

RAPORT CERCETARE CONTRACT PD_611, FAZA II (2011)

Obiectivele cercetării pe anul 2011 au fost:

1. Studii teoretice privind calculul câmpului electric generat prin stimulare magnetică (continuare 2010)
2. Modelarea activării pe cale magnetică a nervilor din zona lombară
3. Proiectarea bobinelor magnetice în diferite configurații geometrice pentru optimizarea transferului energetic către țesutul țintă
4. Realizarea de prototipuri pt. bobinele optimale

Activitățile propuse au vizat:

1. Modelarea realistă a țesutului – de exemplu reconstrucția măduvei spinării din imagini CT
2. Rezolvarea ecuațiilor asociate modelului cablului pasiv și activ (Hodgin-Huxley) utilizând conceptul de funcție de activare și rezultatele obținute la obiectivul 1
3. Actualizarea modelului cablului pentru fibre nervoase considerând neomogenitățile și ondulația membranei celulare
4. Evaluarea caracteristicilor stimulului produs (durata, frecvența de repetare, intensitate) pentru diverse aplicatoare – bobine de stimulare
5. Stabilirea parametrilor constructivi în vederea reducerii energiei magnetice pierdute de bobina
6. Evaluarea transferului energetic stimulator - țesut țintă
7. Calculul parametrilor de circuit electric ai bobinelor de stimulare
8. Elaborarea proiectului tehnic privind detaliile de execuție

1. Calculul câmpului magnetic indus în zona lombară prin stimulare magnetică

S-a determinat câmpul magnetic indus în coloana vertebrală și zonele adiacente în timpul stimulării pe cale magnetică a zonei lombare. Măduva spinării a fost modelată ca un cilindru continuu, în vreme ce coloana vertebrală este reprezentată printr-un cilindru concentric întrerupt (vertebrele) - fig. 1-a. Pe lângă componentele reprezentate în această figură, s-a considerat și un strat subțire (5mm) de piele deasupra vertebrelor. Tabelul 1 redă proprietățile electrice ale țesuturilor considerate în model.

Tabelul 1. Proprietățile electrice ale țesuturilor

Tip de țesut	σ (S/m)	ϵ_r
Piele	0.35	4e3
Os	0.0132	5.2e5
Materie cenușie	0.33	5e7
Materie albă	0.2	3e7

Bobina folosită în stimulare are forma cifrei 8 (fig. 1-b), centrul ei fiind plasat deasupra vertebrelor T12-L1 [8].

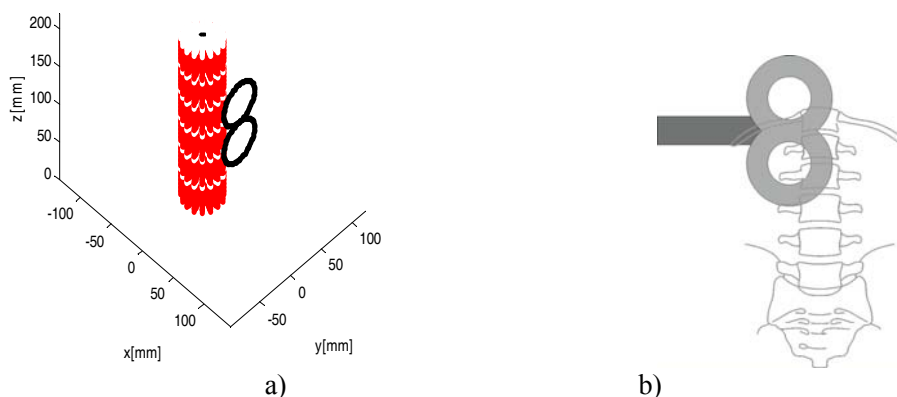


Figura 1. a) Modelul de simulare a coloanei vertebrale; b) Poziția bobinei de stimulare

Câmpul electric indus și derivata sa spațială sunt apoi utilizate pentru estimarea activării fibrelor nervoase din această zonă, fibre care controlează membrele inferioare (picioarele).

Structurile neuronale pot fi modelate sub forma unui cablu electric, iar răspunsul membranei poate fi determinat rezolvând ecuația acestuia, ecuație ce descrie potențialul transmembranar în prezența câmpului electric indus. Relația dintre potențialul transmembranar de-a lungul unei fibre nervoase considerată infinit lungă (plasată de-a lungul axei Oz) și câmpul electric indus a fost descrisă de Nagarajan [2]:

$$\tau \frac{\partial V}{\partial t} + V - \lambda^2 \frac{\partial^2 V}{\partial z^2} = - \underbrace{\lambda^2 \frac{\partial E_z}{\partial z}}_{=f(z)} . \quad (1)$$

unde V reprezintă potențialul transmembranar, E_z componenta axială a câmpului electric indus, λ constanta de spațiu a cablului iar τ constanta de timp. Membrul drept al ecuației (1) reprezintă *funcția de activare*, egală cu derivata spațială a câmpului electric indus de-a lungul fibrei nervoase [1].

Pentru cabluri (nervi) finite sunt necesare două ecuații diferențiale suplimentare, care să descrie potențialul transmembranar la capetele cablului. Acest lucru este datorat faptului că nu există curent electric care să străbată impedența ridicată a terminațiilor membranare. De aceea, dacă L reprezintă lungimea fibrei nervoase, d diametrul fibrei, ρ_a rezistivitatea axoplasmatică, c_m capacitatea membranară raportată la o arie unitară și I_{ionic} curentul membranar datorat altor canale (decât cel capacitiv), pentru fiecare din cele două capete ale fibrei se poate scrie următoarea ecuație, atât pentru $z=0$ cât și pentru $z=L$ ($\Delta z \rightarrow 0$) [2]:

$$\frac{dV}{dt} + \frac{I_{ionic}}{c_m \pi d \Delta z} + \frac{d}{4 \rho_a c_m \Delta z} \frac{dV}{dz} = \frac{d}{4 \rho_a c_m \Delta z} E_z . \quad (2)$$

Se observă deci că, pentru terminațiile nervoase și pentru zonele de curbură a nervilor, funcția de activare este data de amplitudinea componentei axiale a câmpului electric indus, și nu de gradientul spațial al acesteia ca în ecuația (1).

Potrivit teoriei câmpului electromagnetic, câmpul electric indus în țesut poate fi determinat pe baza potențialului electric scalar și potențialului magnetic vector [3]-[5]:

$$\vec{E} = - \underbrace{\frac{\partial \vec{A}}{\partial t}}_{\vec{E}_A} - \underbrace{\text{grad} V}_{\vec{E}_V} . \quad (3)$$

Primul termen al câmpului electric indus se numește câmp *incident* fiind datorat direct fenomenului de inducție electromagnetică prin variația în timp a fluxului magnetic inductor, în vreme ce al doilea termen se numește câmp „*de reacție*” și apare ca efect al separării sarcinilor electrice la interfața aer-țesut biologic [3]-[5].

Potrivit ecuației (3), calculul câmpului electric incident se realizează pe baza potențialului magnetic vector [3]-[5]:

$$\vec{A}(\vec{r}, t) = \frac{\mu_0 \cdot N \cdot I(t)}{4\pi} \int_{coil} \frac{d\vec{l}}{|\vec{r}|} . \quad (4)$$

unde vectorul $d\vec{l}$ reprezintă elementul de lungime considerat de-a lungul bobinei, vectorul $\vec{r}$ reprezintă distanța de la elementul de lungime până în punctul în care se determină valoarea câmpului electric indus iar N reprezintă numărul de spire al bobinei.

Pentru orice forme de bobine, vectorul $\vec{A}$ poate fi determinat utilizând următoarea metodă: conturul bobinei se împarte într-un număr oarecare de segmente egale, se determină potențialul magnetic vector produs de fiecare segment în parte în punctul de calcul, iar valoarea finală se obține adunând contribuțiile fiecărui segment.

Câmpul electric „*de reacție*” depinde de geometria interfețelor dintre diferite tipuri de țesut: piele-aer, piele-os, os-materie albă și materie albă-materie cenușie. Acest termen se determină știind că la suprafața de separație, condiția de trecere care trebuie îndeplinită este [6]:

$$(\sigma_i \vec{E}^i - \sigma_{i+1} \vec{E}^{i+1}) \cdot \vec{n} = 0 \quad (5)$$

(Continuitatea componentei normale a vectorului densitate de curent, validă dacă se consideră faptul că regimul câmpului electromagnetic este cvazistatic ($f < 1000$ Hz) și deci variația în timp a sarcinii acumulate

pe interfețe (aer-piele, piele-os, etc.) este nulă). Potențialul electric în interiorul domeniului, V , este determinat numeric prin rezolvarea ecuației Laplace ($\Delta V = 0$) cu condiții de frontieră de tip Neumann în interiorul țesutului. Pentru a rezolva această problemă s-a implementat o rutină Matlab bazată pe Metoda Diferențelor Finite. Sistemul de ecuații astfel creat a fost rezolvat folosind algoritmul de eliminare Gauss. Pentru a calcula câmpul electric indus în volumul conductorului cilindric, domeniul de calcul a fost discretizat într-un anumit număr de puncte. Rețeaua de discretizare creată este cea din figura 1-a.

Regiunile delimitate de țesuturi distincte au fost considerate omogene și izotrope. Metoda numerică aplicată, bazată pe rezolvarea ecuației Laplace cu condiții de frontieră cunoscute, poate fi generalizată pentru a include efectele neomogenității țesuturilor, care pot influența distribuția câmpului electric indus. Pentru a cuantifica efectul acestor neomogenități sunt necesare studii suplimentare.

Curentul electric necesar pentru a induce câmpul electric ($\bar{A}$ este proporțional cu I – ecuația (4)) este generat de către un stimulator magnetic (modelat ca un circuit RLC). Acest circuit funcționează în regim tranzitoriu aperiodic, îndeplinind condiția ca: $\left(\frac{R}{2L}\right)^2 > \frac{1}{LC}$. Variația în timp a curentului creat în circuit la descărcarea condensatorului, inițial încărcat cu o tensiune U_0 , prin bobină este [3]-[5]:

$$I = U_0 / \omega L \cdot \sinh(\omega t) \exp(-\alpha t). \quad (6)$$

unde $\alpha = R / (2L)$, $\omega = \sqrt{\alpha^2 - 1 / LC}$, C este capacitatea condensatorului, iar R și L reprezintă rezistența și respectiv inductivitatea bobinei.

Inductivitatea unei bobine circulare, având raza r , numărul de spire N și raza firului conductor r_w , este dată de formula [3]-[5]:

$$L = \mu_0 \cdot r \cdot N^2 \cdot \left(\ln \left(\frac{8 \cdot r}{r_w} \right) - 1,75 \right) \quad (7)$$

Rezistența este și ea evaluată analitic cu relația [3]-[5]:

$$R = \frac{\rho_{Cu} 2\pi \cdot r \cdot N}{\pi \cdot r_w^2} \quad (8)$$

unde ρ_{Cu} reprezintă rezistivitatea cuprului.

Bobina de stimulare considerată în simulările noastre are forma cifrei 8, cu 64 de spire de rază 25mm, iar raza firului conductor de 1mm. Inductivitatea calculată pentru această bobină este 0.235mH iar rezistența ei 4Ω [7]. bobina face parte dintr-un stimulator magnetic ce mai cuprinde un condensator de capacitate $C=200 \mu F$. Simulările au fost efectuate considerând valoarea maximă a derivatei curentului, la începutul stimulării, egală cu $dI/dt=1 A/\mu s$. Figura 2 redă geometria problemei modelate.

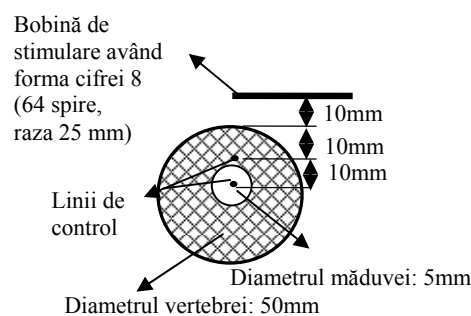


Figura 2. Geometria problemei modelate.

S-a investigat distribuția componentei axiale a câmpului electric, E_z , întrucât aceasta produce activarea fibrelor nervoase (după cum o arată funcția de activare). În acest sens s-au studiat și prezentat două cazuri, pentru două poziții diferite ale bobinei față de coloana vertebrală.

Figura 3 prezintă rezultatele pentru primul caz analizat, în care bobina este paralelă cu măduva spinării dar deplasată cu 25mm față de axa cilindrului – figura 1a. În figura 3 s-a reprezentat atât componenta axială a câmpului cât și derivata acesteia de-a lungul axei Oz , pentru o linie dreaptă situată la 20mm sub marginea bobinei - figura 2. Această linie traversează atât osul vertebral cât și țesutul toracal ce înconjoară

coloana vertebrală. Se poate observa că discontinuitatea osului vertebrală creează discontinuități în forma câmpului electric indus.

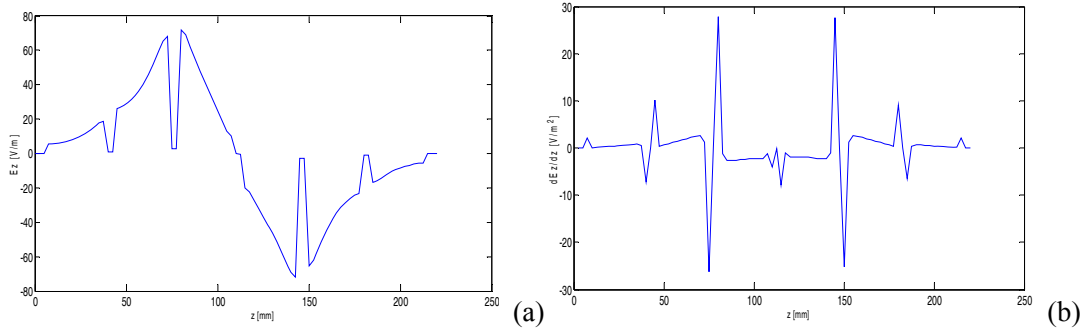


Figura 3. (a) Distribuția componentei E_z a câmpului electric indus în V/m, pentru prima linie de control și (b) Distribuția funcției de activare.

Figura 4 reprezintă componenta axială a câmpului electric, precum și derivata axială a acestuia de-a lungul axei z, dar pentru cea de-a doua linie de control, situată la 30 mm sub marginea bobinei - figura 2. Această linie reprezintă o posibilă traiectorie a unei fibre nervoase din mănunchiul mădular. Se observă că discontinuitatea osului vertebral influențează câmpul electric indus și de-a lungul acestui nerv.

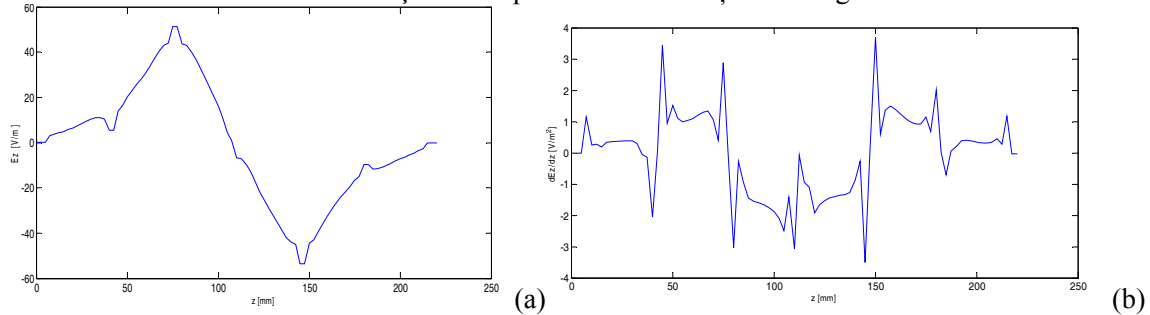
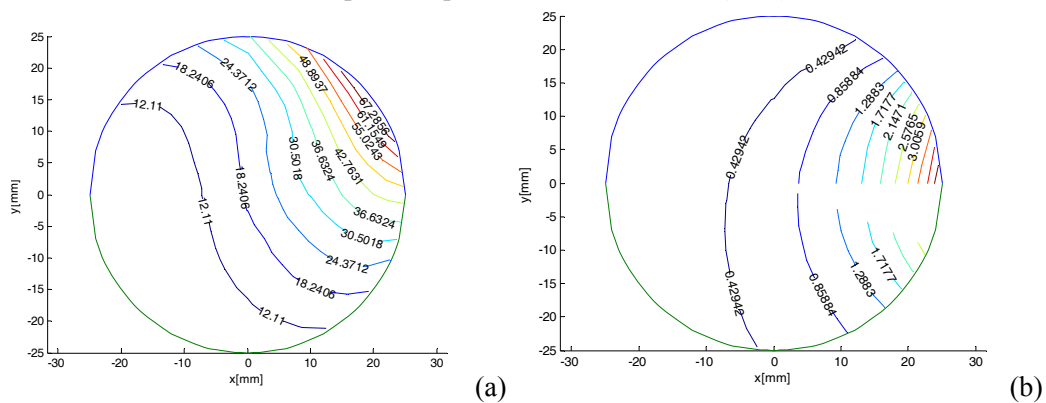


Figura 4. (a) Distribuția componentei E_z a câmpului electric indus în V/m, pentru a doua linie de control și (b) Distribuția funcției de activare.

Figura 5 redă distribuția celor două componente ale câmpului electric (incident și de reacție) precum și valoarea totală a lui E_z în același plan (determinat de $z = 125$ mm). Aceasta redă contribuția fiecărei componente la valoarea câmpului electric total. Planul de control traversează cea de-a patra vertebră la jumătatea înălțimii acesteia. Aceasta reprezintă prima vertebră lombară (LV1).



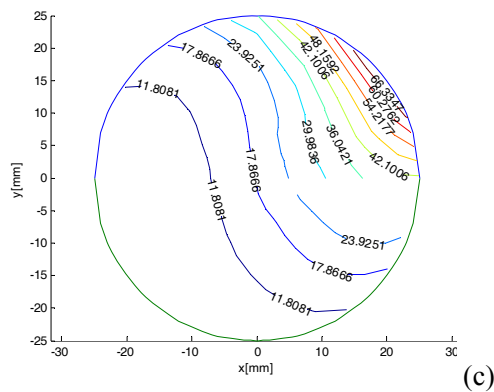


Figura 5. (a) Distribuția componentei E_z a câmpului electric indus în V/m, pentru $z = 125$ mm (b) Distribuția componentei incidente a câmpului electric în același plan și (c) Distribuția componentei de reacție a câmpului.

Cel de-al doilea caz se referă la o bobină plasată perpendicular pe axa cilindrului. Figura 6 redă componenta E_z a câmpului electric indus. Se poate remarca faptul că cea de-a doua poziție de stimulare conduce la o valoare mai intensă a câmpului electric indus, și deci la creșterea probabilității de activare directă a măduvei spinării. De asemenea, valoarea maximă a câmpului electric indus este situată exact sub centrul bobinei de stimulare, ușurând astfel misiunea medicului care realizează poziționarea bobinei în vederea stimulării zonei anatomice vizate.

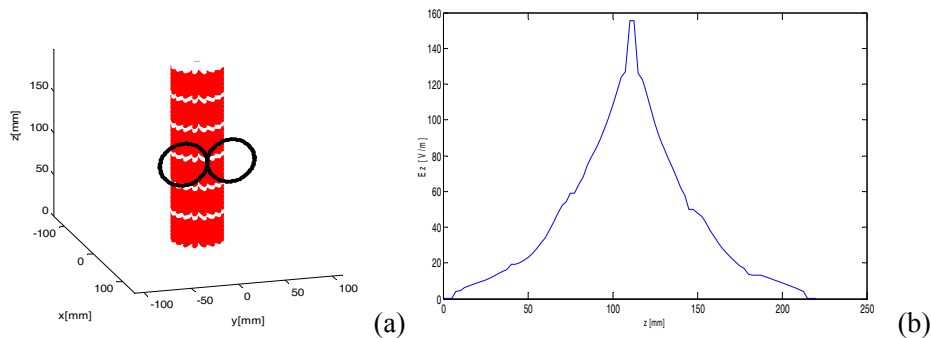


Figura 6. (a) Poziția bobinei față de coloana vertebrală și (b) Distribuția componentei E_z a câmpului electric indus în V/m pentru ce-a de-a doua linie de control

Rezultatele preliminare indică faptul că se poate induce, prin stimulare magnetică, un câmp electric suficient de intens în măduva spinării, care să conducă la activarea directă a rădăcinilor nervilor spinali. Potrivit lui Ruohonen [12], pentru stimularea cu un singur puls, valoarea maximă a câmpului electric indus ar trebui să fie cuprinsă între 100 și 150 V/m pentru a se produce activarea fibrelor nervoase curbate. Se poate observa că cea de-a doua poziție a bobinei de stimulare poate conduce la producerea unui câmp electric indus în măduva spinării suficient de intens pentru a determina activarea structurilor nervoase localizate în această zonă. Totuși, sunt necesare studii suplimentare pentru a confirma această ipoteză.

2. Considerații energetice referitoare la stimularea magnetică a țesutului nervos uman

Una dintre problemele procedurii de stimulare pe cale magnetică a țesutului nervos este reprezentată de randamentul scăzut al transferului energetic de la stimulator către țesutul biologic țintă. Energia magnetică care este transmisă țesutului reprezintă mai puțin de 10^{-4} din valoarea maximă a energiei magnetice generate de bobină! În practică, însă, țesutul absoarbe chiar mai puțină energie, întrucât o mare parte din fluxul magnetic generat de bobină nu parcurge țesutul.

Factorii ce caracterizează stimulatorul pot fi împărțiți în două categorii: factori ce au nevoie să fie optimizați și factori ce impun constrângeri asupra procesului de optimizare.

Factorii de optimizat sunt, în principal: eficacitatea stimulatorului, eficacitatea bobinei, și, respectiv, încălzirea bobinei în timpul stimulării. Eficacitatea stimulatorului poate fi caracterizată de cantitatea de energie disipată în stimulator pe durata unui puls ce induce un câmp electric dat în zona țintă. Eficacitatea bobinei este dată de energia magnetică a bobinei necesară pentru a induce un câmp electric dat în zona țintă. Încălzirea bobinei este apreciată prin prisma creșterii temperaturii în bobină pe durata unui puls.

Puterea absorbită de circuit fiind limitată, disiparea energiei pe durata unui puls constituie limita superioară a ratei de repetabilitate a stimulului. Energia magnetică a bobinei afectează selecția componentelor, întrucât ea reprezintă energia ce trebuie transferată de la condensator la bobină; prețul, greutatea și volumul componentelor și a sursei de alimentare sunt proporționale cu energia pe care o pot stoca sau transmite. Încălzirea bobinei reprezintă adeseori un inconvenient, întrucât bobina este plasată, de obicei, pe scalp pe durata stimulării.

În vederea determinării *eficacității stimulatorului* s-a estimat energia Jouleană disipată de dispozitiv. Puterea consumată de stimulator este [12]:

$$P = f \cdot W_J \quad (10)$$

unde cu f s-a notat rata de repetabilitate a stimulului și W_J reprezintă energia disipată în circuit pe durata unui puls Δt [12]:

$$W_J = (R_x + R_c) \int_0^{\Delta t} I^2(t) dt, \quad (11)$$

considerând pierderile neglijabile în alte componente (de exemplu: sursă). Curentul din circuit este $I(t)$. Suma rezistențelor cablurilor, a condensatorului și a altor componente care fac parte din structura unui circuit de stimulare real este R_x . R_c reprezintă rezistența de curent continuu a bobinei. Pentru a determina $I(t)$ se consideră circuitul stimulatorului echivalent cu un circuit RLC serie în regim tranzitoriu oscilant, constând dintr-un condensator C , o bobină L și o rezistență totală $R = R_x + R_c$.

La începutul regimului tranzitoriu, curentul $I(t)$ crește până la atingerea valorii maxime I_{varf} , în vreme ce dI/dt sare imediat de la 0 la valoarea maximă.

S-au considerat stimuloarele ca având un timp de creștere τ a lui $I(t)$ de la 0 la valoarea maximă, ipoteză suficientă pentru a compara diferite stimuloare.

Având valorile lui L și R , capacitatea C se determină din mărimea fixată pentru τ .

Cunoscând $I(t)$, se poate evalua integrala din ecuația (11):

$$\int_0^{\Delta t} I^2(t) dt = \frac{U_0^2}{4L^2 \omega'^2 (\delta^2 + \omega'^2)} [e^{-2\delta \Delta t} (\delta \cos(2\omega' \Delta t) - \omega' \sin(2\omega' \Delta t) - (\delta^2 + \omega'^2) \delta^{-1}) + \omega'^2 \delta^{-1}] \quad (12)$$

În continuare, s-a urmărit determinarea valorii lui U_0 cerută pentru a induce valoarea necesară a intensității câmpului electric E (se presupune că în stimularea fibrelor nervoase în zona terminațiilor axonale, activarea are loc pentru E maxim [1]).

Pentru a estima *eficacitatea bobinei*, se definesc și se determină alți doi parametri: energia magnetică a bobinei și încălzirea acesteia.

Energia magnetică maximă în bobină W_B necesară pentru a induce un câmp electric dat este [12]:

$$W_B = \frac{1}{2} L I_{\text{varf}}^2 \quad (13)$$

unde $I_{\text{varf}} = I(\tau)$ este valoarea maximă a lui $I(t)$.

În absența unui sistem de răcire, creșterea temperaturii în bobină după o durată Δt este [12]:

$$\Delta T = \rho_{\text{Cu}} (c \sigma A^2)^{-1} \int_0^{\Delta t} I^2(t) dt, \quad (14)$$

unde c este căldura specifică și σ - densitatea (notată astfel pentru a nu fi confundată cu rezistivitatea). Pentru cupru, $c = 387 \text{ [J/kg} \cdot ^\circ\text{C]}$ și $\sigma = 8700 \text{ [kg/m}^3\text{]}$. Integrala este evaluată în ecuația (12).

3. Estimarea parametrilor energetici pentru bobine cu design special, utilizate în procedeul de stimulare magnetică

S-a considerat un set de cinci bobine Slinky și o bobină 3D diferențială, similare celor descrise și analizate în etapele anterioare ale cercetării, însă având raza spirelor egală cu 38.1[mm]. Firul de bobinaj are

aria secțiunii rotundă, de rază egală cu 1[mm]. Izolația dintre spire are grosimea de 0,2[mm], valoarea minimă admisă. Punctul țintă se găsește la 20[mm] sub planul bobinelor (sunt 5[mm] între planul bobinei și interfața aer-țesut, și încă 15[mm] între această interfață și punctul amintit), în zona centrală a acestora (mai puțin pentru bobina Slinky_1, pentru care punctul se află sub zona periferică). În acest punct, s-a impus condiția ca valoarea câmpului indus să fie de 100[V/m]. În tabelul 1 sunt redați parametri energetici ai acestor bobine, reamintindu-se și configurația acestora (spirele se consideră suprapuse una peste alta).

Tabelul 2. Parametri energetici ai unui set de bobine Slinky și o bobină 3D diferențială

Bobina	slinky1 8 spire	slinky2 4-4 spire	slinky3 2-4-2 spire	slinky4 2-2-2-2 spire	slinky5 1-2-2-2-1 spire	3D-diferentiala (figura 1)
L(μ H)	6.75	4.31	3.8	3.08	3.25	2.8
W _J (J)	13.8262	12.4094	18.805	17.0368	18.8801	26.7841
W _B (J)	11.953	7.1496	9.6997	7.3342	8.5084	10.9885
ΔT ($^{\circ}$ C)	0.2311	0.2075	0.3144	0.2848	0.3156	0.4478
I _{vârf} (A)	1881.9	1821.4	2259.4	2182.3	2288.2	2801.6
C (mF)	0.3	0.49	0.56	0.7	0.66	0.71354

Pentru bobina 3D diferențială, dispunerea spirelor se prezintă în figura 14.

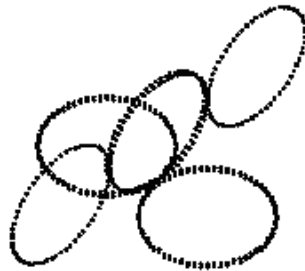


Figura 7. Dispunerea celor 8 spire în structura bobinei 3D diferențială

Din tabelul 1 reiese că, din punct de vedere energetic, cea mai eficientă este bobina Slinky_2 (are valorile cele mai reduse în ceea ce privește disiparea de energie Jouleană în circuitul stimulatorului, energiei magnetice din bobină, încălzirii bobinei pe durata unui puls, etc. care conduc la atingerea dezideratului stabilit). Este de remarcat faptul că încălzirea bobinelor per puls depășește limita admisă de 0.1[$^{\circ}$ C], însă această limită era fixată pentru o valoare impusă a câmpului indus de 60[V/m], în vreme ce calcule prezentate aici au fost efectuate pentru 100[V/m].

Un alt aspect studiat a constat în determinarea influenței pe care o are modul de dispunere al spirelor în bobină asupra caracteristicilor sale energetice. Astfel, s-a considerat o bobină Slinky_3, având raza exterioară de 30[mm], raza firului 1[mm] și izolația de 0,2[mm]. Considerând, din nou, că valoarea câmpului indus este de 100[V/m] sub centrul bobinei, de data aceasta la o adâncime de 10[mm], în tabelul 2 se regăsesc parametrii energetici pentru cinci configurații distincte. S-au admis, în toate cazurile, 7 spire pe cele două direcții orizontale ale bobinei Slinky_3, și doar 4 spire pe direcția verticală. Trei dintre configurații (cea mai eficientă – 4,3-2,2-4,3, una intermediară, cu dispunerea spirelor pe trei nivele distincte - 3,2,2– 2,2–3,2,2 și cea mai puțin eficientă – 7-4-7) sunt redată grafic în figura 15.

Tabelul 3. Parametri energetici ai unui set de bobine Slinky_3, cu spirele dispuse în cinci configurații distincte

Bobina	4,3 – 2,2 – 4,3	4,3 – 3,1 – 4,3	3,2,2 – 2,2 – 3,2,2	3,2,2 – 3,1 – 3,2,2	7 – 4 – 7
L(μ H)	11.4	11.5	12.1	11.9	8.2
W _J (J)	9.3732	10.4585	10.1283	10.5488	11.5517
W _B (J)	11.0742	11.1014	12.3911	12.7244	10.5794
ΔT ($^{\circ}$ C)	0.1292	0.1307	0.1374	0.1434	0.1727
I _{vârf} (A)	1387.8	1395.6	1431.1	1462.4	1606.3
C (mF)	0.19	0.191	0.18	0.183	0.274

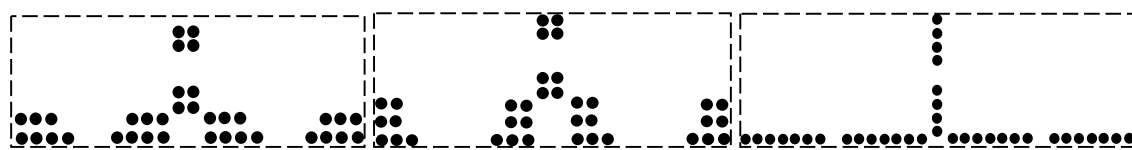


Figura 8. Dispunerea celor 18 spire ale unei bobine Slinky_3 în trei configurații distincte

Se poate observa că dispunerea spațială a acestor spire poate juca un rol foarte important în eficientizarea transferului energetic de la bobina la țesut, între configurația cea mai eficientă și cea mai puțin eficientă observându-se o reducere a energiei Jouleene consumată de aproximativ 25% și o reducere a încălzirii bobinei per puls de 35%. Totuși, configurația mai puțin eficientă disipă mai puțină energie magnetică în bobina de stimulare.

Bibliografie selectivă

- [1] Morega, Mihaela, *Bioelectromagnetism*, București, MATRIX ROM, 1999;
- [2] Nagarajan S., Durand D., Warman E., *Effects of Induced Electric Fields on Finite Neuronal Structures: A stimulation Study*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 40, nr. 11, November 1993;
- [3] Roth B., et al., *Algorithm for the Design of Magnetic Stimulation Coils*, Medical & Biological Engineering & Computing, vol. 32, nr. 2, 1994;
- [4] Roth B.J., Basser P.J., *A Model of the Stimulation of a Nerve Fiber by Electromagnetic Induction*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 37, June 1990;
- [5] Roth B.J. et al., *A Theoretical Calculation of the Electric Field Induced by Magnetic Stimulation of a Peripheral Nerve*, Muscle & Nerve, August 1990;
- [6] Rodica Creț, **Laura Darabant**, Dan D. Micu, Mihaela Pleșa, Antoniu Turcu, Denisa Stet, *Study of the factors that influence the effective permittivity of the dielectric mixtures*, Revue Roumaine d'Electrotechnique, 2011, vol 56, nr. 1, pg. 69-78;
- [7] Adrian Sergiu DARABANT, **Laura DARABANT**, *Clustering methods in data fragmentation*, Romanian Journal of Information Science and Technology, Volume 14, Number 1, 2011, 81–97;
- [8] **Laura Darabant**, Mihaela Cretu, Radu V. Ciupa, Dan D. Micu, Denisa Stet, *Assessment of the Electric Field Induced in the Human Tissue during Magnetic Stimulation of the Spinal Cord*, 4th International Conference on Electromagnetic Fields, Health and Environment, EHE 2011, 26-28 May Coimbra, Portugal, ISBN: 978-972-8822-22-4;
- [9] **L. Darabant**, M. Krenn, K. Minassian, M. Cretu, W. Mayr, and R.V. Ciupa, *Double Stimuli Paradigms Should Be Careful Interpreted When Applying Lumbar Magnetic Stimulation*, IFMBE Proceedings, vol. 36, pp. 168–171, 2011;
- [10] C. Farcas, R. Cret, **L. Darabant**, M. Cretu, *Effective permittivity of polymeric composites: Numerical modeling and simulation*, Acta electrotehnica, vol. 52, nr. 5, pg. 158-163, ISSN 1841-3323;
- [11] R. Creț, **L. Dărăbant**, C. Fărcaș, A. Turcu, *Considerations about the Influence of Some Factors Related to the Geometric Characteristics of Inclusions on Effective Permittivity of Dielectric Mixtures*, pg. 413-418, ATEE 2011, 12-14 May, Bucuresti;
- [12] Ruohonen J., Virtanen J., Ilmoniemi R., *Coil Optimisation for Magnetic Brain Stimulation*, Annals of Biomedical Engineering, Vol 25, 1997.

Director contract de cercetare:
Conf. dr. ing. Laura DARABANT