

## АВТОНОМНЕ ДЖЕРЕЛО ЖИВЛЕННЯ ДЛЯ ЗВАРЮВАННЯ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН ПОСТІЙНИМ СТРУМОМ

Д. В. Степаненко, к. т. н. О. Ф. Бондаренко

Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
Україна, м. Київ  
bondarenkoaf@gmail.com

*Розглянуто можливість застосування постійного струму для зварювання живих м'яких тканин як альтернативи змінному струму. Наведено один з можливих варіантів побудови силової частини джерела живлення для зварювання живих тканин постійним струмом з високим ККД з використанням батареї та перетворювача buck-boost. Отримано та проаналізовано залежність основних втрат енергії від параметрів схеми та навантаження, наведено можливі способи підвищення ККД.*

*Ключові слова: зварювання живих м'яких тканин, постійний струм, перетворювач buck-boost, підвищення ККД.*

В сучасній хірургії наряду з класичними скальпелями та нитками для зшивання живих тканин все частіше застосовують електрохірургічні інструменти, які за допомогою електричного струму дозволяють швидко та з мінімальними крововтратами проводити розрізання та з'єднання біологічних тканин з їх подальшим відновленням, зупиняти кровотечі, а також здійснювати інші додаткові маніпуляції за наявності відповідних режимів. Хірургічне зварювання живих м'яких тканин є дуже перспективним напрямом [1]. Втім на сьогодні ця технологія реалізована лише в стаціонарних комплексах, які розраховані на живлення від мережі. Це суттєво ускладнює їх використання за необхідності проведення невідкладних операцій в польових умовах, тобто в місцях без доступу до електричної мережі. Один з очевидних способів обійти це обмеження — перевозити разом з електрохірургічним джерелом живлення й автономне джерело енергії для нього. Але подібні джерела живлення, окрім режиму зварювання, мають ще й інші функції, серед яких є «різання». Останній режим вимагає в декілька разів більшої потужності, ніж «зварювання», що визначає великі габарити всього комплексу і, відповідно, незручності при його використанні. У зв'язку з цим доцільною представляється розробка малогабаритного портативного пристрою з автономним живленням для забезпечення виключно режимів з'єднання тканин зварюванням та зупинки кровотечі, які вимагають потужності до 50—100 Вт. Варто зауважити, що саме ці режими є найбільш затребуваними в польових умовах.

При побудові портативного пристрою для зварювання живих тканин альтернативою традиційно використовуваному для таких цілей змінному струму може розглядатися постійний струм, оскільки основна дія струму при зварюванні полягає у порушенні цілісності мембрани клітин живої тканини внаслідок впливу прикладеної напруги та забезпеченні регулювання виділеного тепла у шві. Перевага використання високочастотного змінного струму в електрохірургії є зрозумілою: на високих частотах імпеданс тканини помітно менший, ніж на низьких [2]. Проте використання постійного струму обіцяє наступні переваги: спрощення силової частини схеми через виключення інвертора, що перетворює постійний струм від накопичувального батарейного модуля у змінний, зниження втрат на напівпровідникових елементах схеми, зниження втрат та запобігання можливим паразитним коливанням на електропроводах пристрою та інструменту, вища точність регулювання струму і, як результат, менша ймовірність отримання неякісного зварного шва, збільшення часу роботи автономного джерела завдяки скороченню загальних втрат.

Метою цієї роботи є дослідження одного з варіантів побудови силової частини автономного джерела живлення постійного струму для зварювання живих тканин: отримання та аналіз залежностей потужності втрат в схемі від її параметрів.

Силова частина пристрою (рис. 1) має дві основні складові: акумуляторний модуль, побудований на послідовно з'єднаних високострумівих літій-іонних акумуляторних батареях формфактора 18650

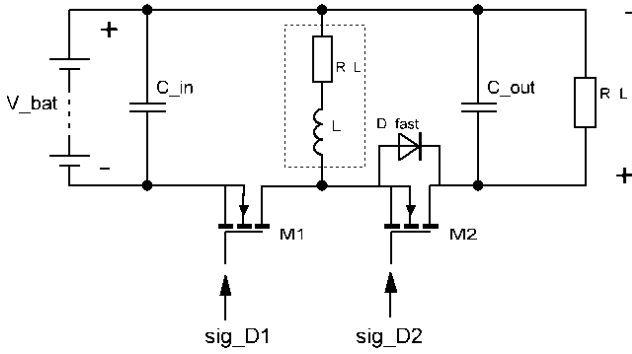


Рис. 1. Силова частина джерела живлення на основі перетворювача типу *buck-boost* із синхронним транзистором

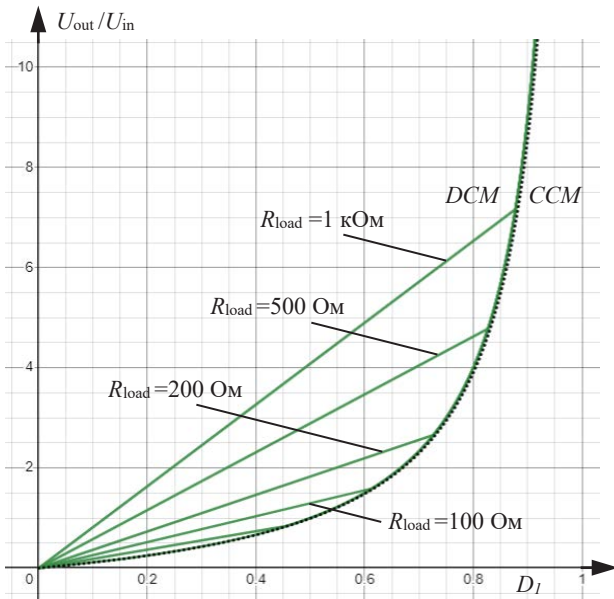


Рис. 2. Сімейство коефіцієнтів передачі за напругою *buck-boost* для різних значень  $R_{load}$

напругою 3,7 В з паралельним ємнісним фільтром, та класичний імпульсний перетворювач напруги типу *buck-boost*. Відомо, що на частоті зварювання живої тканини (60—66 кГц) імпеданс тканин варіюється в діапазоні 5—200 Ом [1]. Автори роботи [2] показали, що на низьких частотах імпеданс в 3—5 разів вище, ніж на частотах 50—100 кГц, тому можна апроксимувати значення низькочастотного імпедансу тканини в діапазоні 20—1000 Ом. На частотах в декілька кГц імпеданс мембрани клітин є відносно високим, тому струм проходить в основному по міжклітинній рідині. Ця умова дозволяє зробити припущення, що тканина може розглядатись як чисто активний опір. На основі даних роботи [1] було обрано робочий діапазон вихідної потужності 5—70 Вт. Враховуючи широкі діапазони зміни імпедансу тканин та вихідної потужності джерела, перетворювач може працювати як в режимі безперервного струму при великій вихідній потужності або низькому опорі тканини, так і в режимі переривчастого струму при невисокій вихідній потужності або високому опорі. На рис. 2 наведено сімейство коефіцієнтів передачі за напругою в залежності від коефіцієнта заповнення  $D_1$  при різних значеннях навантаження. Основними складовими втрат в обраному перетворювачі є:

- статичні та динамічні втрати транзисторів;
- статичні втрати дроселя та втрати в магнітопроводі.

В результаті розрахунків були отримані вирази для статичних втрат під час першого (1) та другого (2) тактів в переривчастому режимі:

$$P_{lossDCM1} = (R_{T1} + R_{PCB} + R_L) \frac{1}{3} D_1 I_{inpeak}^2 = (R_{T1} + R_{PCB} + R_L) \frac{1}{3} \frac{\sqrt{2LP_{out}f_s}}{U_{in}} \left( \sqrt{\frac{2P_{out}}{Lf_s}} \right)^2 =$$

$$= (R_{T1} + R_{PCB} + R_L) \frac{2^{1.5}}{3} \frac{P_{out}^{1.5}}{U_{in} \sqrt{Lf_s}} \quad (1)$$

$$P_{lossDCM2} = (R_{T2} + R_{PCB} + R_L) \frac{1}{3} D_2 I_{inpeak}^2 = (R_{T2} + R_{PCB} + R_L) \frac{1}{3} \sqrt{\frac{2Lf_s}{R_{load}}} \left( \sqrt{\frac{2P_{out}}{Lf_s}} \right)^2 =$$

$$= (R_{T2} + R_{PCB} + R_L) \frac{2^{1.5}}{3} \frac{P_{out}}{\sqrt{R_{load} Lf_s}} \quad (2)$$

де  $R_{T1}$ ,  $R_{T2}$  — опори відкритих ключів,  $R_{PCB}$  — опір доріжок друкованої плати,  $R_L$  — активний опір дроселя,  $R_{load}$  — опір навантаження (тканини).

Як видно з цих формул, втрати є обернено пропорційними  $\sqrt{L}$  і прямо пропорційними активному опорі дроселя  $R_L$ , які визначаються кількістю витків  $N$ . Формули (1) та (2) можна переписати таким чином, щоб простежувалась залежність від  $N$ , а саме:

$$P_{lossDCM1} = (A + B \cdot N) \frac{C}{N}, \quad (3)$$

$$P_{lossDCM2} = (A + B \cdot N) \frac{D}{N}, \quad (4)$$

де  $A, B, C, D$  — константи, які не залежать від  $N$ . З цього можна зробити такий висновок: якщо  $N$  достатньо мале, член  $A$  (що еквівалентний  $R_{T1,2} + R_{PCB}$ ) буде домінувати в сумі порівняно з  $BN$  (що дорівнює  $R_L$ ), а другий добуток (обернено пропорційний  $\sqrt{L}$ ) буде великим, через що втрати в переривчастому режимі будуть відносно високими. На противагу, при достатньо великій кількості витків член  $BN$  буде переважати доданок  $A$ , тому останнім можна знехтувати. В результаті скорочення змінних  $N$  в рівняннях (3) та (4) значення втрат вже не залежатимуть від  $N$ , тобто значення  $P_{lossDCM1}$  та  $P_{lossDCM2}$  будуть асимптотично зменшуватись до деякого значення.

Збільшення частоти згідно з формулами (1) та (2) також дозволяє зменшити статичні втрати в переривчастому режимі, але, з іншого боку, висока частота відповідно збільшить динамічні втрати. Тому для конкретної схеми необхідно підбирати компромісне значення частоти для забезпечення точки з мінімальними втратами. В переривчастому режимі піковий струм дорівнює

$$I_{inpeak} = \sqrt{\frac{2P_{out}}{Lf_s}} \sim \frac{1}{\sqrt{\mu_r}}, \text{ тому максимальна магнітна індукція магнітопроводу } B_{max} \sim \sqrt{\mu_r}. \text{ Тобто,}$$

завдяки меншій залежності індукції від  $\mu_r$  можна обрати матеріал магнітопроводу з більшою магнітною проникністю для збільшення індуктивності та, відповідно, додаткового зменшення втрат.

Якщо перетворювач перейде в режим безперервного струму, то статичні втрати визначатимуться простою формулою:

$$P_{lossCCM} = (R_{M1(2)} + R_{PCB} + R_L) \left( \frac{P_{out}}{U_{in}} \right)^2. \quad (5)$$

З цієї формули видно, що за великих значень  $N$  і, відповідно,  $R_L$  втрати також будуть відносно великими на відміну від попереднього випадку. Аби в обох режимах втрати були незначними, крім підбору транзисторів з малим опором та обмотки дроселя з великою площиною перерізу рекомендується підбирати таку кількість витків  $N$  дроселя, щоб виконувалась умова  $R_{T1(2)} \approx R_L$ .

Динамічні втрати, які містять активні втрати при перемиканні транзистора та перезарядки паразитних ємностей, можуть становити вагомий частку сумарних втрат. В цьому випадку зменшення цих складових досягається лише вибором транзисторів з високими динамічними характеристиками і вибором компромісного значення частоти комутації. Для зниження опору транзистора доцільно також використовувати декілька паралельно з'єднаних транзисторів замість одного.

Таким чином, показано, що в обох випадках — і переривчастого, і безперервного режимів роботи перетворювача — втрати можна мінімізувати підбором компромісних значень параметрів компонентів схеми, застосуванням паралельного з'єднання силових ключів, а для переривчастого режиму — також підбором робочої частоти ключів.

#### ВИКОРИСТАНІ ДЖЕРЕЛА

1. Патон Б.Е., Кривцун И.В., Маринский Г.С. Сварка, резка и термическая обработка живых тканей. *Автоматическая сварка*, 2013, № 10–11, с. 135–146.
2. Кривцун И.В., Пентегов И.В., Сидорец В.Н., Рымар С.В. Методика обработки экспериментальных данных при моделировании дисперсии импеданса биологических тканей с помощью схемы замещения Фрике. *Електротехніка і електромеханіка*, 2017, № 5, с. 27–37, doi: 10.20998/2074-272X.2017.5.04
3. Улащик В.С., Лукомский И.В. *Общая физиотерапия*: Учебник. Минск, Книжный Дом, 2008, 512 с.

D. Stepanenko, O. Bondarenko

#### Autonomous power supply for welding biological tissues with direct current

*The paper considers the possibility of using direct current for welding living soft tissues instead of alternating current. The authors present a possible option for building the power part of a highly efficient power supply for welding living tissues with direct current, which includes a battery and a buck-boost converter. The dependence of the main energy losses on the parameters of the circuit and the load is obtained and analyzed, and the possible ways of increasing the efficiency are given.*

*Key words: welding of living soft tissues, direct current, buck-boost converter, increasing efficiency.*