



HAL
open science

Modélisation par éléments finis des phénomènes électromagnétiques en hyperthermie et optimisation des applicateurs.

Nicolas Siauve

► **To cite this version:**

Nicolas Siauve. Modélisation par éléments finis des phénomènes électromagnétiques en hyperthermie et optimisation des applicateurs.. Autre. Ecole Centrale de Lyon, 2002. Français. NNT : . tel-00144536

HAL Id: tel-00144536

<https://theses.hal.science/tel-00144536>

Submitted on 3 May 2007

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THESE

Présentée devant

L'ECOLE CENTRALE DE LYON

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR

(Arrêté du 30/03/1992)

Spécialité: Génie Electrique

Préparée au sein de

L'ECOLE DOCTORALE

ELECTRONIQUE, ELECTROTECHNIQUE, AUTOMATIQUE

DE LYON

par

Nicolas SIAUVE

**MODELISATION PAR ELEMENTS FINIS DES
PHENOMENES ELECTROMAGNETIQUES EN
HYPERTHERMIE ET OPTIMISATION DES
APPLICATEURS**

Soutenue le 20 décembre 2002 devant la commission d'examen :

JURY :

H. SAINT JALMES	Professeur des Universités – RMN MIB	Président
V. MADRANGEAS	Professeur des Universités – IRCOM	Rapporteur
G. MEUNIER	Directeur de Recherche CNRS – LEG	Rapporteur
C. MARCHAL	Médecin – Radiothérapeute – CAV	Examineur
L. NICOLAS	Directeur de Recherche CNRS – ECL	Examineur
C. VOLLAIRE	Maître de Conférences – ECL	Examineur

A Delphine.

REMERCIEMENTS

Ce travail a été réalisé au Centre de Génie Électrique de Lyon à l'École Centrale de Lyon. Je remercie Monsieur le professeur Alain NICOLAS, directeur du CEGELY et Monsieur le professeur Philippe AURIOL, Directeur du département EEA, qui m'ont accueilli dans ce laboratoire.

Je remercie Monsieur le Président et les membres du jury pour l'honneur qu'ils m'ont fait en acceptant de juger ce travail.

J'exprime ma profonde gratitude et ma reconnaissance envers Messieurs Laurent NICOLAS, Directeur de recherche CNRS et Christian VOLLAIRE, maître de Conférences, pour leur disponibilité et leur aide qu'ils m'ont apporté tout au long de ce travail.

Je tiens à exprimer mes vifs remerciements à Marie-Ange RAULET et Hamed YAHOUÏ, maîtres de Conférences à l'université Claude BERNARD, pour m'avoir encadré durant mes travaux de recherche en DEA.

Je remercie également tout le personnel du laboratoire (enseignants, chercheurs, personnels administratifs et techniques). Je ne manquerai pas de remercier tous les collègues thésards pour l'ambiance, agréable et favorable au travail, qu'ils ont su créer.

Je remercie enfin mes parents et ma sœur Audrey, pour leur inconditionnel soutien tout au long de ces années d'études.

TABLE DES MATIÈRES

INTRODUCTION GENERALE.....	1
CHAPITRE 1: HYPERTHERMIE EN CANCEROLOGIE	4
1.1. L'HYPERTHERMIE	4
1.2. HYPERTHERMIE EN CANCEROLOGIE	5
1.2.1. Aspect médical	6
1.2.2. Techniques d'hyperthermie.....	8
1.2.3. Appareils utilisés en hyperthermie locale.....	12
1.2.4. Gamme de fréquence.....	19
1.3. INTERET DE LA MODELISATION.....	21
1.3.1. Contrôle de la température.....	22
1.3.2. Planification du traitement	22
1.3.3. Exemple de modélisation 2D d'un dispositif d'hyperthermie profonde	23
1.4. PROPRIETES DIELECTRIQUES DES TISSUS BIOLOGIQUES	24
1.5. CONCLUSIONS	26
CHAPITRE 2: METHODES NUMERIQUES APPLIQUEES A L'HYPERTHERMIE	28
2.1. EQUATIONS DE MAXWELL	28
2.1.1. Formulation générale	28
2.1.2. Simplification: application aux problèmes d'hyperthermie	30
2.1.3. Conditions d'interfaces.....	31
2.1.4. Pertes dans les tissus biologiques.....	31
2.1.5. Densité de puissance et taux spécifique d'absorption.....	32
2.2. METHODES DE CALCUL DE CHAMP APPLIQUEES A L'HYPERTHERMIE	33
2.2.1. Méthode des éléments finis	34
2.2.2. Méthode des réseaux d'impédances.....	35
2.2.3. Méthode des différences finis.....	36
2.2.4. Choix d'une méthode	38
2.3. ÉLÉMENTS FINIS D'ARÊTE	40
2.3.1. Généralités sur les éléments d'arête.....	40
2.3.2. Discrétisation par éléments d'arête.....	41
2.3.3. Formalisme mathématique.....	42
2.4. RESOLUTION DU SYSTEME MATRICIEL.....	45
2.4.1. Méthode du Gradient Conjugué Préconditionné.....	45
2.4.2. Préconditionnement	47
2.5. CONCLUSIONS	50
CHAPITRE 3: VALIDATION DU MODELE NUMERIQUE 3D.....	51
3.1. ÉVALUATION D'UN SYSTEME D'HYPERTHERMIE.....	51
3.1.1. Protocole expérimental.....	51
3.1.2. Dispositif expérimental	51
3.1.3. Fantôme	52
3.2. MODELISATION DU DISPOSITIF	53

3.2.1. <i>Prise en compte de la source</i>	55
3.2.2. <i>Simplification</i>	56
3.2.3. <i>Longueur d'onde et épaisseur de peau</i>	56
3.2.4. <i>Propriétés électromagnétiques</i>	56
3.3. RESULTATS	57
3.3.1. <i>Exploitation des résultats</i>	57
3.3.2. <i>Comparaison des résultats numériques avec les mesures</i>	58
3.4. COUTS DE CALCUL	59
3.4.1. <i>Caractéristiques du système matriciel</i>	59
3.4.2. <i>Temps CPU</i>	60
3.4.3. <i>Influence du critère d'arrêt sur les résultats</i>	63
3.5. STRUCTURES HETEROGENES.....	65
3.5.1. <i>Fantôme hétérogène</i>	65
3.5.2. <i>Structures réalistes</i>	68
3.6. CONCLUSIONS	72
CHAPITRE 4: OPTIMISATION DES SOURCES.....	74
4.1. OPTIMISATION D'UN DISPOSITIF	74
4.2. FORMULATION D'UN PROBLEME D'OPTIMISATION.....	75
4.3. TECHNIQUES D'OPTIMISATION MATHÉMATIQUES	75
4.3.1. <i>Méthodes déterministes</i>	76
4.3.2. <i>Méthodes non déterministes</i>	77
4.3.3. <i>Choix d'une méthode</i>	78
4.4. METHODE D'OPTIMISATION GENÉTIQUE	79
4.4.1. <i>Concepts de base des algorithmes génétiques standards</i>	79
4.4.2. <i>Fonction d'évaluation</i>	81
4.4.3. <i>Opérateurs génétiques</i>	82
4.4.4. <i>Structure de l'algorithme génétique</i>	83
4.4.5. <i>Algorithme génétique à codage réel</i>	84
4.4.6. <i>Contrainte de pénalité et critère de convergence</i>	84
4.5. OPTIMISATION PAR AG DES DISPOSITIFS D'HYPERTHERMIE PROFONDE.....	85
4.5.1. <i>Détermination de la procédure d'évaluation</i>	85
4.5.2. <i>Détermination des variables et contraintes</i>	87
4.5.3. <i>Mise en œuvre de l'algorithme génétique</i>	87
4.6. OPTIMISATION D'UN DISPOSITIF CONSTITUE DE DEUX GUIDES D'ONDES	88
4.6.1. <i>Configuration du problème à optimiser</i>	88
4.6.2. <i>Processus d'obtention du champ électrique</i>	89
4.6.3. <i>Validation</i>	90
4.6.4. <i>Résultats</i>	92
4.7. OPTIMISATION D'UN DISPOSITIF CONSTITUE DE QUATRE APPLICATEURS	95
4.7.1. <i>Dispositif</i>	95
4.7.2. <i>Résultats</i>	96
4.8. CONCLUSIONS	98
4.8.1. <i>Algorithme génétique en général</i>	98
4.8.2. <i>Résultats obtenus</i>	99
CONCLUSION GENERALE.....	100
BIBLIOGRAPHIE	103
ANNEXES	112

INTRODUCTION GÉNÉRALE

L'hyperthermie thérapeutique est une technique médicale utilisée dans le traitement des cancers. Elle est généralement employée en complément des traitements conventionnels comme la chimiothérapie ou la radiothérapie afin de potentialiser leurs actions. L'hyperthermie consiste à augmenter de façon locale, régionale ou générale la température du patient, on parlera alors d'hyperthermie locale, régionale ou généralisée. L'élévation de température peut être induite par différents systèmes utilisant les ondes électromagnétiques, les ultrasons, les infrarouges, la chaleur produite par des résistances, ... avec différents niveaux de température suivant le type de traitement.

Dans cette étude, nous nous intéresserons uniquement à l'hyperthermie loco-régionale utilisant les ondes électromagnétiques pour induire l'élévation de température.

L'hyperthermie locale est basée sur une augmentation de la température à l'intérieur des cellules cancéreuses afin de les détruire ou de les affaiblir et ce sans léser les cellules saines avoisinantes. Le principe de l'hyperthermie utilisant les champs électromagnétiques comme sources de chaleur est de soumettre le patient à un champ électromagnétique par l'intermédiaire d'applicateurs externes ou internes. Toute la complexité de cette technique réside en la bonne focalisation de la chaleur donc du champ électromagnétique.

Un traitement par hyperthermie locale qui consiste à élever la température du volume tumoral entre 42 et 45°C puis à l'y maintenir pendant trente minutes à une heure n'est sans risque que si les moyens techniques de contrôle permettent une bonne connaissance des températures des milieux tissulaires. Cette connaissance doit être assurée par des mesures de température qui s'avèrent difficiles à réaliser pendant le traitement. Pour pallier à ce manque d'informations, des simulations post traitement réalisées à partir de coupes scanner du patient, de la distribution de SAR dans les milieux tissulaires devront permettre un traitement de qualité. De plus, le paramétrage des sources des applicateurs ne peut être réalisé de façon intuitive, ce qui vient renforcer l'importance d'un outil de planification adapté.

La simulation numérique des traitements en hyperthermie est une procédure en deux étapes qui consiste à déterminer dans un premier temps le dépôt de puissance à l'intérieur du corps induit par la source de chauffage. La deuxième étape concerne le calcul de la redistribution de l'énergie due à la conduction thermique des tissus et de la circulation sanguine (modélisation de la température). Dans cette étude nous nous limiterons à la modélisation de la distribution du taux spécifique d'absorption (SAR).

Le premier objectif de cette étude est de pouvoir modéliser différents systèmes d'hyperthermie comme par exemple celui présent au Centre Alexis Vautrin (CAV) de Nancy, mais également d'être capable de prendre en compte de façon réaliste le patient. Le deuxième objectif consiste à obtenir la meilleure focalisation possible de l'énergie électromagnétique au niveau de la tumeur, ce qui se traduit par une optimisation de la répartition de SAR dans le patient.

La modélisation par éléments finis d'arête permettant d'obtenir la distribution de champ électrique, donc de SAR, couplée à la procédure d'optimisation par algorithme génétique va nous permettre de développer un outil de planification du traitement. Cet outil permettra de connaître en fonction de la morphologie du patient et de l'emplacement de sa tumeur, obtenus à partir de coupes scanner, les réglages optimaux à réaliser sur les sources des applicateurs (amplitudes et phases). Cet outil pourra également servir au développement de nouveaux applicateurs, permettant ainsi de limiter les essais expérimentaux sur des fantômes dont l'élaboration et la réalisation de la cartographie thermique peuvent s'avérer complexes.

Dans la première partie de ce manuscrit, nous verrons le rôle de l'hyperthermie thérapeutique dans le domaine médical et plus précisément son utilisation dans le traitement des tumeurs cancéreuses profondes. Les principaux applicateurs utilisés en hyperthermie par ondes électromagnétiques seront décrits. Dans le chapitre suivant, le formalisme régissant les phénomènes électromagnétiques sera posé, nous analyserons ensuite les différentes méthodes numériques utilisées pour modéliser les champs électriques dans le domaine de l'hyperthermie. La méthode numérique des éléments finis d'arête constituera notre choix pour modéliser ces phénomènes électromagnétiques. La validation de ce modèle numérique à partir d'un guide d'onde et d'un fantôme fera l'objet de la troisième partie. Et les résultats numériques seront comparés aux mesures de températures. Le comportement de ce modèle

face à des géométries réalistes issues de coupes scanner sera également analysé. Dans le dernier chapitre, nous étudierons les différentes méthodes permettant de résoudre un problème d'optimisation, et nous présenterons la procédure d'optimisation retenue. L'outil de planification développé sera utilisé sur deux configurations comportant le dispositif d'hyperthermie locale et le patient. Les résultats obtenus suivant que les sources sont optimisées ou non seront présentés. Finalement, nous conclurons et nous présenterons les perspectives de ces travaux.

HYPERTHERMIE EN CANCÉROLOGIE

Dans ce premier chapitre, nous commencerons par présenter l'hyperthermie en général et plus particulièrement son utilisation en cancérologie, en nous attachant à présenter les différents types d'hyperthermie ainsi que les applicateurs utilisés pour induire localement cette élévation de température à l'aide des ondes électromagnétiques. Nous verrons ensuite l'intérêt d'une modélisation des phénomènes électromagnétiques en hyperthermie. Enfin nous nous intéresserons aux propriétés diélectriques des tissus biologiques.

1.1. L'HYPERTHERMIE

Le terme hyperthermie fait référence aux techniques thérapeutiques d'élévation de la température du corps humain au-dessus de la normale, dans le but de combattre une infection ou un cancer. L'hyperthermie peut s'avérer bénéfique pour le traitement de plusieurs maladies virales, incluant le VIH, mais également le cancer, les infections bactériennes et toutes les composantes toxiques. En effet l'hyperthermie permet d'augmenter le métabolisme et de cette façon le taux de désintoxication.

La chaleur est l'une des méthodes les plus naturelles pour provoquer des changements biologiques et physiologiques, et la fièvre est l'un des mécanismes les plus basiques et efficaces pour combattre la maladie chez l'homme. Les virus, certaines bactéries et protozoaires de même que les cellules cancéreuses sont plus sensibles à la chaleur que les autres cellules humaines et ainsi une élévation de température au-delà de 41°C affecte plus les entités que les cellules hôtes. Le problème avec toutes les thérapies pour lutter contre le cancer et les maladies virales est la différenciation des cellules normales des entités pathologiques. Tous les cancers ou tous les virus peuvent être détruits si on ne s'inquiète pas du sacrifice des cellules saines. Ce principe est démontré par la plupart des agents chimiothérapeutiques standards pour le cancer, lesquels tuent typiquement les cellules saines avant que le cancer n'ait accompli son action.

Les méthodes d'élévation de la température du corps humain comprennent la diathermie, les ultrasons, le chauffage radiant (par rayonnement), les thérapies par infrarouge et le chauffage extracorporel. La diathermie est l'utilisation de l'énergie électromagnétique

des ondes radio. Les techniques ultrasons utilisent les énergies ultrasonores pour réaliser l'élévation de température. Les appareils de chauffage produisent l'énergie infrarouge, laquelle est appliquée directement au patient. La chaleur par infrarouge est produite par une large gamme d'appareils commerciaux et pénètre le corps en profondeur (environ 10 cm). Le chauffage extracorporel oblige le prélèvement d'une partie du sang du patient afin de le chauffer et ensuite de le lui réinjecter.

L'hyperthermie thérapeutique (ou thérapie par la chaleur) peut être induite localement pour traiter par exemple des infections locales comme les infections respiratoires supérieures, ou entièrement quand une réponse plus générale est nécessaire, comme par exemple pour le VIH ou les cancers métastasés.

Le mécanisme exact du traitement par hyperthermie se situe au niveau des parois virales ou des cellules. Les cellules saines (hôtes) peuvent endurer des températures supérieures à 46°C tandis que les parois des cellules cancéreuses, des virus, des bactéries et parasites commencent typiquement à s'altérer avant que cette température soit atteinte. L'hyperthermie permet donc une différenciation entre les cellules saines et les cellules cancéreuses, certaines bactéries ou protozoaires [Habeck].

1.2. HYPERTHERMIE EN CANCÉROLOGIE

Historiquement, le traitement du cancer avec l'hyperthermie remonte à 3000 ans avant Jésus-Christ, lorsque des bouts de braise étaient insérés dans les tumeurs afin de les détruire. En 1890, le Dr William B. Coley a remarqué un lien entre la régression des tumeurs, les infections et la fièvre. Le Dr Coley a observé chez certains patients atteints du cancer une régression de leurs tumeurs quand ils avaient contracté une infection bactérienne aiguë. Convaincu que la disparition de la tumeur avait un rapport avec l'infection, le Dr Coley initie une audacieuse action. Il injecte un mélange de bactéries vivantes à un patient atteint d'une tumeur maligne inopérable. Comme conséquence de l'infection, le patient est atteint d'une fièvre élevée qui provoque une étonnante rémission. Une version avec un mélange de germes inactifs, laquelle est connue sous le nom de toxine de Coley, a été utilisée pour traiter plusieurs milliers de patients et s'est révélée indiscutablement bénéfique pour eux. Selon plusieurs opinions admises, le mélange du Dr Coley éradique les tumeurs en activant le système immunitaire (fièvre artificielle) [Nielsen]. La fièvre induite par la toxine de Coley provient de l'absorption des produits chimiques par les cellules immunitaires et joue un rôle

important dans le processus de régression des tumeurs, car les cellules cancéreuses sont connues pour être plus sensibles à la chaleur que les cellules normales [Chou].

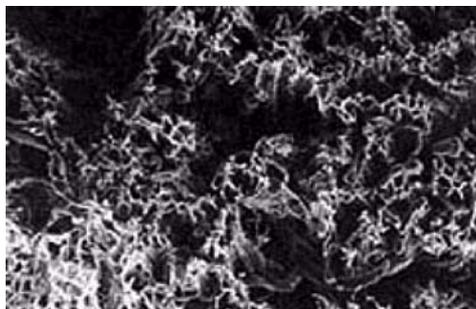
L'efficacité de l'hyperthermie pour le traitement du cancer a été prouvée par différentes études cliniques contrôlées [Habeck], [Senior].

Contrairement à l'hyperthermie généralisée obtenue par l'injection de la toxine de Coley à la fin du 19^{ème} siècle, la stratégie des thérapies modernes pour lutter contre le cancer est désormais orientée vers le contrôle local de la croissance de la tumeur avec l'élimination optimale du chargement néoplasique des cellules. L'hyperthermie permet à la fois de tuer les cellules cancéreuses et de sensibiliser les cellules néoplasiques à la radiothérapie et chimiothérapie.

1.2.1. Aspect médical

L'hyperthermie est une aide aux thérapies conventionnelles (chimiothérapie, radiothérapie, chirurgie) utilisées contre le cancer. Elle est presque toujours utilisée en association avec ces autres techniques afin d'augmenter leur efficacité [Ressel], [Feyerabend]. Il a été vérifié que les cellules cancéreuses étaient plus facilement et plus efficacement détruites par les radiations ou la chimiothérapie si ces cellules avaient été au préalable chauffées à une température supérieure à 42,5°C [Jordan], [Brusentsov]. En effet, quand la température des tumeurs est portée à un niveau élevé, les tumeurs deviennent beaucoup plus absorbantes aux produits chimiothérapeutiques. L'augmentation de la circulation sanguine est la réponse naturelle du corps à la chaleur, ce qui se traduit par une élévation de la capacité des membranes tumorales à absorber et à assimiler le traitement chimiothérapeutique. Dans cette configuration, l'hyperthermie est utilisée comme un activateur pour accélérer les réactions chimiques des produits chimiothérapeutiques. De plus, dans les tissus normaux, les vaisseaux sanguins se dilatent quand ils sont soumis à une source de chaleur, dissipant ainsi cette chaleur et refroidissant les cellules environnantes. Contrairement aux cellules saines, une tumeur est un groupe de cellules comprimées, serrées et de ce fait la circulation sanguine dans la tumeur est restreinte et lente. Pour un niveau de chaleur plus élevé, appliqué à la tumeur, les substances nutritives vitales et l'oxygène ne parviennent plus aux cellules cancéreuses. Le résultat est un collapsus du système vasculaire de la tumeur et la destruction des cellules cancéreuses.

On peut faire une différence entre les effets directs et indirects de l'hyperthermie. L'effet direct se rapporte aux cellules cancéreuses mêmes. Il influence la synthèse des protéines, l'alimentation en substance nutritive et en oxygène et la structure des membranes cellulaires. L'effet indirect se rapporte à l'ensemble de la structure cellulaire cancéreuse. Les cellules cancéreuses sont plus sensibles à la chaleur. C'est une des différences principales entre les cellules cancéreuses et les cellules saines. Les structures cellulaires cancéreuses dont la largeur est supérieure à 1 cm ont leur propre système capillaire (petits vaisseaux sanguins). En raison de la nature non structurée de leur système sanguin, ces cellules sont plus vulnérables à l'application de la chaleur car les tumeurs cancéreuses sont des excroissances de cellules mutées qui exigent souvent bien plus d'énergie pour survivre que les cellules saines. Comme les cellules cancéreuses se sont multipliées arbitrairement, elles peuvent dépasser rapidement la capacité de leurs vaisseaux sanguins existant à fournir assez d'oxygène et de nutriment pour les soutenir. En conséquence les tumeurs malignes stimulent la croissance de vaisseaux sanguins additionnels. Cependant, ces nouveaux vaisseaux ont un développement anarchique comparés aux vaisseaux sanguins des tissus normaux ce qui se traduit par la présence de boucles et de cul-de-sac (Fig. 1.1), ce qui ne permet pas une vascularisation correcte du volume tumoral.



(1.1.a)



(1.1.b)

Fig. 1.1. *Vaisseaux sanguins normaux de tissus sains (1.1.a), vaisseaux sanguins mutés de tissus cancéreux (1.1.b).*

L'hyperthermie est en général une thérapie pacifique sur laquelle aucun effet secondaire n'est connu. Cependant, de minimes effets secondaires sont possibles pendant le traitement. Il résulte rarement des surchauffes régionales entraînant des symptômes douloureux comme de petites brûlures. D'autres effets secondaires légers dépendent de la technique utilisée, par exemple des douleurs dues à la pression de la large poche d'eau qui repose sur le patient (utilisée en hyperthermie radiofréquence). Les effets secondaires peuvent

également venir des cathéters implantés pour la mesure de la température. Ceux-ci peuvent provoquer des douleurs pendant le traitement lors des mouvements et des infections à plus long terme.

L'hyperthermie ne cause aucune augmentation marquée des effets secondaires et des complications aux rayonnements.

L'avantage principal de l'hyperthermie est de sensibiliser les patients aux rayons. Un patient traité avec l'hyperthermie nécessite une quantité de radiation moindre pour obtenir des résultats efficaces. L'hyperthermie permet donc une diminution "des doses de radiation" [Yuewen].

1.2.2. Techniques d'hyperthermie

On peut différencier l'hyperthermie locale, focalisée directement sur la tumeur, l'hyperthermie régionale dans la zone de la tumeur et l'hyperthermie généralisée. Le choix entre ces différents types d'hyperthermie est dicté par la localisation et la nature de la tumeur.

1.2.2.1 Hyperthermie généralisée

L'hyperthermie généralisée suit un principe différent de l'hyperthermie régionale ou locale. Ici le but premier n'est pas seulement de chauffer les tissus tumoraux mais l'ensemble du corps du patient. Le terme WBH pour Whole Body Hyperthermia revient souvent dans la littérature pour désigner l'hyperthermie généralisée.

L'hyperthermie généralisée est principalement utilisée pour traiter les cancers métastatiques (qui se sont répandus dans tout le corps). Elle peut être réalisée en utilisant des couvertures d'eau chaude, de la cire chaude, des bobines inductives (comme celle des couvertures électriques), des chambres thermiques (semblable à de grandes couveuses: incubateurs) ou des rayons infrarouges. A travers l'utilisation de ces différentes techniques, la température du patient est augmentée entre 39,5°C et 40°C afin de stimuler le système immunitaire.

L'hyperthermie généralisée permet une élévation de température dans tout le corps humain et par conséquent c'est la seule forme d'hyperthermie qui permet de traiter les tumeurs

métastasées. Elle est également employée pour les tumeurs qui ne peuvent pas être localement chauffées en entières. C'est les cas des tumeurs des poumons ou des tumeurs de l'estomac.

En hyperthermie généralisée, des systèmes infrarouges (Aquatherm) similaires à ceux utilisés en dialyse sont également utilisés pour chauffer le sang. Avec ce système, le sang est retiré du patient, ensuite chauffé puis réinjecté dans le but de produire une élévation de température dans tout le corps.

Jusqu'à aujourd'hui, l'hyperthermie généralisée n'a pas été utilisée conjointement avec la radiothérapie mais avec des thérapies additionnelles, comme la chimiothérapie.

1.2.2.2 Hyperthermie régionale

En hyperthermie régionale, un organe ou un membre est chauffé. L'hyperthermie régionale permet donc de traiter de larges régions du corps des patients comme le bassin, l'estomac, la partie supérieure des cuisses ou d'autres surfaces du corps de 30 à 40 cm d'étendue.

Une autre approche, appelée perfusion, consiste à prélever une partie du sang du patient et à le chauffer puis à le réinjecter dans la région qui doit être chauffée intérieurement.

1.2.2.3 Hyperthermie locale

Pour l'hyperthermie locale, le chauffage est limité à la tumeur et à une petite partie des tissus sains qui l'entoure. Les températures dans le reste du corps restent presque normales.

L'hyperthermie locale est utilisée pour le traitement des tumeurs superficielles, situées à moins de 3 cm de profondeur (hyperthermie locale superficielle). Elle est aussi utilisée pour des tumeurs profondes, situées à 10 cm de profondeur environ (hyperthermie locale profonde). Ces deux types d'hyperthermie exigent des approches technologiques différentes.

Les cliniciens s'efforcent de provoquer une augmentation de température au niveau de la tumeur cancéreuse égale ou supérieure à 42-43°C. La durée du traitement est d'environ une heure que ce soit avec des applicateurs externes ou internes [Kaatee1]

L'hyperthermie locale peut être combinée avec différents cytostatiques (médicaments chimiothérapeutiques), tout particulièrement avec ceux dont l'effet est amélioré par l'application de la chaleur.

La taille de la surface du traitement et la profondeur de pénétration dépendent de la dimension de l'applicateur et de la technique employée. Dans tous les cas l'applicateur doit être plus large que la surface à traiter.

Des systèmes à antennes multiples avec contrôle de la phase sont normalement utilisés. La dispersion de température et la distribution des champs sont limités par les surfaces diélectriques des os ou restreintes par l'air et la graisse. Par conséquent cette méthode n'est pas applicable au thorax. L'hyperthermie locale est plus coûteuse que l'hyperthermie généralisée et exige une commande de qualité.

Pour réaliser cette élévation locale de température, différents procédés sont utilisés: l'hyperthermie par perfusion, l'hyperthermie par ultrasons et l'hyperthermie par champs électromagnétiques.

L'hyperthermie par perfusion est une forme d'hyperthermie qui est effectuée sous conditions chirurgicales. Un liquide surchauffé (composé du propre sang des patients et de cytostatiques) est placé dans les vaisseaux communiquant afin de chauffer la tumeur. La zone du corps devant être chauffée doit avoir une alimentation sanguine distincte, sinon la sélectivité est perdue. Cette forme d'hyperthermie est particulièrement appropriée aux extrémités du corps mais également aux organes d'accès facile et ayant une alimentation sanguine distincte.

L'hyperthermie par ultrasons repose sur la destruction des tissus tumoraux par des ultrasons de haute intensité [Lin]. L'émission des ultrasons s'accompagne localement d'une élévation de température brutale qui induit une nécrose des tissus.

Lors de l'utilisation des champs électromagnétiques en hyperthermie deux techniques sont utilisées. Si l'on désire chauffer directement la tumeur on emploie des champs électriques. Par contre avec l'emploi des champs magnétiques, ce ne sont pas les tissus qui sont chauffés mais des pièces métalliques qui par conduction vont venir chauffer la tumeur.

En ce qui concerne l'utilisation des champs électriques pour réaliser le chauffage des tissus cancéreux, on utilise l'interaction du champ électrique et des tissus qui est à l'origine d'une élévation de température au niveau des tissus percutés par l'onde électromagnétique. Différents dispositifs sont utilisés pour focaliser le mieux possible le champ électrique sur la tumeur, les applicateurs couramment utilisés lors des séances par hyperthermie seront présentés dans le paragraphe suivant.

Avec l'hyperthermie induite par champ magnétique, des matériaux ferromagnétiques et ferrimagnétiques sont chauffés grâce à un champ magnétique variable [Hergt]. Cette méthode est encore en phase de test clinique, elle utilise des implants d'alliage métallique (petites

bandes de métal) et également des liquides magnétiques (Magnetic Fluid Hyperthermia MFH) [Jordan]. Cette méthode est appliquée dans le cas de tumeurs locales en particulier pour les cancers de la prostate. De cette manière la prostate est chauffée de l'intérieur. Les implants ne sont pas radioactifs et ils se réchauffent s'ils sont soumis à un champ magnétique particulier. Le processus de chauffage est stoppé automatiquement lorsque la température atteint 55°C. Les implants sont insérés dans la prostate sous anesthésie. Ces implants n'occasionnent aucun dommage dans le patient et de plus ils restent bien en place.

Le chauffage de la tumeur à l'aide des champs électromagnétiques peut être réalisé à l'aide de dispositifs externes ou internes, la fréquence des champs va de quelques kHz jusqu'au GHz. Les techniques qui permettent de réaliser cette élévation de température de la tumeur par l'intermédiaire d'applicateurs internes sont désignées par le terme d'hyperthermie interstitielle ou endocavitaire. L'hyperthermie endocavitaire utilise des cavités préformées, alors que l'hyperthermie interstitielle nécessite l'implantation des cathéters pour introduire les sondes [Despretz]. L'hyperthermie interstitielle est utilisée à l'intérieur d'organes qui sont entourés par des os comme par exemple le cerveau. En hyperthermie interstitielle et endocavitaire, l'élévation de température est réalisée par l'emploi d'antennes micro-ondes ou radiofréquences. Dans la littérature, le terme IHT (Interstitial and Intracavitary HyperThermia) est couramment utilisé pour désigner ce type d'hyperthermie. L'IHT diffère des techniques de chauffage externe par la caractéristique de sa distribution de température avec des points chauds autour de l'applicateur [Kaatee2].

1.2.2.4 Choix du traitement

Le choix du type de traitement par hyperthermie, dépend de plusieurs facteurs qui sont l'emplacement, la nature, et la taille de la tumeur (Tab. 1.1).

Type d'hyperthermie	Emplacement de la tumeur	Nature de la tumeur
Hyperthermie locale	Tumeur profonde (10 cm)	Localisée et petite
	Tumeur superficielle (3 cm)	
Hyperthermie régionale	Un membre entier ou un gros organe	Zone de 30 à 40 cm
Hyperthermie généralisée	Le corps entier	Métastases

Tab. 1.1. Techniques d'hyperthermie.

Quant aux niveaux de températures auxquels le patient est soumis lors d'un traitement par hyperthermie, ils sont fonctions du type de traitement utilisé pour combattre la tumeur (Tab. 1.2).

Température	Effet de la chaleur	Type de traitement
37°C	Normothermie	–
38°C		Hyperthermie généralisée
39°C		
40°C		
41°C		
42°C	Destruction vasculaire des tissus hypoperfusés	Hyperthermie locale et régionale
43°C		
44°C		
45°C	Destruction vasculaire des tissus hyperperfusés	–
46°C		

Tab. 1.2. Niveaux de température.

L'emplacement de la tumeur et l'épaisseur des tissus conditionnent le choix du procédé (hyperthermie locale, régionale, généralisée) mais également le type d'applicateur à utiliser et sa fréquence de fonctionnement.

Par la suite nous nous intéresserons uniquement à l'hyperthermie loco-régionale utilisant les ondes électromagnétiques pour chauffer les tumeurs cancéreuses.

1.2.3. Appicateurs utilisés en hyperthermie locale

En hyperthermie locale, l'élévation de température peut être obtenue en utilisant différents types d'appicateurs. Ceux-ci peuvent être classés en deux catégories: les applicateurs externes et les applicateurs internes (interstitiels). Dans ce paragraphe, les principaux applicateurs utilisés pour induire localement une élévation de température à l'aide des ondes radiofréquences seront étudiés.

L'hyperthermie locale fait référence à la chaleur appliquée à un très petit volume, comme une tumeur. La zone peut être chauffée extérieurement avec les ondes radiofréquences dirigées vers la tumeur à l'aide d'un dispositif extérieur au patient. Pour réaliser un chauffage interne, plusieurs types d'appicateurs stériles peuvent être utilisés comprenant des petits métaux, des électrodes radiofréquences et des antennes micro-ondes implantées.

1.2.3.1 Appicateurs externes

Les applicateurs externes sont dits "non invasifs" puisqu'ils sont réservés à un usage externe. Il existe différentes techniques, donc différents applicateurs externes, pour réaliser cette élévation locale de température. Les applicateurs peuvent être de différents types: capacitif, inductif ou radiatif.

- Procédé de type inductif

Avec cette technique, le patient est entouré par une bobine, ou placé entre deux bobines (Méthode de Helmet). Les bobines qui sont traversées par un courant électrique produisent des champs magnétiques (Fig. 1.2). Les champs appliqués ont une fréquence allant de 10 kHz à 100 MHz. Avec cette méthode de chauffage, il est possible de rajouter un matériau ferromagnétique (implants) à l'intérieur de la tumeur [Jayasundar1], [Jayasundar2]. Cet implant s'échauffe lorsqu'il est soumis à un champ magnétique et qui par conduction provoque une élévation de température dans les tissus qui l'entoure.

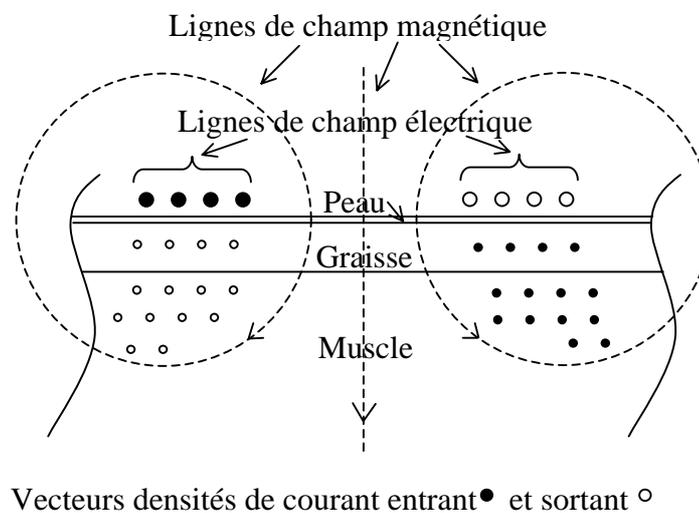


Fig. 1.2. Principe des applicateurs de type inductif.

- Technique capacitive

Durant le traitement le patient est positionné entre deux armatures métalliques. Un champ électrique variable est produit (Fig. 1.3). Les fréquences sont dans la zone 8-70 MHz [Lee], [Nagata].

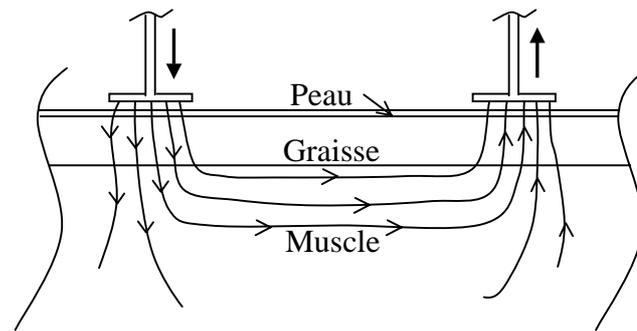


Fig. 1.3. Principe des applicateurs de type capacitif.

- Technique hybride (capacitive et inductive)

La combinaison du procédé capacitif (Fig. 1.4.a) et de la technique inductive (Fig. 1.4.b) permet d'obtenir une meilleure focalisation du champ au niveau de la zone à atteindre (Fig. 1.4.c) [Kato].

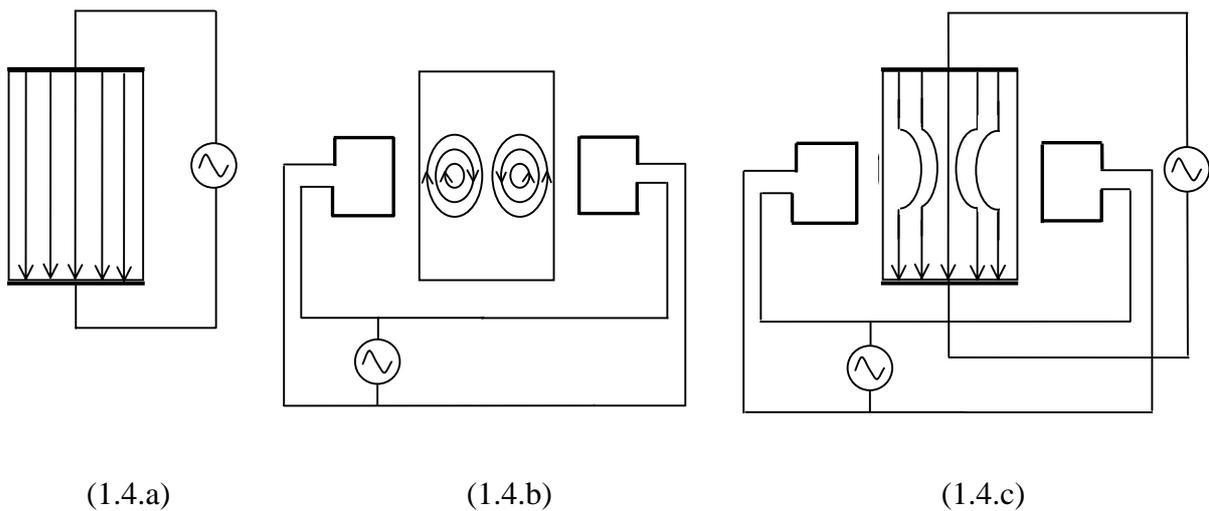


Fig. 1.4. Distribution du champ pour différentes techniques, capacitive (1.4.a), inductive (1.4.b), inductive et capacitive (1.4.c).

- Procédés de type radiatif

L'hyperthermie est obtenue par la propagation dans les tissus du rayonnement électromagnétique émis par une antenne. Le champ électrique est focalisé le mieux possible sur la région cancéreuse en évitant de chauffer les tissus sains. Ils existent différents procédés de type radiatif.

Les applicateurs de type guide d'onde sont des guides d'ondes ouverts à une extrémité. Ils sont excités à l'aide d'une antenne (Fig. 1.5). La taille de l'ouverture de l'applicateur par rapport à la longueur d'onde joue également un rôle prépondérant dans la profondeur de pénétration. Plus l'ouverture est petite, plus cette profondeur se réduit. Pour des hyperthermies profondes, une fréquence basse sera choisie, mais l'ouverture devra répondre à des contraintes cliniques quant à sa taille.

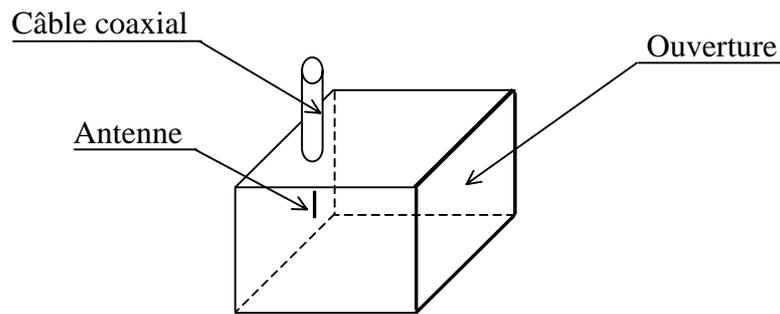


Fig. 1.5. Guide d'onde rectangulaire.

Pour les applicateurs de type guide d'onde avec cornet réflecteur, l'énergie électromagnétique est transmise du guide d'onde aux tissus biologiques par l'intermédiaire d'un cornet. Les cornets sont utilisés pour augmenter la directivité du modèle de rayonnement. La figure 1.6 montre un guide d'onde avec un cornet pyramidal.

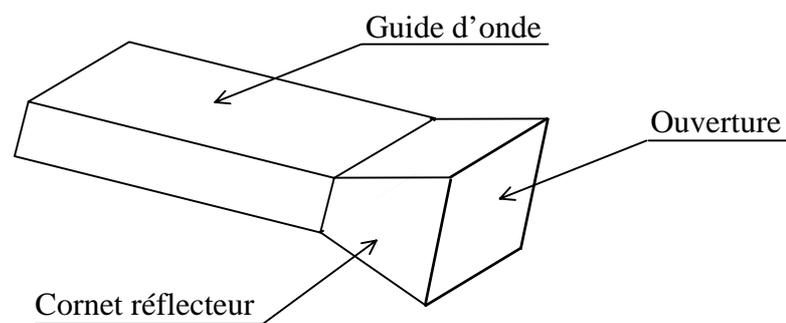


Fig. 1.6. Guide d'onde rectangulaire avec cornet réflecteur.

La figure 1.7.a montre l'ouverture du guide d'onde rectangulaire à épaulement (Fig. 1.7.b). Pour un même encombrement, l'épaulement permet de diminuer la fréquence de coupure et également de réduire l'impédance de l'onde, rendant plus facile le couplage des applicateurs et des tissus.

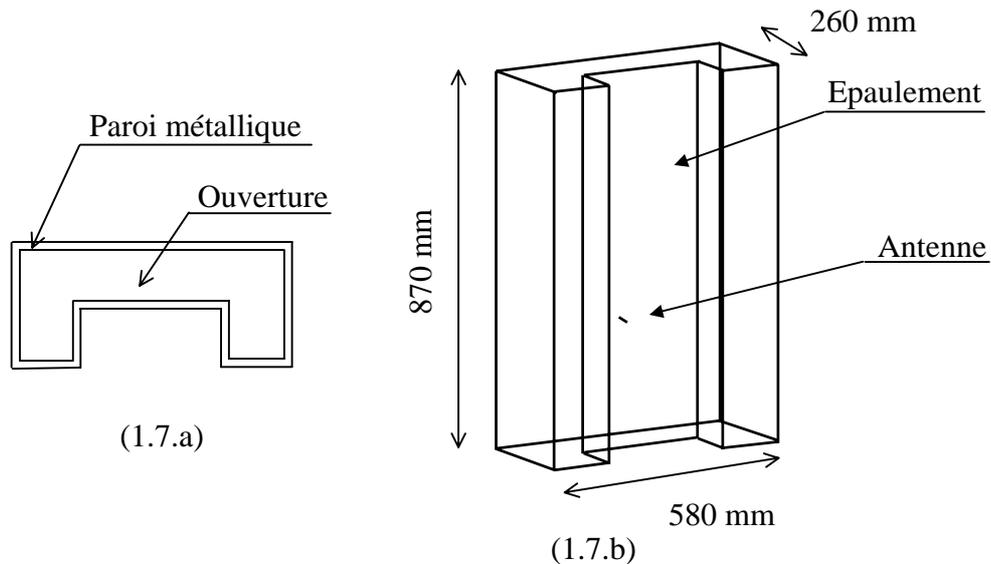
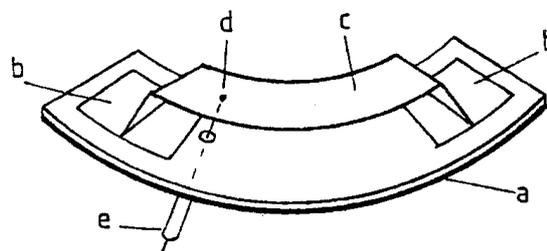


Fig. 1.7. Guide d'onde rectangulaire avec épaulement (1.7.b) vue de dessus (1.7.a).

Pour un traitement de la zone pelvienne, la surface effective de l'applicateur doit avoir des dimensions d'environ 20 cm par 20 cm. Avec une fréquence de 27,12 MHz, la taille du guide d'onde rectangulaire avec de l'air à l'intérieur avoisinerait les 5,60 m de largeur. L'utilisation d'un guide rectangulaire avec épaulement ne permettant pas de réduire suffisamment cette largeur, il est nécessaire de charger le guide d'onde avec un diélectrique (eau désionisée) [Tekieli].

Le principal inconvénient des applicateurs de type guide d'onde est leur taille et leur poids. De plus, les applicateurs de type guide d'onde ont une structure rigide: de ce fait leur utilisation est rendue difficile sur des surfaces courbes comme le cou, ou les membres. Pour pallier à ce problème, un applicateur adaptable a été développé. Son principe est présenté sur la figure 1.8 [Johnson1].



- a : Plan de masse métallique formant le gabarit
- b : Diélectrique
- c : Conducteur rayonnant
- d : Point source
- e : Entrée coaxial

Fig. 1.8. Principe des applicateurs flexibles.

Cependant, le couplage entre les applicateurs de type guide d'onde et le patient peut être réalisé par une poche d'eau appelée bolus, ce qui permet un couplage de la source d'énergie radiofréquence et du patient de façon satisfaisante. Ce bolus sert également de système de refroidissement, il permet de limiter les échauffements au niveau de la peau par une circulation d'eau.

La figure. 1.9 montre un applicateur CSA (Current Sheet Applicator). Le principal avantage des applicateurs CSA est leurs petites tailles par rapport aux guides d'ondes. De plus la taille des ouvertures des applicateurs CSA peut être choisie indépendamment de leurs fréquences de fonctionnement [Johnson2]. Jusqu'à quatre applicateurs CSA peuvent être utilisés conjointement lors des séances d'hyperthermie.

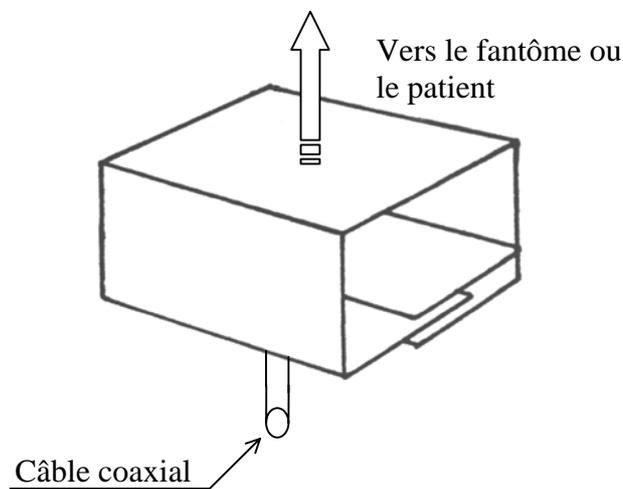


Fig. 1.9. Applicateur CSA (Current Sheet Applicator).

L'applicateur spiral utilise une antenne dipolaire en forme de spirale de quinze centimètres de diamètre [De Leo]. L'antenne est montée sur un disque en Plexiglas qui intègre un bolus permettant le couplage entre l'applicateur et le patient (Fig. 1.10).

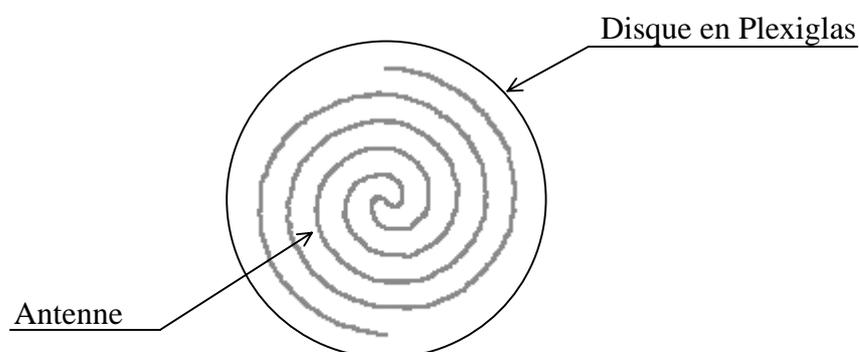


Fig. 1.10. Principe de l'applicateur spiral.

Avec les applicateurs APA (Annular Phased Array), le chauffage de la tumeur est réalisé à l'aide de huit antennes qui sont positionnées autour du patient (Fig. 1.11.a). Le couplage du patient et du dispositif d'hyperthermie est réalisé par un bolus d'eau [Reuter]. Ce dispositif permet un contrôle indépendant de l'amplitude et de la phase des huit antennes permettant ainsi un déplacement du point focal.

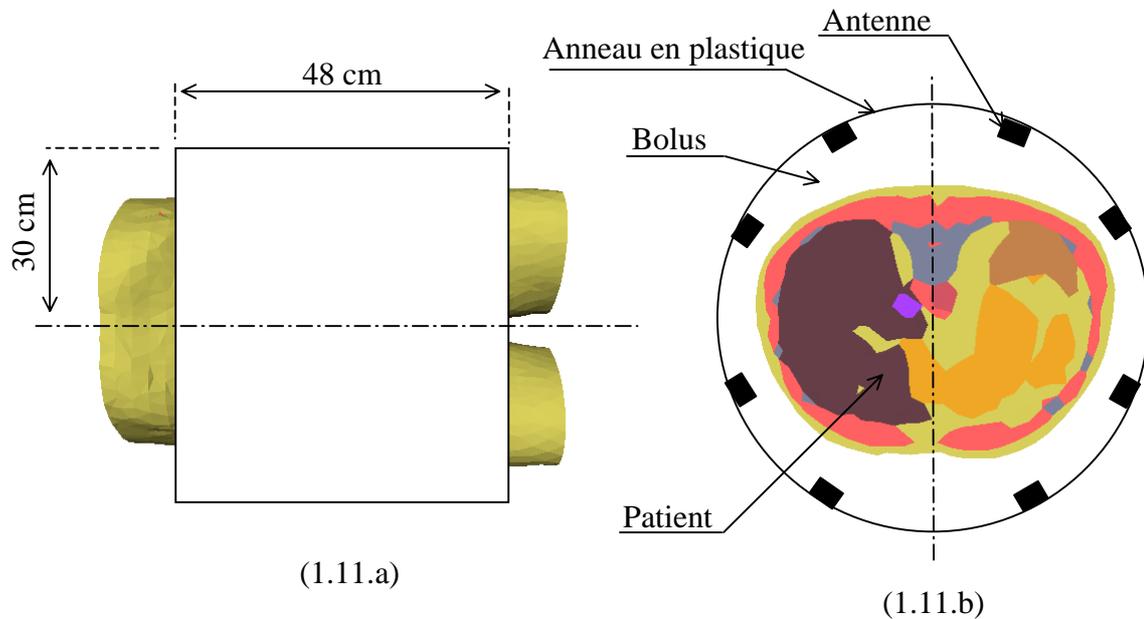


Fig. 1.11. Représentation schématique de l'applicateur Sigma-60 BSD 2000 (1.11.a) comprenant huit antennes (1.11.b).

1.2.3.2 Applicateurs internes

Les applicateurs internes sont aussi appelés applicateurs "invasifs" à cause de leur caractère traumatisant pour le patient, puisqu'ils sont implantés dans les tissus ou insérés dans des cavités naturelles. Les applicateurs internes sont de deux types: interstitiels et endocavitaires. La figure 1.12 montre un applicateur interstitiel de type résistif.

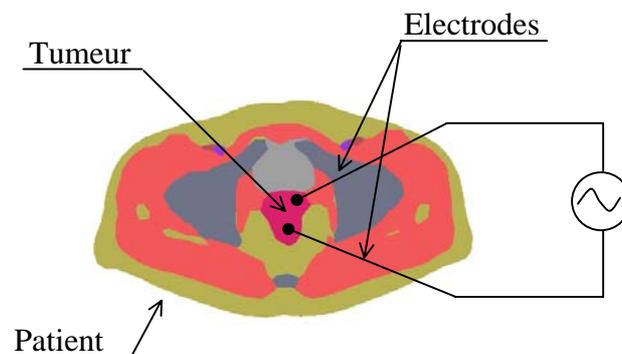


Fig. 1.12. Applicateur interstitiel de type résistif.

La tumeur est parcourue par un courant, ce qui entraîne une agitation ionique responsable d'une augmentation de température supérieure à 50°C, aboutissant à la mort cellulaire dans un volume centré par les électrodes mises en place dans la tumeur [Risse]. Avec les applicateurs interstitiels de type résistif le milieu tissulaire entre les deux électrodes est considéré comme une résistance pure.

La figure 1.13 montre un applicateur interstitiel constitué d'un cathéter et d'une antenne. L'antenne est placée à proximité de l'extrémité du cathéter [Desprez]. Avec ce type d'applicateur on obtient un diagramme de rayonnement centré sur l'extrémité du cathéter. La même antenne peut également être utilisée pour le contrôle de la température durant le traitement [Cerri].

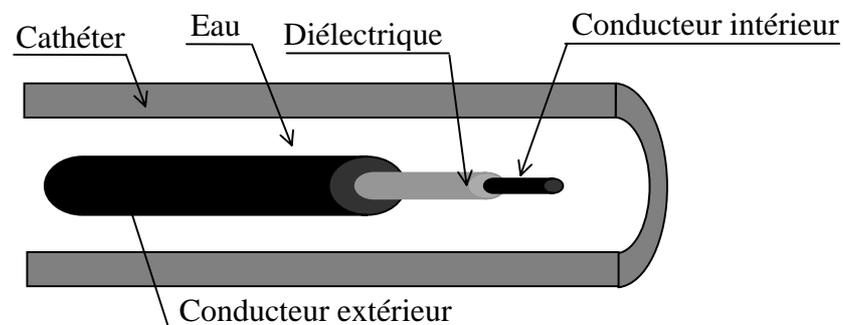


Fig. 1.13. *Applicateur interstitiel inséré dans un cathéter rempli d'eau.*

L'hyperthermie endocavitaire utilise les voies naturelles afin de positionner l'applicateur au voisinage de la tumeur à traiter [Yeh]. L'inconvénient de ces techniques réside dans leur caractère traumatisant pour le patient. Mais elles ont l'avantage de permettre le chauffage d'un volume précis [Cherry].

1.2.4. Gamme de fréquence

Les méthodes de chauffage sont de deux types: conductives ou inductives. Les techniques conductives utilisent une circulation d'eau chaude, ou des résistances chauffantes comme vecteur thermique. Les techniques inductives ont pour principales sources énergétiques les ondes ultrasonores ou électromagnétiques. Elles permettent de focaliser l'apport calorifique nécessaire à l'augmentation de la température directement au sein de la tumeur, ce qui constitue un objectif majeur pour l'hyperthermie locale.

Plusieurs bandes de fréquence sont allouées aux utilisations des ondes électromagnétiques en site clinique, elles partent des ultrasons en passant par les radiofréquences pour arriver jusqu'aux micro-ondes. Le choix de la fréquence est imposé par la localisation de la zone à traiter et de son étendue.

1.2.4.1 Ultrasons

L'hyperthermie locale peut être induite à l'aide des ondes ultrasonores. Les ultrasons possèdent une faible vitesse de propagation et donc des longueurs d'ondes courtes, ce qui permet de générer des faisceaux facilement focalisables. Le domaine des ultrasons commence à partir d'une fréquence de 20 KHz. Les fréquences couramment utilisées en hyperthermie sont comprises entre 0,3 MHz et 6 MHz. Ces dispositifs permettent d'atteindre des profondeurs comprises entre 2 et 7 cm suivant la nature des tissus et la fréquence utilisée. L'inconvénient principal des ultrasons est leur absorption par les os et leur réflexion au niveau des interfaces tissus biologiques - air limitant ainsi le champ d'application de cette technique [Tekieli]. Par contre les dispositifs ultrasonores n'interfèrent pas avec les systèmes de thermométrie.

1.2.4.2 Radiofréquences

Pour l'emploi de l'hyperthermie avec des applicateurs externes, les ondes radiofréquences sont adaptées à une profondeur de pénétration d'approximativement 12 cm à l'intérieur des tissus du corps humain. Ce type d'hyperthermie est utilisé pour le traitement des tumeurs profondes.

La gamme de fréquence des ondes radiofréquences s'étend de 10 MHz à 200 MHz. Deux fréquences autorisées sont utilisées 13,56 MHz et 27,12 MHz. Pour les fréquences allant de 50 à 120 MHz (fréquences non autorisées en Europe), il est nécessaire de travailler en cage de Faraday [Anato].

1.2.4.3 Micro-ondes

Les fréquences micro-ondes vont de 200 à 2450 MHz. Trois fréquences autorisées sont utilisées 434 MHz [Leigh], 915 MHz [Stauffer] et 2450 MHz [Krairiksh]. La pénétration des applicateurs micro-ondes externes peut atteindre au maximum environ 4 cm.

L'hyperthermie utilisant les fréquences micro-ondes est utilisée pour le traitement des tumeurs superficielles à l'aide d'applicateurs externes [Vrba]. Les micro-ondes permettent également le chauffage des tumeurs profondes par l'intermédiaire d'applicateurs interstitiels ou endocavitaires.

Comme nous venons de le voir dans ce paragraphe, les trois principales sources de chaleur pour induire l'hyperthermie locale sont les ondes radiofréquences, les micro-ondes et les ultrasons. Le tableau 1.3 donne pour chaque gamme de fréquence les types d'applicateurs utilisés ainsi que les avantages et les inconvénients liés à l'utilisation de cette technique.

	Radiofréquences	Micro-ondes	Ultrasons
Fréquence	10 à 200 MHz	200 à 2450 MHz	0,3 à 6 MHz
Traitement	Externe	Externe et interstitiel	Externe et interstitiel
Technique	Capacitive, inductive et radiative	Radiative	
Applicateur	Electrodes, bobines, guides d'onde, dipôles	Guides d'onde, antennes coaxial	Conducteurs piézo-électriques
Avantages	Chauffage en profondeur de larges volumes	Chauffage superficiel	Bonne pénétration (5-10 cm) et focalisation en profondeur
Inconvénients	Surchauffe superficielle au niveau des tissus adipeux	Zone de chauffage définie par la longueur de l'antenne (interstitiel)	Réflexions aux interfaces air - tissus et fortes élévation de température au niveau des os

Tab. 1.3. Synthèse des différents systèmes de chauffe en hyperthermie locale.

Par la suite on s'intéressera aux méthodes inductives de chauffage utilisant principalement les ondes radiofréquences voir les micro-ondes pour provoquer l'élévation de température en hyperthermie loco-régionale.

En tout état de cause, quelle que soit la méthode choisie, il est nécessaire de disposer d'un outil de planification des traitements basé sur une modélisation des phénomènes électromagnétiques.

1.3. INTÉRÊT DE LA MODÉLISATION

L'importance de la modélisation des traitements en hyperthermie provient des difficultés rencontrées pour mesurer les températures à l'intérieur de la région traitée, en particulier lorsque les tumeurs sont situées en profondeur. Elle provient également du degré

de variabilité et de complexité des traitements entre chaque patient qui varie en fonction de la taille, de la forme et de la localisation de la tumeur mais aussi de la morphologie différente de chaque patient.

1.3.1. Contrôle de la température

Le contrôle de la température au sein des tissus lors d'une séance d'hyperthermie est crucial, il doit permettre de vérifier si le seuil thérapeutique est atteint dans la zone définie et donc si les effets escomptés sont obtenus. Il existe deux méthodes pour le contrôle de la température: les méthodes invasives et les méthodes non invasives.

Les méthodes invasives sont les plus utilisées en clinique, la mesure peut se faire par l'implantation directe des sondes de température ou par l'utilisation de cathéters. Les sondes sont constituées d'un capteur optique (cristal photosensible), de fibres optiques et d'un dispositif optoélectronique. Ces sondes ont la particularité de ne pas interférer avec le système de chauffe, par contre elles peuvent présenter un aspect traumatisant pour le patient.

Les méthodes non invasives comprennent la radiométrie micro-onde ou infrarouge, la tomographie X, RMN, micro-onde, ultrasonore ou potentiel. Le coût des scanners X et RMN et l'extrême difficulté d'associer le système de chauffage et le tomographe constituent les principaux inconvénients de ce système, de même que la variation de la densité de protons ne soit pas seulement proportionnelle à la température mais aussi à la vascularisation. Il apparaît clairement une difficulté à réaliser des mesures de températures durant le traitement par hyperthermie [Zee]. Cette limitation des moyens de mesures vient accentuer l'importance de la planification des traitements.

1.3.2. Planification du traitement

Dans le but de réaliser un traitement optimal, c'est à dire déposer le maximum d'énergie dans la tumeur et le minimum dans le reste du corps, il est nécessaire de réaliser une planification du traitement. Le réglage des sources des applicateurs (module et phase) mais également le positionnement des applicateurs et le choix de l'applicateur ne peuvent être réalisés de manière intuitive. Il est donc primordial de disposer d'un outil de planification du traitement permettant d'obtenir les réglages optimaux en fonction de chaque patient et de leur tumeur.

1.3.3. Exemple de modélisation 2D d'un dispositif d'hyperthermie profonde

A titre d'exemple, une étude 2D d'un dispositif d'hyperthermie utilisé dans le traitement des tumeurs profondes comprenant deux applicateurs, un bolus et le patient a été réalisée. La modélisation est effectuée suivant une coupe 2D du patient au niveau du bassin (Fig. 1.14.b). Les applicateurs sont en fait deux guides d'ondes comprenant un dipôle (Fig. 1.14.a). Le dispositif est modélisé avec les logiciels Flux2D [Flux2d] pour l'entrée des données et Wave2D [Nicolas] pour le calcul et l'exploitation des résultats.

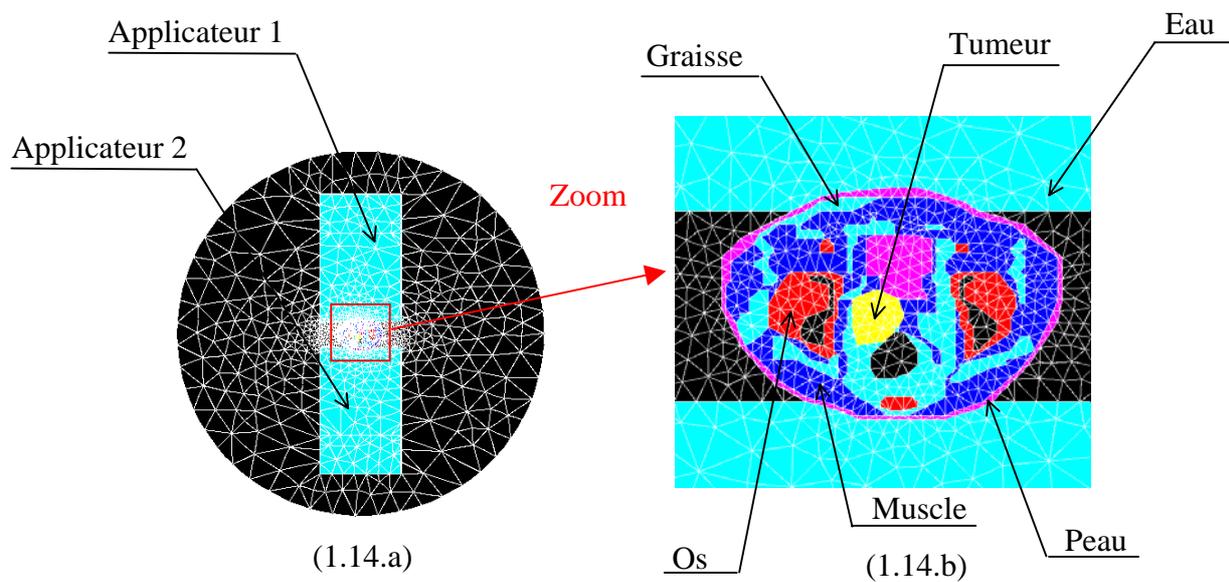


Fig. 1.14. Maillage du dispositif (1.14.a) et du patient (1.14.b).

Le tableau 1.4 donne les caractéristiques électromagnétiques des différents milieux pour la fréquence de 27,12 MHz.

	Permittivité $\epsilon_{réelle}$	Conductivité σ (s/m)	Epaisseur de peau δ (m)	Longueur d'onde λ (m)	Masse volumique ρ (kg/m ³)
Peau	85	0.59	0.14	0.71	1200
Os	7.3	0.03	0.67	2.93	1810
Muscle	113	0.61	0.14	0.68	1270
Moelle	200	0.65	0.15	0.60	1100
Sang	118	1.1	0.10	0.53	1060
Graisse	20	0.05	0.58	2.04	921
Tumeur	60	0.8	0.11	0.64	1177
Air	1	0	-	11.1	1
Eau	72.5	0.002	22.6	1.3	1000

Tab. 1.4. Caractéristiques électromagnétiques des milieux pour une fréquence de 27,12 MHz.

La figure 1.15 présente les résultats issus de la simulation 2D. Avec un applicateur (Fig. 1.15.a) la distribution de SAR se limite au niveau de la peau, par contre avec deux applicateurs dont les sources (modules et phases) sont optimisées, la tumeur qui se situe en profondeur est atteinte (Fig. 1.15.b).

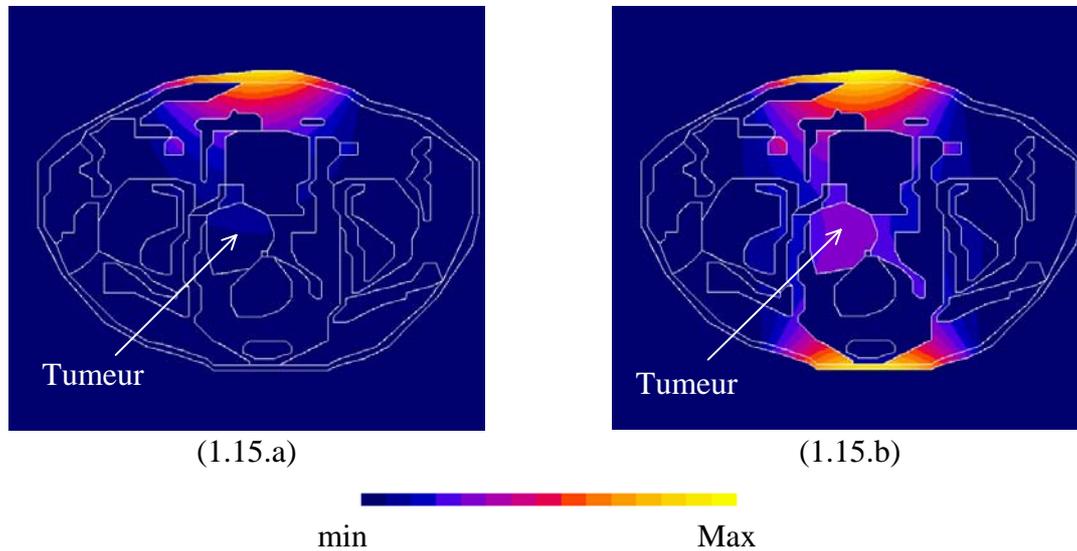


Fig. 1.15. Distribution de SAR avec un applicateur (1.15.a) et avec deux applicateurs dont les sources sont optimisées (1.15.b).

La figure 1.15 montre bien l'intérêt de l'optimisation pour obtenir une bonne focalisation. Dans les deux configurations, avec un ou deux applicateurs, le SAR est maximum au niveau de la peau: ceci se traduirait par une élévation excessive de la température dans cette région si un dispositif extérieur ne permettait pas le refroidissement de celle-ci. Cet échauffement localisé à la surface du patient est atténué voir supprimé en pratique par le dispositif de refroidissement à eau (bolus) qui est positionné entre le patient et l'applicateur.

En hyperthermie profonde, de plus en plus de systèmes utilisent plusieurs sources afin de focaliser avec la plus grande précision l'élévation de température sur le volume tumoral, ces systèmes sont désignés par le terme anglo-saxon "Phased Array Applicator" [Boag]. La société BSD Medical [Bsd] développe des systèmes d'hyperthermie locale intégrant jusqu'à 24 sources.

1.4. PROPRIÉTÉS DIÉLECTRIQUES DES TISSUS BIOLOGIQUES

La simulation, dès lors que les paramètres nécessaires sont connus, est avant tout un moyen de prédiction de la distribution de température dans les milieux tissulaires, qui peut aider le concepteur de l'appareillage et le clinicien dans les traitements. La détermination des

propriétés diélectriques (permittivité et conductivité) des milieux biologiques peut être réalisée suivant deux approches.

La première approche consiste à mesurer à l'aide d'un impédancemètre l'impédance complexe de tissus biologiques. Ces données expérimentales serviront alors de référence [Gabriel1], [Gabriel2]. Ces mesures sont réalisées pour une température de 37°C des milieux biologiques.

La seconde méthode est basée sur le principe que les propriétés diélectriques des tissus dépendent fortement de leur teneur en eau. La détermination de la teneur en eau des tissus peut être réalisée grâce à l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Cette méthode permet de déterminer de façon spécifique les propriétés diélectriques des tissus de chaque patient.

L'amplitude et la distribution des champs électromagnétiques à l'intérieur des tissus biologiques dépendent des propriétés électromagnétiques des tissus (constante diélectrique et conductivité) lesquelles dépendent fortement de la teneur en eau. La teneur en eau est donc le paramètre le plus significatif dans la caractérisation des propriétés diélectriques d'un tissu. Les tissus peuvent être classés en deux catégories, ceux à faible teneur en eau (os, tissus adipeux: graisse) et ceux à forte teneur en eau (muscle, peau, ...) [Chou2]. Plus la teneur en eau d'un tissu est élevée plus sa permittivité et sa conductivité sont élevées (Fig. 1.16).

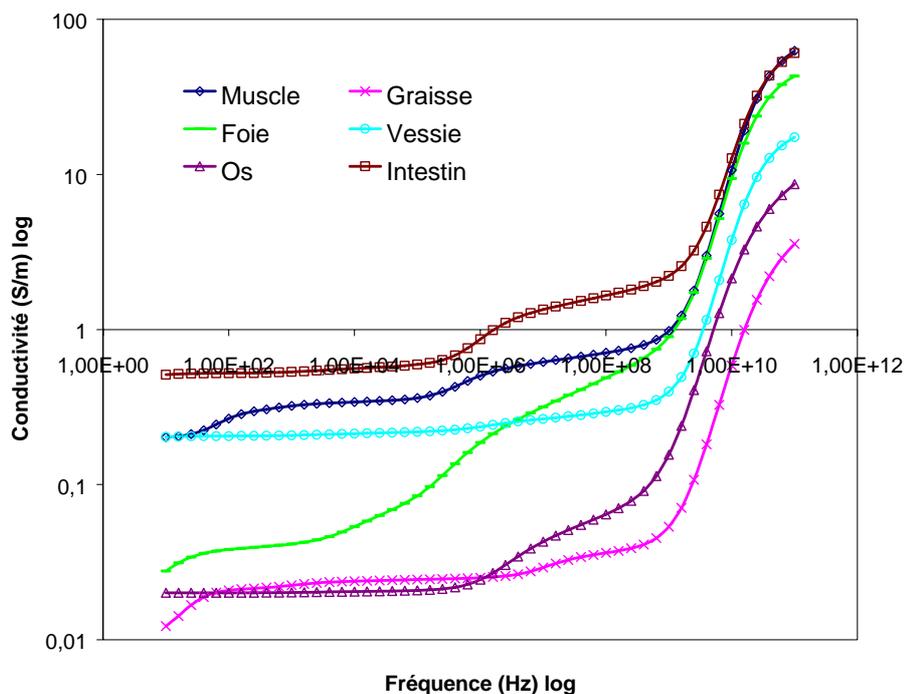


Fig. 1.16. Variation de la conductivité en fonction de la fréquence.

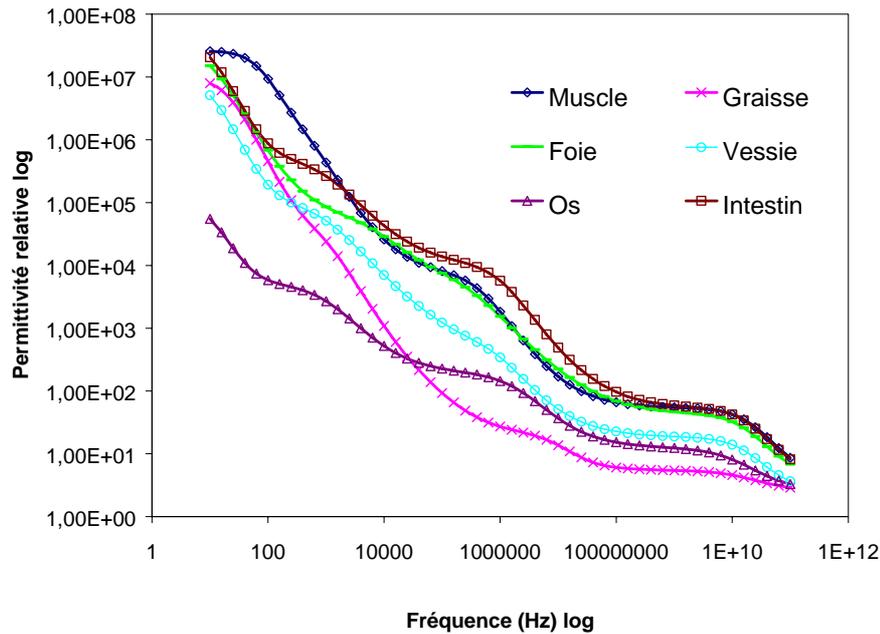


Fig. 1.17. Variation de la permittivité en fonction de la fréquence.

La figure 1.17 montre que la permittivité des tissus diminue lorsque la fréquence augmente et que les tissus à forte teneur en eau ont une permittivité supérieure aux autres.

Les annexes A, B et C présentent les caractéristiques électromagnétiques de certains tissus pour les fréquences de 27.12 MHz (fréquence des guides d'ondes à épaulement), 110 MHz (fréquence des applicateurs APA) et 900 MHz (fréquence des téléphones portables) [Gabriel1], [Gabriel2].

La détermination de la distribution de SAR demande la connaissance de la permittivité et de la conductivité des tissus biologiques, les conditions expérimentales jouent un rôle prépondérant sur la détermination de ces paramètres. En effet selon que les mesures sont effectuées in vivo ou in vitro, selon le temps écoulé entre le prélèvement des tissus et la mesure et selon la température, les valeurs obtenues sont différentes. Il a même été montré que la conductivité des tissus est différente avant et après une séance d'hyperthermie, les mesures étant réalisées à la même température [Esrick].

1.5. CONCLUSIONS

La connaissance de la distribution de température en fonction de l'applicateur utilisé est un besoin important pour la planification efficace du traitement en hyperthermie

thérapeutique. Le réglage optimal des sources apparaît également comme un point important dans le traitement par hyperthermie. L'étude 2D réalisée confirme bien l'intérêt d'une modélisation. La planification personnalisée du traitement, c'est à dire en fonction du patient et de sa tumeur, est un objectif primordial en hyperthermie loco-régionale, d'où la nécessité de modéliser ces phénomènes électromagnétiques. Comme les mesures de températures durant le traitement par hyperthermie sont difficilement réalisables, cette modélisation est encore plus nécessaire.

La simulation des traitements en hyperthermie est une procédure en deux étapes qui consiste à calculer, le dépôt de puissance entraîné par la source de chauffage à l'intérieur du corps et la redistribution de l'énergie due à la conduction thermique et au flux sanguin. Notre étude sera basée sur le calcul de la distribution de SAR.

Dans le chapitre suivant nous allons présenter les différentes méthodes numériques utilisées en hyperthermie permettant le calcul de la distribution de champ électrique, donc de SAR, dans des structures biologiques.

MÉTHODES NUMÉRIQUES APPLIQUÉES À L'HYPERTHERMIE

Ce chapitre consacré aux méthodes numériques exposera dans un premier temps les équations de Maxwell régissant les phénomènes électromagnétiques. Les méthodes couramment utilisées pour modéliser les phénomènes électromagnétiques en hyperthermie seront ensuite présentées. Dans la dernière partie, la méthode numérique retenue pour calculer la distribution de champ électrique en hyperthermie induite par ondes électromagnétiques et son formalisme mathématique seront décrits ainsi que son implémentation.

2.1. ÉQUATIONS DE MAXWELL

Le calcul de la distribution des champs électriques implique la résolution des équations de Maxwell. Notre application ne nécessite pas la résolution des équations de Maxwell sous leur forme générale, certaines simplifications peuvent être apportées.

2.1.1. Formulation générale

Les équations de Maxwell qui sont la base des phénomènes électromagnétiques, en particulier en hyperfréquences, ont été établies il y a plus d'un siècle. La forme générale des équations de Maxwell sous leur forme différentielle est la suivante:

$$\nabla \times \mathbf{H} = \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} + \mathbf{J}_e \quad (2.1)$$

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} - \mathbf{J}_m \quad (2.2)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{D} = q_e \quad (2.3)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = q_m \quad (2.4)$$

où \mathbf{H} représente le champ magnétique (A/m),

\mathbf{E} le champ électrique (V/m),

\mathbf{D} l'induction électrique (C/m²),

\mathbf{B} l'induction magnétique (T),

\mathbf{J}_e la densité de courant électrique (A/m²),

\mathbf{J}_m la densité de courant magnétique,

q_e la densité de charge électrique (C/m³) et q_m la densité de charge magnétique.

A ces quatre équations, il est nécessaire d'ajouter les lois de comportement caractérisant les différents milieux. Dans le cas de milieux linéaires, ces relations s'expriment ainsi:

$$\mathbf{D} = \varepsilon \mathbf{E} \quad (2.5)$$

$$\mathbf{B} = \mu \mathbf{H} \quad (2.6)$$

$$\mathbf{J}_e = \sigma \mathbf{E} \quad (2.7)$$

avec ε la permittivité (F/m),

μ la perméabilité (H/m) et

σ la conductivité (S/m).

En régime harmonique où la variation des champs électromagnétiques en fonction du temps est sinusoïdale, $\frac{\partial}{\partial t}$ est alors équivalente à $j\omega$, les équations de Maxwell sous leurs formes complexes deviennent:

$$\nabla \times \mathbf{H} = j\omega \varepsilon \mathbf{E} + \mathbf{J}_e \quad (2.8)$$

$$\nabla \times \mathbf{E} = -j\omega \mu \mathbf{H} - \mathbf{J}_m \quad (2.9)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{D} = q_e \quad (2.10)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = q_m \quad (2.11)$$

L'équation 2.9 résulte de la loi de Faraday. La circulation de E sur un contour fermé est égale à l'opposé de la dérivée temporelle de B. L'équation 2.8 est une représentation de la loi d'Ampère. L'équation 2.10 résulte de la loi de Coulomb et relie le déplacement électrique D aux sources qui le génère, c'est à dire la densité q_e . L'équation 2.11 identifie la présence d'une charge magnétique q_m .

Sous leur forme intégrale les équations de Maxwell se présentent ainsi:

$$\oint_c \mathbf{E} \cdot d\mathbf{l} = -\frac{d}{dt} \int_s \mu \mathbf{H} \cdot d\mathbf{s} \quad (2.12)$$

$$\oint_c \mathbf{H} \cdot d\mathbf{l} = \frac{d}{dt} \int_s \varepsilon \mathbf{E} \cdot d\mathbf{s} + \int_s \sigma \mathbf{E} \cdot d\mathbf{s} \quad (2.13)$$

La formulation intégrale permet de donner une signification physique aux équations de Maxwell. La première équation 2.12 signifie que la circulation nette (ou rotation) de E, autour d'un espace fermé, est égale à la variation de la décroissance du flux magnétique dans le temps à travers la surface de cet espace fermé. Les deux équations montrent qu'en modifiant

les flux magnétiques, on peut produire un champ électrique et vice versa. En revanche, les équations sous leur forme différentielle ne représentent que des expressions mathématiques de ce phénomène en un point déterminé.

2.1.2. Simplification: application aux problèmes d'hyperthermie

Dans le contexte spécifique des problèmes d'hyperthermie thérapeutique, la perméabilité μ est considérée comme constante et égale à la perméabilité du vide μ_0 ($4\pi \cdot 10^{-7}$ H/m) car il n'y a pas d'interaction entre les champs magnétiques et les tissus. Les densités de charges q_e et q_m sont nulles et la densité de courant magnétique \mathbf{J}_m est également nulle. Les équations de Maxwell se simplifient donc et deviennent:

$$\nabla \times \mathbf{H} = j\omega\epsilon\mathbf{E} + \mathbf{J}_e \quad (2.14) \qquad \nabla \times \mathbf{E} = -j\omega\mu_0\mathbf{H} \quad (2.15)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{D} = 0 \quad (2.16) \qquad \nabla \cdot \mathbf{B} = 0. \quad (2.17)$$

A partir des équations simplifiées de Maxwell 2.14 et 2.15, on obtient l'équation vectorielle des ondes en champ électrique, cette équation s'écrit:

$$\nabla \times \nabla \times \mathbf{E} - \omega^2 \mu_0 \epsilon \mathbf{E} = -j\omega \mu_0 \mathbf{J}_e \quad (2.18)$$

$$\nabla \times \nabla \times \mathbf{E} - k^2 \mathbf{E} = -j\omega \mu_0 \mathbf{J}_e \quad (2.19)$$

avec $k^2 = \omega^2 \mu_0 \epsilon$,

où k représente la constante de propagation du champ électromagnétique relative à un milieu.

D'un point de vue physique, une distinction est faite entre les matériaux conducteurs et diélectriques. Quand un conducteur est placé dans un champ haute fréquence, il y a création d'un courant de surface et l'énergie électromagnétique ne pénètre pas dans la matière. Par contre pour un diélectrique, ce corps est transparent aux ondes électromagnétiques et permet la propagation de l'énergie. Cependant à l'exception du vide, la transparence n'est pas parfaite et une partie de l'énergie se dégrade en chaleur au sein de la matière, ce sont les pertes par conduction. C'est ce dernier phénomène qui est exploité pour créer un échauffement en profondeur grâce aux ondes électromagnétiques.

2.1.3. Conditions d'interfaces

A l'interface de deux milieux différents caractérisés par leurs permittivités respectives ε_1 et ε_2 sans charges de surface, les relations qui définissent les composantes tangentielles (2.20) et normales (2.21) sont:

$$\mathbf{n} \times (\mathbf{E}_1 - \mathbf{E}_2) = 0 \quad (2.20)$$

$$\mathbf{n} \cdot (\varepsilon_1 \mathbf{E}_1 - \varepsilon_2 \mathbf{E}_2) = 0 \quad (2.21)$$

où \mathbf{n} est le vecteur unité normal à la surface de séparation, orienté du milieu 1 vers le milieu 2, et où les indices 1 et 2 désignent le milieu dans lequel le champ \mathbf{E} est défini (Fig. 2.1).

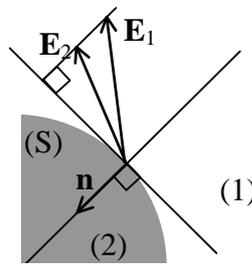


Fig. 2.1. Conditions d'interfaces entre deux milieux de propriétés différentes.

Si l'un des milieux est un conducteur électrique parfait, alors le champ électrique y est nul du fait qu'une densité surfacique de courant existe à l'interface de conductivité infinie. La relation 2.20 s'écrit alors:

$$\mathbf{n} \times \mathbf{E} = 0. \quad (2.22)$$

Dans le cas où la surface S servirait de support à un courant de surface électrique, les composantes tangentielles du champ \mathbf{E} sont discontinues, ce qui se traduit par:

$$\mathbf{n} \times (\mathbf{E}_1 - \mathbf{E}_2) = -\mathbf{J}_m. \quad (2.23)$$

2.1.4. Pertes dans les tissus biologiques

Afin de prendre en compte les pertes par conduction et les pertes diélectriques, la permittivité ε est une quantité complexe (2.24).

$$\varepsilon = \varepsilon_r \varepsilon_0 \quad (2.24) \quad \varepsilon_r = \varepsilon_{réelle} - j\varepsilon_{imaginaire} \quad (2.25)$$

$$\varepsilon_r = \varepsilon_{réelle} - j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} \quad (2.26) \quad \varepsilon_{imaginaire} = \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} \quad (2.27)$$

$$\text{avec } \varepsilon_0 = \frac{1}{36\pi 10^9} \text{ F/m,}$$

ε_r représente la permittivité relative complexe du matériau, $\varepsilon_{réelle}$ et $\varepsilon_{imaginaire}$ sont respectivement la partie réelle et imaginaire de cette permittivité complexe. Le rapport $\frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0}$ ($\varepsilon_{imaginaire}$) est représentatif de l'énergie dissipée par le milieu, tandis que $\varepsilon_{réelle}$ est la constante diélectrique représentative de l'énergie stockée dans les tissus. Le rapport de la partie imaginaire sur la partie réelle définit la tangente de perte.

2.1.5. Densité de puissance et taux spécifique d'absorption

Le taux de dépôt d'énergie induit par le rayonnement d'un champ électromagnétique est exprimé par le taux d'absorption spécifique (SAR: Specific Absorption Rate).

Le SAR est la dérivée dans le temps de l'énergie dW absorbée ou dissipée par une masse dm contenue dans un volume dV de masse volumique ρ (kg/m^3). Le SAR est exprimé en watts par kilogramme (W/kg):

$$SAR = \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial W}{\partial m} \right) = \frac{\partial S}{\partial m} = \frac{\partial S}{\rho \partial V}. \quad (2.28)$$

Pour les tissus la masse volumique est de l'ordre de 10^3 kg/m^3 .

Dans un milieu de conductivité σ (S/m) soumis à un champ électrique, la densité de puissance est donnée par la relation:

$$P = \sigma |\underline{E}|^2 \quad (\text{W/m}^3) \quad (2.29)$$

où $|\underline{E}|$ est la valeur efficace du module du champ électrique (valeur efficace du champ interne induit) et σ la conductivité du tissu (S/m). La densité de puissance et le SAR sont liés par la relation:

$$P = \sigma |\underline{E}|^2 = SAR \rho. \quad (2.30)$$

Le SAR peut être calculé à l'aide des formules suivantes:

$$SAR = \frac{\sigma E^2}{\rho} \quad (2.31)$$

$$SAR = \frac{J^2}{\rho\sigma} \quad (2.32)$$

La distribution de température à l'intérieur du patient soumis à un traitement par hyperthermie dépend de plusieurs facteurs. La distribution de puissance est l'un des principaux mais on trouve également la circulation sanguine et la conduction thermique des tissus. Dans le modèle thermique le plus simple, les échanges thermique ne sont pas pris en compte [Tekieli], le SAR est alors directement lié à la température par la relation:

$$SAR = \frac{\partial T}{\partial t} C \quad (2.33)$$

avec T la température (°C) et C la chaleur massique du milieu (J/kg/°C).

Avec cette relation tous les phénomènes caractéristiques des tissus biologiques sont ignorés, ce modèle réduit le tissu à un simple solide. Afin de prendre en compte les effets de la perfusion tissulaire et le métabolisme, Pennes [Pennes] en 1948 introduit ces deux effets dans l'équation 2.33, et il propose le modèle suivant:

$$\frac{\rho C \partial T}{\partial t} = M + P - Q_c - Q_b \quad (2.34)$$

où M désigne la production de chaleur par le métabolisme (W/m³), P l'induction de chaleur par le processus d'hyperthermie (P=ρSAR), Q_c la conduction thermique des tissus et Q_b la convection thermique par le flux sanguin.

Des modèles plus complexes faisant intervenir des phénomènes de régénération thermique ou des transferts contre courant qui surviennent entre les flux sanguins artériels et veineux ont été développés, pour plus d'informations sur ces modèles, on pourra se reporter à la référence [Anato].

2.2. MÉTHODES DE CALCUL DE CHAMP APPLIQUÉES À L'HYPERTHERMIE

La première méthode de calcul bio électromagnétique représentait l'être humain par un assortiment d'objets simples comme des cylindres, des sphères et des ellipsoïdes. Dans la plupart des cas, les conductivités de ces modèles étaient supposées homogènes. Les résultats de ces modélisations étaient obtenus par des méthodes analytiques simples, qui permettaient d'obtenir les valeurs moyenne et maximale du champ électrique E et de la densité de courant

J. Ces méthodes souffrent de plusieurs limitations majeures, elles ne peuvent pas aisément s'accorder aux postures particulières (bras tendu, par exemple) et aux structures internes du corps humain (différents organes). Néanmoins, les modèles analytiques sont utilisés car ils sont de bons outils de contrôle pour les techniques numériques.

Le développement d'algorithmes de calcul efficace et d'ordinateurs plus puissants a conduit à l'utilisation des méthodes numériques pour résoudre les équations de Maxwell dans le corps humain. Les avantages de ces méthodes résident dans l'aptitude à modéliser les formes complexes comme les différents organes du corps humain et à considérer les variations régionales de la conductivité.

Pour modéliser les phénomènes électromagnétiques en hyperthermie, les méthodes numériques couramment utilisées aujourd'hui sont basées sur les différences finies ou sur les éléments finis. D'autres méthodes numériques ont été utilisées pour le calcul du SAR en hyperthermie, comme par exemple la méthode impédance utilisée en 1982 par Armitage [Armitage] pour calculer la distribution de SAR en 3D sur une géométrie issue de coupes scanner.

2.2.1. Méthode des éléments finis

La méthode des éléments finis (FE) est basée sur une formulation intégrale des équations aux dérivées partielles. Cette méthode consiste en un découpage du domaine étudié en sous domaines appelés éléments finis, sur lesquels on réalise localement une interpolation pour approximer la fonction inconnue recherchée. La méthode FE est l'une des méthodes les plus adaptées à la résolution numérique des équations aux dérivées partielles. Le fondement en est la méthode de Galerkin qui est un cas particulier de la méthode des résidus pondérés. La méthode FE permet d'assigner à chaque élément maillé des propriétés complètement différentes des éléments voisins. De plus, la zone d'intérêt majeur peut être traitée avec une résolution plus fine que le reste du corps [Lynch1].

Un avantage supplémentaire de cette technique est qu'elle permet de prendre en compte précisément les limites anatomiques du corps humain. Cette méthode permet de s'adapter à un grand nombre de situations, vu que non seulement la taille des éléments mais aussi leur forme et le degré d'approximation de chacun d'eux peuvent être modifiés. Par contre, les bases

mathématiques de cette méthode sont relativement complexes. La capacité du maillage à s'adapter aux géométries complexes donne un grand avantage à cette technique.

2.2.2. Méthode des réseaux d'impédances

La méthode des réseaux d'impédances est basée sur une analogie entre les phénomènes électromagnétiques et électriques. Cette technique permet de calculer le courant induit dans un être humain par les champs électromagnétiques dont la fréquence est comprise entre 30 Hz et 30 MHz. Le champ électromagnétique est à l'origine de la circulation de courants de Foucault dans le corps humain. Ces courants induits peuvent être analysés en utilisant la loi de Faraday et en modélisant le corps humain comme un réseau d'impédances. L'approche de base de cette méthode est la suivante [Chen]: le corps humain est partagé en un ensemble de cellules cubiques et chaque arête de la cellule cubique est considérée comme une impédance localisée. Le corps humain est alors vu comme un réseau en trois dimensions d'impédances, chaque surface de cellule est formée de quatre impédances d'arête constituant une boucle, et le corps devient un réseau de boucles. Selon la loi de Faraday le champ magnétique appliqué induit un courant dans chaque boucle. La loi de tension de Kirchoff peut alors être appliquée à chaque boucle, elle s'exprime par l'équation suivante:

$$\sum_l I_l Z = j\omega\mu_0 \int_s \hat{n} \cdot H ds, \quad (2.35)$$

où I_l et Z sont respectivement le courant et l'impédance de ligne sur la section de la boucle. La sommation de I_l indique que la ligne de courant est une somme algébrique des quatre courants de chaque boucle avoisinante. H est le champ magnétique appliqué à la surface de la boucle. L'impédance Z peut être calculée à partir de l'équation 2.36.

$$Z = \frac{L}{(\sigma + j\omega\varepsilon)s} \quad (2.36)$$

$$E = \frac{J}{(\sigma + j\omega\varepsilon)} \quad (2.37)$$

Où L est la longueur de l'arête de la cellule et σ et ε sont les valeurs moyennes de la conductivité et de la permittivité des quatre cellules avoisinantes entourant l'arête. Quand l'équation 2.35 est écrite pour toutes les boucles, une série d'équations équivalentes pour les courants de boucle peut être résolue facilement par une technique d'inversion de matrice. Une

fois les courants de boucle obtenus, le courant circulant dans chaque arête peut être obtenu par une somme algébrique des courants des boucles avoisinantes. La densité de courant J dans la cellule est ensuite obtenue par une division du courant d'arête par l'aire de la surface de la cellule, et le champ électrique induit dans le corps est calculé à partir de l'équation 2.37.

Différentes représentations du schéma électrique sont couramment rencontrées la littérature:

- une source et une impédance [Hayashi] (Fig. 2.2.a),
- une étoile de sources et d'impédances [Tarao] et [Polk] (Fig. 2.2.b) et
- des boucles d'impédances [Deford] (Fig. 2.2.c).

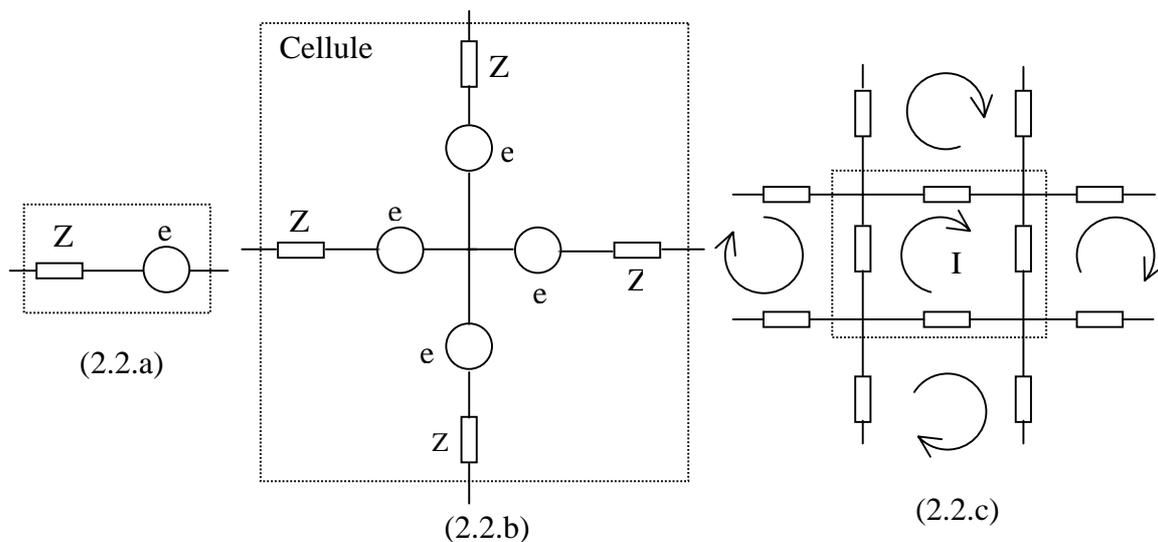


Fig. 2.2. Différents schémas équivalents pour la cellule, source et impédance (2.2.a), étoile de sources et d'impédances (2.2.b) et boucles d'impédances (2.2.c).

2.2.3. Méthode des différences finies

La distribution de champ électrique à l'intérieur du corps humain peut être obtenue par la méthode des différences finies (FD). Le concept de base consiste à trouver une approximation algébrique des équations de Maxwell, sous leur forme différentielle, au moyen d'un développement en série de Taylor tronqué en fonction du degré de précision souhaité. La méthode des différences finies consiste à résoudre les équations de Maxwell en discrétisant le domaine étudié par apposition d'une grille de points dont la finesse permet une bonne approximation du contour du domaine. En chaque point de la grille, une approximation des dérivées à l'aide des différences finies est effectuée (approximation à l'ordre deux dans le développement de Taylor), cela permet de résoudre localement les équations de Maxwell [Hart]. Cette méthode de discrétisation pose un problème, car il n'est pas évident de

superposer une grille rectangulaire sur une structure géométrique complexe tel que le corps humain et de prendre en compte ces différents organes. Si l'on veut améliorer la discrétisation, on diminue la taille des cubes mais le nombre de cubes augmente alors et le traitement informatique du problème devient plus coûteux en temps de calcul et en espace mémoire. La méthode des différences finies est simple à mettre en œuvre, mais son niveau de complexité augmente très vite si l'on désire prendre en compte les conditions aux interfaces. En effet ces conditions sont à prendre en compte explicitement:

$$\varepsilon_1 \frac{\partial V_1}{\partial n} = \varepsilon_2 \frac{\partial V_2}{\partial n} \quad (2.38)$$

d'où des équations spécifiques pour les nœuds concernés. La prise en compte des conditions aux interfaces est facile lorsque l'interface est plane, mais elle devient plus délicate lorsque celle-ci est courbe. La méthode FD ne gère pas les maillages non uniformes. Par conséquent la densité de maillage est déterminée par le plus petit détail de la configuration, à moins de faire appel à des outils mathématiques très complexes. Pour ces différentes raisons, cette méthode apparaît mal adaptée à la modélisation des phénomènes électromagnétiques en hyperthermie.

Une variante de cette méthode est celle des différences finies dans le domaine temporel, notée FDTD de part sa détermination anglo-saxonne "Finite Difference Time Domain". C'est une méthode numérique de résolution des équations de Maxwell discrétisées dans l'espace et le temps. Elle donne accès aux valeurs des différentes composantes de champ électrique et magnétique, la formulation de départ étant la même que pour la méthode FD [Kanai]. A la différence des techniques des éléments finis, les techniques FDTD travaillent dans le domaine du temps. L'algorithme de calcul de cette méthode appliqué à un problème 3D est présenté par Okoniewski [Okoniewski]. Les équations de Maxwell sont discrétisées dans le temps et l'espace:

$$\frac{Ey_{k+1}^n - Ey_k^n}{\Delta z} = \mu_0 \frac{Hx_{k+1/2}^{n+1/2} - Hx_{k+1/2}^{n-1/2}}{\Delta t} \quad (2.39)$$

$$\frac{Hx_{k+1/2}^{n+1/2} + Hx_{k-1/2}^{n+1/2}}{\Delta z} = \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{Ey_k^{n+1} - Ey_k^n}{\Delta t} - \sigma \frac{Ey_k^{n+1} + Ey_k^n}{2} \quad (2.40)$$

Les équations 2.39 et 2.40 peuvent alors être résolues par des méthodes itératives: à chaque instant $n + \frac{1}{2}$ la composante de champ H est calculée en tout point $k + \frac{1}{2}$ de l'axe de propagation discrétisé. A l'instant suivant (n+1) la composante du champ E est à son tour déterminée en tout point k de l'axe z. Les axes x, y, z sont divisés en segments élémentaires, respectivement Δx , Δy et Δz , nous pouvons alors définir une maille élémentaire, appelée cellule de Yee [Yee] (Fig. 2.3).

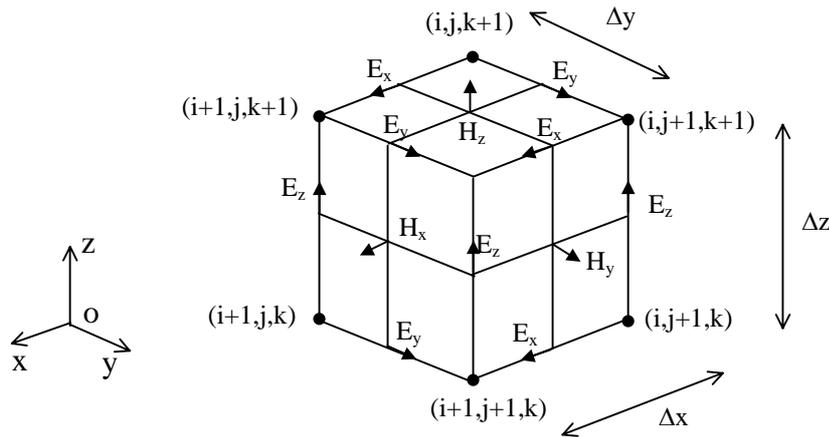


Fig. 2.3. Position des composantes des champs électrique et magnétique dans une cellule d'après Yee.

La gamme de fréquences couverte par cette méthode va de 50 MHz à 1 GHz [Lu]. Il s'agit d'une méthode explicite dans le temps qui ne nécessite pas d'inversion de matrice. Par contre, si l'on désire une bonne précision, la discrétisation du domaine doit être suffisamment petite, ce qui a pour conséquence d'augmenter le temps de calcul.

La méthode FDTD conserve les inconvénients de la méthode FD qui sont une formulation explicite des conditions aux interfaces et une discrétisation fine du domaine pour obtenir une précision correcte.

2.2.4. Choix d'une méthode

Généralement, vu la complexité des géométries rencontrées dans les problèmes d'hyperthermie (dispositif d'hyperthermie et patient), il est nécessaire de modéliser en 3D les phénomènes rencontrés. Néanmoins, des études 2D ont été réalisées en utilisant les éléments

finis, par exemple sur coupe au niveau du thorax [Lynch2] et les différences finis pour élaborer de nouveaux applicateurs [Shaw].

La méthode FDTD est principalement employée en hyperthermie pour obtenir le diagramme de rayonnement d'un applicateur, ou pour le développement de nouveaux applicateurs [Kanai], [Pothecary], [Sullivan1]. Dans ce type d'étude, le patient est remplacé par un cube ou un cylindre comportant un voire deux milieux distincts dont les propriétés électromagnétiques ont été choisies pour être assez proches de celles de certains tissus comme le muscle par exemple. Certains auteurs [Sullivan2], [Sullivan3], [Kroeze] utilisent également la méthode FDTD ou une de ces variantes $(FD)^2TD$, pour le calcul du SAR sur des configurations où le patient et les applicateurs sont modélisés.

La méthode des éléments finis est utilisée à titre de validation sur des géométries complexes comme des sphères [Clegg], [Sekkak]. Mais elle est également utilisée pour calculer la distribution de SAR sur des géométries réalistes [Paulsen], [Ratnajeevan].

Pour modéliser les phénomènes électromagnétiques en hyperthermie, la méthode des éléments finis apparaît comme la plus avantageuse des méthodes [Hagmann]. Elle permet de prendre en compte des frontières courbes grâce à l'utilisation d'éléments tétraédriques, conformes aux interfaces entre les différents organes, et le pas de discrétisation n'est pas forcément constant, comme en différences finies. De plus, les éléments finis d'arête sont plus adaptés à cette application que les éléments finis nodaux classiques [Wust1]. En effet, en éléments d'arête, les inconnues sont les circulations du champ le long des arêtes: les composantes tangentielles des champs sont alors continues entre deux interfaces de caractéristiques différentes, alors que les composantes normales peuvent être discontinues, ce qui correspond tout à fait à la physique du phénomène électromagnétique modélisé.

Avec la méthode des éléments finis, les limites numériques peuvent facilement se conformer aux limites physiques du milieu, les conditions aux interfaces du milieu sont exactement satisfaites. Alors qu'un maillage à pas non uniforme pose des problèmes dans les méthodes aux différences finies, la réalisation d'éléments de dimensions variables se fait sans difficulté dans les méthodes aux éléments finis à condition de rester cohérent avec la longueur d'onde. Ceci est particulièrement appréciable lorsque certaines régions ont besoin d'un maillage serré alors que d'autres autorisent l'utilisation d'un maillage lâche.

2.3. ÉLÉMENTS FINIS D'ARÊTE

La méthode des éléments finis nodaux conduit à imposer la continuité de toutes les composantes du champ E au passage d'un élément à un autre. Or ceci n'est pas toujours représentatif du phénomène physique, car le champ E a sa composante normale discontinue à la traversée d'interface entre différents matériaux de propriétés différentes. D'où le recours à des éléments finis particuliers, appelés éléments mixtes ou éléments de Whitney ou encore éléments d'arête. Ces éléments sont adaptés à la représentation des champs de vecteur comme E et permettent leur discontinuité. Ces éléments imposent uniquement la continuité tangentielle du champ.

2.3.1. Généralités sur les éléments d'arête

La méthode des éléments finis est l'une des techniques les plus appropriées pour considérer des problèmes aux géométries variées et complexes. Néanmoins, sa mise en œuvre pour les problèmes hautes fréquences s'est longtemps heurtée au problème des modes non physiques caractérisés par une divergence non nulle. Ces solutions "parasites" apparaissent aussi bien dans les problèmes déterministes que dans la recherche des valeurs propres. Différentes méthodes ont été proposées pour les éliminer en gardant l'emploi des éléments finis nodaux conventionnels (méthode des multiplicateurs de Lagrange par exemple). La généralisation des éléments nodaux qui sont bien adaptés aux problèmes scalaires, à des problèmes vectoriels ne semble pas judicieuse. En effet, l'origine des modes non physiques vient de la mauvaise approximation du noyau de l'opérateur rotationnel par les éléments nodaux vectoriels [Webb].

Différents auteurs ont introduit de façon indépendante de nouveaux éléments appropriés, ceux-ci concordent à degré d'interpolation égal et appartiennent à une famille d'éléments finis mixtes rot-conformes décrite par Nédélec [Nédélec]. Leur mise en application a déjà montré leur efficacité dans les problèmes en hyperfréquences.

Ces éléments construits sur des maillages tétraédriques, cubiques ou prismatiques ont la particularité de n'imposer que la continuité tangentielle des champs E ou H à travers les éléments comme c'est physiquement le cas [Bossavit], [Mur], [Webb]. Le noyau de l'opérateur rotationnel au niveau discret est parfaitement approché par ces éléments. En conclusion, les éléments d'arête représentent une base adéquate pour approcher les champs E et H .

2.3.2. Discrétisation par éléments d'arête

On définit dans un premier temps l'espace polynomial de Nédélec (ND), pour un tétraèdre T l'espace est donné par:

$$ND(T) := \{x \mapsto a + b \times x; x \in T, a, b \in \mathbb{R}^3\}. \quad (2.41)$$

Les degrés de liberté sont les circulations du champ sur les arêtes de l'élément T et peuvent être exprimé par la fonctionnelle:

$$W_h \mapsto \int_e W_h \cdot t ds. \quad (2.42)$$

Où e est l'arête de T , t est le vecteur tangentiel unité et $W_h \in ND(T)$.

On en déduit que la fonction de forme associée à l'arête e liant les sommets i et j est défini par:

$$W_e = \lambda_i \nabla \lambda_j - \lambda_j \nabla \lambda_i, \quad (2.43)$$

où λ_i et λ_j sont les coordonnées barycentriques des sommets i et j . W_e est nul en dehors des tétraèdres ne contenant pas l'arête e .

Ces éléments sont d'ordre 1 incomplet, cependant il est possible de définir des éléments d'ordre plus élevé. Dans un tétraèdre, W_e est un champ de vecteurs qui tourne autour de l'arête opposée $\{k,l\}$ et décroît linéairement vers celle-ci [Wong] (Fig. 2.4).

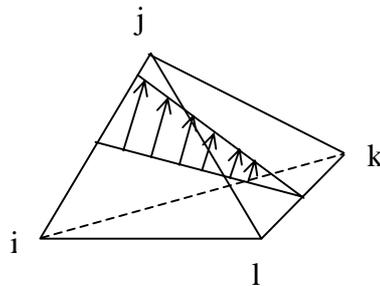


Fig. 2.4. Élément d'arête.

Le tétraèdre de type 1 en éléments d'arête est représenté par la figure 2.5.b.

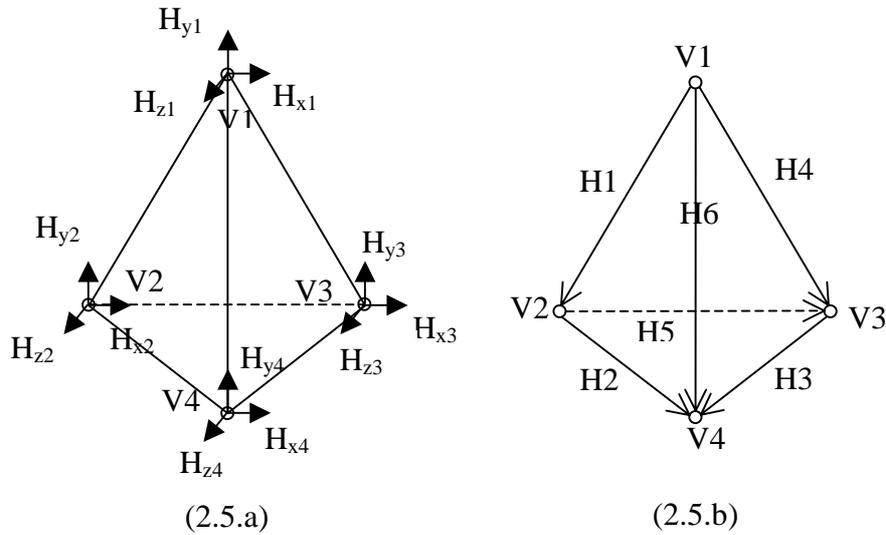


Fig. 2.5. *Eléments finis nodaux (2.5.a) et éléments finis d'arête (2.5.b) d'ordre 1.*

2.3.3. Formalisme mathématique

Dans ce paragraphe le formalisme mathématique par éléments finis est décrit ainsi que les conditions aux limites utilisées pour simuler le domaine à l'infini.

En appliquant la méthode de Galerkin à l'équation (2.19), on obtient:

$$\int_v W[\nabla \times \nabla \times \mathbf{E} - k^2 \mathbf{E}] dv = -j\omega\mu_0 \int_v W \mathbf{J}_e dv \quad (2.44)$$

où W est la fonction poids.

Puis en utilisant l'identité vectorielle suivante:

$$\nabla \times (\psi \mathbf{A}) = \nabla \psi \times \mathbf{A} + \psi \nabla \times \mathbf{A} \Rightarrow \psi \nabla \times \mathbf{A} = \nabla \times (\psi \mathbf{A}) - \nabla \psi \times \mathbf{A} \quad (2.45)$$

avec $\psi = W$ et $\mathbf{A} = \nabla \times \mathbf{E}$,

et le théorème de Stokes:

$$\int_v \nabla \times W \times \nabla \times \mathbf{E} dv = \int_s n \times W \times \nabla \times \mathbf{E} ds \quad (2.46)$$

la formulation élément finis est obtenue:

$$-\int_v \nabla W \times \nabla \times \mathbf{E} dv - \int_v W k^2 \mathbf{E} dv + \int_{s_{ext}} n \times (W \nabla \times \mathbf{E}) ds = -j\omega\mu_0 \int_{\Gamma} W \mathbf{J}_e dv \quad (2.47)$$

L'utilisation de la méthode des éléments finis pour modéliser un problème électromagnétique en milieu ouvert nécessite la troncature du domaine infini par une frontière fictive. Pour respecter le caractère non borné du problème, il est essentiel d'imposer sur cette frontière des conditions aux limites qui prennent en compte le domaine extérieur. Cette prise en compte du domaine extérieur peut être réalisée à l'aide des Equations Intégrales (EI), des couches absorbantes parfaitement adaptées (PML) ou des Conditions aux Limites Absorbantes (CLA). Les CLA offrent plusieurs avantages: elles sont faciles à implanter, "relativement" précises et locales. Ces dernières constituent donc notre choix. Ces conditions aux limites sont dites absorbantes car elles permettent de minimiser, quand elles ne sont pas exactes, les réflexions non physiques sur la frontière de manière que celle-ci apparaisse quasi transparente aux ondes sortant du domaine et se propageant vers l'infini.

Parmi les différentes CLA existantes, nous verrons deux types de CLA locales qui sont tous deux basées sur une représentation vraie du champ.

La CLA introduite par Bayliss et Turkel noté BT utilise un développement asymptotique (somme discrète) d'une onde divergente et construit ensuite des opérateurs différentiels sensés absorber ou annihiler des termes ou modes de ce développement [Bayliss].

La CLA initiée par Engquist et Majda utilise la transformée de Fourier pour écrire toute onde comme un paquet (somme continue) d'ondes planes et construit un opérateur pseudo différentiel qui annihile ces ondes planes et donc l'onde [Engquist]. Les approximations de cet opérateur pseudo différentiel sont obtenues sous la forme d'opérateurs différentiels qui absorbent certaines de ces ondes planes. Cette CLA sera notée EM par la suite.

Le choix de la CLA est conditionné par la géométrie de la structure étudiée. En effet la forme des structures étudiées conditionne le choix de la frontière extérieure et donc de la CLA. Ainsi pour des objets ayant des géométries à section circulaire on préférera une frontière courbe, en général un cercle de rayon R centré à l'origine, et on y appliquera les CLA du type BT. En général, une frontière rectangulaire est soumise aux CLA du type EM.

Etant donné la géométrie de notre problème (Fig. 3.3), l'utilisation d'une frontière rectangulaire est la plus appropriée et donc des conditions aux limites absorbantes du type EM symétrique s'imposent. Ces conditions aux limites du type EM sont dites symétriques car elles préservent la symétrie de la matrice globale résultant de la méthode des E.F.

La formulation à l'ordre 2 des CLA est la suivante [Yao]:

$$n \times \nabla \times \mathbf{A} = T(\mathbf{A}) + O(S_t^4) \quad (2.48)$$

$$T(\mathbf{A}) = \alpha \mathbf{A}_t + \beta \nabla_t^2 \mathbf{A}_t + \beta_n \nabla_t (\nabla \cdot \mathbf{A}_t) \quad (2.49)$$

avec

$$\alpha = jk p_0 \quad (2.50) \quad \beta = -\frac{j}{k} p_2 \quad (2.51) \quad \beta_n = -\frac{j}{k} \left(\frac{1 + p_0 p_2}{p_0 + p_2} \right) \quad (2.52)$$

Les éléments tétraédriques utilisés sont d'ordre 1, on utilise alors des CLA d'ordre 1 également. Les coefficients β et β_n sont donc nuls car $p_0=1$ et $p_2=0$, et l'expression des CLA se réduit alors à:

$$T(\mathbf{A}) = jk \mathbf{A}_t \quad (2.53)$$

Ce qui est équivalent à la condition de rayonnement de Silver-Müller.

Le couplage des CLA avec la méthode des éléments finis consiste à substituer le terme surfacique de l'équation (2.47) par l'approximation (2.53). Afin d'alléger l'écriture, nous adopterons pour les CLA la notation suivante issue de (2.48) qui sera appliquée aux composantes tangentielles:

$$n \times \nabla \times \mathbf{E} \cong g_{ABC}(\mathbf{E}) = jk_0 \mathbf{E}_t \quad (2.54)$$

où \mathbf{E}_t représente le champ tangentiel et avec $k_0 = \omega^2 \mu_0 \varepsilon_0$.

On insère la CLA dans l'intégrale sur s et la formulation finale est alors:

$$-\int_v \nabla W \times \nabla \times \mathbf{E} \cdot dv - \int_v W k^2 \mathbf{E} \cdot dv + \int_s W g_{ABC}(\mathbf{E}) \cdot ds = -j\omega\mu \int_v W \mathbf{J}_e \cdot dv \quad (2.55)$$

2.4. RÉOLUTION DU SYSTÈME MATRICIEL

La discrétisation par éléments finis conduit à un problème linéaire défini par une matrice A de dimension $n \times n$ et un vecteur b , on cherche alors x tel que $Ax = b$.

Dans le cas où n est assez petit (inférieur à 5000 environ), le système matriciel peut se résoudre par une méthode directe. Parmi les méthodes directes les plus utilisées, on trouve pour les matrices quelconques la méthode de Gauss, pour les matrices symétriques la méthode de Cholesky. Ces méthodes sont précises et stables numériquement, mais leurs exigences en nombre d'opérations (c'est à dire en coût de calcul) et en espace mémoire sont un frein à leurs utilisations pour des systèmes de grande taille.

Les méthodes directes ne peuvent plus s'envisager quand n est très grand à cause des erreurs d'arrondi propagées par le grand nombre d'opérations à effectuer. On a alors recours aux méthodes itératives. Au vu de la taille de la matrice A ($n > 100000$) afin de réduire l'espace mémoire nécessaire, le stockage morse est utilisé. Pour résoudre le système matriciel, nous avons utilisé une méthode itérative (gradient conjugué préconditionné).

2.4.1. Méthode du Gradient Conjugué Préconditionné

La méthode du Gradient Conjugué (GC) est un procédé itératif de résolution des problèmes linéaires de la forme $Ax = b$, où A est une matrice symétrique définie positive de taille $n \times n$ et b un vecteur de taille n . On se ramène à la résolution d'un problème de minimisation du résidu $r = Ax - b$ dont la solution vérifie également $Ax = b$. L'algorithme va générer en n itérations n vecteurs A -conjugués (ou A -orthogonaux).

Pour améliorer le conditionnement de la matrice A , on peut multiplier le système initial $Ax = b$ par une matrice C de telle sorte que la nouvelle matrice $C^{-1}A$ ait un meilleur conditionnement que A , puis appliquer la méthode de résolution au nouveau système $C^{-1}Ax = C^{-1}b$. On cherchera pour C une bonne approximation de A , facile à inverser [Gardan]. L'algorithme du Gradient Conjugué Préconditionné (GCP) est présenté sur la figure 2.6.

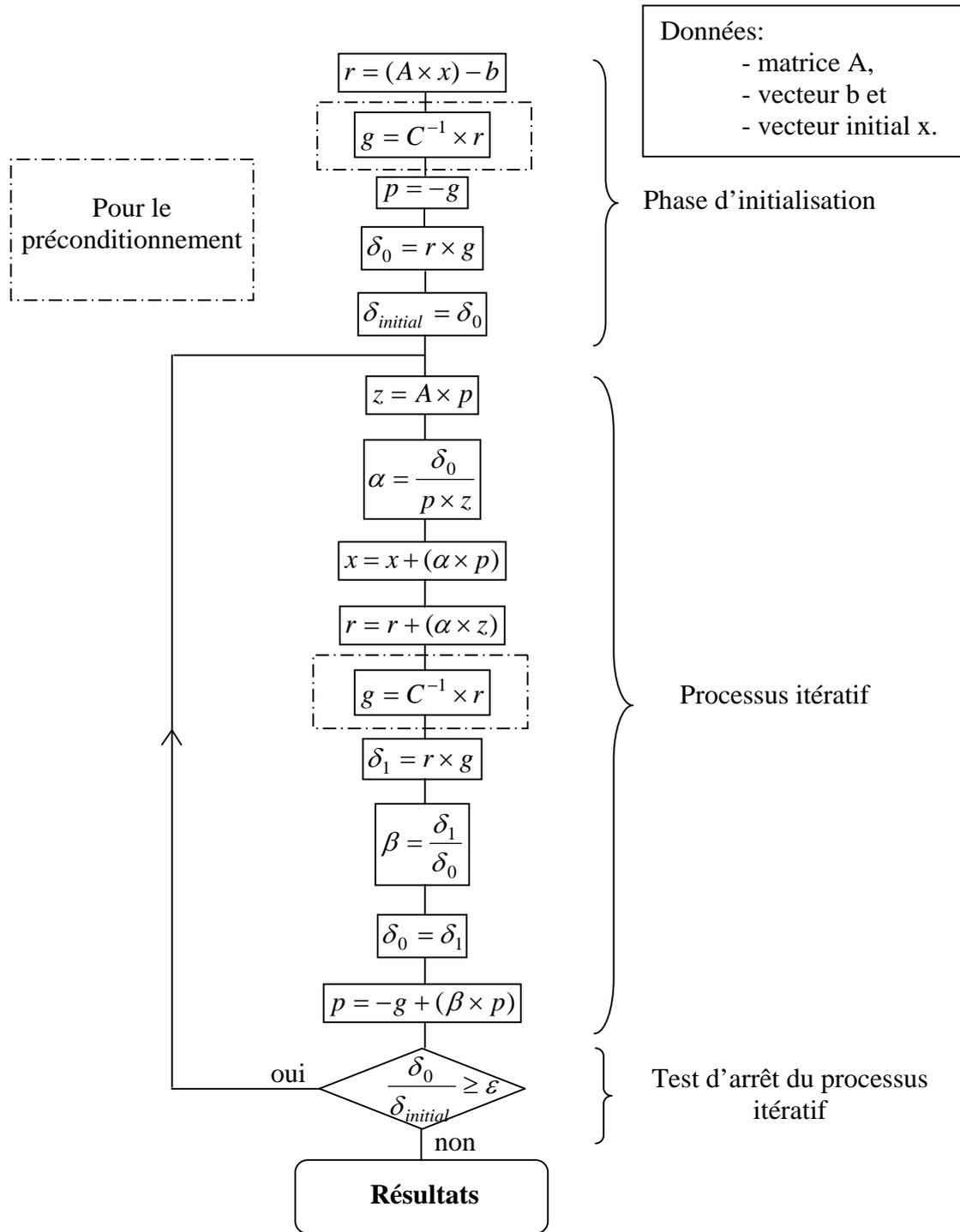


Fig. 2.6. Algorithme du gradient conjugué preconditionné.

Dans la phase d'initialisation, on fixe la valeur initiale de x à zéro, ce qui revient donc à imposer $r = -b$.

2.4.2. Préconditionnement

A tout preconditionnement, on peut associer la méthode itérative:

$$C(x_{k+1} - x_k) = b - Ax_k . \quad (2.56)$$

Dans l'algorithme du GCP l'instruction encadrée revient à faire un pas de la méthode 2.56, g_{k+1} correspondant à la direction du déplacement de (2.56).

On peut aussi bien dire que (2.56) sert à preconditionner la méthode du GC, ou que la méthode du GC est un procédé d'accélération de (2.56). Preconditionner la matrice, c'est à dire résoudre:

$$C^{-1}Ax = C^{-1}b , \quad (2.57)$$

permet d'accélérer la convergence mais chaque itération est alors plus coûteuse puisqu'elle implique la résolution d'une opération supplémentaire:

$$g = C^{-1} \times r . \quad (2.58)$$

L'intérêt du preconditionnement réside dans le fait que si C est bien choisie, $C^{-1}A$ approxime la matrice unité, et le système devient:

$$x \approx C^{-1}b . \quad (2.59)$$

La matrice de preconditionnement C doit être facile à construire, facile à stocker et facile à inverser. D'après ces différents critères notre choix s'est porté sur les preconditionnements suivants:

- diagonal,
- Symmetric Successive Over Relaxation (SSOR),
- factorisation incomplète (décomposition de Cholesky ou de Gauss).

Une étude comparative des coûts des différents preconditionnements a été réalisée, les résultats sont présentés dans le chapitre 3.

Pour le preconditionnement diagonal, la matrice C est construite à partir de la diagonale de la matrice A (2.60).

$$C = \begin{pmatrix} a_{11} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & a_{22} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & a_{33} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & a_{44} \end{pmatrix} \quad (2.60)$$

Dans le cas du préconditionnement SSOR la matrice C se présente sous la forme suivante:

$$C = \left(\frac{1}{\omega}D - E\right)\left(\frac{2-\omega}{\omega}D\right)^{-1}\left(\frac{1}{\omega}D - E\right)^t \quad (2.61)$$

Avec $0 < \omega < 2$.

Où D et E représente respectivement la partie diagonale (2.62) et E la partie strictement inférieure (2.63) de A.

$$D = \begin{pmatrix} a_{11} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & a_{22} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & a_{33} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & a_{44} \end{pmatrix} \quad (2.62) \quad \text{et} \quad E = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ a_{21} & 0 & 0 & 0 \\ a_{31} & a_{32} & 0 & 0 \\ a_{41} & a_{42} & a_{43} & 0 \end{pmatrix} \quad (2.63)$$

Pour le gradient conjugué préconditionné, il est nécessaire d'effectuer l'opération $g = C^{-1}r$. Avec le préconditionnement SSOR la matrice C n'est pas aussi facilement inversible que pour le préconditionnement diagonal. C'est pourquoi on ne réalise pas directement l'opération suivante $g = C^{-1}r$, mais on la décompose en trois phases simples (résolution en cascade) (Fig. 2.7).

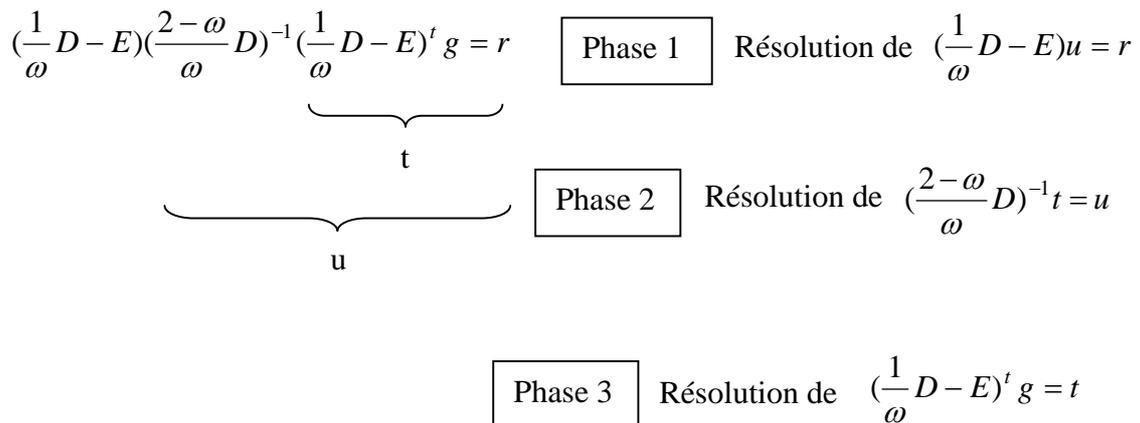


Fig. 2.7. Résolution en cascade.

Le dernier préconditionnement testé utilise une factorisation incomplète qui peut être réalisée à l'aide d'une décomposition de Gauss ou de Cholesky. Les méthodes de gradient conjugué préconditionné utilisant une factorisation incomplète de Cholesky sont désignées par le terme ICCG (Incomplete Cholesky Conjugate Gradient). La matrice de préconditionnement est de la forme:

$$C = LL^t \quad (2.64)$$

Les différents termes de la matrice L sont donnés par:

$$l_{11} = \sqrt{a_{11}} \quad (2.65)$$

$$l_{i1} = \frac{a_{i1}}{l_{11}} \quad (2.66)$$

pour $2 \leq i \leq n$

$$l_{jj} = \sqrt{a_{jj} - \sum_{k=1}^{j-1} l_{jk}^2} \quad (2.67)$$

$$l_{ij} = \frac{a_{ij} - \sum_{k=1}^{j-1} l_{ik} l_{jk}}{l_{jj}} \quad (2.68)$$

pour $j+1 \leq i \leq n$.

Au lieu d'utiliser la décomposition de Cholesky $C = LL^t$, on peut utiliser la décomposition de Gauss $C = \tilde{L}\tilde{D}\tilde{L}^t$. On calcule les éléments des matrices \tilde{L} et \tilde{D} à l'aide des formules (2.69) et (2.70).

$$\tilde{d}_j = a_{jj} - \sum_{k=1}^{j-1} \tilde{d}_k \times \tilde{l}_{jk}^2 \quad (2.69)$$

$$\tilde{l}_{ij} = \frac{a_{ij} - \sum_{k=1}^{j-1} \tilde{d}_k \times \tilde{l}_{ik} \times \tilde{l}_{jk}}{\tilde{d}_j} \quad (2.70)$$

avec $1 \leq j \leq n$ et $j+1 \leq i \leq n$.

On évite ainsi les extractions de racines carrées de la méthode de Cholesky, ceci au prix d'un nombre accru de multiplications. Puis on résout successivement les systèmes linéaires triangulaires:

$$\tilde{L}y = b \quad (2.71)$$

$$\text{et } \tilde{D}\tilde{L}^t x = y \quad (2.72)$$

2.5. CONCLUSIONS

Dans ce chapitre, nous avons présenté les méthodes numériques couramment utilisées pour la résolution des équations de Maxwell dans le cadre des problèmes d'hyperthermie. Chaque méthode numérique a des avantages et des inconvénients, et la sélection d'une méthode est fonction principalement du type de calcul à effectuer, des ressources informatiques disponibles et de la précision souhaitée.

Nous retiendrons que si le problème à résoudre contient un grand nombre d'interfaces et que la solution à ces interfaces doit être connue avec une grande précision, la méthode des éléments finis semble être la plus appropriée. Par contre, si seule une solution approximative est nécessaire, un maillage uniforme est suffisant et une méthode comme les différences finies est acceptable.

Au vu de ces éléments, notre choix s'est porté sur la méthode des éléments finis d'arête pour modéliser les phénomènes électromagnétiques en hyperthermie.

Dans le chapitre suivant, le modèle éléments finis d'arête développé sera validé et utilisé sur des géométries complexes, et son comportement sera analysé.

VALIDATION DU MODÈLE NUMÉRIQUE 3D

Dans ce chapitre nous verrons le système utilisé pour valider le modèle numérique développé. La modélisation de ce dispositif expérimental sera ensuite présentée. Les résultats obtenus à l'aide du modèle éléments finis, et ceux obtenus à partir du dispositif expérimental seront comparés. La quatrième partie sera axée sur les performances du modèle en terme de vitesse d'exécution. Pour finir, le comportement de ce modèle face à un fantôme composé de plusieurs milieux biologiques ainsi que sur une structure réaliste obtenue à partir de coupes scanner sera étudié.

3.1. ÉVALUATION D'UN SYSTÈME D'HYPERTHERMIE

La comparaison entre les résultats issus de la simulation et ceux obtenus de façon expérimentale est une phase essentielle dans l'élaboration d'une méthode numérique. Cette validation a pour but de montrer la validité du modèle éléments finis.

3.1.1. Protocole expérimental

Le protocole de chauffage est celui de l'ESHO (European Society for Hyperthermic Oncology) [Esho] dont les principaux aspects sont présentés ci-dessous. La cartographie de température a été réalisée par l'unité d'hyperthermie du Centre Alexis Vautrin (CAV) de Nancy.

3.1.2. Dispositif expérimental

Le dispositif expérimental est composé d'un fantôme, d'un applicateur de type guide d'onde et d'un système de mesure. Le système de mesure comprend un ensemble thermométrique constitué de douze capteurs de température à fibre optique, motorisé par un système de traction et un moteur pas à pas. L'ensemble du dispositif qui comprend l'acquisition de température, la gestion du déplacement des sondes de température et la commande du guide d'onde, est piloté par un ordinateur (Fig. 3.1) [Vera].

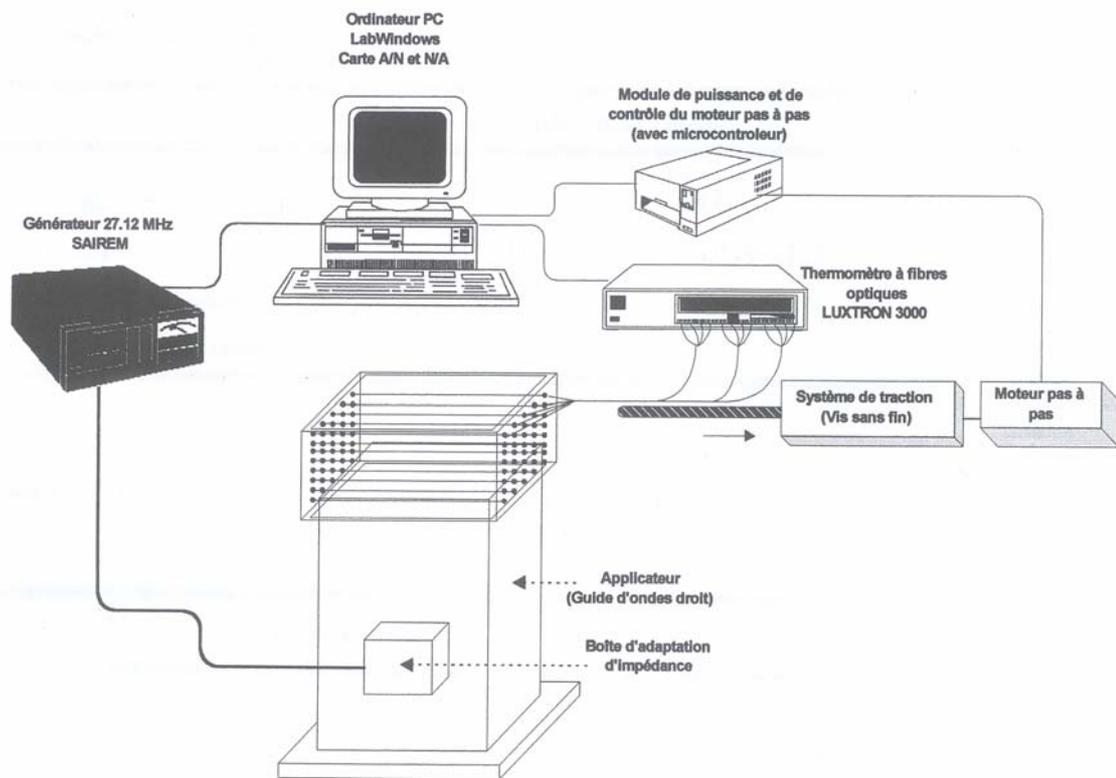


Fig. 3.1. Dispositif expérimental.

La cartographie complète de la température du fantôme nécessite plusieurs passages des sondes. En effet le système de mesure n'est équipé que de douze sondes alors que le fantôme comprend 558 cathéters (tubes en Téflon). De plus, entre deux séries de mesure, il est nécessaire de laisser refroidir le fantôme afin que ce dernier reprenne ces caractéristiques initiales.

3.1.3. Fantôme

Le fantôme est une cuve en Plexiglas contenant un gel dont les propriétés électromagnétiques sont proches de celle des tissus humains. La figure 3.2 représente un fantôme parallélépipédique, on rencontre également des fantômes cylindriques. Il existe différentes compositions pour le fantôme, les plus utilisées sont le fantôme à base d'eau salée, le fantôme agar, le fantôme gel TX150 et le fantôme polyacrilamide. Le fantôme utilisé ici est à base de gel polyacrilamide, il présente l'avantage d'être solide, transparent et de posséder des caractéristiques électriques et thermiques similaires à celles des tissus simulés [Vera]. Les propriétés électromagnétiques de ce fantôme sont proches de celle des tissus musculaires.

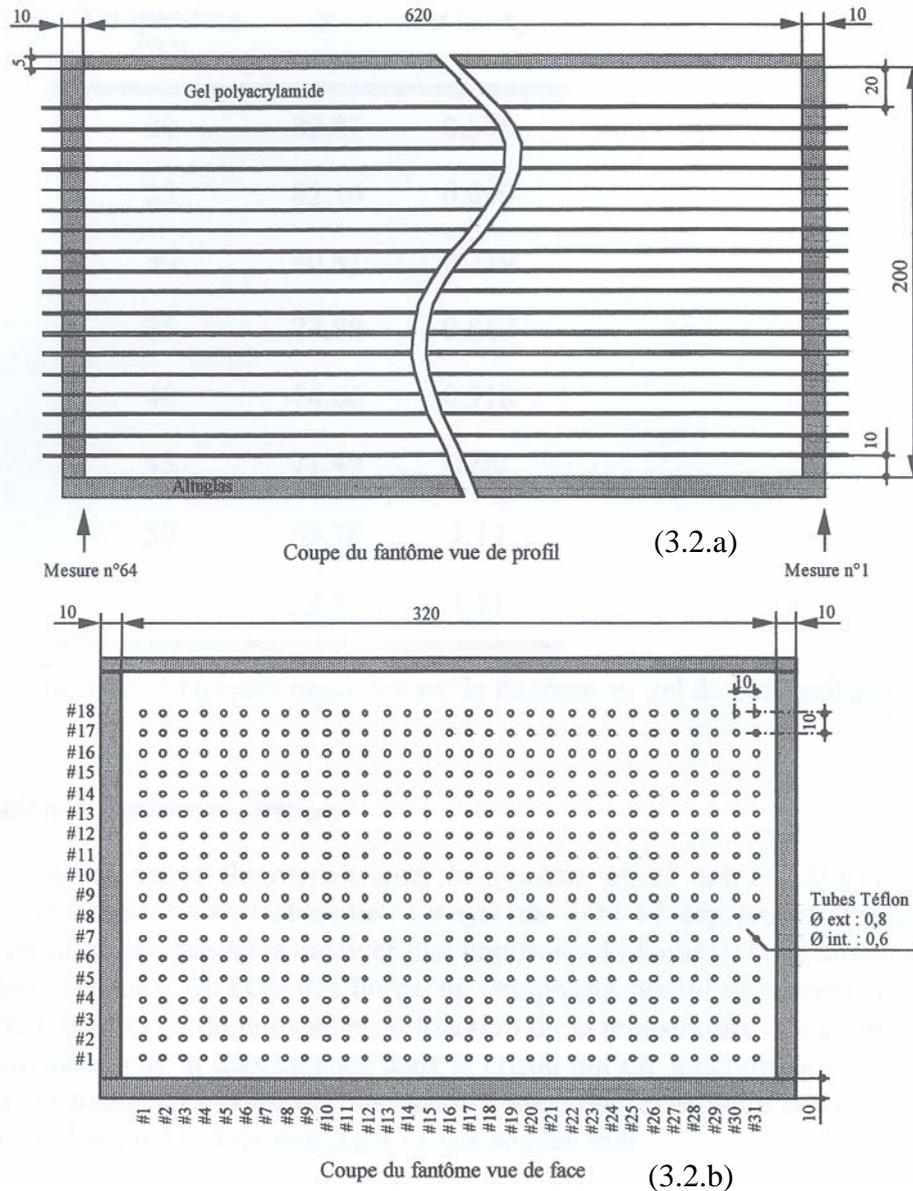


Fig. 3.2. Coupes du fantôme vue de profil (3.2.a) et de face (3.2.b).

3.2. MODÉLISATION DU DISPOSITIF

La figure 3.3 présente la géométrie modélisée, on retrouve le fantôme (Fig. 3.3.c) et le guide d'onde (Fig. 3.3.a). Le guide d'onde est rempli d'eau désionisée et contient l'antenne source. L'épaisseur métallique des parois est de 10 mm. La figure 3.3.c représente le plan entre l'extrémité ouverte du guide et le fantôme. On peut remarquer que cette géométrie comporte un plan de symétrie suivant le plan yOz .

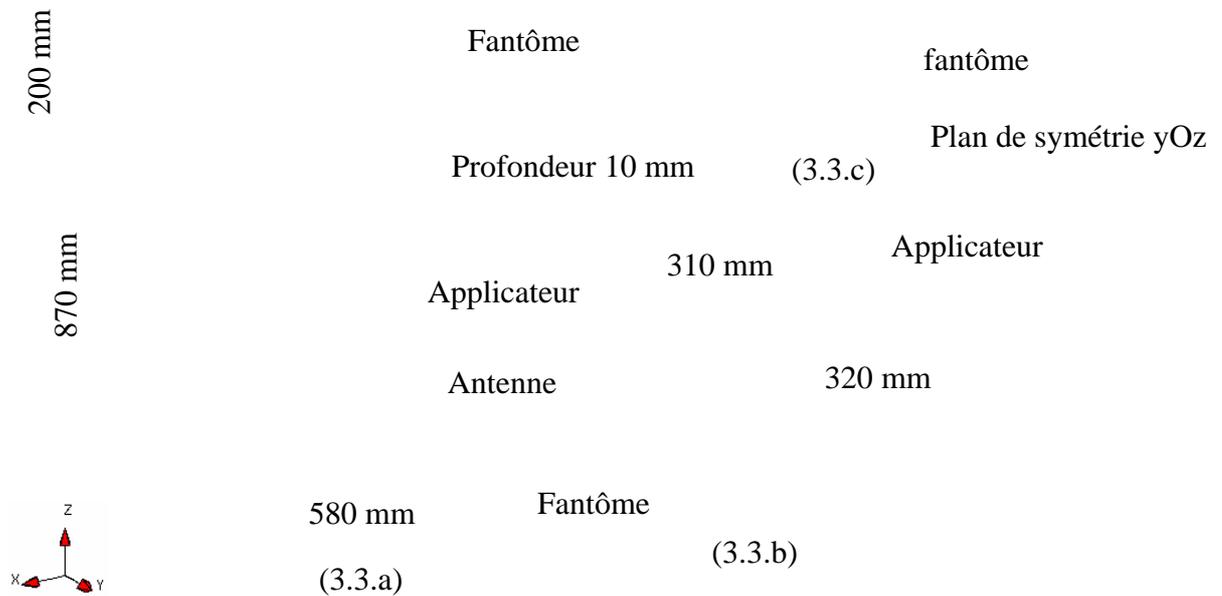


Fig. 3.3. Dispositif modélisé (3.3.a), comprenant un applicateur: vue de dessus (3.3.b) et le fantôme (3.3.c).

La fréquence de fonctionnement de l'applicateur est de 27,12 MHz. Le maillage de cette géométrie, qui comporte 20337 nœuds, est représenté sur la figure 3.4.

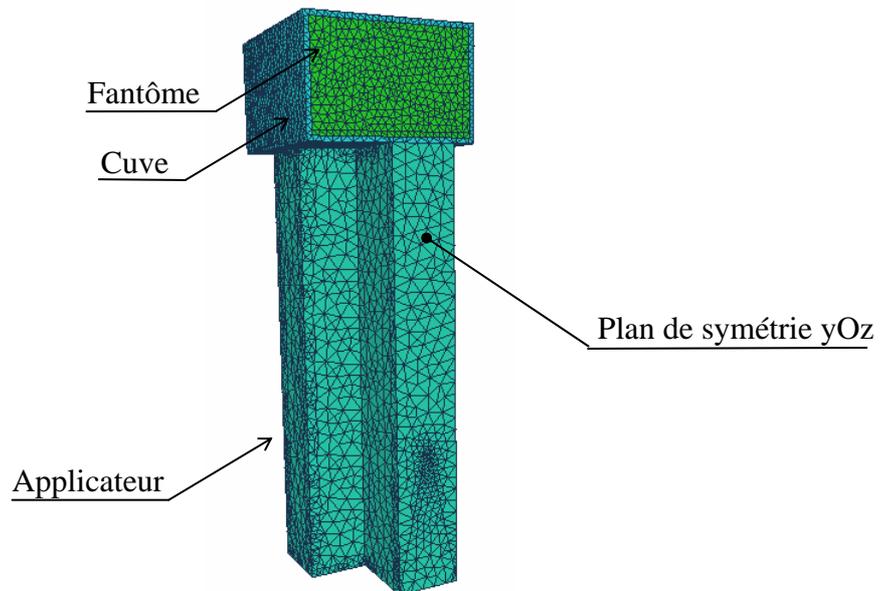


Fig. 3.4. Maillage du dispositif.

3.2.1. Prise en compte de la source

La source doit être représentée par une source ponctuelle, ce qui est difficilement réalisable en élément d'arête. On fixe une densité de courant sur une arête de petite dimension. La figure 3.5 présente le rayonnement de ce dipôle (antenne suivant axe y) dans un cube contenant de l'eau désionisée comme dans le guide d'onde. Cette modélisation permet de vérifier qu'on obtient effectivement un rayonnement sphérique caractéristique d'une source ponctuelle. Les réflexions de la frontière (onde non sphérique) observées sur les figures 3.5.b et 3.5.d montrent qu'une CLA d'ordre 1 peut s'avérer insuffisante pour certains problèmes. Cependant, pour notre application, les ondes électromagnétiques émises par les dispositif d'hyperthermie ne parviennent pas à traverser le patient ou le fantôme, une CLA d'ordre 1 est alors suffisante.

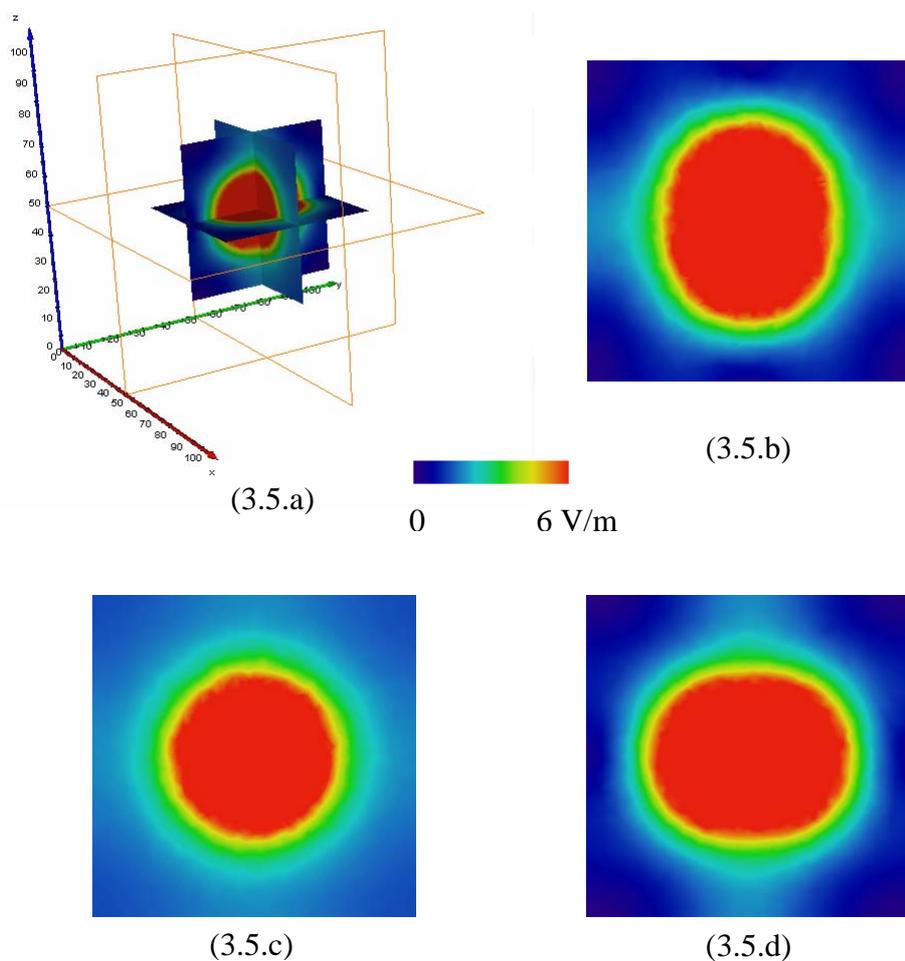


Fig. 3.5. Rayonnement du dipôle (3.5.a) suivant les plans xOy (3.5.b), xOz (3.5.c) et yOz (3.5.d).

3.2.2. Simplification

Grâce au plan de symétrie yOz, seule la moitié du dispositif est modélisée, ce qui permet de réduire la taille du problème. De plus, il n'est pas nécessaire de mailler le volume des pièces métalliques du dispositif (guide d'onde) car leurs conductivités tendant vers l'infini, les champs à l'intérieur du métal tendent vers zéro tandis que le courant devient superficiel [Petit].

3.2.3. Longueur d'onde et épaisseur de peau

La longueur d'onde et de l'épaisseur de peau sont des grandeurs nécessaires à la détermination des densités de maillage. La formulation permettant de déterminer la longueur d'onde λ et la profondeur de pénétration δ est présentée ci dessous [Balanis].

$$\lambda = \frac{2\pi}{\beta} \quad (3.1) \quad \beta = \omega\sqrt{\mu\varepsilon} \times \sqrt{\frac{1}{2} \left(\sqrt{1 + \left(\frac{\sigma}{\omega\varepsilon}\right)^2} + 1 \right)} \quad (3.2)$$

$$\delta = \frac{1}{\alpha} \quad (3.3) \quad \alpha = \omega\sqrt{\mu\varepsilon} \times \sqrt{\frac{1}{2} \left(\sqrt{1 + \left(\frac{\sigma}{\omega\varepsilon}\right)^2} - 1 \right)}. \quad (3.4)$$

3.2.4. Propriétés électromagnétiques

Les caractéristiques électromagnétiques des différents milieux pour une fréquence de 27,12 MHz, sont données dans le tableau 3.1 [Vera].

	Permittivité relative ε		Conductivité σ (S/m)	Longueur d'onde λ (m)	Profondeur de pénétration δ (m)	Masse volumique ρ (Kg/m ³)
	Partie réelle	Partie imaginaire				
Métal	Non maillé					
Eau	72,5	1,327	0,002	1,3	22,6	1 000
Fantôme	82,16	431,4	0,65	0,685	0,132	1 030
Air	1	0	0	11,06	-	1
Plexiglas	2,5	0	0	7,00	-	1 300

Tab. 3.1. Propriétés électromagnétiques des milieux pour la fréquence de 27,12 MHz.

3.3. RÉSULTATS

Dans ce paragraphe, les résultats obtenus par les simulations sont présentés puis comparés aux relevés de température.

3.3.1. Exploitation des résultats

Les résultats sont présentés en terme de champ électrique, de distribution de SAR et de distribution d'isoSAR, sur la surface extérieure du fantôme et suivant les plans de coupes longitudinal et transversal. La figure 3.6 représente le module du champ électrique et la distribution de SAR tandis que la figure 3.7 représente ces même grandeurs sur le plan xOy à 10 mm de profondeur dans le fantôme (Fig. 3.3.c).

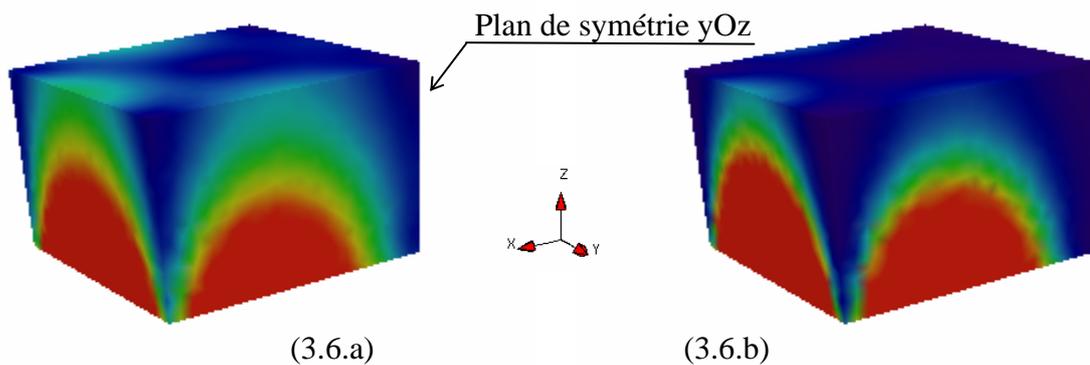


Fig. 3.6. Distribution du champ électrique (3.6.a) et du SAR (3.6.b) sur la surface du fantôme.

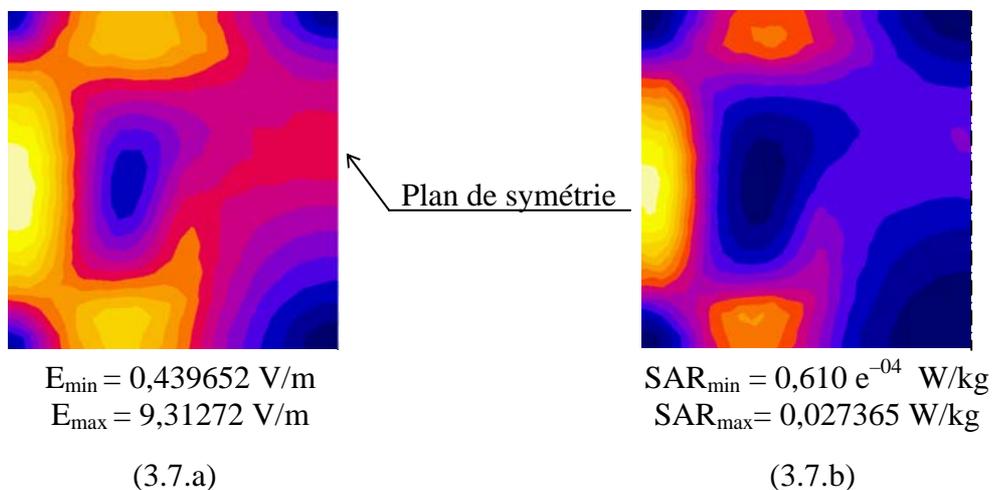


Fig. 3.7. Distribution du champ électrique (3.7.a) et du SAR (3.7.b) sur le plan à 10 mm.

La distribution d'isoSAR numérique normalisée (Fig. 3.8) est obtenue en normalisant le SAR dans le fantôme par rapport au maximum de cette valeur à 10 mm de profondeur dans le fantôme (3.5).

$$SAR_{normalisé} = \frac{SAR}{SAR_{maximum}} \quad (3.5)$$

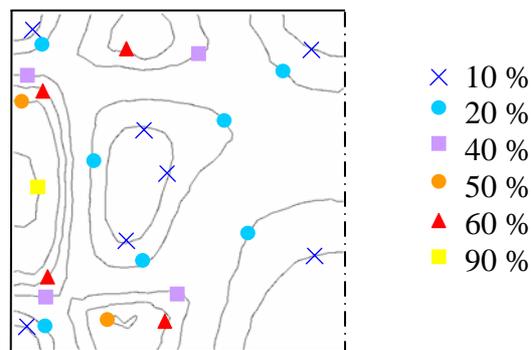


Fig. 3.8. Distribution d'isoSAR sur le plan à 10 mm.

3.3.2. Comparaison des résultats numériques avec les mesures

Les figures 3.9 et 3.10 comparent les résultats obtenus numériquement aux résultats expérimentaux en terme de SAR normalisé. Les résultats issus des simulations correspondent aux figures 3.9.a et 3.10.a tandis que les mesures de température sont représentées par les figures 3.9.b et 3.10.b.

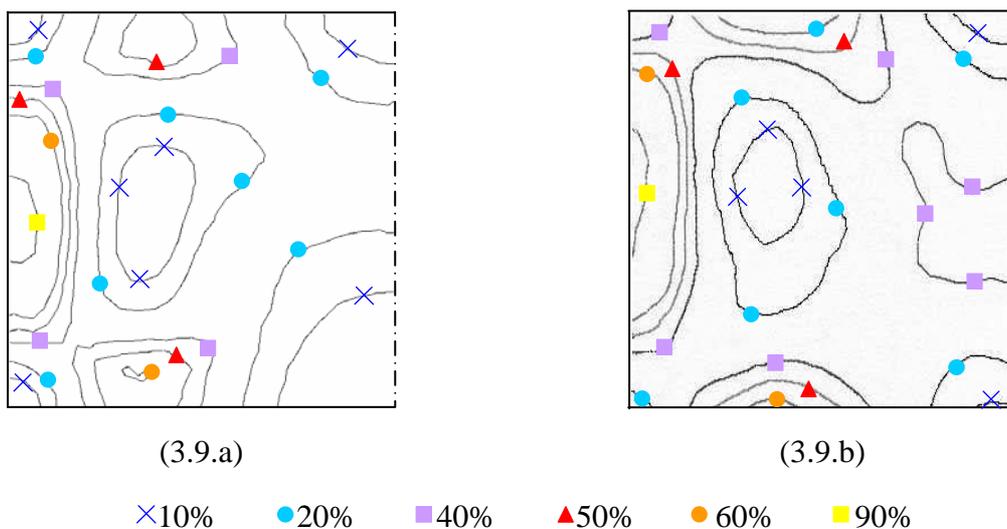


Fig. 3.9. Comparaison de la distribution de SAR calculée (3.9.a) et des mesures de température (3.9.b) sur le plan à 10 mm.

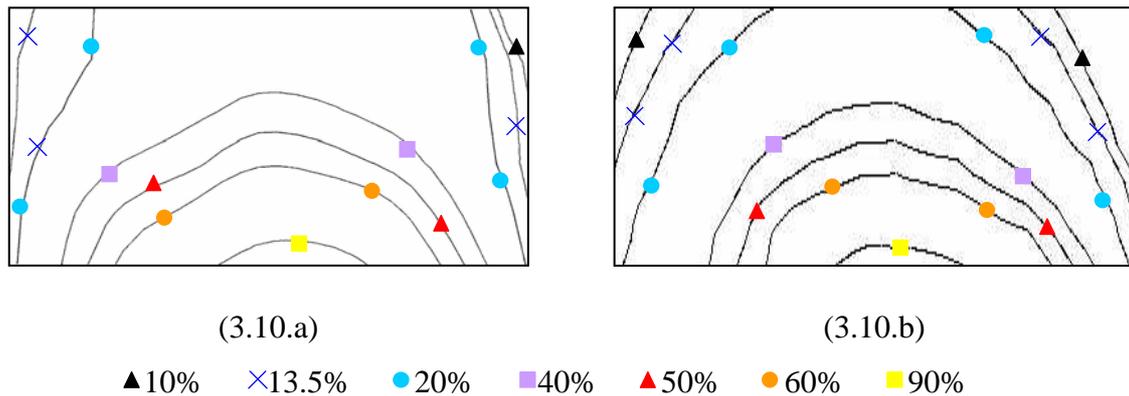


Fig. 3.10. Comparaison de la distribution de SAR calculée (3.10.a) et des mesures de température (3.10.b) sur le plan à 10 mm.

La légère différence entre les résultats numériques et expérimentaux peut être expliquée par la présence de cathéters de 0,8 mm de diamètre dans le fantôme, utilisés pour les mesures de température, et qui ne sont pas modélisés. L'air contenu dans les cathéters a une constante diélectrique différente de celle du gel polyacrilamide, son effet n'est pas négligeable car le fantôme contient 558 cathéters au total. De plus dans le dispositif expérimental, il y a des parties métalliques tel que le moteur ou le système de traction, qui sont près de la sortie du guide, ceci peut modifier le profil de rayonnement du guide d'onde. On peut néanmoins considérer que les résultats sont en bon accord, ce qui valide à la fois le code numérique et la méthodologie expérimentale.

3.4. COÛTS DE CALCUL

Dans ce paragraphe, nous allons analyser les performances du modèle éléments finis en terme de temps CPU.

3.4.1. Caractéristiques du système matriciel

Avec les densités de maillage (Tab. 3.5), le maillage comporte 130268 arêtes, 20337 nœuds, 104165 éléments volumiques et 20783 éléments surfaciques. La matrice du système matriciel est donc de dimension 130268×130268 . Comme cette matrice est symétrique, le stockage des termes sa partie inférieure est suffisant. Grâce à l'utilisation du stockage morse, seuls les termes non nuls sont stockés, ce qui correspond à 1085054 termes.

3.4.2. Temps CPU

Le tableau 3.2 présente le nombre d'itérations et les temps de calcul correspondant pour différents types de préconditionnement du gradient conjugué préconditionné.

Type de préconditionnement	Nombre d'itérations	Temps CPU (secondes)
Diagonal	13 561	22 356
SSOR	3 481	12 225
Cholesky par identification directe	7 551	25 761
Cholesky par l'algorithme de Gauss	12 569	36 389

Tab. 3.2. Nombre d'itération et temps CPU correspondant suivant le type de préconditionnement.

Le préconditionnement SSOR s'avère le meilleur des quatre préconditionnements testés, autant en terme d'itérations que de temps CPU. Pour les calculs suivants, nous utiliserons donc ce preconditionnement.

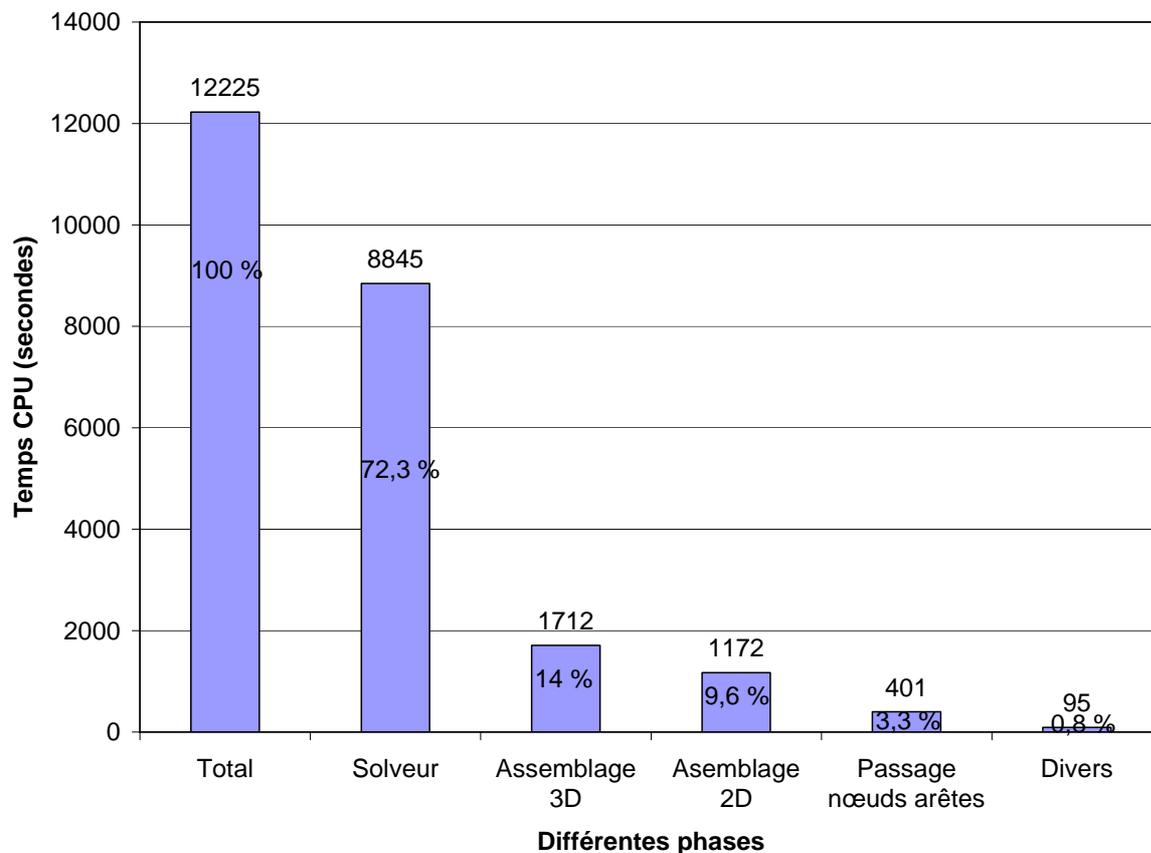


Fig. 3.11. Répartition du temps CPU entre les différentes phases avec un préconditionnement SSOR.

La figure 3.11 représente la répartition du temps CPU entre les différentes phases dans le cas du préconditionnement SSOR. Les calculs ont été effectués sur station HP J5000 (processeur PA Risk 8500 avec 1 Go de mémoire). La phase de résolution du système matriciel est la plus coûteuse des opérations, elle représente plus de 70% du temps CPU total. La phase intitulée passage nœuds arêtes correspond à la création des différentes arêtes à partir du fichier de données qui contient les éléments volumiques ainsi que les nœuds qui les composent.

Les temps CPU suivant la plate forme informatique utilisée et son système d'exploitation sont présentés (Tab. 3.3). On peut remarquer que, pour la même machine, les temps CPU sont différents d'un système d'exploitation à un autre. Mais également qu'avec un compilateur plus récent comme gcc utilisée sur station J5000, les temps de calcul sont inférieurs à ceux obtenus avec un compilateur HP plus ancien.

	Problème n° 1	Problème n° 2	Système d'exploitation
Nombre de nœuds d'arêtes	20 337 130 268	4 585 23 865	
Nombre d'itérations	3 481	5 801	
Machine	Temps CPU (secondes)		
P II 400 MHz - 192 Mo	Mém. insuffisante	2 961	Windows 98
K6-2 533MHz - 128 Mo	Mém. insuffisante	3 183	Windows 98
K6-2 533MHz - 128 Mo	Mém. insuffisante	2 830	Windows 2000
P III 733 MHz - 128 Mo	Mém. insuffisante	1 898	Windows 98
P III 1 GHz - 512 Mo	9 891	1 890	Windows 98
Station HP - 32 Mo	Mém. insuffisante	22 312	Unix compilateur HP
Station HP J5000 - 1Go	12 225	2 578	Unix compilateur HP
Station HP J5000 - 1Go	8 542	1 427	Unix compilateur gcc

Tab. 3.3. Temps CPU suivant la plate forme de calcul.

Les problèmes numéro 1 et 2 correspondent à la modélisation du dispositif utilisé pour la validation (applicateur et fantôme) (Fig. 3.4). Le problème 2 a une densité de maillage inférieure à celle du problème 1, les densités de maillage sont données dans le tableau 3.4.

Milieu	Longueur d'onde (m)	Densité de maillage nœuds/ λ	
		Problème n°1	Problème n°2
Métal		Non maillé	
Air	11,06	251	79
Plexiglas	7,00	538	78
Eau	1,30	54	14
Fantôme	0,685	53	10

Tab. 3.4. Densité de maillage pour une fréquence de 27,12 MHz.

Les résultats obtenus en terme de champ électrique, de SAR et d'isoSAR avec le problème numéro 2 sont présentés ci-après (Fig. 3.12 et Fig. 3.13). Il apparaît clairement qu'une densité de maillage trop faible conduit à des résultats non satisfaisants.

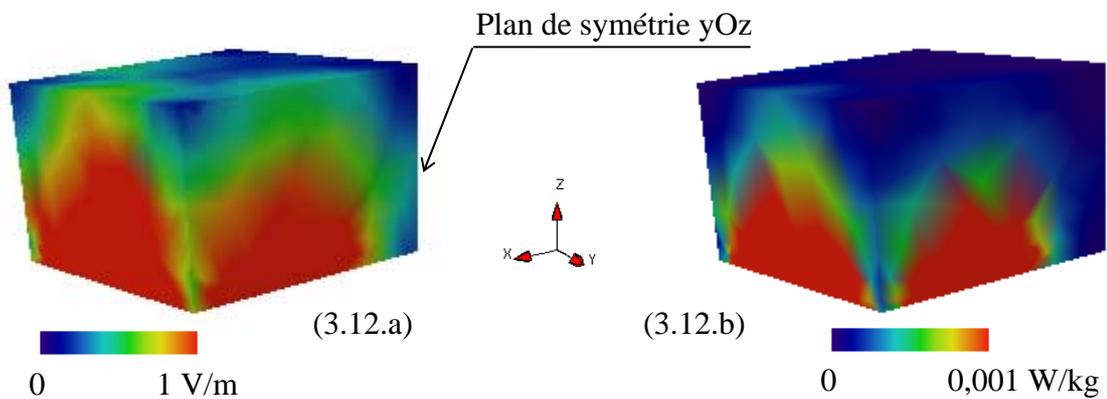


Fig. 3.12. Distribution de champ électrique (3.12.a) et de SAR (3.12.b).

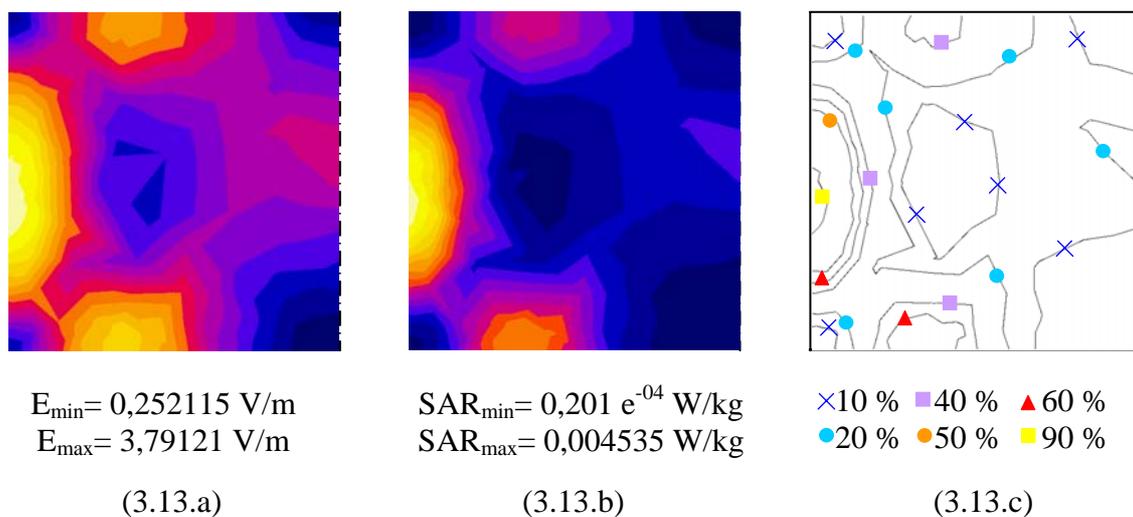


Fig. 3.13. Champ électrique sur le plan à 10 mm.

3.4.3. Influence du critère d'arrêt sur les résultats

Nous allons voir dans cette partie la valeur à imposer au critère d'arrêt (3.6) de l'algorithme itératif du gradient conjugué préconditionné (Fig. 2.6). Le tableau 3.5 montre l'évolution des valeurs maximale et minimale du champ électrique suivant le critère d'arrêt choisi et le nombre d'itérations correspondant.

$$\frac{\delta_0}{\delta_{initial}} \geq \varepsilon \quad (3.6)$$

Arrêt ε	E_{\max} (V/m)	E_{\min} (V/m)	Nombre d'itérations	Temps CPU (sec)	Arrêt effectif
10^{-6}	22,77	1,351	1 145	6 280	$8,34.10^{-7}$
10^{-7}	9,207	0,488	1 528	7 262	$7,40.10^{-9}$
10^{-9}	9,325	0,455	3 021	11 298	$6,99.10^{-10}$
10^{-10}	9,313	0,438	3 464	12 333	$3,62.10^{-11}$
10^{-11}	9,313	0,440	3 481	12 487	$9,81.10^{-12}$
10^{-12}	9,312	0,444	5 301	16 933	$7,47.10^{-13}$
10^{-13}	9,312	0,443	5 905	18 797	$8,15.10^{-14}$
10^{-14}	9,312	0,444	7 146	23 397	$8,39.10^{-15}$

Tab. 3.5. Nombre d'itérations et temps CPU correspondant selon la valeur du critère d'arrêt.

Les résultats sur le demi-plan yOz à 10 mm de profondeur dans le fantôme en terme de champ électrique sont présentés, pour différentes valeurs du test d'arrêt fixées ci-dessus (Fig 3.14). La figure 3.15 montre l'évolution du résidu au cours des itérations.

A partir d'un critère d'arrêt de 10^{-10} , les valeurs maximale et minimale du champ électrique varient très peu. Les temps CPU pour un critère d'arrêt de 10^{-10} ou 10^{-11} sont très proches et les distributions de champ électrique sont identiques. Au vu de ces résultats, il paraît convenable de fixer un critère d'arrêt pour le processus itératif du gradient conjugué préconditionné de l'ordre de 10^{-11} .

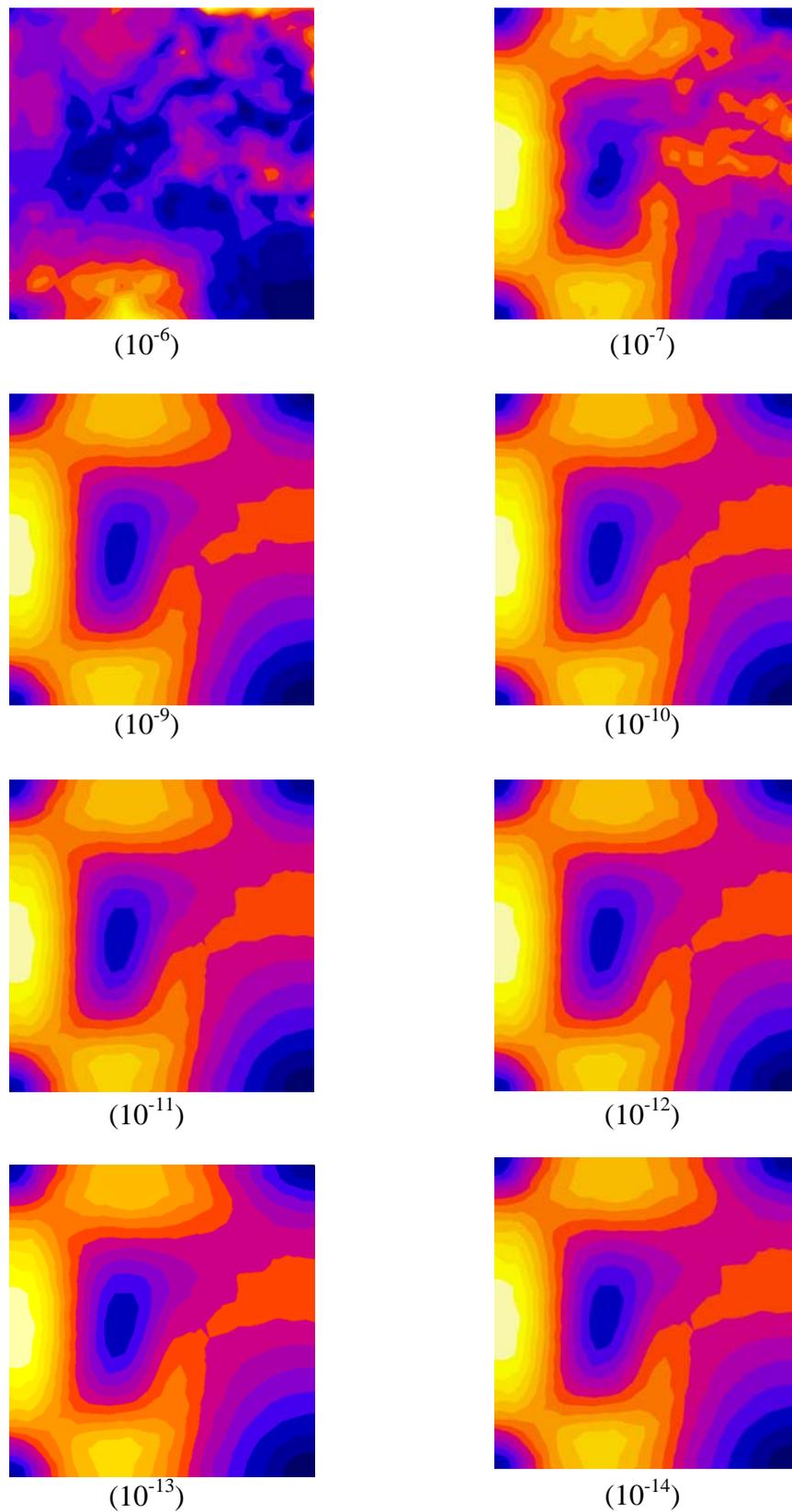


Fig. 3.14. Distribution de champ E pour différentes valeurs du critère d'arrêt sur le plan yOz , à 10 mm de profondeur.

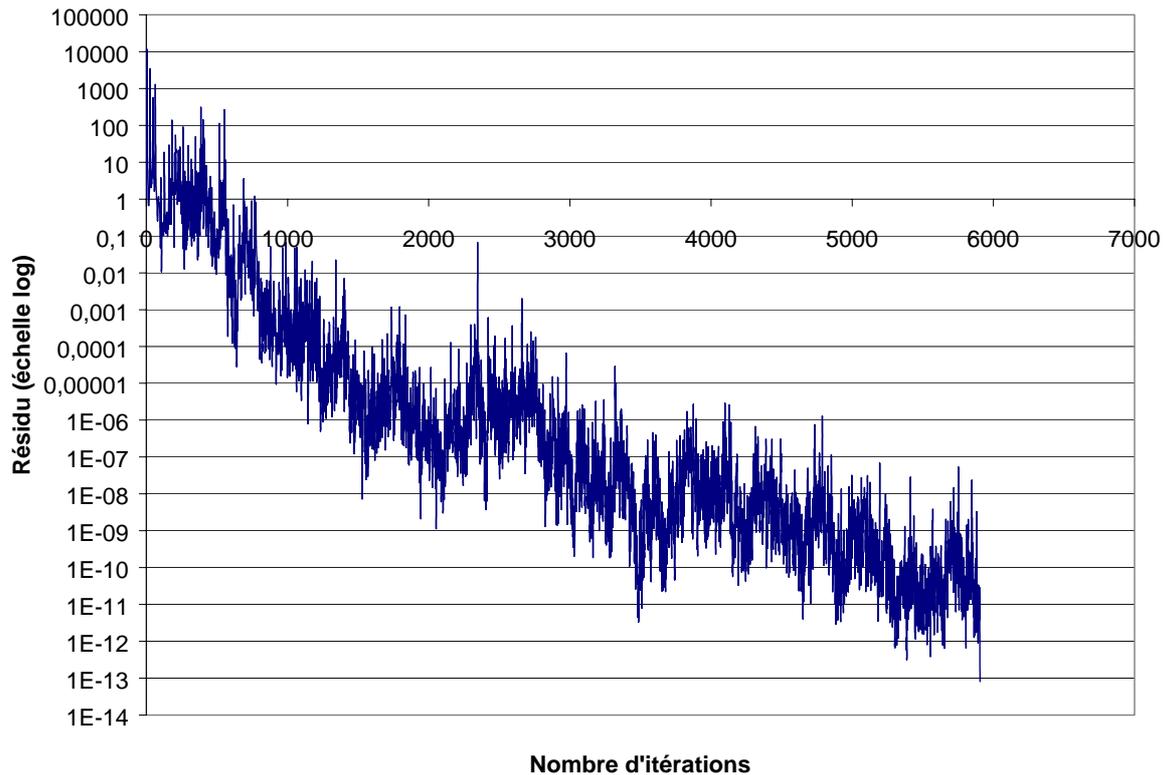


Fig. 3.15. Evolution du résidu en fonction du nombre d'itérations.

3.5. STRUCTURES HÉTÉROGÈNES

Le but de cette étude est de vérifier que le modèle EF développé est capable de converger lors de la présence de plusieurs milieux dont les permittivités et les conductivités sont différentes. Pour cela dans un premier temps, on introduit dans le fantôme des inclusions avec des propriétés électromagnétiques de différents tissus. Puis dans un second temps, le modèle est utilisé pour calculer la distribution de champ électrique et de SAR sur des structures réalistes.

3.5.1. Fantôme hétérogène

La géométrie du fantôme hétérogène est donnée par la figure 3.16. Cette géométrie est constituée du fantôme étudié précédemment dont les propriétés électromagnétiques sont proches de celle du muscle et de trois inclusions représentant des tissus sanguins, des os et des tissus cancéreux.

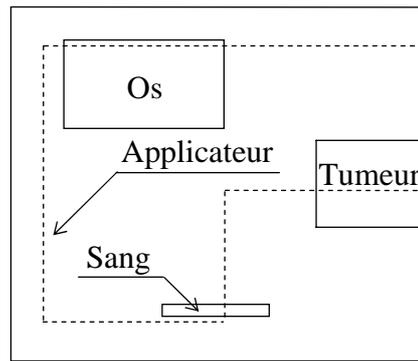


Fig. 3.16. Géométrie du dispositif constitué de plusieurs milieux biologiques.

La configuration fantôme homogène reprend la même géométrie que la configuration du fantôme hétérogène à la différence que les trois inclusions ont les mêmes propriétés diélectriques que le fantôme. La discrétisation entre les deux configurations est donc identique.

Les caractéristiques des différents milieux pour la fréquence de 27,12 MHz sont données dans le tableau 3.6 [Vera].

	Permittivité Relative $\epsilon_{réelle}$	Conductivité σ (S/m)	Longueur d'onde λ (m)	Profondeur de pénétration δ (m)	Masse volumique ρ (Kg/m ³)
Métal	Non maillé				
Eau	72,5	0,002	1,3	22,6	1 000
Fantôme	82,16	0,65	0,685	0,132	1 030
Air	1	0	11,06	-	1
Plexiglass	2,5	0	7,00	-	1 000
Os	7,3	0,03	2,93	0,668	1 810
Tumeur	60	0,8	0,642	0,114	1 177
Sang	118	1,1	0,534	0,100	1 060

Tab. 3.6. Caractéristiques électromagnétiques des milieux.

Les calculs ont été réalisés sur station HP J5000 avec 1 Go de mémoire. Le tableau 3.7 présente le nombre d'itérations nécessaire à la résolution des différentes configurations du problème ainsi que les temps CPU correspondant pour un fantôme homogène, hétérogène, et également lorsque les conductivités du fantôme hétérogène sont fixées à zéro.

Structure	Nombre d'itérations	Temps CPU (sec)
Homogène	4 458	17 957
Hétérogène	4 392	17 769
Conductivité nulle	4 994	20 859

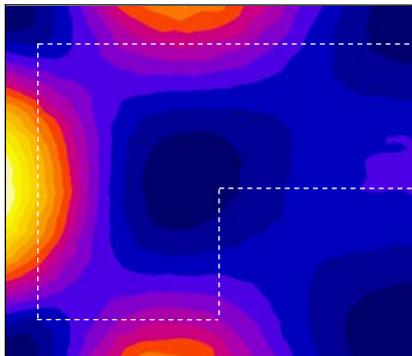
Tab 3.7. Nombre d'itération et temps CPU pour les fantômes homogène et hétérogène.

D'après cette étude, il apparaît que l'introduction de la conductivité ne vient pas augmenter les temps de résolution du système matriciel, mais au contraire diminue ceux-ci. Dans le cas des problèmes de propagation dans des milieux sans pertes le système matriciel résultant est indéfinie [Pasciak]. C'est à dire qu'il existe des x tel que:

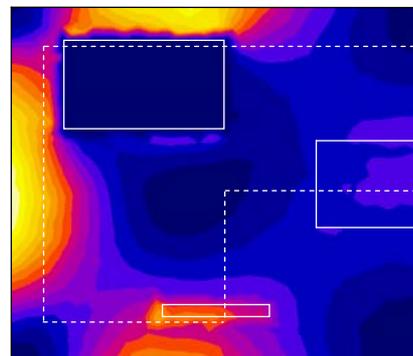
$$\bar{x}^t Ax = 0 \quad (3.7)$$

avec $x \neq 0$.

La figure 3.17 présente les résultats en terme de SAR pour le fantôme homogène (Fig. 3.17.a) et hétérogène (Fig. 3.17.b) sur le demi plan yOz .



(3.17.a)



(3.17.b)

Fig. 3.17. Distribution de SAR sur le plan yOz à 10 mm de profondeur dans les fantômes homogène (3.17.a) et hétérogène (3.17.b).

Le modèle 3D développé montre ainsi sa capacité à modéliser des dispositifs comportant plusieurs milieux biologiques différents.

3.5.2. Structures réalistes

Le modèle éléments finis est maintenant testé sur une géométrie réaliste issue de coupes scanner, ce qui constitue la dernière étape de la procédure de validation.

La géométrie est obtenue à l'aide du logiciel Amira [Amira] qui permet de reconstruire une géométrie 3D (Fig. 3.18.b) à partir de coupes scanner (Fig. 3.18.a) par reconnaissance des différents niveaux de gris sur les coupes scanner (Fig. 3.19.b).

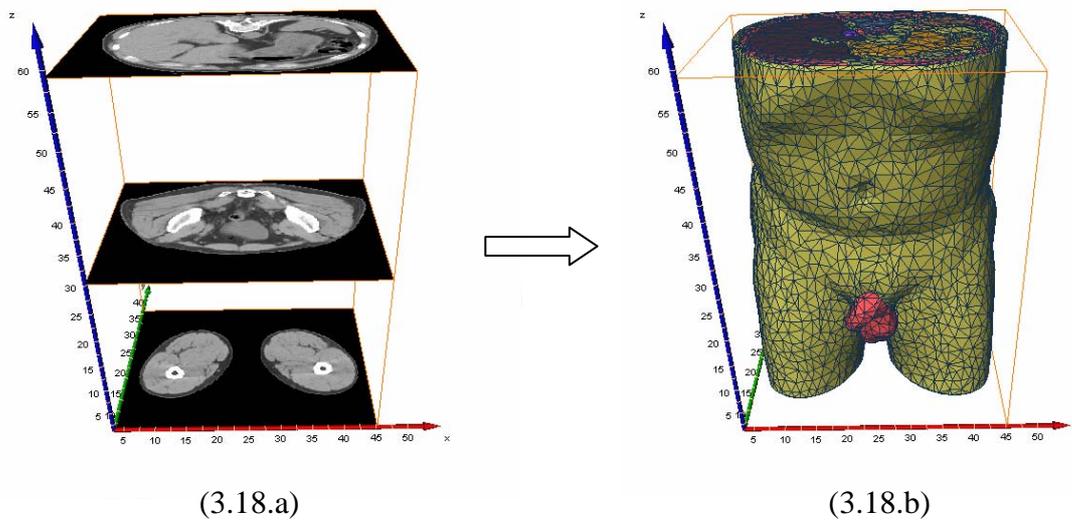


Fig. 3.18. Création de la géométrie à partir de coupes scanner.

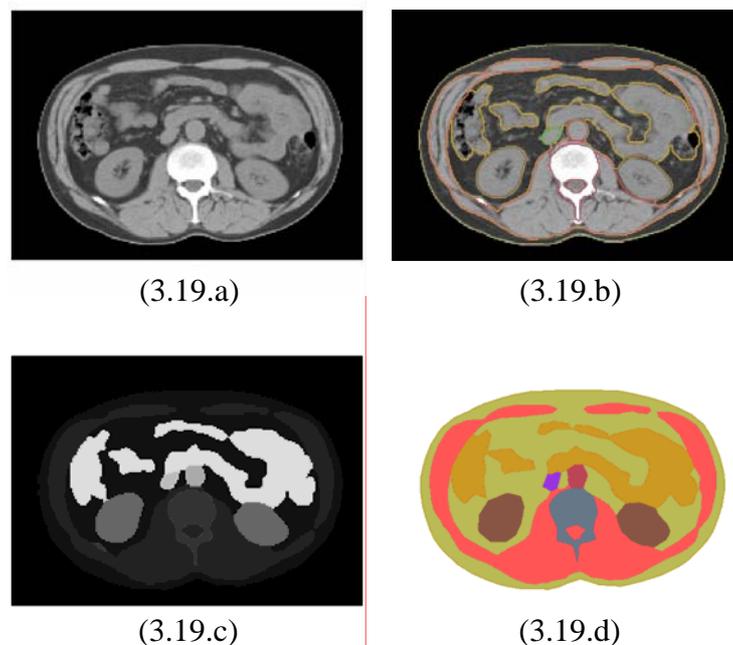


Fig. 3.19. Reconnaissance des différents niveaux de gris (3.19.b) sur les coupes scanner (3.19.a).

A partir de cette reconnaissance des différents niveaux de gris, le logiciel Amira est capable de créer un maillage surfacique et volumique. Le dispositif d'hyperthermie (applicateurs) ne pouvant être modélisé à l'aide du logiciel Amira, il est nécessaire d'utiliser un mailleur "traditionnel", comme celui de Flux3d [Flux3d]. Pour coupler la géométrie du patient avec le dispositif d'hyperthermie, il faut exporter le maillage surfacique du patient obtenu sous le logiciel Amira vers le logiciel Flux3d. Le maillage volumique de l'ensemble applicateurs patient est ensuite réalisé sous Flux3d (fig. 3.20).

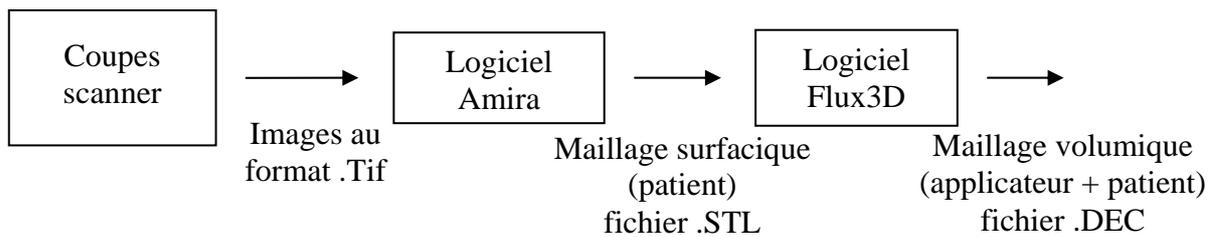


Fig. 3.20. Distribution du SAR sur les os et la tumeur.

Le dispositif modélisé est celui de la figure 3.21, il représente un patient soumis à un champ électrique par l'intermédiaire d'une antenne (dipôle) fonctionnant à 27,12 MHz. Le maillage de cette géométrie est obtenu à partir de 60 coupes scanner espacées de 1 cm ce qui permet une prise en compte réaliste du patient.

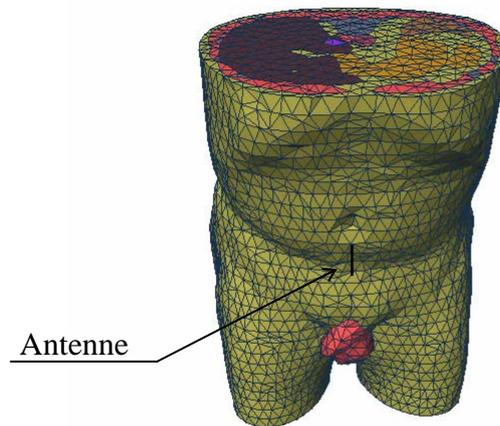


Fig. 3.21. Dispositif modélisé.

La géométrie modélisée contient onze milieux biologiques (Tab. 3.8) dont les propriétés diélectriques sont assez variées, ce qui se traduit par des longueurs d'onde et des profondeurs de pénétration très différentes.

	Permittivité relative ϵ		Conductivité σ (S/m)	Longueur d'onde λ (m)	Profondeur de pénétration δ (m)	Masse volumique kg/m^3
	Partie réelle	Partie Imaginaire				
Graisse	20.0	33.19	0.05	0.58	2.04	900
Muscle	113.0	404.9	0.61	0.142	0.68	1020
Os	7.30	19.91	0.03	0.67	2.93	1790
Rein	187.9	414.2	0.624	0.150	0.620	1050
Rate	188.2	423.5	0.638	0.150	0.613	1050
Foie	119.7	253.5	0.382	0.196	0.782	1050
Aorte	88.8	248.9	0.375	0.188	0.833	1060
Sang	118.0	730.1	1.10	0.100	0.534	1060
Intestin	202.5	979.6	1.476	0.088	0.451	1050
Vessie	231.4	183.2	0.276	0.312	0.682	1060
Tumeur	60.0	531	0.80	0.114	0.642	1177
Air	1.0	0	0	-	11.06	-

Tab. 3.8. Propriétés électromagnétiques des tissus pour une fréquence de 27,12 MHz.

Ce problème qui contient 33181 nœuds, 182650 éléments tétraédriques et 221606 arêtes a été résolu sur station HP J5000 en 24628 secondes (4238 itérations).

Les résultats sont présentés en terme de champ électrique (module), par exemple sur la surface extérieure du patient (Fig. 3.22.a), sur les parties osseuses (Fig. 3.22.b). La figure 3.25.b montre la distribution du champ électrique suivant une coupe transversale du patient.

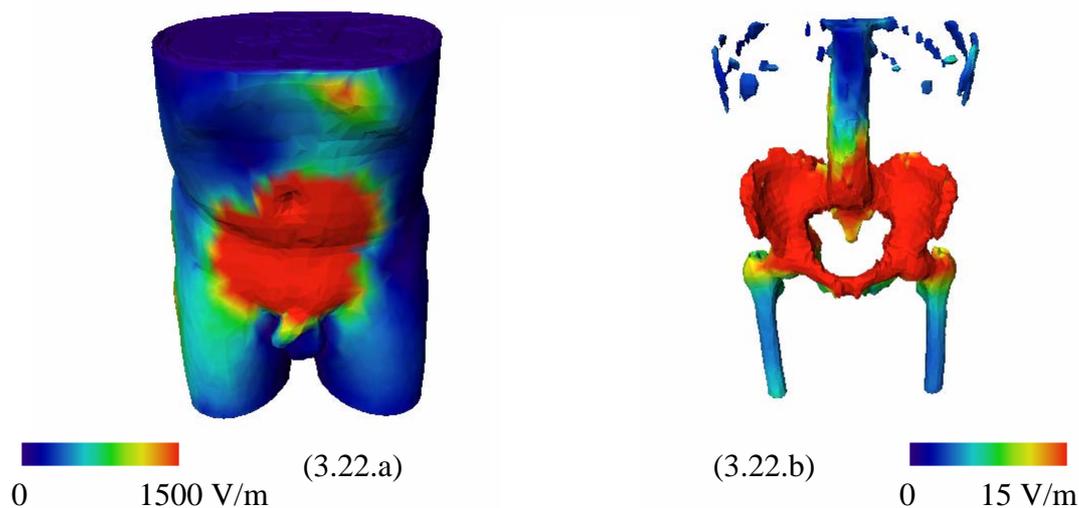


Fig. 3.22. Répartition de champ électrique sur le muscle et la graisse (3.22.a) et sur les parties osseuses (3.22.b).

La figure 3.23 représente la répartition du champ électrique, à l'intérieur du patient sur les différents tissus.

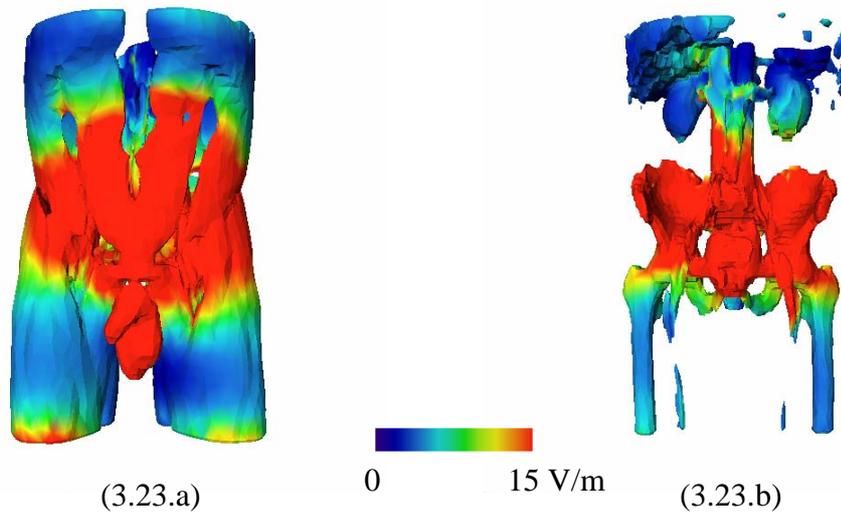


Fig. 3.23. Répartition de champ à l'intérieur du patient sur les différents organes.

La figure 3.24 montre la distribution de SAR sur les os et la tumeur.

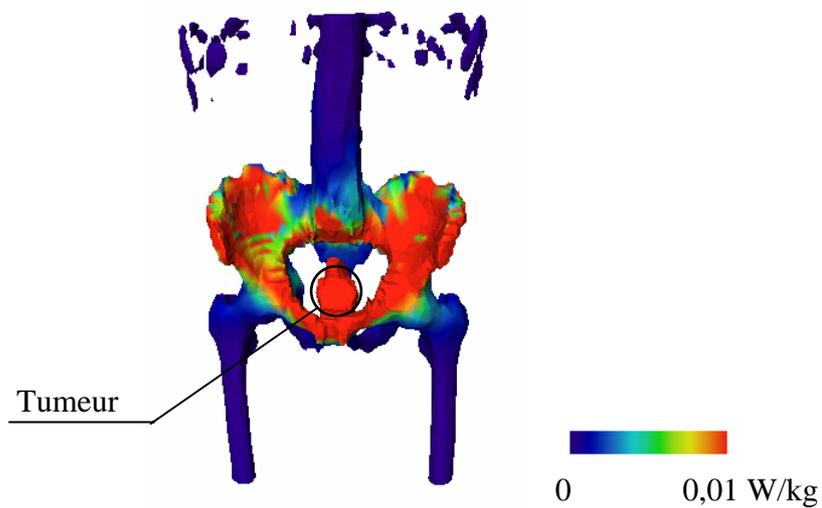


Fig. 3.24. Distribution du SAR sur les os et la tumeur.

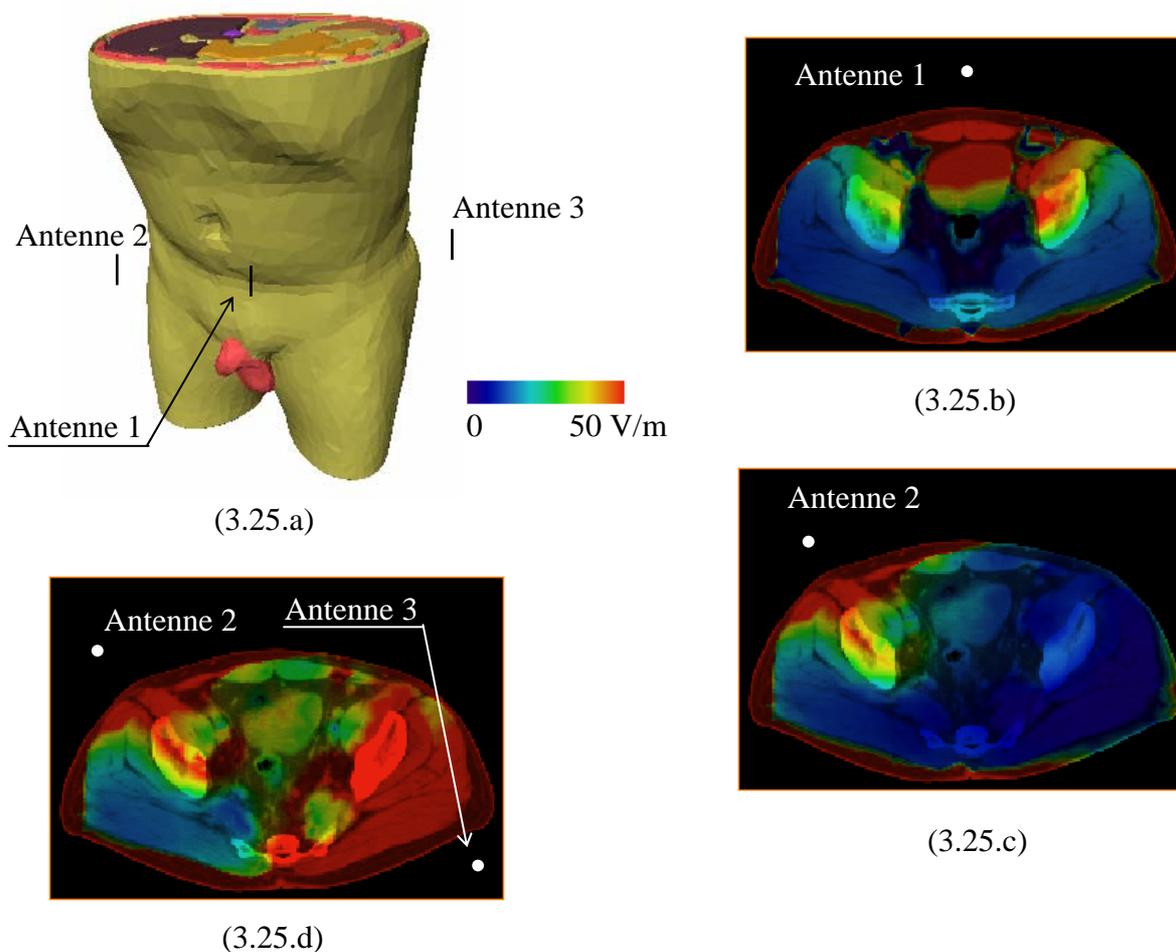


Fig. 3.25. Répartition du champ électrique sur un plan de coupe xOy ($z=30\text{cm}$) (3.25.a) avec une antenne (3.25.b, 3.25.c) et avec deux antennes (3.25.d).

La distribution de champ électrique lorsque le patient est soumis à un champ électrique généré par deux antennes est donnée par la figure 3.25.d suivant une coupe transversale. Cette distribution du champ électrique pourra être comparée au cas où une seule antenne fonctionnerait (Fig. 3.25.c). Il apparaît clairement que lorsque deux antennes fonctionnent simultanément, le champ électrique devient plus intense à l'intérieur du patient.

3.6. CONCLUSIONS

Dans ce chapitre nous avons validé le modèle éléments finis développé en comparant la distribution d'isoSAR à des mesures de température effectuées sur un fantôme. Le modèle a également été testé sur des géométries comportant plusieurs milieux biologiques et sur une

géométrie réaliste obtenue à partir de coupes scanner. Le modèle EF permet donc de calculer la répartition de champ électrique et de SAR sur le corps humain soumis à un champ électromagnétique radiofréquence. Les temps de calcul sont convenables mais ils devront être réduits si l'on désire à plus long terme s'orienter vers des calculs en temps réel. Les simulations en temps réel couplées à des mesures de températures permettraient d'ajuster pendant le traitement le réglage des sources des applicateurs, pour obtenir une meilleure focalisation du SAR au niveau de la tumeur. Dans le chapitre suivant nous allons chercher à optimiser l'amplitude et la phase des sources des applicateurs afin d'optimiser la distribution de SAR à l'intérieur du patient.

OPTIMISATION DES SOURCES

Dans un premier temps, nous verrons la formulation d'un problème d'optimisation et les différentes techniques mathématiques qui permettent de le résoudre. Nous exposerons ensuite le principe de base des algorithmes génétiques. Puis nous caractériserons ces algorithmes qui reposent, entre autre, sur les notions d'opérateurs génétiques et de gabarits de similitude. Pour terminer nous verrons leur mise en œuvre dans l'application qui nous intéresse: la procédure d'optimisation sera testée sur deux configurations différentes, et les résultats obtenus seront présentés.

4.1. OPTIMISATION D'UN DISPOSITIF

La méthode de base de l'optimisation est la méthode d'essai et d'erreur: il s'agit de tester un certain nombre de solutions potentielles jusqu'à l'obtention d'une solution adéquate (Fig. 4.1). C'est ce que nous effectuons quand nous faisons varier ce paramètre de façon quasi-continue et que nous traçons la courbe correspondante.

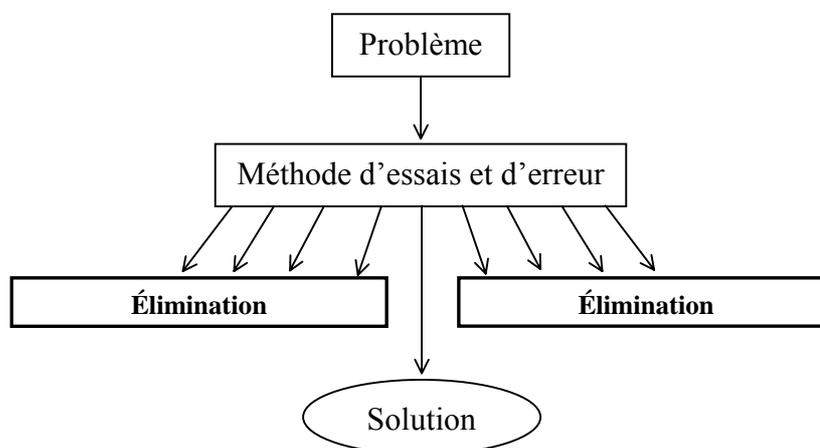


Fig. 4.1. Méthode d'essai et d'erreur.

La figure 4.2 présente les quatre grandes étapes nécessaires à la résolution d'un problème d'optimisation.

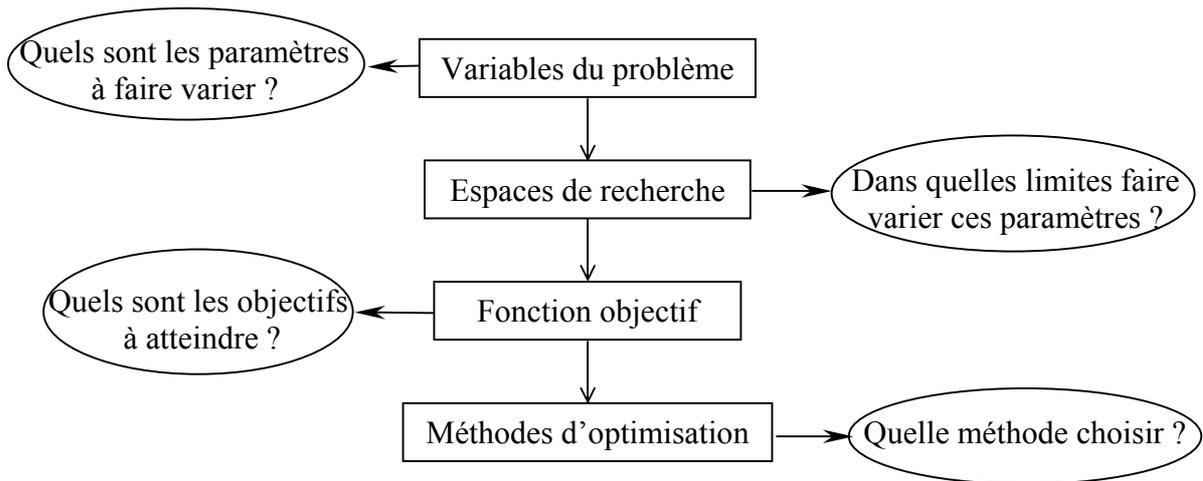


Fig. 4.2. Différentes étapes de résolution d'un problème d'optimisation.

4.2. FORMULATION DU PROBLÈME D'OPTIMISATION

Un problème d'optimisation de type minimisation de dimension n peut être formulé de façon générale par l'équation (4.1).

$$\left\{ \begin{array}{ll} \min_{a \in A} f_{obj}(a) & \\ g_j(a) \leq 0 & 1 \leq j \leq m \\ h_k(a) = 0 & 1 \leq k \leq l \\ a_{i_{\min}} \leq a_i \leq a_{i_{\max}} & 1 \leq i \leq n \end{array} \right. \quad (4.1)$$

où E , désigne l'espace de recherche,

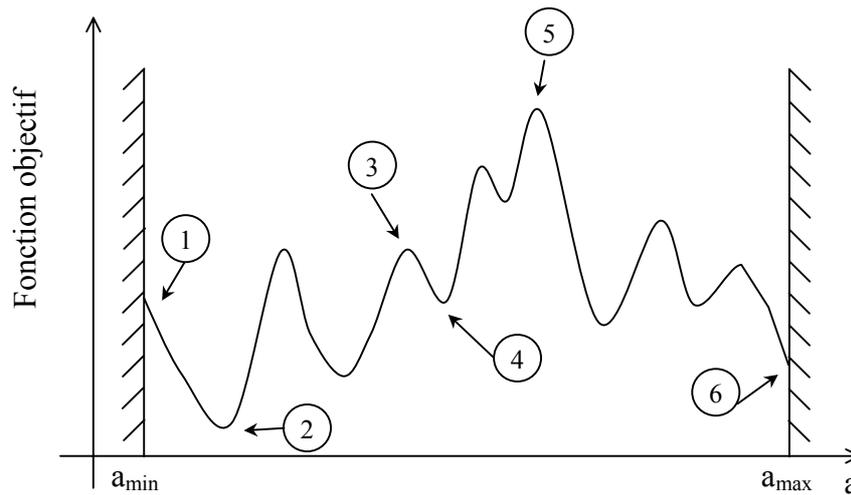
f_{obj} , la fonction objectif à minimiser,

$a_{i_{\min}}$, $a_{i_{\max}}$, sont les contraintes de domaine et

g_j , h_k , représentent les contraintes de conception.

4.3. TECHNIQUES D'OPTIMISATION MATHÉMATIQUES

Si une fonction admet plusieurs minimums locaux, elle est dite multimodale, dans le cas contraire elle est unimodale. On définit comme minimum global, le plus petit minimum local de cette fonction multimodale. A titre d'exemple la figure 4.3 représente une fonction objectif multimodale.



- ① Maximum local sur une frontière
- ② Minimum global
- ③ Maximum local
- ④ Minimum local
- ⑤ Maximum global
- ⑥ Minimum local sur une frontière

Fig. 4.3. Points singuliers d'une fonction multimodale.

Une fois la fonction à optimiser définie, il s'agit de choisir une méthode adaptée au problème posé. Les méthodes d'optimisation peuvent être classées de différentes manières: nous les classerons en méthodes déterministes et méthodes non-déterministes.

4.3.1. Méthodes déterministes

Une méthode d'optimisation est dite déterministe lorsque son évolution vers la solution du problème est toujours la même pour des conditions initiales identiques. Les méthodes déterministes ne laissent aucune place au hasard. Celles-ci sont en général efficaces mais elles nécessitent une configuration initiale (point de départ), et de ce fait elles convergent souvent vers l'optimum local le plus proche de cette configuration initiale.

La recherche des extrêmes d'une fonction f revient à résoudre un système de n équations à n inconnues, linéaire ou non:

$$\frac{\partial f}{\partial a_i}(a_1; a_2; \dots; a_n) = 0 \quad (4.2)$$

Les principales méthodes déterministes sont les suivantes:

- méthodes du gradient conjugué,
- méthode de Quasi-Newton,
- méthode de la plus grande pente.

Pour plus d'informations sur les méthodes déterministes, on pourra se reporter à la référence [Vasconcelos].

4.3.2. Méthodes non déterministes (stochastiques)

Contrairement aux méthodes déterministes, les méthodes stochastiques s'appuient sur des mécanismes de transition probabiliste et aléatoire.

Les méthodes de Monte Carlo (Recherche purement aléatoire) consistent en des simulations purement expérimentales ou informatiques de problèmes mathématiques ou physiques, basées sur le tirage de nombres aléatoires. Généralement, on utilise des séries de nombres pseudo aléatoires générées par des algorithmes spécialisés. Les propriétés de ces séries sont très proches de celles d'une véritable suite aléatoire.

Prenons par exemple, le calcul de la valeur approchée du nombre Pi par une méthode de Monte Carlo. On considère le cercle de rayon 1 inscrit dans un carré de côté 2. On tire au hasard un grand nombre de points dans ce carré. On calcul le rapport entre le nombre de points qui sont tombés dans le cercle et le nombre total de points. En multipliant ce rapport par 4 (aire du carré), on obtient une approximation de l'aire du disque donc de Pi.

Pour obtenir des résultats statistiquement fiables, il est nécessaire d'évaluer des centaines de structures. Ce nombre est d'autant plus grand que le nombre de variables est élevé.

Dans le cadre de l'optimisation à paramètres multiples, les méthodes de Monte Carlo sont intéressantes si le nombre de paramètres reste inférieur à trois ou quatre. Le temps de calcul constitue une des faiblesses des ces méthodes dans le cadre du problème d'optimisation.

La méthode du recuit simulé (Simulated Annealing) effectue des déplacements aléatoires à partir d'un point initial. Si un déplacement mène à une valeur plus grande de la fonction f , il est accepté, sinon il est accepté avec une probabilité p :

$$p = e^{-\frac{\Delta f}{kT}} \quad (4.3)$$

où Δf est la variation de la fonction, T est assimilé à une température qui décroît au cours du temps et k est une constante. Cette méthode est basée sur une analogie avec le processus de

recuit simulé en métallurgie et qui visent à atteindre une configuration d'énergie minimale (-f est alors assimilée à une énergie).

Les méthodes évolutionnistes comprennent les algorithmes génétiques (AG), les stratégies d'évolution (SE), la programmation évolutionniste (PE) et l'évolution différentielle (ED).

Les algorithmes évolutifs sont des algorithmes stochastiques fondés sur la manipulation du processus d'évolution et d'adaptation des organismes dans les milieux naturels. Dans cette large classe d'algorithmes, on retrouve la sous classe des algorithmes génétiques. Ces derniers sont des processus d'optimisation de problèmes fondés sur la théorie darwinienne. L'évolution vers la solution optimale s'effectue sur la base de transformations inspirées de la génétique, assurant de génération en génération l'exploration de l'espace des solutions en direction des plus adaptées.

Les méthodes hybrides utilisent un couplage de deux méthodes, on peut par exemple utiliser la méthode des gradients couplée avec l'algorithme génétique en partant d'un grand nombre de points choisis aléatoirement. On peut ainsi espérer déterminer au fur et à mesure tous les optima locaux de la fonction.

La recherche Tabu (Tabu Search) a été développée dans le but d'éviter aux méthodes d'optimisation locales d'être piégées par des optima locaux.

Pour plus de détails sur ces méthodes stochastiques, les lecteurs peuvent se reporter à la référence [Sareni].

4.3.3. Choix d'une méthode

Les AG permettent un équilibre entre exploitation et exploration [Beasley]. Le mot équilibre est justifié par le fait que les deux procédures sont antagonistes. L'exploitation d'une direction de recherche consiste essentiellement à encourager l'apparition de ses représentants dans la population tandis que l'exploration plaide en faveur de nouvelles directions de recherche. L'AG apporte une solution à ce dilemme en allouant un nombre exponentiel croissant à la meilleure direction observée.

Notons que si la mise en œuvre de AG est assez simple et ne nécessite aucune hypothèse ou information sur le système optimisé (pas de calcul de gradient par exemple), le réglage des paramètres (taille de la population, mode et probabilité de croisement et de mutation, nombre total de génération) influe fortement sur la convergence de l'algorithme.

Les méthodes déterministes sont généralement efficaces quand l'évaluation de la fonction est très rapide, ou quand la forme de la fonction est connue à priori. Les cas plus complexes (temps de calcul important, nombreux optima locaux, fonctions non dérivables, ...) seront souvent traités plus efficacement par des méthodes non déterministes.

4.4. MÉTHODE D'OPTIMISATION GÉNÉTIQUE

L'algorithme génétique est un modèle d'apprentissage stochastique simulant le processus de l'évolution naturelle. Les algorithmes génétiques, développés par John Holland [Holland] dans les années 1970 puis Goldberg [Goldberg], présentent des qualités intéressantes pour la résolution de problèmes combinatoires complexes. Ils sont basés sur la théorie de l'évolution des espèces dans leur milieu naturel, soit une transposition artificielle des concepts basiques de la génétique et des lois de survie énoncées par Darwin [Darwin]. Tout comme dans la nature où les spécimens se reproduisent, dans le modèle des algorithmes génétiques les spécimens se reproduiront aussi; en particulier, ceux jugés plus forts se reproduiront à un rythme plus rapide. Des opérations génétiques sont effectuées sur deux candidats pour obtenir deux nouveaux candidats plus performants que leurs propres parents. La progéniture aura héritée des bons gènes de chaque parent.

4.4.1. Concepts de base des algorithmes génétiques standards

La génétique représente un individu par un code, c'est à dire un ensemble de données appelées chromosomes. La reproduction représente un mixage aléatoire des chromosomes de deux individus, donnant naissance à des individus enfants ayant une empreinte génétique nouvelle, héritée des parents. L'évolution "normale" d'une espèce est une simple recombinaison obtenue par croisement aléatoire des chromosomes d'individus appariés. La mutation génétique est caractérisée dans le code génétique d'un individu enfant par l'apparition d'un nouveau chromosome inexistant chez les individus parents. Ce phénomène génétique d'apparition de "mutants" est rare mais permet d'expliquer les changements dans la

morphologie des espèces, toujours dans le sens d'une meilleure adaptation au milieu naturel. La disparition de certaines espèces est expliquée par les "lois de survie", selon lesquelles seuls les individus les mieux adaptés à leur milieu naturel auront une longévité suffisante pour générer une descendance. Les individus peu adaptés auront tendance à disparaître. C'est une "sélection naturelle", qui conduit de génération en génération à une population composée d'individus de plus en plus "forts".

Un AG est construit de manière tout à fait analogue. Dans l'ensemble des solutions d'un problème combinatoire, une population de taille N est constituée de N solutions (les individus de la population) convenablement codées. Une procédure d'évaluation est nécessaire à la détermination de la "force" de chacun des individus de la population. Vient ensuite une phase de sélection (simulant artificiellement les lois de survie de Darwin) et une phase de recombinaison (appariement des individus, opérateurs artificiels de croisement et de mutation) qui génèrent une nouvelle population d'individus. De génération en génération la force des individus de la population augmente et après un certain nombre d'itérations, la population est constituée d'individus tous très forts, soit de solutions quasi optimales du problème combinatoire posé.

L'AG est un algorithme itératif de recherche global dont le but est d'optimiser une fonction définie par l'utilisateur appelée fonction objectif. Pour atteindre cet objectif, l'algorithme travaille en parallèle sur une population de points candidats, appelés individus ou chromosomes, distribués dans l'entièreté de l'espace de recherche (Fig 4.4).

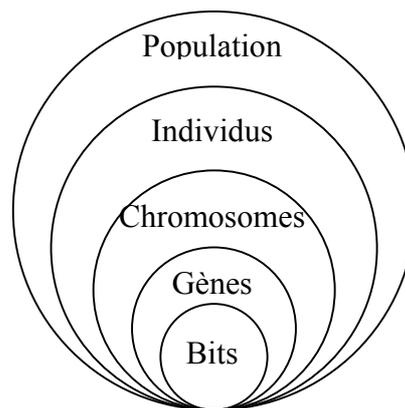


Fig 4.4. Les cinq niveaux d'organisation de l'AG.

Les algorithmes génétiques standard manipulent le codage des paramètres sous forme de chaîne binaire par analogie avec l'ADN plutôt que les paramètres eux-mêmes. Il existe d'autres formes de codage que le codage binaire standard, on trouve le code Gray, le codage dynamique et le codage réel.

Un AG part généralement d'une population de chaînes générées aléatoirement. Dans cette population, on retrouvera à la fois des candidats très performants et d'autres qui le sont moins. Une population initiale diversifiée est gage d'une solution de qualité, sinon on risque de se retrouver avec des espèces dégénérées et ne jamais s'approcher de la solution optimale. Un mécanisme de sélection favorisera le choix de certains candidats plutôt que d'autres.

Pour trouver une solution à un problème, les AG utilisent une part de hasard. Les AG utilisent des règles de transition probabilistes plutôt que déterministes. En effet, le hasard guide la recherche vers des régions de l'espace de recherche susceptibles d'améliorer la solution. Le choix des deux chromosomes est réalisé de façon probabiliste, en fonction de leur qualité.

4.4.2. Fonction d'évaluation

Un algorithme d'optimisation nécessite la définition d'une fonction rendant compte de la pertinence des solutions potentielles, à partir des grandeurs à optimiser. Les AG utilisent des fonctions d'évaluation dites objectif pour entreprendre une recherche efficace de structures plus performantes; ils ne requièrent que des valeurs des fonctions objectifs associées aux chaînes individuelles. Les valeurs de la fonction objectif serviront au processus de sélection des candidats aptes à la reproduction et au processus de survie de certaines espèces. L'optimisation se fait en faisant évoluer une population N_i de i individus ou chromosomes représentés dans A^n : un individu x sera sous la forme $a = a_1, a_2, a_3, a_4, \dots, a_n$ avec chaque gène a_i dans A . A chaque individu x est attribué la performance $F(a)$.

Les problèmes d'optimisation peuvent être à objectif unique ou à objectifs multiples. Dans le cas d'un objectif unique, la définition de la fonction d'adaptation ne pose généralement pas de problème. Par contre les problèmes d'optimisation doivent souvent satisfaire des objectifs multiples, dont certains sont concurrents. On parle alors de fonction objectif à objectifs multiples. Une méthode classique consiste à définir des fonctions objectifs f_i , traduisant chaque objectif à atteindre, et de les combiner au sein de la fonction d'adaptation. On établit ainsi un compromis. Le plus simple est de se ramener à une somme pondérée des fonctions objectifs [Fonseca]:

$$f = \sum \alpha_i f_i \quad (4.4)$$

où α_i représente le poids de chaque fonction objectif f_i . Remarquons que certains α_i peuvent être négatif afin de tenir compte de certaines contraintes du problème. On peut souvent classer

les objectifs par importance mais les poids seront généralement adaptés par tâtonnement, jusqu'à l'obtention d'une solution acceptable. A la place d'une somme, il est également possible d'utiliser un produit du type:

$$f = \prod_i \alpha_i f_i^A \quad (4.5)$$

ou des expressions plus complexes.

4.4.3. Opérateurs génétiques

Les opérateurs génétiques sont appliqués à une population initiale de façon à produire, dans le temps, des populations successives de qualité. Les trois opérateurs génétiques de base sont la sélection, le croisement et la mutation.

Les opérateurs imitent la sélection naturelle en faisant entrer en compétition des individus pour leur reproduction. La fonction d'évaluation retourne une valeur d'adaptation. De nouveaux types d'individus apparaissent quand deux individus existants échangent leurs bagages génétiques pendant la reproduction ou lorsque des mutations transforment leurs bagages génétiques.

La phase de sélection favorise la survie des individus (solutions) les plus forts au détriment des individus les plus faibles, en utilisant une procédure stochastique qui tient compte de leur force respective. Dans ce processus, les chaînes de la population globale sont choisies suivant la valeur de la fonction objectif f , qu'on désire maximiser. Plus la valeur d'une chaîne est élevée, plus cette chaîne a des chances d'être choisie pour la reproduction. Une partie des gènes choisie contribuera à une solution - chromosome dans les générations futures. L'opérateur de sélection est orienté vers l'exploitation des individus solutions.

La phase de croisement consiste à effectuer des croisements sur des couples d'individus aléatoirement appariés, selon une probabilité de croisement déterminée. Plus la probabilité de croisement P_c est grande, plus la convergence de l'algorithme est rapide (mais plus on risque de converger vers un optimum local).

Avec le processus de mutation, les individus de la population issue du croisement vont ensuite subir un processus de mutation avec une probabilité donnée P_m . Comme pour les croisements, de nombreuses méthodes de mutation ont été développées dans la littérature du

domaine [Davis] [Goldberg2]. La mutation modifie au hasard certains gènes d'un individu. Elle peut se faire avec un opérateur perturbateur, ou de manière mesurée et adaptée à la situation (par recherche heuristique). Elle permet de régénérer la population et d'exploiter plus de possibilités. L'opérateur de mutation est d'avantage orienté vers l'exploitation de l'espace de recherche. La mutation évite la dégénérescence de la population (en d'autres termes, elle permet de quitter les extréma locaux). La probabilité de mutation P_m doit cependant rester faible pour que l'on puisse assurer la convergence de l'algorithme génétique.

Simulant les lois de survie et de sélection naturelle, cette nouvelle population a donc de "bonnes chances" d'être plus forte, plus adaptée, que la population précédente. De génération en génération, la force des individus de la population augmente régulièrement et après un certain nombre d'itérations (c'est à dire après une exploration efficace de l'espace des solutions), la population est constituée d'individus tous très fort, soit de bonnes solutions au problème posé. Ces opérations de sélection, croisement et de mutation permettent d'explorer au mieux l'espace de recherche E , d'une part en favorisant les bons sous-espaces (sélection) mais aussi en les combinant (croisement) sans oublier d'en explorer de nouveaux (mutation).

4.4.4. Structure de l'algorithme génétique

Le principe général de l'AG est présenté sur la figure 4.5.

- Etape 1 : On génère aléatoirement une population initiale P_0 de taille N représentant le nombre d'individus.
- Etape 2 : On évalue chaque individu par la fonction objectif, ce qui permet de déduire sa valeur d'aptitude.
- Etape 3 : Commencent alors des cycles de génération de populations, chaque nouvelle remplaçant la précédente. Dans chaque cycle, N individus sont choisis pour reproduction et croisement deux à deux. Après la création de la $x^{\text{ième}}$ population, les individus ont évolué de façon telle que cette dernière génération contienne des individus qui sont meilleurs que ceux des générations précédentes.

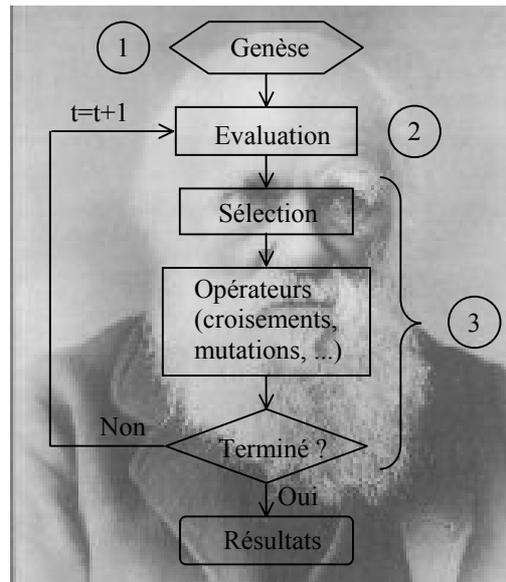


Fig. 4.5. Principe de l'algorithme génétique.

4.4.5. Algorithme génétique à codage réel

L'AG à codage réel est identique à l'AG standard en ce qui concerne sa structure et son mode de sélection. Contrairement à l'AG standard qui utilise un codage des paramètres, sous forme binaire par exemple, l'AG à codage réel utilise directement les valeurs des paramètres lors de la phase de recombinaison.

4.4.6. Contrainte de pénalité et critère de convergence

Lorsque le résultat de la fonction objectif prend des valeurs qui se situent à l'extérieur des limites fixées (contraintes de conception), il est nécessaire d'écarter ces solutions. Pour cela la méthode de pénalité radicale est très employée du fait de sa simplicité. Elle consiste à donner une valeur infinie au résultat de la fonction objectif, dans le cas d'un problème de minimisation et pour un problème de maximisation une valeur nulle.

Le critère d'arrêt est donné par un nombre de cycle, un indice de diversité génétique, une condition de suffisance, ... Plutôt que d'imposer un nombre maximal de générations pour arrêter la recherche, nous avons choisi une méthode plus "rigoureuse" qui consiste à supposer que l'algorithme converge vers l'optimum lorsqu'une partie ou de l'ensemble de la population se rapproche du meilleur individu. On considère que cet événement se produit à la génération t pour laquelle:

$$1 - \frac{f_{moy}}{f_{max}} \leq \varepsilon \quad (4.6)$$

où f_{moy} représente la moyenne de l'adaptation calculée sur l'ensemble de la population, ou sur une partie correspondant à un pourcentage des représentants les plus performants, f_{max} est la performance du meilleur individu de la population à la génération t et ε la précision souhaitée pour la convergence (Fig. 4.6).

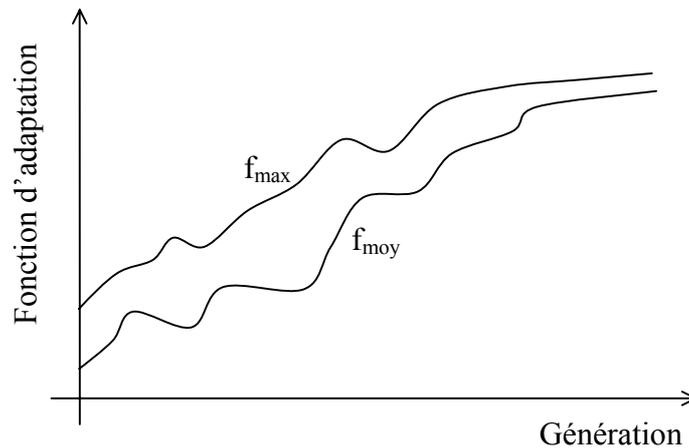


Fig. 4.6. Convergence de l'algorithme génétique.

On peut remarquer sur la figure 4.6 que l'amélioration de la population est très rapide au début (recherche globale) et devient de plus en plus lente au fur et à mesure des générations (recherche locale).

4.5. OPTIMISATION PAR AG DE DISPOSITIFS D'HYPERTHERMIE PROFONDE

La philosophie d'un traitement optimal consiste à déposer le maximum de SAR dans les tissus cancéreux tout en évitant les tissus sains.

4.5.1. Détermination de la procédure d'évaluation (Fonction Objectif)

Dans la littérature plusieurs techniques d'optimisation ont été élaborées et se différencient par la formulation de leurs fonctions objectifs. Nous ne nous intéresserons qu'aux techniques d'optimisation cherchant à optimiser le dépôt d'énergie en supposant, qu'en première approximation, l'augmentation de la température des tissus est proportionnelle au dépôt d'énergie [Niederst]. Les techniques cherchant à maximiser la distribution de température ne seront pas évoquées.

Les fonctions objectifs répertoriées dans la littérature sont les suivantes [Wust2], où t_m représente le volume tumoral et V le volume des tissus sains uniquement.

$$f_1 = \frac{\int SAR(r).d^3r}{\int_V SAR(r).d^3r} \quad (4.7)$$

f_1 : rapport entre le SAR au sein de la tumeur et celui dans les tissus sains.

$$f_2 = \frac{\int SAR(r).d^3r}{\sum_{i=1...10} SAR_{\max}(r_i \in V)} \quad (4.8)$$

f_2 : rapport entre le SAR au sein de la tumeur et le SAR maximum atteint en un certains nombres de points hors de la tumeur, encore appelés points chauds.

$$f_3 = \frac{\int SAR(r).d^3r}{\sqrt{\int_V (SAR(r))^2 .d^3r}} \quad (4.9)$$

f_3 : identique à f_1 , mais le dénominateur est remplacé par le carré du SAR dans les tissus sains.

$$f_4 = \frac{\int SAR(r).d^3r}{\sqrt{\int_V [SAR(r)/\phi_s(r)]^2 .d^3r}} \quad (4.10)$$

f_4 : Semblable à f_1 , mais le SAR est remplacée par $\frac{SAR}{\phi_s}$, en considérant que l'augmentation

de température en un point est approximativement proportionnelle au quotient $\frac{SAR}{\phi_s}$ avec ϕ_s

le débit sanguin.

$$f_5 = \frac{\int SAR(r).d^3r}{\sum_{i=1...10} [SAR(r_i \in V)/\phi_s(r_i)]_{\max}} \quad (4.11)$$

f_5 : Analogue à f_2 , mais le SAR est remplacé par $\frac{SAR}{\phi_s}$.

$$f_6 = \frac{\int SAR(r).d^3r}{\int_V SAR(r).d^3r + \int_V \alpha(r)SAR(r).d^3r} \quad (4.12)$$

f_6 : Rapport entre le SAR au sein de la tumeur et la somme des SAR au sein de la tumeur et des tissus sains. α est un coefficient de pondération sans dimension qui varie selon les zones à

chauffer. Si la région de tissus sains peut être refroidie par des moyens externes (bolus), α sera faible, dans le cas contraire α sera élevé.

Dans notre étude nous avons choisi une méthode d'optimisation qui s'applique sur le dépôt d'énergie (SAR) plutôt que sur la température, vu que cette dernière est difficile à modéliser étant donné l'influence du flux sanguin sans cesse variable au cours du traitement. On désire maximiser la densité de puissance au sein de la tumeur et minimiser cette densité dans les autres organes du corps humain. Pour cela il est nécessaire de définir une fonction objectif multiple (4.13). Parmi les fonctions objectifs présentées ci dessus (4.7 - 4.12), nous avons choisi d'utiliser comme fonction objectif la fonction f_1 (4.5). Cette fonction ne nécessite pas la connaissance du flux sanguin dans les différents organes (4.10, 4.11) et elle ne repose pas sur la détermination du SAR en un certain nombre de points de contrôle (points chauds) dont les emplacements peuvent s'avérer complexe à déterminer (4.8, 4.11).

4.5.2. Détermination des variables et contraintes

Les paramètres à optimiser sont au nombre de deux pour chaque applicateur, il s'agit de l'amplitude et de la phase de la source. Afin de réduire le nombre de paramètres un applicateur est choisi comme référence de phase, ce qui permet de supprimer un paramètre à optimiser. La puissance maximale dans le corps humain ne doit pas dépasser 1250 W et le SAR dans le volume tumoral doit être d'environ 50 W/kg pour que le traitement soit efficace [Wiersma]. Dans notre étude, nous avons choisi une variation du SAR dans la tumeur comprise entre 30 et 80 W/kg. Cette puissance à ne pas dépasser dans le corps humain et cette densité de SAR à atteindre constituent les deux contraintes de notre problème d'optimisation.

4.5.3. Mise en œuvre de l'algorithme génétique

Nous avons choisi d'utiliser l'AG à codage réel, car ce type d'AG ne nécessite aucun codage des paramètres.

En ce qui concerne le choix de la taille de la population qui est un paramètre important dans l'AG, après différents tests, nous avons fixé la taille N de la population à 100 individus. En effet une population trop petite évoluera probablement vers un optimum local peu intéressant. Et une population trop grande sera inutile car le temps de convergence sera

excessif. Pour des populations de taille plus importante de 200 et 400 individus, les résultats de l'optimisation sont identiques à ceux obtenus avec une population constituée de 100 individus mais les temps des procédures d'optimisation correspondantes sont plus importants. Par contre avec une population composée de 70 individus, l'AG n'a pas été en mesure de converger pour le problème nécessitant l'optimisation de 7 paramètres.

La procédure de sélection consiste à sélectionner les meilleurs individus (individus ayant une meilleure performance) au dépend des moins bons, et ce de manière probabiliste. Comme procédure de sélection finale, nous avons utilisé la sélection élitiste classique qui est la procédure couramment utilisée.

Nous avons utilisé le croisement continu symétrique, avec une probabilité de croisement égale à 0,5. L'opération de croisement est considérée comme la reproduction sexuée, elle consiste à échanger certains gènes entre deux individus.

La mutation représente la reproduction asexuée et consiste à modifier la valeur de certains gènes d'un individu. Elle est généralement fixée autour de 5%, dans notre procédure d'optimisation, nous l'avons fixé à 1% et nous avons utilisé la mutation locale continue qui consiste à perturber de façon locale la valeur d'un paramètre.

Nous avons choisi d'utiliser la pénalité radicale lorsque le résultat de la fonction objectif prend des valeurs ne correspondant pas aux critères de puissance et de SAR fixés préalablement. La valeur du test de convergence a été fixée à une précision de 0,001.

4.6. OPTIMISATION D'UN DISPOSITIF CONSTITUÉ DE DEUX GUIDES D'ONDES

4.6.1. Configuration du problème à optimiser

La configuration du dispositif que nous avons choisi d'optimiser est constituée de deux guides d'ondes à épaulement fonctionnant à une fréquence de 27,12 MHz (Fig. 4.8). Une poche d'eau (bolus) est placée entre le patient et les applicateurs, cette poche n'est pas représentée sur la figure 4.7. Le patient a été modélisé à partir de coupes scanner, il est constitué de 10 milieux biologiques différents.

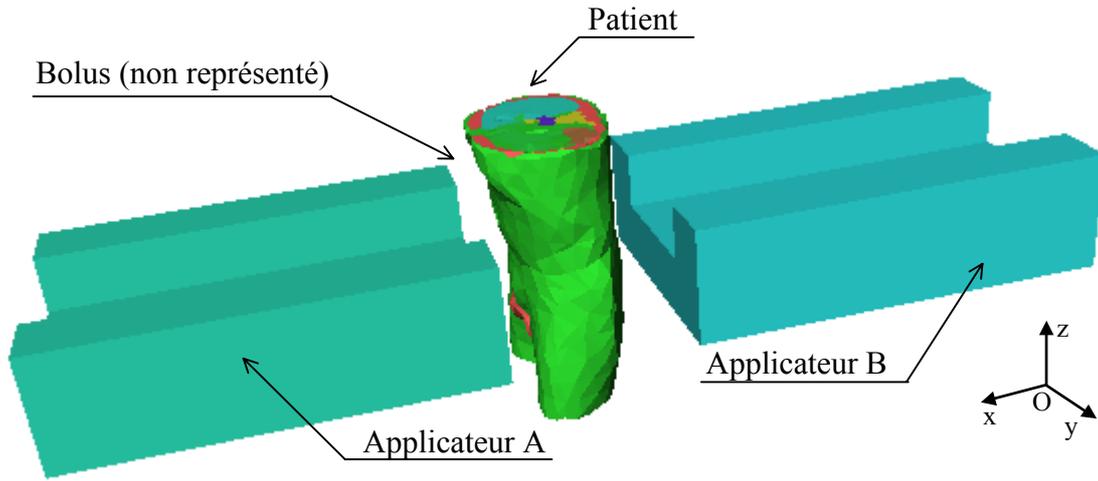


Fig. 4.7. Dispositif modélisé.

4.6.2. Processus d'obtention du champ électrique

L'AG doit pouvoir faire varier indépendamment les paramètres de chaque source. Le champ électrique engendré par chaque applicateur fonctionnant séparément est calculé à partir du modèle éléments finis développé. Comme le dispositif comporte deux applicateurs, il est nécessaire de réaliser deux simulations différentes ou seulement un des deux applicateurs fonctionne. Ce calcul est réalisé pour une densité de courant de 1 A/m^2 et une phase nulle. Par application des principes de linéarité et du théorème de superposition, on obtient le champ électrique total pour un réglage donné des sources des applicateurs.

L'expression du champ électrique pour une densité de courant de 1 A/m^2 en un point \vec{r} est donnée par l'expression:

$$\vec{E}(\vec{r}) = E_x(\vec{r})\exp(j\psi_x(\vec{r}))\vec{e}_x + E_y(\vec{r})\exp(j\psi_y(\vec{r}))\vec{e}_y + E_z(\vec{r})\exp(j\psi_z(\vec{r}))\vec{e}_z \quad (4.13)$$

Ce qui peut également s'écrire sous la forme:

$$\vec{E}(\vec{r}) = \sum_v^{x,y,z} E_v(\vec{r})\exp(j\psi_v(\vec{r}))\vec{e}_v \quad (4.14)$$

avec $E(\vec{r})$ (V/m) et $\varphi(\vec{r})$ (rad) l'amplitude et la phase à la position \vec{r} pour chaque composante orthogonale \vec{e}_v .

Toute variation d'amplitude et de phase de la source modifie d'un facteur multiplicatif A et la phase d'un terme additionnel φ , le champ électrique en chaque point \vec{r} :

$$\vec{E}(A, \varphi; \vec{r}) = A\exp(j\varphi) \sum_v^{x,y,z} E_v(\vec{r})\exp(j\psi_v(\vec{r}))\vec{e}_v \quad (4.15)$$

Pour un système d'hyperthermie constitué de n applicateurs, chaque applicateur contribue au champ électrique total. L'expression du champ total généré par chaque applicateur est la suivante:

$$\vec{E}(A_1, \dots, A_n, \dots, \varphi_1, \dots, \varphi_n; \vec{r}) = \sum_v^{x,y,z} \sum_{i=1}^n A_i E_{v,i}(\vec{r}) \exp(j\varphi_{v,i}(\vec{r}) + j\varphi_i) \vec{e}_v \quad (4.16)$$

avec $E_{v,i}(\vec{r})$ l'amplitude de la composante v du vecteur champ électrique de l'applicateur i à la position \vec{r} et avec $\varphi_{v,i}(\vec{r})$ la valeur de la phase de la composante v du vecteur champ électrique de l'applicateur i.

Le SAR est obtenu par multiplication du module au carré du champ E superposé donné par l'équation (4.16), avec la conductivité $\sigma(\vec{r})$ (S/m) et l'inverse de la densité $\rho(\vec{r})$ (kg/m³):

$$SAR(A_1, \dots, A_n, \dots, \varphi_1, \dots, \varphi_n; \vec{r}) = \frac{\sigma(\vec{r})}{2\rho(\vec{r})} \|\vec{E}(A_1, \dots, A_n, \varphi_1, \dots, \varphi_n; \vec{r})\|^2 \quad (4.17)$$

$$SAR(A_1, \dots, A_n, \dots, \varphi_1, \dots, \varphi_n; \vec{r}) = \frac{\sigma(\vec{r})}{2\rho(\vec{r})} E(A_1, \dots, A_n, \varphi_1, \dots, \varphi_n; \vec{r}) \times E^*(A_1, \dots, A_n, \varphi_1, \dots, \varphi_n; \vec{r}) \quad (4.18)$$

où E^* représente le conjugué de E.

La figure 4.8 résume la démarche adoptée pour l'obtention du champ E total.

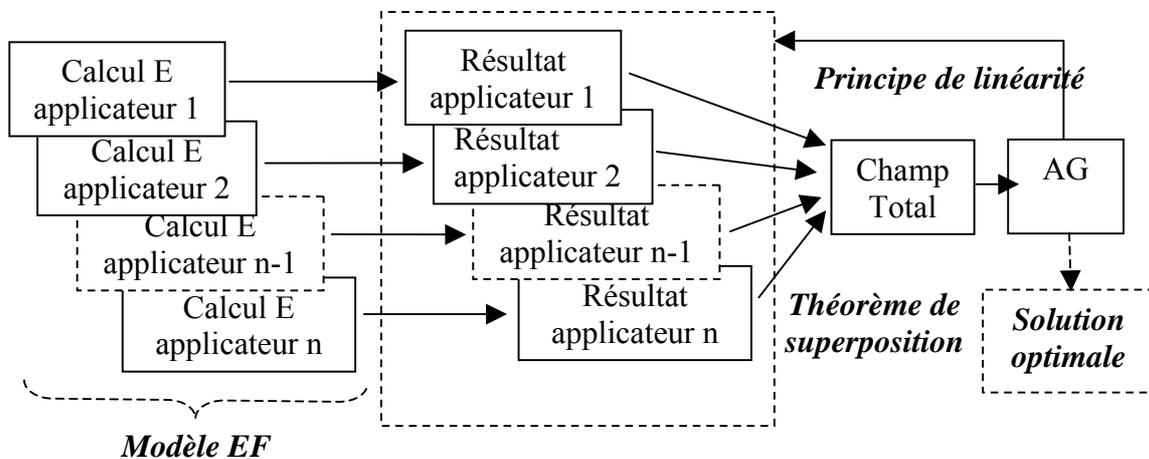


Fig. 4.8. Algorithme d'obtention du champ électrique.

4.6.3. Validation

Dans ce paragraphe nous allons vérifier, que les résultats obtenus à l'aide du théorème de superposition et du principe de linéarité permettent de retrouver les mêmes résultats que si nous avons refait la simulation avec les nouveaux paramètres.

Les figures 4.9 et 4.10 montrent la validité du théorème de superposition. En effet les figures 4.9.d et 4.10.d présentant les résultats obtenus à l'aide du théorème de superposition sont identiques aux figures 4.9.c et 4.10.c correspondant aux simulations dans le cas où les deux sources seraient actives.

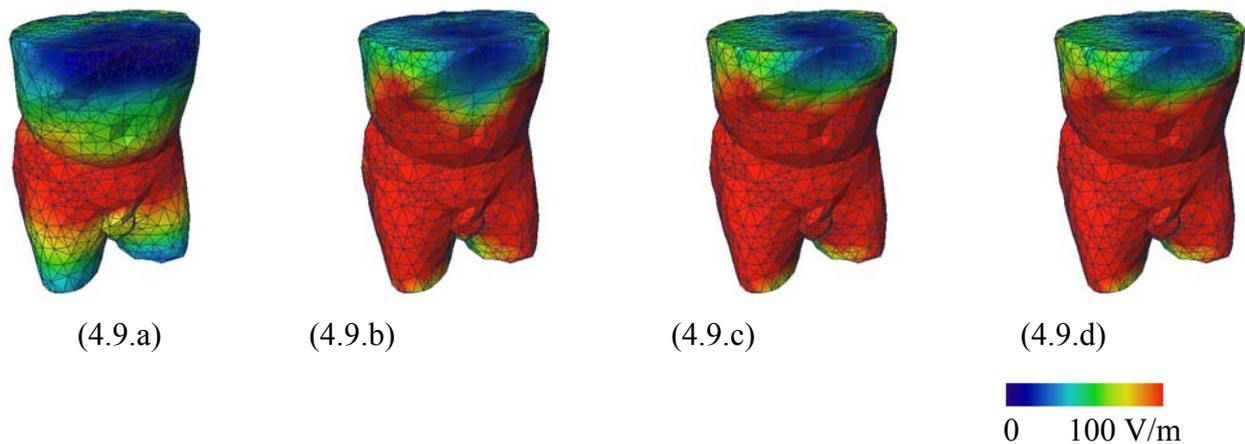


Fig. 4.9. Module du champ électrique avec l'applicateur 2 (4.9.a), avec l'applicateur 1 (4.9.b), avec les deux applicateurs (4.9.c), obtenu avec le théorème de superposition (4.9.d).

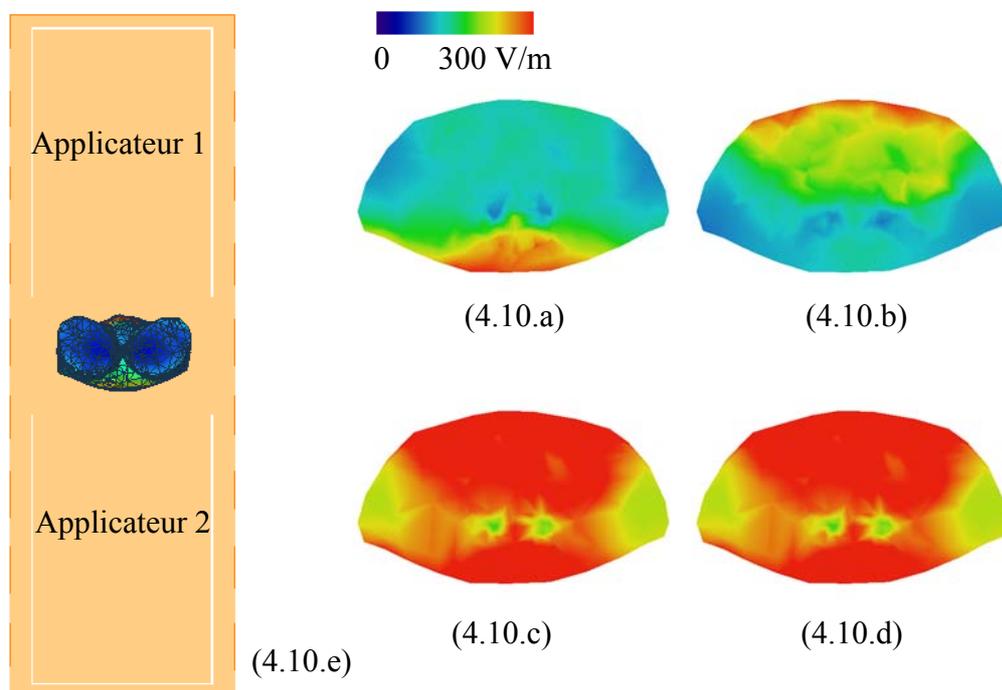


Fig. 4.10. Module du champ électrique suivant le plan de coupe xOy (4.10.e), avec l'applicateur 2 (4.10.a), avec l'applicateur 1 (4.10.b), avec les deux applicateurs (4.10.c), obtenu avec le théorème de superposition (4.10.d).

Le tableau 4.1 présente l'écart moyen obtenu avec la formule 4.19 entre les valeurs simulées et celles obtenues par le théorème superposition et le principe de linéarité.

$$Ecart_{moyen} = \left| \frac{|E_{simul}| - |E_{calcul}|}{|E_{simul}|} \right| \times 100 \quad (4.19)$$

où E_{simul} et E_{calcul} représentent respectivement les valeurs moyennes du champ électrique total simulé et calculé à l'aide du principe de linéarité ou du théorème de superposition.

	Ecart moyen %
Modification amplitude de la source	0,076
Modification du déphasage de la source	0,060
Application du théorème de superposition	0,253

Tab. 4.1. Erreur sur les résultats

4.6.4. Résultats

L'applicateur A sert de référence de phase, ce qui permet de diminuer le nombre de paramètres à optimiser à l'aide de l'algorithme génétique.

Pour le calcul de la puissance à partir de la densité de puissance (W/m^3), il est nécessaire de connaître le volume total du corps du patient. Ce volume est obtenu grâce au Jacobien calculé précédemment dans le modèle éléments finis, le Jacobien représente six fois le volume [Dhatt] (Tab. 4.2). Les propriétés électromagnétiques des tissus pour les fréquences de fonctionnement des deux systèmes d'hyperthermie étudiés (27,12 et 110 MHz) sont données dans les annexes A et B.

Tissus	Volume (m^3)
Graisse	0,014997
Muscle	0,016163
Os	0,002962
Rein	0,000556
Rate	0,000071
Sang	0,000311
Foie	0,000825
Vessie	0,000262
Intestin	0,002852
Tumeur	0,000184
Corps entier	0,039183

Tab. 4.2. Volume des différents tissus.

Le réglage optimal des sources des applicateurs avec la procédure d'optimisation utilisant l'AG est obtenu, après 24 générations (750 secondes) et conduit aux résultats correspondant à la configuration numéro 3 (Tab. 4.3). La configuration 3 correspond au cas où les deux sources fonctionnent avec les amplitudes par défaut égales à 1 et un déphasage entre elles nul.

Configuration	Applicateur 1		Applicateur 2		SAR _{ratio}	P _{patient} (W)	P _{tumeur} (W)
	Ampl.	φ (°)	Ampl.	φ (°)			
1: Applicateur 1 seul	1	0	-	-	1,305	213	1,62
2: Applicateur 2 seul	-	-	1	0	1,746	133	1,22
3: 2 Appicateurs défaut	1	0	1	0	1,522	484	4,31
4: 2 Appicateurs optimal	1,304	0	2,991	235,46	2,297	1066	11,5

Tab. 4.3. Différentes configurations étudiées.

Avec la configuration optimale (configuration 4), on trouve une puissance totale dans le patient de 1066 W et une puissance dans la tumeur de 11,5 W ce qui correspond à une valeur du SAR dans la tumeur de 53 W/kg. La procédure d'optimisation permet non seulement d'obtenir une meilleure répartition du SAR, mais également de réaliser un traitement de qualité. En limitant la puissance dans le patient à 1250 W et en fixant une valeur pour le SAR dans la tumeur proche de 50 W/kg ce qui est significatif d'un traitement efficace.

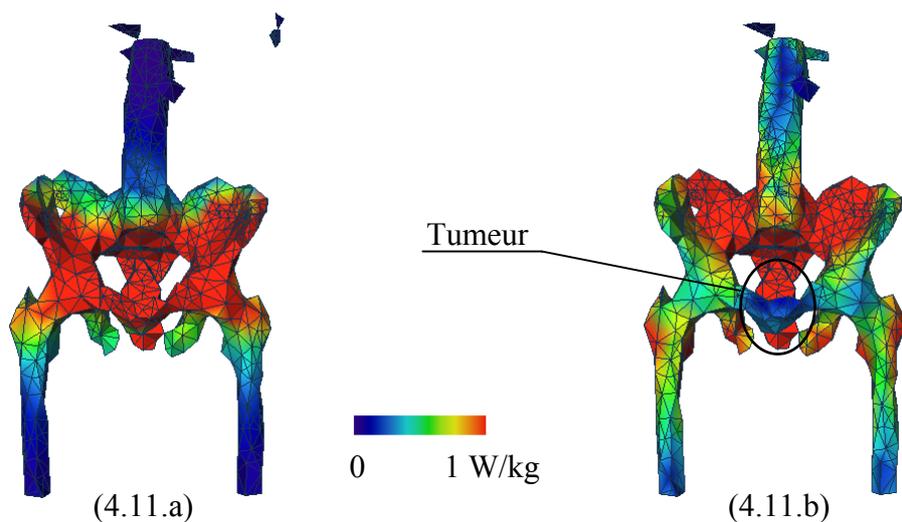


Fig. 4.11. Distribution de SAR sur la tumeur et sur les os pour la configuration par défaut (4.11.a) et optimale (4.11.b).

La figure 4.11 montre la distribution de SAR sur les os et la tumeur pour la configuration par défaut (4.11.a) et pour la configuration optimale (4.11.b). La procédure d'optimisation permet de focaliser le SAR au niveau de la tumeur.

Afin de pouvoir comparer les résultats, certains auteurs comme Wiersma [Wiersma] définissent un rapport:

$$Rapport = \frac{SAR_{Tissu_considéré}}{SAR_{Tumeur}}, \quad (4.20)$$

qui permet une analyse plus détaillée des résultats obtenus, ce rapport devant être le plus petit possible (Fig. 4.12).

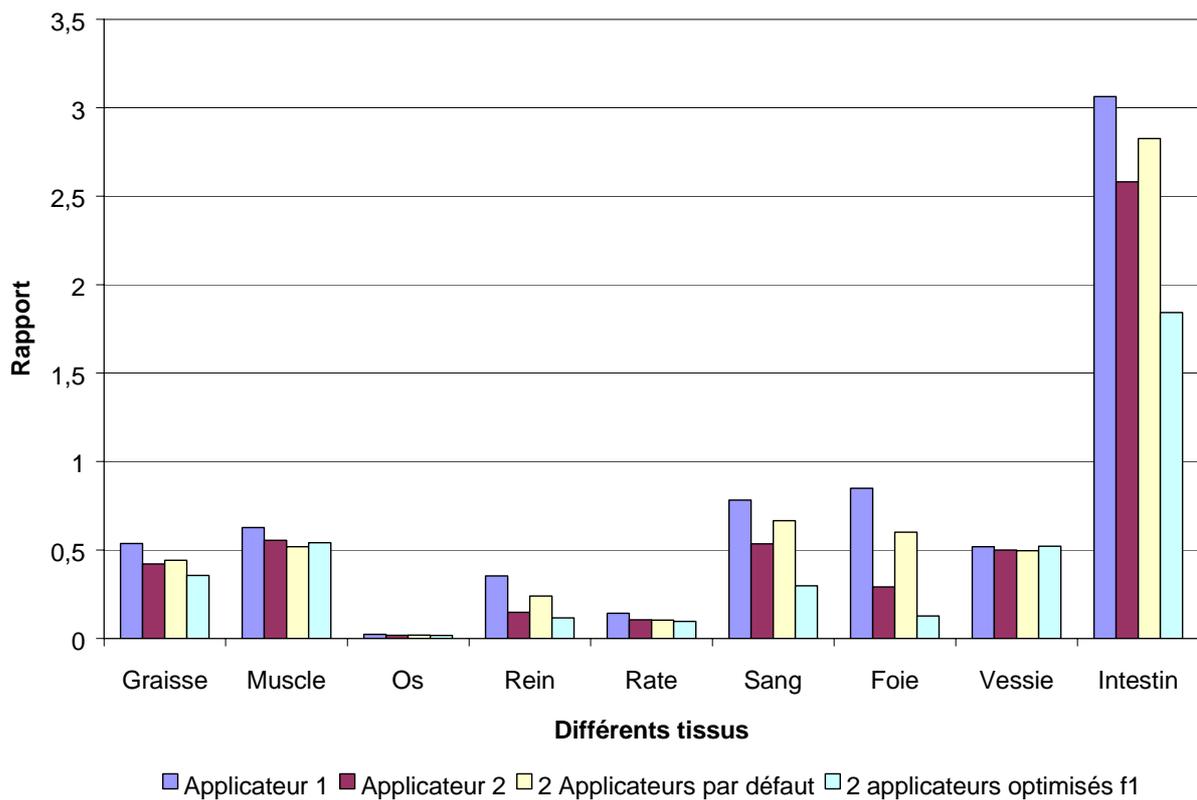


Fig. 4.12. Rapport suivant les différents tissus.

La procédure d'optimisation permet effectivement une réduction du rapport SAR dans chaque tissu sur le SAR dans la tumeur, ce qui se traduit par une meilleure focalisation du SAR au niveau de la tumeur.

Les temps de calcul pour les différentes phases de la procédure d'optimisation sont présentés dans le tableau 4.4.

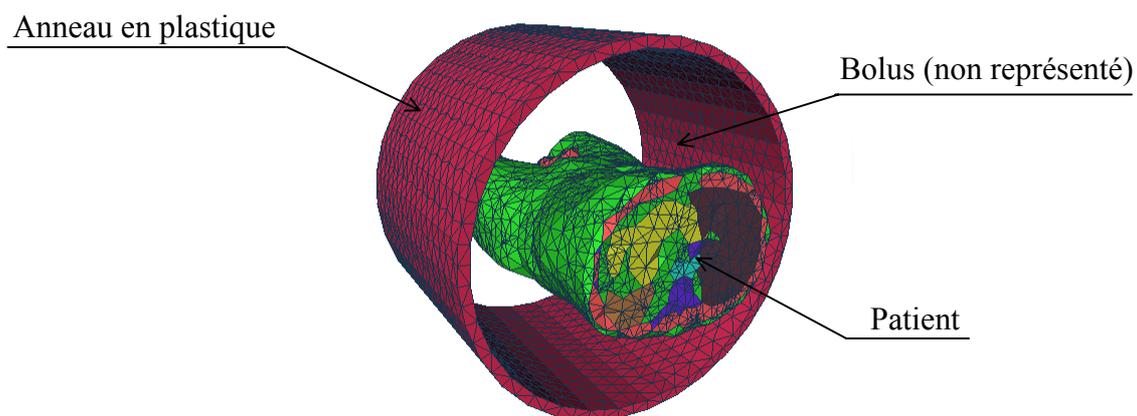
Dispositif		2 Guides d'ondes
Nombre de paramètres à optimiser		3
Calcul du champ électrique	Source 1	41 670
	Source 2	34 349
Calcul du SAR et procédure d'optimisation		750
Total		76 769

Tab 4.4. Temps CPU (sec) suivant les différentes phases.

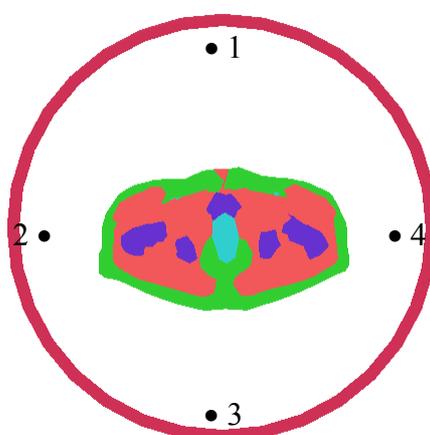
4.7. DISPOSITIF D'HYPERTHERMIE CONSTITUÉ DE QUATRE APPLICATEURS

4.7.1. Dispositif

Un système d'hyperthermie profonde constitué de quatre sources à été modélisé afin de montrer la capacité de l'AG à optimiser des problèmes où le nombre de paramètres devient plus important (Fig. 4.13). L'AG doit optimiser sept paramètres, l'applicateur 3 servant de référence de phase. Ce dispositif d'hyperthermie a été décrit dans le chapitre 1, c'est un applicateur de type APA (Annular Phased Array) dont les fréquences des sources sont de 110 MHz.



(4.13.a)



(4.13.b)

Fig. 4.13. Dispositif d'hyperthermie et le patient (4.13.a), positionnement des sources (4.13.b).

4.7.2. Résultats

Les résultats de la procédure d'optimisation obtenus après 27 générations (850 secondes) sont présentés dans le tableau 4.5 et sur la figure 4.14.

Applicateur 1		Applicateur 2		Applicateur 3		Applicateur 4		SAR _{ratio}
Ampl.	φ (°)							
1	0	-	-	-	-	-	-	0,286
1	0	1	0	1	0	1	0	0,897
13,06	185,4	33,75	246,4	2,897	0	7,963	108,2	2,25

Tab. 4.5. Différentes configurations.

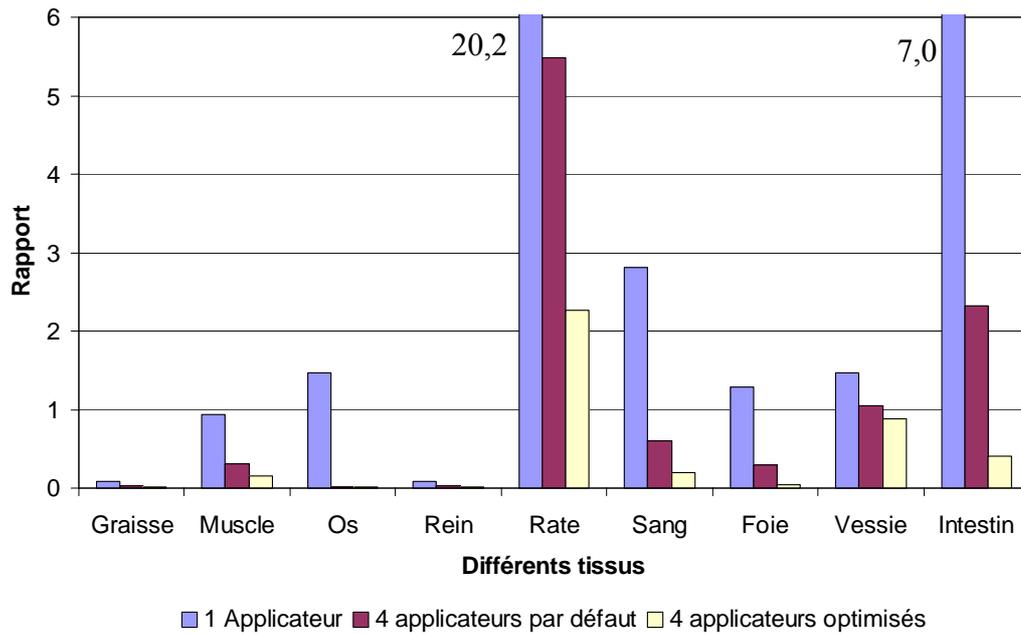


Fig. 4.14. Rapport suivant les différents tissus.

La figure 4.13 montre clairement l'intérêt de la procédure d'optimisation qui permet d'obtenir une meilleure focalisation du SAR au niveau de la tumeur. La distribution de SAR sur la tumeur et sur les parties osseuses est donnée par la figure 4.15.

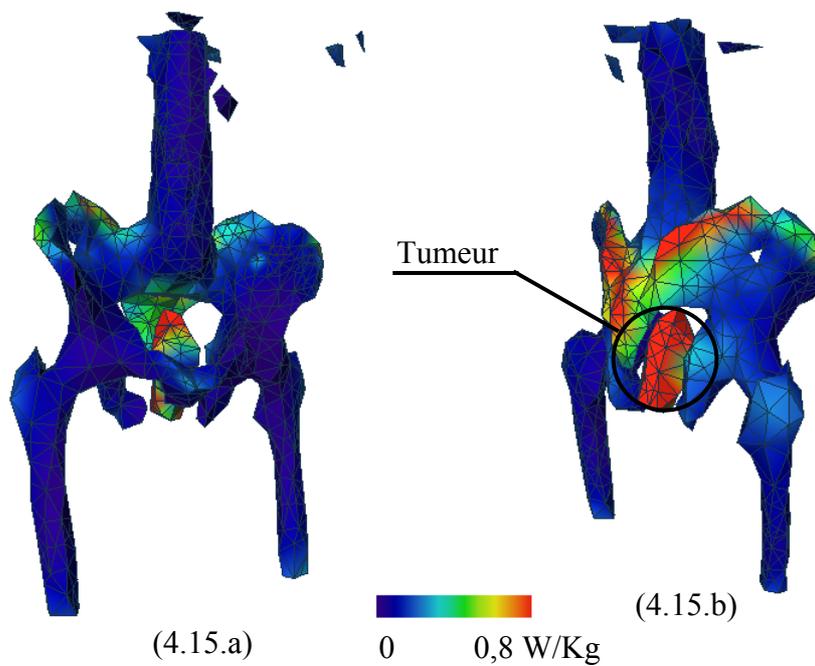


Fig. 4.15. Distribution de SAR optimal sur les parties osseuses et sur la tumeur, vue devant (4.15.a) et vue de derrière (4.15.b).

Le tableau 4.6 présente les temps de calcul pour les différentes phases de la procédure d'optimisation qui comprend le calcul de la distribution du champ électrique à l'aide du modèle EF développé et la procédure d'optimisation proprement dite.

Dispositif		APA
Nombre de paramètres à optimiser		7
Calcul du champ électrique	Source 1	17 179
	Source 2	15 654
	Source 3	17 442
	Source 4	16 689
Calcul du SAR et procédure d'optimisation		850
Total		67 814

Tab 4.6. Temps CPU (sec) suivant les différentes phases.

4.8. CONCLUSIONS

4.8.1. Algorithme génétique en général

L'algorithme génétique est une technique d'optimisation stochastique, non paramétrique, très robuste et facile d'emploi. Par contre, la valeur de chaque individu n'est mesurée que par rapport à une fonction d'évaluation globale qui ne permet pas de récompenser les individus qui présentent des solutions partielles utiles à la solution complète du problème.

Par rapport aux méthodes habituelles que l'on peut qualifier d'analytiques, les algorithmes évolutionnaires comprenant les algorithmes génétiques peuvent être qualifiés de synthétiques. Ils peuvent synthétiser sans idées préconçues (pas de point de départ), si ce n'est l'espace de recherche qu'on leur impose.

Si nous comparons l'exploitation et l'exploration de l'espace de recherche, nous pouvons dire que les méthodes de Monte Carlo permettent une bonne exploration puisque tout point a une probabilité identique d'être atteint, mais qu'il n'y a pas d'exploitation des résultats déjà obtenus. Avec la méthode des gradients, l'exploration est moindre mais l'exploitation des données précédentes par l'intermédiaire des gradients permet une bonne recherche locale.

Enfin les algorithmes évolutionnaires offrent un bon compromis entre exploration et exploitation.

4.8.2. Résultats obtenus

La procédure d'optimisation mise au point permet d'optimiser des configurations comportant plusieurs sources, deux dispositifs d'hyperthermie comportant deux et quatre sources ont été optimisés, des dispositifs avec huit sources voire seize pourront également être optimisés. Les temps de calcul de la procédure d'optimisation sont corrects (environ 15 minutes). Par contre si l'on considère l'ensemble de la procédure en prenant en compte les temps de calcul la distribution de champ électrique pour chaque source, on arrive à un total d'environ 20 heures. Le temps nécessaire à la création du tomogramme patient à partir des coupes scanner vient se rajouter à ce total.

CONCLUSION GÉNÉRALE

Un modèle numérique 3D basé sur la méthode des éléments finis d'arête a été développé pour déterminer la répartition de SAR dans le corps humain soumis à un champ électromagnétique dans le cadre des traitements par hyperthermie radiofréquence ou micro-onde. L'utilisation des éléments finis d'arête s'est révélée bien adaptée à cette application. En effet ces éléments permettent une discontinuité du champ normal à la traversée d'interface entre les milieux de propriétés différentes, ce qui est représentatif des phénomènes physiques rencontrés.

Le modèle développé a été validé sur une géométrie simple constituée d'un fantôme et d'un guide d'onde fonctionnant à 27,12 MHz. La comparaison des résultats des simulations aux mesures de température a montré une bonne cohérence. Ce modèle a également montré sa capacité à modéliser des géométries réalistes, obtenues à partir de coupes scanner.

Afin d'optimiser la répartition de SAR dans le patient, c'est à dire d'obtenir une meilleure focalisation du SAR au niveau de la tumeur, le modèle éléments finis a été couplé à une procédure d'optimisation utilisant les algorithmes génétiques. Cette procédure de planification des traitements en hyperthermie anticancéreuse a été présentée. Le rapport des densités de puissance a été choisi comme critère d'optimisation. La procédure d'optimisation a été testée sur deux configurations comprenant deux dispositifs d'hyperthermie différents et la géométrie du patient obtenue à partir de coupes scanner. Le premier dispositif est composé de deux guides d'ondes fonctionnant à 27,12 MHz et le second est un système APA comprenant quatre sources fonctionnant à 110 MHz.

Les perspectives de ce travail de recherche sont nombreuses. Il apparaît d'abord indispensable de diminuer les temps de calcul de la répartition du champ électrique, et tout particulièrement ceux relatif à la résolution du système matriciel. Ceci peut être réalisé en implémentant de nouveaux préconditionnements pour la méthode du gradient conjugué, comme par exemple le préconditionnement multigrille [Mertens]. La distribution de SAR a été modélisée, ce qui constitue la première étape dans la conception d'un outil de planification des traitements. L'étape suivante devra être orientée vers le calcul de la distribution de température dont la détermination est complexe.

Dans notre étude, nous avons considéré les tissus biologiques comme des matériaux dont les propriétés diélectriques étaient constantes (permittivité et conductivité), alors que ces dernières varient en fonction de la température. Par la suite, il serait nécessaire d'introduire cette variation des propriétés électromagnétiques des tissus dans le modèle final englobant le calcul de la distribution de SAR et de température.

L'objectif à long terme est de calculer en temps réel la distribution de température pendant le traitement à l'aide de quelques mesures de température sur le patient. Et ainsi de pouvoir modifier le réglage des sources pour obtenir une meilleure répartition de la chaleur sur le volume tumoral.

Enfin un axe de recherche intéressant serait d'adapter le modèle éléments finis développé pour des applications autre que l'hyperthermie. Le modèle EF pourrait être utilisé pour calculer la répartition de SAR au niveau de la tête lors de l'utilisation d'un téléphone portable. Le maillage de cette géométrie obtenu à partir de coupes scanner (Fig. 5.a) est représenté sur la figure 5.b.

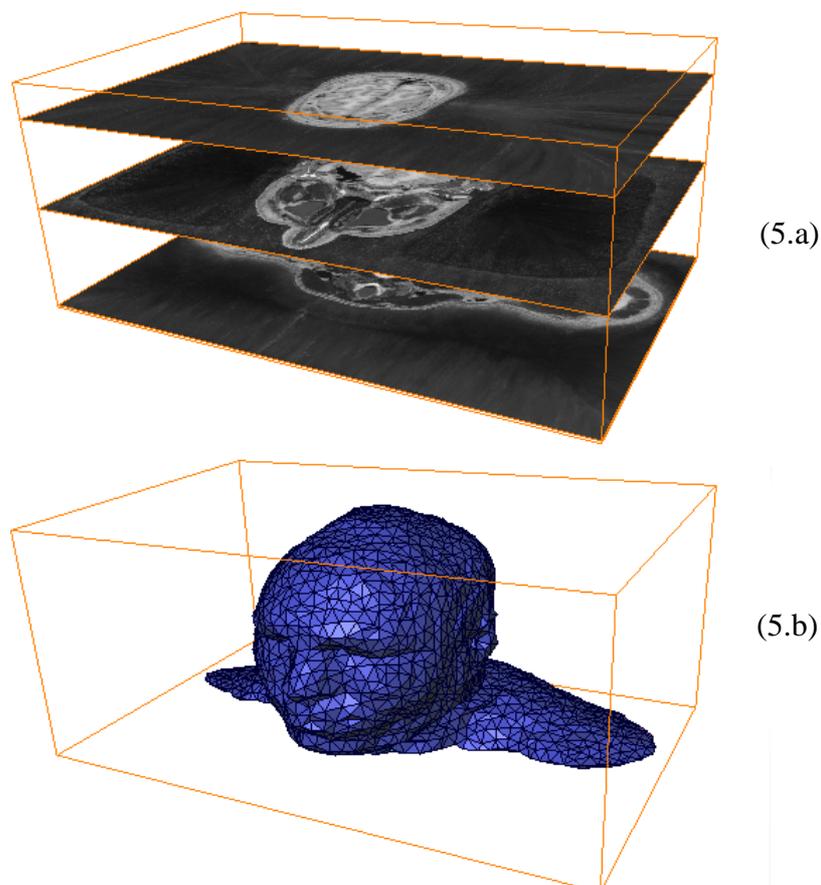


Fig. 5. Maillage de la tête (5.b) à partir de coupes scanner (5.a).

Le modèle numérique pourrait également être utilisé pour calculer la distribution de SAR induite par les dispositifs antivol des magasins (barrières antivol) [Gandhi].

Son utilisation pourrait aussi être envisagé pour analyser l'effet d'implants (broches, ...) ou de prothèses sur le corps humain lors d'une IRM [Ho], et contribuer au développement de nouveaux implants ou prothèses dont l'interaction avec les dispositifs d'IRM seraient sans risque pour le patient.

BIBLIOGRAPHIE

- [Amira] Amira, Template Graphics Software, inc, 1999-2000.
- [Anato] H. Anatoa, "Contribution à la réalisation d'un appareillage d'hyperthermie en thérapie antitumorale : simulation numérique", Thèse Université de Montpellier, Janvier 1992.
- [Armitage] D.W. Armitage, H.H. LeVeen and R. Pethig, "Radiofrequency-Induced Hyperthermia: Computer Simulation of Specific Absorption Rate Distributions Using Realistic Anatomical Models", *Phys. Med. Biol.*, vol. 28, no. 1, pp. 31-42, 1983.
- [Balanis] C.A. Balanis, "Advanced engineering electromagnetics", John Wiley & Sons, Inc., New York, 1989.
- [Bayliss] A. Bayliss and E. Turkel, "Radiation Boundary Conditions for Wave-like Equations", *Comm. Pure Appl. Math.*, vol. 33, pp. 707-725, 1980.
- [Beasley] D. Beasley, D.R. Bull and R.R. Martin, "An Overview of Genetic algorithms: Part 1, Fundamentals", *University Computing*, vol. 15, n°2, pp. 58-59, 1993.
- [Boag] A. Boag, Y. Leviatan, and A. Boag, "Analysis and Optimization of Waveguide Multiapplicator Hyperthermia Systems", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 40, no. 9, pp. 946-952, September 1993.
- [Bossavit] A. Bossavit and I. Mayergoyz, "Edge-Elements for Scattering Problems", *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 25, no. 4, pp. 2816-2821, July 1989.
- [Brusentsov] N.A. Brusentsov, V.V. Gogosov, T.N. Brusentsova and A.V. Sergeev, "Evaluation of Ferromagnetic Fluids Suspensions For the Site-Specific Radiofrequency-Induced Hyperthermia of MX11 Sarcoma Cells in Vivo", *Journal of Magnetism and Magnetic Materials* no 225, pp. 113-117, 2001.
- [Bsd] BSD Medical Corporation, Salt Lake City, Utah, USA.
- [Cerri] G. Cerri G, R. De Leo and V.M. Primiani, "Thermic End-Fire Interstitial Applicator for Microwave Hyperthermia", *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 41, no. 6/7, pp. 1135-1142, June/July 1993.
- [Cherry] P.C. Cherry and M.F. Iskander, "FDTD Analysis of Power Deposition Patterns of an Array of Interstitial Antennas for Use in Microwave Hyperthermia", *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 40, no. 8, pp. 1692-1700, August 1992.

- [Chen] K. Chen and J.C. Lin, "Biological Effects of Electromagnetics Fileds", Handbook of Electromagnetic Compatibility, Edited by Perez R. pp. 903-916, 1995.
- [Chou] C.K. Chou, "Application of Electromagnetic Energy in Cancer Treatment", IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, vol. 37, no. 4, pp. 547-551, December 1988.
- [Chou2] C.K. Chou, H. Bassen, J. Osepchuk, Q. Balzano, R. Petersen, M. Meltz and R. CLEVELAND, "Radio Frequency Electromagnetic Exposure: Tutorial Review on Experimental Dosimetry", Bioelectromagnetics, vol. 17, pp. 195-208, 1996.
- [Clegg] S.T. Clegg, K.A. Murphy, W.T. Joines, G. Rine and T.V. Samulski, "Finite Element Computation of Electromagnetic Fields", IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol. 42, no. 10, pp. 1984-1991, October 1994.
- [Darwin] C. Darwin, "The Origin of Species by Means of Natural Selection", 1859.
- [Davis] L. Davis, "Handbook of Genetic Algorithms", Van Nostrand Reinhold, New York, 1991.
- [Deford] J.F. Deford and O.P. Gandhi, "An Impedance Method to Calculate Currents Induced in Biological Bodies Exposed to Quasi-Static Electromagnetic Fields", IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility, vol. EMC-27, no. 3, pp. 168-173, August 1985.
- [De Leo] R. De Leo, G.Cerri and F. Moglie, "Microstrip Patch Applicators", IEEE, pp. 524-527, 1989.
- [Desprez] D. Desprez, "Modélisation et caractérisation électromagnétiques et thermiques de nouveaux applicateurs en structure filaire pour l'hyperthermie micro-onde contrôlée par radiométrie micro-onde: application en cancérologie et urologie", Thèse présenté à l'I.E.M.N, pp.12-16, Septembre 1997.
- [Dhatt] G. Dhatt and G. Touzot, "Une présentation de la méthode des éléments finis", éditions Maloine, 1984.
- [Engquist] B. Engquist and A. Majda, "Absorbing Boundary Conditions for the Numerical Simulation of Waves", Math. Comp., vol. 31, pp. 629-651, 1977.
- [Esho] A Task Group Report of the European society for Hyperthermic Oncology "Treatment Planning and Modelling in Hyperthermia", Postgraduate School of Medical Physics II University of Rome 1992.
- [Esrick] M.A. Esrick and D.A. McRae, "The Effect of Hyperthermia-Induced Tissue Conductivity Changes on Electrical Impedance Temperature Mapping", Phys. Med. Biol. no. 39, pp. 133-144, 1994.

- [Feyerabend] T. Feyerabend, G.J. Wiedemann, B. Jager and H. Vesely, "Local Hyperthermia, Radiation, and Chemotherapy in Recurrent Breast Cancer is Feasible and Effective Except for Inflammatory Disease", *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* vol. 49, no. 5, pp. 1317-1325, 2001.
- [Flux2d] CEDRAT S.A, Grenoble, France.
- [Flux3d] CEDRAT S.A, Grenoble, France.
- [Fonseca] C.M. Fonseca and P.J. Fleming, "An Overview of Evolutionary Algorithms in Multiobjective Optimization", *Evolutionary computation*, vol. 3, n°1, p. 1-16, 1995.
- [Gabriel1] S. Gabriel, R.W. Lau and C. Gabriel, "The Dielectric Properties of Biological Tissues: II. Measurements in the Frequency Range 10 Hz to 20 GHz", *Phys. Med. Biol.* vol. 41, pp. 2251-2269, 1996.
- [Gabriel2] S. Gabriel, R.W. Lau and C. Gabriel, "The Dielectric Properties of Biological Tissues: III. Parametric Models for the Dielectric Spectrum of Tissues", *Phys. Med. Biol.* vol. 41, pp. 2271-2293, 1996.
- [Gandhi] O.P. Gandhi and G. Kang, "Calculation of Induced Current Densities for Humans by Magnetic Fields from Electronic Article Surveillance Devices", *Phys. Med. Biol.* vol. 46, pp. 2759-2771, 2001.
- [Gardan] Y. Gardan, "Mathématiques et CAO1: Méthode de base", éditions Hermes, 1987.
- [Goldberg] D. Goldberg, "Algorithmes génétiques", Adisson Wesley, 1994.
- [Goldberg2] D. Goldberg, "Genetic Algorithms in Search, Optimization, and Machine Learning", Adisson Wesley, Don Mills, 1989.
- [Habeck] M. Habeck, "Cancer Drog Delivery is Hot Stuff", *DDT*, vol. 6, no. 15, pp. 754, August 2001.
- [Hagmann] M.J. Hagmann, "Comments on Numerical Simulation of Annular-Phased Arrays of Dipoles for Hyperthermia of Deep-Seated Tumors", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 39, no. 12, pp. 1322-1324, December 1992.
- [Hart] F.X. Hart, "Use of a Spread Sheet to Calculate the Current-Density Distribution Produced in Human and Rat Models by Low-Frequency Electric Fields", *Bioelectromagnetics*, vol. 11, pp. 213-228, 1990.
- [Hayashi] N. Hayashi, K. Isaka, H. Tarao and Y. Yokoi, "Numerical Calculation of Induced Electric Filed and Currents on Simple Models of Multi-Medium Biological Systems Using the Impedance Method", 9th International Symposium on High Voltage Engineering, Austria, pp. 8355-1 8355-4, August 1995.

- [Hergt] R. Hergt, W. Andrä, C.G. d'Ambly, I. Hilger, W.A. Kaiser, U. Richter, and H.G. Schmidt, "Physical Limits of Hyperthermia Using Magnetite Fine Particles", IEEE Transactions on Magnetics, vol. 34, no. 5, pp. 3745-3754, September 1998.
- [Ho] H.S. Ho, "Safety of Metallic Implants in Magnetic Resonance Imaging", Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol. 14, pp. 472-477, 2001.
- [Holland] J. Holland, "Adaptation in Natural and Artificial Systems", The univ. of Michigan press, Ann Arbor, 1975.
- [Jayasundar1] R. Jayasundar, L.D. Hall and N.M. Bleehen, "RF Coils for Combined MR and Hyperthermia Studies: I. Hyperthermia Applicator as an MMR Coil", Magnetic Resonance Imaging, no. 19, pp. 111-116, 2001.
- [Jayasundar2] R. Jayasundar, L.D. Hall and N.M. Bleehen, "RF Coils for Combined MR and Hyperthermia Studies: II. MR Coil as an Hyperthermic Applicator", Magnetic Resonance Imaging, no. 19, pp. 117-122, 2001.
- [Johnson1] R.H. Johnson, A.W. Preece and J.L. Murfin, "Flexible Electromagnetic Hyperthermia Applicator", IEEE Engineering in Medicine & Biology Society 10TH annual international conference, pp. 1264-1265, 1988.
- [Johnson2] R.H. Johnson, A.W. Preece and J.L. Green, "Theoretical and Experimental Comparison of Three Types of Electromagnetic Hyperthermia Applicator", Phys. Med. Biol., vol. 35, no. 6, pp. 761-779, 1990.
- [Jordan] A. Jordan, R. Scholz, P. Wust and H. Fahling, "Magnetic Fluid Hyperthermia (MFH): Cancer Treatment with AC Magnetic Field Induced Excitation of Biocompatible Superparamagnetic Nanoparticles", Magnetic Resonance Imaging, no. 19, pp. 111-116, 2001.
- [Kaatee1] R. Kaatee, H. Crezee, B.P. Kanis and J.W. Lagendijk, "Spatial Temperature with a 27 MHz Current Source Interstitial Hyperthermia System", Journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology, vol. 37, no. 1, pp. 189-197, 1997.
- [Kaatee2] R. Kaatee, P. Nowak and J. Zee, "Clinical Thermometry, Using the 27 MHz Multi-Electrode Current-Source Interstitial Hyperthermia System in Brain Tumours", Journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology, no. 59, pp. 227-231, 2001.
- [Kanai] Y. Kanai, T. Tsukamoto, K. Toyama, Y. Saitoh, M. Miyakawa and T. Kashiwa, "Analysis of a Hyperthermic Treatment in a Reentrant Resonant Cavity Applicator by Solving Time – Dependent Electromagnetic – Heat Transfer Equations", IEEE Transactions on Magnetics, vol. 32, no. 3, pp. 1661-1664 May 1996.

- [Kato] H. Kato, J.W. Hand, M.V. Prior, M. Furukawa, O. Yamamoto and T. Ishida, "Control of Specific Absorption Rate Distribution Using Capacitive Electrodes and Inductive Aperture-Type Applicators: Implications for Radiofrequency Hyperthermia", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 38, no. 7, pp. 644-647, July 1991.
- [Krairiksh] M. Krairiksh, T. Wakabayashi and W. Kiranon, "A Spherical Slot Array Applicator for Medical Applications", *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 43, no. 1, pp. 78-86, January, 1995.
- [Kroeze] H. Kroeze, J.B Van de Kamer, A.A.C De Leeuw and J.J.W Lagendijk, "Regional hyperthermia applicator design using FDTD modelling", *Physics in Medicine and Biology*, vol. 46, pp. 1919-1935, 2001.
- [Lee] C.K. Lee, M.D. Chang and J.G. Rhee, "Clinical Experience Using 8 MHz Radiofrequency Capacitive Hyperthermia in Combination with Radiotherapy: Results of a Phase I/II Study", *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* vol. 32, no. 3, pp. 733-745, 1995.
- [Leigh] B.R. Leigh, B. Stea, R. Cassady, J Kittelson and T.C. Cetas, "Clinical Hyperthermia with a New Device: the Current Sheet Applicator", *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* vol. 30, no. 4, pp. 945-951, 1994.
- [Lin] W.L. Lin, W.C. Fan, J.Y. Yen, Y.Y Chien and M.J Shieh, "A Theoretical Study of cylindrical Ultrasound Transducers for Intracavitary Hyperthermia", *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* vol. 46, no. 5, pp. 1329-1336, 2000.
- [Lu] Y. Lu, J. Ying, T. Tan and K. Arichandran, "Electromagnetic and Thermal Simulations of 3-D Human Head Model under RF Radiation by Using the FDTD and FD Approches", *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 32, no. 3, pp. 1653-1656, May 1996.
- [Lynch1] D.R. Lynch and K.D. Paulsen, "Time-Domain Integration of the Maxwell Equations on Finite Elements", *IEEE Transactions on Antennas and propagation*, vol. 38, no. 12, pp. 1933-1942, December 1990.
- [Lynch2] D.R. Lynch, K.D. Paulsen and J.W Strohbehn, "Finite Element Solution of Maxwell's Equations for Hyperthermia Treatment Planning", *Journal of Computational*, vol. 58, pp. 246-269, 1985.
- [Mertens] R. Mertens, H.D. Gersem, R. Belmans and K. Hameyer, "An Algebraic Multigrid Method for Solving Very Large Electromagnetic Systems", *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 34, no. 5, pp. 3327-3330, September 1998.
- [Mur] G. Mur, "Edge Elements, their Advantages and their Disadvantages", *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 30, no. 5, pp. 3552-3557, September 1994.
- [Nagata] Y. Nagata, M. Hiraoka, Y. Nishimura and S. Masunaga "Clinical Results of Radiofrequency Hyperthermia for Malignant Liver Tumors", *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* vol. 38, no. 2, pp. 359-365, 1997.

- [Nédélec] J. C. Nédélec, "Mixed finite elements in $(r)^3$ ", Num. Math., vol.35, no.3, pp. 315-341, 1980
- [Nicolas] L. Nicolas, K.A. Connor, S.J. Salon, B.G. Ruth and L.F. Libelo, "Modélisation 2D par éléments finis des phénomènes micro-ondes en milieu ouvert", J. Phys. III, no. 2, pp. 2101-2114, November 1992.
- [Niederst] C. Niederst, "Mise au point et intégration en clinique d'un programme prévisionnel de calcul de la répartition du champ électrique et des températures induites par des applicateurs électromagnétiques externes", Thèse de doctorat, Université Paul Sabatier de Toulouse, 1997.
- [Nielsen] O.S. Nielsen, M. Horsman and J. Overgaard "A Future for Hyperthermia in Cancer Treatment?", European Journal of Cancer, vol. 37, pp. 1587-1589, 2001.
- [Okoniewski] M. Okoniewski, E. Okoniewska and M.A. Stuchly, "Three-Dimensional Subgridding Algorithm for FDTD", IEEE Transactions on Antennas and Propagation, vol. 45, no. 3, pp. 422-429, March 1997.
- [Pasciak] J.E. Pasciak, J. Gopalakrishnan and L. Demkowicz, "Analysis of Multigrid Algorithm for time Harmonic Maxwell Equations", 1991.
- [Paulsen] K.D. Paulsen, X. Jia and J.M. Sullivan, "Finite Element Computations of Specific Absorption Rates in Anatomically Conforming Full-Body Models for Hyperthermia Treatment Analysis", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 40, no. 9, pp. 933-945, September 1993.
- [Pennes] H.H. Pennes, "Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatures in the Resting Human Forearm", J. Physiol., no. 1, pp. 93-122, 1948.
- [Petit] R. Petit, "Ondes électromagnétiques en radioélectricité et en optique", Editions Massons, 1988.
- [Polk] C. Polk and J.H. Song, "Electric Fields Induced by Low Frequency Magnetic Fields in Inhomogeneous Biological Structures That Are Surrounded by an Electric Insulator", Bioelectromagnetics, vol. 11, pp. 235-249 1990.
- [Potheary] N.M. Potheary and C.J. Railton, "Finite Difference Time Domain Modelling of Hyperthermia Applicators for Cancer Therapy", IEEE MTT-S Digest, pp. 1151-1154, 1993.
- [Ratnajeevan] S. Ratnajeevan, H. Hoole, V. Sathiaselan and A. Tseng, "Computation of Hyperthermia-Sar Distribution in 3-D", IEEE Transactions on Magnetics, vol. 26, no. 2, pp. 1011-1014, March 1990.

- [Ressel] A. Ressel, O. Schmitt, C. Weiss and T. Feyerabend, "Therapeutic Outcome and Side-Effects After Radiotherapy, Chemotherapy and/or Hyperthermia Treatments of Head and Neck Tumour Xenografts", *European Journal of Cancer*, no. 38, pp. 594-601, 2002.
- [Reuter] C.E. Reuter, A. Taflove, V. Sathiaselan, M. Picket-May and B.B. Mittal, "Unexpected Physical Phenomena Indicated by FDTD Modeling of the Sigma-60 Deep Hyperthermia Applicator", *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 46, no. 4, pp. 313-319, April 1998.
- [Risse] O. Risse, C. Sengel and C. Arvieux, "Technical aspects of microwave thermotherapy", *Bioelectrochemistry and Bioenergetics*, no. 48, pp. 305-309, 1999.
- [Sareni] B. Saludjian, "Méthodes d'optimisation multimodales associées à la modélisation numérique en électromagnétisme", Thèse de doctorat, Ecole Centrale de Lyon, 1999.
- [Sekkak] A. Sekkak, V.N. Kanellopoulos, L. Pichon and A. Razek, "A Thermal and Electromagnetic Analysis in Biological Objects Using 3D Finite Elements and Absorbing Boundary Conditions", *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 31, no. 3, pp. 1865-1868, May 1995.
- [Senior] K. Senior, "Hyperthermia and hypoxia for cancer-cell destruction", *The Lancet Oncology*, vol. 2, september 2001.
- [Shaw] J.A. Shaw, C.H. Durney and D.A. Christensen, "Computer-Aided Design of Two-Dimensional Electric-Type Hyperthermia Applicators Using the Finite-Difference Time-Domain Method", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 38, no. 9, pp. 861-870, September 1991.
- [Stauffer] P.R. Stauffer, C.J. Diederich and D. Bozzo, "Conformal Array Microwave Applicator for Superficial Hyperthermia of Large Contoured Surfaces", *IEEE MTT-S Digest*, pp. 531-534, September 1994.
- [Sullivan1] D. Sullivan, "Mathematical Methods for treatment Planning in Deep Regional Hyperthermia", *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 39, no. 5, pp. 864-872, May 1991.
- [Sullivan2] D.M. Sullivan, "A Frequency-Dependent FDTD Method for Biological Applications", *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 40, no. 3, pp. 532-539, March 1992.
- [Sullivan3] D. Sullivan, "Three-Dimensional Computer Simulation in Deep Regional Hyperthermia Using the Finite-Difference Time-Domain Method", *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 38, no. 2, pp. 204-211, February 1990.

- [Tarao] H. Tarao, N. Hayashi and K. Isaka, "Improved Impedance Method for the Calculation of Electric Fields Induced in Simple Biological Structures by ELF Magnetic Field", 10th International Symposium on High Voltage Engineering, Canada, pp. 77-80, August 1997.
- [Tekieli] P. Tekieli, "Définition d'un système d'hyperthermie profonde anticancéreuse induite par couplage de deux guides d'ondes à 27,12MHz", Thèse Institut National Polytechnique de Lorraine, 1996.
- [Vasconcelos] J.A. Vasconcelos, "Optimisation de forme des structures électromagnétiques", Thèse de doctorat, Ecole Centrale de Lyon, 1994.
- [Vera] A. Vera-Hernandez, "Contribution à l'étude d'un système d'hyperthermie profonde en cancérologie: Automatisation du traitement du signal, modélisation de la distribution et de l'absorption du champ électrique à 27,12MHz dans les tissus simulés", Thèse présenté à l'INPL, Juin 1999.
- [Vrba] J. Vrba, M. LapesSchmitt and L. Oppl, "Technical Aspects of Microwave Thermotherapy", Bioelectrochemistry and Bioenergetics, no. 48, pp. 305-309, 1999.
- [Webb] J.P. Webb, "Edge Elements and What They Can Do for You", IEEE Transactions on Magnetics, vol. 29, no. 2, pp.1460-1465, March 1993.
- [Wiersma] J. Wiersma, R.A.M. Van Maarseveen and J.D.P. Van Dijk, "A Flexible Optimization Tool for Hyperthermia Treatments with RF Phased Array Systems", Int. J. Hyperthermia, vol. 18, n°2, pp. 73-85, 2002.
- [Wong] M.F. Wong, O. Picon and V.F. Hanna, "Résolution par éléments finis des équations de Maxwell dans les problèmes de jonctions et cavités micro-ondes", J. Phys. III, vol. 2, pp. 2083-2099, 1992.
- [Wust1] P. Wust, J. Nadobny, M. Seebass, D. Stalling, J. Gellermann, H.C. Hege, P. Deuflhard and R. Felix, "Influence of patient models and numerical methods on predicted power deposition patterns", Int. J. Hyperthermia, vol. 15, no. 6, pp. 519-540, 1999.
- [Wust2] P. Wust, M. Seebass, J. Nadobny, P. Deuflhard, G. Monich and R. Felix , "Simulation Studies Promote Technological Development of Radiofrequency Phased Array Hyperthermia", Int. J. Hyperthermia, vol. 12, pp. 477-494, 1996.
- [Yao] J.L Yao Bi N'guessan, "Méthode des éléments finis mixtes et conditions aux limites absorbantes pour la modélisation des phénomènes électromagnétiques hyperfréquences", Thèse Ecole Centrale de Lyon, 1995.
- [Yee] K.S. Yee, "Numerical Solution of Initial Boundary-Value Problems Involving Maxwell's equations in Isotropic Media", IEEE Transactions on Antennas and Propagation, vol. AP-14, pp. 302-307, 1966.

- [Yeh] M. Yeh, B.S. Trembly, E.B Douple, T.P. Ryan, P.J. Hoopes, E. Jonsson and J.A. Heaney, "Theoretical and Experimental Analysis of Air Cooling for Intracavitary Microwave Hyperthermia Applicators", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 41, no. 9, pp. 874-882, September 1994.
- [Yuwen] L. Yuwen, W. Cunxin, Z. Congyi and W. Haixiang, "Microcalorimetric Study of the Metabolism of U-937 Cells Undergoing Apoptosis Induced by the Combined Treatment of Hyperthermia and Chemotherapy", Journal of Thermal Biology , no. 27, pp. 129-135, 2002.
- [Zee] J.V. Zee, J.N. Peer-Valstar and P. Rietveld, "Practical Limitations of Interstitial Thermometry During Deep Hyperthermia", Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. vol. 40, no. 5, pp. 1205-1.

ANNEXES

ANNEXE A : Propriétés électromagnétiques des tissus pour une fréquence de 27,12 MHz [Gabriel1], [Gabriel2].

Tissus	Permittivité relative $\epsilon_{réelle}$	Conductivité σ (S/m)
Air	1	0
Aorte	88,796	0,37493
Vessie	31,46	0,27639
Sang	126,63	1,1582
Vaisseau sanguin	88,796	0,37493
Os cortical	21,784	0,051577
Moelle osseuse	10,453	0,017186
Substance grise	163,34	0,4126
Substance blanche	106,4	0,22545
Cartilage	90,193	0,4132
Cervelet	219,8	0,56883
Liquide céphalo-rachidien	106,23	2,0155
Colon	140,36	0,56613
Cornée	128,65	0,93869
Duodénum	119,21	0,83775
Dure mère	121,6	0,62962
Enveloppe externe de l'œil	104,6	0,84384
Graisse	8,452	0,032923
Vésicule biliaire	96,338	0,91581
Bile	116,56	1,4192
Glande	93,908	0,75079
Cœur	158,65	0,58811
Rein	187,89	0,62454
Foie	119,68	0,38203
Poumon dégonflé	103,36	0,48451
Poumon gonflé	57,681	0,25944
Lymphes	93,908	0,75079
Muqueuse	114,45	0,42777
Muscle	95,764	0,65417
Ongle	21,784	0,051577
Nerf	81,936	0,26797
Œsophage	119,21	0,83775
Ovaire	170,01	0,56859
Pancréas	93,908	0,75079
Prostate	120,06	0,83836
Rétine	104,6	0,84384
Peau sèche	165,03	0,32887

Peau Mouillée	114,45	0,42777
Intestin grêle	202,49	1,4765
Moelle épinière	81,936	0,26797
Rate	188,24	0,63771
Estomac	119,21	0,83775
Tendon	78,203	0,43963
Testicule	120,06	0,83836
Thymus	93,908	0,75079
Thyroïde	93,908	0,75079
Langue	104,6	0,61331
Dent	21,784	0,051577
Trachée	80,488	0,49554
Utérus	143,98	0,84776
Humeur vitrée	69,314	1,5024

ANNEXE B : Propriétés électromagnétiques des tissus pour une fréquence de 110 MHz [Gabriel1], [Gabriel2].

Tissus	Permittivité relative $\epsilon_{réelle}$	Conductivité σ (S/m)
Air	1	0
Aorte	58,218	0,46848
Vessie	22,327	0,29547
Sang	75,293	1,2389
Vaisseau sanguin	58,218	0,46848
Os cortical	15,05	0,065444
Moelle osseuse	6,3804	0,023076
Substance grise	77,382	0,56991
Substance blanche	55,025	0,33098
Cartilage	54,586	0,47976
Cervelet	85,578	0,80539
Liquide céphalo-rachidien	86,995	2,1255
Colon	79,648	0,68957
Cornée	74,151	1,0451
Duodénum	76,647	0,90465
Dure mère	58,571	0,74276
Enveloppe externe de l'œil	66,689	0,9095
Graisse	6,0096	0,036513
Vésicule biliaire	77,091	1,0247
Bile	92,579	1,555
Glande	67,968	0,798
Cœur	88,131	0,74551
Rein	94,617	0,82642
Foie	67,065	0,49617
Poumon dégonflé	65,727	0,56519
Poumon gonflé	30,743	0,30945
Lymphes	67,968	0,798
Muqueuse	64,165	0,53115
Muscle	64,947	0,71199
Ongle	15,05	0,065444
Nerf	45,952	0,34409
Œsophage	76,647	0,90465
Ovaire	83,927	0,76622
Pancréas	67,968	0,798
Prostate	74,156	0,91675
Rétine	66,689	0,9095
Peau sèche	69,819	0,50328
Peau Mouillée	64,165	0,53115
Intestin grêle	92,997	1,6697
Moelle épinière	45,952	0,34409
Rate	87,438	0,81436
Estomac	76,647	0,90465

Tendon	53,053	0,49348
Testicule	74,156	0,91675
Thymus	67,968	0,798
Thyroïde	67,968	0,798
Langue	66,689	0,67897
Dent	15,05	0,065444
Trachée	51,977	0,55206
Utérus	78,079	0,94951
Humeur vitrée	69,073	1,5046

ANNEXE C : Propriétés électromagnétiques des tissus pour une fréquence de 900 MHz [Gabriel1], [Gabriel2].

Tissus	Permittivité relative $\epsilon_{r\text{réelle}}$	Conductivité $\sigma(\text{S/m})$
Air	1	0
Aorte	44,775	0,69612
Vessie	18,936	0,38308
Sang	61,36	1,5379
Vaisseau sanguin	44,775	0,69162
Os cortical	12,454	0,14331
Moelle osseuse	5,5043	0,040208
Substance grise	52,725	0,94227
Substance blanche	38,886	0,59079
Cartilage	42,653	0,78239
Cervelet	49,444	1,2628
Liquide céphalo-rachidien	68,638	2,4126
Colon	57,94	1,0799
Cornée	55,235	1,3943
Duodénum	65,062	1,1867
Dure mère	44,426	0,96114
Enveloppe externe de l'œil	55,271	1,1668
Graisse	5,462	0,051043
Vésicule biliaire	59,142	1,2569
Bile	70,188	1,8383
Glande	59,684	1,0385
Cœur	59,893	1,2298
Rein	58,675	1,3921
Foie	46,833	0,85497
Poumon dégonflé	51,424	0,85798
Poumon gonflé	22	0,4567
Lymphes	59,684	1,035
Muqueuse	46,08	0,84465
Muscle	55,032	0,94294
Ongle	12,454	0,14331
Nerf	32,531	0,57369
Œsophage	65,062	1,1867
Ovaire	50,471	1,2904
Pancréas	59,684	1,0385
Prostate	60,553	1,2096
Rétine	55,271	1,1668
Peau sèche	41,405	0,86674
Peau Mouillée	46,08	0,84465
Intestin grêle	59,488	2,1652
Moelle épinière	32,531	0,57369
Rate	57,178	1,2727
Estomac	65,062	1,1867

Tendon	45,825	0,71839
Testicule	60,553	1,2096
Thymus	59,684	1,0385
Thyroïde	59,684	1,0385
Langue	55,271	0,93631
Dent	12,454	0,14331
Trachée	42,008	0,77112
Utérus	61,115	1,2699
Humeur vitrée	68,902	1,6362

TITRE : Modélisation par éléments finis des phénomènes électromagnétiques en hyperthermie et optimisation des applicateurs.

Mots clés : hyperthermie, oncologie, SAR, éléments finis d'arête, optimisation, algorithmes génétiques.

Résumé

L'hyperthermie est une thérapie utilisée pour le traitement des tumeurs cancéreuses. Elle consiste à élever la température des cellules cancéreuses à des niveaux thérapeutiques compris entre 42 et 45 °C. Cette élévation de température est obtenue en soumettant localement le patient à un champ radiofréquence pour les tumeurs profondes ou micro-ondes pour les tumeurs superficielles.

Afin de développer un programme de planification du traitement, un modèle numérique 3D basé sur les éléments finis d'arête a été mis au point. Ce modèle permet de calculer la répartition du taux spécifique d'absorption (SAR) dans le patient lors du traitement par hyperthermie. Les résultats obtenus à partir de ce modèle éléments finis ont été comparés à des mesures expérimentales réalisées sur un fantôme présentant des caractéristiques électromagnétiques équivalentes aux tissus musculaires. Cette comparaison effectuée à une fréquence de rayonnement égale à 27,12 MHz a montré une bonne cohérence entre les résultats obtenus numériquement et expérimentalement.

Une procédure d'optimisation par algorithme génétique du SAR dans le patient a été associée au modèle éléments finis. Le programme développé permet d'obtenir une meilleure répartition du SAR au niveau du volume tumoral. Deux dispositifs d'hyperthermie fonctionnant respectivement à 27,12 MHz et 110 MHz ont été modélisés ainsi que la géométrie du patient issue de coupes scanner. La distribution de SAR dans le patient a été optimisée pour ces deux dispositifs.

TITLE : Modelling of electromagnetic fields with finite elements in hyperthermia and optimization of the applicators

Keywords : hyperthermia, oncology, SAR, edge elements, optimization, genetic algorithms.

Direction de recherche

Monsieur Laurent Nicolas, Directeur de recherche CNRS
CEntre de Génie Électrique de Lyon (CEGELY)
UMR – CNRS 5005
École Centrale de Lyon
69134 Ecully Cedex – France