону рівнів СЩПШ слід вибрати матеріал навантаження, визначити тип ТЕМО, задати його електричний режим таким чином, щоб забезпечити максимальне значення коефіцієнта ζ_c при охолодженні та нагріванні та розрахувати тепловий режим навантаження і відповідну радіаторну систему. Авторами був розроблений ГШ, який містить мікроохолоджувач типа ТЭМО-7, що дозволяє встановлювати температуру робочого тіла від 263 К до 333 К і може бути використаний в багатьох біомедичних застосуваннях. Вибір електричного режиму ТЕМО здійснюється за допомогою мікроконтролера *Atmega 16*, що входить до складу блока керування 8 (рис. 1). Зміна полярності живлення дає можливість примусово охолоджувати або нагрівати джерело випромінювання, і, як наслідок, зменшити інерційність пристрою.

Підвищення потужності випромінювання ГШ

Підвищення потужності випромінювання ГШ, а відповідно і ефективності його застосування, можна реалізувати двома наступними шляхами:

Перший шлях — використання матеріалу з більшою випромінювальною здатністю у порівнянні з феррооксидом, що традиційно використовується в теплових ГШ. Авторами роботи [2] експериментально виявлено, що такими матеріалами можуть бути мінерали, найбільшу випромінювальну здатність серед яких має нефрит. Це ствердження слугувало відправною точкою для перевірки і використання його при виготовленні навантаження (робочого тіла) 2 (рис. 1) теплового генератора.

Як показали дослідження, крім нефриту та феррооксиду за рівнем утвореного ЕМВ слід відзначити такі речовини, як: кам'яна сіль, тканина кістки, та ракушняк. Визначення випромінювальної здатності проводилось за допомогою високочутливої радіометричної системи (ВРС) при температурі навколишнього середовища 20°C.

Зразки матеріалів мали форму клину з площиною випромінювання S приблизно рівною 1 см². За допомогою ТЕМО вони послідовно охолоджувались від +18°C до -8°C. Після чого переключенням режиму роботи ТЕМО з охолодження на нагрівання проводилось дослідження випромінювальної здатності матеріалів в діапазоні температур (18-64)°C.

Результати вимірювання густини потужності (P/S) відносно до температури вимірювальної системи представлені на рис. 2. Графіки залежностей для різних матеріалів мають позначення: 1 — кам'яна сіль, 2 — феррооксид, 3 — ракушняк, 4 — тканина кістки та 5 — нефрит.

Випромінювальну здатність для кожного з досліджуваних матеріалів можна характеризувати, користуючись формулою (1), величиною

$$\beta = \sum_n \left(1 - |\Gamma_n(f)|^2 \right) \Delta f.$$

У випадку одномодового режиму

$$\beta = \left(1 - |\Gamma_1(f)|^2\right) \Delta f ,$$

де Γ_1 коефіцієнт відбиття навантаження 2 (рис. 1) у прямокутному хвилеводі.

За допомогою ВРС зі смугою огляду Δf , проведено вимірювання потужності ЕМВ навантаження 2, виконаного із зазначених вище матеріалів P_M , і за формулою (1а) розраховано потужність абсолютно чорного тіла P_{BB} .

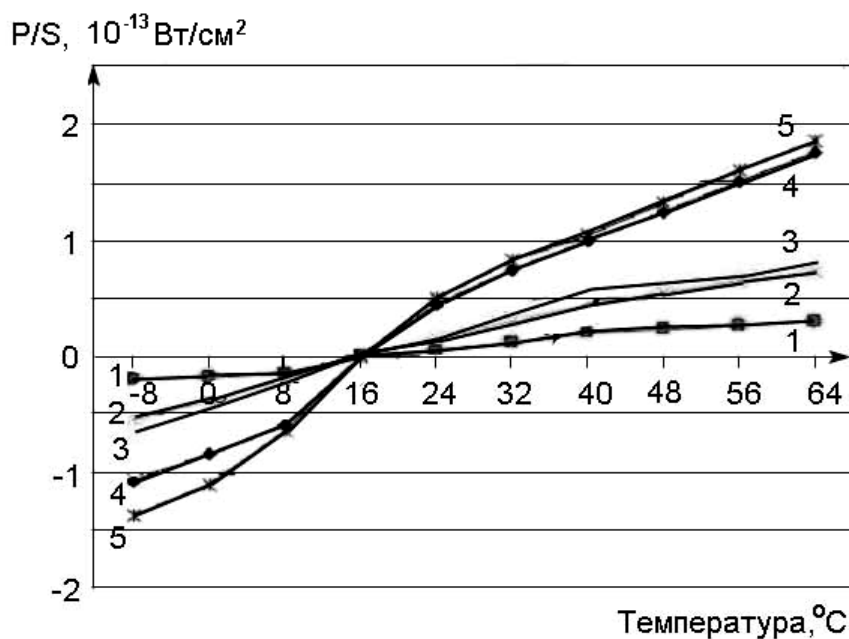


Рис.2. Графік розподілу густини потужності ЕМВ мінералу від температури. Таким чином, величину β можна розрахувати за формулою

$$\beta = \frac{P_M}{P_{BB}} .$$

Результати розрахунків приведені в таблиці 1.

Таблиця 1

Значення величини β для досліджуваних матеріалів

	Назва досліджуваного мінералу				
	1. Кам'яна сіль	2. Фероєпоксид	3. Ракушняк	4. Тканина кістки	5. Нефрит
β	0,13	0,27	0,31	0,59	0,62

Із рис. 2 і табл. 1 видно, що використання нефриту як матеріалу узгоджуваного навантаження більше ніж в 2 рази підвищує рівень потужності ГШ у порівнянні з фероєпоксидом, а відповідно і ефективність його біомедичного застосування.

На рис. 3 показано розподіл густини потоку електромагнітної енергії від розробленого ГШ до поверхні шкіри людини (P_H/S), що може також характеризувати ефективність медичного застосування генератора.

Як видно з рисунка, при застосуванні нефриту діапазон потоків електромагнітної енергії значно розширюється. Причому відносно точки, що відповідає температурі 36°C криві розташовані симетрично.

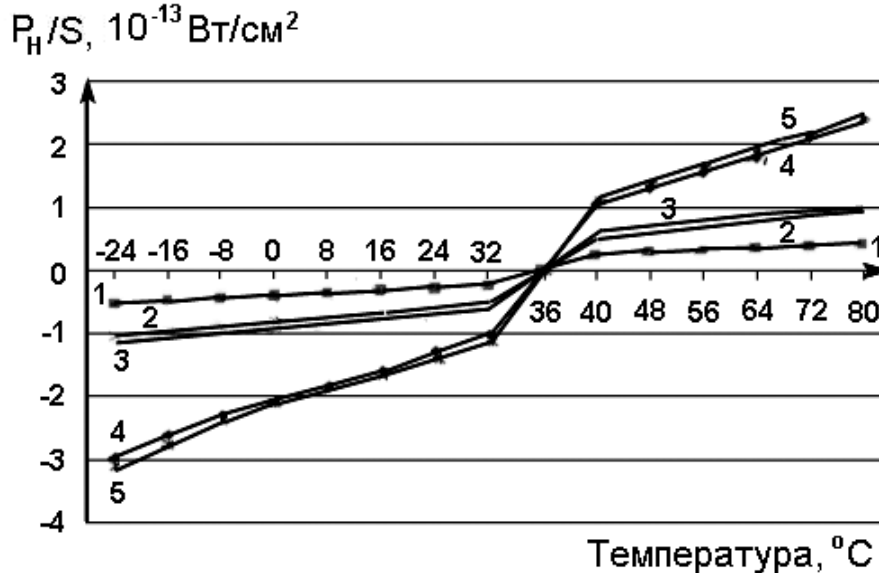


Рис. 3. Розподіл потоків ЕМВ відносно температури людського тіла

Другий шлях — використання потужних сучасних ТЕМО з робочим струмом до 5 А, що дають змогу змінювати температуру випромінюючого тіла на $20\text{-}30^\circ\text{C}$. Якщо застосовувати примусове охолодження нагрітої сторони ТЕМО радіатором з розташованим на ньому мінівентилятором, то можна отримати різницю температур ΔT до 70 градусів.

Крім того, використання багатокаскадних ТЕМО, дає можливість отримати ще більшу різницю температур, тобто збільшити температурний діапазон узгоджувального навантаження ГШ.

Багатокаскадна структура складається з декількох елементів Пельтье — каскадів, що характеризуються відповідним рівнем. Каскад найвищого рівню має найменшу площу і потужність, найнижчого, навпаки, — найбільшу площу пластини, більшу кількість термопар та більшу потужність. Тепло забирається від охолоджуваного тіла та передається на нижчий рівень каскаду, що в свою чергу виконує ту саму функцію, забираючи тепло, охолоджуючи нагріту частину ТЕМО верхнього рівня, передаючи тепло на ще більш нижчий рівень каскадної структури.

Перевагою цього методу є можливість встановлення різниці температур до $120\text{-}130$ градусів, що в 2 рази збільшує вихідну потужність ГШ. Недоліком є відносно великий розмір каскадної структури, необхідність використання радіатора та його примусового охолодження, використання більшої потужності енергії живлення.

Висновки

1. Запропонована конструкція теплового генератора електромагнітного шуму мм-діапазону дозволяє поєднати в собі переваги відомих високотемпературних та низькотемпературних генераторів, що дозволяє розширити його функціональні можливості.

2. Проведені дослідження підтвердили можливість суттєвого збільшення вихідної потужності теплового генератора шуму за рахунок вибору матеріалу хвилеводного навантаження (робочого тіла), елементної бази пристрою, а також за рахунок оптимізації його конструкції, що дозволило підвищити ефективність використання приладу в біологічних дослідженнях та новітніх технологіях практичної медицини.

Література

1. Сітько С. П. Введення в квантову медицину / С. П. Сітько, П. Н. Мкртчян — Київ: Незалежне вид-во "Паттерн", 1994. — 147 с.

2. Микроволновая радиометрия физических и биологических объектов: Монография / Ю. А. Скрипник, А. Ф. Яненко, В. Ф. Манойлов, В. П. Куценко, Ю. Б. Гимпилевич. — Житомир: изд-во "Волинь", 2003. — 408 с.

3. Сітько С. П. Аппаратурное обеспечение современных технологий квантовой медицины / С. П. Сітько, Ю. А. Скрипник, А. Ф. Яненко Под ред. С. П. Сітько. — К. : ФАДА ЛТД, 1999 — 199 с.

4. Грубник Б. П. Шумові генератори нізькоінтенсивних сигналів в технологіях квантової медицини / Б. П. Грубник, С. М. Перегудов, А. І. Рогачов, С. П. Сітько, Ю. О. Скрипник, К. Б. Шиян, О. П. Яненко — Фізика живого, 2000. — т. 8. — № 2. — С. 89—95.

5. Патент № 53743 Україна, А61N5/02. Пристрій для мікрохвильової терапії / Грубник Б. П., Перегудов С. Н., Рогачев А. І. та ін.; опубл. 17.02. 2003 – Бюл №2 .

6. Рытов С. М. Введение в статистическую радиофизику. Часть II. Случайные поля / С. М. Рытов, Ю. А. Кравцов, В. И. Татарский — М. : Наука, 1978. — 464 с.

7. Вайнер А. Л. Термоэлектрические параметры и их измерение. — Одесса : Студия "Негоциант", 1998. — 68 с.

References

1. Sit'ko S. P., Mkrтчjan P. N. Vvedennja v kvantovu medicinu. Kiiv: Nezalezhne vyd-vo "Pattern", 1994. 147 s.

2. Mykrovolnovaja radyometryja fyzыcheskyh y byologycheskyh obyektov : Monografyja / Yu. O. Skrypnyk, O. P. Yanenko, V. P. Manojlov, V. P. Kucenko, Yu. B. Gypylevych. – Zhytomyr: Izd-vo "Volyn' ", 2003. – 408 s.

3. S. P. Sit'ko, Yu. O. Skripnik, O. P. Yanenko. Apparaturное obespechenie sovremennyh tehnologij kvantovoj medicyny / Pod red. S. P. Sit'ko. – K.:FADA, LTD, 1999 -199 s.

4. Grubnyk B. P., Peregudov S. N., Rogachov A. I / Sit'ko S. P., Skrypnyk Yu. O., Shyjan K. B., Yanenko O. P. Shumovi generatory niz'kointensyvnyh signaliv v tehnologijah kvantovoi' medycyny. Fyzyka zhyvogo, 2000, t. 8, № 2, s. 89-95.

5. Patent № 53743 Ukraina, A61N5/02. Prystrii dlia mikrokhvyl'ovoi terapii / Grubnyk B. P., Perehudov S. N., Rohachev A. I. ta inshi; opubl. 17.02. 2003 – Biul № 2.

6. Rytov S. M., Kravcov Yu. A., Tatarskij V. I. Vvedenie v statisticheskiju radiofiziku. Chast' II. Sluchajnye polja – M.: Nauka, 1978. – 464 s.

7. Vajner A. L. Termojelektricheskie parametry i ih izmerenie. – Odessa : Studija "Negociant", 1998. – 68 s.

Яненко О. П., Перегудов С. М., Вінокуров В. С. **Підвищення ефективності генератора низькоінтенсивного шуму.** Особливостями низькотемпературних генераторів є формування сигналу джерелом випромінювання (робочим тілом), яке має від'ємну температуру по відношенню до тіла людини або навколишнього середовища. Одним з основних недоліків подібних медичних генераторів є мала вихідна потужність. Авторами розроблено два варіанта збільшення вихідної потужності таких апаратів, для чого проведено експериментальні дослідження і рекомендований вибір матеріалів природного походження (мінералів) для робочого тіла теплового генератора та запропонована більш ефективна конструкція охолоджувального елемента.

Ключові слова: генератор шуму, низькотемпературний тепловий генератор, від'ємна температура, робоче тіло, мінерали, випромінювальна здатність.

Яненко А. Ф., Перегудов С. Н., Вінокуров В. С. **Повышение эффективности генератора низкоинтенсивного шума.** Особенности низкотемпературных генераторов являются формирование сигнала источником излучения (рабочим телом), который имеет отрицательную температуру по отношению к телу человека или окружающей среды. Одним из основных недостатков подобных медицинских генераторов есть малая исходная мощность. Авторами разработано два варианта увеличения исходной мощности таких аппаратов, для чего проведены экспериментальные исследования и рекомендованный выбор материалов естественного происхождения (минералов) для рабочего тела теплового генератора и предложена более эффективная конструкция охладительного элемента.

Ключевые слова: генератор шума, низкотемпературный тепловой генератор, отрицательная температура, рабочее тело, минералы, излучательная способность.

Yanenko A., Peregudov S., Vinokurov V. **Enhancement of the low-intensity noise generator efficiency**

Introduction. The low-intensity noise generators of millimeter wavelength range find wide application in the engineering, biological appliance and therapy procedures due to the simplicity, reliability and efficiency at treatment of pain syndromes in the different branches of practical medicine.

Design of the low-intensity noise generator. The features of low-intensity noise generator are electromagnetic waves generation by means of the radiation source (working substance) that has a temperature more or less of the environment ambient temperature. Structurally the radiation source is made as a millimeter range waveguide matched load. It is enclosed and heat-insulated. One of basic lacks of similar noise generators is small initial power. Authors have proposed two variant of the noise generator power increasing. Their experimental studies results and choice of natural origin (minerals) materials prompt are undertaken for the working substance of thermal generator and more effective construction of cool element of fers.

Enhancement of the noise generator power. Utilization of mineral (for example, nephrite) as working substance provides the double increase of noise initial signal power in comparison with standard material – ferroepoxide usually used in microwave technique. The multi-layered construction of Peltier element provides the value of working substance temperature in range 20-30°C accordingly increases power of negative electromagnetic stream.

Conclusion. Thus the proposed low-intensity noise generator design provides greater efficiency at its use in the engineering, biological appliance and therapy procedures of practical medicine

Keywords: noise generator, low temperature thermal generator, negative temperature, working body, minerals, radiate ability.