

# DETERMINAREA TEORETICĂ A CREȘTERII TEMPERATURII ȚESUTURILOR BILOGICE ÎN PREZENȚA RADIAȚIEI ELECTROMAGNETICE

Dumitru Marius NEAGU\*

**Rezumat:** Determinarea distribuției temperaturii din interiorul țesuturilor vii este esențială pentru proiectarea procedurilor biomedicale și optimizarea experimentelor făcute în scopul studierii efectelor radiațiilor neionizante. În electrodinamică, metoda elementului finit (FEM) a devenit o tehnică des utilizată pentru stabilirea dozimetriei în cazul radiației electromagnetice. Obiectivul acestui studiu a fost determinarea creșterii temperaturii în braț determinată de expunerea la microunde pentru o putere radiantă de 60 mW la 2,45 GHz. Un alt obiectiv este stabilirea puterii maxime a radiației la care nu au loc efecte termice.

**Abstract:** Reliable information on heat distribution inside biological tissues is essential in planning procedures and optimization experiments, which aim at studying the effects of non-ionizing radiation (NIR). In electrodynamics, the finite element method (FEM) has become the dominant technique utilized for radiofrequency dosimetry assessment. The objective of our study was to determine thermal load which may be induced in the forearm due to electromagnetic exposure for 60 mW radiated power at 2.45 GHz. Another objective is to establish the maximum power radiation level at which thermal effects do not occur.

**Cuvinte cheie:** radiație neionizantă, metoda elementului finit, efecte non-termice

**Key words:** non-ionizing radiation, finite element method (FEM), non-thermal effects

## 1 Introducere

Expunerea la radiații electromagnetice a țesuturilor la intensități suficient de mari produce creșteri ale temperaturii țesuturilor. Adâncimea de pătrundere a microundelor este mică și încălzirea are loc aproape de suprafața țesuturilor.

Distribuția temperaturii din interiorul țesuturilor iradiate este rezultatul absorbției puterii electromagnetice și a producerii mecanismelor de transfer a căldurii (conducție, convecție, radiație). În corpurile vii au loc și alte mecanisme de generare activă a căldurii sau disipare a acesteia, precum metabolismul, curgerea sângelui, evaporarea (transpirația) etc., care au o importanță egală [1]. Deși scara de timp a dinamicii lor este foarte diferită, procesele de absorbție electromagnetică și de transfer al căldurii pot deveni dependente, dacă există o creștere semnificativă a temperaturii în interiorul corpului. În acest caz, proprietățile dielectrice ale țesutului pot varia cu temperatura determinând o variație a energiei electromagnetice absorbite.

În domeniul bioelectromagnetismului, estimarea influenței termice este foarte importantă în contextul dozimetriei bioexperimentelor. Un obiectiv major în planificarea și optimizarea bioexperimentelor este determinarea creșterii maxime a temperaturii, care poate fi indusă în țesuturile biologice [2]. Această informație este utilă, în special, în experimentele care sunt proiectate pentru determinarea efectelor expunerii la radiații neionizante de niveluri scăzute.

## 2 Modelul fizic

Studiile privind la expunerea la radiații electromagnetice trebuie să țină seama de toate mecanismele de transfer al căldurii. Acest lucru este dificil datorită variabilității parametrilor, ca rata de perfuzie și temperatura sângelui și natura neliniară a proceselor fiziologice. Deși multe modele au fost realizate pentru transferul de căldură în țesuturi, modelul ecuației biocăldurii a lui Pennes este cel mai des utilizat.

Estimarea creșterii maxime a temperaturii din țesuturi este o aplicație frecventă în contextul bioexperimentelor de expunere la radiații de niveluri scăzute. În acest caz, pentru calculul *in vivo* a

distribuției temperaturii de echilibru în interiorul corpurilor biologice se folosește un model al biocăldurii. Este important să se poată determina *a priori* creșterea temperaturii maxime din țesuturile vii pentru a se estima nivelul radiației, la care se pot expune țesuturile, ce determină efecte termice [3].

Cazul cel mai defavorabil, care urmărește o estimare conservativă a nivelului expunerii permisibile maxime pentru studierea efectelor non-termice poate neglija mecanisme de schimb al căldurii, precum convecția și radiația. Deci, curgerea sângelui în țesuturile biologice vii poate fi omisă și puse condițiile de izolare termică la marginile lor.

Creșterea temperaturii în interiorul țesuturilor biologice este calculată, întâi, utilizând ecuația de conducție a căldurii [5]:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(k \nabla T) + Q_{EM}, \quad (1)$$

unde  $T$  este temperatura din interiorul țesutului viu,  $\rho$  este densitatea masică,  $c$  este căldura specifică,  $k$  este conductivitatea termică, iar  $Q_{EM}$  este rata căldurii generată datorită puterii electromagnetice absorbite.

Domeniul de calcul în acest caz este alcătuit din brațul singur: Spațiul înconjurător este îndepărtat și este fixată condiția de frontieră fie convecție naturală, fie temperatură constantă ( $t = 37$  °C); condițiile pe braț sunt: izolație termică la capătul superior și simetrie la capătul inferior.

În modelarea termică a țesutului, o descriere corectă a transferului de căldură legat de circulația sângelui este foarte importantă [6]. Sângele relativ rece care intră într-un volum cu încălzire internă va răci țesutul. Modelul termic utilizat aici este ecuația biocăldurii Pennes:

$$\rho_t c_t \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(k_t \nabla T) - W_b \rho_b c_b (T - T_b) + Q_{EM}, \quad (2)$$

unde  $T$  este temperatura din interiorul țesutului viu,  $T_b$  este temperatura sângelui,  $\rho_b$  este densitatea masică a sângelui,  $\rho_t$  este densitatea masică a țesutului,  $c_t$  este căldura specifică a țesutului,  $c_b$  este căldura specifică a sângelui,  $k_t$  este conductivitatea termică a țesutului,  $W_b$  este rata de perfuzie a sângelui, iar  $Q_{EM}$  este rata căldurii generată datorită puterii electromagnetice absorbite.

Condițiile de frontieră au fost puse astfel: flux de căldură convectivă ( $h=2$  W/(m<sup>2</sup>·K)) pentru suprafața brațului și izolații termice pentru capete.

### 3 Modelul numeric 3D

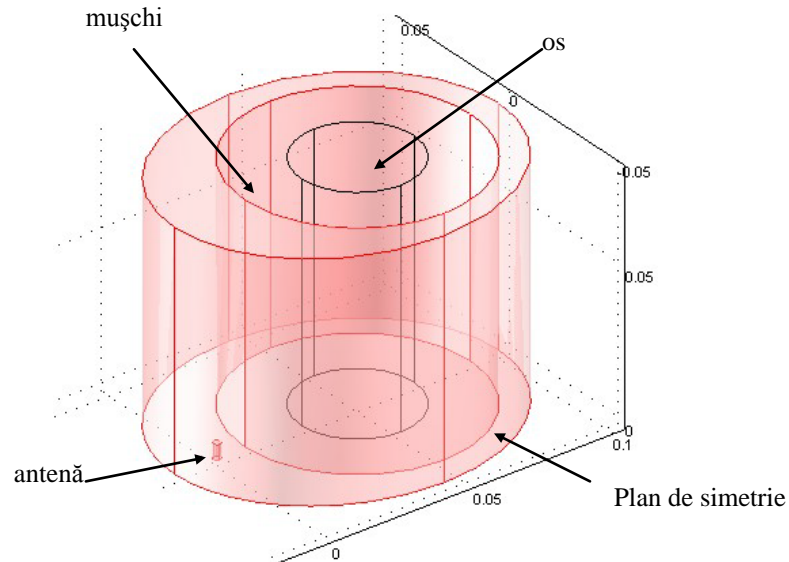
Modelul prezentat aici se referă la expunerea brațului uman la radiația electromagnetică cu frecvența de 2,45 GHz. Radiația de microunde este transmisă de la un generator printr-un cablu coaxial către o antenă tip strip-line, care are o lățime de 2 cm și care este asimilată cu o antenă tip dipol.

Generatorul de microunde are o putere de ieșire de 30 mW la frecvența de 2,45 GHz. Brațul uman este expus la o distanță de 0,5 cm, în câmpul apropiat al antenei. În tabelul 1 sunt prezentate valorile proprietăților electrice, precum și dimensiunile subdomeniilor modelului.

Tabelul 1. Proprietățile termice și dimensiunile subdomeniilor modelului analizat

	Mușchi	Os
Proprietăți termice		
Conductivitatea termică [W/mK]	0,518	0,3
Căldura specifică [J/(kg·K)]	2000	2000
Densitatea masică [kg/m <sup>3</sup> ]	1100	1600
Dimensiuni		
Raza [mm]	40	20
Lungimea [mm]	80	80

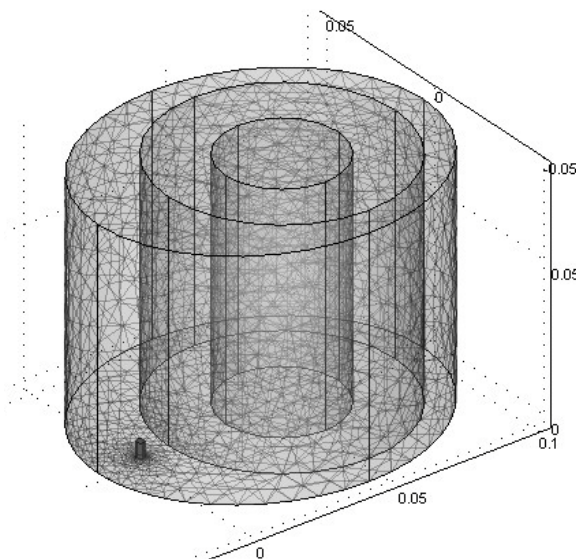
În acest studiu am utilizat un model 3D (geometrie) simplificat pentru brațul uman, definit ca o structură cilindrică dublu strat (mușchi-os), utilizând simetria pentru a reduce efortul de calcul (fig.1).



**Fig.1 Domeniul de calcul – brațul (os și mușchi), antenă și aerul înconjurător**

Rețeaua tetraedală Delaunay FEMLAB, pe care am utilizat-o pentru rezolvarea problemei radiației câmpului în cazul dat, este compusă din peste 30 000 de elemente vectoriale tetraedale (fig.2).

Sistemul algebric a fost rezolvat cu un solver staționar, liniar și direct bazat pe eliminarea Gauss [5].



**Fig. 2 Rețeaua de discretizare FEM**

Deoarece scările de timp ale problemei de transfer de căldură și ale problemei de câmp electromagnetic sunt destul de diferite, ele au fost decuplate: întâi a fost rezolvată problema de câmp electromagnetic (regimul armonic) și aflată distribuția puterii, care reprezintă sursa de căldură a câmpului electromagnetic [7]. Apoi, am rezolvat problema staționară de transfer de căldură utilizând puterea rezistivă ca mărime de intrare.

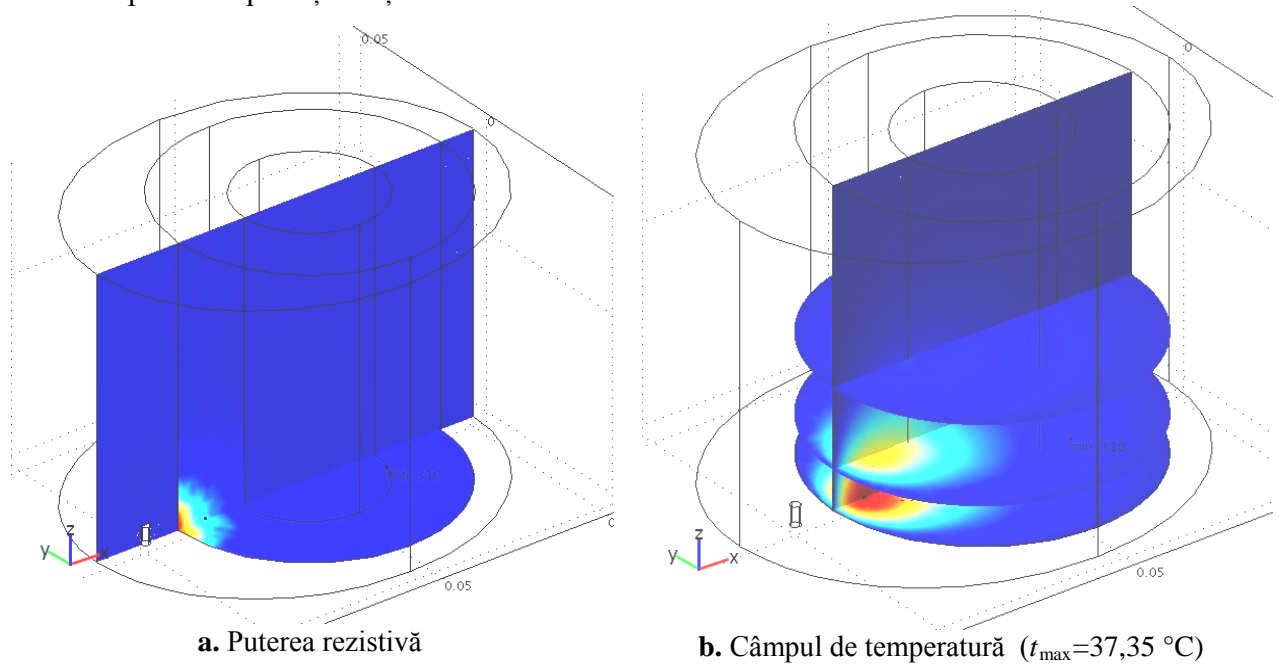
#### **4 Rezultate**

Cum era de așteptat, temperatura maximă este asociată regiunii cu câmp electromagnetic de intensități maxime, în mușchi, lângă suprafața brațului (fig.3). A fost determinată o creștere maximă a temperaturii de 0,35 °C.

Am determinat puterea maximă a radiației microundelor pentru care rezultă o creștere a temperaturii de 1 °C. Această informație este importantă pentru proiectarea experimentelor de studiere a efectelor non-termice ale radiației electromagnetice. A rezultat o valoare a puterii de radiație a câmpului electromagnetic al antenei de ~ 1 W.

În final, creșterea maximă a temperaturii a fost evaluată pentru situația mai reală, când a fost luată în calcul și rata de perfuzie a sângelui,  $W_b = 0,02 \text{ mL}/(\text{mL}\cdot\text{s})$  pentru os și  $W_b = 0,02 \text{ mL}/(\text{mL}\cdot\text{s})$  pentru mușchi [4] (ecuația 2).

În acest caz, a rezultat o creștere maximă de temperatură dependentă de coeficientul de transfer al căldurii pentru suprafața brațului.



**Fig.3 Puterea rezistivă absorbită și temperatura în interiorul țesutului**

Cele două modele prezentate aici (cu și fără generarea biocăldurii) au dat rezultate diferite corespunzătoare pragului de  $1 \text{ }^{\circ}\text{C}$ , diferențele crescând odată cu creșterea coeficientului de convecție  $h$ . Pragul de  $1 \text{ }^{\circ}\text{C}$  a fost atins pentru valoarea lui  $h$  mai mică de  $2 \text{ W}/(\text{m}^2\cdot\text{K})$ , pentru o putere de radiație a antenei de  $63 \text{ mW}$ .

Valoarea temperaturii la capătul superior al brațului este valoarea biologică, ceea ce confirmă faptul că dimensiunea domeniului de calcul a fost aleasă corect.

Figura 4 reprezintă graficul temperaturii maxime față de coeficientul de transfer prin convecție, pentru diferite temperaturi ale mediului ambiant.

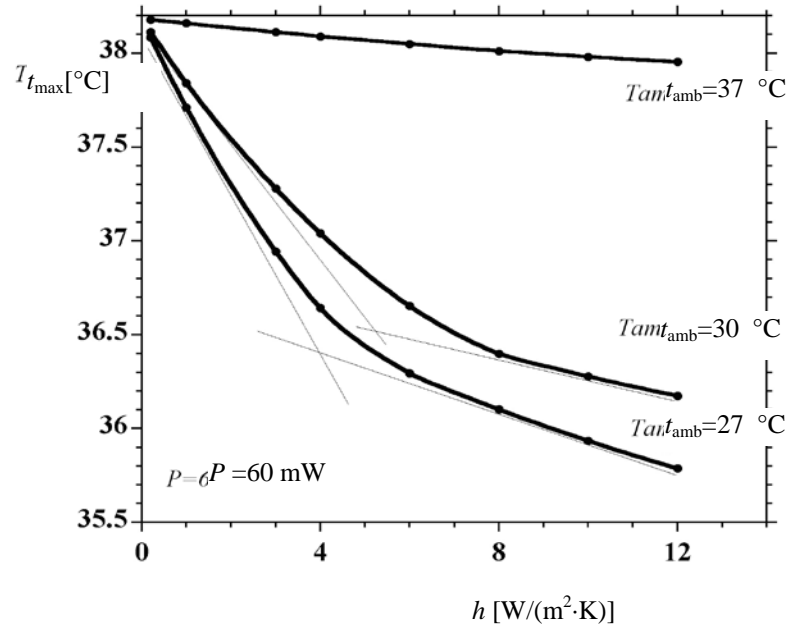


Fig.4 Temperatura maximă în funcție de  $h$

## 5 Concluzii

- Creșterea maximă a temperaturii datorată expunerii la radiație electromagnetică a brațului este localizată în apropierea suprafeței brațului. În simularea noastră regiunea osului nu este influențată.
- La puteri mai mici de 1 W încălzirea rezistivă datorată radiației este minoră.
- Pragul de 1 °C poate fi atins atât prin creșterea puterii de radiație a antenei cât și prin modificarea coeficientului de convecție la suprafața brațului.
- Stratul de epidermă nu a fost luat în considerare în această simulare. Acesta izolează brațul, prevenind pierderea căldurii. Astfel, prezența lui ar contribui la creșteri mai mari ale temperaturii decât cele obținute aici.
- Modelul FEM din FEMLAB poate fi utilizat pentru estimarea intensității câmpului electromagnetic și a încălzirii termice asociate expunerii țesuturilor vii la radiații electromagnetice, obținându-se exactități de măsurare satisfăcătoare.

## Bibliografie

- [1] Arkin, H., Xu, X. and Holmes, K.R., 1994, "Recent Developments in Modeling Heat Transfer in Blood Perfused Tissues", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 41, no. 2.
- [2] Chou, C.K.; Guy, A.W.; McDougall, J.; Lai, H., "Specific absorption rate in rats exposed to 2450-MHz microwaves under seven exposure conditions", *Bioelectromagnetics* 6:73-88; 1985
- [3] Samaras, T.; Regli, P.; Kuster, N., "Electromagnetic and heat transfer computations for non-ionizing radiation dosimetry", *Phys. Med.Biol.*, 45, 2000
- [4] [www.boomer.org/c/p1/ch18/ch1803.html](http://www.boomer.org/c/p1/ch18/ch1803.html)
- [5] FEMLAB 3.0a, *User's Guide and Electromagnetics Module*, COMSOL AB., 2004
- [6] Neagu M., "Modelling concepts in bioheat transfer", ATEE 2002
- [7] Morega Al., Neagu M., "Thermal load by RF electromagnetic field absorption in biological tissue", ATEE 2004
  - Primit în data de 20 decembrie 2005; acceptat în data de 27 ianuarie 2006
  - Revizia științifică: dr. ing. Dragoș Boiciuc



- Absolvent al Universității „Politehnica” din București, Facultatea de Electrotehnică, 1994
- CS III la INM, Laboratorul de Termometrie, 1994
- Doctorand al Universității „Politehnica” din București, specializarea inginerie biomedicală, 2000