

**Obiectivele cercetării pentru anul 2008 au fost:**

Crearea modelelor analitice si numerice pentru calculul câmpului electric indus în țesut. Proiectarea aplicatorului (bobina inductoare a stimulatorului). Optimizarea constructiva si funcționala a aplicatorului.

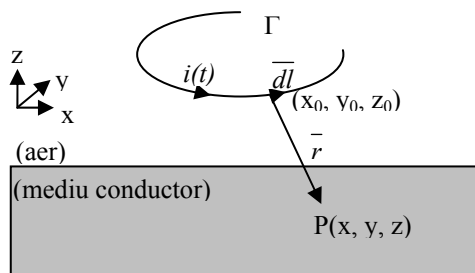
**Activitățile propuse au vizat:**

1. Elaborarea unor modele matematice simplificate (semispațiu, sfera, cilindru) si soluționarea problemei de câmp electromagnetice a stimulării
2. Îmbunătățirea modelului creat prin considerarea neomogenităților țesutului uman
3. Elaborarea unor modele numerice pentru structuri complexe, realiste.
4. Stabilirea unor configurații geometrice ale aplicatoarelor, realizabile tehnologic. Evaluarea performanțelor acestora după criterii de eficiența (ex., repartiția spațiala a stimulului în țesutul expus determinată prin modelare numerică).
5. Stabilirea parametrilor constructivi în vederea reducerii energiei magnetice disipate de bobina
6. Calculul parametrilor de circuit electric ai bobinelor de stimulare.
7. Estimarea efectelor secundare (stimularea sau inhibarea zonelor adiacente zonei ținta, încălzirea superficială, etc.)

**Determinarea câmpului electric indus în țesut prin stimulare magnetică în cazul bobinei plasată deasupra unei suprafețe plane**

Cel mai simplu caz de stimulare magnetică se obține prin plasarea unei bobine circulare în apropierea suprafeței plane a țesutului. Acest exemplu poate modela stimularea magnetică a oricărui țesut atunci când raza bobinei este mică față de curbura corpului.

În figura 1 este reprezentat domeniul de calcul, încadrat într-un sistem cartezian de coordonate, având planul xOy ca suprafață de separație între mediul biologic ( $z < 0$ ) și aer ( $z > 0$ ). În semispațiul ocupat de aer, în apropierea suprafeței de separație se află sursa de câmp magnetic, reprezentată de curentul electric  $i(t)$  ce parcurge bobina de stimulare. Modelul de calcul, estimează contribuția la câmpul electric indus în mediul conductor, într-un punct oarecare de calcul, a unei așa numite „surse elementare”, adică a unui element  $\overline{dl}$  din lungimea conductorului, străbătut de curentul  $i(t)$  [13].



**Figura 1.** Modelul de calcul al câmpului electric indus într-un mediu conductor, aflat în vecinătatea unei bobine parcurse de curent variabil

Expresia potențialului magnetic vector calculat la distanța  $r$  de elementul de lungime al conductorului bobinei  $dl$ , considerat filiform, care descrie conturul  $\Gamma$  și este străbătut de curentul  $i$  are forma dată de relația:

$$\overline{A} = \oint_{\Gamma} \frac{\mu_0 i \overline{dl}}{4 \pi r}$$

Intensitatea câmpului electric elementar „incident” produs de elementul  $\overline{dl}$  parcurs de curentul  $i$  într-un punct  $(x,y,z)$  este:

$$\overline{dE}_i = d \left( \frac{-\partial \overline{A}}{\partial t} \right) = -\frac{\partial}{\partial t} (d\overline{A}) = -\frac{\mu_0}{4\pi r} \cdot \frac{di}{dt} \cdot \overline{dl}$$

Intensitatea câmpului electric „de reacție” se evaluează cu ajutorul funcției de potențial electric scalar din domeniul semispațiului conductor (mediul biologic)

$$\overline{dE}_2 = d(-grad V) = d\left(-\frac{\partial V}{\partial x}\bar{i} - \frac{\partial V}{\partial y}\bar{j} - \frac{\partial V}{\partial z}\bar{k}\right).$$

Potențialul electric scalar este soluție a ecuației Laplace  $\Delta V = 0$ , pe care acesta o satisface în domeniul biologic, iar pentru rezolvarea ei există în literatură modele analitice și numerice. Ecuația Laplace pentru  $V$  s-a rezolvat analitic, adoptându-se metoda separării variabilelor, cu o soluție sub forma unei serii de funcții Bessel.

$$\begin{cases} dE_x = -\frac{\mu_0}{4\pi}\left(\frac{di}{dt}\right)\left[\frac{dl_x}{r} + \frac{x \cdot dl_z}{\rho^2}\left(1 - \frac{z-z_0}{r}\right)\right] \\ dE_y = -\frac{\mu_0}{4\pi}\left(\frac{di}{dt}\right)\left[\frac{dl_y}{r} + \frac{y \cdot dl_z}{\rho^2}\left(1 - \frac{z-z_0}{r}\right)\right] \\ dE_z = -\frac{\mu_0}{4\pi}\left(\frac{di}{dt}\right)\left[\frac{dl_z}{r} - \frac{dl_z}{r}\right] = 0 \end{cases} .(*)$$

Datorită faptului că nu are componentă după direcția  $z$ , câmpul electric este orientat paralel cu suprafața de separație aer-țesut biologic, oriunde în interiorul țesutului.

**Observație:** Ipotezele în care este valabil modelul impun considerarea mediului izotrop după direcțiile  $x$  și  $y$ .

Cu relațiile (\*) se poate exprima intensitatea câmpului electric indus în mediul biologic  $\overline{dE} = dE_x\bar{i} + dE_y\bar{j}$ , calculat într-un punct oarecare din țesut, situat la distanța  $\bar{r}$  de conductorul elementar  $\bar{dl}$ , aflat la coordonatele  $(x_0, y_0, z_0)$ ,

$$\overline{dE} = -\frac{\mu_0}{4\pi}\left(\frac{di}{dt}\right)\left\{\left[\frac{dl_x}{r} + \frac{(x-x_0) \cdot dl_z}{\rho^2}\left(1 - \frac{z-z_0}{r}\right)\right]\bar{i} + \left[\frac{dl_y}{r} + \frac{(y-y_0) \cdot dl_z}{\rho^2}\left(1 - \frac{z-z_0}{r}\right)\right]\bar{j}\right\},$$

unde  $\rho = \sqrt{(x-x_0)^2 + (y-y_0)^2}$  și  $r = \sqrt{\rho^2 + (z-z_0)^2}$ .

Câmpul electric total produs de bobină poate fi obținut integrând expresia  $\overline{dE}$  după conturul conductorului bobinei [12].

### Determinarea câmpului electric indus în țesut prin stimulare magnetică în cazul bobinei plasate deasupra unui conductor cilindric sau sferic

O aplicație uzuală a stimulării magnetice constă în excitarea nervilor periferici sau a zonei corticale. Astfel, mâna sau piciorul pot fi modelate drept conductoare cilindrice, iar capul ca o sferă conductoare. Soluția constă în considerarea faptului că la suprafața țesutului, componentele normale ale câmpului electric datorate sarcinilor și, respectiv, inducției electromagnetice sunt egale și de sens contrar. Deoarece câmpul electric datorat distribuției de sarcină este egal cu gradientul potențialului scalar  $V$ , luat cu semnul minus, la suprafața de separație aer-țesut apare următoarea condiție de frontieră [5, 10]:

$$\bar{n} \cdot \overline{E}_V = -\bar{n} \cdot \overline{E}_A, (**)$$

unde  $\overline{E}_V = -gradV$  și  $\bar{n} \cdot \overline{E}_V = -\frac{\partial V}{\partial n}$ , iar  $\frac{\partial V}{\partial n} = \bar{n} \cdot \overline{E}_A$ . În relație,  $\frac{\partial}{\partial n}$  reprezintă derivata spațială pe direcția perpendiculară la suprafață.

În interiorul țesutului,  $V$  se calculează din ecuația lui Laplace  $\Delta V = 0$  rezolvată pentru condiția de frontieră din ecuația (\*\*).

Forma generală a ecuației Laplace se exprimă, în funcție de parametri Lamé, astfel [81]:

$$\Delta V = \frac{1}{h_1 h_2 h_3} \left[ \frac{\partial}{\partial u_1} \left( \frac{h_2 h_3}{h_1} \frac{\partial V}{\partial u_1} \right) + \frac{\partial}{\partial u_2} \left( \frac{h_1 h_3}{h_2} \frac{\partial V}{\partial u_2} \right) + \frac{\partial}{\partial u_3} \left( \frac{h_1 h_2}{h_3} \frac{\partial V}{\partial u_3} \right) \right] (***)$$

unde  $h_1 = 1$ ,  $h_2 = 1$ ,  $h_3 = r$  pentru coordonate cilindrice și  $h_1 = 1$ ,  $h_2 = r$ ,  $h_3 = r \sin \varphi$  pentru coordonate sferice. Înlocuind în relația (\*\*\*) se obține laplaceanul scris în coordonate cilindrice:

$$\nabla^2 V = \Delta V = \frac{\partial^2 V}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial V}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 V}{\partial \theta^2} + \frac{\partial^2 V}{\partial z^2}$$

și laplaceanul scris în coordonate sferice:

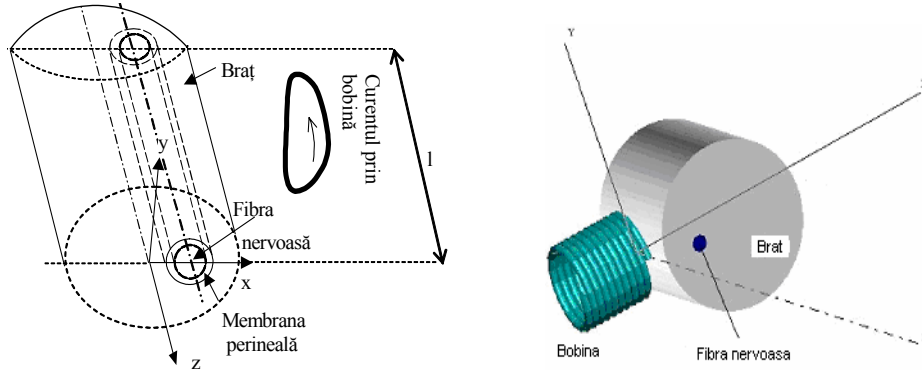
$$\Delta V = \frac{1}{r^2} \frac{\partial}{\partial r} \left( r^2 \frac{\partial V}{\partial r} \right) + \frac{1}{r^2 \sin^2 \varphi} \frac{\partial^2 V}{\partial \theta^2} + \frac{1}{r^2 \sin \varphi} \frac{\partial}{\partial \varphi} \left( \sin \varphi \frac{\partial V}{\partial \varphi} \right)$$

Există mai multe tehnici pentru rezolvarea ecuației lui Laplace într-o regiune, dacă se cunoaște derivata potențialului scalar după direcția normală la frontiera regiunii. Astfel, între metodele analitice se amintește cea a separării variabilelor, iar dintre cele numerice, metoda diferențelor finite, a elementului finit sau a elementelor de frontieră.

Dacă, inițial, se pornește la calcul presupunând țesutul omogen și izotrop, metodele de calcul pot fi generalizate pentru a include efectul neomogenităților și anizotropiei țesutului uman, întrucât acestea pot influența substanțial distribuția câmpului electric.

### Domenii cilindrice sau sferice multiple

La modelarea stimulării pe cale magnetică a unui nerv periferic – aflat, de exemplu, în braț – o mai corectă aproximare a neomogenităților prezente în țesutul uman impune utilizarea unui model de lucru mai complex- figura 2.



**Figura 2** Modelarea brațului și a fibrei nervoase periferice de stimulat utilizând domenii cilindrice multiple – plasate excentric

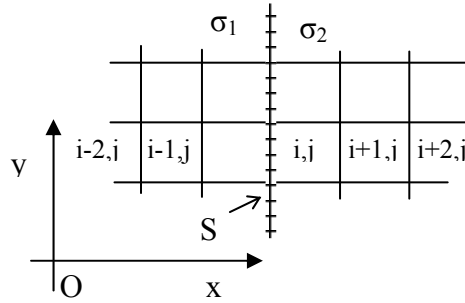
Cilindrul exterior, plasat concentric cu axa z, aproximează brațul. Fibra nervoasă și membrana perineală sunt reprezentate prin doi cilindri excentrici, spațiul fiind astfel împărțit în patru regiuni considerate izotrope și omogene, ale căror conductivități pot fi întâlnite în literatura de specialitate.

Referitor la regimul cvasistaționar, considerând o suprafață fixă de separație  $S$  dintre două medii omogene, izotrope, de conductivități diferite,  $\sigma_1$  și  $\sigma_2$ , condițiile de interfață se scriu sub forma [14]:

$$\bar{J}_{1n} = \bar{J}_{2n} \Leftrightarrow \sigma_1 \bar{E}_{1n} = \sigma_2 \bar{E}_{2n} \Leftrightarrow \sigma_1 E_{1x} = \sigma_2 E_{2x}$$

În cazul bidimensional din figura 3, în care interfața  $S$  din planul  $xOy$  coincide cu o linie a rețelei de discretizare, condițiile de trecere se evaluează aplicând, de exemplu, aproximarea derivatei întâi la discretizarea cu pași inegali prin diferențe finite – în care  $k_1 = 1$ ,  $k_2 = 2$ :

$$E_{xi} = -\frac{dV_i}{dx} \text{ iar } \frac{dV_i}{dx} = \frac{1}{(k_2 - k_1)h} \left[ \frac{k_2}{k_1} (V_{i+1} - V_i) - \frac{k_1}{k_2} (V_{i+2} - V_i) \right]$$



**Figura 3.** Porțiune a rețelei de discretizare a unui domeniu de câmp bidimensional cu o linie de coincidență cu interfața  $S$

Scriind condiția de trecere pentru nodul de interfață  $(i,j)$ :

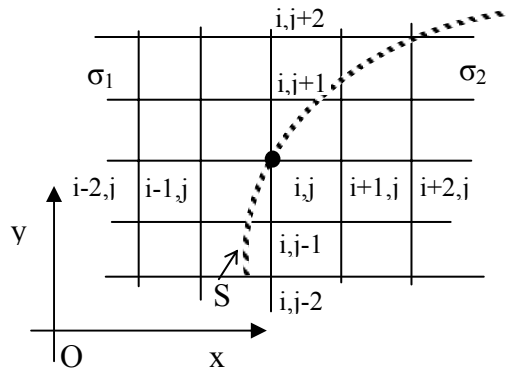
$$\sigma_2 \frac{1}{h} \left[ 2(V_{i+1,j} - V_{i,j}) - \frac{1}{2}(V_{i+2,j} - V_{i,j}) \right] = \sigma_1 \frac{1}{h} \left[ 2(V_{i,j} - V_{i-1,j}) - \frac{1}{2}(V_{i,j} - V_{i-2,j}) \right],$$

se obține valoarea potențialului în funcție de potențialele nodurilor vecine și de conductivitățile celor două medii conductoare:

$$3 \left( 1 + \frac{\sigma_1}{\sigma_2} \right) V_{i,j} = (4V_{i+1,j} - V_{i+2,j}) + \frac{\sigma_1}{\sigma_2} (4V_{i-1,j} - V_{i-2,j}).$$

Corespunzător cazului când interfața  $S$  nu este coincidentă cu o linie de rețea - figura 4, ecuația pentru nodul  $(i,j)$  aparținând lui  $S$  capătă forma mai generală:

$$3 \left( 1 + \frac{\sigma_1}{\sigma_2} \right) \left[ \cos(\bar{n}_s, \bar{u}_x) + \cos(\bar{n}_s, \bar{u}_y) \right] V_{i,j} = \left[ (4V_{i+1,j} - V_{i+2,j}) + \frac{\sigma_1}{\sigma_2} (4V_{i-1,j} - V_{i-2,j}) \right] \cos(\bar{n}_s, \bar{u}_x) + \left[ (4V_{i+1,j} - V_{i+2,j}) + \frac{\sigma_1}{\sigma_2} (4V_{i-1,j} - V_{i-2,j}) \right] \cos(\bar{n}_s, \bar{u}_y)$$

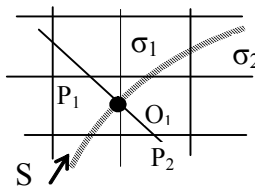


**Figura 4.** Porțiune a rețelei de discretizare a unui domeniu de câmp bidimensional cu noduri coincidente cu interfața  $S$

În sfârșit, dacă  $S$  intersectează rețeaua de discretizare în punctul  $O_1$  - care nu coincide cu nodurile rețelei de discretizare - figura 5 - condiția de interfață se aproximează cu relația:

$$\sigma_1 \frac{V_{P_1} - V_{O_1}}{O_1 P_1} = \sigma_2 \frac{V_{O_1} - V_{P_2}}{O_1 P_2}$$

iar potențialele punctelor  $P_1$  și  $P_2$  se exprimă în funcție de potențialele nodurilor vecine.

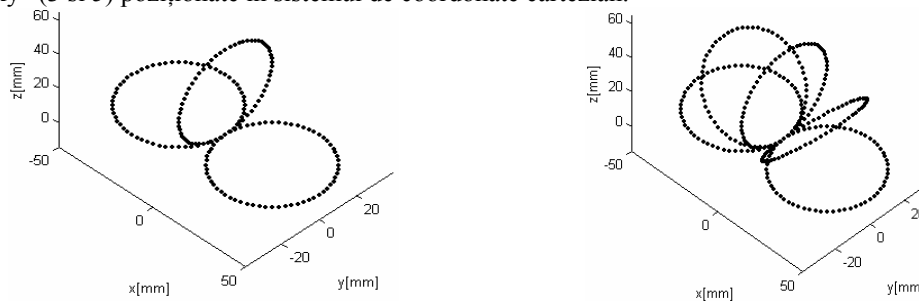


**Figura 5.** Porțiune a rețelei de discretizare a unui domeniu de câmp bidimensional intersectată de interfața  $S$

## Evaluarea performanțelor aplicatoarelor, realizate în diferite configurații geometrice

Recent, proiectarea unor bobine tridimensionale s-a dovedit a spori focalizarea câmpului electric indus în țesutul uman. S-a considerat în continuare o familie de bobine „slinky”, determinându-se câmpul electric generat de acestea și studiindu-se pătrunderea câmpului electromagnetic în interiorul țesutului pentru diferiți parametri ai bobinelor (raza, configurație, număr de spire per petală).

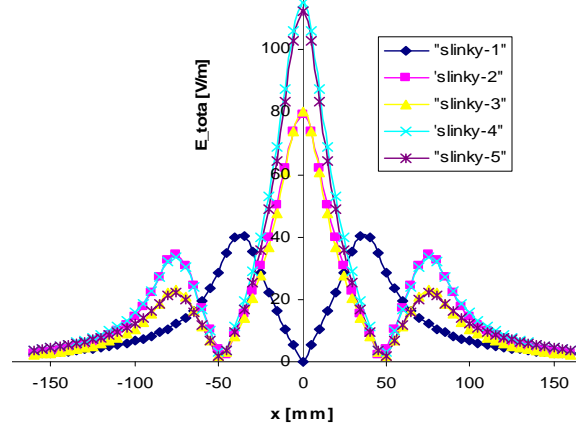
Fiind dată o bobină cu  $N$  spire, bobina „slinky- $k$ ” este generată amplasând spațial aceste spire la unghiuri succesive de  $i \times 180 / (k - 1)$ , unde  $i = 0, 1, \dots, k-1$ , cu excepția bobinei cu  $k=1$ , centrată în punctul de coordonate (25.4,0,0). Astfel, când bobina slinky este parcursă de curentul  $I$ , segmentul central este străbătut de curentul  $N \times I$ . În figura 6 sunt redată două bobine „slinky” (3 și 5) poziționate în sistemul de coordonate cartezian.



**Figura 6.** Bobine „Slinky” (3 și 5) poziționate în sistemul de coordonate Cartezian

S-a considerat pentru început un set de 5 bobine circulare cu același număr de spire (8) și aceeași rază a spirelor bobinei ( $a=25.4$ [mm]). Numărul de spire per petală este 8, pentru „slinky-1”, 4-4 pentru „slinky-2”, 2-4-2 pentru „slinky-3”; 2-2-2-2 pentru „slinky-4” și 1-2-2-2-1 pentru „slinky-5”. Pentru fiecare bobină s-a determinat câmpul electric total de-a lungul liniei  $y=0$  (axa Ox). Rezultatele obținute sunt redată în fig. 7.

Distanța de la bobină la interfața aer-țesut este egală cu 5 [mm], iar intensitatea câmpului electric indus s-a calculat la o adâncime de 10 [mm] în interiorul țesutului (dacă nu se precizează altă valoare). S-a determinat inductivitatea și rezistența fiecărei bobine, și s-a setat valoarea tensiunii inițiale pe condensatorul din circuitul de stimulare la valoarea de 400 [V]. Derivata curentului electric ce străbate fiecare bobină în parte este, la începutul descărcării condensatorului, egală cu  $U_0/L$ . Toate determinările teoretice efectuate și graficele întocmite corespund acestor parametri inițiali [7, 11]].



**Figura 7.** Bobine Slinky (1-5): câmpul indus de-a lungul axei Ox

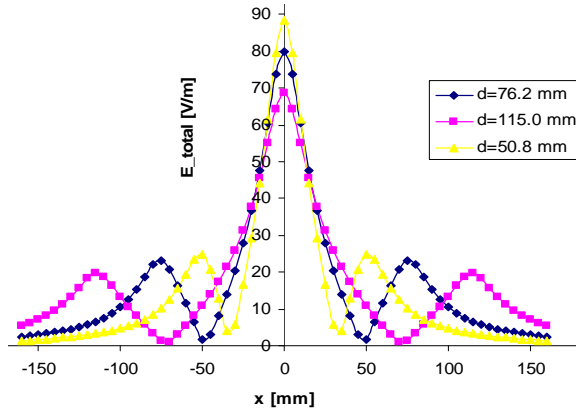
Tabelul 1 precizează tipul bobinei, configurația acesteia, valoarea calculată a inductivității, diametrul unei bucle și valoarea raportului de focalizare (sunt evidențiate valorile acestor parametri pentru bobinele menționate în figura 7).

**Tabelul 1.** Evaluarea raportului de focalizare pentru bobine Slinky - [1-4]

Tip bobină	Număr spire	L [mH]	Diametru spiră -d -[mm]	Raport focalizare
Slinky_1	8	0,0229	76,2	1
Slinky_2	8(4/4)	0,0118	76,2	2,285
Slinky_3	8(2/4/2)	0,0092	76,2	3,438
Slinky_4	8(2/2/2/2)	0,0065	76,2	3,416
Slinky_5	8(1/2/2/2/1)	0,006	76,2	5,093

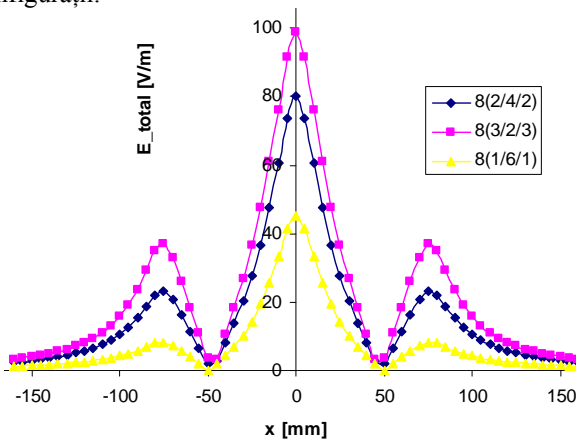
Bobinele Slinky\_2 - Slinky\_5 prezintă o creștere netă a focalității în raport cu bobina circulară simplă. Astfel, dacă bobina Slinky\_1 are 2 vârfuri ale intensității câmpului indus egale ca valoare și situate sub zona periferică, celelalte bobine induc un câmp electric maxim sub zona lor centrală, valoarea câmpului scăzând către periferie. Deși valoarea maximă a câmpului indus apare pentru bobina Slinky\_4, diferența dintre câmpul creat de această bobină și Slinky\_5 este minimă; în schimb, raportul de focalizare este mult mai mare pentru ultimul tip, ceea ce semnifică, în general, o netă îmbunătățire a performanțelor bobinei de stimulare, odată cu distribuirea după mai multe direcții în spațiu a spirelor acesteia.

S-a urmărit, apoi, determinarea modului în care variația diametrului bobinei influențează valoarea intensității câmpului electric indus, pentru o bobină Slinky\_3. Rezultatele sunt reprezentate în figura 8. Din reprezentarea grafică a intensității câmpului indus de-a lungul axei Ox, se observă că un diametru redus al bobinei de stimulare generează un câmp electric mai intens și mai focalizat în zona de interes



**Figura 8.** Influența variației diametrului bobinei Slinky\_3,  $d$ , asupra câmpului electric indus –  $E$

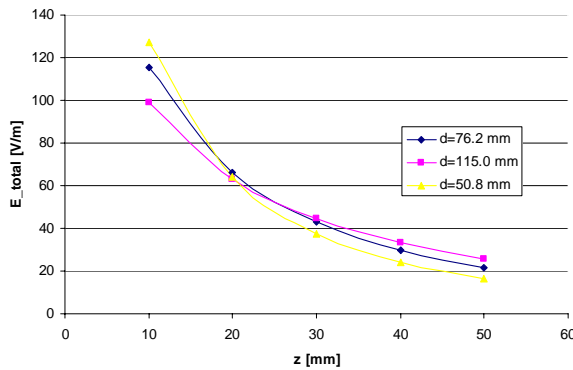
Un alt factor de influență studiat se referă la modul de distribuire a spirelor bobinelor în spațiu. Pentru bobina Slinky\_3 s-au studiat trei configurații posibile: 2-4-2, rezultând un raport de focalizare egal cu 3,438316, 3-2-3 cu raportul 2,681008 și 1-6-1 cu raportul 5,46765. Figura 9 ilustrează distribuția câmpului electric generat de-a lungul axei Ox de bobina Slinky\_3 având diferite configurații.



**Figura 9.** Distribuția intensității câmpului electric generat de-a lungul axei Ox de o bobină Slinky\_3 având diferite configurații - [8]

Un alt indicator al eficienței bobinei de stimulare este dat de modul de variație al intensității câmpului electric indus la pătrunderea în mediul biologic. Astfel, în cazul în care se dorește stimularea unui nerv aflat la mare adâncime, este de dorit ca panta de scădere a câmpului indus în țesut odată cu adâncimea să fie cât mai lină (descreșterea să fie lentă). În vederea testării acestui indicator, s-au utilizat configurațiile de bobine menționate precum și diferitele valori ale diametrului spirelor studiate anterior. Figura 10 redă modul de variație al intensității câmpului electric indus cu adâncimea de pătrundere în țesut la variația diametrului și a configurației unei bobine Slinky\_4. Parametrul  $z$  aflat pe axa absciselor se referă strict la distanța de la interfața aer-țesut la punctul de determinare a câmpului electric (situat sub centrul de simetrie al bobinei), distanța dintre planul bobinei și suprafața de separație aer-țesut fiind constantă și egală cu 5 [mm].

Bobina Slinky 4 - Variația câmpului electric cu adâncimea la variația diametrului



Bobina Slinky 4 - Variația câmpului electric cu adâncimea la variația numărului de spire

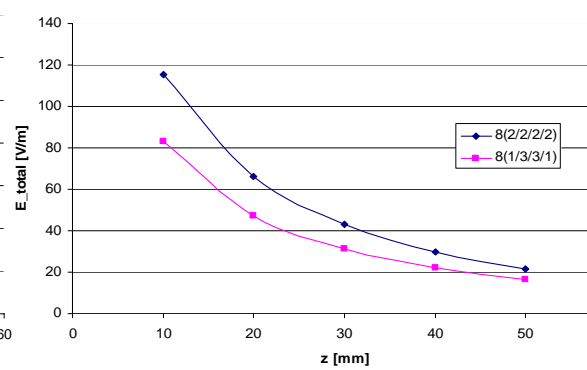


Figura 10. Variația câmpului electric indus cu adâncimea de pătrundere în țesut, la variația diametrului spire și pentru diferite configurații ale bobinelor Slinky\_4

Pentru toate cele patru tipuri de bobine studiate se remarcă faptul că panta de scădere este mai abruptă pentru valori reduse ale diametrelor spirelor, aceasta devenind mai lină odată cu creșterea diametrului.

Întrucât din setul inițial de bobine considerat, bobina „slinky-5” prezenta cel mai bun raport de focalizare, s-a determinat distribuția câmpului electric axial și a derivatei acestuia într-un plan aflat la 10[mm] sub bobina. Linia îngroșată ce apare în figură redă poziția fibrei nervoase ( $y=-25$ [mm]).

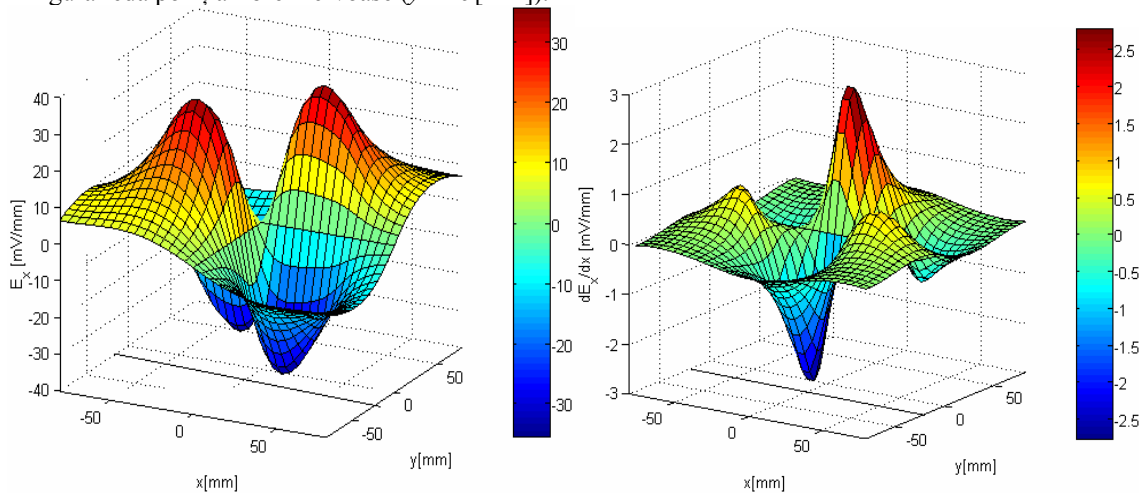


Figura 11.  $E_x$  și  $dE_x/dx$  generate de o bobina circulară slinky-5 într-un plan situat la 10[mm] sub planul bobinei

Zonele în care această derivată este negativă reprezintă regiuni în care ne așteptăm ca nervul să fie depolarizat (deci stimulat), iar zonele în care  $dE_x/dx$  este pozitivă reprezintă arii de hiperpolarizare.

Toate estimările precedente s-au realizat pentru bobine plasate deasupra unei interfețe aer-țesut de formă plană. În cele ce urmează se prezintă distribuția densității de curent indus în țesut pentru diverse forme de bobine plasate deasupra unei sfere conductoare – modelând capul uman. Modelul conține 3 sfere concentrice, având conductivități diferite, reprezentând scalpul (sfera exterioară), craniul (sfera din mijloc) și respectiv materia cenușie a creierului (sfera interioară). Diametrul sferei exterioare este de 9cm, al celei intermediare 8,5cm iar cel al sferei interioare de 8cm.

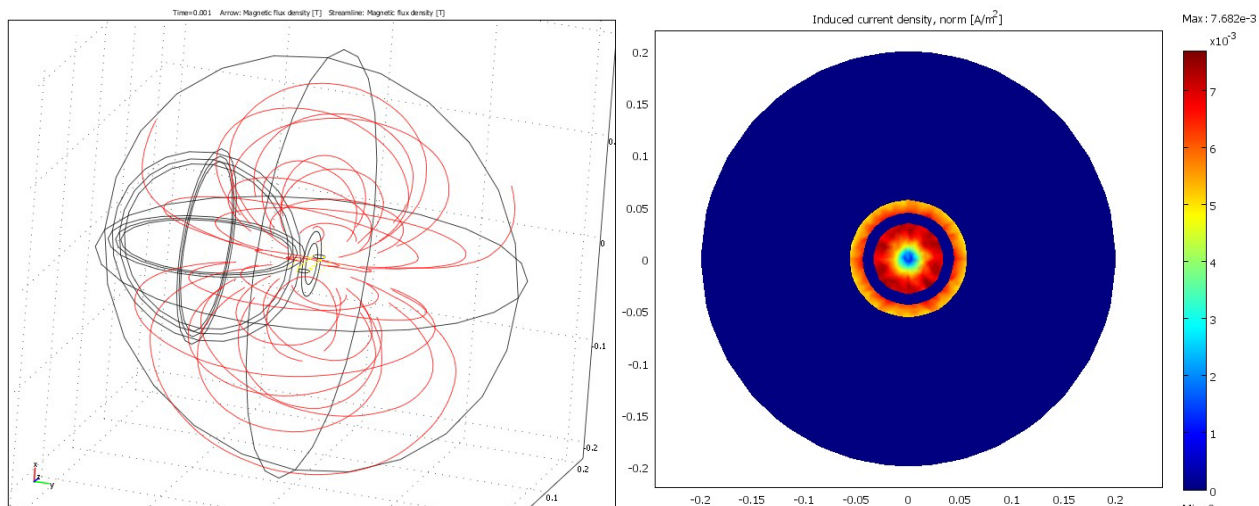
Prima bobină studiată este cea circulară clasică, având un diametru de 3cm, plasată la o distanță de 5mm deasupra capului. Densitatea curentului indus s-a determinat într-o secțiune a capului situată la 1,5cm sub centrul bobinei. Se observă că valoarea câmpului electric indus este maximă sub periferia bobinei, anulându-se sub centrul acesteia.

Al doilea caz prezentat redă densitatea curentului indus de o bobină având forma cifrei 8 (diametrul unei spire este tot de 3cm) în aceeași secțiune a capului. Se remarcă faptul că intensitatea curentului indus devine maximă sub centrul de simetrie al acestei bobine.

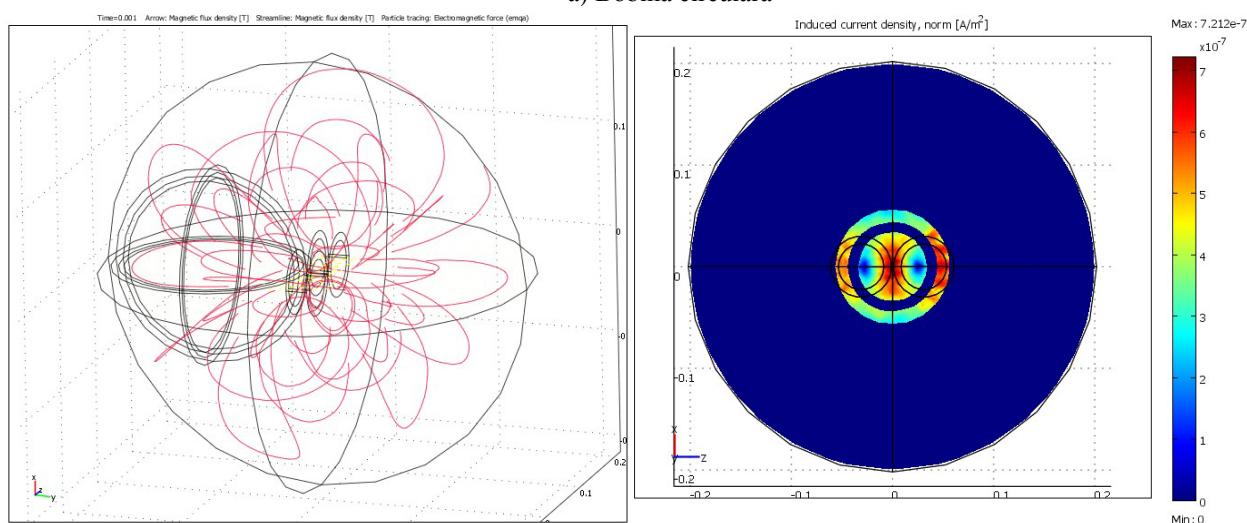
Ultimul caz studiat ia în considerare o bobină circulară plasată perpendicular pe sfera ce modelează capul, având în plus un miez feromagnetic pentru concentrarea liniilor de câmp magnetic.

Modelele propriu-zise împreună cu rezultatele simulărilor efectuate într-un program de calcul de câmp ce se bazează pe metoda elementului finit sunt redată în figura 12 [6, 9].

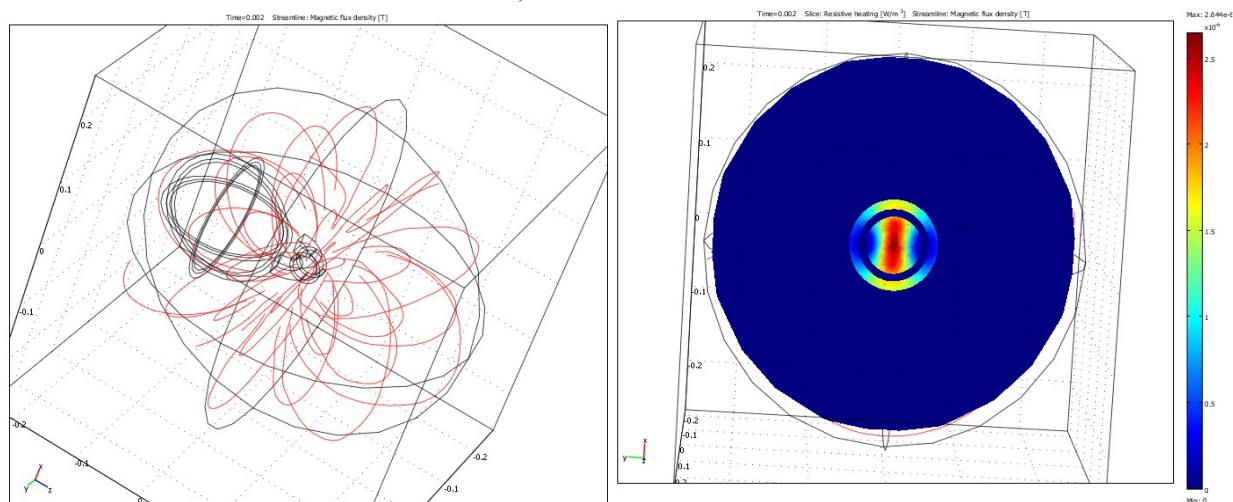




a) Bobină circulară



b) Bobină având forma cifrei 8



c) Bobină cu miez feromagnetic

**Figura 12.** Estimarea câmpului electric indus într-o sferă conductoare, ce modelează capul uman, de bobine de stimulare având diferite forme



## Bibliografie

- [1] Octavian CRET, Ionut TRESTIAN, Florent DE DINECHIN, **Laura DARABANT**, Radu TUDORAN, Lucia VACARIU, *Accelerating The Computation of The Physical Parameters Involved in Transcranial Magnetic Stimulation Using FPGA Devices*, Romanian Journal of Information Science and Technology, Volume 10, Number 4, 2007, pg. 361-379;
- [2] Octavian Cret, Ionut Trestian, **Laura CRET**, Lucia Vacariu, Radu Tudoran. *Computing the Inductance of Coils Used for Transcranial Magnetic Stimulation With FPGA Devices*. Proceedings of the Sixth IASTED International Conference on Biomedical Engineering BIOMED 2008, February 13-15, Innsbruck, Austria, pp. 327-333, ISBN 978-0-88986-722-2;
- [3] Ionuț Trestian, Octavian Creț, **Laura CRET**, Lucia Văcariu, Radu Tudoran *FPGA-based Computation of the Inductance of Coils Used for the Magnetic Stimulation of the Nervous System*. Proceedings of the BIODEVICES 2008 - International Conference on Biomedical Electronics and Devices, January 28-31, 2008, Funchal, Madeira, Portugal, pp. 151-155, ISBN 978-989-8111-19-7;
- [4] Octavian Cret, Ionut Trestian, Florent De Dinechin, **Laura Darabant**, Radu Tudoran, Lucia Vacariu, *FPGA-based Acceleration of the Computations Involved in Transcranial Magnetic Stimulation*, Proceedings of the IVth Southern Conference on Programmable Logic, SPL 2008, March 26-28, 2008, San Carlos de Bariloche, Argentina, pp. 43- 48, IEEE Catalog Number CFP0821B, ISBN 978-1-4244-1992-0, Library of Congress 2007943351;
- [5] **Mihaela PLESA, Laura DARABANT, Radu CIUPA**, Adrian DARABANT, *A medical application of electromagnetic fields: the magnetic stimulation of nerve fibers inside a cylindrical tissue*, Proceedings of OPTIM 2008, vol I, pg. 87-92, IEEE Catalogue number 08EX1996C, ISBN 1-4244-1545-4, Library of Congress 2007905111;
- [6] **D. Răfiroiu**, V. Diaz-Zuccarini, A. Narracott, P. Lawford, D. Hose, *Multi-physics & multiscale modelling: closure dynamics of a bileaflet prosthetic heart valve*, 16th ESB Congress, Lucerne, 2008;
- [7] **Radu Ciupa, Laura Darabant, Mihaela Plesa**, Octavian Cret, Dan D. Micu, *Energy Consideration in Magnetic Coil Design*, pag. 13-18 din volumul SNET, ISBN 978-606-521-045-5;
- [8] **Anca –Iulia NICU, Radu V. CIUPA**, *Overview on the equivalent circuit method for electrical analysis of biological tissues*, UPB BIOINGTEH – Exploratory Workshop CNCSIS on Advanced Materials & Technologies in Biology and Medicine, 18-20 September 2008, Poiana Brasov, Romania, pp.49, ISSN 1844-8275;
- [9] **Catalin CURTA, Anca –Iulia NICU, Mihaela PLESA**, Radu CIUPA, Septimiu CRISAN, *Magnetic Neural Stimulators – Geometry Assesment*, UPB BIOINGTEH – Exploratory Workshop CNCSIS on Advanced Materials & Technologies in Biology and Medicine, 18-20 September 2008, Poiana Brasov, Romania, pp.50, ISSN 1844-8275;
- [10] **M. Plesa, L. Darabant, R. Ciupa**, A. Racasan, C. Racasan, *Magnetic Stimulation of Peripheral Nerves in a Cylindrical Volume Conductor*, 13th Biennial IEEE Conference on Electromagnetic Field Computation, 11-15 mai, Atena, Grecia, pp. 546-548 (publicat pe CD);
- [11] **L. Darabant, M. Plesa**, D. D. Micu, D. Stet, **R. Ciupa**, *Energy Efficient Coils for Magnetic Stimulation of Peripheral Nerves*, 13th Biennial IEEE Conference on Electromagnetic Field Computation, 11-15 mai, Atena, Grecia, pp. 546-548 (publicat pe CD);
- [12] **M. Plesa, L. Darabant, R. Ciupa, C. Curta**, A. Racasan, *Magnetic Stimulation of Peripheral Nerves: Induced Electric Field in a Semi-Infinite Conducting Medium*, International Conference on European Electromagnetics, EUROEM 2008, (publicat pe CD);
- [13] Morega, Mihaela, *Bioelectromagnetism*, București, MATRIX ROM, 1999;
- [14] Mîndru, Gh., Rădulescu, M., *Analiza numerică a câmpului electromagnetic*, Cluj-Napoca, Editura Dacia, 1986;