

УДК 537.868

ВИХІДНИЙ ПІДСИЛЮВАЧ ДЛЯ ІНДУКТИВНОГО НАВАНТАЖЕННЯ В АПАРАТАХ ЕЛЕКТРОМАГНІТНОЇ ТЕРАПІЇ

Шликов Владислав Валентинович

v.shlykov@kpi.ua

Цвир Дмитро Анатолійович

tsvir.d@gmail.com

Тертишна Світлана Олексіївна

grany@meta.ua

Делавар-Касмаї Мохаммад

delavar@i.ua

Кафедра біомедичної інженерії

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна

Анотація – У роботі розглянуто високоефективний вихідний підсилювач для індуктивного навантаження, який забезпечує суттєве покращення масогабаритних параметрів магнітотерапевтичних приладів та зниження їхньої вартості. Представлене схемотехнічне рішення забезпечує незначне розсіювання потужності до 0,6 мВт на колекторах транзисторів для індуктивного навантаження. Підвищення ефективності підсилювача потужності з індуктивним навантаженням досягається за рахунок використання ключового режиму роботи транзисторів кінцевого каскаду, що підвищує коефіцієнт корисної дії підсилювача потужності до 55%. Показано, що ефективність вихідного підсилювача для індуктивного навантаження залежить від режиму роботи активних компонентів підсилювача і параметрів магнітного поля в індукторі, яке створюється струмом, що протікає через обмотку індуктора. Наведені у роботі розрахунки для випадку вхідного сигналу прямокутної форми є також справедливими для довільних випадків вхідних сигналів, причому коефіцієнт корисної дії підсилювача тим більше, чим меншу частину періоду транзистори кінцевого каскаду знаходяться в активному режимі. Представлене схемотехнічне рішення для вихідного підсилювача індуктивного навантаження є найбільш перспективним для застосування в апаратах електромагнітної терапії для терапевтичного впливу імпульсним магнітним полем на органи та тканини людини.

Ключові слова: електромагнітне випромінювання, магнітне поле, електромагнітна терапія, вихідний підсилювач, індуктивне навантаження, схемотехніка.

I. ВСТУП

Магнітотерапія є одним із сучасних методів лікування, які динамічно розвиваються завдяки впровадженню нових наукових відкриттів та технологій. Серед електронних фізіотерапевтичних апаратів усе більш помітне місце займають пристрої магніто- та електромагнітної терапії, які використовуються у фізіотерапії як для стимуляції магнітним полем біологічно активних рефлексогенних зон, так і для безпосереднього терапевтичного впливу імпульсним магнітним полем на органи і тканини людини.

Зростаюча популярність магнітотерапії і магнітостимуляції пояснюється широким діапазоном методик лікування захворювань різної етіології в області пульмонології,

кардіології, урології, стоматології, стоматології, невропатології, онкології, офтальмології та ін. [1, 2], відсутністю ефекту звикання організму людини до лікувального впливу магнітним полем, ефективністю його терапевтичної дії та практичною відсутністю медичних протипоказань [3, 4].

Для забезпечення терапевтичного ефекту необхідно у зоні впливу сформувати постійне або змінне магнітне поле із заданими параметрами (індукція, частота, полярність, геометричні характеристики). З цією метою використовуються спеціальні індуктори, струми у яких формуються електронними підсилювачами. Причому, ефективність вихідного підсилювача для індуктивного навантаження залежить від режиму роботи

активних компонентів підсилювача і параметрів магнітного поля в індукторі. Отже, розробка схеми вихідного підсилювача для індуктивного навантаження є актуальною задачею, особливо для терапевтичного впливу на органи та тканини людини імпульсним магнітним полем.

II. МЕТА РОБОТИ

Мета роботи – розробка і дослідження режимів роботи високоефективного вихідного підсилювача потужності для індуктивного навантаження, що забезпечує коефіцієнт корисної дії не менш ніж 55% для терапевтичного впливу імпульсним магнітним полем на пацієнта.

III. МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ

Дослідження режимів роботи вихідного підсилювача потужності для індуктивного навантаження було виконано шляхом моделювання у середовищі Multisim схеми підсилювача класу В і С та аналізу часових діаграм їх роботи для вхідного імпульсу прямокутної форми.

IV. РОЗРОБКА ВИХІДНОГО ПІДСИЛЮВАЧА ПОТУЖНОСТІ

Ефективність вихідних підсилювачів, що кількісно характеризується коефіцієнтом корисної дії, залежить від режиму роботи активних компонентів підсилювача та

параметрів магнітного поля в індукторі, яке створюване струмом, що протікає через обмотку індуктора. У підсилювачах потужності, що призначені для неспотвореного відтворення в індукторі імпульсів заданої вхідним сигналом форми, зазвичай використовується режим роботи класів АВ або В, причому коефіцієнт корисної дії (ККД) підсилювача вище у разі використання класу В. На рисунку 1 наведено концептуальну схему підсилювача класу В та часові діаграми його роботи для вхідного імпульсу прямокутної форми [5].

Оскільки у вихідному підсилювачі на рисунку 1 використовується глибокий негативний зворотний зв'язок (НЗЗ) по струму (резистори R_1 , R_2 , R_{oc}), характерні для класу В нелінійні спотворення зменшуються пропорційно глибині зворотного зв'язку, що дорівнює:

$$F = K_U^{oy} / K_U^{oc}, \quad (1)$$

де K_U^{oy} – коефіцієнт посилення за напругою операційного підсилювача ДА

$K_U^{oc} = U_{oc} / U_{BX} = 1 + R_2 / R_1$ – коефіцієнт передачі вхідної напруги на опір зворотного зв'язку.

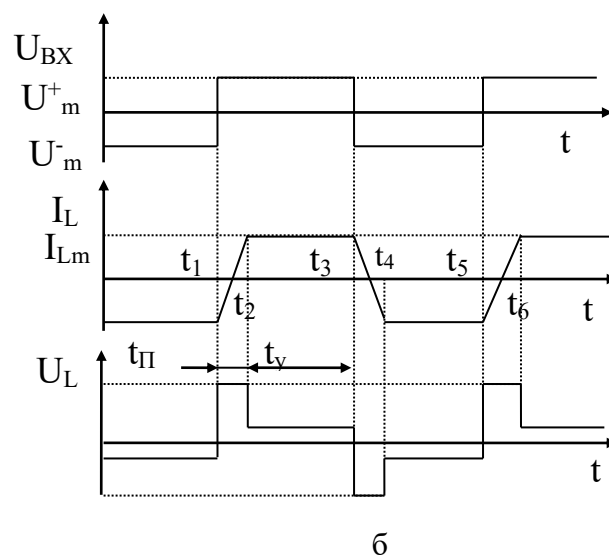
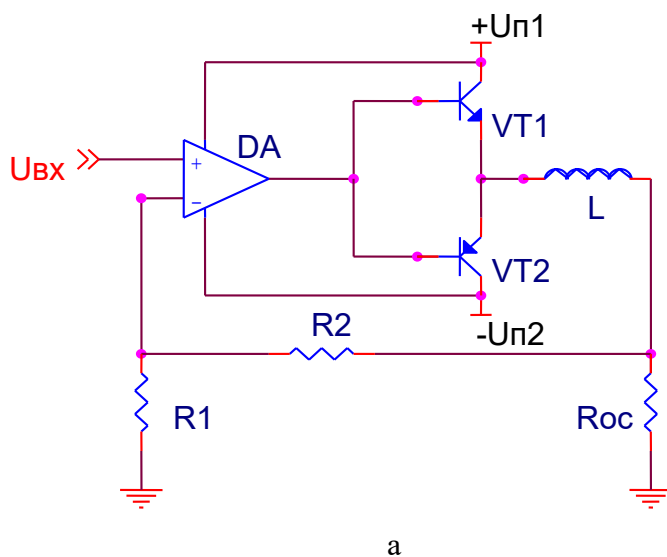


Рисунок 1 – Підсилювач потужності класу В: а – принципова схема, б – часові діаграми

Якщо вхідний сигнал $U_{ВХ}$ достатній за рівнем, і не потрібно посилення за напругою, тоді R_1 виключають, а R_2 закорочують. У цьому випадку схема підсилювача стає повторювачем напруги ($K_U^{OC} = 1$) та $F = K_U^{OY}$. Коефіцієнт корисної дії підсилювача, вихідним сигналом якого є енергія електромагнітного поля індуктора, визначається співвідношенням енергії індуктора та енергії, що споживається від джерел живлення:

$$\eta_A = \frac{\Delta W_L}{\Delta W_L + \Delta W_T + \Delta W_{Roc} + \Delta W_Y}, \quad (2)$$

де ΔW_L – енергія, яка запасена в індукторі за час накручування t_H ,

ΔW_T , ΔW_{Roc} – енергія, яка запасена за час t_H на насичених транзисторах VT1, VT2, що мають опір r_{KH} , і резисторі R_{OC} ,

ΔW_Y – енергія, яка споживається від джерел живлення на інтервалі t_y для утримання струму $I_{Lm} = U_{ВХ} K_U^{OC} / R_{OC}$ в індукторі.

Для симетричного вхідного сигналу ($U_{1m}^+ = |U_{1m}^-|$) та напруги живлення $U_{П1} = |U_{П2}| = U_{П}$ маємо наступне визначення коефіцієнта корисної дії:

$$\eta_A = \frac{U_{П} I_{Lm} t_H}{U_{П} I_{Lm} t_H + I_{Lm}^2 r_{KH} t_H + I_{Lm}^2 R_{OC} t_H + U_{П} I_{Lm} t_Y} = \frac{1}{1 + \frac{r_{KH} + R_{OC}}{L} \cdot t_H + \frac{t_Y}{\tau}}, \quad (3)$$

де $I_{Lm} = \frac{U_{П}}{L} \cdot t_H$ – амплітудне значення струму в індукторі в індуктивності,

$k_H = \frac{r_{KH} + R_{OC}}{L} \cdot t_H = \frac{t_H}{\tau}$ – коефіцієнт, що характеризує втрати енергії на інтервалі накручування енергії в індуктор,
 L – індуктивне навантаження вихідного підсилювача, Гн,

$k_H = \frac{t_Y}{t_H}$ – коефіцієнт, що характеризує

прямокутність форми струму та магнітного поля в індукторі.

З виразу (3) зрозуміло, що чим точніше відтворюється форма прямокутного вхідного імпульсу, тобто чим більше k_H , тим нижче коефіцієнта корисної дії η . Найбільше значення коефіцієнта корисної дії досягається при $t_Y = 0$:

$$\eta_{\max} = \frac{1}{1 + k_H} = \frac{\tau}{\tau + t_H}, \quad (4)$$

коли прямокутний імпульс струму вироджується трикутний ($k_H = 0$) і транзистори VT1, VT2 працюють у ключовому режимі, а активний режим виключено.

Наведені міркування для випадку вхідного сигналу прямокутної форми можна повторити для довільних випадків вхідних сигналів, коли коефіцієнта корисної дії підсилювача стає тим нижче, чим більшу частину періоду транзистори VT1, VT2 знаходяться в активному режимі.

З наведеного вище витікає, що підвищення ефективності підсилювача потужності з індуктивним навантаженням може бути досягнуто за рахунок використання ключового режиму роботи транзисторів кінцевого каскаду, коли досягається максимальний ККД, що визначається співвідношенням (4). При цьому для формування в індукторі струму будь-якої заданої вхідним сигналом форми можна використати метод частково-постійної апроксимації з кроком, що відповідає допустимому відхиленню струму від ідеальної траєкторії.

Концептуальну схему ключового підсилювача потужності з індуктивним навантаженням наведено на рисунку 2 [6]. Силу частину вихідного підсилювача на рисунку представлено ключовими елементами K0, K1, K2, K3, які керуються вихідними сигналами з дешифратора DD1.

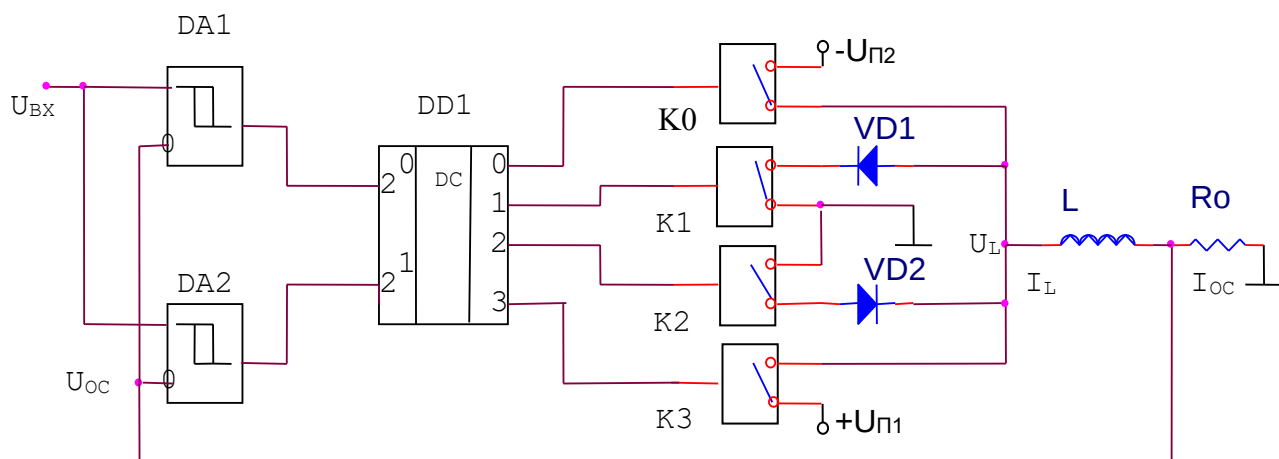


Рисунок 2 – Підсилювач потужності класу C

На входи дешифратора DD1 подаються узгоджені рівнями вихідні сигнали аналогових компараторів DA1, DA2, що порівнюють вхідний сигнал U_{BX} з сигналом зворотного зв'язку $U_{OC} = I_{OC} R_{OC} = I_L R_{OC}$.

Таким чином, компаратори DA1, DA2 фіксують з необхідною точністю відповідність струму індуктора I_L до рівня вхідного сигналу.

Порогова напруга $U_{П1}$ компаратора DA1 визначає амплітуду осциляцій напруги U_{OC} і струму індуктора I_L відносно необхідного значення, що задається вхідним сигналом U_{BX} . Порогова напруга $U_{П2}$ другого компаратора DA2 визначає рівні перемикання джерел напруги накачування, причому $U_{П2} > U_{П1}$.

На рисунку 3 наведено передатні характеристики компараторів та часові діаграми роботи ключового підсилювача потужності для випадку вхідного імпульсу прямокутної форми [5, 6].

У момент часу t_1 подачі на вхід позитивного імпульсу на виходах обох компараторів встановлюються рівні "1" і вихід 3 дешифратора DD1 замикає ключ K3. При цьому відбувається накачування енергії в котушку індуктивності L від джерела напруги $+U_{П1}$. Струм в індукторі наростає за лінійним законом на інтервалі часу $t_{H1} = t_2 - t_1$:

$$I(t) = I_{L0} + \frac{U_{П1}}{L} \cdot t, \quad (5)$$

де I_{L0} – початкове значення струму індуктора до моменту t_1 ($I_{L0}(t_1) = 0$).

Напруга зворотного зв'язку $U_{OC} = I_L R_{OC}$ також наростає і в момент часу t_2 перемикається компаратор DA1, ключ K3 замикається, а новий код на виході дешифратора DD1 відповідає рівню "1" на виході 2, який замикає ключ K2, переводячи підсилювач в режим утримання струму індуктора. За рахунок енергії, накопиченої в котушці індуктивності L , його струм протікає в замкнутому контурі через ключ K2, діод VD2, індуктор L і резистор R_{OC} , спадаючи за експоненціальним законом на інтервалі часу $t_2 - t_3$:

$$I_L(t) = I_L(t_1) \cdot \left(e^{-\frac{t}{\tau}} - 1 \right), \quad (6)$$

де $\tau = L / (R_{OC} + r_{KH})$,

r_{KH} – опір замкнутого ключа K2.

$I_L(t_1) = (U_{BX} + U_{П1}) / R_{OC}$ – струму в індукторі у момент часу t_1 .

Тривалість інтервалу утримання $t_y = t_3 - t_2$ може бути отримана з виразу (6):

$$t_y = \tau \cdot \ln \left[\frac{(U_{BX} + U_{П1})}{(U_{BX} - U_{П1})} \right]. \quad (7)$$

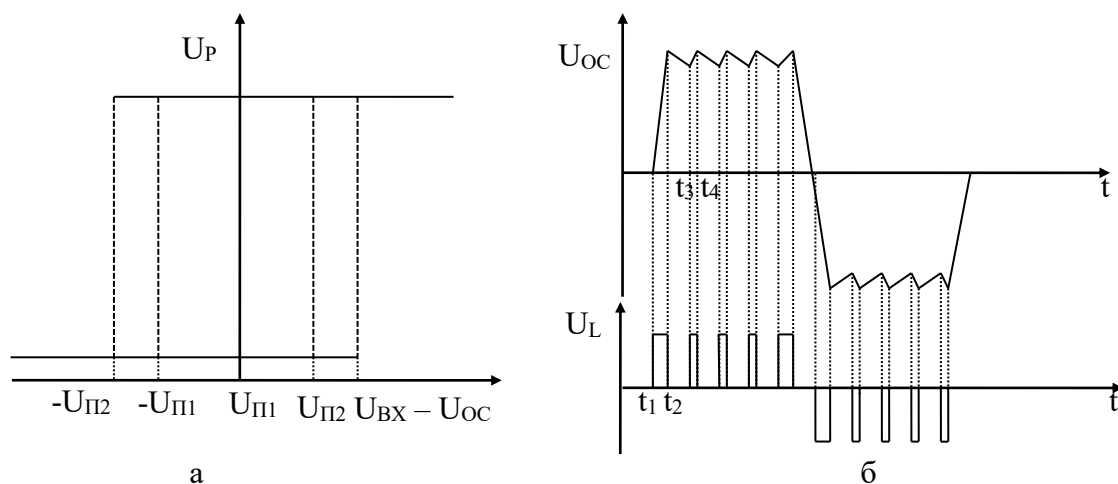


Рисунок 3 – Режими підкачування та утримання:
а – передавальні характеристики компараторів, б – часові діаграми

У момент t_3 компаратор DA1 знову перемикається в стан “1”, ключ K2 розмикається, а ключ K3 замикається і починається режим підкачування струму від рівня $I_L(t_2)$ до рівня $I_L(t_3) = I_L(t_1)$. Тривалість цього процесу:

$$t_H = t_y - t_3 = \frac{2U_{П1}}{U_{П1}} \cdot \frac{L}{R_{OC}}, \quad (8)$$

який практично не залежить від $U_{ВХ}$, якщо виконується умова $|U_{П1,2}| \gg |U_{ВХ}|$.

Далі режими підкачування та утримання чергуються, забезпечуючи необхідне середнє значення струму в індукторі з осциляцією струму, що має амплітуду $\Delta I_L = \frac{2U_{П1}}{R_{OC}}$, допустиму за умовами роботи магнітотерапевтичного апарату.

Для негативної напівхвилі вхідного сигналу компаратор DA2 переходить у стан “0”. Тоді, як видно з рисунку 3б і табл.1, перемикає компаратор DA1 ініціює чергування режимів накачування енергії індуктор від джерела напруги $-U_{П1}$ і утримання струму негативного знака $I_L(t)$.

У кожному з чотирьох можливих режимів на транзисторах VT1, VT2, що використовуються як ключі K0, K1, K2, K3, розсіюється незначна активна потужність.

Таблиця 1 – Режими підкачування та утримання

Стан виходів компараторів		Ключ замкнутий (інші розімкнуті)	Режим роботи підсилювача
P ₂	P ₁		
0	0	K0	Накачка $-I_L(t)$
0	1	K1	Утримання $-I_L(t)$
1	0	K2	Утримання $I_L(t)$
1	1	K3	Утримання $I_L(t)$

Активна потужність, що розсіюється на транзисторах VT1 і VT2, у середньому за період осциляцій накачування дорівнює:

$$P_H = \left[\frac{U_{П1,2} I_L}{4} \cdot (t_{\Phi}^{01} + t_{\Phi}^{10}) + r_{KH} I_L^2 t_H + U_{П1,2} I_{K0} t_y \right] \cdot \frac{1}{t_{OC}}, \quad (9)$$

а для транзисторів утримання струму індуктора:

$$P_Y = \left[\frac{U_{П1,2} I_L}{4} \cdot (t_{\Phi}^{01} + t_{\Phi}^{10}) + r_{KH} I_L^2 t_Y + U_{П1,2} I_{K0} t_H \right] \cdot \frac{1}{t_{OC}}, \quad (10)$$

де $t_{\Phi}^{01}, t_{\Phi}^{10}$ – тривалість перемикання транзисторів з насиченого стану у режим відсічки і зворотно,

U_{KH} – залишкова напруга насичення,

I_{K0} – зворотний струм колекторного переходу транзисторів VT1 і VT2,

$t_{OC} = t_{\Phi}^{01} + t_{\Phi}^{10} + t_H + t_y$ – період осциляцій.

З рисунків (9) і (10) видно, що період осциляцій накачування P_H і утримання P_Y тим менший, чим вище швидкодія ключових елементів K0, K1, K2, K3 (тобто чим менша тривалість перемикання $t_{\Phi}^{01}, t_{\Phi}^{10}$), та чим менший опір відкритого ключа r_{KH} і струм витоку закритого ключа I_{K0} .

Коефіцієнт корисної дії ключового підсилювача потужності визначається співвідношенням енергії, накопиченої в індукторі ΔW_L , і енергією, що розсіюється на активних опорах підсилювача в процесі осциляцій:

$$\eta_K = \frac{\Delta W_L}{\Delta W_L + [P_H + P_Y + (R_{OC} + r_{KH})I_L^2] \cdot t_{OC}}, \quad (11)$$

де $\Delta W_L = LI_{Lm}/2$ – енергія, накопичена в індукторі,

R_{OC} – опір резистора в ланцюзі зворотного зв'язку.

Для порівняння теплових параметрів і потужності, що розсіюється на колекторах транзисторів VT1 та VT2, розглянемо приклад реалізації вихідного підсилювача класу В для індуктивного навантаження у апараті магнітотерапії МС-92М [7]. Нехай необхідно забезпечити імпульсний струм $I_{Lm} = 0.4$ А в індукторі $L = 10$ мГн із частотою $f_{BX} = 50$ Гц та коефіцієнтом

прямокутності $K_{\Pi} = t_y/t_H = 10$. Якщо

використовувати транзистори VT1 і VT2 з опором колекторного переходу $r_{KH} = 0.2$ Ом, часом включення-вимикання $t_{\Phi}^{01}, t_{\Phi}^{10} = 1$ мкс, джерела напруги $U_{\Pi1} = +40$ В і $U_{\Pi2} = -40$ В, то для схеми на рисунку 1 коефіцієнт корисної дії, що визначається виразом (3),

становить $\eta_A = 0.099$, або 10%. При цьому на колекторах транзисторів VT1 і VT2 розсіюється потужність:

$$P_K = U_{\Pi} I_{Lm} \cdot \left(1 - \frac{2t_H}{T}\right) = U_{\Pi} I_{Lm} \cdot \left(1 - \frac{2}{T} \frac{I_{Lm} L}{U_{\Pi}}\right) = 40 \cdot 0.4 \cdot 0.099 \approx 16 \text{ (Вт)}. \quad (12)$$

Вихідний підсилювач класу С для індуктивного навантаження, у якому реалізовано ключовий режим роботи транзисторів VT1 і VT2, було використано у апараті магнітотерапії МС-2000 для терапевтичного впливу імпульсним магнітним полем під час лікування судинних захворювань і гнійних ран [8]. Для ключового підсилювача потужності класу С при допустимій пульсації $\Delta I_L = 10$ мА та тих же параметрах джерел живлення та індуктора, якщо опір резистора в ланцюзі зворотного зв'язку $R_{OC} = 0.1$ Ом, з виразу (11) із урахуванням (4) та (10) отримуємо коефіцієнт корисної дії $\eta_K = 0.5506$. При цьому на колекторах транзисторів VT1 і VT2 розсіюється потужність:

$$P_K = P_H + P_Y = 0.653 \cdot 10^{-3} \text{ (Вт)}, \quad (13)$$

що дозволяє у вихідних підсилювачах використовувати потужні транзистори без додаткового тепловідведення та потужні джерела живлення.

Такий спосіб реалізації вихідних підсилювачів класу С для індуктивного навантаження забезпечує підвищення коефіцієнту корисної дії більш ніж у 5 разів і суттєве покращення теплових та масогабаритних параметрів приладів магнітотерапії та зниження їхньої вартості.

V. ВИСНОВКИ

Представлене схемотехнічне рішення вихідного підсилювача класу С для індуктивного навантаження є найбільш перспективним для застосування в апаратах електромагнітної терапії для терапевтичного впливу імпульсним магнітним полем.

Ефективність розробленого вихідного підсилювача залежить від роботи активних компонентів підсилювача у режимах накачування та утримання енергії в індукторі, що забезпечує незначне розсіювання потужності до 0,006 Вт на колекторах транзисторів для індуктивного навантаження.

Отже, підвищення ефективності підсилювача потужності з індуктивним навантаженням досягається за рахунок використання ключового режиму роботи транзисторів кінцевого каскаду, що підвищує коефіцієнт корисної дії підсилювача потужності до 55%. Наведені розрахунки для випадку вхідного сигналу прямокутної форми є також справедливими для довільних випадків вхідних сигналів, причому коефіцієнт корисної дії підсилювача буде тим більше, чим меншу частину періоду транзистори кінцевого каскаду знаходяться в активному режимі.

Фінансування. Дане дослідження не отримувало зовнішнього фінансування.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

Згода на публікацію. Усі автори, які мають відношення до рукопису, дали згоду на публікацію цієї праці.

ORCID ID та внесок авторів.

0000-0001-8836-4658 (D, E, F) Vladyslav Shlykov

0000-0002-7927-4586 (A, B, D) Dmytro Tsvir

0000-0001-6271-2028 (B, C) Mohammad Delavar-Kasmai
(B) Svitlana Tertyshna

A – концепція та дизайн роботи, B – пошук матеріалів, C – аналіз існуючих досліджень, D – написання статті, E – критичний огляд статті, F – остаточне затвердження статті.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. R. Tiktinsky, L. Chen, P. Narayan. Electrotherapy: yesterday, today and tomorrow. Wiley Online Library, 2010. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2516.2010.02310.x>

2. Tim Watson, David Baxter. Electrotherapy: Evidence-Based Practice. Elsevier, 2008, pp. 45–78.

3. Думанський О. В. Лікування електромагнітним випромінюванням // Збірник наукових праць. – Кам'янець-Подільський: Подільський державний аграрно-технічний університет, 2014. – Вип. 22. – С. 474-477.

4. О. А. Прудка, М. П. Кунденко "Вплив магнітних полів на біологічні об'єкти". Вісник Сумського національного аграрного університету. Серія: Механізація та автоматизація виробничих процесів. - 2016. - Вип. 10(1). - С. 186-189. – Режим доступу: [http://nbuv.gov.ua/UJRN/Vsna_mekh_2016_10\(1\)_39](http://nbuv.gov.ua/UJRN/Vsna_mekh_2016_10(1)_39)

5. Шлыков В.В. Компьютерный комплекс адаптивной магнитотерапии: дис. канд. техн. наук: 05.11.17 / Шлыков Владислав Валентинович; Национальный технический ун-т Украины "Киевский политехнический ин-т". – К., 2004. – 188 с.

6. Делава-Касмай М., Зубчук В.И., Шлыков В.В. Высокоэффективный оконечный усилитель для индуктивной нагрузки / Электроника и связь, № 6, Том 2, 1999. – с. 105 - 112.

7. Делава-Касмай М. Система адаптивной магнитотерапии с пульсометрической обратной связью: дис. канд. техн. наук: 05.11.17 / Делава-Касмай Моаммад; Национальный технический ун-т Украины "Киевский политехнический ин-т". – К., 2017. – 193 с. – Режим доступу: <https://core.ac.uk/download/pdf/81630885.pdf>

8. Синекоп Ю.С., Пойда А. И., Зубчук В. И., Шлыков В.В., Делава-Касмай М., Ахтеров О. В. Применение магнитотерапии при лечении сосудистых заболеваний и гнойных ран / Электроника и связь, № 9, 2000. – с.108 - 109.

REFERENCES

[1] R. Tiktinsky, L. Chen, P. Narayan. Electrotherapy: yesterday, today and tomorrow. Wiley Online Library, 2010. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1111/j.1365-2516.2010.02310.x>

[2] Tim Watson, David Baxter. Electrotherapy: Evidence-Based Practice. Elsevier, 2008, pp. 45–78.

[3] O.V. Dumansky, "Treatment with electromagnetic radiation", Proc. Sci. Pap. Vol. 22, Podilskyi State Agrarian and Technical University, edited by V. V. Ivanyshyn, Kamianets-Podilskyi, Ukraine, 2014, pp. 474-477.

[4] O.A. Prudka and M.P. Kundenko, "Influence of magnetic fields on biological objects," Visnyk of Sumy National Agrarian University. Series: Mechanization and Automation of Production Processes, vol. 10, no. 1, pp. 186-189, 2016. [Online]. Available: [http://nbuv.gov.ua/UJRN/Vsna_mekh_2016_10\(1\)_39](http://nbuv.gov.ua/UJRN/Vsna_mekh_2016_10(1)_39)

[5] Vladyslav Shlykov. Computer complex of adaptive magnetic therapy: dis. candidate of technical sciences: 05.11.17 / V.V. Shlykov; National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute". – Kyiv, 2004, 188 p.

[6] M. Delavar-Kasmai, V.I. Zubchuk, V.V. Shlykov. Highly efficient final amplifier for inductive load / Electronics and Communications, No. 6, Vol. 2, 1999. pp. 105 - 112.

[7] M. Delavar-Kasmai. Adaptive magnetic therapy system with pulsemetrics feedback: dis. candidate of technical sciences: 05.11.17 / Mohammad Delavar-Kasmai; National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute". – Kyiv, 2017, 193 p. – Available: <https://core.ac.uk/download/pdf/81630885.pdf>

[8] Yu.S. Sinekop, A.I. Poyda, V.I. Zubchuk, V.V. Shlykov, M. Delavar-Kasmai, O.V. Akhterov. Application of magnetic therapy in the treatment of vascular diseases and purulent wounds / Electronics and Communications, No. 9, 2000. pp. 108 - 109.

UDC 537.868

OUTPUT AMPLIFIER FOR INDUCTIVE LOAD IN ELECTROMAGNETIC THERAPY DEVICES

Vladyslav Shlykov

v.shlykov@kpi.ua

Dmytro Tsvir

tsvir.d@gmail.com

Svitlana Tertyshna

grany@meta.ua

Mohammad Delavar-Kasmai

delavar@i.ua

Department of Biomedical Engineering

National Technical University of Ukraine

“Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”, Kyiv, Ukraine

Abstract – The paper considers a highly efficient output amplifier for inductive load, which provides a significant improvement in the mass-dimensional parameters of magnetotherapy devices and a reduction in their cost. The presented circuit solution provides a small power dissipation of up to 0.6 mW on the collectors of transistors for inductive load. Increasing the efficiency of the power amplifier with inductive load is achieved by using the key operating mode of the final stage transistors, which increases the efficiency of the power amplifier to 55%. It is shown that the efficiency of the output amplifier for inductive load depends on the operating mode of the active components of the amplifier and the parameters of the magnetic field in the inductor, which is created by the current flowing through the inductor winding. The calculations given in the paper for the case of a rectangular input signal are also valid for arbitrary cases of input signals, and the efficiency of the amplifier is greater the smaller the period for which the final stage transistors are in the active mode. The presented circuit solution for the output inductive load amplifier is the most promising for use in electromagnetic therapy devices for therapeutic effects of pulsed magnetic fields on human organs and tissues.

Keywords – electromagnetic radiation, magnetic field, electromagnetic therapy, power amplifier, inductive load, circuit design.