

RAPORT CERCETARE CONTRACT ID_1078, FAZA III (2009)

Obiectivele cercetării pentru anul 2009 au fost:

Studiul performanțelor stimulatorului; Actualizarea modelului cablului pentru structuri neuronale; Realizarea practica a bobinelor de stimulare proiectate

Activitățile propuse au vizat:

1. Evaluarea caracteristicilor stimulului produs (durata, frecvența de repetare, intensitate) pentru diverse aplicatoare
2. Evaluarea transferului energetic stimulator - țesut țintă
3. Considerarea undulației naturale a fibrei nervoase
4. Considerarea modificării proprietăților membranei celulare de-a lungul fibrei nervoase
5. Elaborarea proiectului tehnic privind detaliile de execuție
6. Realizarea bobinelor în configurațiile obținute în cadrul obiectivului 2/2008.

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.

Ținând cont de aceste considerații, în continuare s-au investigat instrumentele matematice necesare analizării stimulatorului și bobinei, în vederea eficientizării randamentului acestui transfer energetic.

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 [1], [2], [3]:

$$P = f \cdot W_J \quad (1)$$

unde cu f s-a notat rata de repetabilitate a stimulului și W_J reprezintă energia disipată în circuit pe durata unui puls Δt [3]:

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

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 $I_{\text{vârf}}$, în vreme ce dI/dt sare imediat de la 0 la valoarea maximă.

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

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

Cunoscând $I(t)$, se poate evalua integrala din ecuația (2):

$$\int_0^{\Delta t} I^2(t) dt = \frac{U_0^2}{4L^2\omega'^2(\delta^2 + \omega'^2)} [e^{-2\delta\Delta t} (\delta \cos(2\omega'\Delta t) - \omega' \sin(2\omega'\Delta t) - (\delta^2 + \omega'^2)\delta^{-1}) + \omega'^2 \delta^{-1}] \quad (3)$$

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 [3]:

$$W_B = \frac{1}{2} L I_{\text{varf}}^2 \quad (4)$$

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 [3]:

$$\Delta T = \rho_{\text{Cu}} (c\sigma A^2)^{-1} \int_0^{\Delta t} I^2(t) dt, \quad (5)$$

unde c este căldura specifică și σ - densitatea (notată astfel pentru a nu fi confundată cu rezistivitatea). Pentru cupru, $c = 387$ [J/kg·°C] și $\sigma = 8700$ [kg/m³]. Integrala este evaluată în ecuația (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 1. Parametri energetici ai unui set de bobine Slinky și o bobină 3D diferențială [2]

Bobina	slinky1	slinky2	slinky3	slinky4	slinky5	3D-diferentia
	8 spire	4-4 spire	2-4-2 spire	2-2-2-2 spire	1-2-2-2-1 spire	(figura 1)
$L(\mu\text{H})$	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 (°C)	0.2311	0.2075	0.3144	0.2848	0.3156	0.4478
I_{varf} (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 1.

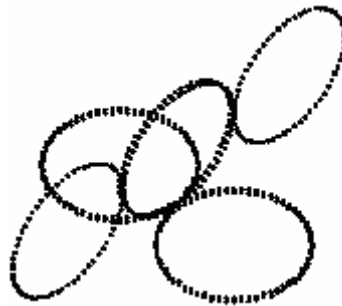


Figura 1 Dispunerea celor 8 spire în structura bobinei 3D diferențială

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 remarcant

faptul că încălzirea bobinelor per puls depășește limita admisă de 0.1[°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 horizontale 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 redate grafic în figura 2.

Tabelul 2. Parametri energetici ai unui set de bobine Slinky_3, având spirele dispuse în cinci configurații distincte [1]

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(μH)	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 (°C)	0.1292	0.1307	0.1374	0.1434	0.1727
I _{varf} (A)	1387.8	1395.6	1431.1	1462.4	1606.3
C (mF)	0.19	0.191	0.18	0.183	0.274

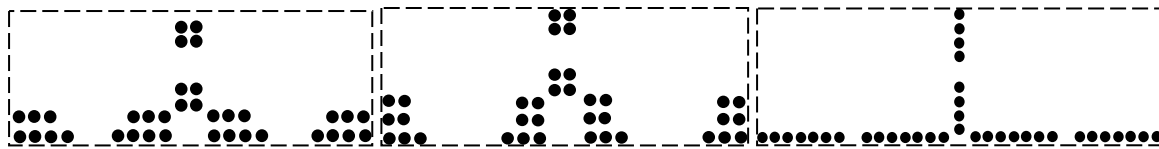


Figura 2 Dispunerea celor 18 spire ale unei bobine Slinky_3 în trei configurații distincte

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.

CALCULUL POTENTIALULUI TRANSMEMBRANAR

Structurile neuronale pot fi modelate sub forma unui cablu, iar răspunsul membranei la stimularea magnetică, poate fi determinat rezolvând ecuația cablului în prezenta unui câmp electric indus. Această ecuație simulează comportarea electrică a membranei polarizate supusă unui stimul sub pragul de depolarizare. În regimurile nestaționare, care apar atunci când fibra este stimulată prin impulsuri de curent cu durate limitate și amplitudini variabile, variația în timp și spațiu a potențialului transmembranar este descrisă de ecuația[4], [5]:

$$\tau \frac{\partial V}{\partial t} + V - \lambda^2 \frac{\partial^2 V}{\partial z^2} = - \lambda^2 \underbrace{\frac{\partial E_z}{\partial z}}_{=f(z)} \quad (6)$$

, unde V reprezintă potențialul transmembranar, E_z componenta axială a câmpului electric indus în țesut în timpul stimulării magnetice, λ constanta de spațiu, iar τ constanta de timp. Termenul din partea dreapta a ecuației (6) reprezintă funcția de activare, egală cu derivata spațială a câmpului electric indus de-a lungul fibrei nervoase.

Pentru a obține potențialul transmembranar ca o funcție de spațiu și timp, mai întâi se modulează gradientul câmpului electric, respectiv funcția de activare ($\partial E_z(z, t) / \partial z$), în timp. Cazul în care bobina de stimulare este plasată perpendicular pe o suprafață cilindrică se regăsește în figura 3. Funcția de activare se calculează de-a lungul cilindrului pe o linie cu y=0 [mm] și x= 25–6.25 = 18.75 [mm], ce se afla la o adâncime de 6.25 [mm] în țesut, sub marginea bobinei.

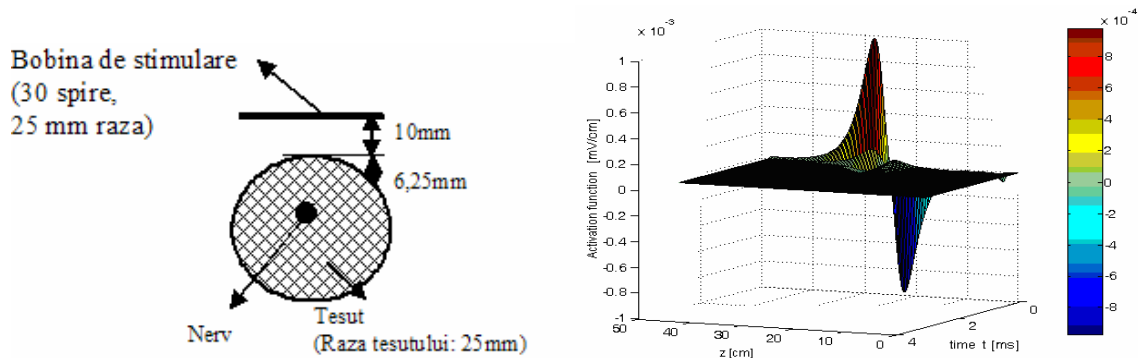


Figura 3 Geometria problemei și funcția de activare evaluată de-a lungul fibrei nervoase ca o funcție de spațiu și timp [5]

Circuitul de stimulare s-a caracterizat prin parametri: tensiunea de stimulare $U_0=30[V]$, $C=200[\mu F]$, $R=30[\Omega]$, $L=0,165[mH]$, $dI/dt=1[A/\mu s]$.

Pentru implementarea modelului cablului pasiv, se definesc: $r_i = R_i / \pi b^2 [k\Omega \cdot cm]$ - rezistivitatea mediului intracelular; $r_m = R_m / 2\pi b [k\Omega \cdot cm^2]$ - rezistența specifică a membranei celulare; $c_m = 2\pi b C_m [\mu F / cm^2]$ - capacitatea specifică a membranei celulare; $\tau = c_m r_m$ - constanta de timp; $\lambda = \sqrt{r_m / r_i}$ - constanta de lungime.

Rezolvarea analitică a ecuației generale a cablului în regim nestaționar este nepractică, utilizarea metodelor numerice de integrare fiind mai eficace. Integrarea numerică a ecuației cablului în regim nestaționar pentru fibra cu lungime finită, s-a făcut cu ajutorul funcției Matlab *pdpe*, destinată rezolvării sistemelor de ecuații cu derivate parțiale cu condiții la limită inițiale și pe frontieră. Funcția Matlab *pdpe*, rezolvă sisteme de ecuații cu derivate parțiale ce conțin o singură variabilă independentă spațială x și una temporală, t .

Condiția inițială care se cere a fi rezolvată este:

$$V_m(x, t)|_{t=0} = V_m(x, 0) - V_r = 0. \quad (7)$$

, ceea ce înseamnă că la momentul $t \rightarrow 0$ al aplicării stimulului, valoarea potențialului transmembranar V_m coincide cu cea a potențialului de repaus V_r pe toată lungimea fibrei.

Deoarece ecuația cablului (6) conține derivata de ordinul doi în raport cu variabila spațială, pentru asigurarea unicității soluției ei sunt necesare două condiții pe frontieră impuse la cele două capete ale intervalului $[0, L]$. Condițiile pe frontieră pentru problema ce trebuie rezolvată sunt:

$$\left. \frac{\partial V}{\partial x}(x, t) \right|_{x=0} = 0. \text{ și } V(x, t)|_{x=L} = 0. \quad (8)$$

Figura 4 prezintă modelarea 3D a potențialului transmembranar V , în spațiu și timp, calculat cu funcția Matlab descrisă anterior. Stimulul aplicat este sub pragul de polarizare, iar fibra se comporta ca un cablu pasiv, iar tensiunea indusă este disipată.

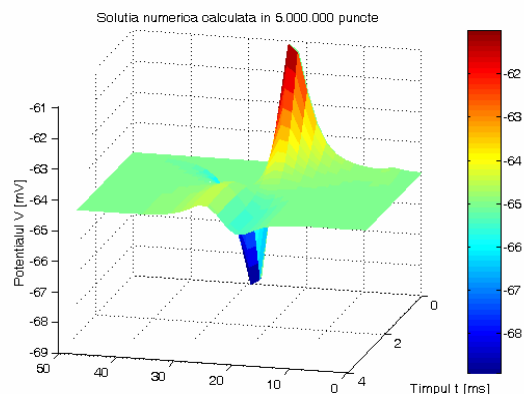


Figura 4 Potentialul transmembranar calculat pentru un conductor cilindric [5]

MODELUL HODGKIN - HUXLEY

Modelul cablului pasiv permite înțelegerea modului în care câmpul electric indus interacționează cu nervul, însă nu descrie complet dinamica stimulării nervoase. Pentru a studia generarea și propagarea potențialului de acțiune este necesară considerarea unui model al membranei active. În acest scop s-a utilizat modelul Hodgkin-Huxley pentru a reprezenta membrana celulei nervoase - figura 5.

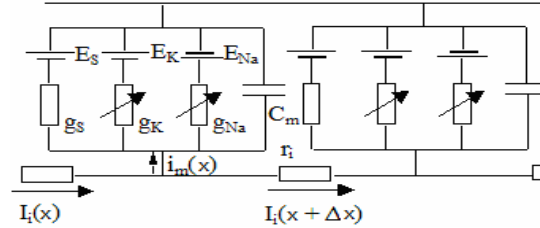


Figura 5 Modelul Hodgkin-Huxley al membranei celulare active [4], [6]

În vederea implementării modelului Hodgkin-Huxley se va modifica modelul cablului pasiv pentru fibra nemielinizată (6) înlocuind curentul ionic cu un model activ – dependent de timp și tensiune – al canalelor de sodiu, potasiu și de scăpări - figura 5.

Cu aceste modificări, ecuația cablului devine:

$$\frac{d}{4\rho_i} \frac{\partial^2 V}{\partial z^2} - (g_{Na} m^3 h (V - E_{Na}) + g_K n^4 (V - E_K) + g_S (V - E_S)) = C_{m_arie} \frac{\partial V}{\partial t} + \frac{d}{4\rho_i} \frac{\partial E_z}{\partial z}(z, t), \quad (9)$$

, unde g_{Na} , g_K și g_S reprezintă valorile maxime ale conductanțelor membranare pe unitate de arie corespunzând canalelor de sodiu, potasiu și de scăpări, iar E_{Na} , E_K și E_S reprezintă potențialele Nernst ale aceluiași canale. Parametrii de activare (dezactivare) m , h și n sunt funcții adimensionale de timp și tensiune, care variază între zero și unu. Fiecare dintre acești parametri reprezintă soluția unei ecuații diferențiale de ordinul întâi:

Rezolvarea sistemului de ecuații diferențiale atașat modelului Hodgkin-Huxley s-a făcut numeric, folosind metoda diferențelor finite, implementate cu un algoritm iterativ (se calculează valoarea fiecărui parametru cunoscând valoarea lui la pasul de timp anterior), pentru a determina necunoscutele: $V(z, t)$ – potențialul transmembranar- și $m(z, t)$, $h(z, t)$ și $n(z, t)$ – parametri de activare (dezactivare). Pasul de discretizare în domeniul spațiu este de 5 mm, iar cel de timp 0.1 ms.

Pentru determinarea potențialului de acțiune, la început membrana se presupune a fi în repaus:

$$\frac{\partial V}{\partial t} = \frac{\partial m}{\partial t} = \frac{\partial h}{\partial t} = \frac{\partial n}{\partial t} = 0 \text{ la } t = 0 \quad (10)$$

Condițiile de frontieră ale problemei, aplicate pentru $x = \pm L$ fiind:

$$\frac{\partial V}{\partial x} = \frac{\partial m}{\partial x} = \frac{\partial h}{\partial x} = \frac{\partial n}{\partial x} = 0 \quad (11)$$

S-a considerat o bobină circulară cu 32 de spire, raza bobinei 25[mm], inductivitatea $L = 27.9$ [mH], $C=200$ [μF], $R=1$ [Ω]. Condensatorul este inițial încărcat cu o tensiune $U_0 = 7$ [V], valoare la care apare un potențial de acțiune. După o perioadă de latență de 1.2[ms], potențialul crește rapid până la valoarea de 50[V] (figura 6). În figura 7 (a, b) este reprezentat modelul tridimensional al potențialului de acțiune; iar reprezentarea cu linii de contur indică mai clar viteza de propagare a potențialului, perioada de latență precum și locul stimulării.

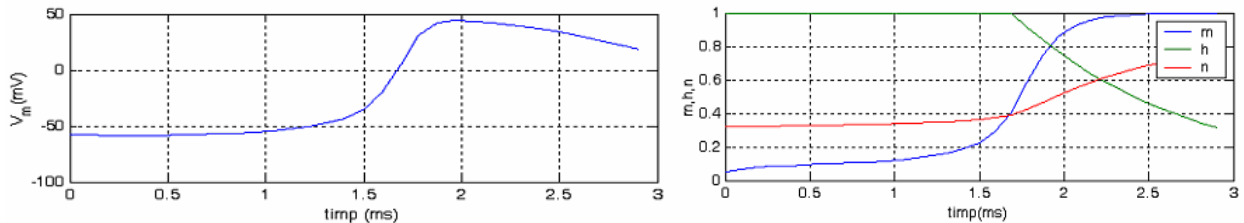


Figura 6 Variația în timp a potențialului transmembranar și a celor trei parametri de activare m , n , h , pentru tensiunea de stimulare de $U_0 = 7$ V [6]

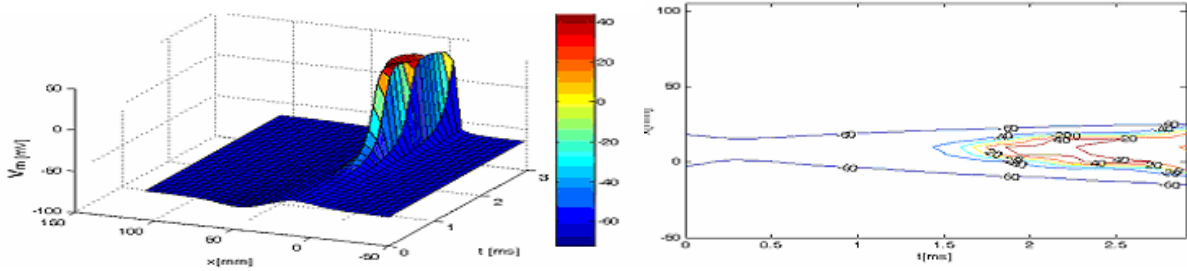


Figura 7 Potențialul de acțiune ca funcție de spațiu și timp a) modelul tri-dimensional al răspunsului fibrei nervoase la stimularea magnetică. b) reprezentarea cu linii de contur [6]

În figura 8 este simulat răspunsul fibrei nervoase la diferite impulsuri de stimulare: U_0 variază între 20 și 3[V] (valoare unde fibra nu mai este activată, potențialul de acțiune nu este evocat).

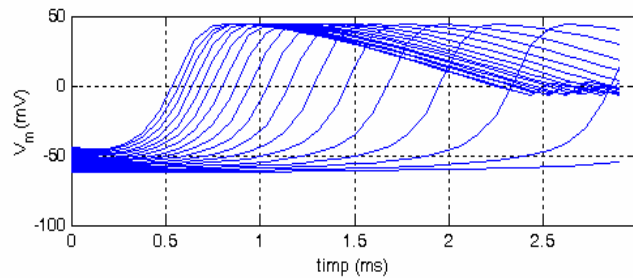


Figura 8 Răspunsul fibrei nervoase pentru diferite valori ale tensiunii de stimulare [6]

INFLUENȚA VARIATIEI PARAMETRIILOR ELECTRICI ASUPRA MEMBRANEI CELULARE

Pentru a studia comportarea unei pasive sub acțiunea unui tren de impulsuri de curent cu durate și amplitudini variabile, electrodul de stimulare se considera a fi plasat în extremitatea stângă a fibrei, iar extremitatea dreaptă se considera a fi menținută la potențialul de repaus ($V_r = -65[mV]$). Pentru stimularea fibrei nervoase se va aplica un tren de impulsuri cu durate egale și amplitudini variabile.

Puls	Amplitudine	Durăță
Puls excitator E1	10[nA]	5[ms]
Puls excitator E2	10.5[nA]	5[ms]
Puls inhibitor I	-9.7[nA]	5[ms]
Puls excitator E4	10.7[nA]	5[ms]

În figura 9 este reprezentat trenul de impulsuri, și se poate observa că pentru stimulare s-au folosit trei pulsuri excitatoare și un puls inhibitor. Durata stimulării este de 40[ms], iar pasul de timp este de 0,004[ms].

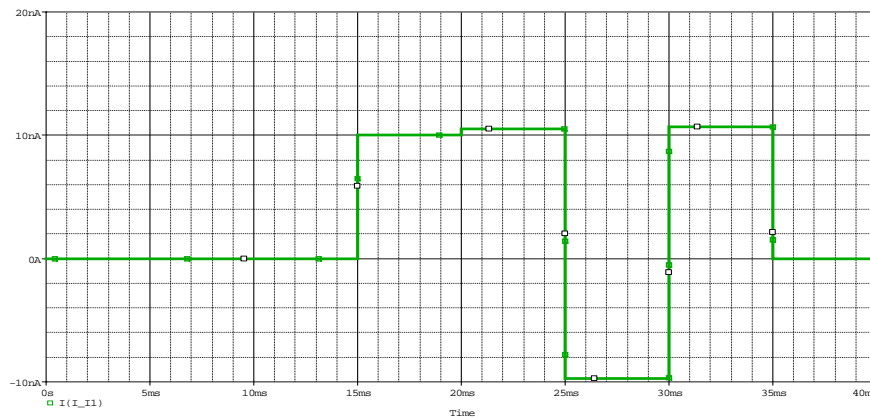


Figura 9 Trenul de impulsuri excitatoare folosit în stimularea fibrei nervoase în regim subliminal [7]

Simulările și reprezentarea potențialului transmembranar s-a făcut mai întâi în mediul de programare Matlab, unde ecuația cablului a fost integrată independent pe durata fiecărui puls, obținându-se variația potențialului transmembranar în timp (figura 10 (a)), și în lungul fibrei (figura 10 (b)).

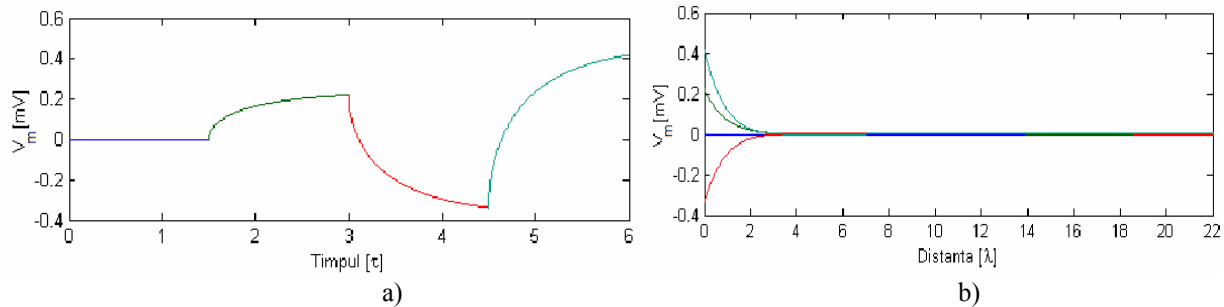


Figura 10 Variația potențialului transmembranar la aplicarea unui tren format din trei impulsuri excitatoare (E1, E2, E3) și unul inhibitor (I): a) în timp, la $x=0$; b) în lungul fibrei, la sfârșitul intervalului de timp simulat [8]

Variația potențialului transmembranar în timp a fost studiată și cu ajutorul programului ORCAD (PSPICE) de analiză a circuitelor electrice. Pentru aceasta s-a considerat circuitul electric clasic al fibrei nervoase de lungime finită L, modelată sub forma unui cablu, iar analiza s-a făcut în regim tranzitoriu nestaționar cu durata 40[ms], iar pasul de timp de 0,004[ms] (figura 11).

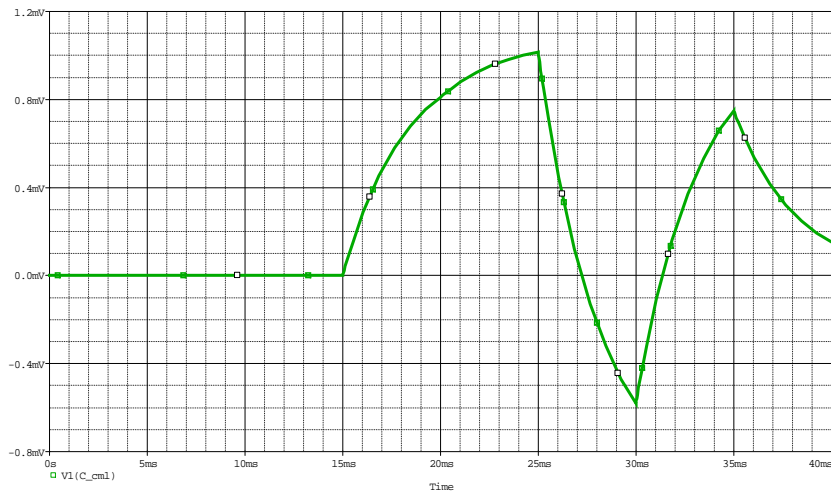


Figura 11 Variația potențialului transmembranar în timp simulată cu ajutorul programului PSPICE [9]

Comparând cele două simulări se poate observa că, în cazul aplicării unui stimul inhibitor, pe durata acestuia valoarea potențialului transmembranar devine negativă, hiperpolarizând membrana. Mai mult chiar, prezența acestui impuls între două impulsuri excitatoare reduce și pentru acestea șansele declanșării potențialului de acțiune, prin reducerea valorilor maxime ale potențialului transmembranar generate de ele.

În cazul acestor simulări, parametrii electrici ai fibrei sunt constanți de-a lungul membranei celulare, deci proprietățile acesteia nu variază. În continuare însă se vor lua în considerare neomogenitățile membranei celulare, prin variația parametrilor electrici de-a lungul fibrei nervoase.

Parametrii modificați au fost c_m , r_m , r_e și r_i . Aceștia au variat într-un interval de 2-20% din valoarea inițială, corespunzătoare fiecărui parametru: de exemplu $r_{i1} = 2\% \cdot r_i$, $r_{i2} = 6\% \cdot r_i$, etc.

Din figura 12 se poate observa că modificarea valorii rezistențelor axiale intra și extracelulare pe unitatea de lungime nu influențează semnificativ comportarea membranei în procesul de stimulare.

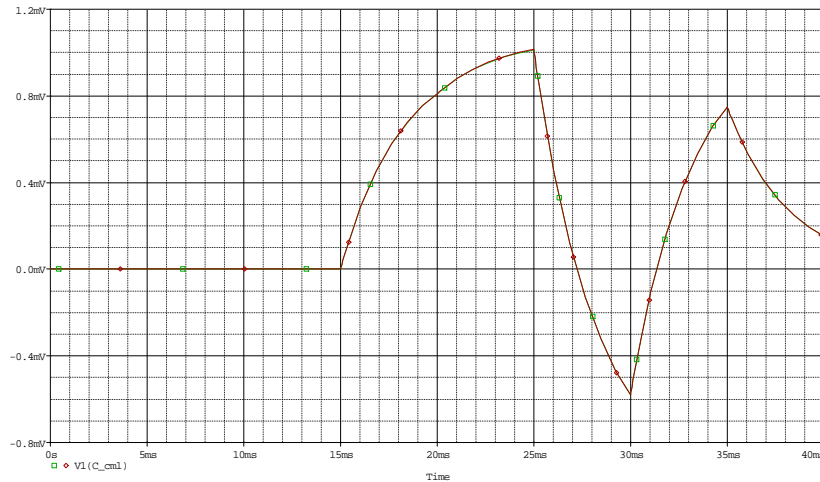


Figura 12 Variația potențialului transmembranar în timp la variația rezistenței intra – și extracelulare

Finalul acestui studiu prezintă efectul pe care scăderea valorilor rezistenței și a capacității membranei îl are asupra distribuției în timp a potențialului transmembranar (figura 13 (a), (b)). Variația parametrilor r_m și c_m are efecte diferite asupra comportării membranei celulare în condiții subliminale și modifică amplitudinea potențialului transmembranar. Variația rezistenței transmembranare duce la o scădere a valorii potențialului transmembranar V_m față de valoarea inițială a acestuia. Pe de altă parte, modificarea capacității de-a lungul fibrei nervoase duce la o creștere a amplitudinii potențialului față de valoarea inițială.

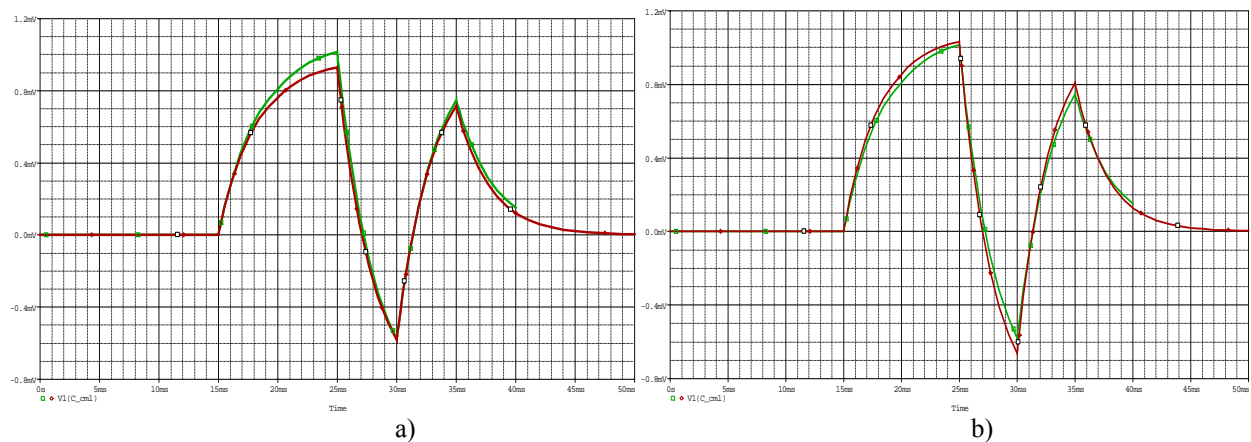


Figura 13 Variația în timp a potențialului transmembranar: a) la variația rezistenței transmembranare r_m ; b) la variația capacității transmembranare c_m [10]

REALIZAREA PRACTICĂ A UNUI SISTEM DE POZIȚIONARE A BOBINELOR UTILIZATE ÎN STIMULAREA MAGNETICĂ

În continuare este prezentat un sistem de poziționare original propus de membrii colectivului de cercetare[11]. Poziționarea bobinei este realizată automat, cu ajutorul a două axe de mișcare acționate electric și controlate prin intermediul calculatorului.

Acționarea axelor se face cu ajutorul motoarelor pas cu pas, astfel încât sistemul nu are nevoie de feedback, fiind deci mult mai simplu și mai ieftin decât soluțiile existente. Motoarele pas cu pas sunt controlate prin intermediul portului paralel, care transmite impulsuri separate spre înfășurările fiecăruia dintre motoare. Impulsurile sunt amplificate la ieșirea din calculator prin intermediul unei plăci electronice dedicate.

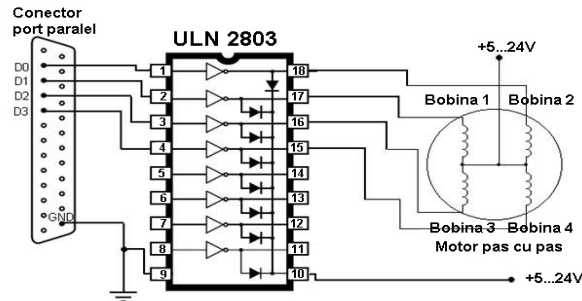


Figura 14 Schema electrică pentru controlul unui motor pas cu pas [11]

Deplasarea în lungul axelor se face în mod diferit. Astfel, pentru axa orizontală motorul este angrenat prin intermediul unei curele, iar pe axa verticală acționarea se face cu ajutorul unui mecanism cu filet. Acționarea prin filet aduce avantajul stabilității poziției și în cazul în care motoarele nu sunt alimentate. Astfel, se poate reduce căldura disipată în motoare și în circuitul de alimentare al acestora prin alimentarea lor doar în timpul deplasării.



Figura 15 Sistemul de poziționare, vedere de ansamblu [11]

Datorită faptului că deplasarea este controlată de calculator, soft-ul dezvoltat în acest scop permite opțiuni multiple de deplasare, ușurând astfel munca medicului. În plus, programul de control permite încărcarea de imagini obținute prin tehnici de imagistică, astfel încât medicul are mai multe informații la dispoziție pentru poziționarea bobinei. Alături de aceste imagini, utilizatorul poate urmări continuu poziția bobinei prin intermediul interfeței programului.

Sistemul permite două moduri de deplasare: manuală și automată. Modul *Deplasare manuală* permite deplasarea bobinei spre o poziție inițială, sau căutarea unor centri motori cu o precizie mult mai mare decât soluțiile actuale. Al doilea mod de deplasare este cel de *Deplasare automată*, mod care simplifică mult procedura de stimulare în cazul tratamentelor psihiatrice cu ajutorul SMT. Astfel, prin introducerea a doar două dimensiuni anatomice se poate face deplasarea bobinei la locațiile de stimulare.

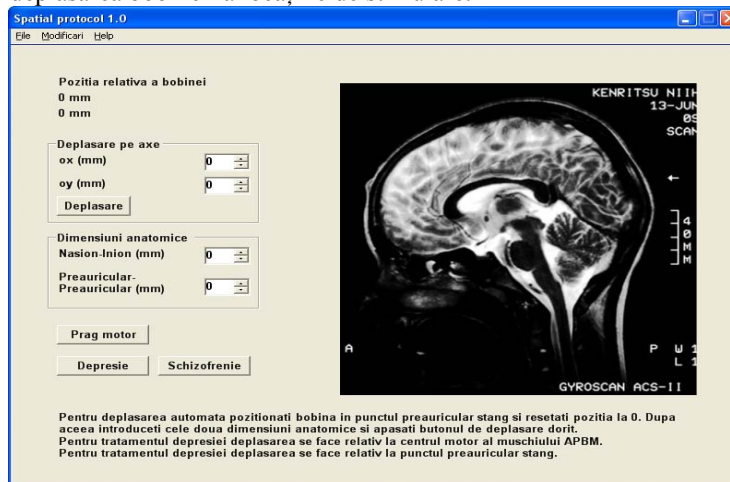


Figura 16 Interfața programului în modul Deplasare automată [11]

Dacă tratamentul a mai fost aplicat anterior unui pacient, în modul *Deplasare automată* soft-ul permite deplasarea bobinei la anumite coordonate, făcând inutile marcarea punctelor pe scalp sau pe căști de înot. Se asigură astfel repetabilitatea în spațiu a stimulărilor.

Programul, în modul *Deplasare automată*, permite folosirea sa în mediul clinic pentru tratamentul depresiei și cel al schizofreniei cu ajutorul SMT. Pentru cercetare și protocoale experimentale se poate folosi modul *Deplasare automată* prin deplasarea la anumite coordonate determinate anterior, sau *Deplasarea manuală* și mișcarea bobinei până la identificarea locației dorite, iar apoi notarea coordonatelor atinse de aceasta pentru folosire ulterioară.

BIBLIOGRAFIE

- [1] **Radu CIUPA, Laura DARABANT, Mihaela PLESA**, Octavian CRET, Dan D. MICU, *Energy Consideration in Magnetic Coils Design*, Revue Roumaine des Sciences Techniques, Serie Electrotechnique et Energetique, nr. 3, 2009;
- [2] **Laura DARABANT, Mihaela PLESA**, Dan D. MICU, Denisa STET, **Radu CIUPA**, Adrian DARABANT, *Energy Efficient Coils for Magnetic Stimulation of Peripheral Nerves*, IEEE Transactions on Magnetics, nr. 3, 2009, pg. 1690-1693;
- [3] RUOHONEN J., VIRTANEN J., ILMONIEMI R., *Coil Optimisation for Magnetic Brain Stimulation*, Annals of Biomedical Engineering, Vol 25, 1997;
- [4] MOREGA, Mihaela, *Bioelectromagnetism*, București, MATRIX ROM, 1999.
- [5] **Mihaela PLEȘA, Laura DĂRABANT, R.V. CIUPA**, T. CREȚU, *Modelling the Magnetic Stimulation of Nerve Fibers Inside a Cylindrical Tissue*, Acta Electrotehnica, Vol. 50, Nr. 2, 2009, pp. 165-168, ISSN 1841-3323;
- [6] **M. PLESA, L. DARABANT, R. CIUPA, A. NICU** and **C. CURTA**, *Matlab Modelling of Nerve Fiber Activation by Magnetic Stimulation*, Meditech, 2009, Springer-Verlag;
- [7] **D. RAFIROIU**, M. MUNTEANU, **R. CIUPA**, R. MUNTEANU, V. DIAZ, A. NARRACOTT, P. LAWFORDE, D.R. HOSE, *Experimental Studies and Numerical Simulation of some Mechanical Heart Valves Biomechanics*, 6-th International Conference on Management of Technological Changes, Alexandroupolis, Greece, September 3rd-5th, 2009; acceptat spre publicare in ISI WEB of Knowledge, ISI Proceedings Database;
- [8] **D. RAFIROIU**, Simona VLAD, **Laura CRET, R.V. CIUPA**, *3D Modeling of the Induced Electric Field of Transcranial Magnetic Stimulation*, 2nd Conference on Advancements of Medicine and Health Care through Technology, MEDITECH 2009, 24-26 Septembrie, Cluj-Napoca, Romania (in curs de aparitie Springer Verlag Berlin);
- [9] **Anca Iulia NICU, C. CURTA, Mihaela CREȚU, R.V. CIUPA**, M. VOINICU, *Mathematical Modeling of Human Ventricular Action Potentials*, International Conference on Advancements of Medicine and Health Care through Technology, MediTech2009, 23-25th September, 2009, Cluj-Napoca, ROMANIA, (in curs de aparitie Springer Verlag Berlin);
- [10] **PLESA, M., CREȚU Laura, RAFIROIU, D.V., NICU, A.I., CURTA, C.**, *On the Nervous Cell Subthreshold Response. Influence of Electric Parameters Variation*, Proceedings of the 5th European Symposium on Biomedical Engineering, ESBME, Patras, Grecia, 7 – 9 iulie, pp. 232 - 235, ISBN 4-890578-00-3, 2006, (publicat pe CD);
- [11] **C. CURTA, Anca NICU, Mihaela PLEȘA, M. VALCU, R. V. CIUPA**, *Positioning system for Transcranial Magnetic Stimulation*, 2nd Conference on Advancements of Medicine and Health Care through Technology, MEDITECH 2009, 24-26 Septembrie, Cluj-Napoca, Romania (in curs de aparitie Springer Verlag Berlin);