

Графічні залежності на рисунку 4 показують, що найкраще очищення рідини від масляних забруднень робити в теплих, при 40 градусах рідини, а найкраще в гарячих середовищах – при 60 градусах.

Висновки.

В процесі миття автомобілів основним небезпечним забрудником що впливає на якість води є нафтопродукти. Установка “мастиловіддільника безперервної дії” дуже актуальна в процесі очистки водних технологічних середовищ в умовах автотранспортних підприємств. Виходячи з результатів експерименту установка ефективна при забрудненнях великою кількістю мастильних речовин, та при низьких швидкостях рідини високої температури. Тобто установку доцільно використовувати, при великій кількості рухомого складу.

Інформаційні джерела.

1. Коробочка О.М., Солод В.Ю., Кобелева О.М. Масловіддільник безперервної дії. Патент України на корисну модель №54194, опубл. 25.10.2010, Бюл. №20, 2010 р.
2. Канарчук В.Е. Техническое обслуживание, ремонт и хранение автотранспортных средств. В 3-х кн. Кн. 1.: учебник / В. Е. Канарчук, А. Д. Чигринец. — Київ : Вища школа, 1992. — 495 с.
3. Кузубова Л.И., Морозов С.В. Очистка нефтесодержащих сточных вод: Аналит. обзор / СО РАН. ГПНТБ, НИОХ. – Новосибирск, 1992. – 72 с.
4. Стахов Е. А. Очистка нефтесодержащих сточных вод предприятий хранения и транспорта нефтепродуктов.—Л.: Недра, 1983.—263 с.
5. Долина Л.Ф. Современная технология и сооружения для очистки нефтесодержащих сточных вод: Монография. – Днепропетровск: Континент, 2005. - 296 с.

УДК 681.2

Ю.С. Лапченко, к.т.н.

Луцький національний технічний університет

ОБҐРУНТУВАННЯ ВИБОРУ МАТЕРІАЛУ МАГНІТОПРОВОДУ ДЛЯ ІНДУКТОРІВ-ЕЛЕКТРОМАГНІТІВ МАГНІТОТЕРАПЕВЧНИХ ПРИСТРОЇВ

В даній статі наведено обґрунтування вибору матеріалу магнітопроводу магнітотерапевтичних пристроїв з метою зменшення ваги та споживаної потужності пристрою, підвищення значення магнітної індукції.

В данной статье наведено обоснование выбора материала магнитопровода магнитотерапевтических приборов с целью уменьшить вес та потребляемую мощность устройства, увеличение значения магнитной индукции.

This article provides a rationale choice of the magnetic material magnetic-therapeutic devices in order to reduce the weight and power consumption of the device, increasing the value of magnetic induction.

У усіх випадках застосування індукторів-електромагнітів тепло і вібрації підлягають контролю, оскільки часто супроводжують дію магнітним полем. Вібрації зазвичай проявляються відразу після включення пристрою, а нагрівання індуктора відбувається поступово і може істотно збільшитися з часом. У промислових апаратах температуру поверхні індуктора перевіряють не раніше чим після 6-годинної експлуатації.

Кількість тепла, що розсіюється в одиниці об'єму (V) обмотки індуктора за 1 с, складає

$$W/V = j^2 \rho . \quad (1)$$

Отже, при відомому матеріалі обмотувального дроту, міді або алюмінії з питомим опором ρ , температура поверхні індуктора залежить тільки від щільності j струму, що проходить через нього, і збільшується пропорційно її квадрату. Оскільки з багаторічного досвіду експлуатації електротехнічних пристроїв - електричних машин, трансформаторів та ін. - відомо, якого нагрівання можна очікувати в конкретних умовах роботи, допустима щільність струму зазвичай задалегідь відома. Якщо її знизити, перевищення температури поверхні індуктора над температурою оточуючого середовища може бути незначним. Проте при цьому зменшується й інтенсивність магнітного поля. При розробці магнітотерапевтичних апаратів вибирають таку щільність струму, при якій з одного боку, допускається невелике нагрівання індуктора, при якому ще не виникають неприємні відчуття у пацієнта, але з іншого боку, зберігається достатня інтенсивність поля.

ПЕРСПЕКТИВНІ ТЕХНОЛОГІЇ ТА ПРИЛАДИ

Вібрації індуктора пов'язані в основному з живленням його змінним струмом - синусоїдальним, пульсуючим або імпульсним. Найбільша амплітуда вібрацій зазвичай відповідає частоті зміни магнітного поля, а потім зменшується по міру зростання номера гармоніки. Для зниження вібрацій усі деталі індуктора, включаючи магнітопровід, якщо він є, надійно стягують і закріплюють. Якщо ж навпаки, передбачається поєднана дія магнітного поля і вібрацій, використовують індуктор-електромагніт і в конструкції спеціально передбачають незакріплені деталі.

Відчутні теплова і вібраційна дії, окрім дискомфорту, обумовлюють протипокази, які обмежують лікувальне застосування магнітного поля при деяких супутніх захворюваннях, - в літньому віці, при індивідуальній непереносимості цих чинників і ін. У сучасних апаратах поєднану дію магнітного поля з теплом і вібраціями зазвичай не передбачають, хоча вони в якійсь мірі мають місце.

Слід зауважити, що саме по собі магнітне поле під час процедури не відчувається пацієнтом. При поєднанні його з будь-яким іншим чинником, що відчувається людиною, у тому числі з теплом і вібраціями, можливий психогенний ефект.

Поєднана дія магнітного поля та інфрачервоного випромінювання досягається в результаті об'єднання цих джерел в одному пристрої, точніше у випромінюючій голівці. Для створення магнітного поля використовують декілька постійних магнітів, а короткохвильове інфрачервоне випромінювання отримують від світлодіодів або лазерних діодів. Для лікування має значення щільність потоку випромінювання - потужність випромінювання, що припадає на одиницю поверхні тіла пацієнта. Наукові основи методу доки ще не розроблені, а його практичне використання носить спорадичний характер.

Слід зазначити, що при поєднаній дії розглянутих фізичних чинників тривалість лікувальної процедури визначається інфрачервоним випромінюванням: зазвичай вона не перевищує декількох хвилин, тоді як при такому ж магнітному полі при відсутності випромінювання тривалість процедури складає не менше 30 хв. і часто у багато разів перевищує цей мінімум.

Котушки без осердя зазвичай симетричні відносно осі, а переріз їх може бути конічним, циліндричним або іншої форми, що великою мірою визначає картину поля. У таких котушках найбільша інтенсивність магнітного поля створюється у внутрішній порожнистій частині, і їх застосування доцільне в тих випадках, коли в порожнину поміщається об'єкт дії, тому значимим параметром стає діаметр порожнини, і від його вибору істотно залежить споживана потужність. Так, наприклад, зв'язок магнітної індукції B на осі найбільш поширеної котушки без осердя - циліндричного соленоїда (рис. 1) з розсіюваною їм потужністю виражається формулою,

$$B = G \sqrt{W \lambda / (\rho R_1^*)}, \quad (2)$$

де G - коефіцієнт форми, залежний тільки від конфігурації соленоїда; λ - коефіцієнт заповнення обмотки провідником; W - потужність, що розсіюється соленоїдом; ρ - питомий опір дроту; R_1^* - внутрішній радіус. З формули (2) випливає, що при незмінному радіусі R_1^* збільшення магнітної індукції, наприклад, в 2 рази супроводжується зростанням споживаної потужності в 4 рази, а якщо потужність джерела задана, таке ж збільшення магнітної індукції досягається зменшенням внутрішнього радіусу в 4 рази.

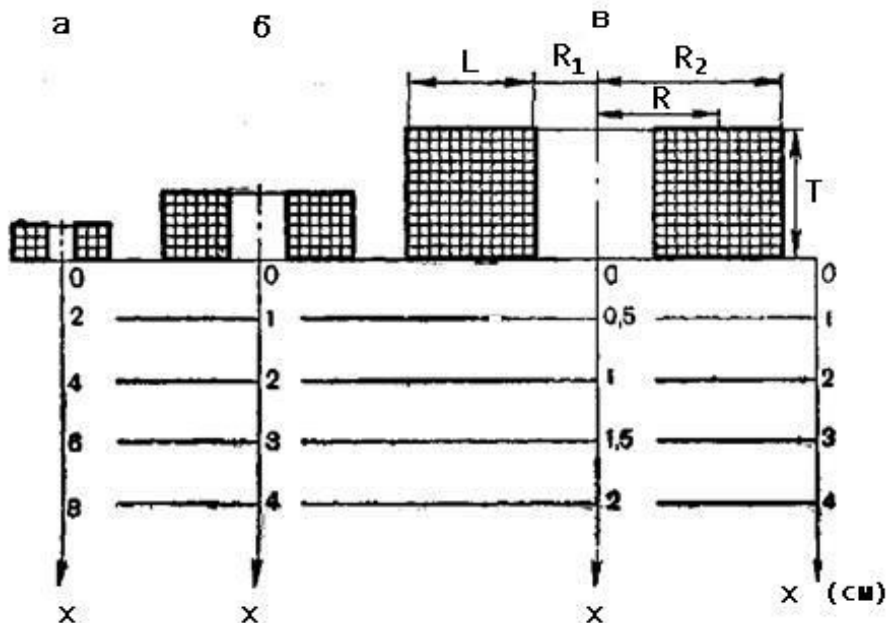


Рис. 1. Соленоїди з подібними осьовими перерізами: а) $R_1^*=0,5$ см; б) $R_1^*=1$ см; в) $R_1^*=2$ см

ПЕРСПЕКТИВНІ ТЕХНОЛОГІЇ ТА ПРИЛАДИ

Окрім циліндричного соленоїда серед котушок без осердя цікава і ще не знайшла доки застосування в магнітотерапевтичних пристроях конічна котушка, за допомогою якої можна створити поле заданої неоднорідності. Для того, щоб котушки однієї форми, тобто геометрично подібні можна було розглядати як еквівалентні, їх розміри нормують. В якості нормуючої константи при розрахунку циліндричного соленоїда у більшості робіт приймають внутрішній радіус R_1^* , іноді зовнішній радіус R_2^* і у ряді робіт середній радіус R^* . Нами був вибраний середній радіус

$$R^* = (R_1^* + R_2^*)/2 = (2R_1^* + T^*)/2. \quad (3)$$

На рис. 1 як приклад зображені соленоїди з подібними осьовими перерізами - геометрично подібні соленоїди, що відрізняються тільки величиною середнього радіусу. Їх нормована товщина

$$t = T^*/R^* \quad (0 < t \leq 2) \quad (4)$$

і нормована довжина

$$l = L^*/R^*. \quad (5)$$

у цьому прикладі однакові і дорівнюють 1, а середні радіуси складають відповідно до 0,5, 1 і 2 см Тут же показані, що за цих умов однаково нормована відстань від торця

$$x = X/R^* \quad (6)$$

відповідають тим більші фактичні відстані X , чим більше величина середнього радіусу R^* .

Класичні параметри α , β і z пов'язані з t , l і x таким чином: $\alpha = R_2^*/R_1^* = (2+t)/(2-t)$; $\beta = L^*/2R_1^* = l/(2-t)$; $z = (X+0,5L^*)/R_1^* = (2x+l)/(2-t)$.

Вектор магнітної індукції у соленоїда має дві складові - B_x , паралельну осі x , і перпендикулярну їй B_r . Формули для розрахунку цих складових складні і вирішуються тільки за допомогою ПК. Завдання дещо спрощується, якщо вимагається визначити магнітну індукцію на осі соленоїда: тут залишається одна складова B_x . Ця величина досить інформативна і дозволяє визначити зону дії соленоїда. Крім того, для розрахунку магнітної індукції на осі можна скористатися наближеною формулою:

$$B = 1,4 \cdot K \cdot t \cdot j \lambda 2R^* B, \quad (7)$$

де t і R^* визначені формулами (3) (4); $j\lambda$ - ефективна щільність струму, А/мм²; $K(l, x)$ - коефіцієнт, залежний від нормованої довжини l і нормованої координати x точки на осі, визначених формулами (5-6). Цей коефіцієнт легко знайти за допомогою універсальних кривих, зображених на напівлогарифмічній сітці. Теоретична похибка розрахунку за формулою (2.7) для $l \geq 0,1$ не перевищує 5% при $0,05 \leq t \leq 1$; 10% при $1 < t \leq 2$ і 20% при $l, 2 < t \leq 1,5$. Для магнітотерапії це цілком прийнятно, тим більше що у відомих промислових пристроях $t < 1$.

З формули (7) виходить, що магнітна індукція на осі соленоїда пропорційна його нормованій товщині, середньому радіусу і щільності струму, а за допомогою універсальних кривих з'являється можливість досліджувати залежність магнітної індукції від положення точки на осі соленоїда при різній його нормованій довжині. Так, очевидно, що доки $l \leq 2-3$, її збільшення призводить до збільшення магнітного поля на осі поза соленоїдом і в його порожнині. Подальше збільшення l не дає помітного зростання магнітної індукції, але збільшує протяжність однорідного поля в області геометричного центру, при $x = -l/2$, що особливо помітно при $l > 5$.

Про зміну нуля на осі можна судити і по градієнту магнітної індукції. З симетрії кривої розподілу поля на осі соленоїда витікає, що в центрі його градієнт магнітної індукції завжди дорівнює нулю, а в точках, симетричних відносно центру, градієнти відрізняються тільки знаком. Для грубої оцінки градієнта можна скористатися наближеною формулою, подібною (7):

$$\partial B / \partial X = 2,8 \cdot \partial K / \partial x \cdot t \cdot j \lambda, \quad (8)$$

де коефіцієнт $\partial K / \partial x$ визначається за допомогою універсальних кривих, зображених на напівлогарифмічній сітці.

Якщо $l \geq 0,1$ і $0,05 \leq t \leq 1$, теоретична похибка розрахунку при малих l може досягти 30%. Проте, враховуючи трудомісткість точного розрахунку, а також відсутність промислових вимірювачів градієнта магнітної індукції, використання формули (8) обґрунтовано. Істотно і те, що за допомогою кривих з'являється можливість досліджувати залежність градієнта від положення точки на осі соленоїда. Передусім звертає на себе увагу наявність чітких максимумів модуля градієнта, причому по мірі збільшення нормованої довжини l вони наближаються до торця ($x=0$), залишаючись поза соленоїдом. Оскільки криві прагнуть до нуля в геометричному центрі соленоїда, при негативних x крутизна кривих росте по мірі зменшення l , що збільшує похибка визначення коефіцієнта $\partial K / \partial x$ в порожнині соленоїда ($x < 0$) при $l < 5$.

Нині в індукторах-електромагнітах магнітотерапевтичних апаратів, працюючих при нормальній температурі, в якості матеріалу обмотки можна застосовувати як мідь, так і алюміній. Характеристика цих дротів дана в таблиці 1. Обмежене застосування алюмінієвого дроту пояснюється, мабуть, силою звички, нетрадиційної для виробництва технологією пайки і лише зрідка обґрунтовано небажаністю деякого збільшення габаритів.

Щільність (ρ) мідного і алюмінієвого дротів, їх питомий опір (ρ) і допустима для них густина струму ($j_{\text{доп}}$) в магнітотерапевтичних апаратах

Матеріал дроту	ρ , г×см ³	ρ , 10 ⁸ , Ом×м	$j_{\text{доп}}$, А×мм ²
Мідь	8,9	1,75	2-2,5
Алюміній	2,7	2,83	1,5-2

Переваги алюмінію відразу проявляються при оцінці маси: враховуючи дані таблиці 1, при однаковому об'ємі котушка з міді в 8,9/2,7=3,3 рази важче за котушку з алюмінію. Проте електропровідність алюмінію складає тільки 1,75/2,83=62% електропровідності міді і, отже, при однакових габаритах потужність, споживана котушкою з алюмінію, в 1/0,62= 1,6 рази перевищить потужність, споживану котушкою з міді при тому ж полі. Очевидно, що потужність, струм і кількість витків можуть залишитися незмінними, якщо при заміні міді алюмінієм відповідно збільшити переріз дроту, зберігши величину його опору.

Активна потужність W , що розсіюється котушкою із струмом I (А), намотаною дротом довжиною L (м) і поперечним перерізом $S_{\text{пр}}$ (мм²), обчислюється за формулою:

$$W = I^2 R, \text{ Вт} \quad (9)$$

де активний опір обмотки складає

$$R = \frac{\rho L}{S_{\text{пр}}} \times 106, \text{ Ом} \quad (10)$$

Підставивши R , можна представити формулу (9) в іншому вигляді:

$$W = j^2 \rho S_{\text{пр}} L, \text{ Вт} \quad (9a)$$

де густина струму

$$j = I / S_{\text{пр}}, \text{ А/мм}^2 \quad (11)$$

З формули (9a) випливає, що для постійності розсіюваної потужності при тих же перерізі $S_{\text{пр}}$ і довжині L дроту, тобто при тому ж об'ємі V дроту і отже, при тих же габаритах обмотки, необхідно, щоб добуток $j^2 \rho$ залишалося незмінним. Звідси випливає

$$j_{\text{cu}} / j_{\text{al}} = \sqrt{\rho_{\text{al}} / \rho_{\text{cu}}} = 1,27, \quad (12)$$

(j_{cu} , S , j_{al} , ρ_{cu} і ρ_{al} - густина струму і питомі опори мідного і алюмінієвого дротів відповідно), тобто для збереження незмінними розсіюваної потужності і габаритів обмотки щільність струму в алюмінієвому дроті необхідно зменшити в 1,27 рази в порівнянні з щільністю в мідному дроті. Проте в цих умовах зменшиться струм через котушку. Для його збереження достатньо при тій же кількості витків збільшити поперечний переріз $S_{\text{пр}}$ дроту з алюмінію в 1,27 рази і, отже, діаметр його - в $\sqrt{1,27} = 1,13$ рази, тобто на 13%, оскільки

$$S_{\text{пр}} = \pi d^2 / 4, \text{ мм}^2, \quad (13)$$

де d - діаметр дроту, мм. Очевидно, що при цьому збільшаться габарити обмотки і відповідно її переріз, який для циліндричного соленоїда рівний $\lambda T^* L^*$. Отже, збільшення перерізу обмотки може бути здійснене як зміною довжини L^* , так і товщина T^* соленоїда. У якому випадку маса виявиться меншою? Оскільки для циліндричного соленоїда маса

$$M = \pi \rho \cdot 2R^* \cdot \lambda T^* \cdot L^* 10^{-2}, \text{ кг}, \quad (14)$$

де ρ - густина, г/см³, а R^* , T^* , L^* в см, то маса M_{al} соленоїда із алюмінію у порівнянні з масою M_{cu} соленоїда із міді зменшиться при збільшенні перерізу обмотки в 1,27 рази шляхом зміни її довжини L^* - в $M_{\text{cu}} / M_{\text{al}} = 3,3 / 1,27 = 2,54$ рази та шляхом зміни її товщини T^* в $M_{\text{cu}} / M_{\text{al}} = 3,3 / [1,27 \times (1 + 0,13t)] = 2,2$ рази (8,9/2,7=3,3 - відношення густини міді до густини алюмінію). В останньому випадку враховане зростання радіуса R^* внаслідок збільшення зовнішнього радіусу R_2^* у відповідності із формулою (3), причому прийнята до уваги небажаність зменшення внутрішнього радіусу R_1^* . Крім того, справедлива нерівність $1 + 0,13t \leq 1,13$, оскільки у відомих магнітотерапевтичних апаратах виконується умова $t \ll 1$. Отже, збільшення довжини L^* обмотки при переході до алюмінієвого дроту тягне за собою великий вигравш в масі, ніж збільшення її довжини T^* .

Таким чином, споживана потужність, струм і опір котушки зберігаються при переході до алюмінієвого дроту, якщо діаметр його збільшити в порівнянні з діаметром мідного дроту на 13%. При цьому переріз обмотки збільшується на 27%, маса її зменшується більш ніж в 2,2 рази (а при зміні перерізу обмотки за рахунок довжини котушки - в 2,54 рази), і відповідно до формули (7) і логарифмічних кривих дещо підвищується магнітна індукція.

Інформаційні джерела

1. Соловьева Г.Р. Магнитотерапевтическая аппаратура. – М.: Медицина, 1991, – 176 с.
2. Ливенсон А.Р. Электромедицинская аппаратура. -5-е изд.- М.: Медицина, 1981.- 344 с.
3. Соловьева Г.Р. Расчет индуктора-соленоида для магнитотерапевтических аппаратов//Новости мед. техники.- 1977.- С. 54-61.