

ПРИЛАДИ І СИСТЕМИ БІОМЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

УДК 621.365.5

ІНДУКЦІЙНИЙ ПРИЛАД ДЛЯ ПЛАВКИ СТОМАТОЛОГІЧНОЇ ПЛАСТМАСИ

*Хімчик О.В., Житомирський державний технологічний університет,
м. Житомир, Україна*

Застосовуючи відомий математичний апарат розроблено індукційний прилад для плавки поліпропілену медичної чистоти. Наведені результати розрахунку індуктора та осцилограми роботи генератора

Вступ. Постановка проблеми

Усі види зубних протезів, тобто найпоширеніших предметів, що відновлюють функцію жування і естетичну форму обличчя, є інородними тілами, що присутні у фізіологічному середовищі організму. Тому питання матеріалів і технологій виготовлення протезів є соціально важливим. Значну групу пластмас, що виробляє сучасна хімічна промисловість, складають термопласти. Ці пластмаси мають властивість переходити з твердого стану в пластичний і навпаки без зміни якості. За хімічною структурою термопласти є однокомпонентними пластмасами без мономеру, вони є акінченими хімічними з'єднаннями, тому мають дуже низьку хімічну активність.

З групи термопластів виділені біологічно нейтральні сорти. Вивченням цих пластмас як ортопедичних матеріалів з 1956 р. займаються у Спільноті по штучних органах (США), а в Японії при департаменті науки в 1975 р. створено спеціальний комітет по штучних органах. В нашій країні групою українських вчених на чолі з д-ром мед.наук Є.Я. Варесом та заслуженим лікарем України В.А. Нагурним [1] була розроблена технологія виготовлення зубних протезів з поліпропілену медичної чистоти.

Аналіз останніх досліджень і публікацій

Отримання деталей точної форми, до яких відносяться і протези, проводиться виключно методом литтєвого пресування. Перевагою литтєвого пресування є те, що через канал можливе стиснення пластмаси до повного затвердіння. Таким чином повністю компенсується усадка, властива термопластам.

В США промисловістю виготовлюється низка автоматизованих установок для виготовлення протезів з поліпропілену [2]. Розігрівання, термостабілізація та пресування виконуються автоматично. Вартість установки становить 4295\$USA. Витратний матеріал замовляється у фірми-виробника. В Україні виготовлюють поліпропілен марки ЛИПОЛ ТУ У 331-03881679-001-0001, що рекомендований для цільового використання. Тому виникає потреба створення аналога, що використовував би якісну вітчизняну сировину.

Одним з важливих етапів технологічного процесу виготовлення протезу з поліпропілену є нагрівання завантажувальної камери. Остання має бути нагріта

до температури пластичності поліпропілену з можливою термостабілізацією для забезпечення необхідної тривалості нагрівання.

Завантажувальна камера являє собою товстостінний сталевий циліндр висотою $a = 100\text{мм}$, діаметром $d = 40\text{мм}$, товщиною стінки $h=5\text{мм}$; пуансон - сталевий, висотою $l = 5\text{мм}$. Поліпропілен, що знаходиться всередині циліндра, нагрівається за рахунок теплопередачі. Експериментально встановлено, що при завантаженні камери, нагрітої до температури $T = 185^{\circ}\text{C}$ поліпропілену кімнатної температури останній нагрівається до температури камери за час $t = 6\text{ хв}$. Отже, мінімальний час нагрівання необхідної кількості поліпропілену становить шість хвилин. Коливання температури в межах T від 170°C до 185°C суттєво не впливає на процес пресування, тому допустиме. Вимогами технології встановлено мінімальний час $t = 10\text{ хв}$.

Виклад основного матеріалу розробки

Для вирішення поставленого завдання запропоновано використання ефекту індуктування струмів високої частоти (СВЧ) (рос. ТВЧ-нагрев). Індукційний нагрів металевих виробів здійснюється за допомогою спеціального пристрою, що називається індуктором. Найпростішим видом індуктора є кільцевий виток, зігнутий з мідної шини чи трубки. Виток разом з конденсаторною батареєю є навантаженням генератора змінного струму (рис 1). Конденсатор служить для компенсації реактивності індуктора і утворює з ним коливальний контур, послідовний або паралельний.

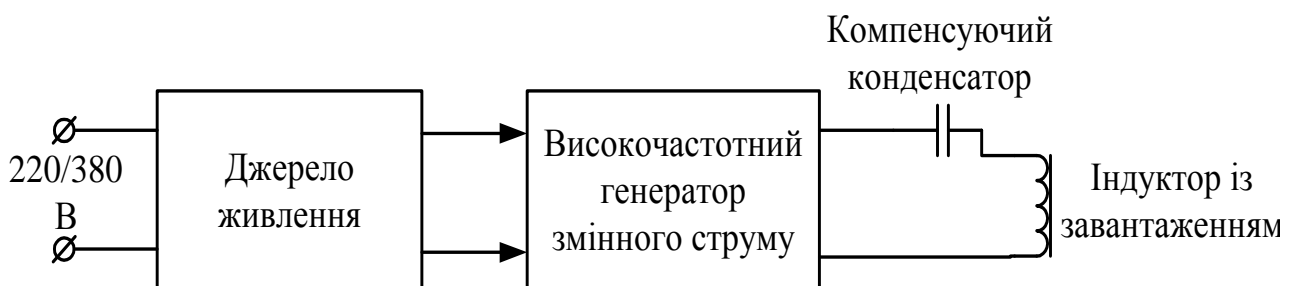


Рисунок 1 –Загальна структура індукційної установки

Аналіз робочих частот сучасних індукційних нагрівачів показує, що робочі частоти струму живлення індукторів знаходяться в межах f від 10 до 50 кГц. Тому за робочу приймається частота $f = 25\text{ кГц}$.

Розробку генератора неможливо провести без знання параметрів його навантаження. Тому спочатку проводиться розрахунок індуктора. Розглядається процес нагрівання циліндричного тіла. Тепловий розрахунок дозволяє визначити час нагрівання [3] за формулою:

$$t_k = \frac{D_2^2}{4 \cdot a} \frac{S(\alpha, 1) - \frac{T_0}{T_u} \cdot S(\alpha, 0)}{\frac{T_0}{T_u} - 1} = 296\text{ с},$$

де $a = 6,25 \cdot 10^{-6} \text{ м}^2/\text{с}$ – температуропровідність сталі [3];

$T_0=190^0\text{C}$ – температура на поверхні циліндра;

$T_u=185^0\text{C}$ – температура на внутрішній стінці циліндра;

$S(\alpha,1), S(\alpha,0)$ – допоміжні функції Фур'є, що описують розподіл температури по перерізу [3];

$\alpha = \frac{\xi}{D_2}$ – відносна глибина активного шару;

ξ – ефективна глибина проникнення струму в метал, м;

$D_2=0,04\text{м}$ – діаметр завантаження.

Знаючи час нагрівання можна визначити середню корисну потужність через теплопровідність сталюї камери:

$$P_T = \frac{G \cdot c \cdot T_{сер}}{t_k} = 396,62 \text{ Вт},$$

де $G=0,9\text{кг}$ – маса завантажувальної камери;

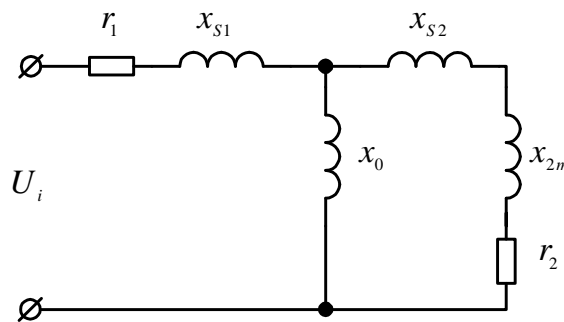
$c=6,68 \cdot 10^2 \text{ Дж/(кг} \cdot \text{град)}$ – теплоємність сталі [3];

$T_{сер}=190^0\text{C}$ – середня температура камери.

Питома корисна потужність, що виділяється у сталі:

$$p_0 = \frac{P_T}{\pi \cdot D_2 \cdot a} = 3,15 \cdot 10^4 \text{ Вт/м}^2.$$

Короткий індуктор в деякій мірі можна уявити як трансформатор з великим розсіюванням і відносно великим струмом холостого ходу. Завантаження індуктора є одночасно навантаженням трансформатора і частиною його магнітної системи. Схема заміщення індуктора представлена на рис 2.



x_{s1}, x_{s2} – первинна і вторинна реактивності розсіяння; r_2, x_{2m} – активний і внутрішній реактивний опір завантаження, Ом; r_1 – активний опір дроту індуктора, Ом;

$x_0 = \frac{\omega}{R_{m0}}$ – реактивний опір, що визначає складову магніторушійної сили, необхідної для подолання магнітним потоком простору ззовні індуктора, ω – кругова частота потоку, Гц; R_{m0} – магнітний опір ділянки шляху магнітного потоку зовні індуктора на завантаження (магнітний опір зворотного замикання магнітного потоку)

Рисунок 2 – Схема заміщення короткого індуктора

Розрахунок електричних параметрів індуктора проводився за методикою О.Е.Слухоцького [3], що побудована на обчисленні параметрів елементів схеми

заміщення. До того ж необхідно врахувати положення, прийняті Л.Р.Нейманом при розв'язку рівнянь електромагнітного поля в феромагнетиках [3].

Отже, основна крива намагнічування апроксимується відрізками парабол, що описується рівнянням виду:

$$B = k \cdot H^{\frac{1}{n}},$$

де n обирається в залежності від матеріалу і ступеня магнітного насичення.

Складні залежності $B(t)$ та $H(t)$ замінюються першими гармоніками, що дозволяє виключити залежність магнітної проникності μ від часу. Магнітна проникність обчислюється по перших гармоніках за формулою:

$$\mu = \frac{B_m}{\mu_0 \cdot H_m}.$$

Питома потужність на поверхні феромагнітного тіла [3]:

$$p_0 = 2,72 \cdot 10^{-3} \cdot H_e^2 \cdot \sqrt{\rho \cdot \mu_e \cdot f},$$

де μ_e – відносна магнітна проникність на поверхні феромагнетика, що визначається по перших гармоніках B і H ;

H_e – діюче значення першої гармоніки напруженості магнітного поля на поверхні, A/m ,

або, переписавши, отримаємо:

$$H_e^2 \cdot \sqrt{\mu_e} = 3,67 \cdot 10^2 \cdot \frac{p_0}{\sqrt{\rho \cdot f}} = 1,63 \cdot 10^8.$$

При індукційному нагріві використовуються магнітні поля з напруженостями $H \geq 4 \cdot 10^4 A/m$. В таких полях криві намагнічування різних сортів сталі дуже мало відрізняються одна від одної. Тому для обчислень застосовуються середні криві $B = f(H)$, $\mu = f(H)$, $H^2 \cdot \sqrt{\mu} = f(H)$ [3].

За розрахунками, проведеними за вищевказаною методикою, встановлена необхідна кількість витків індуктора для забезпечення розрахованої потужності $w = 17$. Коефіцієнт корисної дії індуктора становить $\eta = 0,97$. Струм багатовиткового індуктора $I_i = 22,7 A$. Напруга на багатовитковому індукторі $U_{i0} = 40,4 V$. Потужність, яку необхідно підвести до індуктора $P_i = 408,8 W$. Таким чином отримані необхідні дані для проектування генератора.

Основною ланкою сучасної силової електроніки є інвертор – перетворювач постійної напруги в змінну прямокутної форми [4]. Основною перевагою інвертора є ключовий режим роботи транзисторів. Це зменшує до мінімуму активні втрати енергії на комутуючих елементах і, як наслідок, підвищує к.к.д. До недоліків слід віднести складність схем управління та створення електромагнітних перешкод при роботі.

Прагнення зменшити вироблення високочастотних збурень призвело до створення резонансних інверторів. Завдяки своїм перевагам ця схема була визнана як основа при проектуванні генератора для індуктора. Функціональна схема резонансного автогенераторного інвертора представлена на рис 3. Як ключові використані транзистори типу MOSFET [5] IRFP150 зі струмом стока

$I_{c\max} = 38A$ і напругою сток – витік $U_{c\max} = 100V$. Транзистори обрані згідно розрахованому струму індуктора. Важливим аспектами вибору були низький опір у відкритому стані та якнайменший час переключення. Генератор управляючих імпульсів ГІУ та датчик струму ДС є елементами *know-how*, тому на схемі не розкриті. Термометр T^0 виконаний за загальновідомою мостовою схемою з напівпровідниковим датчиком температури, підсилювачем і компаратором на виході.

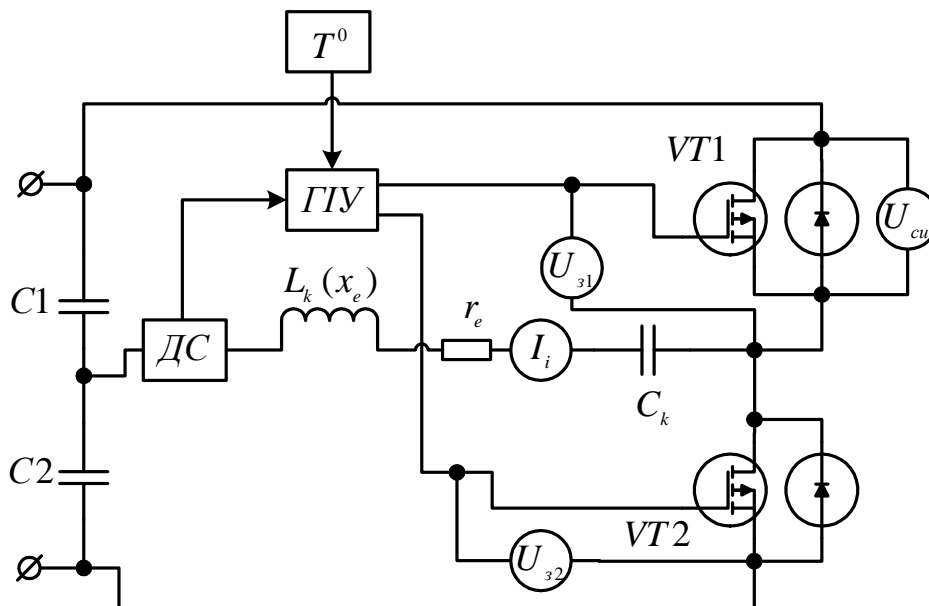


Рисунок 3 – Функціональна схема резонансного генератора

Схема працює таким чином. В момент подачі напруги живлення на інвертор через неоднорідність параметрів складових ГІУ на його виході виробляються сигнали відкривання для одного транзистора і закривання для іншого. Внаслідок цього по контуру, утвореному x_e, r_e, C_k , протікає струм, близький до синусоїдального. В момент $i(t) \approx 0$, що визначається датчиком струму ДС, ГІУ змінює полярність вихідних сигналів. Струм через індуктор проходить у зворотному напрямку. При досягненні завантажувальною камерою температури $T = 190^\circ C$, компаратор термометра подає сигнал зупинки на ГІУ. Індуктор знеструмлюється. Зниження температури викликає зміну стану компаратора термометра, і процес нагрівання поновлюється.

Осцилограми роботи інвертора, наведені на рис 4, доводять дуже м'яку комутацію струму навантаження, що відбувається без будь-яких викидів та утворення завад. Завдяки цьому к.к.д. генератора становить $\eta = 0,96$. Це встановлено експериментально як залежність:

$$\eta = \frac{I_{ind}}{I_{cn}},$$

де $I_{ind} = 24,5A$ – струм індуктора (діюче значення),

$I_{cn} = 25,5A$ – струм споживання генератора (діюче значення).

Експериментальні дані з високою точністю співпадають з розрахованими.

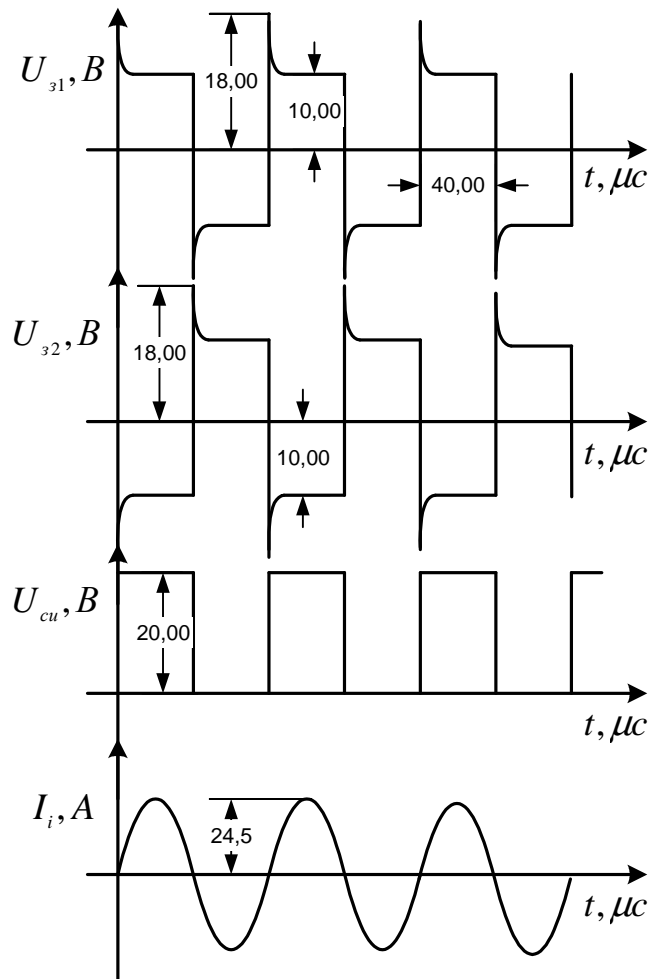


Рисунок 4 – Осцилограми роботи інвертора в характерних точках

Висновки

Експериментальне випробовування пристрою показало енергозберігаючі можливості та високу екологічність установки. Застосування відомого математичного апарату дозволяє проводити розрахунки з точністю, достатньою для практичного виготовлення індуктора та розробки схеми генератора для нього. Подальшим напрямом наукових досліджень є створення повністю автоматичного апарату для виготовлення зубних протезів з поліпропілену.

Література

1. Варес Э.Я, Нагурный В.А. Руководство по изготовлению стоматологических протезов и аппаратов из термопластов медицинской чистоты. – Донецк-Львов, 2001. -124 с.
2. www.darbylab.com
3. Слухоцкий А.Е., Рыскин С.Е. Индукторы для индукционного нагрева. - Л.: Энергия, 1974. – 64 с.
4. Костиков В.Г. и др. Источники электропитания электронных средств. Схемотехника и конструирование / В.Г.Костиков, Е.М.Парфенов, В.А.Шахнов: Учебник для вузов. – М.: Радио и связь, 1998. – 240 с.
5. Степаненко И.П. Основы микроэлектроники: Учебное пособие для вузов. -2-е изд., перераб. и доп. – М.: Лаборатория базовых знаний, 2001. – 488 с.: ил.

Химчик А.В. Индукционный прибор для плавки стоматологической пластмассы Используя известный математический аппарат, разработан индукционный прибор для плавки полипропилена медицинской чистоты. Приведены результаты расчета индуктора и осциллограммы работы генератора.	Khimtchik A.V. The induction device for fusion the stomatological plastic The known mathematics implement is used, the device for fusion the thermoplastic technopolimer with low crystallinity to be worked. There is result of inductors calculations and oscilogrames of generators operate.
--	---

Надійшла до редакції
27 квітня 2005 року

УДК 617.55-089-78

SPECTRALED – НОВЕ ДЖЕРЕЛО ВИПРОМІНЮВАННЯ ДЛЯ КЛІНІЧНОЇ СПЕКТРОСКОПІЇ

Денисов М.О., Редчук О.О. Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна

В роботі розглянуті особливості технічної реалізації багатоканального джерела випромінювання SPECTRALED на базі надлюмінісцентних світловипромінюючих діодів та можливості його застосування в практиці клінічної спектроскопії для ранньої діагностики патологій в дерматології та гінекології

Вступ

Оптична спектроскопія є методом, що в останні роки з успіхом застосовується в лабораторній та клінічній практиці в системах оптичної біопсії для мінімально інвазивної діагностики на ранніх стадіях патологій в дерматології та гінекології. Наприклад, у разі визначення раку шийки матки на ранній стадії лікування є ефективним у 70-90% випадків, тоді як при пізньому його визначенні, коли метастази проникли до підслизової та лімфатичних вузлів, лікування є успішним лише у 15-20% випадках. Слід зазначити, що діагностування раку шийки матки традиційними методами є можливим лише на його пізніх стадіях [1].

Використання явищ пружного розсіяння та флуоресценції для оптичної діагностики базується на наявності значних змін у будові на клітинному та субклітинному рівнях, що призводить до зміни спектральних оптичних властивостей біотканин. В попередніх роботах були розглянуті можливості флуоресцентної спектроскопії в гінекології для діагностики диспластичних змін епітелію шийки матки та можливої їх диференціації [2]. Комбінування методів, що базуються на реєстрації *in vivo* спектрів дифузійного розсіяння або відбиття, а також автофлуоресценції біотканин в режимі реального часу, дозволить підвищити ефективність сучасних діагностичних технологій для мінімально інвазивної клінічної медицини [3, 4]. Зазначений метод може використовуватись при регулярних оглядах жінок (особливо вагітних) для запобігання високого ризику розвитку раку шийки матки.

Сучасні клінічні системи оптичної біопсії (СОБ) використовують малорозмірні волоконно-оптичні зонди, які контактують з біотканиною, що досліджується, та можуть застосовуватись як при безпосередньому поверхневому дослі-