

## TERMOMETRIE NEINVAZIVĂ FOLOSIND REZONANȚĂ MAGNETICĂ NUCLEARĂ

*Dumitru Marius NEAGU\**

**Rezumat:** Majoritatea funcțiilor fiziologice ale organismului uman (circulația sanguină, metabolismul, reacțiile inflamatoare etc.) sunt dependente de temperatura locală a corpului. Determinarea acestei temperaturi poate fi o informație importantă despre starea pacientului. O metodă prin care se determină temperatura relativă non-invaziv este metoda frecvenței de rezonanță a protonului de apă (PRF) folosind metoda gradientului și a ecoului. Această metodă se bazează pe modificările frecvenței de rezonanță a protonului de apă cu temperatura. Aceste modificări determină deplasarea fazei din care se poate determina temperatura locală.

**Abstract:** Many physiological functions of human body (functional blood supply, metabolic system, inflammation reactions) are closely related by local body temperature. Determination of the local body temperature can give important information about the condition of patient. A method which calculates the relative temperature non-invasively, is the water proton resonance frequency (PRF) method using gradient echo. This method is based on the fact that the resonance frequency of water proton changes with temperature. This changes causes a phase shift from which the temperature can be derived.

**Cuvinte cheie:** Termometria prin rezonanță magnetică, temperatura locală a corpului, frecvența de rezonanță a protonului de apă

**KeyWords:** Resonance magnetic thermometry, local body temperature, water proton resonance frequency

### 1 Introducere

Termometria prin rezonanță magnetică asigură o monitorizare non-invazivă a temperaturii corpului uman, utilă în aplicații medicale cum ar fi intervențiile prin hipertermie. Termometria continuă poate ajuta la optimizarea dozei termice. Termometria prin rezonanță magnetică (RM) bazată pe deplasarea frecvenței de rezonanță a protonilor (PRF) este cea mai precisă metodă pentru măsurarea schimbărilor de temperatură. Hărțile cu diferențele de fază sunt folosite pentru a determina deplasarea de frecvență datorată modificării temperaturii. Este necesară procesarea imaginii pentru a calcula o diferență de fază dintr-o imagine RM.

Imagistica intervențională prin rezonanță magnetică (IRM) câștigă rapid popularitate ca urmare a unui curent major în medicina către o procedură rentabilă economic și cât mai puțin invazivă. O aplicație a IRM intervenționale este ghidarea terapiei termice în timpul hipertermiei. În acest tratament, se aplică temperaturi relativ scăzute în gama de temperatură de 43 – 45 grade Celsius, timp de câteva ore, pentru omorârea celulelor tumorale. Variațiile spațiale în proprietățile țesuturilor, cum ar fi ratele de absorție a căldurii, pot cauza distribuții neuniforme ale temperaturii. Termometria continuă poate ajuta la corectarea diferențelor locale în conducția căldurii și absorția energiei și, prin urmare, poate permite optimizarea dozei termale în timpul terapiei.

Monitorizarea non-invazivă a temperaturii poate fi făcută folosind termometria imagistică prin RM bazată pe deplasarea frecvenței de rezonanță a protonului. Această abordare este promițătoare pentru aplicațiile clinice, deoarece combină independența față de tipul țesutului cu o sensibilitate bună la temperatură.

---

\**Institutul Național de Metrologie, Șos. Vitan-Bârzești Nr.11, cod 042122, Sectorul 4, București, România, tel: (021)334 48 30; 334 50 60, fax: (+4021) 334 53 45; 334 55 33, e-mail: [office@inm.ro](mailto:office@inm.ro), [www.inm.ro](http://www.inm.ro)*

Deplasarea de frecvență dependentă de temperatură poate fi determinată din imaginea de fază care este produsă din imagistica de ecou bazată pe gradient. Modificarea de temperatură este proporțională cu diferența absolută de fază, care este determinată din scăderea imaginilor de fază care se achiziționează la temperatura curentă, respectiv la temperatura de referință.

## 2 Detectarea deplasării frecvenței de rezonanță datorată modificării temperaturii

IRM este o tehnică imagistică care produce imagini ale caracteristicilor fizice și chimice interne ale unui obiect din rezonanța magnetică nucleară (RMN) măsurată extern, fără a-l deschide fizic. Reconstrucția imaginii în IRM poate fi împărțită după următoarele criterii: modul cum sunt generate semnalele RMN, modul cum sunt detectate și modul cum sunt manipulate și procesate într-o imagine.

Procesul poate fi rezumat în felul următor:

$$\mu \rightarrow M \rightarrow M_{xy} \rightarrow S(t) \rightarrow S(k) \rightarrow I(x)$$

Pornim de la momentul magnetic microscopic ( $\mu$ ) dintr-un obiect care este convertit pas cu pas într-o magnetizare de ansamblu a unui element mic de volum ( $M$ ), o magnetizare transversală a elementului respectiv ( $M_{xy}$ ), un semnal electric ( $S(t)$ ), un semnal în spațiul  $k$  ( $S(k)$ ) în final imaginea dorită  $I(x)$ .

Trecerea  $\mu \rightarrow M$  se realizează prin expunerea obiectului într-un câmp magnetic static ( $B_0$ ).  $M \rightarrow M_{xy}$  se realizează prin excitarea nucleelor printr-o undă electromagnetică de radiofrecvență (RF) cu o frecvență egală cu frecvența Larmor.  $M_{xy} \rightarrow S(t)$  –detecția semnalului - se bazează pe legea de inducție a lui Faraday.  $S(t) \rightarrow S(k)$  este partea centrală a IRM, care implică folosirea gradientilor de câmp magnetic pentru a codifica informația spațială în răspunsul tranzitoriu al unui sistem de spini sub influența unor excitații de RF. În fine,  $S(k) \rightarrow I(x)$  este o problemă de reconstrucție a imaginii.

Excitația RF este considerată a fi de cele mai multe ori la frecvența de rezonanță a sistemului de spin care are o singură frecvență izocromatică de rezonanță la frecvența  $\omega_0 = \gamma B_0$ , unde  $\gamma$  este factorul giromagnetic și  $\omega_0$  este frecvența Larmor. Totuși, în practică, dacă sunt prezente neomogenități ale câmpului magnetic și/sau deplasări chimice,  $M_{xy}$  va fi determinat de  $\omega_0 \pm \Delta\omega_0$ , unde  $\Delta\omega_0$  este gradul de derezonare. Variația  $\Delta\omega_0$  determinată de modificarea temperaturii poate fi scrisă astfel :

$$\Delta\omega_0 = \gamma\sigma(T)B_0 \quad (1)$$

unde  $\sigma(T)$  este deplasarea chimică indusă de temperatură. Câmpul deplasării frecvenței de rezonanță poate fi calculat din informația de fază din imagistica bazată pe gradient și ecou :

$$\Phi(T) = \gamma\sigma(T) T_E B_0 \quad (2)$$

unde  $\Phi$  este faza imaginii și  $T_E$  este timpul de ecou. Pentru a măsura schimbarea dependentă de temperatură în deplasarea frecvenței de rezonanță, factorul referitor la deplasarea chimică  $\sigma(T)$  trebuie eliminat, lucru care este, de obicei, realizat prin scăderea distribuției câmpului la o temperatură dată ( $T_{ref}$ ) din distribuția câmpului măsurată la temperatura  $T$ , conducându-ne la:

$$\Delta T = T - T_{ref} = (\Phi(T) - \Phi(T_{ref})) / (\alpha\gamma T_E B_0) \quad (3)$$

unde  $\alpha$  este deplasarea chimică dependentă de temperatura  $T$  a apei, în ppm.  $^{\circ}\text{C}^{-1}$ .

## 3 Sistemul de rezonanță magnetică

După cum s-a menționat mai sus, imaginile de fază sunt folosite pentru a detecta o deplasare a frecvenței de rezonanță datorată modificării temperaturii. Înainte de a se reconstrui imaginea

fazei, trebuie detectată o deplasare a frecvenței de rezonanță în  $S(t)$ . Acest semnal electric este un semnal de înaltă frecvență deoarece vectorul magnetizării transversale ( $M_{xy}$ ) realizează o mișcare de precesie la frecvența Larmor. În practică,  $S(t)$  este deplasat într-o bandă de joasă frecvență folosind un detector de fază cu două canale (PSD). Canalul 1 este folosit pentru detecție când  $\Delta\omega > 0$ , iar dacă  $\Delta\omega < 0$ , atunci este folosit canalul 2.

Ieșirile din fiecare canal constau într-un semnal real  $S_R(t)$  și un semnal imaginar  $S_I(t)$  – adesea combinate într-un semnal complex  $V^*(t)$ . Apoi, codificarea spațială este folosită pentru convertirea semnalului  $V^*(t)$  într-o imagine  $S^*(k)$  din spațiul  $k$ .

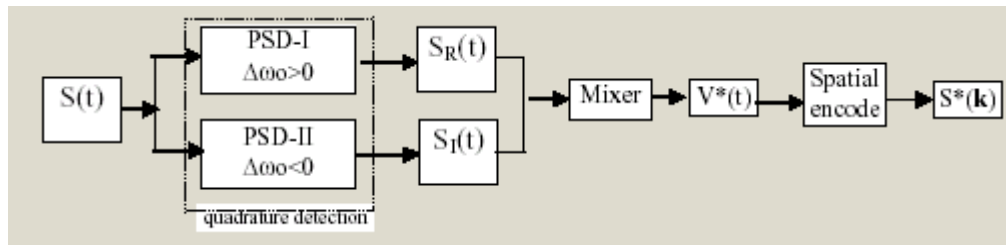


Fig. 1 – Schema de detecție a deplasării frecvenței de rezonanță

$S^*(k_x, k_y)$  este, de fapt, transformata Fourier 2D a imaginii complexe țintă  $I^*(X_1, X_2)$ .

$$S^*(k_{x_1}, k_{x_2}) = \iint I^*(X_1, X_2) e^{-i2\pi(k_{x_1} X_1 + k_{x_2} X_2)} dX_1 dX_2 \quad (4)$$

unde  $S^*(k_{x_1}, k_{x_2})$  reprezintă datele complexe extrase din semnalul RMN.

$I^*(X_1, X_2)$  poate fi reconstruit aplicând transformata Fourier inversă funcției  $S^*(k_x, k_y)$ , iar apoi magnitudinea și faza imaginii este reconstruită din  $I^*(X_1, X_2)$ . Faza semnalului  $I^*(X_1, X_2)$  este în intervalul  $(-\pi; \pi)$ . Se face desfășurarea fazei, pentru a recupera o fază absolută dintr-o reprezentare înfășurată a fazei (numai diferența de faze absolute este proporțională cu temperatura).

Rezoluția temporală este un important factor în termometria prin rezonanță magnetică. Pentru a crește exactitatea determinării modificărilor de temperatură locale trebuie micșorat timpul dintre secvențele de scanare RMN. Astfel, prin micșorarea timpului de achiziție a semnalului RMN, se mărește și zgomotul semnalului util. Pentru a rezolva această problemă se folosesc filtre pentru semnalul complex înainte de reconstrucția fazei înfășurate (din intervalul  $(-\pi; \pi)$ ). În figura 2 este prezentată schema de realizare a imaginii termografice prin rezonanță magnetică folosită pentru un obiect staționar [2].

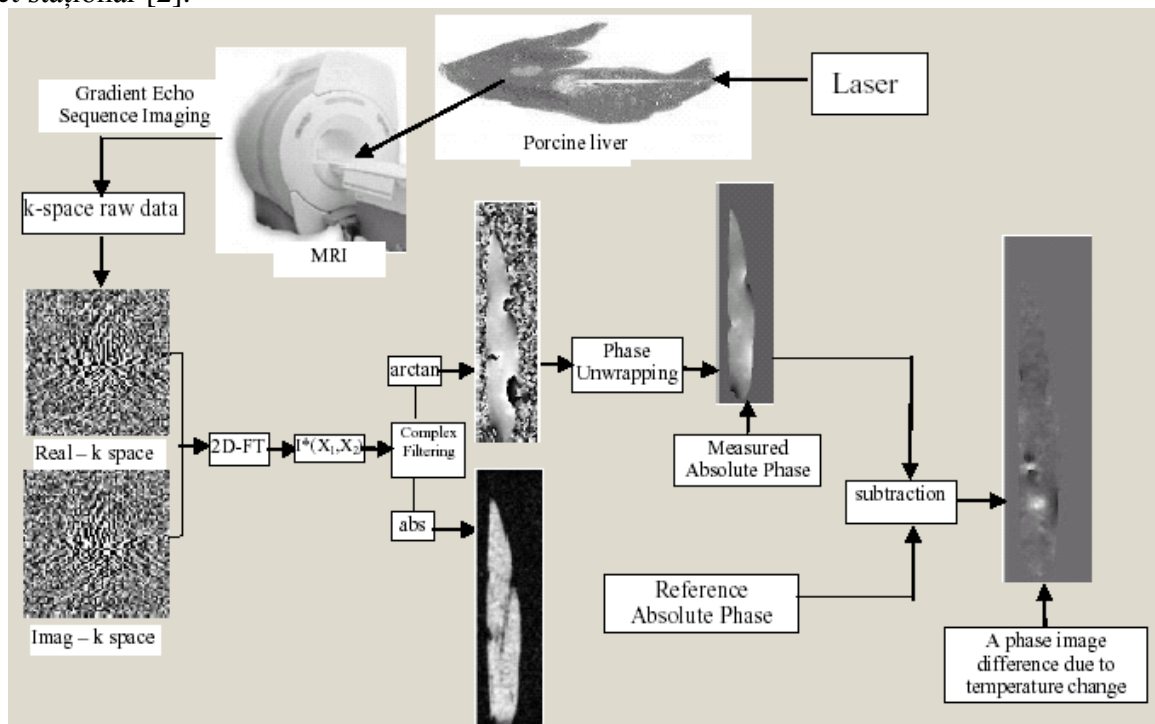


Fig. 2 – Imagistica termometrică prin RM pentru monitorizarea temperaturii unui obiect staționar [2]

Schema de mai sus se poate explica în felul următor: obiectul care este încălzit local este scanat prin metoda imagistică a gradientului ecoului de câmp, și informația este stocată în spațiul  $k$ . După o transformare Fourier 2D inversă, datele din spațiul  $k$  vor fi transformate într-o imagine complexă. Pentru a mări raportul semnal/zgomot, s-a aplicat filtrarea gaussiană pentru părțile reală și imaginară ale imaginii complexe  $I^*(X_1, X_2)$ . S-a obținut o imagine a fazei aplicând funcția **arctan** pe imaginea complexă. Pentru a recupera faza absolută se aplică algoritmul de desfășurare a fazei. În final, o imagine cu diferențele de fază a fost calculată din scăderea dintre imaginea măsurată și imaginea de referință.

#### 4 Rezultate

S-a realizat un experiment [3] în următoarele condiții: un ficat de porc a fost plasat într-o baie de apă la temperatura ambiantă în interiorul unui scanner RM (1,5 T, producător General Electric). S-a folosit un laser de 20 W ca sursă de căldură și, pentru difuzarea energiei, o fibră laser cu vârf de difuzare de 2 mm a fost inserată în ficat. Un cateter laser pentru răcire a fost instalat pentru a menține țesuturile înconjurătoare la temperatura ambiantă. Numai vârful de difuzare a avut o contribuție la încălzire. Regiunea țintă este arătată în figura 3-a (marcată printr-un pătrat alb).

Ficatul a fost iradiat timp de 19 min sub monitorizare continuă de tip termometrie IRM. Imaginea luată la  $t = 0$  min (înainte de aplicarea laserului) a fost folosită ca imagine inițială. Imaginile 3-b,c,d arată imaginea nedesfășurată a fazei la  $t = 5, 15$ , respectiv 19 min.

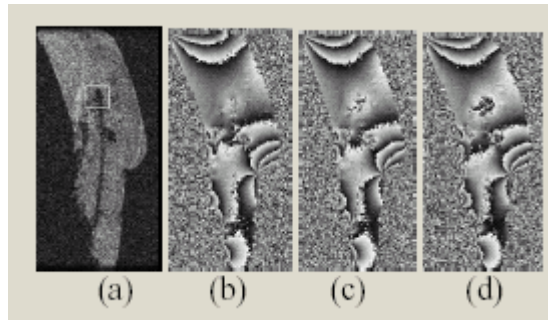


Fig. 3: a) Magnitudinea temperaturii la  $t = 0$ ; b) faza înfășurată la iradiere laser la  $t = 5$  min., c) la  $t = 15$  min., d) la  $t = 19$  min.

Se folosește un algoritm de desfășurare a fazei pentru a determina variația fazei absolute. Deplasarea absolută a fazei datorată unei iradiere îndelungate a fost calculată din deplasarea medie a fazei într-o arie de  $10 \times 10$  pixeli la locația sursei de căldură (fig. 4).

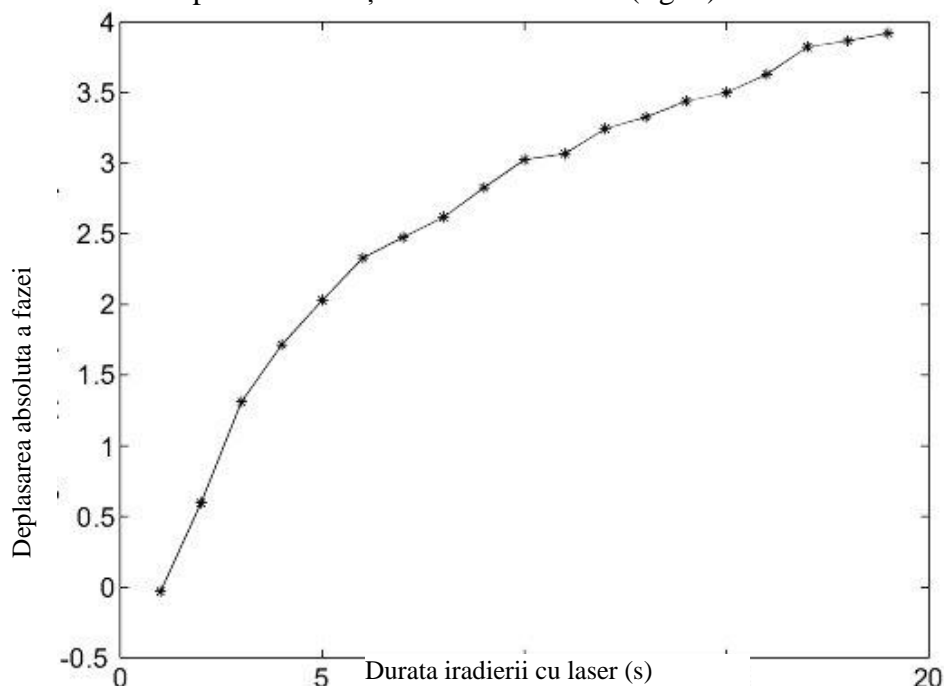


Fig. 4 - Deplasarea absolută a fazei datorată unei iradiere îndelungate

## Bibliografie

- [1] Germain D, Chevallier P, Laurent A., Saint-Jalmes H., “*MR monitoring of tumour thermal therapy*”, *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine* 13 47–59 (2001)
- [2] Kuroda K, Mulkern RV, Oshio K, Panych LP, Nakai T, Moriya T, Okuda S, Hynynen K, Jolesz FA. Temperature mapping using the water proton chemical shift: self-referenced method with echo-planar spectroscopic imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*; 2000 Jul;43(1):167
- [3] M.W. Vogel, Suprijanto, F.M. Vos, H.A. Vrooman, A.M. Vossepoel, and P.M.T. Pattynama, *Towards Motion-robust Magnetic Resonance Thermometry*, in: Wiro J. Niessen, Max A. Viergever (eds.), *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2001* (Proc. 4th Int. Conf. Utrecht, NL, Oct.14-17), *Lecture Notes in Computer Science*, vol. 2208, Springer Verlag, Berlin, 2001, 401-408.
- [4] Samulski T.V., MacFall J., Zhang Y., Grant W., Charles C., “*Non-invasive thermometry using magnetic resonance diffusion imaging: potential for application in hyperthermic oncology*”. *Int. J. Hyperthermia* 1992;8:819-829
- [5] Peters RD, Chan E, Trachtenberg J, Jothy S, Kapusta L, Kucharczyk W, Henkelman RM. “*Magnetic resonance thermometry for predicting thermal damage: an application of interstitial laser coagulation in an in vivo canine prostate model*” *Magn Res Med*. 2000; 44 : 873-83.

- 
- Primit în data de 18.06.2006; acceptat în data de 26.07.2006
  - Revizia științifică: *dr.ing. Dragoș BOICIUC*



**Dumitru Marius NEAGU**

- 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