

116

**A** HYPERTHERMIE LOCALE CONTROLÉE PAR THERMOGRAPHIE MICROONDE A 2,5 GHz

**B** Duc Dung NGUYEN, Maurice CHIVE, Yves LEROY  
Centre Hyperfréquences et Semiconducteurs - L.A. C.N.R.S. n° 287  
Université des Sciences et Techniques de Lille  
59655 VILLENEUVE D'ASCQ CEDEX - France.

**C** RESUME

Un système destiné à chauffer localement les tissus vivants et à contrôler la température par thermographie microonde a été réalisé (fréquences voisines de 2.5 GHz). Il est destiné à des études sur l'hyperthermie locale contrôlée ; il présente l'avantage d'un fonctionnement atraumatique (sonde au contact). On présente les résultats des premiers essais.

**D** ABSTRACT

A system combining local heating of living tissues and temperature measurement by microwave radiometry has been carried out. It is used for controlled local hyperthermia and has the advantage of a non-invasive method (contact probe). We present here the first results obtained on animals.

**E**

Ces dernières années ont vu le développement des techniques biomédicales utilisant les microondes ; parmi celles-ci, la radiométrie hyperfréquence fournit une méthode atraumatique de détermination des gradients thermiques sous-cutanés : on peut ainsi utiliser ce procédé pour détecter des tumeurs cancéreuses [1, 2] et pour étudier des problèmes d'ergonomie [3].

Par ailleurs, l'hyperthermie locale des tissus provoquée par un chauffage microonde au moyen d'applicateurs, semble être une méthode prometteuse en ce qui concerne le traitement des tumeurs cancéreuses. Cependant, les tissus sains ne tolérant pas une température supérieure à 43° C, leur échauffement doit être contrôlé rigoureusement. La plupart des méthodes actuelles de contrôle de température utilisent des sondes implantables et sont de ce fait traumatisantes ; la thermographie micro-

onde par contre est parfaitement atraumatique et son utilisation comme technique de contrôle de l'hyperthermie peut être envisagée : nous avons donc développé un système combinant le chauffage par microonde et la thermographie hyperfréquence. (Fig. 1).

Comme nous l'avons déjà montré [4, 5], dans un tel système, l'association de ces deux fonctions n'est possible que s'il n'existe aucune interférence de modulation entre le générateur et le radiomètre. En effet, la puissance mise en jeu par le chauffage est de l'ordre de quelques watts, alors que le radiomètre est sensible à des variations de puissance de bruit de l'ordre de  $10^{-15}$  W (ce qui correspond à une variation de 0,1° C dans une bande passante de 1 GHz). Il faut donc éviter tout transfert d'énergie directement du générateur vers le radiomètre résultant par exemple de la réflexion de la puissance de chauffage à l'interface sonde-tissus ou d'autres causes inhérentes au système. Dans les trois procédés décrits ci-après que nous avons imaginés et testés, un découplage suffisant est

réalisé entre le générateur et le radiomètre.

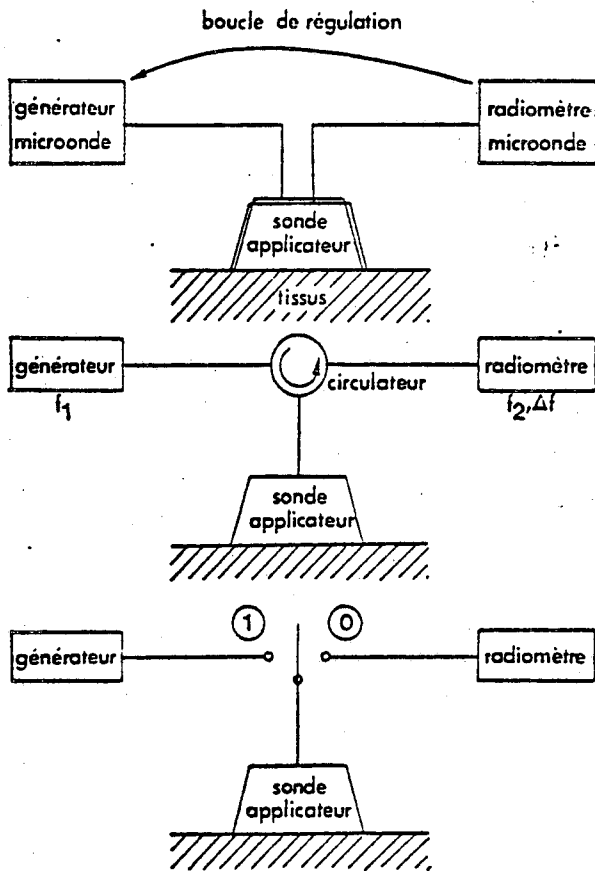


Fig. 1 : Principe de l'association du chauffage et de la thermographie microonde.

Fig. 2 : Schéma synoptique correspondant à la Méthode Simultanée de Chauffage et Thermographie Microonde.

Fig. 3 : Schéma synoptique correspondant à la Méthode Alternée de Chauffage et Thermographie Microonde.

Dans le premier procédé ("Méthode Simultanée") le chauffage et la thermographie s'effectuent à des fréquences différentes (Fig. 2). Le chauffage est assuré par un générateur microonde fonctionnant à la fréquence  $F_1$  capable de fournir quelques watts. Le radiomètre effectue la mesure de l'énergie thermique dans une bande de fréquence  $\Delta f$  autour de la fréquence  $F_2$  (fréquence de l'oscillateur local). Une partie du banc radiométrique est constituée de guides d'onde standard qui laissent passer le signal thermique capté par la sonde, mais atténuent fortement tout signal à la fréquence de chauffage située en-dessous de la fréquence de coupure du guide. Le problème d'intermodulation est ainsi résolu.

Dans les deux procédés suivants, le chauffage et la thermographie s'opèrent à la même fréquence, on bénéficie ainsi de deux avantages :

- on utilise des sondes atraumatiques (tronçons de guide ouverts chargés de diélectrique à faibles pertes dont la bande passante est

relativement étroite).

- on mesure l'énergie thermique émise dans le volume même où est fournie la puissance hyperfréquence. Cette dernière caractéristique est une conséquence du principe de réciprocité des antennes.

Un second procédé désigné sous le terme de "Méthode Alternée" est présenté figure 3. Le chauffage (commutateur en position 1) est réalisé pendant la plupart du temps et la mesure de température (commutateur en position 0) est faite pendant de brefs intervalles de temps (par exemple 5 secondes toutes les minutes). Un autre procédé, appelé "Méthode en Temps Partagé" (Fig. 4) effectue alternativement les opérations de chauffage et de mesure de température grâce à deux commutateurs commandés par des impulsions émises en opposition de phase. On mesure ici la température de façon instantanée étant donné que la durée de fermeture et d'ouverture des commutateurs est de l'ordre de la milliseconde. Pour ces deux procédés, le problème d'intermodulation est résolu de la même manière : ayant remarqué que le mélangeur est très peu sensible à la fréquence de son oscillateur local, nous prélevons une très faible partie de la puissance de chauffage et l'utilisons comme signal "oscillateur local".

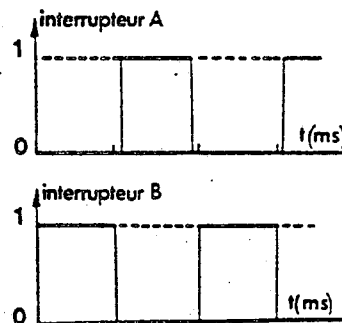
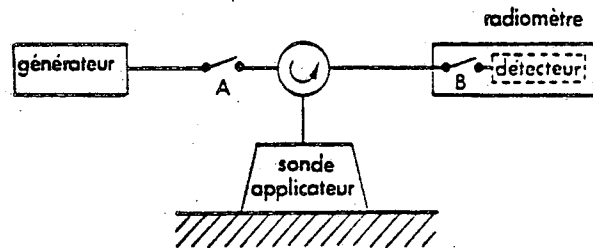


Fig. 4 : Schéma synoptique correspondant à la Méthode en Temps Partagé de Chauffage et Thermographie Microonde.

Des expériences préliminaires ont montré la faisabilité des méthodes que nous venons d'expliquer : en ce qui concerne les méthodes "Alternée" et "en Temps Partagé", un applicateur est mis en contact avec différents matériaux (liquide, graisse, boeuf), et on enregistre la température à la fois au moyen du radiomètre et de thermocouples implantés au voisinage de la sonde. De nombreuses vérifications ont été effectuées, et nous présentons (Fig. 5) quelques exemples de résultats démontrant la validité des procédés. Nous remarquons que, quel que soit le procédé utilisé, la variation de température mesurée par le radiomètre est à tout instant proportionnelle à la puissance appliquée.

in vitro, sur des tissus animaux obtenus en méthode alternée, avec ce type de dispositif. Les puissances mises en jeu sont respectivement de 3 W et 5 W. Deux thermocouples implantés, l'un à 1 cm, l'autre à 3 cm de l'interface applicateur-matériau, contrôlant l'échauffement du volume testé. Nous remarquons que l'évolution de la température enregistrée au radiomètre est bien corrélée à celles détectées par les thermocouples. Le fait que les évolutions respectives du radiomètre et des thermocouples sont différentes est compréhensible puisque le radiomètre intègre la température dans tout le volume couplé à la sonde alors que les thermocouples signalent des variations de température ponctuelle.

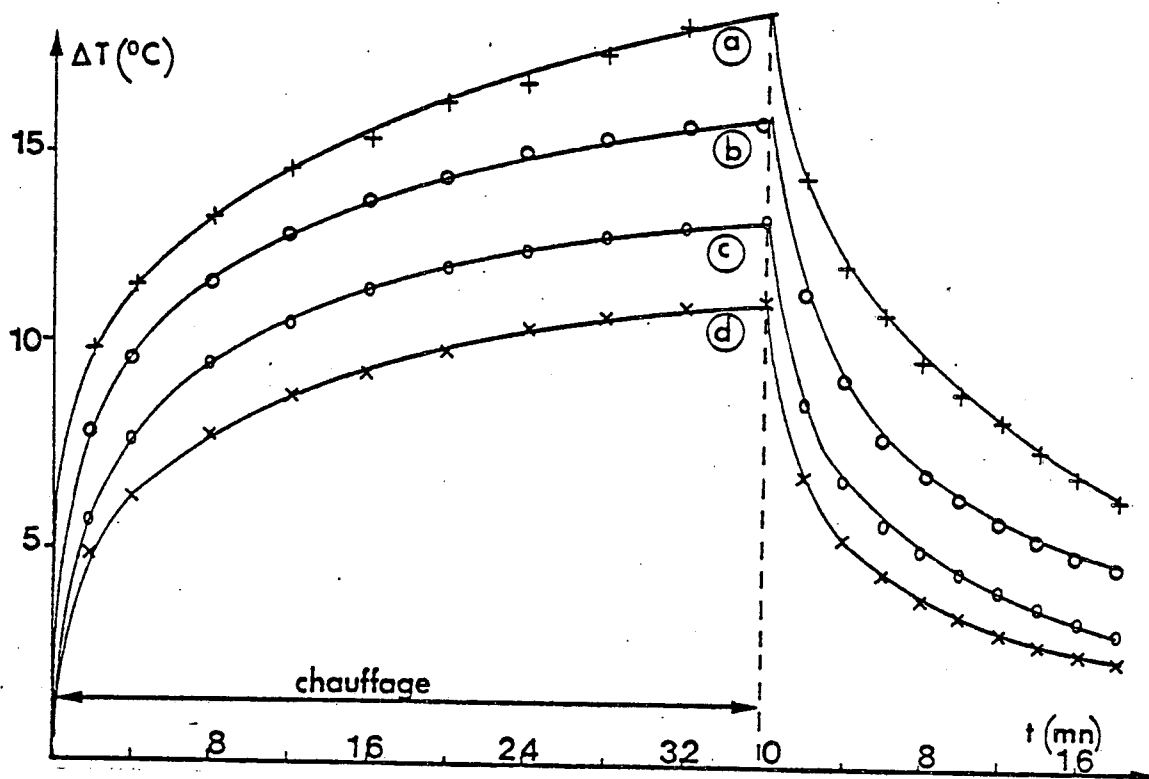


Fig. 5 : Mesure de l'évolution de la température par Thermographie Microonde lors du Chauffage Microonde (puissance P) d'un tissu animal.  
 (a) Méthode alternée ; P = 750 mW  
 (b) Méthode en temps partagé ; P = 650 mW  
 (c) Méthode en temps partagé ; P = 550 mW  
 (d) Méthode en temps partagé ; P = 450 mW (Temps de Chauffage : 36 minutes). Fréquence 9 GHz

Une fois les essais de faisabilité réalisés, nous avons alors construit un dispositif associant un générateur et un radiomètre. Le générateur fonctionne dans une bande de fréquences réservée aux applications I.S.M. et il est constitué d'un oscillateur à cavité (2,45 GHz) qui pilote un amplificateur à T.O.P. dont la puissance de sortie peut atteindre 10 Watts. Le radiomètre dont la fréquence centrale est celle du générateur, a une bande passante de 1 GHz et une sensibilité de 0,2° C (temps de mesure du filtrage numérique |6| : 1 seconde). La figure 6 montre un exemple de résultats,

Nous avons aussi fait des expériences sur des animaux vivants\*, dans le but de tester la validité du procédé dans des cas réels, et de pouvoir ultérieurement mettre au point les protocoles de mesure atraumatique de la température et de chauffage. La figure 7 présente un exemple de résultats obtenus en opérant sur un rat.

\* A cette occasion, nous tenons à remercier M. le Professeur Guy GIAUX du Centre anticancéreux (Lille) ainsi que l'Institut de Recherches sur le cancer (Lille) chez qui ces essais ont été réalisés, pour l'aide et les conseils dont nous avons bénéficié.

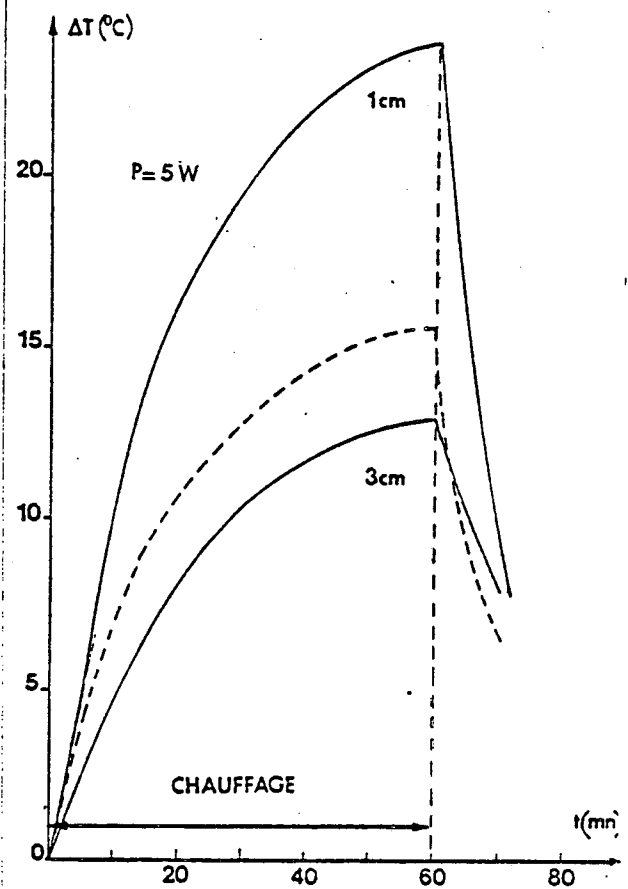
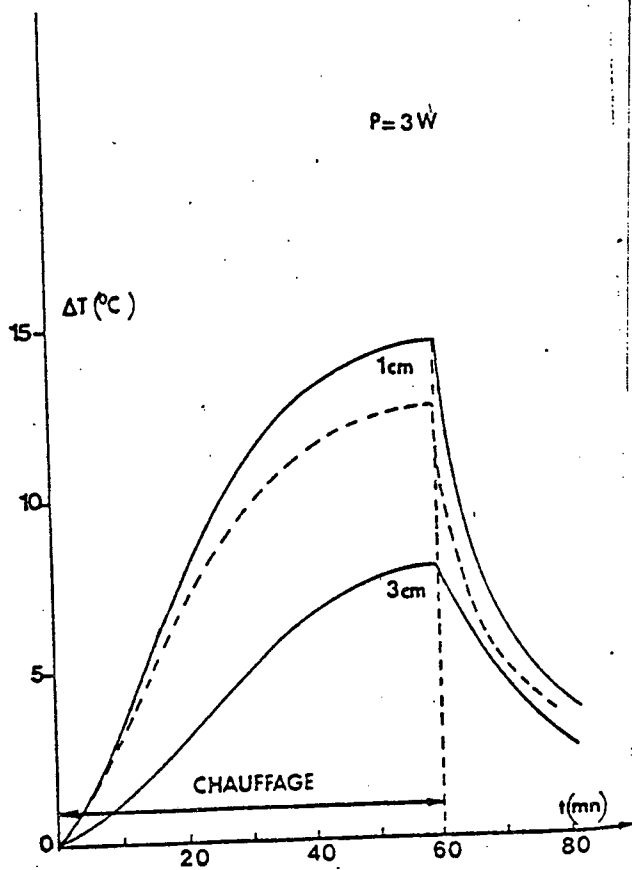


Fig. 6 : Mesure de l'évolution de la température par Thermographie Microonde (courbe ---) et par thermocouples (courbe —) implantés (la profondeur est indiquée) lors du chauffage Microonde à 2,45GHz d'un tissu animal.

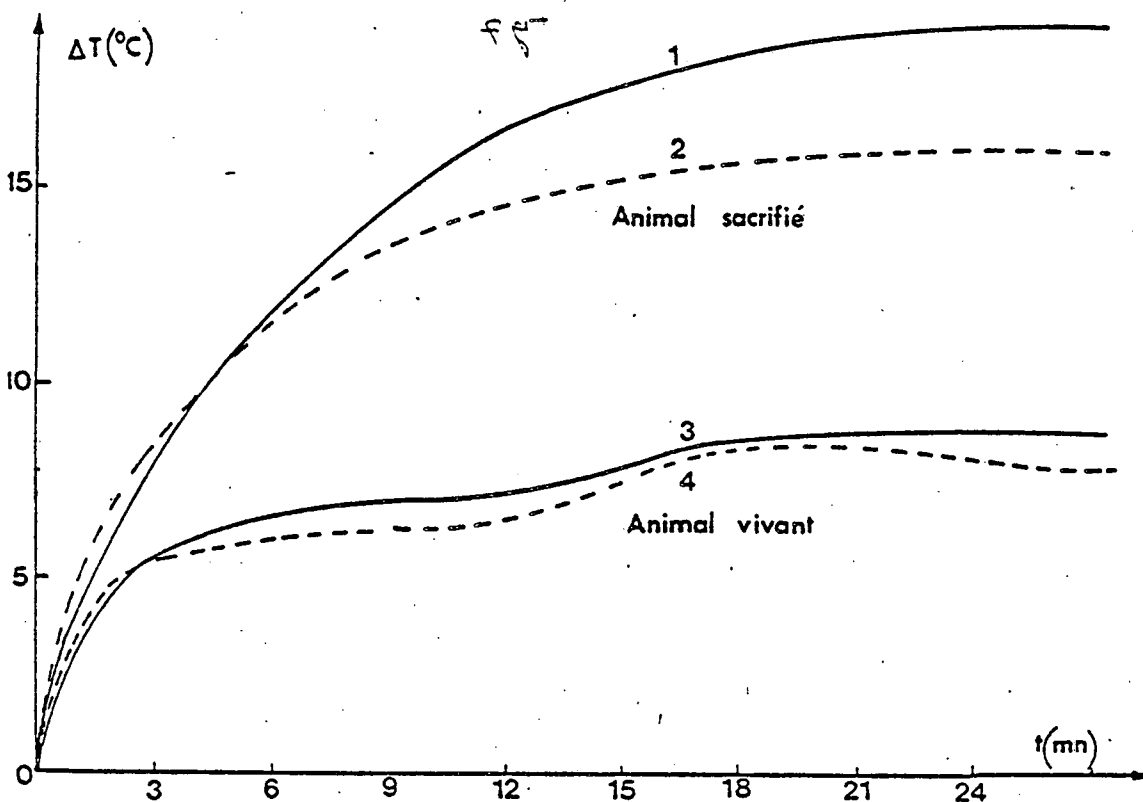


Fig. 7 : Mesure in vivo de la température par Thermographie Microonde (courbe ---) et par Thermocouple (courbe —) lors du chauffage Microonde à 2,45 GHz (Puissance 3 Watts). Sonde  $\epsilon_r = 25$ .

Plusieurs sondes de caractéristiques différentes ont été utilisées mais toutes présentent un coefficient de réflexion sur la peau inférieur ou égal à 0,1. Les résultats obtenus mettent en évidence un certain nombre de faits importants :

1) les puissances hyperfréquences mises en jeu sont faibles (3 Watts), soit une densité d'énergie de l'ordre de 1,2 W/cm<sup>2</sup>.

2) avec de telles densités, les élévations de température mesurées à l'aide du thermocouple implanté à 1 cm de profondeur environ sont importantes et peuvent dépasser 10° ; la mesure obtenue au radiomètre donne des valeurs plus faibles.

3) les résultats obtenus sur l'animal vivant comparés à ceux obtenus sur l'animal sacrifié, font apparaître très nettement l'influence de la circulation sanguine qui retarde l'échauffement et diminue la température locale.

En conclusion, nous avons construit un dispositif qui permet de réaliser une hyperthermie locale contrôlée des tissus vivants en associant à un générateur de puissance, un radiomètre hyperfréquence dont le signal de sortie est lié à l'évolution de la température dans le volume chauffé. Ce travail doit maintenant se poursuivre afin de connaître la correspondance exacte entre le signal radiométrique et la température du volume chauffé et ainsi définir les caractéristiques de notre dispositif atraumatique d'hyperthermie contrôlée.

#### BIBLIOGRAPHIE

- [1] A. MAMOUNI, M. SAMSEL, M. GAUTHERIE, Y. LEROY  
"Radiométrie microonde (9 GHz) : applications aux cancers du sein et à des localisations tumorales diverses, résultats préliminaires".  
Colloque I.M.P.I. Monaco, 1979.
- [2] M. GAUTHERIE, B. MOYSES, Y. LEROY, A. MAMOUNI, Y. MOSCHETTO, J.P. SOZANSKY  
"Imagerie thermique au moyen de systèmes radiométriques microondes appliquée à la détection et au pronostic de tumeurs mammaires, cérébrales et thyroïdiennes".  
Symposium International Ondes Electromagnétiques et Biologie, Jouy en Josas 4 juillet 1980.
- [3] J.L. LECROART, G. CARETTE, Y. HOUDAS, A. MAMOUNI, Y. LEROY  
"Détermination atraumatique de la température musculaire au cours de l'effort".  
Journées Nationales Microondes, Lille, 28 juin 1979.
- [4] D.D. NGUYEN, A. MAMOUNI, Y. LEROY, E. CONSTANT  
"Simultaneous microwave local heating and microwave thermography. Possible clinical applications".  
Journal of Microwave Power, July 1979.

[5] D.D. NGUYEN, M. CHIVE, Y. LEROY, E. CONSTANT  
"Combination of local heating and radiometry by microwaves".  
I.E.E.E. Transactions on Instrumentation and Measurements, June 1980.

[6] J. BAUDET, J.L. VAN DE VELDE  
"Filtre numérique synchrone".  
Electronique Applications Industrielles n° 282, 1er avril 1980.

Ce travail a bénéficié de l'aide de la Direction Générale à la Recherche Scientifique et Technique (D.G.R.S.T.) Secteur Génie Biologique et Médical, et de la Caisse Nationale d'Assurance Maladie des Travailleurs Salariés.