



Titre: Chauffage radiofréquence de disques intervertébraux : comparaison de différents cathéters à l'aide de modèles numériques
Title:

Auteur: Abdallah Alaya
Author:

Date: 2002

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Alaya, A. (2002). Chauffage radiofréquence de disques intervertébraux : comparaison de différents cathéters à l'aide de modèles numériques [Master's thesis, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie.
Citation: <https://publications.polymtl.ca/7099/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/7099/>
PolyPublie URL:

Directeurs de recherche: Pierre Savard
Advisors:

Programme: Unspecified
Program:

NOTE TO USERS

Page(s) missing in number only; text follows. Page(s) were scanned as received.

ii - iii

This reproduction is the best copy available.

UMI[®]

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

CHAUFFAGE RADIOFRÉQUENCE DE DISQUES INTERVERTÉBRAUX :
COMPARAISON DE DIFFÉRENTS CATHÉTERS À L'AIDE DE MODÈLES
NUMÉRIQUES

ALAYA ABDALLAH
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION DU DIPLÔME DE
MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)
DÉCEMBRE 2002



National Library
of Canada

Acquisitions and
Bibliographic Services

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque nationale
du Canada

Acquisitions et
services bibliographiques

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

Our file Notre référence

The author has granted a non-exclusive licence allowing the National Library of Canada to reproduce, loan, distribute or sell copies of this thesis in microform, paper or electronic formats.

The author retains ownership of the copyright in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque nationale du Canada de reproduire, prêter, distribuer ou vendre des copies de cette thèse sous la forme de microfiche/film, de reproduction sur papier ou sur format électronique.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur qui protège cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

0-612-81709-1

Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

CHAUFFAGE RADIOFRÉQUENCE DE DISQUES INTERVERTÉBRAUX :
COMPARAISON DE DIFFÉRENTS CATHÉTERS À L'AIDE DE MODÈLES
NUMÉRIQUES

Présenté par : Abdallah ALAYA

En vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

A été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. Ramesh GULRAJANI, Ph.D., membre et président du jury

M. Pierre SAVARD, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. Aboufazi SHIRAZI-ADL, Ph.D., membre

Remerciements

J'aimerais remercier mon directeur de recherche, Pierre Savard, de m'avoir accompagné tout au long de ce mémoire. Merci pour les heures de travail en commun et les diverses discussions qui ont amené ce projet à terme, pour sa disponibilité malgré son horaire chargé, et pour ses conseils judicieux sur la méthodologie de travail.

Merci à Ahmed Khébir de m'avoir poussé sur la voie de la modélisation et de la simulation numérique. Merci pour ses conseils, ses idées innovatrices et son ouverture d'esprit.

Merci à Mark Leung pour ses diverses collaborations et suggestions dans le projet.

Merci à Sana et Sonia de leur patience tout au long de ce travail.

J'aimerais remercier aussi mon frère Tahar pour son insistance pour que ce travail soit fini le plus tôt possible et de son aide durable. Merci à toute la famille pour leur soutien moral.

Enfin, un grand merci à ma mère qui à chaque appel téléphonique me demandait si j'avais fini mon travail.

Résumé

La lombalgie est une pathologie qui figure au premier rang des affections limitant l'activité parmi la population active. C'est la principale cause des arrêts de travail dans le secteur manufacturier. Le chauffage radiofréquence (RF) du disque intervertébral est un nouveau traitement de la lombalgie qui a déjà démontré son efficacité dans le cadre de quelques études cliniques. Toutefois, les modalités de ce traitement, comme la forme et l'emplacement des électrodes destinées à appliquer l'énergie RF, peuvent être mieux définies pour que le chauffage soit optimum, qu'il n'endommage pas les nerfs et ne génère pas d'effets secondaires. À notre connaissance, il n'existe pas d'étude publiée qui compare les différentes modalités de chauffage RF du disque intervertébral. Notre travail a donc consisté à réaliser des modèles numériques pour simuler les distributions de température produites par différents types de cathéters. Le premier modèle est un cylindre homogène comportant un cathéter cylindrique coaxial; le second modèle, plus réaliste, comporte un disque incluant le *nucleus pulposus* et l'*annulus fibrosus*, ainsi que les deux vertèbres adjacentes. Ces modèles permettent de calculer les distributions de potentiel et de température à l'aide de la méthode des éléments finis. Pour le modèle cylindrique, nous avons trouvé une excellente correspondance entre les températures calculées par la méthode des éléments finis et celles calculées par la méthode analytique. Pour les deux modèles, nous avons observé que les lésions thermiques les plus étendues sont produites : 1) par un courant RF circulant dans le tissu, plutôt que par un courant confiné dans le cathéter; 2) en refroidissant les électrodes utilisées pour injecter le courant RF dans le tissu; 3) en utilisant des électrodes plus larges et plus longues. De plus, une configuration d'électrodes bipolaires produit une distribution de température homogène lorsque les électrodes sont refroidies et placées symétriquement dans le disque. Nous concluons que notre approche nous permet de comparer effectivement les distributions de températures produites par différentes

modalités, mais qu'elle ne nous permet pas de prédire l'étendue du dommage thermique des tissus, ce qui nécessiterait des études expérimentales.

Abstract

Low back pain is one of the most common causes of disability affecting the working population. It is the principal cause of work loss in the industrial sector. Radiofrequency (RF) heating of the intervertebral discs is a new treatment for low back pain that has already demonstrated its effectiveness in some clinical studies. However, the modalities of this treatment, such as the shape and placement of the RF electrodes, could be better defined so as to optimise the temperature distributions, minimise damage to the nerves and minimise other side effects. To our knowledge, no published study has compared the different modalities of RF heating of the intervertebral disc. This work presents computer models to simulate temperature distributions produced by different types of RF catheters inserted inside intervertebral discs. The first model is an homogeneous cylinder with a coaxial probe and the second more realistic model consists of one disc (including the nucleus pulposus and annulus fibrosus), its two adjacent vertebrae and the surrounding tissue. These models permitted the calculation of the potential and temperature distributions using the finite element method (FEM). For the cylindrical model, we found an excellent match between the temperature curves obtained by FEM and those computed with analytical equations. In both cylindrical and realistic models, we observed that larger thermal lesions are produced : 1) by RF currents flowing in the tissue, than when RF currents are confined within the catheter; 2) by cooling the electrode which is used to deliver the RF current to the tissue; 3) by using larger electrodes. Additionally, a bipolar electrode configuration which was evaluated in the realistic model, produced an extended region of uniform temperature rise when the two electrodes were cooled and placed symmetrically inside the disc. We conclude that our modeling approach allows us to effectively compare the temperature distributions for different modalities in the same setting, but not to predict the exact extent of the thermal damage.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS.....	IV
RÉSUMÉ.....	V
ABSTRACT	VII
TABLES DES MATIÈRES	VIII
LISTE DES TABLEAUX	XI
LISTE DES FIGURES	XII
CHAPITRE 1 : INTRODUCTION	1
CHAPITRE 2 : REVUE DE LITTÉRATURE.....	5
2.1 Introduction.....	5
2.2 Anatomie.....	5
2.2.1 La colonne vertébrale.....	5
2.2.2 La colonne lombaire.....	7
2.2.3 La vertèbre type.....	7
2.2.4 La vertèbre lombaire.....	8
2.2.5 La vertèbre dorsale.....	9
2.2.6 La vertèbre cervicale.....	10
2.3 Le disque intervertébral.....	11
2.3.1 Le nucleus pulposus.....	13
2.3.2 L'annulus fibrosus.....	14
2.3.3 Phénomène d'absorption des chocs.....	16
2.3.4 Les plaques vertébrales.....	17
2.4 Pathologie.....	17
2.4.1 Changement avec l'âge.....	17
2.4.2 Douleur du disque.....	18
2.4.3 l'hernie discale.....	19

2.4.4 La sténose lombaire.....	20
2.4.5 Glissement des vertèbres.....	21
2.5 Les traitements.....	21
2.5.1 Traitement conservateur.....	21
2.5.2 Programme de restauration fonctionnelle.....	22
2.5.3 Traitement chirurgical.....	22
2.5.4 Traitement par chimionucléolyse.....	22
2.5.5 Traitement par nucléotomie percutanée.....	23
2.5.6 Traitement par fusion.....	23
2.5.7 Les complications chirurgicales.....	24
2.5.8 Traitement par radiofréquence.....	24
CHAPITRE 3 : LES MÉTHODES NUMÉRIQUES.....	26
3.1 Introduction.....	26
3.2 Les méthodes de résolution.....	27
3.2.1 La méthode analytique pour le chauffage du disque intervertébral par un courant RF.....	27
3.2.2 La méthode nodale des éléments finis.....	32
3.2.2.1 Élément tétraédrique linéaire.....	32
3.2.2.2 Les coordonnées volumétriques.....	33
3.2.2.3 Interpolation de l'élément.....	34
3.2.2.4 Les fonctions de base ou de forme (« shape functions »)	35
3.3 Formulation de la méthode.....	36
3.3.1 Formulation selon la méthode de Ritz-Galerkin.....	36
3.3.1.1 Dérivation de l'équation élémentaire.....	36
3.3.1.2 Assemblage pour former le système d'équation.....	37
3.3.1.3 Conditions frontières.....	37
3.3.1.4 Maillage du domaine d'intérêt.....	38
3.4 Simulation numérique.....	39

3.4.1 La géométrie du modèle.....	39
3.4.2 Le problème électrique.....	40
3.4.3 Le problème thermique.....	41
3.4.4 Les conditions frontières.....	42
CHAPITRE 4: ARTICLE: RF HEATING OF INTERVERTEBRAL DISCS :	
COMPARISON OF DIFFERENT CATHETERS WITH A 3D	
FINITE ELEMENT MODELS.....	43
Abstract.....	45
I Introduction.....	45
II Methods	47
A. Governing equations.....	47
B. Finite element model.....	48
C. Boundary Conditions.....	50
III Numerical Results.....	51
A. Cylindrical model	51
B. Realistic model with rod catheter	52
C. Electrode radius	54
D. Bipolar electrode.....	56
IV Discussion.....	57
V Conclusions.....	59
VI Références.....	59
5. DISCUSSION ET CONCLUSION.....	67
6. RÉFÉRENCES.....	69

Liste des tableaux

Tableau 2.1: Hauteur moyenne des disques.....	12
Tableau 4.1 : Model parameters.....	50

Liste des figures

Figure 2.1 : Schéma de la colonne vertébrale	6
Figure 2.2 : Schéma de la vertèbre type	7
Figure 2.3 : Schéma de la vertèbre lombaire.....	9
Figure 2.4 : Schéma de la vertèbre dorsale.....	10
Figure 2.5 : Schéma de la vertèbre cervicale.....	11
Figure 2.6 : Schéma du disque intervertébral.....	13
Figure 2.7 : L'annulus fibrosus et le nucleus pulposus	15
Figure 2.8 : L'orientation des fibres dans les lamelles.....	15
Figure 2.9 : Dilatation radiale de l'annulus quand le nucleus est sous pression	16
Figure 2.10 : Classification des disques herniés.....	20
Figure 3.1 : Deux modalités de chauffage pour la même température du cathéter	30
Figure 3.2 : Deux modalités de chauffage avec la même puissance.	31
Figure 3.3 : Élément tétraédrique à quatre nœuds.....	33
Figure 3.4 : Un modèle maillé.....	38
Figure 3.5 : Géométrie d'un modèle simple avec cathéter.....	40
Figure 4.1 : Top view and frontal section of the FEM model comprising one disc and two adjacent vertebra.....	50
Figure 4.2 : Cylindrical model.....	52
Figure 4.3 : Realistic model with rod catheter.....	53
Figure 4.4 : Realistic model with rod catheter	54
Figure 4.5 : Realistic model for different radii of rod catheter.....	55
Figure 4.6 : Realistic model with different electrode lengths.....	55
Figure 4.7 : Realistic model with bipolar electrodes.....	56
Figure 4.8 : Realistic model with asymmetric bipolar electrodes.....	57

Chapitre 1

INTRODUCTION

L'alimentation, les habitudes de vie, le vieillissement de la population ainsi que d'autres causes ont pour effet l'apparition et la multiplication de diverses maladies dont les plus importantes sont les maladies cardiaques, le cancer et les troubles musculo- squelettiques comme les maux de dos. Face à cette situation, la médecine a accompli (et ne cesse d'accomplir) des progrès énormes et tente sans relâche d'apporter des réponses aux questions et de soulager les souffrances des patients. Ceci est rendu possible grâce à plusieurs méthodes de recherche, notamment, la modélisation.

La modélisation est une méthode pratique et économique pour comprendre les fonctions de l'organisme vivant en construisant un modèle qui reproduit ce fonctionnement le plus précisément possible. La modélisation permet d'expérimenter, de modifier et de simuler les différents cas de maladies (arythmie cardiaque, lombalgies) en utilisant des approches théoriques tout en respectant des considérations d'ordre éthique et financier.

S'il est un domaine où ces affirmations sont vraiment d'actualité, c'est celui de la lombalgie. Les douleurs de la colonne vertébrale sont une des plaies de la société moderne et constituent un grand dilemme pour la profession médicale. À travers le monde, 60% à 80% de la population présentent, ou présenteront, des lombalgies à un moment donné durant leur vie, et 2% à 5% en souffrent régulièrement (Organisation Mondiale de la Santé). Aux États-Unis, la douleur lombaire occupe la cinquième place pour les consultations médicales (données de 1990) et est la cause la plus commune d'invalidité des gens appartenant à la population active. Le coût total annuel, aux États-Unis, pour les soins médicaux et les pertes de productivité est à l'ordre de 24 milliards de \$ (Houpt et al., 1996).

Bien que la recherche clinique et expérimentale sur la lombalgie ait été extensive, il n'y a aucun consensus sur le mécanisme de ce désordre et la lombalgie est généralement traitée empiriquement. Certaines causes de la douleur dorsale sont connues (10% à 20% des cas). C'est notamment le cas du syndrome de compactage des nerfs causé par des disques intervertébraux dégénérés. Dans la majorité des cas, cependant, il est difficile de définir une lésion anatomique ou une anomalie spécifique responsable de la douleur. Il est ainsi difficile de la contrôler d'une manière efficace. L'on comprend dans ces conditions le nombre élevé de travaux et de publications que les scientifiques consacrent chaque année à l'étude de ce sujet. En effet, la littérature scientifique ne manque pas et les études expérimentales s'y rattachant sont abondantes.

Dans ce mémoire, nous étudierons une nouvelle modalité de traitement des lombalgies qui consiste à insérer une sonde à l'intérieur des disques intervertébraux de façon à chauffer ces disques à l'aide d'énergie radiofréquence (RF).

Dans le but d'évaluer l'efficacité de ce nouveau traitement par électrothérapie, des études ont été menées auprès de patients qui souffrent de douleurs chroniques telles que la douleur de la jambe ou les douleurs des disques herniés. Les patients ont été sélectionnés selon des critères bien précis et les périodes de suivis médicaux variaient de 6 mois à deux ans. D'une façon générale, le taux de satisfaction et de rétablissement des patients ont été encourageants (de 63% à 97%) (Mc Graw et al., 2001) sauf qu'on ne connaît pas exactement le mécanisme de guérison (Derby et al., 1999). Est-ce une réduction dans la sensibilité des nerfs ou une modification dans la structure des disques? D'autres études ont montré que l'habileté fonctionnelle des patients a augmenté et les douleurs ont diminués à la suite de ce traitement (Maurer et al., 2000).

Notre travail portera sur le choix d'une modalité de chauffage RF optimale. Cette question ne s'est pas posée que dans le domaine de la lombalgie. Elle s'est posée également en cardiologie avec le développement de l'ablation des arythmies cardiaques par cathéter RF. Les recherches dans ce dernier domaine sont très intéressantes et méritent que l'on s'y attarde quelque peu dans la mesure où les résultats pourraient être transposés au domaine de la lombalgie.

Depuis les années 90, l'ablation par cathéter RF a fait preuve de beaucoup de succès chez les patients qui souffrent d'arythmies cardiaques. Cette technique s'est avérée fort populaire à cause de son taux de succès qui atteint le 95%. Cette méthode a envahi la pratique clinique et a remplacé la chirurgie des arythmies. Plusieurs travaux ont été réalisés (Kaouk et al., 1996; Labonté, 1994; Shahidi et al., 1994) dans le but de mettre au point la méthode et d'évaluer les différentes modalités du chauffage des tissus. Cette technique consiste à introduire, sous anesthésie locale et inspection fluoroscopique, un cathéter dans une veine ou une artère et à le faire avancer jusqu'aux chambres cardiaques de manière à ce que le bout du cathéter puisse atteindre le site arythmogène. Une fois près de ce site, on injecte un courant RF via l'électrode du cathéter, qui crée une petite lésion et détruit le tissu anormal.

Notre travail de recherche a pour but de faire le point sur les connaissances fondamentales qu'on a acquises concernant l'utilisation de cathéter RF pour le traitement des arythmies cardiaques et de les faire évoluer de façon à les appliquer pour les lombalgies. Le chauffage RF du disque intervertébral est une nouvelle option encore peu connue. Il faut donc prendre en conséquence la forme et l'emplacement des électrodes du cathéter pour que le chauffage soit optimum, qu'il n'endommage pas les nerfs et ne génère pas d'effets secondaires.

L'objectif de cette étude consiste d'abord à concevoir un modèle qui représente deux vertèbres de la colonne vertébrale, au niveau lombaire, ainsi que leur disque intervertébral pour ensuite étudier la distribution de la température durant le chauffage par cathéter RF et finalement analyser les différents types de chauffage.

CHAPITRE 2

REVUE DE LITTÉRATURE

2.1 Introduction

Le dos est presque tout le temps sollicité pour accomplir différentes tâches quotidiennes allant des plus simples aux plus exigeantes : transporter des charges, pivoter, se plier, etc. Au fil des ans, ces efforts physiques contribuent à l'apparition de problèmes graves pour le dos, qu'on appelle lombalgies. Les maux de dos sont considérés comme une énigme. Ils ont d'énormes conséquences socio-économiques et on estime que 60% à 90% de la population adulte souffre ou a souffert de lombalgies.

Cette pathologie figure au premier rang des affections limitant l'activité avant l'âge de 45 ans et est responsable de près de 20% des arrêts de travail en France et en Belgique (Organisation Mondiale de la Santé). En 1993 en Grande-Bretagne, environ deux millions de personnes ont eu une lombalgie chronique. Ces lombalgies furent la première cause d'absence au travail et coûtèrent à peu près 3.8 milliards de livre en soins de santé et absences au travail (Julian et al., 1997). Il en est de même aux États-Unis où presque 20% de la population active est touché par ce fléau.

Avant de discuter des traitements et des principales causes de cette maladie, nous présenterons une description générale de la colonne vertébrale.

2.2 Anatomie

La colonne vertébrale : Elle est constituée de 32 vertèbres appartenant à trois groupes distincts et deux régions composées : le sacrum, fait de cinq vertèbres fusionnées, et le coccyx composé de quatre vertèbres fusionnées. Parmi les 24

vertèbres séparées il y a sept vertèbres cervicales , douze thoraciques (dorsales) et 5 lombaires. (voir la figure suivante)

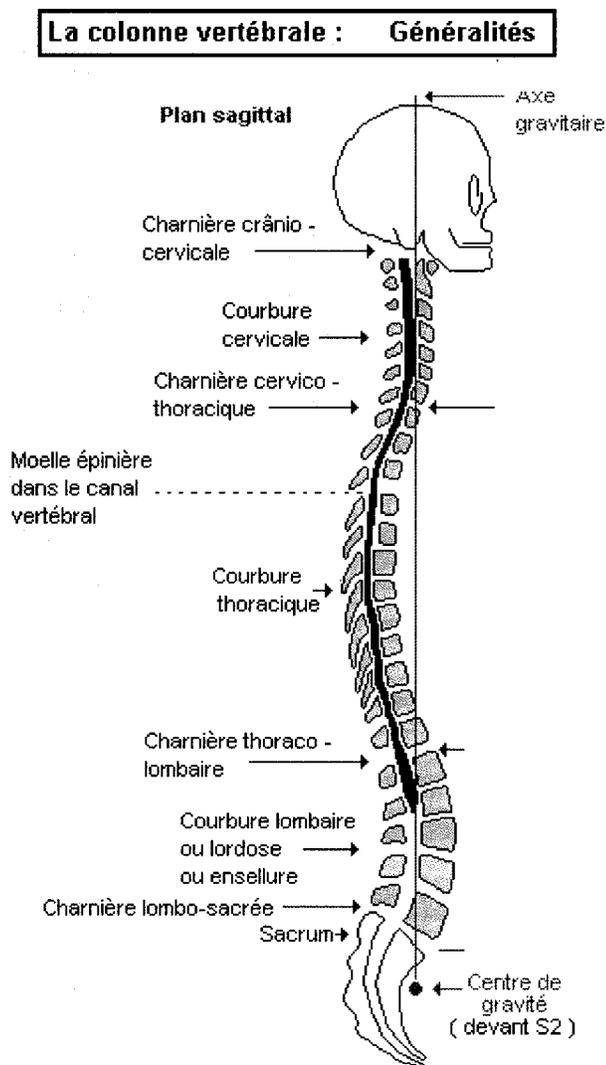


Figure 2.1 : Schéma de la colonne vertébrale¹

¹ Les figures 2.1, 2.2, 2.3, 2.4 et 2.5 ont été prise du site web : www.anatomie-humaine.com

La Colonne lombaire :

La colonne lombaire contient 5 vertèbres qui reposent sur le sacrum. Ces segments osseux agissent en tant que connexions pour les ligaments et protègent le cordon médullaire inférieur et les racines lombaires des nerfs. Puisque les vertèbres lombaires sont situées entre le bassin et le torse supérieur, le degré d'effort supporté est important et peut avoir pour conséquence des surluxations vertébrales fréquentes (déviations d'alignement). Ces surluxations, ainsi qu'une biomécanique défectueuse de l'épine inférieure, peuvent causer des dommages dégénératifs irréversibles.

La vertèbre type

La vertèbre type, ou schématique, est constituée de deux parties très différentes : le corps vertébral en avant et l'arc postérieur en arrière.

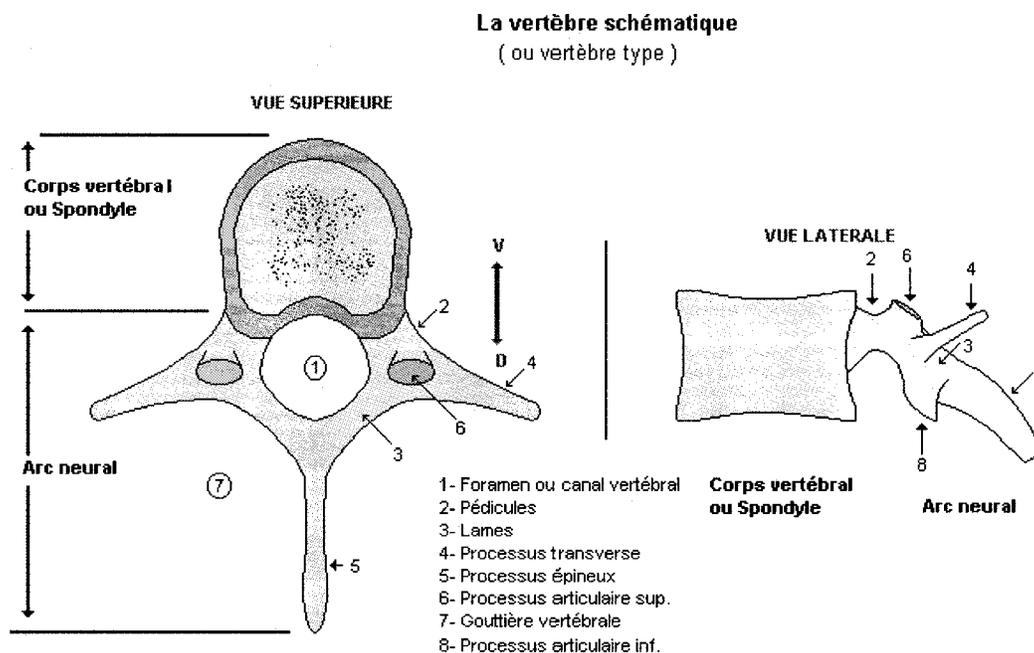


Figure 2.2 : Schéma d'une vertèbre type

Le corps vertébral : de forme cylindrique, il est moins haut que large, est aplati dans sa partie postérieure. Sa circonférence est excavée en une gouttière horizontale au niveau des faces antérieures et latérales; elle est percée de nombreux trous pour la pénétration des artères.

Au niveau de la face postérieure se trouvent deux orifices de sortie veineuse. Dans les régions postéro-latérales, près du plateau supérieur, se trouvent deux épaisses couches d'os compact où l'arc postérieur s'implante par l'intermédiaire des pédicules. Les pédicules sont prolongés en arrière par les lames, qui se réunissent sur la ligne médiane pour servir de base à l'apophyse épineuse. A la jonction pédicule-lame, se trouvent les massifs inter-apophysaires qui supportent plusieurs apophyses et forment une collerette osseuse à peu près verticale. Les plateaux supérieurs et inférieurs sont recouverts de cartilage. Ces plateaux cartilagineux sont la zone productive des corps vertébraux et permettent leur croissance en hauteur.

La vertèbre lombaire : Elle est plus volumineuse que la vertèbre type car elle subit des contraintes plus importantes. Sa taille croît également de L1 à L5. Son corps vertébral est plus développé transversalement que d'avant en arrière et il est plus large que haut. La périphérie du corps est profondément excavée en gouttière horizontale, sauf en arrière où elle est presque plate.

La vertèbre lombaire

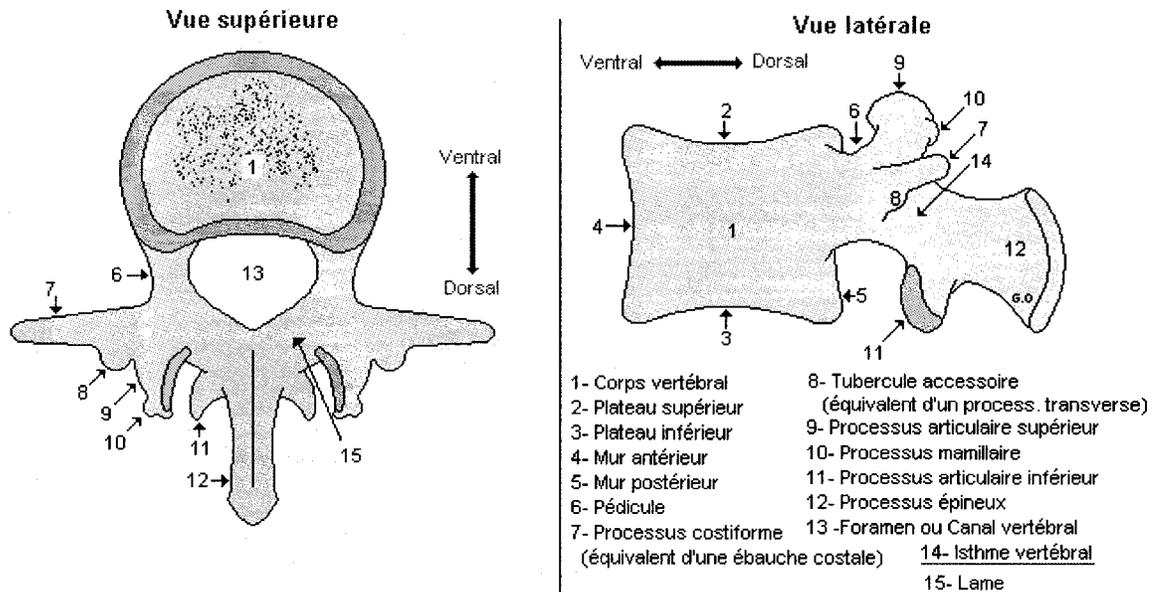


Figure 2.3 : Schéma de la vertèbre lombaire

La vertèbre dorsale : C'est celle qui est la plus semblable à la vertèbre type. Son corps vertébral a une configuration cylindrique, sauf en arrière où il est concave. Il est plus haut et moins large que le corps vertébral lombaire.

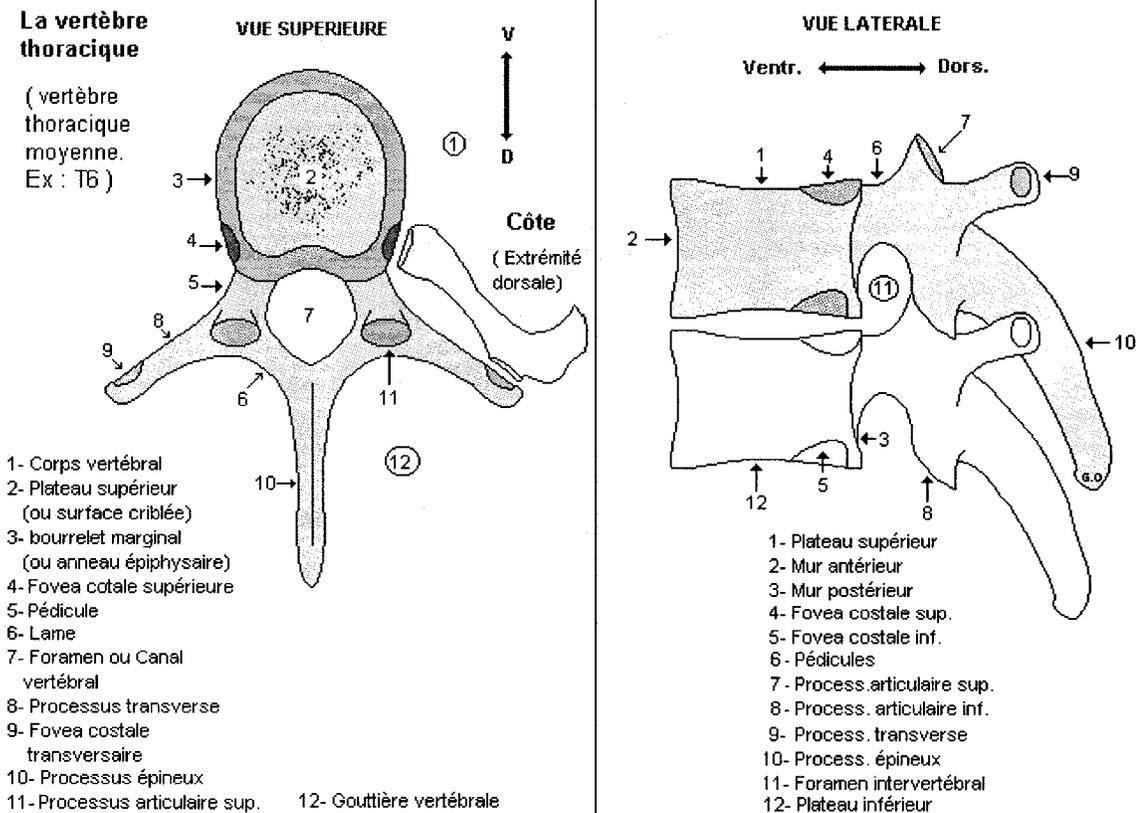


Figure 2.4 : Schéma de la vertèbre dorsale (thoracique)

La vertèbre cervicale : elle présente de nombreuses variations par rapport à la vertèbre type. Son corps vertébral est cubique et allongé transversalement, il est épais et large. La face supérieure est concave transversalement et se relève latéralement avec les apophyses semi-lunaires. La face inférieure est conformée en selle : concave d'avant en arrière et convexe transversalement. Latéralement elle présente deux échancrures qui répondent aux apophyses semi-lunaires de la vertèbre sous-jacente.

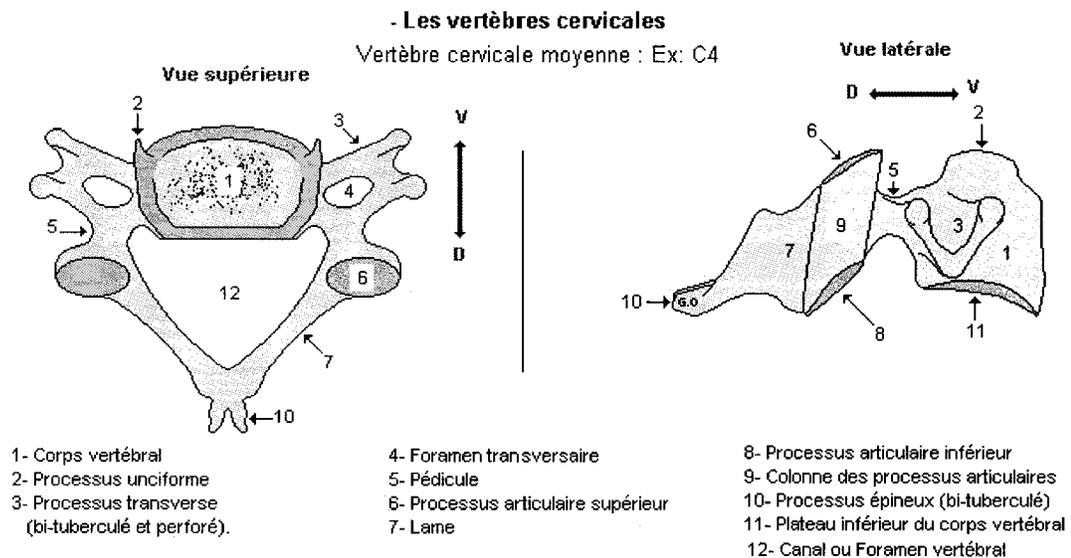


Figure 2.5 : Schéma de la vertèbre cervicale

2.3 Le disque intervertébral

Les disques intervertébraux relient les vertèbres adjacentes. Ils assurent l'amortissement des chocs tout en permettant le mouvement entre les disques individuels (Weistein et al., 1996). Comme décrit ci-haut, la colonne lombaire est une zone « transitoire » entre le bassin et le torse supérieur. Cela lui permet de supporter des degrés élevés d'effort spinal. Ceci a comme conséquence que le 4^{ième} et le 5^{ième} disques lombaires souffrent de plus de dommages que tous les autres disques spinaux combinés.

Les disques intervertébraux d'un adulte en bonne santé forment environ un quart de la longueur de la colonne vertébrale et occupent un volume approximatif de 10^{-6} m^3 (Haupt *et al.*, 1996) tandis qu'une autre étude faite séparément dans le but de déterminer les dimensions géométriques des vertèbres et des disques postule que le volume moyen du disque est $16.8 \times 10^{-6} \text{ m}^3$. Dans cette dernière étude on constate que chez les patients atteints d'une lombalgie, les disques L3/L4 et L4/L5 ont approximativement la même hauteur, par contre, les disques L5/S1 sont plus courts (Zhou *et al.*, 2000). En outre il y a des variations considérables de la taille du disque d'une personne à l'autre.

disque	Hauteur moyenne du disque (mm)
L3/L4	11.6±1.8
L4/L5	11.3± 2.4
L5/S1	10.7 ± 2.1

Table 2.1 hauteur moyenne des différents disques

L'étude faite par Gilad *et al.* (1986) sur un échantillon de 157 personnes en bonne santé en utilisant les rayons X a conclu que les disques L4/L5 ont une hauteur antérieure moyenne de 12 mm et une hauteur postérieure moyenne de 7mm, par contre le L5/S1 ont une hauteur antérieure moyenne de 14.1 mm et une hauteur postérieure moyenne de 7.5 mm.

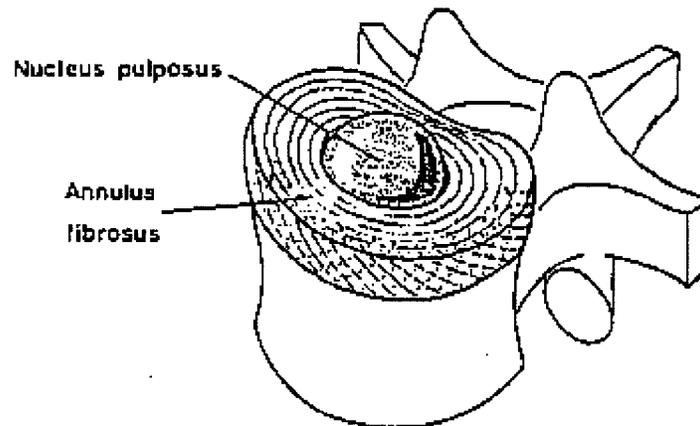


Figure 2.6 : Schéma du disque intervertébral

Le disque intervertébral consiste en deux parties principales : le *nucleus pulposus* central entouré par l'*annulus fibrosus* périphérique. Bien que le *nucleus pulposus* soit tout à fait distinct au centre du disque et que l'*annulus fibrosus* soit distinct à la périphérie, il n'y a pas de frontière claire entre eux parce que les parties périphériques du *nucleus pulposus* fusionnent avec les parties les plus profondes de l'*annulus fibrosus*. La troisième partie du disque intervertébral est constituée de deux couches cartilagineuses qui couvrent les extrémités supérieure et inférieure de chaque disque (*end plates*). Ces couches sont appelées les plaques cartilagineuses, elles séparent le disque du corps vertébral adjacent et amarrent les fibres du disque au corps vertébral.

Le nucleus pulposus

Dans un disque sain, le *nucleus pulposus* est une masse de matériel semi-fluide plus ou moins homogène. Il consiste en quelques cellules de cartilage et fibres de collagène irrégulièrement arrangées, dispersées dans un milieu semi-liquide. Bio-mécaniquement, la nature fluide du *nucleus pulposus* lui permet d'être déformé sous la pression, tandis que son volume ne peut être comprimé. S'il est

soumis à la pression, il transmettra cette pression dans toutes les directions (voir figure 2.9).

Bien que la fraction exacte d'eau dans le *nucleus* change selon l'âge, il contient approximativement de 70% à 90% d'eau. Les protéoglycanes sont la deuxième composante du *nucleus*. Elles représentent à peu près 65% de son poids à sec. Le collagène constitue 15%-20% du poids du *nucleus* sec, Le reste du *nucleus* consiste en quelques fibres élastiques et des petites quantités de diverses autres protéines. (Weistein et al., 1996; Whitell et al., 1990)

Annulus fibrosus

L'*annulus fibrosus* consiste en des fibres de collagène bien ordonnées. Les collagènes sont arrangées en plusieurs feuillets appelées lamelles. Ces lamelles sont arrangées de façon concentrique autour du *nucleus pulposus*. Les lamelles sont épaisses à l'avant et sur les côtés de l'*annulus* mais elles sont plus minces à l'arrière. Dans chaque lamelle, les fibres de collagène sont orientées parallèlement en passant du vertèbre du dessus au vertèbre du dessous. L'orientation de toutes les fibres dans n'importe quelle lamelle est la même et mesure de 65 à 70 degré à partir de la verticale (38). L'eau est aussi le principal constituant de l'*annulus fibrosus*, représentant de 60% à 70% de son poids. Le collagène forme 50% à 60% du poids de l'*annulus* sec. L'étendue qui sépare les fibres de collagène et les lamelles est remplie de protéoglycane qui les lie ensemble pour les empêcher de se détacher. L'*annulus fibrosus* contient aussi une certaine quantité de fibres élastiques qui constituent 10% de l'*annulus fibrosus* et sont concentrées dans les sites d'attachement de l'*annulus* avec les plaques vertébrales. (Weistein et al., 1996)

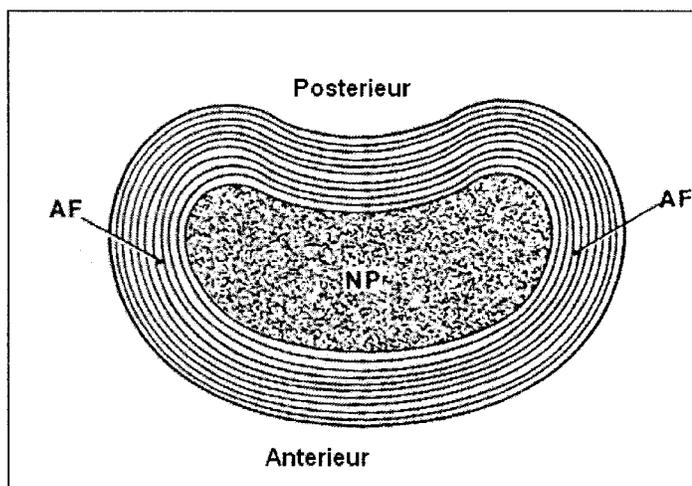


Figure 2.7 : Schéma de l'*annulus fibrosus* et du *nucleus pulposus*

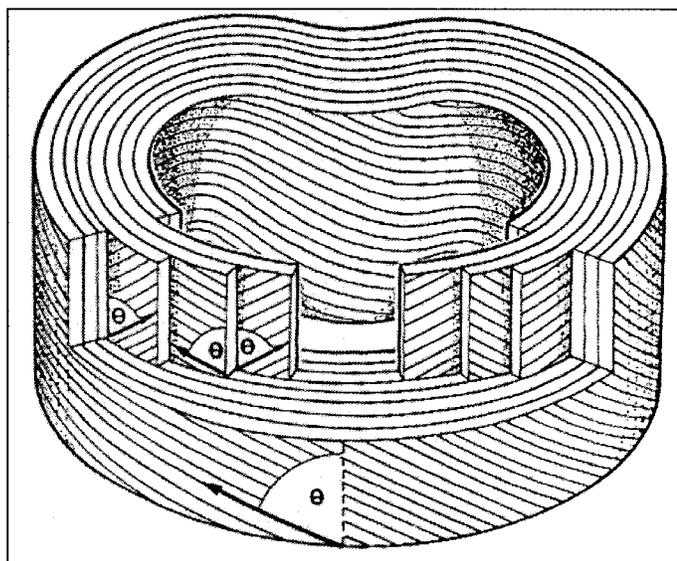


Figure 2.8 : L'orientation des fibres dans les lamelles

Phénomène d'absorption des chocs

Le *nucleus* et l'*annulus* sont impliqués dans l'absorption des chocs. L'*annulus* participe de deux façons : de façon indépendante et de concert avec le *nucleus pulposus*. Bien que l'*annulus fibrosus* soit formé de 60% à 70% d'eau, ses lamelles de collagène font de lui un corps semirigide et le dotent d'une certaine résistance. Aussi longtemps que les lamelles restent intactes et liées par le protéoglycane, l'*annulus* résistera et sera capable de soutenir le poids auquel il est soumis.

Le *nucleus pulposus* peut être déformé, mais son volume ne peut pas être comprimé. Ainsi, quand un poids est appliqué, il tend à réduire la hauteur du *nucleus* et ce dernier se dilate radialement. Cette expansion radiale exerce une pression sur l'*annulus* qui tend à étirer ses lamelles de collagène à l'extérieur. (Weistein et al., 1996; Wiesel, 1989)

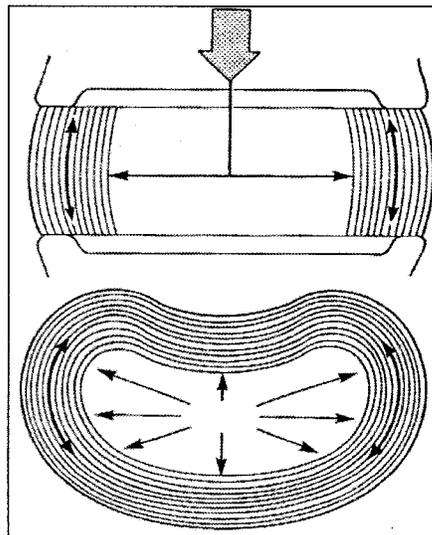


Figure 2.9 : dilatation radiale de l'*annulus* quand le *nucleus* est sous pression¹

¹ Les figures 2.7, 2.8 et 2.9 ont été tiré de Wiesel B. 1989

Les plaques vertébrales

Chaque plaque vertébrale est une couche de cartilage épaisse de 0.6 à 1 mm. Les deux plaques de chaque disque couvrent périphériquement le *nucleus pulposus* en entier, mais pas l'étendue entière de l'*annulus fibrosus*. La plaque se compose de protéoglycanes et de fibres de collagène avec des cellules de cartilage alignées le long des fibres de collagène. Cette plaque est constituée, elle aussi, d'une concentration élevée d'eau et de protéoglycanes. La région centrale qui couvre le *nucleus pulposus* a un contenu faible de collagène contrairement à celle qui couvre l'*annulus fibrosus*. À travers l'épaisseur de la plaque, le tissu le plus proche de l'os contient plus de collagène contrairement à celui proche du *nucleus pulposus* qui contient plus d'eau et de protéoglycanes. (Weistein et al., 1996; Wiesel, 1989; White III et al., 1990).

2.4 Pathologie

L'Association Internationale pour l'Étude de la Douleur (IASP) postule que toute douleur qui dure plus de trois mois devrait être considérée comme douleur chronique (Broadhurst, 1999). Mais d'autres ont aussi défini la douleur chronique comme celle qui peut durer plus de six mois. Bien que plusieurs recherches ont été faites sur les maux de dos, il n'y a aucun accord sur le mécanisme de ce désordre. Pour la plupart des malades une anomalie bien définie responsable de leur douleur ne peut être identifiée (Haupt et al., 1996).

Changement avec l'âge

Selon une étude faite par Joseph A. Buckwalter en 1995, cet article se trouve dans le livre de Weistein et al., 1996, pendant la croissance et le développement du squelette humain, le disque intervertébral change en volume et en forme pour

supporter le poids de la colonne vertébrale. Après que la maturité squelettique soit atteinte, il y a des changements de structure qui se manifestent dans la zone centrale du disque et qui varient d'une personne à l'autre et d'un disque à l'autre. Les changements primaires en volume et en forme du disque qui se produisent avec le vieillissement incluent une perte de taille du disque et la saillie du disque central dans le corps vertébral avec une diminution de la taille de l'*annulus*. Les changements dans les disques sont aussi dus à des changements d'hydratation qui se manifestent par une diminution de la proportion d'eau dans le *nucleus*. Avec l'âge, le contenu en eau du disque passe de 90% (au jeune) à 70 % vers la quarantaine (et plus). Ces processus commencent très tôt pendant la croissance et avant l'évidence d'une dégénération. Les changements les plus étendus se produisent dans le *nucleus pulposus*, où un déclin dans le nombre de cellules vivantes et dans la concentration des protéoglycanes et de l'eau, s'accompagnent par la fragmentation des protéoglycanes agglomérés. Ces processus sont souvent considérés comme signes de dégénération du disque. Par contre, d'autres le considère comme des étapes d'évolution du tissu connectif qui est soumis à un effort mécanique et qui ne conduit pas nécessairement à la dégénérescence.

Douleur du disque

La douleur discogène est une douleur provenant du disque intervertébral. Basé sur des études antérieures, plusieurs scientifiques ont pensé que le disque intervertébral a peu ou pas d'innervation (excitation), de telle sorte que la douleur débutant après une hernie discale par exemple, devrait provenir des tissus voisins. Cependant, plusieurs études utilisant l'imprégnation argentée et les techniques immunocytochimiques ont maintenant démontré que les surfaces du disque de même que le ligament longitudinal postérieur adjacent sont relativement bien innervés.

Le rôle de l'inflammation dans la douleur du disque est aussi controversé. Des études récentes qui ont démontré la présence de cellules inflammatoires (Weistein et al.,1996; Wiesel, 1989) ainsi que la diminution des douleurs sciatiques en utilisant des stéroïdes appuient fortement l'idée que les processus inflammatoires puissent être des facteurs importants en lombalgie. Si c'est le cas, les mécanismes neuronaux décrits précédemment sont susceptibles de jouer un rôle important, c'est à dire une douleur est sentie après l'initiation d'une première réaction inflammatoire. En raison de son rôle principal dans le maintien et l'absorption du poids, l'épine dorsale est soumise à un effort mécanique constant. Si la voie de douleur est chimiquement sensibilisée, périphériquement et/ou centralement, l'effort mécanique est susceptible de jouer un rôle dans la sensibilisation des nocicepteurs.

L'hernie discale

Une hernie discale signifie qu'une partie du disque a quitté sa position initiale entre deux vertèbres et exerce une pression sur un nerf, ce qui provoque la douleur. Cette hernie survient entre autre sur un disque dégénéré qui a perdu son élasticité et s'est fissuré. La plupart des hernies discales peuvent se résorber à l'aide de médicaments anti-inflammatoires ou avec des techniques chiropratiques. Un disque hernié se manifeste sous trois formes différentes selon le degré de migration du *nucleus pulposus* : contenu, extrudé ou séquestré. (Weistein et al., 1996)

Contenu : se caractérise par le matériel du disque qui s'étend dans l'*annulus* mais reste toujours à l'intérieur du disque. (voir Figure 2.10)

Extrudé : se caractérise par le matériel du disque qui s'étend au delà de l'*annulus* mais qui est toujours en contact avec le reste du matériel dans le disque.

Séquestré : se caractérise par un matériel du disque qui se projette en dehors de l'*annulus* et qui n'est plus en contact avec le reste du disque intervertébral.

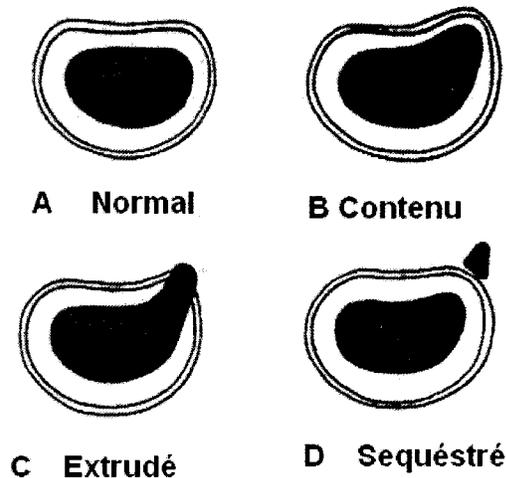


Figure 2.10: classification des disques herniés tiré de Weistein et al. (1996).

La sténose lombaire

La sténose lombaire est une maladie chronique et non-inflammatoire des articulations. Elle implique tout rétrécissement du canal lombaire et est caractérisée par la rigidité des articulations, un défaut de forme et une limitation du mouvement. Cette maladie touche presque toute la population, et surtout la population vieillissante, mais à des degrés variables. La rigidité des articulations (ou le défaut de forme) est connu sous le nom de la spondylose. Les autres

causes de la sténose sont le glissement d'une vertèbre, la dégénération ou les trauma.

Glissement des vertèbres (Spondylolisthesis)

Spondylolisthesis est un défaut qui se manifeste par le glissement vers l'avant d'une vertèbre sur une autre (glissement horizontal). Habituellement, il est traité avec succès en limitant les activités stressantes et en faisant des exercices appropriés. La plupart des personnes avec *spondylolisthesis* n'ont pas besoin de chirurgie.

2.5 Les traitements

On a pensé que la douleur associée à la dégénération du disque est causée par l'instabilité segmentaire qui dérange les structures sensibles à la douleur. Des traitements traditionnels basés sur le changement du style de vie, des médicaments décontractants, le repos au lit et l'injection de stéroïdes sont recommandés. Ces types de traitement sont pertinents pour une partie des patients. Cependant, pour plusieurs autres, un traitement plus complexe est nécessaire.

Traitement conservateur : ce type de traitement inclus les programmes de réhabilitation, le repos au lit, des séances de massages, la rééducation des patients lombalgiques en leur communiquant des informations sur leur maladie et comment il faut vivre avec. Une étude récente a été entreprise pour étudier l'efficacité des traitements manuels sur des patients représentant des lombalgies aiguës (Hsieh et al., 2002). La conclusion principale de cette étude est que la rééducation est un bon programme qui a la même efficacité que les massages.

Programme de restauration fonctionnelle : Ce programme fait partie de traitements conservateurs mais il est plus intensif. C'est une combinaison de trois modalités. La 1^{er} modalité est basée sur une formation physique intensive comprenant l'aérobic, la coordination, la musculation, des exercices de flexibilité, la formation ergonomique, des jeux de boule, de la natation, et d'autres activités à raison de 5 heures par jour. La 2^{em} modalité porte sur le travail psychologique de la douleur, y compris la relaxation et la bio-rétroaction, à raison de 2 heures par jour. La 3^{em} modalité inclut la rééducation des patients (une heure par jour). Une étude clinique (Bendix et al., 1998) a conclu que le programme de restauration fonctionnelle semble plus efficace que des programmes de restauration moins intensifs.

Traitement chirurgical : Les techniques chirurgicales pour le traitement des disques lombaires herniés ont été introduites originalement par Mixter et Barr en 1934 (Mirkovic et al., 1995). Depuis ce temps, ces techniques n'ont cessé d'évoluer vers des procédures chirurgicales de moins en moins invasives. Cette évolution inclu les disectomies percutanées et automatisées, le chimionucléolyse, le laser, les disectomies endoscopiques, la nucléotomie percutanée et les lésions intradiscales. Durant ces procédures, la même approche postérolatérale est employée pour accéder au disque. L'approche consiste en une petite ouverture cutanée qui permet à une canule de passer à travers le tissu jusqu'au disque sans dommages vasculaire ou neurologique.

Traitement par chimionucléolyse : Cette thérapie pour les disques herniés consiste dans l'injection d'enzymes dans le disque pour le dissoudre. Les injections de papaïne sont présentement mises en cause à cause de leur efficacité relative et parce qu'elles causent parfois des spasmes musculaires. Ce type du traitement, proposé par Hirsch en 1959, est basé sur l'hypothèse que la

douleur des disques lombaires est causée par des anomalies du *nucleus pulposus*. (Weistein et al., 1996)

Traitement par nucléotomie percutanée : Cette technique a pour but de réduire la pression exercée par la hernie discale en enlevant la partie qui déborde du nucleus à l'aide d'un instrument approprié.

Traitement par fusion : La fusion chirurgicale de la colonne lombaire est de plus en plus exécutée sur des patients souffrant de lombalgie chronique. Cette technique aide à réduire la douleur et à diminuer l'incapacité des patients. Lors de l'échec du traitement traditionnel, la douleur peut être traitée par *arthrodesis* (fusion chirurgicale). Cette procédure attache la vertèbre au-dessus et au-dessous du disque solidement l'une à l'autre pour qu'elles puissent se développer ensemble. Cette procédure peut être pratiquée avec ou sans diséctomie. Une étude a été entreprise (Fritzell et al., 2002) pour comparer les techniques de fusion chirurgicale : toutes les techniques de fusion utilisées ont pu réduire la douleur et améliorer le rétablissement de la fonction. Il n'y avait aucun inconvénient en employant l'une ou l'autre des techniques de fusion chirurgicale.

D'autres méthodes chirurgicales peuvent être utiles tel que la diséctomie ou la décompression du disque avec ou sans fusion pour réduire la pression sur l'anneau. La diséctomie percutanée a été pratiqué par Hijikata à Tokyo en 1975, elle consiste à placer, sous contrôle fluoroscopique, une aiguille dans le disque intervertébral par une incision à travers la peau. Une fois en place, un mécanisme dans l'aiguille permet d'enlever le matériel du disque intervertébral et l'aspire au moyen d'un autre élément inséré dans l'aiguille elle-même.

Les complications chirurgicales

La lombalgie n'est pas sans risques et on devrait prendre les précautions appropriées pour minimiser ces risques. Pendant l'opération, le problème le plus fréquent est le dommage des nerfs qui se produit sur un nerf isolé ou bien sur la *cauda equina* elle-même. Une autre complication intraopératoire est le dommage des structures vasculaires ou viscérales qui se produit habituellement lors du déplacement du disque. Les complications postopératoires incluent l'infection et l'instabilité des vertèbres adjacentes.

Traitement par radiofréquence

La technique radiofréquence a été employée depuis 1974 pour traiter la douleur de la facette des articulations (Leclaire et al., 2001). En 1994 Sluitjer a proposé le chauffage du disque. Cette technique consiste à placer une aiguille de 15 cm au centre du disque et à chauffer celle-ci jusqu'à 70°C. Plus récemment, en 1998, Oratec Inc, a introduit le dispositif de chauffage *SpineCath* pour utilisation clinique. Les sondes RF sont employées pour la destruction thérapeutique d'un tissu. Ces dispositifs sont populaires en raison de la commande précise qu'ils ont sur l'endroit de la lésion. Les appareils utilisés pour cette procédure incluent une grande variété de géométries d'électrodes. D'une manière générale, les sondes de courant RF utilisent une électrode ponctuelle pour produire une densité élevée de courant dans une région bien déterminée du tissu. Le courant cause le chauffage par effet Joule avec une densité de puissance proportionnelle au carré de la densité du courant. Les températures dans la gamme de 42-50°C sont cytotoxiques pour les nerfs (Houpt et al.,1996). Une méthode courante de pratiquer des lésions RF consiste dans l'insertion percutanée d'une canule isolée extérieurement et dont l'extrémité est placée près du nerf ciblé. Une sonde connectée à un générateur RF est alors insérée dans la canule pour réaliser la lésion. Plusieurs études ont été réalisées pour évaluer les différentes techniques

de radiofréquence. Parmi ces études, il y a certains qui se sont concentrées sur l'efficacité clinique de l'innervation de facettes des articulations, ces études ont conclu que cette technique a comme conséquence une diminution significative de la douleur et de l'incapacité fonctionnelle chez les patients atteints de lombalgie chronique, sur une épreuve à court terme et à long terme. (van Kleef et al., 1999; Leclaire et al., 2001). D'autres se sont concentrés sur l'efficacité de la technique de chauffage du disque par radiofréquence chez des patients lombalgiques (Maurer et al., 2000, 2001; Karasek et al., 1999), des patients atteints de la douleur de la jambe (sciatique) (Derby et al., 1999) ou chez des patients chez qui un programme de traitement conservateur a été un échec total (Saal et al., 1999, 2000, 2001). Ces études suivent les patients sur une période d'une ou de deux années après l'intervention. Toutes les études ont montré une amélioration statistiquement significative de la douleur, de la fonction physique et de la qualité de la vie après cette procédure.

CHAPITRE 3

LA MÉTHODE DES ÉLÉMENTS FINIS

3.1 Introduction

Nous sommes maintenant confrontés à la question du choix de la méthode de calcul : en effet, deux méthodes sont susceptibles d'être utilisées pour résoudre le problème proposé et il importe de comparer les avantages et les inconvénients de chacune d'elles afin de retenir celle qui nous conviendra le mieux.

La méthode analytique est une méthode de calcul simple, exacte et directe qui se base sur l'application de formules mathématiques en un point quelconque du modèle. Elle est toutefois restreinte à des géométries simples constituées de sections homogènes.

La méthode des éléments finis (MEF) est une technique numérique qui transforme un problème physique continu en un problème discret. Cette méthode calcule la valeur de la quantité recherchée (potentiel, champ électrique, densité du courant, température, etc..) à chacun des nœuds de chaque élément, en tenant compte des propriétés physiques de cet élément. De ce fait, il est possible d'assigner différentes propriétés à différentes régions. La MEF permet de modéliser des formes complexes et fournit une très bonne précision. Ses inconvénients résident dans le fait qu'elle est une méthode approximative malgré que nous ayons le contrôle sur le degré d'approximation et qu'elle consomme beaucoup de temps de calcul pour une précision acceptable, surtout pour les problèmes complexes.

Dès lors, notre démarche consistera à mettre au point plusieurs modèles de complexité croissante et pour lesquels nous utiliserons la méthode de résolution la plus appropriée, soit analytique, soit MEF.

3.2. Les méthodes de résolution

3.2.1 Méthode analytique

L'objectif est de développer une solution analytique pour la distribution du potentiel et de la température dans le disque intervertébral. Cette solution peut être utilisée pour comparer deux modalités de chauffage soit :

- 1) le courant RF passe à travers le tissu;
- 2) le courant RF est confiné dans le cathéter.

La solution analytique ne peut être obtenue que pour des géométries simples. Nous avons choisi un modèle qui consiste en un long cylindre de rayon extérieur b qui représente le tissu, avec une conductivité électrique σ et une conductivité thermique k . Les propriétés du tissu sont homogènes. Un cathéter cylindrique de rayon a est inséré dans le tissu de façon à ce que les axes coïncident. Pour le cas où le courant RF passe à travers le tissu la distribution du potentiel V est donnée par l'équation générale suivante qui satisfait à l'équation de Laplace :

$$V = A \ln \rho + B \quad (3.1)$$

où A et B sont des constantes et ρ est le rayon du point d'observation. Quand le cathéter est maintenu à un potentiel V_a et la surface extérieure du cylindre est mise à zéro, la solution particulière est la suivante:

$$V = \frac{V_a \ln(b/\rho)}{\ln(b/a)} \quad (3.2)$$

Le champ électrique \vec{E} peut être déduit de l'équation précédente comme suit:

$$\vec{E} = -\nabla V = \frac{+V_a}{\rho \ln(b/a)} \hat{\rho} \quad (3.3)$$

La densité de puissance dissipée dans le tissu est donnée par :

$$P_d = \sigma E^2 = \frac{\sigma V_a^2}{\rho^2 \ln(b/a)^2} \quad (3.4)$$

où σ est la conductivité électrique du tissu. La distribution de la température T dans le tissu à l'état stable est régie par l'équation de Poisson :

$$\nabla^2 T = \frac{-P_d}{k} \quad (3.5)$$

où k est la conductivité thermique du tissu. L'équation (3.5) peut être écrite en coordonnées cylindriques de la manière suivante:

$$\nabla^2 T = \frac{1}{\rho} \frac{\partial}{\partial \rho} \left(\rho \frac{\partial T}{\partial \rho} \right) = \frac{C}{\rho^2} \quad (3.6)$$

où:

$$C = \frac{-\sigma V_a^2}{k \ln(b/a)^2} \quad (3.7)$$

En intégrant deux fois l'équation (3.6) par rapport à ρ , on obtient:

$$T = \frac{C \ln^2 \rho}{2} + D \ln \rho + F \quad (3.8)$$

où D et F sont deux constantes qui sont déterminées à partir des conditions frontières du problème thermique: à l'équilibre, la température de l'électrode est la même que celle du tissu voisin (le flux de la température est zéro sur la surface de l'électrode), donc :

$$\left. \frac{\partial T}{\partial \rho} \right|_{\rho=a} = \frac{C \ln a}{a} + \frac{D}{a} = 0 \quad (3.9)$$

d'où :
$$D = -C \ln a \quad (3.10)$$

à la surface extérieure du tissu ($\rho=b$), la température est celle du corps humain (37°C). En remplaçant T par sa valeur dans l'équation (3.8) et en substituant l'équation (3.10) dans l'équation (3.8), nous obtenons la valeur de F

$$F = 37 - \ln b \left(\frac{C \ln b}{2} + D \right) \quad (3.11)$$

Considérons maintenant le cas où le courant RF est confiné dans le cathéter. La constante C est zéro. La condition frontière à la surface du tissu est toujours 37°C mais à la surface du cathéter, elle n'est plus la même. Puisque la chaleur transférée par conduction thermique au tissu provient du cathéter, alors $\partial T/\partial \rho$ est différent de zéro. Donc nous avons comme condition frontière à $\rho=a$ une température T_a égale à celle donnée par l'équation (3.8) dans la méthode précédente :

$$T_a = 37 - \frac{C \ln^2(b/a)}{2} \quad (3.12)$$

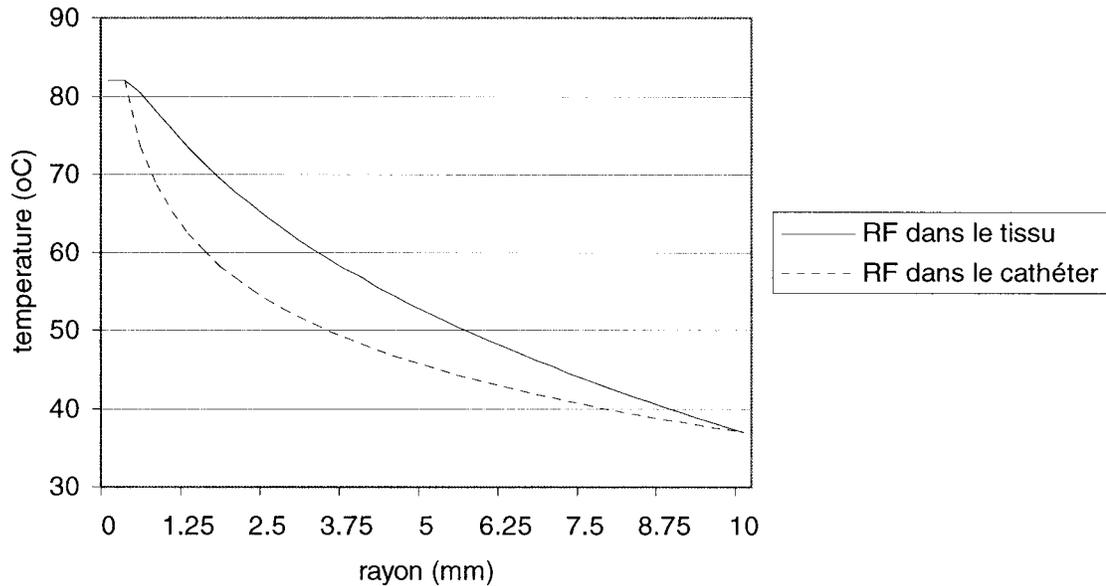
En remplaçant ces deux températures pour ces deux conditions frontières dans l'équation ($T=D' \ln \rho + F'$), nous obtenons deux nouvelles constantes D' et F' :

$$D' = \frac{37 - T_a}{\ln(b/a)} \quad (3.13)$$

$$F' = 37 - \frac{(37 - T_a) \ln b}{\ln(b/a)} \quad (3.14)$$

Maintenant nous pouvons calculer la distribution de la température pour ces deux modalités. Soit les paramètres suivants: $a = 0.25$ mm; $b = 1$ cm; $\sigma = 0.2$ S/m; $V_a = 15$ V; $k = 0.5$ W/(m.°C). Les résultats sont présentées à la Figure 3.1.

Figure 3.1: Deux modalités de chauffage pour la même température du cathéter



D'après la Figure 3.1, on constate que la première modalité produit une lésion plus profonde que la deuxième modalité quand nous maintenons la température maximum à la même valeur. Cette différence dans la distribution de la température implique aussi qu'il y a différence dans le puissance requise pour le deux modalités. Pour la première modalité, la puissance peut être calculée en utilisant l'équation (3.3). Supposons que nous ayons un cylindre de longueur 1m, la puissance est donnée par :

$$P_1 = V_a I = V_a \int_0^{2\pi} \int_0^1 \sigma \vec{E} \rho \partial \phi \partial z = \frac{2\pi \sigma V_a^2}{\ln(b/a)} \quad (3.14)$$

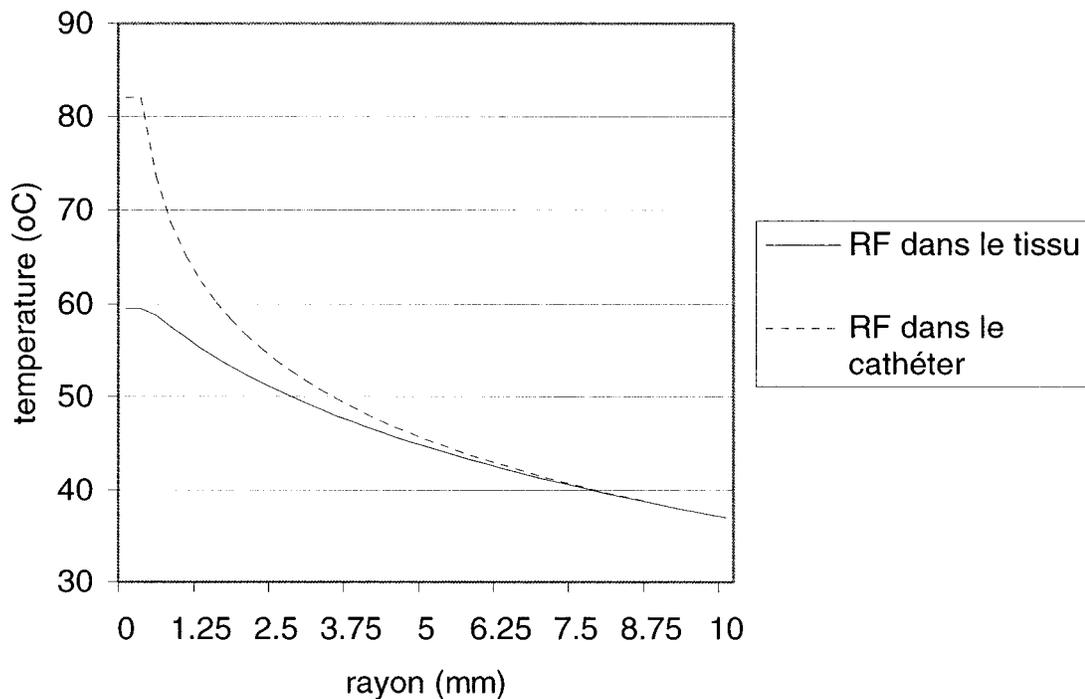
Pour la deuxième modalité, la puissance peut être déterminée en intégrant le flux de chaleur $k \frac{\partial T}{\partial \rho}$ sur la surface du cathéter après substitution des équations (3.7), (3.12) et (3.13) :

$$P_2 = \int_0^{2\pi} \int_0^1 \left(k \frac{\partial T}{\partial \rho} \Big|_{\rho=a} \right) (a \partial \phi \partial z) = 2\pi k a \left(\frac{37 - T_a}{a \ln(b/a)} \right) = \frac{\pi \sigma V_a^2}{\ln(b/a)} \quad (3.15)$$

Selon les équations (3.14) et (3.15), on constate que pour la même température maximum du cathéter, la première modalité requiert deux fois plus de puissance que la deuxième modalité.

Dans la figure 3.2, notre exemple original est modifié en diminuant le voltage appliqué par un facteur de $\sqrt{2}$ pour la première modalité, donc en injectant la même puissance pour les deux modalités. On observe que le profil de température a changé près du cathéter. Par contre, si on s'éloigne du cathéter les deux profils sont semblables.

Figure 3.2: Même puissance pour les deux modalités



Quelle est la meilleure modalité ? Le facteur limitant est la température maximum du tissu qui ne doit pas dépasser 100°C pour empêcher l'ébullition et/ou la carbonisation du tissu. Puisque le maximum de la température est toujours observé à la surface du cathéter, pour le même maximum la première modalité produit toujours des lésions plus profondes (figure 3.1).

Dans un disque intervertébral réel, la distribution du courant RF dans le disque sera modifiée en fonction de conductivités électriques des différentes régions. La dimension finie de l'électrode va produire une densité de courant encore plus forte près des extrémités de l'électrode. L'analyse de cette situation avec un modèle plus réaliste s'impose.

3.2.2 La méthode nodale des éléments finis

Cette section traite du développement de la méthode des éléments finis utilisée afin de trouver une solution approchée de l'équation (3.1) en se plaçant dans un espace Ω de dimension finie. Soit l'équation de Poisson suivante :

$$\nabla^2 \phi = f \quad (3.16)$$

Cette équation permet de résoudre plusieurs problèmes en physique parmi lesquels on retrouve le problème électrostatique (ϕ = potentiel) et le problème thermique (ϕ = température). L'équation précédente peut s'écrire en coordonnées cartésiennes (x,y,z) :

$$F(\phi) = K \left[\frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{\partial \phi}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\frac{\partial \phi}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(\frac{\partial \phi}{\partial z} \right) \right] - f = 0 \quad (3.17)$$

3.2.2.1 Élément tétraédrique linéaire

Le modèle est discrétisé en éléments tétraédriques du 1^{ier} ordre et l'interpolation à l'intérieur du tétraèdre va se faire grâce à des fonctions linéaires. Un élément

tétraédrique linéaire à 4 nœuds i,j,k,l est illustré à la figure suivante. Par convention, les nœuds i,j,k,l associés à chaque élément sont arrangés dans le sens contraire des aiguilles d'une montre vu du nœud i .

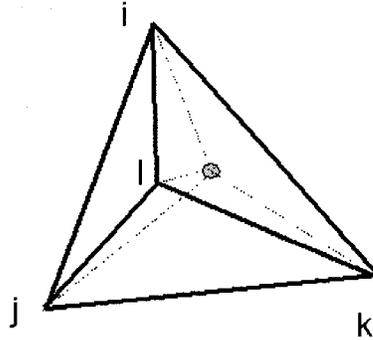


Figure 3.3 : Élément tétraédrique à quatre nœuds

3.2.2.2 Les coordonnées volumétriques

Les coordonnées volumétriques sont utilisées pour simplifier la dérivation des fonctions de base ou fonctions de forme ("shape functions"). Soit P un point arbitraire dans l'élément tétraédrique, les coordonnées volumétriques L_i , L_j , L_k et L_m sont définies comme suit :

$$L_i^e = \frac{\text{volume du tétraèdre } P_{jkl}}{\text{volume du tétraèdre } ijkl}$$

$$L_j^e = \frac{\text{volume du tétraèdre } P_{ki}}{\text{volume du tétraèdre } ijkl}$$

$$L_k^e = \frac{\text{volume du tétraèdre } P_{ijl}}{\text{volume du tétraèdre } ijkl}$$

$$L_l^e = \frac{\text{volume du tétraèdre } P_{ijk}}{\text{volume du tétraèdre } ijkl} \quad (3.18)$$

et chaque position à l'intérieur de l'élément est définie par

$$x = \sum_{i=1}^4 L_i^e x_i ; \quad y = \sum_{i=1}^4 L_i^e y_i ; \quad z = \sum_{i=1}^4 L_i^e z_i \quad (3.19)$$

où (x_i, y_i, z_i) sont les coordonnées du nœud i . Chari et al. (2002)

3.2.2.3 Interpolation de l'élément

Après le maillage du domaine d'intérêt, nous allons estimer la fonction inconnue à l'intérieur de chaque élément tétraédrique. La fonction ϕ inconnue peut être estimée par :

$$\phi^e(x, y, z) = a^e + b^e x + c^e y + d^e z \quad (3.20)$$

où les quatre coefficients a^e, b^e, c^e et d^e sont déterminés en résolvant le système linéaire de 4 équations suivantes qui correspondent aux 4 nœuds de l'élément:

$$\begin{aligned} \phi_1^e &= a^e + b^e x_1^e + c^e y_1^e + d^e z_1^e \\ \phi_2^e &= a^e + b^e x_2^e + c^e y_2^e + d^e z_2^e \\ \phi_3^e &= a^e + b^e x_3^e + c^e y_3^e + d^e z_3^e \\ \phi_4^e &= a^e + b^e x_4^e + c^e y_4^e + d^e z_4^e \end{aligned} \quad (3.21)$$

où ϕ_j^e est la valeur de ϕ au nœud j de l'élément e . Les valeurs des 4 coefficients sont alors les suivantes :

$$\begin{aligned} a^e &= \frac{1}{6V^e} (a_1^e \phi_1^e + a_2^e \phi_2^e + a_3^e \phi_3^e + a_4^e \phi_4^e) \\ b^e &= \frac{1}{6V^e} (b_1^e \phi_1^e + b_2^e \phi_2^e + b_3^e \phi_3^e + b_4^e \phi_4^e) \\ c^e &= \frac{1}{6V^e} (c_1^e \phi_1^e + c_2^e \phi_2^e + c_3^e \phi_3^e + c_4^e \phi_4^e) \\ d^e &= \frac{1}{6V^e} (d_1^e \phi_1^e + d_2^e \phi_2^e + d_3^e \phi_3^e + d_4^e \phi_4^e) \end{aligned}$$

$$V^e = \frac{1}{6} \begin{vmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ x_1^e & x_2^e & x_3^e & x_4^e \\ y_1^e & y_2^e & y_3^e & y_4^e \\ z_1^e & z_2^e & z_3^e & z_4^e \end{vmatrix} \quad (3.22)$$

où V^e est le volume de l'élément e . En substituant les expressions de a^e , b^e , c^e et d^e (3.22) dans l'équation de départ (3.20) nous obtenons :

$$\phi^e(x, y, z) = \sum_{j=1}^4 N_j^e(x, y, z) \phi_j^e \quad (3.23)$$

où les fonctions d'interpolation linéaire $N_j^e(x, y, z)$ sont données par

$$N_j^e(x, y, z) = \frac{1}{6V^e} (a_j^e + b_j^e x + c_j^e y + d_j^e z) \quad (3.24)$$

3.2.2.4 Les fonctions de base ou de forme (*shape functions*)

Les fonctions de forme fournissent un soutien compact dans chaque élément, c.-à-d., que leur influence est limitée seulement aux éléments voisins. Cette caractéristique distingue la méthode des éléments finis par rapport à la méthode des éléments frontière ("*boundary element method*"). On retrouve ainsi des matrices clairsemées en éléments finis, tandis que la méthode des éléments frontières produit des matrices pleines qui nuisent à l'échelonnement ("*scalability*") à mesure que la taille de problème augmente. Les fonctions d'interpolation ont la propriété suivante :

$$N_i^e(x_j, y_j, z_j) = \delta_{ij} = \begin{cases} 1 & i = j \\ 0 & i \neq j \end{cases} \quad (3.25)$$

$N_j^e(x, y, z)$ s'annule quand le point d'observation est sur la surface du tétraèdre opposé au nœud j . (Silvester et al. ,1996)

3.3 Formulation de la méthode

Passons maintenant à l'analyse globale du modèle constitué d'un ensemble de plusieurs tétraèdres. Cette analyse repose sur la méthode des résidus pondérés qui permet de passer d'un système d'équations aux dérivées partielles à une formulation intégrale. La méthode des résidus pondérés fournit selon le choix des fonctions de pondération linéaires, quadratiques, etc., soit tout un ensemble de formulations intégrales parmi lesquels on trouve la formulation la plus utilisée soit la formulation de type Ritz-Galerkin.

3.3.1 Formulation selon la méthode de Ritz-Galerkin

3.3.1.1 Dérivation de l'équation élémentaire :

Pour obtenir la solution il faut minimiser le fonctionnel.

$$F(\phi) = \sum_{e=1}^M F^e(\phi^e) \quad (3.26)$$

où M désigne le nombre total d'éléments de volume et F^e est donnée par

$$F^e(\phi^e) = \frac{1}{2} \iiint_{V^e} \left[\alpha_x \left(\frac{\partial \phi^e}{\partial x} \right)^2 + \alpha_y \left(\frac{\partial \phi^e}{\partial y} \right)^2 + \alpha_z \left(\frac{\partial \phi^e}{\partial z} \right)^2 \right] dV - \iiint_{V^e} f \phi^e dV \quad (3.27)$$

où V^e désigne le volume de l'élément e . Si on substitue l'équation (3.23) dans (3.27) et en prenant la dérivée partielle de F^e par rapport à ϕ_i^e on obtient l'équation suivante :

$$\frac{\partial F^e}{\partial \phi_i^e} = \sum_{j=1}^4 \phi_j^e \iiint_{V^e} \left(\alpha_x \frac{\partial N_i^e}{\partial x} \frac{\partial N_j^e}{\partial x} + \alpha_y \frac{\partial N_i^e}{\partial y} \frac{\partial N_j^e}{\partial y} + \alpha_z \frac{\partial N_i^e}{\partial z} \frac{\partial N_j^e}{\partial z} \right) dV - \iiint_{V^e} f N_i^e dV \quad (3.28)$$

où $i=1, 2, 3, 4$. Ceci peut être écrit sous forme matricielle :

$$\left\{ \frac{\partial F^e}{\partial \phi^e} \right\} = [K^e] \{ \phi^e \} - \{ b^e \} \quad (3.29)$$

où :

$$K_{ij}^e = \iiint_{V^e} \left(\alpha_x \frac{\partial N_i^e}{\partial x} \frac{\partial N_j^e}{\partial x} + \alpha_y \frac{\partial N_i^e}{\partial y} \frac{\partial N_j^e}{\partial y} + \alpha_z \frac{\partial N_i^e}{\partial z} \frac{\partial N_j^e}{\partial z} \right) dV$$

$$b_i^e = \iiint_{V^e} f N_i^e dV$$

Si $\alpha_x, \alpha_y, \alpha_z, f$ sont constantes dans chaque élément, les deux équations précédentes peuvent être intégrés analytiquement et donnent :

$$K_{ij}^e = \frac{1}{36V^e} (\alpha_x^e b_i^e b_j^e + \alpha_y^e c_i^e c_j^e + \alpha_z^e d_i^e d_j^e)$$

$$b_i^e = \frac{V^e}{4} f^e \quad (3.30)$$

3.3.1.2 Assemblage pour former le système d'équation

Avec notre équation élémentaire (3.29) on peut assembler tous les M éléments pour obtenir le système général d'équations.

$$\frac{\partial F}{\partial \phi} = \sum_{e=1}^M \left\{ \frac{\partial F_e}{\partial \phi_e} \right\} = \sum_{e=1}^M ([K_e] \{\phi_e\} - \{b_e\}) = \{0\} \quad (3.31)$$

qui peut être écrit sous une forme matricielle beaucoup plus compacte :

$$[K] \{\phi\} = \{b\} \quad (3.32)$$

où $[K]$ et $\{b\}$ sont assemblés à partir de $[K^e]$ et $\{b^e\}$ comme

$$[K] = \sum_{e=1}^M [K^e]$$

$$\{b\} = \sum_{e=1}^M \{b^e\}$$

3.3.1.3 Conditions frontières :

Pour résoudre le système nous devons imposer des conditions aux nœuds des frontières. Dans le cas où la valeur de la fonction recherchée (potentiel ou température) est connue (condition de Dirichlet), l'élément de la matrice globale K qui correspond à ce nœud est mis à 1 et la valeur du vecteur b correspondant à cette nœud devient :

$$b_j = b_j - K_{j,n(i)}\phi_i \quad \text{où } n(i) \text{ est le nœud } i \quad (3.33)$$

Dans le cas où la dérivée normale de la fonction recherchée est nulle (condition de Neumann), comme pour le potentiel sur une surface exposée à l'air, le système d'équations n'a pas besoin d'être modifié ("natural boundary condition").

3.3.1.4 Maillage du domaine d'intérêt

La première étape de la construction du modèle consiste à mailler le domaine d'intérêt. Dans notre cas, nous allons diviser le volume V en un certain nombre d'éléments de volume de forme tétraédrique. Une fois le domaine maillé, nous obtenons le nombre total d'éléments ainsi que la table de connectivité contenant les différents nœuds qui forment les éléments. De cette façon, il nous sera facile de connaître les éléments sur les frontières du domaine et d'appliquer adéquatement les conditions frontières.

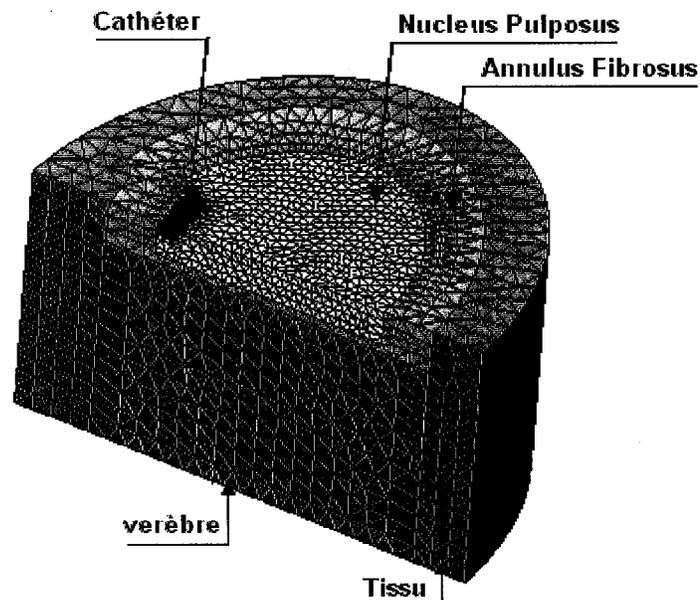


Figure 3.4 : le modèle maillé

3.4 Simulation Numérique

Notre objectif est de développer un modèle rigoureux qui représente le plus possible la géométrie complexe du disque intervertébral et de trouver une solution, par la méthode décrite précédemment dans le paragraphe (3.2.2), pour la distribution du potentiel et la distribution de la température dans le disque intervertébral. Cette solution sera sollicitée pour comparer les différentes modalités de transfert de puissance qui sont les suivantes :

1. le courant RF passe à travers le tissu, le problème est électrothermique, nous solutionnerons l'équation de la température en y ajoutant la puissance calculée à partir de l'équation de conduction.
2. le courant RF est confiné dans cathéter, le problème est thermique, nous solutionnerons l'équation de la température.

3.4.1 La géométrie du modèle

Le modèle représente un segment de la colonne vertébrale incluant un disque, les deux vertèbres adjacentes et une couche de tissu. Le disque comprend deux régions : le *nucleus pulposus* et l'*annulus fibrosus* (voir figures 3.5 et 3.6).

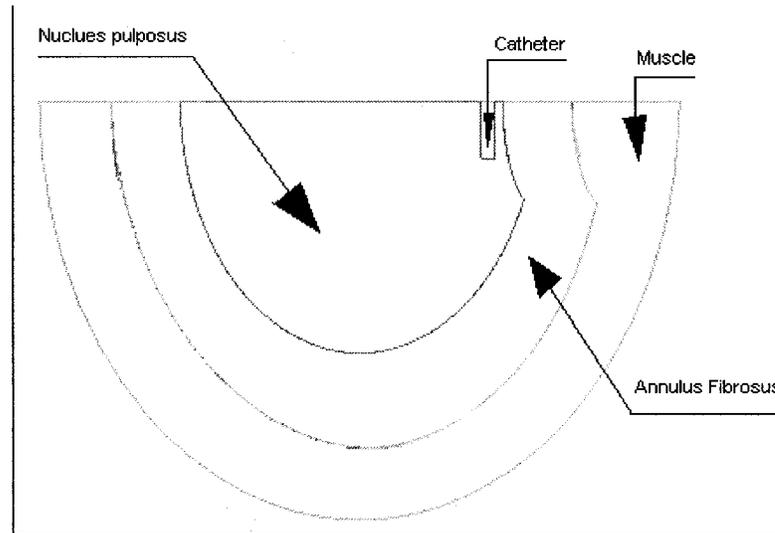


Figure 3.5: modèle avec un cathéter de géométrie simple

3.4.2 Le problème électrique

Le champ électrique est calculé à partir de l'équation de Laplace :

$$\nabla \cdot \sigma \nabla V = 0 \quad (3.34)$$

où σ est la conductivité électrique (S/m). Le potentiel à l'intérieur de chaque élément est approximé par l'équation suivante :

$$V = \sum \xi_i \cdot \phi_i \quad (3.35)$$

où ξ_i sont les fonctions d'interpolation linéaire. Le champ électrique est dérivé de l'équation précédente par la formule :

$$E = -\nabla V \quad (3.36)$$

En remplaçant l'équation (3.35) dans cette équation nous obtenons :

$$E_j = \sum \frac{\partial \xi_i}{\partial X_j} \phi_i \quad (3.37)$$

où ξ_i sont les fonctions d'interpolation. La puissance dissipée est calculée à l'intérieur de chaque élément et elle est donnée par la relation suivante :

$$P_d = \frac{\sigma E^2}{2} \quad (3.38)$$

3.4.3 Le problème thermique

Comme nous avons mentionné plus haut, notre modèle théorique doit solutionner les deux équations car on aura besoin de la puissance dissipée pour pouvoir solutionner la distribution de température. Durant l'ablation, le courant électrique circule entre l'électrode du cathéter en contact avec le disque intervertébral et une autre localisée sur la peau du patient. Le changement de température durant l'ablation dans la zone traitée est gouverné par le "bio-heat transfer equation". La température sera calculée en solutionnant l'équation suivante :

$$\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (K \nabla T) + P_d \quad (3.39)$$

où ρ = la densité du milieu (kgm^{-3}), c_p est la chaleur spécifique ($\text{Jkg}^{-1}\text{C}^{-1}$); k est la conductivité thermique; la deuxième terme à droite représente la densité de puissance dissipée calculée dans le problème électrique. Puisque notre problème est stationnaire, le terme de gauche s'annule et nous donne l'équation suivante :

$$\nabla \cdot (K \nabla T) + P_d = 0 \quad (3.40)$$

de la même façon, la température de chaque élément du modèle est estimée par une fonction linéaire en fonction des nœuds du dernier, ce qui revient à dire que .

$$T = \sum \xi_{i,t_i} \quad (3.41)$$

avec ξ_i qui sont les fonctions d'interpolations.

3.4.4 Les conditions frontières

Le problème se présente sous trois formes :

- 1) Problème thermique (à l'état d'équilibre): les conditions frontières sont purement thermiques, le cathéter est maintenu à 75°C et l'autre partie extérieure, qui représente le muscle, est maintenue à 37°C (la température du corps humain). Ces conditions frontières sont de type de Dirichlet.
- 2) Purement électrique (conduction électrique): c'est le même type de conditions frontières que dans le cas thermique. Le cathéter est maintenu à un voltage fixe tandis que l'extérieur est à zéro.
- 3) Electro-thermique : Le courant RF est injecté dans le tissu. Le problème est soumis à deux différents types de conditions frontières, la première est thermique et elle est appliquée au tissu à l'extérieur, il est maintenu à 37°C. La deuxième est purement électrique, on ajuste la puissance de façon la valeur maximum de la température du tissu à 75°C.

CHAPITRE 4**ARTICLE:****“RF HEATING OF INTERVERTEBRAL DISCS: COMPARAISON OF
DIFFERENT CATHETERS WITH A 3D FINITE ELEMENT
MODELS”**

Manuscrit soumis à : *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*

RF heating of intervertebral discs:
comparison of different catheters
with a 3D Finite Element Model

by :

Abdallah Alaya¹, Pierre Savard¹,
Mark Leung² and Ahmed Khebir³

from :

¹École Polytechnique de Montréal,
²Baylis Medical company, and ³ElectroMagneticWorks Inc.,
Montreal, Quebec, Canada

Corresponding author:

Pierre Savard
Institut de génie biomédical
École Polytechnique de Montréal
C.P. 6079 succ. Centre-Ville
Montreal (Quebec), Canada
H2C 3A7
Tel: (514) 340-4711 ext 4186
FAX: 514) 340-4611
e-mail: savard@igb.polymtl.ca

Acknowledgements: work supported by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada, and the Canadian Research Council.

Index terms: Finite element method, temperature distributions, RF heating, intervertebral disc, low back pain, lumbar vertebrae.

ABSTRACT

This paper presents computer models to simulate temperature distributions produced by different types of radio-frequency (RF) catheters inserted inside intervertebral discs for the treatment of low back pain. The first model is a homogeneous cylinder with a coaxial probe and the second model consists of one disc (including the nucleus pulposus and annulus fibrosus), its two adjacent vertebrae and the surrounding tissue. The finite element method (FEM) was used to solve the Laplace equation for potential in order to determine the dissipated power density and the bioheat equation to determine the temperature distributions. For the cylindrical model, we found an excellent match between the temperature curves obtained by FEM and those computed with analytical equations. In both cylindrical and realistic models, we observed that larger thermal lesions are produced : 1) by RF currents flowing in the tissue, than when RF currents are confined within the catheter; 2) by cooling the electrode which is used to deliver the RF current to the tissue; 3) by using larger electrodes. Additionally, a bipolar electrode configuration which was evaluated for the realistic model, produced an extended region of uniform temperature rise when the two electrodes were cooled and placed symmetrically inside the disc. We conclude that our modeling approach allows us to effectively compare the temperature distributions for different modalities in the same setting, but not necessarily to predict the exact extent of the thermal damage (which would require experimental validation and may be, more complex modeling).

I. Introduction

Low back pain is one of the most common causes of disability affecting the working population. There is a 50 % to 70 % chance of a person having low back pain during his or her lifetime, with a general prevalence of about 18%. It is a common problem for all types of people, no matter what their occupations are. Low back pain has substantial adverse social and economic impacts [1,2], costing an estimated 15 to 50 billion \$ per year in the United States alone.

Extensive clinical and experimental studies on low back pain have been performed. Several causes of back pain are known such as chronic pain associated with the breakdown of annular disc collagen resulting in fissures, global disc degeneration, spondylotic spurs and nerve compression syndrome caused by herniated discs [3,4]. To treat pain associated with disc degeneration, there are a variety of conservative approaches including medication, bed rest and physical therapy [5]. Surgical treatments including discectomy with fusion have been limited to the more severe cases [7].

Intradiscal electrothermal therapy has been introduced in recent years as a minimally invasive alternative for the treatment of chronic low back pain [8]. This therapy consists of inserting a catheter inside the disk which is heated by radiofrequency (RF) energy that is either injected from electrodes into the tissue to cause Joule heating, or dissipated within the catheter to cause conductive heating [9]. This approach provides pain relief and improvement in functional measures, such as sitting and walking abilities, as well as reductions in medication usage and improved return to work rates.

Heating of the intervertebral disc is believed to relieve pain by different mechanisms: the first one consists of the destruction of the nerve endings, which occurs above 45°C; the second one consists of the contraction of the collagen fibers, which occurs above 60°C, and which modifies the mechanical properties

of the disc [10]. A common method to reach these temperatures is to place a needle in the center of the nucleus: this procedure increases temperature in the entire nucleus, but it is not sufficient to raise the temperature in the outer annulus [2]. In 1998, Saal et al. have proposed a novel catheter which is placed at the inner posterior wall of the annulus to overcome this problem.

There are no published studies comparing the intradiscal temperature distributions produced by different RF energy delivery modalities, probably because of the difficulty of measuring the temperature in a repeatable manner at multiple sites in different discs. In the present study, computer modeling was used to compare temperature distributions produced by different modalities so as to help identify optimal parameters such as electrode size, number and location, conductive or Joule heating, and catheter cooling. Two computer models were constructed using the finite element method (FEM): a simple homogeneous cylindrical model and a realistic non-homogeneous model comprising an intervertebral disc, its two adjacent vertebrae and a layer of surrounding tissue.

II. Methods

A. Governing equations

The extent of an RF lesion depends on the temperature distribution inside the disc which, in turn, depends on the electric current distribution. Thus, the model must solve for both temperature and electrical potential distributions. The temperature T (°C) during ablation in the body is governed by the bio-heat transfer equation [30-35] :

$$\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \frac{\sigma E^2}{2} \quad (1)$$

where ρ is the medium density ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$) and c_p is the specific heat ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot^\circ\text{C}^{-1}$). Since only the steady state solution is computed in this work, the term on the left is set to zero. The first term on the right represents thermal conduction where k is the thermal conductivity ($\text{W}\cdot^\circ\text{C}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$). The second term on the right represents the dissipated power density where σ is the electrical conductivity (S/m) and E is the electrical field intensity (V/m) which is obtained by computing the gradient of the potential distribution ($\vec{E} = -\nabla V$).

Since the frequency of RF sources (about 500 kHz) is low, the quasi-static approximation is valid inside the human body and the potential distribution can be calculated from Laplace's equation:

$$\nabla \cdot \sigma \nabla V = 0 \quad (2)$$

The same FEM meshes are used to solve both the temperature and the potential distributions.

B. Finite element models

Two FEM models were constructed. The first one, which consists of a simple homogeneous cylinder (radius $b = 5$ mm) with a coaxial cylindrical electrode (radius $a = 0.5$ mm) was developed so as to validate our FEM procedures by using the following analytical solution when energy is delivered by applying a potential V_o to the catheter while the outer surface of the cylinder has a zero potential and a temperature of 37°C :

$$T = \left(\frac{\sigma V_o^2}{k (\ln(b/a))^2} \right) \left(\frac{-\ln^2 \rho}{2} + \ln \rho \ln a + \frac{\ln^2 b}{2} - \ln b \ln a + 37 \left(\frac{k (\ln(b/a))^2}{\sigma V_o^2} \right) \right) \quad (3)$$

and the following equation when energy is dissipated only inside the catheter which reaches a temperature T_o while the outer surface of the cylinder has a temperature of 37°C :

$$T = \left(\frac{37 - T_0}{\ln(b/a)} \right) \ln \frac{\rho}{b} + 37 \quad (4)$$

The second model has a more realistic geometry and consists of a segment of the spine that comprises one intervertebral disc, its two adjacent vertebrae and a layer of surrounding tissue (Figure 1). The disc comprises two regions: the nucleus pulposus which is surrounded by the annulus fibrosus (cartilaginous) and bounded at its extremities by thin end-plates. The surrounding tissue (mostly muscular) is represented by a layer of constant thickness covering the disc and the vertebrae. These regions all have idealized elliptical cross-sections. Depending on the case, the electrodes from the catheter are modeled either as a single rod or as two smaller cylinders. The dimensions of the different regions of the model, which are listed in Table 1, were taken from the literature [25-29]. The material properties were obtained from the references listed in Table 1.

The geometrical model was first constructed using a 3D CAD tool (SolidWorks,

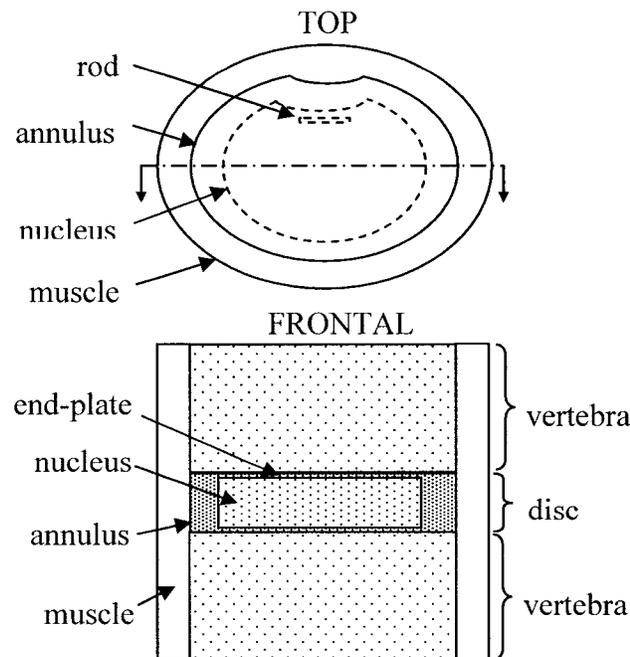


Figure 1. Top view and frontal section of the FEM model comprising one disc and two adjacent vertebrae.

Concord, MA) and saved as a parasolid file. The corresponding FEM mesh was generated by a specialized FEM software (COSMOS/DesignSTAR[™], COSMOS, Los Angeles, CA). Finally, the potential and temperature distributions were computed with a specialized electromagnetic FEM solver (ElectroMagneticWorks, Montreal, QC)

Table 1: Model parameters

	Nucleus pulposus	Annulus fibrosus	Vertebra	Tissue
Diam. in. (mm)	25.0	34.7	34.7	38.5
Diam. out. (mm)	35	48.4	48.4	58.4
Depth (mm)	7.8	9.8	22.9	54.6
Thermal conductivity (W·°C ⁻¹ ·m ⁻¹)	0.61 ²	1.4 ²	0.4 ¹	0.31 ¹
Electrical conductivity (S/m)	1.1 ³	0.76 ³	0.022 ³	0.43 ³

1) Clattenberg et al. (1975) 2) measured at HSC lab

3) Web site <http://niremf.iroec.fir.cnr.it/tissprop>

C. Boundary Conditions

Three different modalities of energy delivery were investigated: 1) RF energy confined within the catheter whose temperature is maintained at a constant value; 2) RF current flowing through the tissue; 3) RF current flowing through the tissue while an unspecified internal cooling process maintains the catheter tip temperature at a constant value.

In the first modality (RF in catheter), the problem is purely thermal and no potential distributions are computed. The boundary conditions are : the catheter tip is maintained at 75°C and the surface of the model is held at 37°C (the body temperature).

In the second modality (RF in tissue), the problem is both electrical and thermal. The electrical boundary conditions are : the catheter tip is fixed at a positive potential while the surface of the entire model is maintained at 0 volt to represent a distant return electrode. Since the basic limiting factor for energy delivery is the maximum tissue temperature which must not exceed 100°C to prevent boiling, the electrode potential is adjusted for each simulation so as to produce the same maximum tissue temperature (75°C). Thus, the different energy delivery modalities can be easily compared. For bipolar electrode configurations, equal positive and negative potentials are applied to the two electrodes while the surface of the model is set at zero. The thermal boundary conditions are : the catheter tip temperature is unconstrained and the surface of the model is held at 37°C.

In the third modality (cooled RF), the problem is again both electrical and thermal. The electrical boundary conditions are the same as in the previous instance, while the catheter tip temperature is fixed at a given temperature (60°C or 45°C) and the surface of the model is held at 37°C.

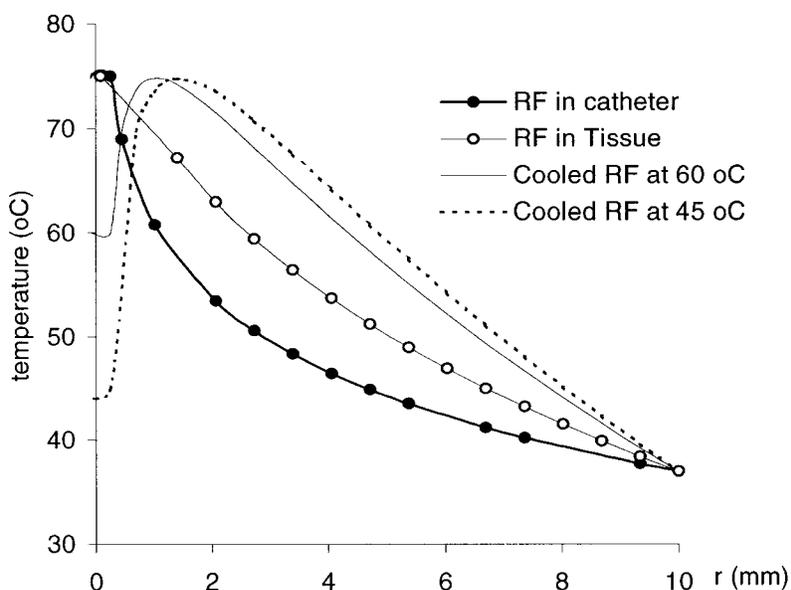
IV. Numerical Results

A. Cylindrical model

The steady state temperature distributions obtained with the simple cylindrical FEM model for the different energy delivery modalities are shown in Figure 2. Firstly, an excellent match was found between the curves obtained by FEM for the RF in catheter and RF in tissue modalities, and the temperature computed with the analytical equations (3) and (4). Secondly, striking differences can be observed between the different modalities. Thus, the depth of the temperature rise increases in the following order for the different modalities: RF in catheter; RF in tissue; cooled RF at 60°C; cooled RF at 45°C. For the first modality (RF in

catheter) the temperature drops more sharply as the observation point moves away from the catheter than for the second modality (RF in tissue). For the cooled electrodes, the point of maximum temperature is shifted away from the electrode with the rest of the temperature curve. To produce these deeper lesions, the RF power must be increased.

Figure 2. Cylindrical model



B. Realistic model with rod catheter

Figure 3 shows four color-coded temperature distributions in half-sections of the realistic model with the rod catheter, for the same four energy delivery modalities. We observe that the relative effectiveness of these modalities remain the same as for the cylindrical model: a) RF in catheter; b) RF in tissue; c) cooled RF at 60°C; d) cooled RF at 45°C. However, the temperature distributions are no longer symmetrical around the catheter: the temperature drops more rapidly posteriorly than anteriorly.

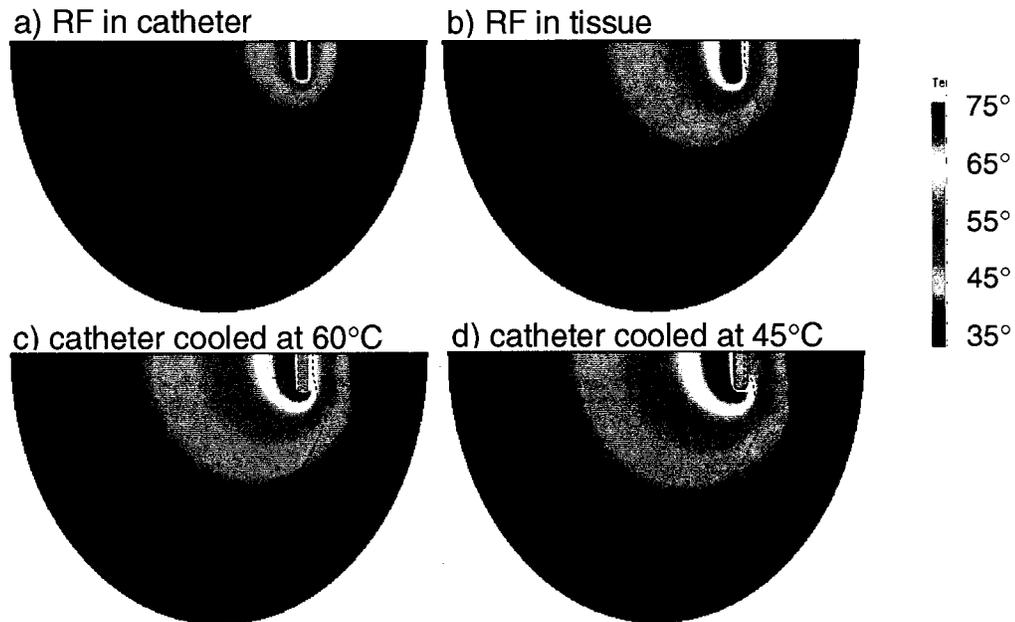
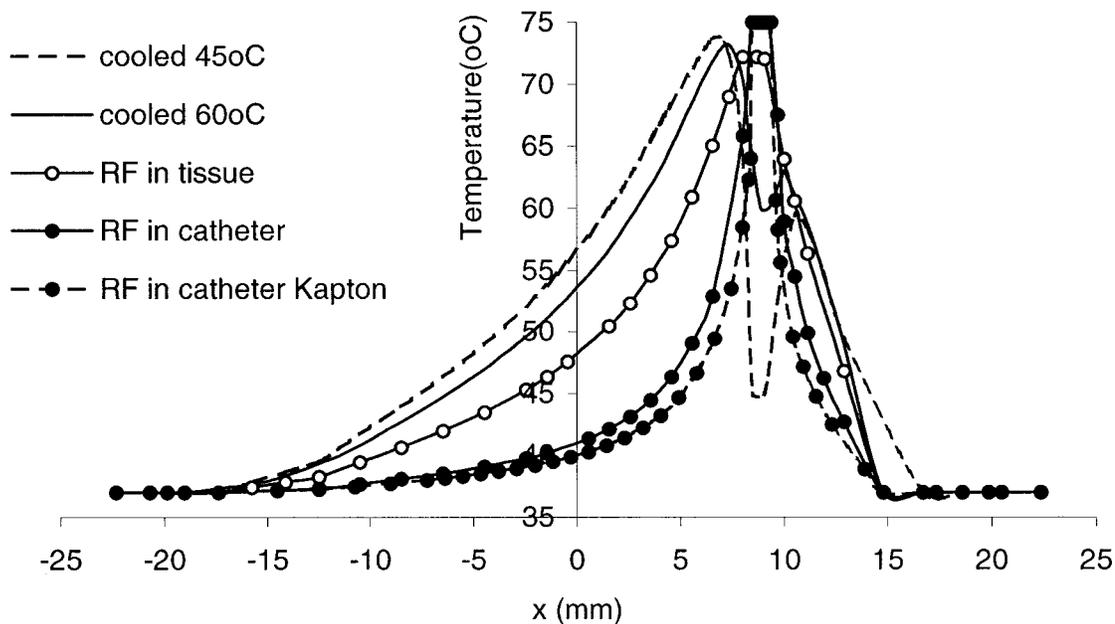


Figure 3: Realistic model with rod catheter

Figure 4 shows the temperature curves along the smaller axis of the same model which corresponds to the top of the half-sections shown in Figure 3. An additional modality is presented: “RF in catheter Kapton”, which is similar to the “RF in catheter” modality (catheter maintained at 75°C), except that the catheter is now covered by a thin layer (0.1 mm) which simulates the Kapton lining (thermal conductivity = $0.12 \text{ W}\cdot\text{°C}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$) which is sometimes used to electrically insulate the catheter. Even if this lining is very thin, it causes a temperature drop which decreases the rest of the temperature curve with respect to the “RF in catheter” modality.

Figure 4 Realistic model with rod catheter



C. ELECTRODE RADIUS

In this section, we study the effects of the electrode radius for the “RF in tissue” modality. The original model, which includes a catheter with a 0.5 mm radius, is modified to obtain two more models with different electrode radii: 0.75 mm and 1 mm. The shape of the electrodes and the mesh resolution are kept the same to obtain the same computational resolution. In this case, as shown in figure 5, the electrode with the larger radius produces a deeper lesion. A similar conclusion can be reached from Figure 6, where the longer catheters produce deeper lesions (the maximum tissue temperature is still 75°C, but it is located near the electrode tip, and not in the center of the electrode where the temperature curve was plotted).

Figure 5 Realistic model for different radii of rod catheter

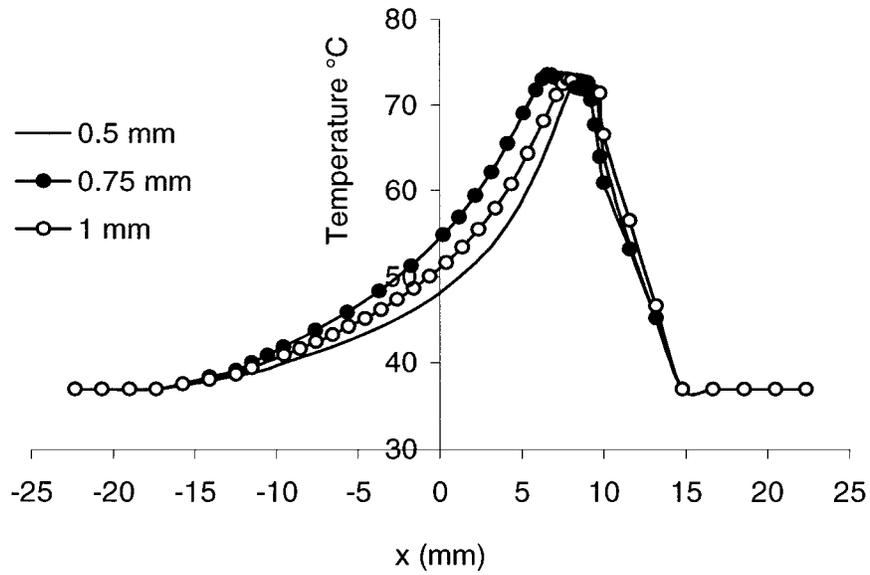
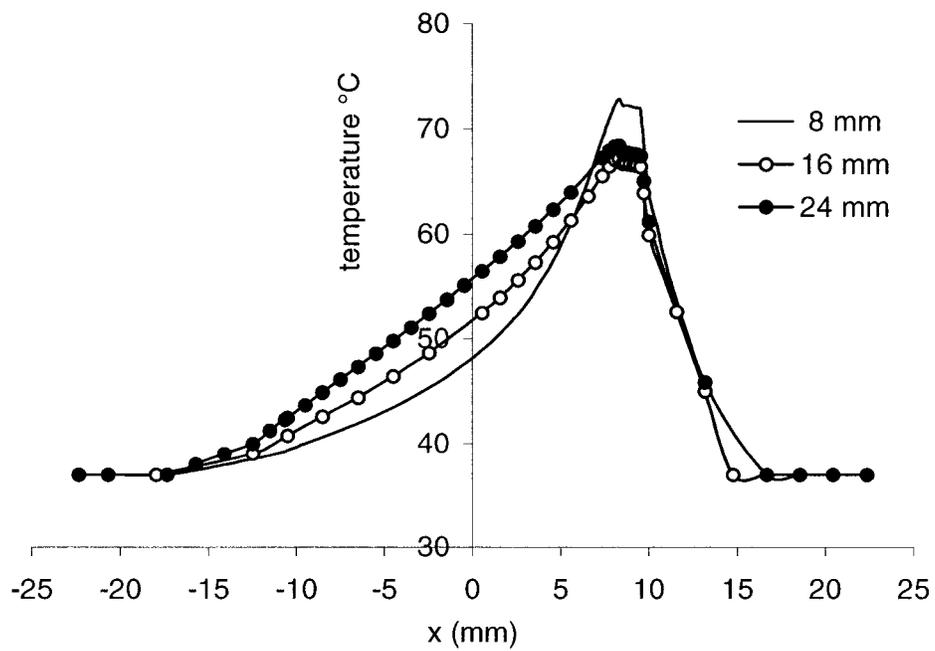


Figure 6 Realistic model with different electrode lengths



D. Bipolar electrodes

Finally, we test a bipolar configuration with two catheters that are inserted posteriorly inside the disc, from the left and the right (electrode radius = 0.5 mm; length = 4 mm). Figure 7 shows the temperature distributions for three energy delivery modalities. For the “RF in tissue modality”, the region where the temperature exceeds 45°C is totally confined within the nucleus, whereas for the two cooled catheter modalities, this region extends to half the thickness of the annulus. The main effect of catheter cooling for bipolar electrodes is a much more uniform temperature rise over the entire nucleus. However, the uniformity of this temperature rise depends on the positioning of the electrodes inside the nucleus, as can be seen in Figure 8 where one electrode is in the posterior section of the nucleus while the other is inside the annulus. Instead of a broad central region of maximum temperature, we now observe two smaller regions of maximum temperature rise that are located near the two electrodes.

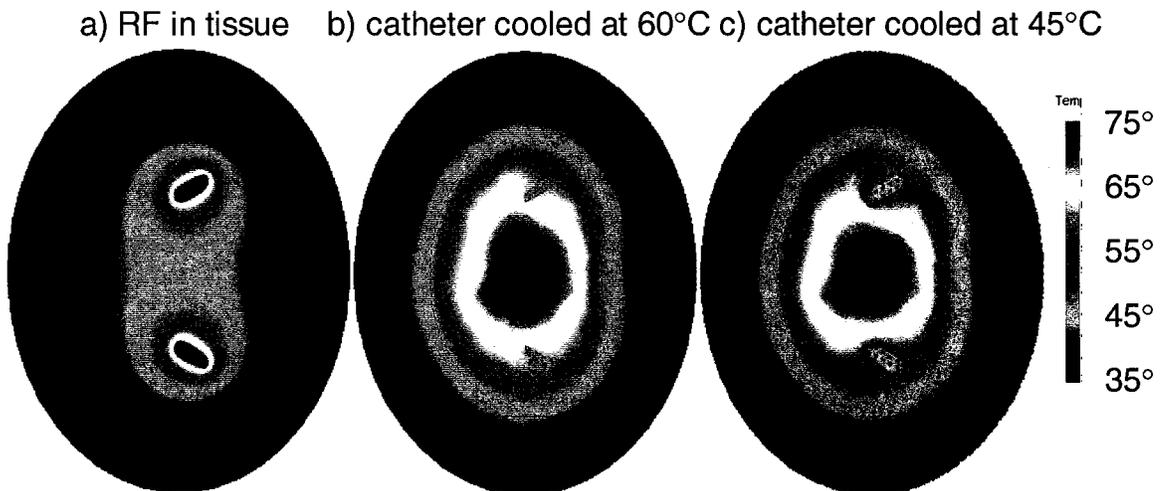


Figure 7. Realistic model with bipolar electrodes

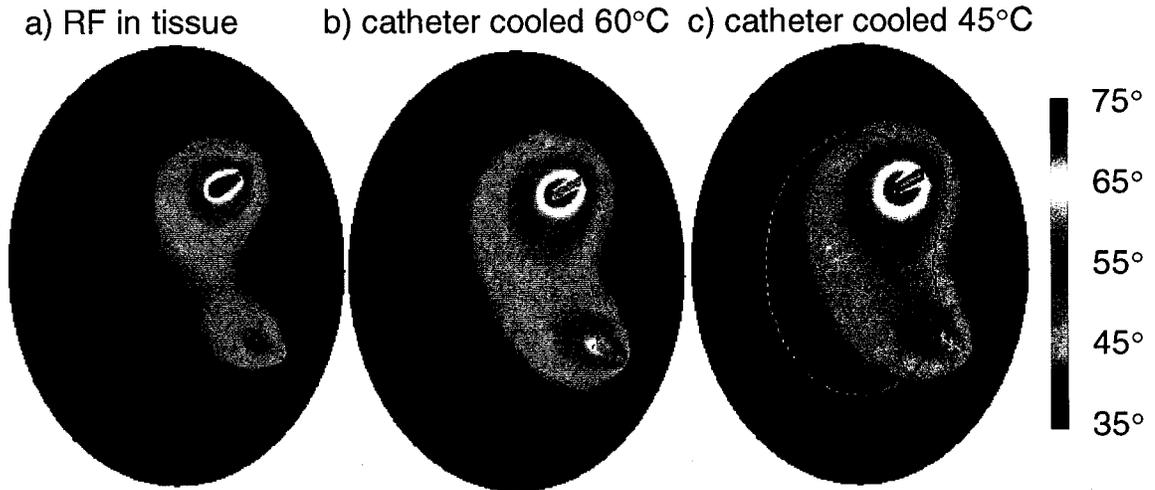


Figure 8 Realistic model with asymmetric bipolar electrodes

V. Discussion

To interpret our results, one should keep in mind that our modeling approach is more comparative than predictive. Our models allow us to effectively compare the temperature distributions for different modalities in the same setting, and not necessarily to accurately predict the exact extent of the thermal damage (which would necessitate experimental validation and may be, more complex modeling). Thus, we observe in both cylindrical and realistic models that larger thermal lesions are produced : 1) by RF currents flowing in the tissue, than when RF currents are confined within the catheter; 2) by cooling the electrode which is used to deliver the RF current to the tissue; 3) by using larger electrodes. Firstly, when RF energy is dissipated only in the catheter, the thermal energy is transferred to the tissue only through thermal conduction and the temperature drops sharply as the observation point moves away from the catheter. For the RF in tissue modality, since RF energy is transferred to distant tissue by electrical conduction, the temperature does not drop as sharply. Secondly, for the cooled electrodes, the point of maximum tissue temperature is shifted away from the

electrode and this also shifts the rest of the temperature curve (necessitating more energy). Thirdly, for electrodes with larger diameters, the point of maximum tissue temperature is also shifted away from the axis of the catheter (and this also necessitates more energy). Additionally, a bipolar electrode configuration, which was evaluated for the realistic model, produced an extended region of uniform temperature rise when the two electrodes were cooled and placed symmetrically inside the disc.

From a modeling point of view, the inclusion of regions with different material properties altered the temperature distributions. Specifically, the temperature dropped more rapidly posteriorly than anteriorly (Figure 4). This could be explained by the higher electrical conductivity of the nucleus which orients the current in the anterior direction. This explanation is supported by the lesser asymmetry for the "RF in catheter" modality which does not involve any current flow in the tissue. The closer posterior thermal boundary condition (37°C) can also partly explain this asymmetry.

According to Ashley et al., [10], heating of the disc is believed to relieve pain by destruction of the nerve endings (>45°C) and/or contraction of the collagen fibers (>60°C). The temperature distributions computed with the realistic model show that the regions subjected to a temperature rise above 60°C are much less extended than those subjected to a temperature rise above 45°C, which suggests that the destruction of the nerve endings (above 45°C) could be the main mechanism of intradiscal heating.

Even if our FEM computations were validated analytically with a cylindrical model, our realistic model has limitations. The material properties of the different regions were obtained from the literature and not measured specifically for our purposes. Thus, we do not know if the electrical and thermal conductivities of the annulus fibrosus show any anisotropy which could be due to the laminar structure of the annulus. Also, we did not include other regions or mechanisms that could play a significant role, such as the spinal cord or the irrigation of the

peripheral muscles. Thus, we cannot yet predict possible damage to the spinal cord.

VI. Conclusions

We conclude that larger thermal lesions are produced : 1) by RF currents flowing in the tissue, rather than RF currents that are confined within the catheter; 2) by cooling the electrode which is used to deliver the RF current to the tissue; 3) by using larger electrodes.

VII. REFERENCES

- [1] M. Argoubi, A. Shirazi-Adl, "Poroelastic Creep Response Analysis Of a Lumbar Motion Segment In Compression," *J. Biomechanics*, vol. 29, pp. 1331-1339, oct. 1996.
- [2] J.C. Houpt, E.S. Conner and E.W. McFarland. "Experimental Study of Temperature Distribution and Thermal Transport During Frequency Current Therapy Of The Intervertebral Disc," *Spine*, vol. 21, pp. 1808–1813, Aug. 1996.
- [3] P. Maurer, D. Squillante, "Is IDET Effective Treatment for Discogenic Low Back Pain? A Prospective Cohort Outcome Study (1-2 year follow-up). Identifying Successful Patient Selection Criteria," presented at the 16th Annual Meeting North American Spine Society, Seattle, WA, October 31-November 3, 2001. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

- [4] P. Maurer, D. Schlemback, and M. Brown, "Lumbar Intradiscal Electrothermal Annuloplasty (IDEA) for Discogenic Low Back Pain," presented at International Intradiscal Therapy Society Annual Meeting, Williamsburg, VA, June 8-10, 2000. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.
- [5] K.J. Thompson, "Two Year Results from the Intradiscal Electrothermal Therapy (IDET) Nationwide Registry," presented at the 16th Annual Meeting North American Spine Society, Seattle, WA, October 31-November 3, 2001. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.
- [6] K.J. Thompson, T.S. Eckel, "IDET Nationwide Registry Preliminary Results: 12 Month Follow-up Data on 211 patients," presented at the 15th Annual Meeting North American Spine Society, New Orleans, LA, October 25-28, 2000. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.
- [7] F.T. Wetzel, G.B. Andersson, J.H. Pelozza, R.H. Rashbaum C.K. Lee, H.A. Yuan, F.M. Philips, H.S. An, "Intradiscal Electrothermal Therapy (IDET) to Treat Discogenic Low Back Pain: Two Year Results of a Multi-Center Prospective Cohort Study," presented at the 16th Annual Meeting North American Spine Society, Seattle, WA, October 31-November 3, 2001. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.
- [8] F. Kleinstueck, C. Diederich, W. Nau, J. Smith, C. Puttlitz, J. Lotz, D. Bradford, "The IDET Procedure: Temperature Distributions and Biomechanical Effects on Human Lumbar Disk," presented at the 15th

Annual Meeting North American Spine Society , New Orleans, LA, October 25-28, 2000. [Online]. Available :

<http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

- [9] B. Troussier, J.F. Lebas, J.P. Chirossel, M. Peoc'h, S. Grand, J.L. Levieil and X. Philip. "Percutaneous Intradiscal Radio-Frequency Thermocoagulation A Cadaveric Study," *Spine*, vol. 20, pp. 1713-1718, Aug. 1995.
- [10] J. E. Ashley , V. M. Gharpuray, J.S. Saal and J.A. Saal, "Temperature Distribution in the Intervertebral Disc: A Comparison of Intranuclear Radio-frequency Needle to a Novel Heating Catheter," *BED* vol. 42, Bioengineering Conference ASME 1999. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.
- [11] R. Wright, S. Kamson, P. Finch, S. Brandt, R. Pflueger and B. Rickles, "Precise In Vivo Measurement of Peak Intra-Annular Temperatures Obtained During Intradiscal Electrothermal Therapy (IDET)," presented at International Intradiscal Therapy Society Annual Meeting, Williamsburg, VA, June 8-10, 2000. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.
- [12] M. J. Totta, "Predictors of One Year Outcomes Following Intradiscal Electrothermal Therapy (IDET)," presented at the 16th Annual Meeting North American Spine Society, Seattle, WA, October 31-November 3, 2001. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

- [13] J. A. Saal, J. S. Saal, F. T. Wetzel, K. Thompson, P. Maurer and J. Hill, "IDET Related Complications: A Multi-Center Study of 1675 Treated Patients With a Review of the FDA MDR Data Base," presented at the 16th Annual Meeting North American Spine Society, Seattle, WA, October 31-November 3, 2001. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.
- [14] J. K. McGraw, J. S. Silber and J. M. Boorstein, "IntraDiscal ElectroThermal Therapy (IDET) for the Treatment of Discogenic Back Pain: Results and Follow-up," presented at the SCVIR 26th Annual Meeting, San Antonio, TX, March 3-8, 2001. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.
- [15] J. H. Pelozza, "Intradiscal Navigable Catheter Used in the Treatment of Discogenic Low Back Pain: 24 Month Results," presented at the Steadman-Hawkins 2000 Annual Fellows Meeting, Vail, CO, December 6-9, 2000. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.
- [16] K. Thompson and T. Eckel, "IDET Nationwide Registry Preliminary Results: 12 Month Follow-up Data on 211 patients," presented at the 15th Annual Meeting North American Spine Society, New Orleans, LA, October 25-28, 2000. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.
- [17] J. A. Saal and J.S. Saal, "Intradiscal Electrothermal Treatment (IDET) for Chronic Discogenic Low Back Pain with Two Year Follow-up," presented at the 15th Annual Meeting North American Spine Society , New Orleans, LA,

October 25-28, 2000. [Online]. Available :

<http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

- [18] R. Derby and C. W. O'Neill, "The Reported Effects on Referred Leg Pain Post Intradiscal Electrothermal Therapy," presented at the International Spinal Injection Society, San Francisco, September 8-10, 2000. [Online].

Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

- [19] F. Lagattuta, R. Brady and P. Hudoba, "Incidence of intervertebral fusion in patients treated with intradiscal electrothermotherapy," presented at American Association of Orthopedic Medicine Annual Meeting, Amelia Island, FL, May 4-6, 2000. [Online]. Available :

<http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

- [20] R. Derby, Y. Chen, C. O'Neil and E. Lau, "Intradiscal Electrothermal Annuloplasty: A Novel Approach for Treating Chronic Discogenic Back Pain, One –Year Outcome Study," presented at the 13th World Congress of the International Federation of Physical Medicine and Rehabilitation, Washington, DC, November 11-14, 1999. [Online]. Available :

<http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

- [21] M. Karasek, D. Karasek and N. Bogduk, "A Controlled Trial of the Efficacy of Intradiscal Electrothermal Treatment for Internal Disc Disruption," presented at the 14th Annual Meeting of the North American Spine Society, Chicago, IL, October 20-23, 1999. [Online]. Available :

<http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

- [22] J. S. Saal and J. A. Saal, "Intradiscal Electrothermal Annuloplasty (IDET) for Chronic Disc Disease: Outcome Assessment with Minimum One Year

Follow-Up,” presented at the 14th Annual Meeting of the North American Spine Society, Chicago, IL, October 20-23, 1999. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

- [23] R. Shah, G. Lutz, J. Lee, S. Doty and S. Rodeo, “Intradiscal Electrothermal Therapy: A Preliminary Histologic Study,” presented at the 2000 Annual Session of the Physiatric Association of Spine, Sports and Occupational Rehabilitation, San Francisco, CA, November 2-5, 2000. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.
- [24] J. Lee, G. E. Lutz, D. Campbell, S. A. Rodeo and T. Wright, “Stability of the Spine after Intradiscal Electrothermal Therapy,” presented at the 7th Annual Scientific Meeting of the International Spinal Injection Society (ISIS), Las Vegas, NV, August 13-15, 1999. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.
- [25] S. B. Tibrewal, MB, BS, FRCS, and M. J. PEARCY, BSC, PHD. Lumbar Intervertebral Disc Heights In Normal Subjects and Patients With Disc Herniation. *Spine* vol. 10, pp. 452-454, Jun. 1985.
- [26] M. Panjabi, T. Oxland, T. Kolchiro Takata, J. Duranceau, M. Krag and M. Price, “Human Lumbar Vertebrae Quantitative three-dimensional Anatomy,” *Spine* vol. 17, pp. 299-306, March 1992.
- [27] I. Gilad, and M. Nissan, “A Study Of Vertebrea And Disc Geometric Relations Of The Human Cervical and Lumbar Spine,” *Spine*, vol. 11, pp 154-157, March 1986.

- [28] S. H. Zhou, I. D. McCarthy, A. H. McGregor, R. R. H. COOMBS and S. P. F. Hughes, "Geometrical Dimensions Of The Lower Lumbar Vertebrae Analysis Of The Data From Digitised CT Images," *Eur. Spine J.* , vol. 9 pp. 242-248, June 2000.
- [29] D. S. McNally, C. Naish and M. Halliwell, "Intervertebral Disc Structure : Observation By a Novel Use Of Ultrasound Imaging," *Ultrasound In Medecine & Biology* vol.26, pp. 751–758, June 2000.
- [30] S. Labonté, "Numerical Model for Radio-Frequency Ablation of the Endocardium and its Experimental Validation," *IEEE Trans on BME* vol. 41, pp. 108 -115, Feb.1994.
- [31] S. Labonté, "A Computer Simulation Of Radio-Frequency Ablation Of the Endocardium," *IEEE Trans on BME* vol. 41, pp. 883-890, Sept.1994.
- [32] V. Shahidi and P. Savard, "A Finite Element Model For Radiofrequency Ablation of the Myocardium," *IEEE Trans on BME*, vol. 41, pp. 963-968. Oct.1994.
- [33] D. Panescu, J. G. Whyne, S. D. Fleischman, M. S. Mirotznik, D. K. Swanson and J. G. Webster, "Three-Dimensional Finite Element Analysis of Current Density and Temperature Distributions During Radio-Frequency Ablation," *IEEE Trans on BME*, vol. 42, pp. 879-890 Sept.1995.
- [34] Z. Kaouk, A. Khebir and P. Savard, "A Finite Element Model Of a Microwave Catheter for Cardiac Ablation," *IEEE Tand. on MTT*, vol. 44, pp. 1848-1854, Oct.1996.

- [35] H. Cao, V. R. Vorperian, S. Tungjitkusolmun, J. Z. Tsai, D. Haemmerich, Y. B. Choy, and J. G. Webster, "Flow Effect on lesion Formation in RF Cardiac Catheter Ablation," *IEEE Trans on BME* Vol.48, pp. 425-432, April 2001.
- [36] Clattenburg R. and Cohen J., "Thermal Properties Of Cancellous Bone," *J. Bimed. Mater. Reser.* Vol.9, pp169 – 182, 1975.

CHAPITRE 5

CONCLUSIONS ET DISCUSSIONS

Pour interpréter les résultats, il ne faut pas oublier que l'approche suivie est plus comparative que prédictive. Les modèles nous permettent de comparer les distributions de la température pour différentes modalités d'énergie soumis aux mêmes contraintes, mais ces modèles ne nous permettent pas de prévoir ou de mesurer l'étendue exacte des dommages thermiques (cette dernière situation exige nécessairement la validation expérimentale et peut être même des modèles plus complexes).

Ainsi, nous avons observé que dans les deux modèles (cylindrique et réaliste) les lésions thermiques maximales sont produites: 1) par des courants RF circulant dans le tissu, plutôt que quand ceux-ci restent confinés dans le cathéter; 2) en refroidissant l'électrode qui fournit le courant RF au tissu; 3) en utilisant de plus grandes électrodes. Premièrement, quand l'énergie RF est dissipée par le cathéter, l'énergie thermique est transférée au tissu par conduction thermique et la température chute brusquement à fur et à mesure qu'on s'éloigne du part et d'autre du cathéter. Pour la modalité où le courant RF circule dans le tissu, l'énergie RF est transférée au tissu éloigné par conduction électrique ce qui fait que la température ne chute pas aussi brusquement que dans la première modalité. Deuxièmement, pour le cas des électrodes refroidies, la température maximum de tissu est éloignée de l'électrode et ceci décale le reste de la courbe de la température. Troisièmement, pour des électrodes plus larges, la température maximum de tissu est également plus éloignée de l'axe du cathéter (et ceci nécessite plus d'énergie). En plus, la configuration bipolaire, qui a été évaluée pour le modèle réaliste, produit une région de température

uniforme quand les deux électrodes sont refroidi et placé symétriquement à l'intérieur du disque.

L'inclusion des régions avec différentes propriétés dans le modèle a changé la distribution de la température. Spécifiquement, la température a chuté plus rapidement postérieurement qu'antérieurement (figure 4.4). Ceci pourrait être expliqué par la conductivité électrique plus élevée du nucleus qui oriente le courant dans la direction antérieure.

Selon Ashley et al., [10], la chauffage du disque intervertébral est censée soulager la douleur par la destruction des nerfs ($> 45^{\circ}\text{C}$) et/ou par la contraction des fibres de collagène ($> 60^{\circ}\text{C}$). En se rapportant au modèle réaliste, les distributions de la température montrent que les régions soumises à une température au-dessus de 60°C sont beaucoup moins prolongées que celles soumises à une température au-dessus de 45°C , ce qui laisse entendre que le mécanisme de la destruction des nerfs (au-dessus de 45°C) pourrait être le mécanisme principal pour le soulagement de la douleur.

Même si nos calculs furent validés analytiquement avec un modèle cylindrique, notre modèle réaliste a des limitations. Parmi ces limitations on trouve, les propriétés des différents régions ont été obtenues à partir de la littérature et non pas mesurées pour des fins expérimentales. Ainsi, nous ne savons pas si les conductivités électriques et thermiques de l'*annulus fibrosus* montrent une anisotropie quelconque ce qui pourrait être due à la structure laminaire de l'*annulus*. En outre, nous n'avons pas inclus d'autres régions ou mécanismes qui pourraient jouer un rôle significatif, tel que le cordon médullaire ou l'irrigation des muscles périphériques. Ainsi, nous ne pouvons pas encore prévoir des dommages possibles au cordon médullaire.

RÉFÉRENCES

Argoubi M., Shirazi-Adl A., "Poroelastic Creep Response Analysis Of a Lumbar Motion Segment In Compression," *J. Biomechanics*, vol. 29, pp. 1331-1339, oct. 1996.

Ashley J. E. , Gharpuray V. M., Saal J.S. and Saal J.A., "Temperature Distribution in the Intervertebral Disc: A Comparison of Intranuclear Radio-frequency Needle to a Novel Heating Catheter," BED vol. 42, Bioengineering Conference ASME 1999. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

Bendix A. F., Bendix T., Labriola M., and Boerkgard P. "Functional Restoration for Chronic Low Back pain Two-Year Follow-Up of Two Randomized Clinical Trials," *Spine* Vol.23, pp. 717-725, 1998.

Chari M. V. K., "Numerical Methods in Electromagnetism," Academic Press, 2002.

Clattenburg R. and Cohen J., "Thermal Properties Of Cancellous Bone," *J. Bimed. Mater. Reser.* Vol.9, pp169 – 182, 1975.

Derby R. and O'Neill C. W., "The Reported Effects on Referred Leg Pain Post Intradiscal Electrothermal Therapy," presented at the International Spinal Injection Society, San Francisco, September 8-10, 2000. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

Derby R., Chen Y., O'Neil C. and Lau E., "Intradiscal Electrothermal Annuloplasty: A Novel Approach for Treating Chronic Discogenic Back Pain, One

–Year Outcome Study,” presented at the 13th World Congress of the International Federation of Physical Medicine and Rehabilitation, Washington, DC, November 11-14, 1999. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

Fritzell P., Hagg O., Wessberg P., Nordwall A., and The Swedish Lumbar Spine Study Group “Chronic Low Back Pain and Fusion: A Comparison of Three Surgical Techniques A Prospective Multicenter Randomized Study From the Swedish Lumbar Spine Study Group,” *Spine* Vol.27, pp. 1131-1141, 2002.

Gilad I. and Nissan M. “A Study Of Vertebra And Disc Geometric Relations Of The Human Cervical and Lumbar Spine,” *Spine*, vol. 11, pp 154-157, March 1986.

Haupt J.C., Conner E.S. and McFarland E.W.. “Experimental Study of Temperature Distribution and Thermal Transport During Frequency Current Therapy Of The Intervertebral Disc,” *Spine*, vol. 21, pp. 1808–1813, Aug. 1996.

Hsieh C. Y. J., Adams A. H., Tobis J., Hong C. Z., Danielson C., Platt K., Hoehler F., Reinsch Sibylle and Rubel A. “Effectiveness of four conservative Treatments for Subacute Low Back Pain A Randomized Clinical Trial,” *Spine* Vol.27, pp. 1142-1148, 2002.

Kaouk Z., Khebir A. and Savard P., “A Finite Element Model Of a Microwave Catheter for Cardiac Ablation,” *IEEE Trans. on MTT*, vol. 44, pp. 1848-1854, Oct.1996.

Karasek M., Karasek D. and Bogduk N., “A Controlled Trial of the Efficacy of Intradiscal Electrothermal Treatment for Internal Disc Disruption,” presented at

the 14th Annual Meeting of the North American Spine Society, Chicago, IL, October 20-23, 1999. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

Kleinstueck F., Diederich C., Nau W., Smith J., Puttlitz C., Lotz J., Bradford D., "The IDET Procedure: Temperature Distributions and Biomechanical Effects on Human Lumbar Disk," presented at the 15th Annual Meeting North American Spine Society , New Orleans, LA, October 25-28, 2000. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

Labonté S., "Numerical Model for Radio-Frequency Ablation of the Endocardium and its Experimental Validation," *IEEE Trans on BME* vol. 41, pp. 108 -115, Feb.1994.

Labonté S., "A Computer Simulation Of Radio-Frequency Ablation Of the Endocardium," *IEEE Trans on BME* vol. 41, pp. 883-890, Sept.1994.

Lagattuta F., Brady R. and Hudoba P., "Incidence of intervertebral fusion in patients treated with intradiscal electrothermotherapy," presented at American Association of Orthopedic Medicine Annual Meeting, Amelia Island, FL, May 4-6, 2000. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

Leclaire R., Fortin L., Lambert R., Bergeron Y. M., and Rossignol M. "Radiofrequency Facet Joint Denervation in the Treatment of Low Back Pain A Placebo-Controlled Clinical Trial To Assess Efficacy," *Spine* Vol.26, pp. 1411-1417, 2001.

Lee J., Lutz G. E., Campbell D., Rodeo S. A. and Wright T., "Stability of the Spine after Intradiscal Electrothermal Therapy," presented at the 7th Annual Scientific Meeting of the International Spinal Injection Society (ISIS), Las Vegas, NV, August 13-15, 1999. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

Maurer P., Squillante D., "Is IDET Effective Treatment for Discogenic Low Back Pain? A Prospective Cohort Outcome Study (1-2 year follow-up). Identifying Successful Patient Selection Criteria," presented at the 16th Annual Meeting North American Spine Society, Seattle, WA, October 31-November 3, 2001. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

Maurer P., Schlemback D., and Brown M., "Lumbar Intradiscal Electrothermal Annuloplasty (IDEA) for Discogenic Low Back Pain," presented at International Intradiscal Therapy Society Annual Meeting, Williamsburg, VA, June 8-10, 2000. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

McGraw J. K., Silber J. S. and Boorstein J. M., "IntraDiscal ElectroThermal Therapy (IDET) for the Treatment of Discogenic Back Pain: Results and Follow-up," presented at the SCVIR 26th Annual Meeting, San Antonio, TX, March 3-8, 2001. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

McNally D. S., Naish C. and Halliwell M., "Intervertebral Disc Structure : Observation By a Novel Use Of Ultrasound Imaging," *Ultrasound In Medecine & Biology* vol.26, pp. 751–758, June 2000.

Panescu D., Whayne J. G., Fleischman S. D., Mirotznik M. S., Swanson D. K. and Webster J. G., "Three-Dimensional Finite Element Analysis of Current

Density and Temperature Distributions During Radio-Frequency Ablation," *IEEE Trans on BME*, vol. 42, pp. 879-890 Sept.1995.

Panjabi M., Oxland T., Kolchiro T., Duranceau J., Krag M. and Price M., "Human Lumbar Vertebrae Quantitative three-dimensional Anatomy," *Spine* vol. 17, pp. 299-306, March 1992.

Peloza J. H., "Intradiscal Navigable Catheter Used in the Treatment of Discogenic Low Back Pain: 24 Month Results," presented at the Steadman-Hawkins 2000 Annual Fellows Meeting, Vail, CO, December 6-9, 2000. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

Saal J. A., Saal J. S., Wetzel F. T., Thompson K., Maurer P. and Hill J., "IDET Related Complications: A Multi-Center Study of 1675 Treated Patients With a Review of the FDA MDR Data Base," presented at the 16th Annual Meeting North American Spine Society, Seattle, WA, October 31-November 3, 2001. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

Saal J. A. and Saal J.S., "Intradiscal Electrothermal Treatment (IDET) for Chronic Discogenic Low Back Pain with Two Year Follow-up," presented at the 15th Annual Meeting North American Spine Society , New Orleans, LA, October 25-28, 2000. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

Saal J. S. and Saal J. A., "Intradiscal Electrothermal Annuloplasty (IDET) for Chronic Disc Disease: Outcome Assessment with Minimum One Year Follow-Up," presented at the 14th Annual Meeting of the North American Spine Society, Chicago, IL, October 20-23, 1999. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

Shah R., Lutz G., Lee J., Doty S. and Rodeo S., "Intradiscal Electrothermal Therapy: A Preliminary Histologic Study," presented at the 2000 Annual Session of the Physiatric Association of Spine, Sports and Occupational Rehabilitation, San Francisco, CA, November 2-5, 2000. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

Shahidi V. and Savard P., "A Finite Element Model For Radiofrequency Ablation of the Myocardium," *IEEE Trans on BME*, vol. 41, pp. 963-968. Oct.1994.

Sylvester P. P., Ferrari R. L., "Finite Elements For Electrical Engineers," Third Edition, 1996.

Thompson K. and Eckel T., "IDET Nationwide Registry Preliminary Results: 12 Month Follow-up Data on 211 patients," presented at the 15th Annual Meeting North American Spine Society, New Orleans, LA, October 25-28, 2000. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

Thompson K.J., "Two Year Results from the Intradiscal Electrothermal Therapy (IDET) Nationwide Registry," presented at the 16th Annual Meeting North American Spine Society, Seattle, WA, October 31-November 3, 2001. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

Thompson K.J., Eckel T.S., "IDET Nationwide Registry Preliminary Results: 12 Month Follow-up Data on 211 patients," presented at the 15th Annual Meeting North American Spine Society, New Orleans, LA, October 25-28, 2000. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

Tibrewal S. B., and Percy M. J. "Lumbar Intervertebral Disc Heights In Normal Subjects and Patients With Disc Herniation," *Spine* vol. 10, pp. 452-454, Jun. 1985.

Totta M. J., "Predictors of One Year Outcomes Following Intradiscal Electrothermal Therapy (IDET)," presented at the 16th Annual Meeting North American Spine Society, Seattle, WA, October 31-November 3, 2001. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

Troussier B., Lebas J.F., Chirossel J.P., Peoc'h M., Grand S., Leviel J.L. and Philip X.. "Percutaneous Intradiscal Radio-Frequency Thermocoagulation A Cadaveric Study," *Spine*, vol. 20, pp. 1713-1718, Aug. 1995.

Van kleef M., Barendse G. A. M., Kessels A., Voets H. M., Weber W. E. J. And de Lange S., "Randomized Trial of Radiofrequency Lumbar Facet Denervation for Chronic Low Back Pain," *Spine* Vol.24, pp. 1937-1942, 1999.

Weinstein J. N., Ghordon S. L. "Low back pain A scientific and clinical Overview," edition 1996.

Wetzel F.T., Andersson G.B., Pelozza J.H., Rashbaum R.H., Lee C.K., Yuan H.A., Philips F.M., An H.S., "Intradiscal Electrothermal Therapy (IDET) to Treat Discogenic Low Back Pain: Two Year Results of a Multi-Center Prospective Cohort Study," presented at the 16th Annual Meeting North American Spine Society, Seattle, WA, October 31-November 3, 2001. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

White III A. A. and Panjabi M. M. "Clinical Biomechanics of The Spine Second," Edition 1990.

Wiesel B. "Low Back Pain Medical Diagnosis and Comprehensive Management," edition 1989.

Wright R., Kamson S., Finch P., Brandt S., Pflueger R. and Rickles B., "Precise In Vivo Measurement of Peak Intra-Annular Temperatures Obtained During Intradiscal Electrothermal Therapy (IDET)," presented at International Intradiscal Therapy Society Annual Meeting, Williamsburg, VA, June 8-10, 2000. [Online]. Available : <http://www.oratec.com/products/spine/Spine-abstracts.html>.

Zhou S. H., McCarthy I. D., McGregor A. H., COOMBS R. R. H. and Hughes S. P. F., "Geometrical Dimensions Of The Lower Lumbar Vertebrae Analysis Of The Data From Digitised CT Images," *Eur. Spine J.* , vol. 9 pp. 242-248, June 2000.