

ÉCOLE DOCTORALE MSII

UMR 7357

**THÈSE** présentée par :

**Guillaume KOCH**

soutenue le : 16 décembre 2024

pour obtenir le grade de : **Docteur de l'université de Strasbourg**

Discipline/ Spécialité : Signal, Image, Automatique, Robotique (SIAR)

**OPTIMISATION DE LA PROTECTION DU NERF  
SCIATIQUE LORS DES ABLATHERMIES DU  
BASSIN**

**THÈSE dirigée par :**

**Mr CLAVERT Philippe**

**Mr GARNON Julien**

Professeur, université de Strasbourg

Professeur, université de Strasbourg

**RAPPORTEURS :**

**Mr SZEWCZYK Jérôme**

**Mr JACQUESSON Timothée**

Professeur, Sorbonne université

Professeur, université de Lyon 1

**AUTRES MEMBRES DU JURY :**

**Mme MEYLHEUC Laurence**

**Mr SEIZEUR Romuald**

**Mr GANGI Afshin**

Maitre de conférence, université de Strasbourg

Professeur, université de Brest

Professeur, université de Strasbourg

## Remerciements

Je tiens à remercier :

Laurence Meylheuc pour son encadrement, sa disponibilité et ses explications claires. Sans toi ce travail n'aurait pas pu aboutir.

Julien Garnon pour son encadrement, sa disponibilité et sa vision d'ensemble. Tu es à l'origine de ce travail, sans toi ce n'aurait pas été possible.

Philippe Clavert pour son encadrement et son soutien absolument indéfectible.

Afshin Gangi pour la direction que vous pointez et le soutien que vous me portez.

Romuald Seizeur pour ton soutien depuis toutes ces années et pour l'exemple que tu es pour moi.

Timothée Jacquesson pour avoir accepté d'être rapporteur de cette thèse. Merci pour le soutien mutuel durant ces années d'apprentissage que nous avons passées ensemble.

Jérôme Szewczyk pour avoir accepté d'être rapporteur de cette thèse et vous être montré disponible pour moi.

Hadi Dandache, Tom Trotobas, Josselin Colin, Laetitia Idir, Btissam El Mamouni, Clélia Mougney, Olivier Lerriche et Louis Gauvain. J'ai eu le plaisir de vous encadrer au cours de certains des travaux présentés lors de cette thèse. J'étais content d'observer, d'apprendre et d'échanger à vos côtés. L'énergie et la curiosité qui vous animent sont incroyables.

Tous mes collègues de radiologie interventionnelle du CHRU de Strasbourg, de l'Hôpital de Haguenau et de l'institut d'Anatomie de Strasbourg pour leur soutien et leur patience à mon égard.

Ma famille et tout particulièrement mes enfants Eva, Gustave et Ernest.

## Table des matières

<b>LISTE DES FIGURES .....</b>	<b>5</b>
<b>LISTE DES TABLEAUX .....</b>	<b>14</b>
<b>1 INTRODUCTION .....</b>	<b>16</b>
1.1 CONTEXTE .....	16
1.2 PLAN .....	17
1.3 PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS DE CE TRAVAIL DE THESE .....	17
1.4 ENCADREMENT AU COURS DE CE TRAVAIL DE THESE .....	19
<b>2 NERF SCIATIQUE : CONSIDERATIONS ANATOMIQUES ET RADIOLOGIQUES.....</b>	<b>20</b>
2.1 DESCRIPTION ANATOMIQUE DU PLEXUS SACRAL (LAZORTHE 1955).....	20
2.2 DESCRIPTION ANATOMIQUE DU NERF SCIATIQUE.....	20
2.2.1 <i>Origine (Kamina and Santini 1997).....</i>	<i>20</i>
2.2.2 <i>Trajet et rapports (Lazorthes 1955)(Figure 2 et Figure 3) .....</i>	<i>21</i>
2.2.3 <i>Vascularisation (Lazorthes 1955) .....</i>	<i>23</i>
2.2.4 <i>Localisation (Kamina and Santini 1997).....</i>	<i>24</i>
2.2.5 <i>Environnement péri nerveux (Lazorthes 1955, Bouchet and Cuilleret 1983).....</i>	<i>24</i>
2.2.6 <i>Branches collatérales (Kamina and Santini 1997) .....</i>	<i>24</i>
2.2.7 <i>Branches terminales (Lazorthes 1955) .....</i>	<i>25</i>
2.2.8 <i>Fonctions (Lazorthes 1955).....</i>	<i>25</i>
2.2.9 <i>Variations (Kamina and Santini 1997).....</i>	<i>26</i>
2.3 REVUE DE LA LITTÉRATURE SUR LA VARIABILITE DU NERF .....	26
2.3.1 <i>Introduction .....</i>	<i>26</i>
2.3.2 <i>Matériel et méthode.....</i>	<i>27</i>
2.3.3 <i>Résultats .....</i>	<i>29</i>
2.3.4 <i>Discussion et conclusion .....</i>	<i>31</i>
2.4 ÉTUDE RADIO-ANATOMIQUE DE LA PROXIMITÉ DU NERF SCIATIQUE ET DE L'OS COXAL.....	32
2.4.1 <i>Introduction .....</i>	<i>32</i>
2.4.2 <i>Matériel et méthode.....</i>	<i>33</i>
2.4.3 <i>Résultats .....</i>	<i>37</i>
2.4.4 <i>Discussion .....</i>	<i>42</i>
2.4.5 <i>Conclusion .....</i>	<i>44</i>
<b>3 MODALITES D'ABLATION THERMIQUE ET LEURS EFFETS SUR LE NERF .....</b>	<b>46</b>
3.1 TECHNIQUES D'ABLATION TUMORALE .....	46

3.1.1	<i>Introduction</i> .....	46
3.1.2	<i>Thermoablation par le froid</i> .....	47
3.1.3	<i>Thermoablation par le chaud</i> .....	50
3.2	PROTECTION NERVEUSE PAR HYDRODISSECTION.....	58
3.3	EFFET DE LA TEMPERATURE SUR LE NERF .....	60
3.3.1	<i>Revue de la littérature</i> .....	60
3.3.2	<i>Déficits neurologiques rencontrés dans le service</i> .....	63
<b>4</b>	<b>OPTIMISATION DE L'HYDRODISSECTION DU NERF SCIATIQUE</b> .....	<b>67</b>
4.1	MODELISATION DE LA REGION GLUTEALE.....	67
4.1.1	<i>Segmentation de la région glutéale et création d'un modèle 3D</i> .....	68
4.1.2	<i>Établissement de la chaîne numérique</i> .....	74
4.1.3	<i>Révision de la chaîne numérique</i> .....	83
4.1.4	<i>État actuel de la chaîne numérique</i> .....	85
4.2	CARACTERISATION DE L'ESPACE DE DIFFUSION .....	88
4.2.1	<i>Porosité et caractéristiques d'écoulement</i> .....	88
4.2.2	<i>Caractéristiques mécaniques du tissu adipeux</i> .....	98
4.2.3	<i>Conclusion</i> .....	99
4.3	SIMULATION DU REFOULEMENT .....	99
4.3.1	<i>Description des paramètres et du plan d'expérience</i> .....	100
4.3.2	<i>Mise en place des simulations</i> .....	104
4.3.3	<i>Résultats des expériences d'injection</i> .....	105
4.3.4	<i>Analyse des résultats</i> .....	108
4.4	CARACTERISATION ET MODELISATION DE L'AIGUILLE D'INJECTION .....	108
4.4.1	<i>Caractéristiques techniques</i> .....	108
4.4.2	<i>Simulations d'écoulement dans l'aiguille</i> .....	110
4.5	CARACTERISATION ET MODELISATION DE L'ESPACE DE DIFFUSION .....	112
4.5.1	<i>Caractéristiques physiques du tissu adipeux</i> .....	113
4.6	CARACTERISTIQUES PHYSIQUES DU NERF ET DU MUSCLE .....	117
4.6.1	<i>Caractéristiques physiques du muscle</i> .....	117
4.6.2	<i>Caractéristiques physiques du nerf</i> .....	119
4.7	MISE EN PLACE DU MODELE EXPERIMENTAL .....	121
4.7.1	<i>Définition de la position de l'aiguille</i> .....	121
4.7.2	<i>Modélisation de la zone de diffusion</i> .....	123
4.8	RESULTATS DES SIMULATIONS .....	124
4.8.1	<i>Introduction</i> .....	124
4.8.2	<i>Évaluation mécanique</i> .....	127
4.8.3	<i>Étude thermique sans modification de taille de l'espace de diffusion</i> .....	134

4.8.4	<i>Étude thermique avec modification de taille de l'espace de diffusion.....</i>	145
<b>5</b>	<b>CREATION D'UN DISPOSITIF D'INJECTION.....</b>	<b>156</b>
5.1	DISPOSITIF D'INJECTION MANUEL.....	157
5.2	DISPOSITIF MOTORISE DE PROTECTION DU NERF .....	158
5.2.1	<i>Injection par une pompe.....</i>	158
5.2.2	<i>Tuyau en sortie d'échangeur .....</i>	162
5.2.3	<i>Échangeur thermique .....</i>	167
5.2.4	<i>Conception du dispositif de régulation thermique.....</i>	182
5.2.5	<i>Mise en situation du système complet .....</i>	185
5.2.6	<i>Conclusion et ouverture.....</i>	186
<b>6</b>	<b>CONCLUSION .....</b>	<b>188</b>
<b>7</b>	<b>BIBLIOGRAPHIE.....</b>	<b>191</b>

## Liste des figures

- Figure 1 : schéma d'une dissection de la région glutéale et de la région postérieure de la cuisse droite. Le nerf sciatique (en jaune) sort du pelvis par le foramen infra-piriforme, il aborde la région glutéale en maquant une courbure à concavité inféro-médiale, puis descend verticalement vers le bas jusqu'à la partie haute de la fosse poplitée où il se divise en deux branches terminales. 21**
- Figure 2 : schéma d'une vue postérieure de la région glutéale droite après résection des téguments et des muscles glutéaux. Le nerf sciatique (en jaune) sort du foramen infra-piriforme puis chemine dans la région glutéale contre la face postérieure des muscles pelvitrochantériens et passe à mi-distance de la tubérosité sciatique et du grand trochanter 22**
- Figure 3 : schéma d'une vue postérieure de la région glutéale représentant les rapports du nerf sciatique. Le muscle glutéal majeur est sectionné et récliné, une fenêtre est réalisée dans le muscle glutéal moyen pour démasquer les éléments sous-jacents 23**
- Figure 4 : organigramme de la revue de la littérature ayant conduit à l'inclusion de 26 articles 29**
- Figure 5 : IRM coronale du bassin pondérée en T2 représentant les 6 niveaux différents pour la collecte des données. A : 1,5 cm au-dessus de l'acétabulum, B : toit de l'acétabulum, C : sommet de la tête fémorale, D : fovéa, E : échancrure acétabulaire, sommet de la branche ischiopubienne. 35**
- Figure 6 : IRM axiale du bassin pondérée en T2 montrant la sortie du nerf sciatique (flèche) du bassin aux 6 niveaux différents définis sur la Figure 5. A : 1,5 cm au-dessus de l'acétabulum, B : toit de l'acétabulum, C : sommet de la tête fémorale, D : fovéa, E : échancrure acétabulaire, F : sommet de la branche ischiopubienne. 35**
- Figure 7 : IRM axiale pondérée en T2 du bassin au niveau de la fovéa (A, B, D) et au niveau de la branche ischiopubienne (C) montrant différents tissus interposés (flèche) entre le nerf sciatique (ligne pointillée) et l'os. Les tissus interposés étaient de la graisse (A), du muscle (B), des ischio-jambiers (C) ou pas de tissu interposé du tout lorsque le nerf était collé à l'os (D). 36**
- Figure 8 : IRM axiale pondérée en T2 du bassin au niveau de la fovéa montrant la distance la plus courte (A) entre le nerf sciatique (cercle pointillé) et la corticale de l'os du bassin (tête de flèche). 36**
- Figure 9 : schéma de l'étude 38**
- Figure 10 : IRM pondérée T2 (A : plan axial, B : plan coronal, C : plan sagittal, D : plan oblique dans l'axe du nerf sciatique) du bassin montrant une variante bilatérale du nerf sciatique de type B, où le nerf fibulaire commun (flèche) perce le muscle piriforme (étoiles), et le nerf tibial (tête de flèche) passe en avant et en dessous du muscle piriforme. 38**
- Figure 11 : Représentation des distances moyennes entre le nerf sciatique et l'os sur une vue antéro-latérale d'un demi-pelvis droit. 40**
- Figure 12 : Organisation du circuit des gaz au travers de la cryosonde 47**
- Figure 13 : Effets cellulaires de la cryothérapie. 48**
- Figure 14: Effets vasculaires de la cryothérapie : 49**

Figure 15: L'ablation par radiofréquence nécessite l'établissement d'un circuit électrique fermé entre deux électrodes.	51
Figure 16: Principe physique de l'ablation par micro-ondes.	53
Figure 17 : L'ablation par ultrasons focalisés de haute intensité (HIFU) permet d'effectuer des ablations ciblées de petites tailles au point de focalisation, sans effectuer de dommage aux tissus interposés dans le cône d'ultrasons.	56
Figure 18: Protection du nerf sciatique durant une thermoablation. A gauche, coupe scanographique de la région glutéale, une électrode de stimulation (flèche) est positionnée au contact du nerf sciatique (têtes de flèche) en complément d'une hydrodissection par du liquide marqué (étoile). A droite, le pied droit du patient réalise des mouvements de flexion plantaire répétés permettant de s'assurer de l'intégrité du nerf sur tout son trajet.	59
Figure 19: Illustration d'une hydrodissection du nerf sciatique dans la région glutéale lors d'une cryothérapie de la région postérieure du cotyle. A : IRM avant l'intervention soulignant la proximité de la tumeur et du nerf sciatique (cercle jaune). B : acquisition scanner coupe axiale durant l'intervention, hydrodissection par du sérum marqué au produit de contraste (flèche blanche) injecté par une aiguille d'hydrodissection (flèche bleue) qui est positionnée entre la zone de cryothérapie (triple flèche) et le nerf (cercle jaune). C : coupe oblique dans l'axe du nerf, le nerf (flèches bleues) est éloigné de la zone de la boule de glace (cercle bleu) par le liquide injecté au travers de 4 aiguilles d'hydrodissection.	59
Figure 20 : segmentation manuelle dans le logiciel ITK-Snap : illustration des différences de signal permettant d'identifier les structures anatomiques de la région glutéale. Séquences en pondération T1, série In phase à gauche, série Water à droite.	69
Figure 21 : segmentation manuelle des structures anatomiques de la région glutéale effectuée sur 3 plans orthogonaux dans le logiciel ITK-Snap. Contourage de chacune des structures osseuses : os coxal en rouge, petit glutéal en bleu clair, moyen glutéal en violet, grand glutéal en vert, muscle piriforme en bleu foncé, muscle obturateur interne en jaune et nerf sciatique en orangé.	70
Figure 22 : vue antérieure 3D du résultat de la segmentation manuelle des structures anatomiques de la région glutéale droite.	70
Figure 23 : vue de la surface externe d'un fichier surfacique obtenu par segmentation :	72
Figure 24 : erreurs rencontrées lors de la segmentation :	73
Figure 25 : hypothèse de chaîne numérique de traitement des données permettant l'obtention de fichiers volumiques 3D	74
Figure 26 : lissage des contours du fichier surfacique du muscle piriforme à l'aide de la fonction « Convex Hull ». En haut le fichier initial, en bas le fichier obtenu après le lissage par cette fonction du logiciel Meshmixer.	79
Figure 27 : Vue 3D des pièces assemblées mettant en évidence une collision entre la pièce du nerf sciatique (étoile) et le muscle jumeau supérieur (flèche).	79

<b>Figure 28 : Illustration des modifications du nerf sciatique. (a) pièce initiale obtenue après segmentation, présentant de nombreuses irrégularités. (b) pièce obtenue après avoir redessiné des portions du nerf sciatique et de ses branches.</b>	<b>80</b>
<b>Figure 29 : Illustration des niveaux de réparation à prévoir selon l'état des pièces obtenues après segmentation. (a) niveau de réparation simple, (b) niveau de réparation partielle, (c) niveau de réparation complète.</b>	<b>81</b>
<b>Figure 30 : Représentation 3D de l'intérieur d'un fichier 3D. Difficulté de génération des NURBS. En turquoise la cible et en violet la surface générée.</b>	<b>82</b>
<b>Figure 31 : Nouvelle chaîne numérique de traitement des fichiers.</b>	<b>83</b>
<b>Figure 32 : Vue 3D de l'espace de diffusion obtenu par opérations booléennes illustrant l'obtention de volumes nuls représentés par la superposition des facettes.</b>	<b>84</b>
<b>Figure 33 : volume obtenu par opérations booléennes correspondant à l'espace de diffusion. Nombreux appendices créés dans et à la périphérie du volume.</b>	<b>85</b>
<b>Figure 34 : description des étapes de traitement et chaîne numérique actuelle</b>	<b>85</b>
<b>Figure 35 : génération de la trajectoire permettant de combler l'espace entre le tendon de l'obturateur interne et les deux muscles jumeaux</b>	<b>86</b>
<b>Figure 36 : modèle numérique 3D de la région glutéale. Des choix de couleurs ont été fait pour permettre le regroupement et l'identification de la pièce anatomique selon son groupe musculaire</b>	<b>88</b>
<b>Figure 37 : Machine de traction ZwickRoell Z005 et trou de passage dans la traverse inférieure</b>	<b>90</b>
<b>Figure 38 : Dispositif d'injection en « cône » réalisé par impression 3D</b>	<b>91</b>
<b>Figure 39 : seringue à extrémité vissée permettant de faciliter le remplissage, la réutilisation et l'étanchéité</b>	<b>91</b>
<b>Figure 40 : utilisation d'une grille pour maintenir le tissu adipeux dans la seringue et éviter l'obturation de l'orifice de sortie</b>	<b>92</b>
<b>Figure 41 : Différents montages testés afin de parer le problème d'axe. A : illustration du désaxage des deux parties ; B : utilisation d'un plateau rotulé en libérant le piston ; C : piston fixé et seringue libre sur la traverse.</b>	<b>92</b>
<b>Figure 42 : dispositifs expérimentaux pour la caractérisation de la porosité du tissu adipeux. A : dispositif « cône », problème de compression du joint engendrant des fuites ; B : dispositif « grille », infiltration du tissu adipeux au travers de la cage et obturant l'orifice de sortie de la seringue ; C : dispositif « cage », passage de liquide coloré autour de la cage.</b>	<b>93</b>
<b>Figure 43 : courbe force appliquée/déplacement lors de l'injection au travers du dispositif « cage ».</b>	<b>94</b>
<b>Figure 44 : Tissu adipeux extrait de la cage après injection d'un liquide coloré bleu. Absence de trace de colorant à l'intérieur du tissu adipeux, l'ensemble passant par les côtés.</b>	<b>94</b>
<b>Figure 45 : Photographie d'une pièce de tissu adipeux de cochon après injection de liquide coloré en son centre par une aiguille 22G. On observe le passage du colorant dans les espaces interlobulaires et non directement au sein des lobules.</b>	<b>95</b>

Figure 46 : Relevé de la force exercée sur le piston avec deux vitesses d'injection (descente de la traverse à 10mm/min (a) et à 50mm/min (b)) et deux températures de tissu adipeux (24°C (a, b et c) et 8°C (c)). Pour chacune des expériences un enregistrement est effectué sans injection dans du tissu adipeux (D_a_v : dispositif à vide).	96
Figure 47 : image 3D VRT à trois temps différents de l'injection de produit de contraste iodé (en blanc) au travers d'une aiguille spinale de 22G dans une pièce de tissu adipeux de cochon (en violet).	97
Figure 48 : Rhéomètre Dynamique (RDA) Haake Mars avec échantillon de tissu adipeux placé en son centre sous le Pelletier	98
Figure 49 : courbes rhéomètre dynamique obtenues avec 10 cycles d'écrasement de 5mm d'un maillon de tissu adipeux de cochon	99
Figure 50 : Courbe de compression du tissu adipeux	101
Figure 51 : Fiches matériaux utilisées au cours des simulations au sein du logiciel STAR CCM+, pour le caoutchouc à gauche (a) et le tissu adipeux à droite (b)	101
Figure 52 : sélection d'une portion de l'espace de diffusion autour du nerf sciatique	102
Figure 53 : création du réseau de lattices dans l'espace de diffusion réduit	103
Figure 54 : Description des conditions aux limites sur le modèle tronqué	105
Figure 55 : Simulations au sein du volume tronqué avec utilisation de caoutchouc (a) ou de gras (b), t=2s. Les lignes de courant dans le milieu sont représentées en bleu.	106
Figure 56 : Simulations au sein du volume tronqué avec lattices, t=2s	106
Figure 57 : Simulation d'injection au sein du domaine complet, t=2s	107
Figure 58 : Simulation d'injection au sein du domaine complet à partir d'un autre point d'injection, t=2s	107
Figure 59 : Mesures de l'aiguille 22G effectuées sous microscope binoculaire	109
Figure 60 : Modélisation de l'aiguille 22G avec biseau de type Quincke dans le logiciel Star-CCM+	110
Figure 61 : Représentation des problèmes d'interfaces dans le logiciel Star-CCM+ lorsque la surface se sortie affleure avec le biseau (image de gauche). Représentation de l'interface de sortie située en dedans du biseau (images au centre et à droite)	110
Figure 62 : Profil de l'écoulement à l'intérieur d'une aiguille 22G	112
Figure 63 : Lien entre la tortuosité du matériau et la géométrie des pores	114
Figure 64 : Schéma de l'écoulement d'un fluide à travers un tuyau	116
Figure 65 : Schéma expérimental de traction du muscle grand fessier	118
Figure 66 : Mensurations des muscles grand fessier	118
Figure 67 : Segment de nerf sciatique positionné dans l'appareil de mesure (image de gauche) et arrimé par deux pinces Foerster (image de droite)	120
Figure 68 : Courbes de traction des segments de nerf sciatique	120
Figure 69 : Courbe de traction d'un matériau hyperélastique biologique	121
Figure 70 : Module d'Young du nerf sciatique	121
Figure 71 : Représentation du positionnement de l'aiguille d'hydrodissection au sein du modèle numérique 3D. L'aiguille s'inscrit dans un plan horizontal à hauteur de l'épine sciatique par un abord latéral (image	

de gauche). L'extrémité de l'aiguille se situe entre l'os coxal et le nerf sciatique (image centrale), et son biseau est tourné vers l'arrière en direction du nerf sciatique (image de droite).	122
Figure 72 : Coupe axiale du modèle numérique représentant la position de l'aiguille dans l'espace de diffusion entre le nerf sciatique et l'os coxal	123
Figure 73 : Représentation 3D de la position des 3 aiguilles, au niveau de l'épine sciatique (1), 10mm (2) et 20mm (3) au-dessus.	123
Figure 74 : Identification des zones d'intérêt sur une vue 3D de l'espace de diffusion. L'espace de diffusion comporte une zone de sortie haute au contact du nerf sciatique (Outlet nerf), une zone de sortie basse vers la racine de la cuisse (Outlet dessous), une zone d'entrée à l'extrémité de l'aiguille (Inlet aiguille), une zone de température extrême (thermo) et une face postérieure dont la géométrie va être modifiée par l'injection (face arrière colorée en bleu)	124
Figure 75 : Fraction des débits calculés à chacune des sorties avec une injection au travers de l'aiguille à 1g/s	125
Figure 76 : acquisitions scanographiques en procubitus d'une hydrodissection de la région glutéale gauche. A gauche, acquisition au début de l'intervention, à droite acquisition en fin d'intervention après réalisation de l'hydrodissection par injection de sérum physiologique marqué par du produit de contraste iodé à 5% (représentée en blanc dans les parties molles de la région glutéale). Noter l'augmentation de volume de la fesse gauche par disparition du plat de la fesse	127
Figure 77 : Résultats de simulations évaluant le déplacement du muscle grand fessier et de la pression appliquée	127
Figure 78 : modélisation des insertions du muscle glutéal majeur (en violet sur l'image de gauche) et de la déformation du muscle lié à ses points d'attache (images de droite)	128
Figure 79 : Pression exercée sur le nerf en fonction du débit, mesurée à selon 3 positions d'injection : au niveau de l'épine sciatique (0cm), puis 1cm et 2 cm au-dessus.	130
Figure 80 : Représentation de la zone de mesure (R = 2mm) de la pression exercée sur le nerf sciatique lors de l'injection	131
Figure 81 : Représentation des amplitudes de déplacement du nerf sciatique lors de l'injection à hauteur de l'épine sciatique. A gauche avec les deux extrémités nerveuses fixées, à droite avec seule l'insertion basse fixée.	132
Figure 82 : Déplacement du nerf avec une pression appliquée de 500Pa	133
Figure 83: Différence de pression calculée entre l'entrée et la sortie de l'aiguille 22G de 8,8 cm de long.	134
Figure 84 : Pression observée le long des lignes de courant à la sortie de l'aiguille visualisation en utilisant des saturations différentes : (a) 8160 Pa, (b) 816 Pa, (C) 82 Pa	134
Figure 85: Représentation des coupes réalisées dans l'espace de diffusion permettant l'étude des températures	135
Figure 86: Représentation des trois positions choisies de l'aiguille d'hydrodissection dans l'espace de diffusion pour les simulations thermiques. (a) au niveau de l'épine sciatique, (b) 10 mm et (c) 20 mm au-dessus de l'épine sciatique	135

- Figure 87 : observation des températures à la surface du nerf sciatique et à la surface de l'espace de diffusion lors d'une thermoablation (zone d'hyperthermie circulaire de 2 cm de diamètre placée en bordure de l'espace de diffusion en regard du nerf), avec injection d'eau avec un débit constant de 1g/S et des températures différentes : 20°C, 10°C, 0°C, -50°C** 136
- Figure 88: représentation de l'influence de l'injection à plusieurs hauteurs. Échelle thermique comprise entre 20°C et 43°C** 137
- Figure 89: température enregistrée à la surface du nerf et aux sorties de l'espace de diffusion. Nerf : surface du nerf sciatique ; outlet\_dessous : sortie basse de l'espace de diffusion ; outlet\_nerf : sortie haute de l'espace de diffusion vers le pelvis, au contact du nerf sciatique** 138
- Figure 90: vues de l'espace de diffusion avec coupes régulières. Saturation des couleurs de thermométrie entre 10°C et 37,1°C** 139
- Figure 91 : Températures enregistrées à la surface du nerf et aux sorties de l'espace de diffusion. Nerf : surface du nerf sciatique ; outlet\_dessous : sortie basse de l'espace de diffusion ; outlet\_nerf : sortie haute de l'espace de diffusion vers le pelvis, au contact du nerf sciatique** 140
- Figure 92 : vues de l'espace de diffusion avec coupes régulières lors des simulations prenant en compte la solidification de l'eau sous les 0°C. Saturation des couleurs de thermométrie au-delà de 10°C et 37,1°C** 140
- Figure 93 : répartition de la température dans l'aiguille après 0,0025 seconde d'injection** 141
- Figure 94 : répartition de la température dans l'aiguille après 0,1 seconde d'injection** 141
- Figure 95 : observation du changement de température au cours du temps durant l'injection de liquide à 20°C durant une thermoablation à 95°C à l'aide de coupes axiales (ligne du haut) et de coupes coronales (ligne du bas). Observations réalisées à 0,01s, 5s, 10s, 80s après injection et comparées à l'état instationnaire (colonne de droite).** 142
- Figure 96 : Coupes axiales au niveau de l'aiguille représentant les modifications de température au cours du temps avec le protocole d'injection et de thermoablation représenté sur l'échelle temporelle. Injection d'eau à 20°C pendant 30secondes, début de thermoablation à 95°C à 30s, arrêt de l'injection à 80s tout en continuant la thermoablation.** 144
- Figure 97 : diagramme d'évolution de la température à la surface de l'ensemble du nerf au cours du temps durant l'expérience d'injection désynchronisée de la thermoablation représentée en Figure 87. Arrêt de l'injection 80 secondes après le début de l'expérience.** 145
- Figure 98 : représentation des flux en sortie d'aiguille avec des porosités différentes du milieu d'injection. (a) porosité à 0,16 correspondant à du tissu adipeux, (b) porosité à 0,31 correspondant à du tissu adipeux ayant préalablement bénéficié d'une injection avec écartement de ses lobules.** 146
- Figure 99 : Simulation d'une thermoablation à 95°C avec hydrodissection par injection d'eau à 20°C à 1g/s. Coupes selon différentes hauteurs. Sur les deux coupes de gauche réalisées 1 et 2 cm au-dessus du site d'injection, la température à la surface du nerf (en blanc) est supérieure à la température létale de 43°C.** 147

<b>Figure 100 : Simulation d'une thermoablation à 95°C avec hydrodissection par injection d'eau à 20°C à 1g/s au travers de 2 aiguilles.</b>	<b>148</b>
<b>Figure 101 : températures maximales enregistrées à la surface du nerf lors de l'expérience d'hydrodissection au travers de 2 aiguilles lors d'une thermoablation à 95°C.</b>	<b>148</b>
<b>Figure 102 : Simulation d'une thermoablation à -40°C avec hydrodissection par injection d'eau à 40°C à 1g/s. L'échelle de température utilisée s'étend de 10°C à 40.1°C.</b>	<b>149</b>
<b>Figure 103 : Schémas représentant les états liquide et solide au sein de l'espace de diffusion durant une thermoablation à -40°C avec hydrodissection par injection d'eau à 40°C à 1g/s.</b>	<b>150</b>
<b>Figure 104 : Simulation d'une thermoablation à -40°C avec hydrodissection par injection d'eau à 40°C à 1g/s au travers de 2 aiguilles situées 0.6 mm de part et d'autre de la position de vulnérabilité maximale du nerf, où il est le plus proche de l'os.</b>	<b>151</b>
<b>Figure 105 : Schémas représentant les états liquide et solide au sein de l'espace de diffusion durant une thermoablation à -40°C avec hydrodissection par injection d'eau à 40°C à 1g/s au travers de 2 aiguilles.</b>	<b>151</b>
<b>Figure 106 : Simulation en instationnaire durant une thermoablation à 95°C débutée à 30s, hydrodissection à 20°C par 2 aiguilles débutée à 0s et arrêtée à 300s.</b>	<b>153</b>
<b>Figure 107 : simulation d'une hydrodissection à 40°C au travers de 2 aiguilles dans un milieu non poreux avec une thermoablation à -40°C</b>	<b>154</b>
<b>Figure 108 : Schémas représentant les états liquide et solide au sein de l'espace de diffusion durant une thermoablation à -40°C avec hydrodissection par injection d'eau à 40°C à 1g/s au travers de 2 aiguilles dans un milieu liquide non poreux.</b>	<b>155</b>
<b>Figure 109 : photographies d'un bloc de radiologie interventionnelle comportant un scanner (A) et un capteur plan (B) formant un 4D-CT</b>	<b>156</b>
<b>Figure 110 : CAO d'une pompe mécanique utilisant 2 seringues de 20 mL en opposition autorisant simultanément le remplissage et la vidange des deux seringues.</b>	<b>157</b>
<b>Figure 111 : CAO d'une pompe mécanique utilisant 3 seringues de 20 mL disposées en étoile autorisant l'injection en continu du système.</b>	<b>158</b>
<b>Figure 112: Pompe péristaltique Verdflex VP2 – HT utilisée pour les tests d'injection et les mesures de débits.</b>	<b>159</b>
<b>Figure 113: appareil de micro-ondes de la marque Medtronic. On observe une pompe péristaltique rotative (flèche) placée à l'avant de l'appareil pour le refroidissement de l'antenne.</b>	<b>160</b>
<b>Figure 114: illustration des pressions appliquées dans le tube en sortie de pompe et dans l'aiguille au cours d'une injection à 50mL/min</b>	<b>160</b>
<b>Figure 115: photographie de l'installation pour la caractérisation de la pompe</b>	<b>161</b>
<b>Figure 116 : caractérisation des débits de la pompe par rapport au débit théorique</b>	<b>162</b>
<b>Figure 117: représentation géométrique de la section de tubulure (à gauche) et de sa segmentation mesh (à droite) utilisée dans le logiciel COMSOL</b>	<b>165</b>

Figure 118: résultat de simulation en entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) d'un flexible avec une température d'entrée de 50°C et une vitesse d'injection de 0,327479 m/s	165
Figure 119 : profil de températures le long du flexible pour une température à l'entrée de 50°C, avec des vitesses d'injection comprises entre 0,032748 m/s (5mL/min courbe verte) et 0,327479 m/s (50mL/min courbe violette en haut).	165
Figure 120 : diagramme de température en sortie de flexible en fonction de la température d'entrée de flexible pour des vitesses différentes d'injection	167
Figure 121 : coupe de l'échangeur thermique	167
Figure 122: échangeur thermique pré dimensionné. En haut, la plaque en cuivre creusée pour accepter le flexible. Au milieu, coupe de l'échangeur avec le module Peltier inséré entre les 2 plaques de cuivre. En bas, échangeur complet fait de deux parties assemblées autour du flexible	169
Figure 123 : échangeur thermique pré dimensionné. Illustration de la CAO permettant de voir le principe de pince sandwich et le positionnement du flexible (en bleu).	169
Figure 124 : modèle CAO simplifié pour l'étude de la puissance nécessaire des modules Peltier	170
Figure 125 : coupe du modèle simplifié utilisé pour la simulation des contraintes aux limites	170
Figure 126 : mesh de l'échangeur utilisé pour les simulations	171
Figure 127: agrandissement du mesh à l'interface flexible/liquide illustrant la différence de taille des mailles à l'interface	172
Figure 128: Enregistrement thermique au sein de l'échangeur lors d'une injection d'un fluide à 20°C avec un débit à 0,327 m/s (50mL/min) et une température du cuivre de 70°C	173
Figure 129 : enregistrement thermique d'une coupe transversale de l'échangeur et du flexible lors de la simulation décrite en Figure 128	173
Figure 130: graphique des températures en sortie de l'échangeur en fonction de la température du cuivre pour plusieurs vitesse du fluide	173
Figure 131 : modèle CAO de l'échangeur à 2 étages. A gauche la vue complète fermée, à droite la vue ouverte sur un étage avec illustration du positionnement du flexible	174
Figure 132: Enregistrement thermique au sein de l'échangeur à 2 étages lors d'une injection d'un fluide à 20°C avec un débit à 0,327 m/s (50mL/min) et une température du cuivre de 70°C	175
Figure 133 : schéma illustrant le fonctionnement d'une cellule Peltier	177
Figure 134 : graphique de la puissance à transférer au cuivre par le module Peltier et fonction de la température de sortie souhaitée du système	177
Figure 135 : évolution de la température du cuivre au niveau de l'interface avec le flexible en fonction du temps lors d'une chauffe à la puissance maximale du module Peltier	179
Figure 136 : évolution de la température du fluide enregistré à la sortie de l'échangeur thermique au cours du temps	179
Figure 137 : simulation d'une augmentation brutale du débit d'injection lors de la réalisation d'une hydrodissection par le chaud	180

<b>Figure 138 : analyse de l'évolution de la température en sortie de l'échangeur lors d'une séquence comprenant une phase de chauffe, une phase de refroidissement et une phase de repos du module Peletier</b>	<b>181</b>
<b>Figure 139: CAO de l'échangeur final. Seule Une des moitiés de l'échangeur est représenté. Il est agencé de bas en haut par le cuivre (en marron), le radiateur (en gris) et le ventilateur (en noir). Le bâti permettant de maintenir l'ensemble et de réaliser la pince est en transparence</b>	<b>183</b>
<b>Figure 140 : CAO de l'échangeur final monté avec le bâti</b>	<b>184</b>
<b>Figure 141 : montage d'asservissement d'un module Peltier</b>	<b>184</b>
<b>Figure 142 : illustration du schéma de fonctionnement d'un pont H</b>	<b>185</b>
<b>Figure 143 : CAO illustrant la mise en scène complète du système d'hydrodissection motorisé. Placés à côté du patient sur une table sont représentés à l'échelle la pompe, l'échangeur thermique à 2 étages dans son bâti et les 2 ponts H</b>	<b>186</b>

## Liste des tableaux

<b>Tableau 1 : caractéristiques des études, et résultats</b>	<b>30</b>
<b>Tableau 2 : résultats de la répartition des types de rapports entre le nerf sciatique et le muscle piriforme</b>	<b>30</b>
<b>Tableau 3 : résultats de la méta-analyse des variations anatomiques des rapports du nerf sciatique et du muscle piriforme</b>	<b>31</b>
<b>Tableau 4 : description des variations anatomiques de la sortie du nerf sciatique du pelvis selon Beaton et Anson</b>	<b>34</b>
<b>Tableau 5 : résultats détaillés des relevés effectués pour chaque niveau</b>	<b>40</b>
<b>Tableau 6 : Corrélations inter-observateurs pour les mesures, la caractérisation des tissus interposés et l'identification des os à différents niveaux</b>	<b>41</b>
<b>Tableau 7 : Corrélations intra-observateur pour les mesures, la caractérisation des tissus interposés et l'identification des os à différents niveaux</b>	<b>41</b>
<b>Tableau 8 : Lésions nerveuses identifiées après une intervention par cryothérapie réalisée dans le service d'imagerie interventionnelle du CHRU de Strasbourg entre novembre 2007 et juin 2024. Trente-sept lésions liées à la proximité du nerf et de la glace et 8 par positionnement durant l'installation.</b>	<b>64</b>
<b>Tableau 9 : résultat des mesures de la poussée d'Archimède du tissu adipeux</b>	<b>97</b>
<b>Tableau 10 : plan d'expérience d'injection réalisé</b>	<b>104</b>
<b>Tableau 11 : calcul du nombre de Reynolds en fonction du débit d'injection</b>	<b>109</b>
<b>Tableau 12 : Caractéristiques physiques de l'eau</b>	<b>111</b>
<b>Tableau 13 : Caractéristiques physiques du tissu adipeux</b>	<b>113</b>
<b>Tableau 14 : calcul de la porosité du tissu adipeux après injection (gonflé)</b>	<b>113</b>
<b>Tableau 15 : Résultats des tests de traction du muscle grand fessier</b>	<b>118</b>
<b>Tableau 16 : Caractéristiques physiques du muscle grand fessier</b>	<b>119</b>
<b>Tableau 17 : Résultats des tests de traction sur le nerf sciatique in situ</b>	<b>119</b>
<b>Tableau 18 : Résultats des simulations d'injection. Les simulations ont été effectuées avec des débits d'entrée de 1g/s ou 2g/s, un espace de diffusion normal (volume anatomique, porosité du tissu adipeux à 0,16) ou gonflé (volume augmenté et porosité du tissu adipeux contenant de l'eau au sein des espaces interlobulaires à 0,48 et 0,67) et des positions et un nombre d'aiguille différents (0, 1 et 2cm par rapport à l'épine sciatique et injection double 0+2 cm)</b>	<b>125</b>
<b>Tableau 19 : Pression nécessaire au déplacement du muscle grand fessier</b>	<b>129</b>
<b>Tableau 20 : Calcul des pressions appliquées sur le nerf sciatique selon le débit d'injection et la localisation de l'aiguille</b>	<b>130</b>
<b>Tableau 21 : Comparaison des pressions et des forces en fonction du site d'injection sur zone circulaire (R = 2mm) à la surface du nerf</b>	<b>131</b>
<b>Tableau 22 : caractérisation de la pompe. Débits théoriques et mesurés de la pompe</b>	<b>162</b>
<b>Tableau 23 : caractéristiques du flexible renforcé Merit HPF720P de 1,83m</b>	<b>163</b>

Tableau 24 : évolution du nombre de Reynolds en fonction des vitesses au sein d'un flexible de 1,8mm de diamètre intérieur et de 1,83m de long.	164
Tableau 25 : résultat des températures enregistrées (en °K) en sortie de flexible pour des températures d'entrées différentes comprises entre 5°C et 50°C pour un débit d'injection fixe de 50mL/min	166
Tableau 26 : Températures enregistrées en sortie d'échangeur, fluide injecté à 20°C	172
Tableau 27 : efficacité thermique de l'échangeur	174
Tableau 28: Températures enregistrées en sortie d'échangeur à 2 étages, fluide injecté à 20°C	175
Tableau 29 : efficacité thermique de l'échangeur à 2 étages	175
Tableau 30 : efficacité thermique totale du système comprenant l'échangeur à 2 étages et le flexible le reliant au patient	176
Tableau 31 : puissances nécessaires à appliquer en fonction de la vitesse d'injection pour les températures limites :70°C pour la puissance maximum (colonne de gauche) et 5°C pour la puissance minimale (colonne de droite)	177
Tableau 32 : caractéristiques du module Peltier de Laird Thermal System CP2-127-06-L2-W12	178

# 1 Introduction

## 1.1 Contexte

La thermoablation est une technique de destruction tumorale percutanée. Cette technique récente est utilisée dans de nombreux organes (foie, rein, poumon, parties molles, ...) et notamment dans l'os pour le traitement de lésions malignes tumorales primitives ou secondaires. Cette technique mini-invasive utilise des imageurs (échographie, radioscopie, scanner, IRM, PET-scanner) pour guider durant l'intervention les sondes de thermoablation jusqu'à la zone cible et pour guider la mise en place d'outils de protection (thermomètre, aiguille d'hydrodissection).

La thermoablation de lésion osseuse situées dans la partie postérieure du bassin est une technique particulièrement à risque en raison de la proximité du nerf sciatique, qui doit rester intacte au cours de l'intervention (Cornelis, Labreze et al. 2017). La protection du nerf est essentielle afin d'éviter une lésion thermique iatrogène du nerf. L'hydrodissection du nerf sciatique est une technique de protection active au cours de la thermoablation, consistant en l'injection de sérum physiologique marqué par du produit de contraste entre le nerf et la zone traitée. Le but recherché est double : écarter le nerf de la zone soumise à des températures extrêmes, protéger le nerf en le refroidissant ou en le réchauffant selon la technique de thermoablation utilisée : la radiofréquence, le laser ou les micro-ondes (traitement par le chaud) ou la cryothérapie (traitement par le froid) (Fasano, Peirone et al. 1987, Auloge, Cazzato et al. 2020).

## 1.2 Plan

Afin de permettre et d'optimiser la protection du nerf sciatique, quatre axes d'études ont été définis pour ce travail de thèse :

- Un axe anatomique portant sur la description de l'anatomie et des rapports du nerf sciatique dans la région glutéale. La description modale, l'étude de ses variations en regard dans la région glutéale, et l'étude des rapports entre le nerf sciatique et l'os coxal.
- Un axe portant sur l'étude des techniques de thermoablation et leurs effets sur les nerfs.
- Un axe portant sur l'optimisation de la protection du nerf sciatique et comportant la création d'une modélisation 3D de la région glutéale afin de permettre de définir par simulation les paramètres optimaux pour l'hydrodissection du nerf sciatique.
- Un axe portant sur le développement d'un système d'injection continu dédié.

## 1.3 Publications et communications de ce travail de thèse

Ce travail a donné lieu aux publications et présentations suivantes :

- (1) Une étude rétrospective sur les rapports du nerf sciatique et de l'os coxal a été effectuée :
- Le manuscrit est finalisé pour publication dans la revue officielle de la société européenne d'imagerie interventionnelle : CVIR (CardioVascular and Interventional Radiology)

### **Relationship between the sciatic nerve and the pelvic bone: an MRI study**

Guillaume Koch, Irène Ollivier, Roberto Luiggi Cazzato, Philippe Clavert, Julien Garnon

Présentation de ce travail lors de congrès :

- Communication orale :

### **Rapports entre le nerf sciatique et l'os coxal utiles en imagerie interventionnelle**

Guillaume Koch, Irène Ollivier, Julien Garnon, Philippe Clavert

Congrès annuel de l'association des morphologistes (Lilles, 9-11 mars 2023)

- Communication affichée:

### **Feasibility of hydrodissection of the sciatic nerve: anatomical study of the relationship between the sciatic nerve and the pelvic bone**

Guillaume Koch, Laurence Meylheuc, Madeline Halbwachs, Roberto Luiggi Cazzato, Afshin Gangi, Julien Garnon

CIRSE 2023 (Congress of the Cardiovascular and Interventional Radiology Society of Europe, Copenhagen, Danemark, 9-13 septembre 2023)

(2) L'analyse de la littérature des variations anatomique du nerf sciatique est en cours de rédaction pour publication dans la revue d'anatomie SRA (Surgical and Radiologic Anatomy)

**Anatomical variations of the sciatic nerve and its relationship to the pelvic bone: a systematic review**

Guillaume Koch, Irène Ollivier, Roberto Luiggi Cazzato, Philippe Clavert, Julien Garnon

(3) Deux présentations orales lors de congrès internationaux ont été réalisées sur les principes et l'utilisation des potentiels évoqués lors de cryothérapies pour la protection des nerfs :

**How to improve safety during complex ablations of spine metastases?**

G Koch, P Auloge, RL Cazzato, J Caudrelier, P De Marini, J Weiss, PA Autrusseau, T Mayer, G Bertucci, P Rao, J Garnon, A Gangi

108th Scientific Assembly and Annual Meeting of the Radiological Society of North America (RSNA) (Chicago, USA, 27 novembre- 2 décembre 2022)

**Neuromonitoring techniques: case based approach**

G Koch, P Auloge, J Weiss, RL Cazzato, J Caudrelier, PA Autrusseau, G Bertucci, J Garnon, A Gangi

ECIO 2023 (European Conference On Interventional Oncology) (Stockholm, Suède, 16-19 avril 2023)

(4) Un poster a été présenté sur la création du modèle 3D et de la chaine numérique de traitement :

**Refoulement hydrodynamique du nerf sciatique**

Trotobas Tom, Koch Guillaume, Meylheuc Laurence, Clavert Philippe, Garnon Julien

9<sup>e</sup> journées scientifiques de la FMTS (Fédération De Médecine Translationnelle De Strasbourg) (Strasbourg, 7-8 juillet 2022)

- (5) Étude sur cadavre portant sur la protection nerveuse lors de thermoablation. Description de la mise en place sécurisée d'un thermomètre au contact de structure nerveuse pour la protection durant une thermoablation :

**Safety of Thermosensor Insertion in the Midline of the Spinal Canal Anterior to the Dura: A Cadaveric Study**

Julien Garnon, Irène Olivier, Romain Lecigne, Melissa Fesselier, Danoob Dalili, Pierre Auloge, Roberto Luigi Cazzato, Jack Jennings, Guillaume Koch, Afshin Gangi

Cardiovasc Intervent Radiol. 2021 Dec;44(12):1986-1993. doi: 10.1007/s00270-021-02962-7

#### 1.4 Encadrement au cours de ce travail de thèse

Ont participé à ce travail de thèse les étudiants ingénieurs que j'ai eu le privilège de co-encadrer avec le Dr Laurence Meylheuc :

- Hadi Dandache : segmentation et modélisation de la région glutéale
- Tom Trotobas : modélisation de la région glutéale, impression d'une maquette physique 3D, caractérisation de propriétés physiques du tissu adipeux
- Josselin Colin : premières réflexions sur un dispositif d'injection
- Laetitia Idir, Btissam El Mamouni : premières simulations d'injection dans la région glutéale
- Clélia Mougney : simulations d'injections dans la région glutéale, caractérisations de la pompe
- Olivier Lerriche : caractérisation de la pompe d'injection
- Louis Gauvain : dessin et simulation de l'échangeur thermique puis du dispositif d'injection complet

## 2 Nerf sciatique : considérations anatomiques et radiologiques

### 2.1 Description anatomique du plexus sacral (Lazorthes 1955)

Le plexus sacral est destiné au membre inférieur et à la ceinture pelvienne et est constitué par le tronc lombo-sacral (rameaux ventraux des nerfs lombaires L4 et L5) et par les rameaux ventraux des trois premiers nerfs sacrés (S1, S2 et S3).

Le tronc lombo-sacral émerge du bord médial du muscle psoas, descend en avant de l'aile du sacrum et de l'articulation sacro-iliaque. Le plexus sacral repose sur le muscle piriforme et est recouvert par le fascia pelvien pariétal. Il répond en avant aux vaisseaux iliaques internes et à l'uretère. Le plexus sacral présente des rapports étroits avec des branches de l'artère iliaque interne :

- L'artère glutéale supérieure passe entre le tronc lombo-sacral et S1
- L'artère sacrale latérale devant S1
- L'artère glutéale inférieure passe entre S2 et S3
- L'artère honteuse interne passe au-dessous du plexus

Le plexus sacral abandonne des branches collatérales et une branche terminale.

Les branches collatérales ventrales sont :

- le nerf du muscle obturateur interne
- le nerf du muscle carré fémoral

Les branches collatérales dorsales sont :

- le nerf du muscle piriforme
- le nerf glutéal supérieur
- le nerf glutéal inférieur
- le nerf cutané postérieur de la cuisse

### 2.2 Description anatomique du nerf sciatique

#### 2.2.1 Origine (Kamina and Santini 1997)

Le nerf sciatique est la branche terminale du plexus sacral issue du sommet du triangle que dessine le plexus et formé par des fibres provenant des rameaux antérieurs des nerfs spinaux L4, L5, S1, S2 et S3. C'est un nerf mixte, son territoire s'étend sur toute la longueur du membre inférieur.

C'est le nerf le plus volumineux (1,5 cm de largeur et 5 mm d'épaisseur à son origine) et le plus long de l'organisme. Il est large et aplati son origine, puis arrondi par la suite lors de son trajet dans la région postérieure de la cuisse.

Il prend origine au niveau de la grande échancrure sciatique, point de rencontre des nerfs qui constitue le plexus sacré. Sa direction est légèrement oblique en dehors et en bas dans la fesse, puis verticale à la face postérieure de la cuisse. Au niveau de la partie supérieure du creux poplité, à trois ou quatre travers de doigts au-dessus de l'interligne du genou, il se divise en deux branches terminales : le nerf fibulaire commun et le nerf tibial (Figure 1).



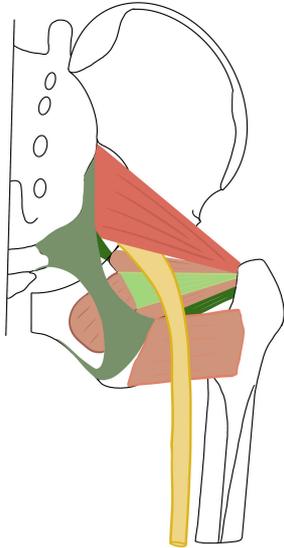
*Figure 1 : schéma d'une dissection de la région glutéale et de la région postérieure de la cuisse droite. Le nerf sciatique (en jaune) sort du pelvis par le foramen infra-piriforme, il aborde la région glutéale en faisant une courbure à concavité inféro-médiale, puis descend verticalement vers le bas jusqu'à la partie haute de la fosse poplitée où il se divise en deux branches terminales.*

#### 2.2.2 Trajet et rapports (Lazorthes 1955)(Figure 2 et Figure 3)

Dans la grande échancrure sciatique, qui est délimitée en haut par l'os iliaque, en bas par le ligament sacro-épineux, en dedans par le ligament sacro-tubéral, le muscle piriforme, sort du bassin par cet orifice, et le divise en un canal supra-piriforme et un canal infra-piriforme. Le nerf sciatique passe au travers du foramen infra-piriforme et ses rapports sont :

- En haut le muscle piriforme
- En bas le muscle jumeau supérieur

- En dedans : artère glutéale inférieure et honteuse interne, nerf pudendal et rectal inférieur.
- En arrière : nerf glutéal inférieur et nerf cutané postérieur de la cuisse.
- En avant : nerf du jumeau inférieur et du carré fémoral.



*Figure 2 : schéma d'une vue postérieure de la région glutéale droite après résection des téguments et des muscles glutéaux. Le nerf sciatique (en jaune) sort du foramen infra-piriforme puis chemine dans la région glutéale contre la face postérieure des muscles pelvitrochantériens et passe à mi-distance de la tubérosité sciatique et du grand trochanter*

Dans la région glutéale, le nerf sciatique apparaît entre le muscle piriforme et le jumeau supérieur qui longe le tendon du muscle obturateur interne. Il est dans la gouttière osseuse délimitée par la tubérosité ischiatique en dedans, le bourrelet glénoïdien et le grand trochanter en dehors. En avant, se trouvent les muscles pelvitrochantériens formés par les muscles jumeaux supérieur et inférieur, obturateur interne et carré fémoral, puis plus bas il chemine contre le grand adducteur. En arrière il est recouvert par le muscle glutéal majeur en haut puis par le chef long du biceps en bas.

Il répond dans la région glutéale (Figure 3) :

- En arrière au nerf cutané postérieur de la cuisse et à la branche glutéale de l'artère glutéale inférieure
- Médialement, aux nerfs obturateur interne et rectal inférieur, aux vaisseaux obturateur interne et glutéaux inférieurs.

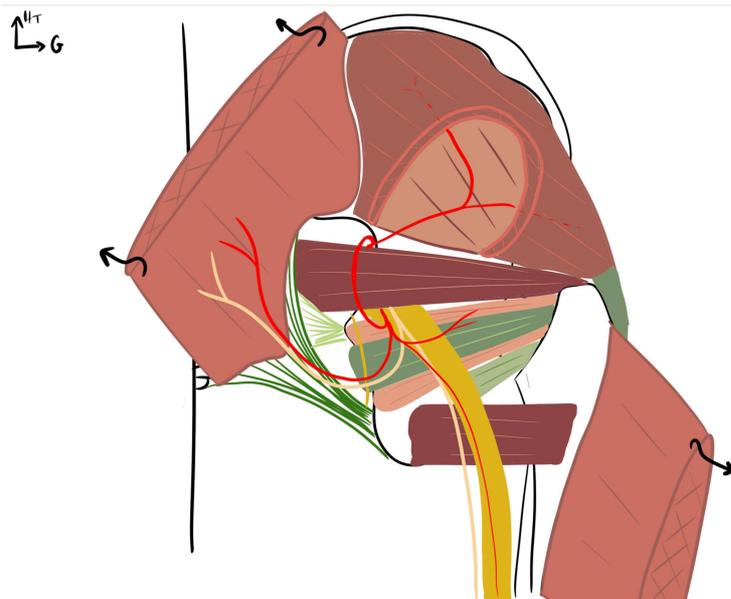


Figure 3 : schéma d'une vue postérieure de la région glutéale représentant les rapports du nerf sciatique. Le muscle glutéal majeur est sectionné et récliné, une fenêtre est réalisée dans le muscle glutéal moyen pour démasquer les éléments sous-jacents

Dans la cuisse, le nerf est situé derrière la ligne âpre du fémur et le muscle grand adducteur, entre le muscle vaste externe et le chef court du muscle biceps fémoral qui sont en dehors, le semi-tendineux et le semi-membraneux qui sont en dedans. La longue portion du biceps croise le nerf en arrière.

En dehors de lui, le système anastomotique des branches des artères glutéale inférieure, circonflexe postérieure et des trois artères perforantes de l'artère fémorale profonde se constituent et lui envoient des artères nourricières.

### 2.2.3 Vascularisation (Lazorthes 1955)

Les artères du nerf sciatique viennent de l'artère glutéale supérieure, de de l'artère glutéale inférieure, de l'artère circonflexe postérieure et des artères perforantes provenant de l'artère fémorale profonde. Chaque artère, on va donner des rameaux qui se divisent en branche ascendante et descendante et forment à sa surface une série d'arcades superposées constituant une voie artérielle continue de l'artère glutéale inférieure à l'artère poplitée. En cas d'occlusion de l'artère fémorale, la circulation du membre pouvant se rétablir par cette voie.

#### 2.2.4 Localisation (Kamina and Santini 1997)

La position du nerf sciatique est décrite par des repères externes cutanés ou palpables :

- L'origine du nerf sciatique se projette au niveau du tiers supérieur d'une ligne unissant l'épine iliaque postéro-supérieure à la tubérosité ischiatique.
- Le trajet du nerf est légèrement médial par rapport au milieu de la ligne unissant le grand trochanter à la tubérosité ischiatique.
- Dans la région postérieure de la cuisse il se projette le long de l'axe médian.

#### 2.2.5 Environnement péri nerveux (Lazorthes 1955, Bouchet and Cuilleret 1983)

Entre les deux plans musculaires, pelvitrochantériens et glutéal majeur, le nerf est situé dans une nappe de tissu cellulo-adipeux communiquant,

- en dedans avec le tissu celluleux de l'espace pelvien rectal supérieur par la grande échancrure sciatique, et celui de la fosse ischio-rectale par la petite échancrure sciatique
- en bas, avec le tissu cellulaire de la cuisse

Avec lui, on y trouve deux bourses séreuses, l'une sur l'ischion et l'autre sur le grand trochanter.

Dans la région postérieure de la cuisse, le nerf descend entre les muscles dans une coulée de tissu conjonctif, allant de la région glutéale à la fosse poplitée.

#### 2.2.6 Branches collatérales (Kamina and Santini 1997)

Le nerf sciatique durant son trajet va abandonner des branches collatérales :

- Branches articulaires :
  - o Nerf articulaire de la hanche, destiné à la face postérieure de l'articulation
  - o Nerf articulaire du genou naît très haut, près du nerf du chef court du muscle biceps fémoral, il innerve la face postéro-latérale du genou
- Branches musculaires :
  - o Nerfs supérieur et inférieur du muscle semi-membraneux
  - o Nerf du muscle semi-tendineux
  - o Nerf du chef long du muscle biceps fémoral
  - o Nerf du chef court du muscle biceps fémoral

- Nerf du faisceau postérieur (ou ischio-condylien) du muscle grand adducteur

À l'exception du nerf du chef court du muscle biceps fémoral et du nerf de l'articulation du genou, les nerfs collatéraux du nerf sciatique naissent en général à la partie supérieure de la cuisse, soit isolément soit par un ou deux troncs communs.

#### 2.2.7 Branches terminales (Lazorthes 1955)

Normalement à l'angle supérieur du losange poplité, à quatre travers de doigts au-dessus de l'interligne articulaire, le nerf sciatique se divise en nerf fibulaire commun et en nerf tibial. Cette division peut se faire à différents niveaux le long du trajet du nerf sciatique, il peut également être double dès son origine à l'émergence du plexus sacral.

#### 2.2.8 Fonctions (Lazorthes 1955)

Rôle moteur du nerf sciatique :

Les branches collatérales du nerf sciatique commandent aux muscles qui étendent la cuisse et fléchissent la jambe. Elles naissent très haut, dans la fesse ou à la partie supérieure de la cuisse, et dans les blessures du nerf, elles sont souvent épargnées. La blessure du tronc équivaut le plus souvent à celle des branches terminales : l'extension de la cuisse sur le bassin est rarement impossible.

L'exploration de la motricité permet de reconnaître que la paralysie des muscles de la jambe, du pied, des orteils, supprime les mouvements de ses segments. Le sujet ne peut, ni étendre, ni fléchir, n'y mettre en inversion ou en version le pied, ni se tenir sur les talons ou sur les orteils. La marche est tout de même possible. La jambe est atrophiée, il n'y a pas de mollet (jambes de coqs) le pied est plat. Les réflexes achilléen et plantaire sont abolis.

Rôle sensitif du nerf sciatique :

Le territoire sensitif du nerf sciatique s'étend à la face externe de la jambe et à la totalité du pied, excepté la malléole médiale et le bord médial du pied qui sont éternés par le nerf saphène, branche du nerf fémoral. Des douleurs existent dans les lésions partielle ou irritatives du nerf, et sont surtout marquées dans le territoire du nerf fibulaire commun. La névralgie sciatique dont les points douloureux sont situés sur le trajet du nerf est en général d'origine radiculaire.

Rôle neurovégétatif du nerf sciatique :

Dans la paralysie du nerf sciatique, l'œdème du pied et de la jambe sont fréquents et masquent l'atrophie musculaire. La peau est sèche, décolorée, une hyperkératose planaire fréquente et les ongles sont déformés. Le pied est plus chaud que l'autre, et ne sue que sur son bord médial.

## 2.2.9 Variations (Kamina and Santini 1997)

Le nerf sciatique peut traverser le muscle piriforme dans 0,8% des cas.

La partie médiale du nerf, correspondant au nerf tibial, peut passer au-dessus du muscle piriforme dans 3,3% des cas, ou le traverser dans 11,7% des cas.

Le nerf peut se diviser plus ou moins haut. Dans ce cas de la division médiale (nerf tibial) donne toutes les branches musculaires à l'exception du nerf du chef court du muscle biceps fémoral et du nerf artériel du genou.

Dans un cas sur cinq environ (Lazorthes 1955), la terminaison se fait par division précoce dans la cuisse ou dans le bassin, directement du plexus sacré. Dans ce cas, le nerf fibulaire commun naît des branches de division postérieure du tronc lombo-sacré et des deux premières racines sacrées, le nerf tibial naissant des branches antérieures du tronc lombo-sacré et des trois premières racines sacrées. Le nerf fibulaire commun est donc un nerf dorsal, et ce n'est que secondairement au cours du développement ontologique, que la torsion du membre inférieur lui donne une situation antérieure, ventrale, pré axiale. Cette situation dorsale dans le plexus sacré, explique son atteinte élective, lors des paralysies obstétricales, il est comprimé sur le bassin par le passage de la tête du fœtus.

## 2.3 Revue de la littérature sur la variabilité du nerf

### 2.3.1 Introduction

Le nerf sciatique est le nerf le plus volumineux du corps. C'est un nerf mixte formant la branche terminale du plexus sacré. Il naît dans le pelvis en avant du muscle piriforme de l'union de fibres issues des rameaux ventraux des nerfs spinaux de L4 à S3. Il se porte vers le bas, le dehors et l'arrière, sort du pelvis par le foramen infra-piriforme pour atteindre la région glutéale. Il marque une courbure concave vers le bas et le dedans en se dirigeant vers le bas verticalement pour atteindre la région postérieure de la cuisse où il chemine en arrière du fémur entre les muscles biceps fémoral et semi-

membraneux. Il pénètre dans la fosse poplitée en se divisant en deux branches terminales, le nerf tibial et le nerf fibulaire commun. Durant son trajet le nerf sciatique abandonne des branches motrices et sensitives pour les muscles et les téguments de la région postérieure de la cuisse.

Lors de ce cheminement au travers de la grande échancrure ischiatique et dans la région glutéale, le nerf sciatique va présenter des rapports plus ou moins proches avec la ceinture pelvienne (sacrum et os coxal) qui seront importants pour la planification et la réalisation de traitement par ablathermie de lésions tumorales osseuses.

L'objectif principal de cette revue systématique de la littérature est de préciser les rapports entre le nerf sciatique et l'os coxal par ces questions : quels sont les rapports du nerf lors de son passage au contact de l'os coxal et quels sont les repères utilisés pour évaluer sa position, quelles sont les variations reportées de l'anatomie du nerf sciatique lors de son passage au contact de l'os coxal.

### 2.3.2 Matériel et méthode

#### *Critères de sélection*

Le consentement éclairé n'était pas requis pour cette revue systématique rétrospective. Nous avons effectué des recherches dans PubMed, Embase, ScienceDirect, Web of Science et les bases de données Cochrane entre la création des bases de données et décembre 2021, en utilisant les mots clés suivants : (variation du nerf sciatique), (anatomie du nerf sciatique), (« nerf sciatique » ET « os pelvien »), (« position » ou « localisation » ET « nerf sciatique ») et (syndrome du piriforme). Après exclusion des doublons, les titres et les résumés des publications identifiées par la recherche dans la base de données ont été examinés pour les études qui répondaient potentiellement aux critères d'inclusion ou d'exclusion. L'éligibilité finale a été basée sur l'examen du texte intégral. La sélection a été effectuée par deux des auteurs (G.K. et J.G.). Les désaccords ont été résolus par consensus.

Les critères suivants ont été utilisés pour l'inclusion :

- cohorte de plus de 20 côtés ;
- étude publiée en anglais ou en français ;
- étude rapportant l'anatomie du nerf sciatique autour du bassin ;

Les articles rapportant l'anatomie du muscle piriforme seul ou l'anatomie du nerf sciatique sous l'os coxal ont été exclus de l'analyse, car l'objectif principal est d'étudier les variations du nerf sciatique et ses relations avec l'os coxal. Les commentaires, les résumés, les articles de synthèse, les lettres à la rédaction, les séries de cas et les présentations de conférences n'ont pas été inclus. Les études faisant

état de pathologies ou d'interventions susceptibles d'entraîner une déviation de l'anatomie normale des sujets ont été exclues.

#### *Extraction et analyse des données*

Le texte intégral de tous les articles inclus a été examiné afin de collecter des éléments spécifiques dans une feuille de calcul dédiée (Excel version 16.56, Microsoft, Seattle, WA). Pour chaque étude, les données suivantes ont été collectées :

- Auteurs
- Année de publication
- Matériel d'étude : cadavre, imagerie d'un sujet vivant (CT ou IRM)
- Nombre de sujets
- Analyse bilatérale
- Analyse par sexe
- Nombre de sujets masculins et féminins
- Pays d'origine ou ethnicité
- Pourcentage de variation
- Nombre de côtés analysés
- Position du nerf sciatique par rapport à l'os pelvien
- Nombre et pourcentage de chaque type de variation selon (Tomaszewski, Graves et al. 2016)

comme décrit ci-dessous.

Les modes de sortie du nerf sciatique et la relation avec le muscle piriforme ont été classés comme suit :

- Type A : description classique, le nerf sciatique sort non divisé sous le muscle piriforme
- Type B : le nerf sciatique est divisé dans le pelvis, le nerf fibulaire commun traverse le muscle piriforme et le nerf tibial passe sous ce muscle
- Type C : le nerf sciatique est divisé dans le pelvis, le nerf fibulaire commun passe au-dessus du muscle piriforme, le nerf tibial passe sous ce muscle
- Type D : le nerf sciatique sort non divisé du pelvis en traversant le muscle piriforme
- Type E : le nerf sciatique est divisé dans le pelvis, le nerf fibulaire commun passe au-dessus du muscle piriforme, le nerf tibial traverse ce muscle
- Type F : le nerf sciatique est divisé dans le pelvis, le nerf fibulaire commun passe au-dessus du muscle piriforme, le nerf tibial traverse ce muscle
- Type G : le nerf sciatique est divisé dans le pelvis, ses deux branches terminales le nerf fibulaire commun et le nerf tibial passent séparés sous le muscle piriforme

Des statistiques descriptives ont été calculées pour présenter les résultats. La méthode de la moyenne pondérée globale a été utilisée pour calculer une valeur moyenne entre les études lorsque cela était possible.

### 2.3.3 Résultats

L'organigramme de la sélection des articles est présenté dans la Figure 4.

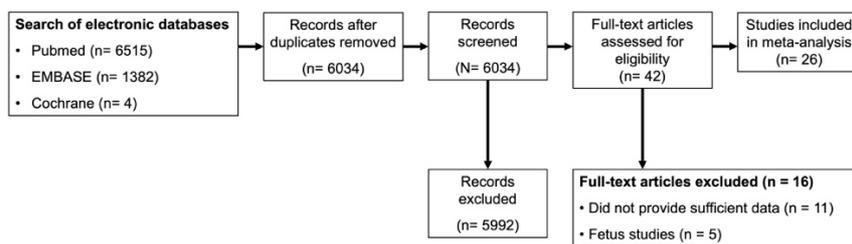


Figure 4 : organigramme de la revue de la littérature ayant conduit à l'inclusion de 26 articles

Les principales bases de données électroniques ont fait l'objet d'une recherche approfondie afin d'identifier 7901 articles. Après élimination des doublons et examen des titres et des résumés, 42 articles ont été évalués à partir du texte intégral pour déterminer leur éligibilité potentielle, dont 16 ont été jugés inéligibles puis exclus et 26 ont été inclus dans la méta-analyse. Les articles ont été exclus en raison de l'absence de données pertinentes ou extractibles ou parce qu'ils concernaient des fœtus. Les publications incluses ont été publiées entre 1932 et 2021.

Les caractéristiques des études incluses et le recueil des données sont présentés dans le Tableau 1. Au total, 26 études (4813 membres inférieurs) ont été incluses dans la méta-analyse. Quatre études ont été réalisées sur des sujets vivants en utilisant des explorations IRM, 22 directement sur des cadavres.

Auteur	Année	Méthode	nombre sujets	analyse biat	Analyse genre	Homme	Femme	Pays	bilatéral (nb sujets)	unilatéral	% variations	nombre de côtés	Type A	Type B	Type C	Type D	Type E	Type F	Type G
1 Kasapuram	2021	cadavres	15	O	O	11	4	Inde	2		13,33%	30	26	4	0	0	0	0	0
2 Wan-Ae-Loh	2020	cadavres	102	O	O	55	47	Thaïlande	12		25,98%	204	151	46	7	0	0	0	0
3 Mbaka	2020	cadavres	49	N	O	33	16	Nigeria			17,35%	98	81	9	2	0	0	0	6
4 Jha	2020	cadavres	20	O	O	18	2	Nepal	0	3	7,50%	40	37	1	2	0	0	0	0
5 Bantret	2018	IRM	391,5	N	N	255	136,5	USA			19,16%	783	633	146	3	1	0	0	0
6 Varenika	2017	IRM		N	N	223	197	USA			13,22%	643	558	83	2	0	0	0	0
7 Eastlack	2017	IRM	134	O	N	35	99	USA	20	12	16,42%	268	224	32	3	0	0	0	9
8 Haladaj	2015	cadavres	15	N	O	7	8	Pologne			33,33%	30	20	6	1	0	0	0	3
9 Natsis	2014	cadavres	147	O	N			Grèce	3		5,78%	294	277	12	1	1	0	1	2
10 Adibatti	2014	cadavres	25	N	N			Inde			6,00%	50	47	2	1	0	0	0	0
11 Delabie	2012	IRM	52	O	N			France	3		9,62%	104	94	10	0	0	0	0	0
12 Guvencer	2009	cadavres	25	N	N			Turquie			24,00%	50	38	8	4	0	0	0	0
13 Benzon	2003	cadavres	33	N	N			USA			1,52%	66	65	1	0	0	0	0	0
14 Pokorny	2006	cadavres	91	O	N			czech rep	1		20,88%	182	144	26	8	4	0	0	0
15 Pokorny	1998	cadavres	51	N	N			czech rep			19,61%	102	82	14	4	2	0	0	0
16 agur et daley	2005	cadavres	320	N	N			USA			12,83%	639	557	79	3	0	0	0	0
17 Trotter	1932	cadavres	232	O	O	183	49	USA			13,79%	464	400	58	5	1	0	0	0
18 Pecina	1979	cadavres	65	O	O	86	44	Yougoslavie	9		21,54%	130	102	27	1	0	0	0	0
19 Uluutku	1999	cadavres	25	O	O	18	7	Turquie			12,00%	50	44	5	1	0	0	0	0
20 Brooks	2011	cadavres	20	O	N	16	4	Brésil			10,00%	40	36	0	0	0	0	4	0
21 Patel	2011	cadavres	43	O	N			Inde	2	3	8,14%	86	79	5	0	0	0	0	2
22 Desalegn	2014	cadavres		N	N			Ethiopie			8,33%	36	33	0	2	0	0	0	1
23 Gomes	2014	cadavres	20	O	O	17	3	Brésil	2	1	12,50%	40	35	5	0	0	0	0	0
24 Prathiba	2013	cadavres	50	N	N			Inde			8,00%	100	92	3	4	1	0	0	0
25 Ogeng'o	2011	cadavres	82	N	N			Kénya			20,12%	164	131	13	4	0	0	0	16
26 Beaton	1937	cadavres	60	O	N			USA	14	5	15,83%	120	101	14	4	1	0	0	0
											14,49%	4813	4087	609	62	11	0	5	39

Tableau 1 : caractéristiques des études, et résultats

La disposition modale de rapport entre le nerf sciatique et le muscle piriforme a été identifiée dans 4087 côtés soit 84,92% des cas. Les variantes de cette anatomie classique ont été identifiés dans 726 côtés et répartis selon les différents types tel qu'exposé en Tableau 2. Seul le type E, correspondant à la variante où le nerf sciatique est divisé dans le pelvis, le nerf fibulaire commun passant au-dessus du muscle piriforme, le nerf tibial traversant ce muscle, n'a jamais été identifié.

	Nb	%
Type A	4087	84,92
Type B	609	12,65
Type C	62	1,29
Type D	11	0,23
Type E	0	0,00
Type F	5	0,10
Type G	39	0,81
	4813	100,00

Tableau 2 : résultats de la répartition des types de rapports entre le nerf sciatique et le muscle piriforme

L'analyse statistique du taux de variation de l'anatomie du nerf sciatique au contact de l'os coxal à sa sortie du bassin, est de 14% [11%-17%] et est détaillée dans le Tableau 3. Il est observé une importante hétérogénéité dans l'incidence des variations reportées dans les différentes études avec un  $I^2=74\%$ .

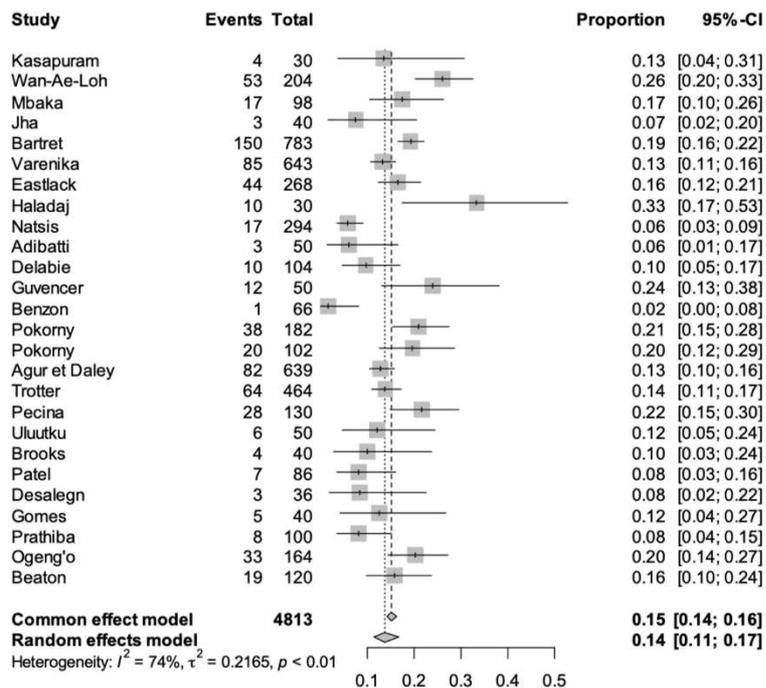


Tableau 3 : résultats de la méta-analyse des variations anatomiques des rapports du nerf sciatique et du muscle piriforme

L'analyse des études ayant relevé la position du nerf sciatique dans la région glutéale a identifié qu'une étude de (Wan-Ae-Loh, Huanmanop et al. 2020) qui a défini la position du nerf par triangulation à l'aide de 3 repères orthonormés centrés sur l'épine iliaque postéro-inférieure, le sommet du grand trochanter et la tubérosité sciatique. Aucune des études analysées n'a rapporté la distance séparant le nerf sciatique de l'os coxal.

#### 2.3.4 Discussion et conclusion

Cette revue de la littérature des rapports entre le nerf sciatique et l'os coxal a permis de sélectionner 26 études anatomiques reportant 4813 nerfs sciatiques. Une variation de l'anatomie du nerf sciatique, au contact de l'os coxal à sa sortie du bassin, a été reportée dans 14% [11%-17%]. Par rapport à la description classique en 6 types de rapports entre le nerf et le muscle, il a été décidé dans cette étude d'ajouter le type G qui est décrite comme une situation où le nerf sciatique est divisé dans le pelvis, ses deux branches terminales le nerf fibulaire commun et le nerf tibial passent séparés sous le muscle piriforme. Cette situation ne diffère du type A que par le dédoublement du nerf sciatique, sans modification de son trajet ou de ses rapports par rapport au muscle piriforme. Le choix a été fait de différencier ces deux situations dans les analyses des études incluses puisque plusieurs d'entre elles

avaient rapporté en plus des 6 types de Beaton (Beaton and Anson 1937) un aspect dédoublé du nerf sans description de modification de trajet ou de rapport musculaire.

L'évaluation de la position du nerf sciatique lors de sa sortie du pelvis et dans la région glutéale n'a été trouvée que dans une étude et ne comportaient que des projections cutanées par rapport à 3 repères orthonormés (l'épine iliaque postéro-inférieure, le sommet du grand trochanter et la tubérosité sciatique) (Wan-Ae-Loh, Huanmanop et al. 2020). Ces repères cutanés ne permettent aucune évaluation de la position du nerf par rapport à l'os coxal utile en imagerie en coupes et ne sont pas applicables lors des interventions guidées par l'imagerie. Ces coordonnées de surface qui sont utiles lors de la dissection anatomique du nerf ou de la réalisation d'interventions chirurgicales ne donnent pas d'indication sur une potentielle zone de vulnérabilité du nerf durant une ablation thermique du bassin, en raison de sa proximité avec l'os.

Ce manque de données sur l'écart séparant le nerf sciatique de l'os coxal nous a mené à la réalisation d'une étude rétrospective d'images IRM du bassin pour l'analyse de la distance séparant le nerf de l'os coxal et pour la définition de la nature du tissu s'interposant entre ces deux structures.

## 2.4 Étude radio-anatomique de la proximité du nerf sciatique et de l'os coxal

### 2.4.1 Introduction

Les métastases osseuses touchent deux tiers des patients atteints de cancer. Parmi elles, 45 % touchent le bassin et provoquent plus de handicaps et de douleurs que les autres localisations, en particulier les sites péri-acétabulaires (Weill, Kobaiter et al. 1998, Bohm and Huber 2002). La thermoablation des lésions tumorales osseuses est une technique en plein essor en raison de son effet analgésique et antitumoral rapide (Cazzato, De Marini et al. 2021). L'ablation thermique percutanée d'une tumeur située dans l'os du bassin peut avoir des conséquences sur les nerfs environnants en augmentant ou en diminuant la température au-delà de la tolérance des nerfs, en particulier du nerf sciatique (Fasano, Peirone et al. 1987). Les nerfs sont exposés au risque de lésion thermique s'ils sont proches de la zone osseuse traitée, ce qui est particulièrement le cas pour l'ilium ou la zone péri-acétabulaire (régions 1 et 2 d'Enneking) où l'on trouve des lésions métastatiques dans 47,3 % et 20,3% des cas respectivement (Enneking, Dunham et al. 1990, Yang, Chen et al. 2021).

Pour protéger les nerfs lors de la thermoablation, il est possible de réaliser une hydrodissection. Cette technique consiste à injecter un fluide entre la structure à protéger (ici, le nerf sciatique) et la zone de thermoablation. L'hydrodissection est une mesure de protection active qui crée un espace entre ces

structures et produit un effet de refroidissement ou de réchauffement en fonction de la température du fluide (Gangi, Tsoumakidou et al. 2010, Filippiadis, Tutton et al. 2014). Cependant, pour obtenir cette protection thermique, il est nécessaire d'avoir suffisamment d'espace pour pouvoir insérer une aiguille d'hydrodissection entre le nerf et l'os.

Le nerf sciatique sort du bassin par la grande échancrure sciatique, généralement par le canal infra-piriforme, passe en arrière de l'acétabulum et de l'articulation de la hanche, et descend entre le grand trochanter et la tubérosité ischiatique le long de la face postérieure de la cuisse (Currin, Mirjalili et al. 2015).

La position du nerf sciatique à sa sortie du bassin a été décrite anatomiquement dans des travaux de dissection (Currin, Mirjalili et al. 2015) ainsi que dans des études d'imagerie pour l'identification des voies d'abord sûres pour la chirurgie de la hanche (Birke, Mitchell et al. 2011). Ces descriptions ont été faites pour identifier la projection cutanée du nerf, mais sans décrire sa relation avec l'os, en particulier sa zone de vulnérabilité liée aux ablations thermiques de l'os iliaque. D'autres études ont identifié la relation entre le nerf sciatique et le sillon infracotyloïdien pour le protéger lors de l'ostéotomie péri-acétabulaire (OPA) de Bernese qui est effectuée pour le traitement de la dysplasie acétabulaire (Birke, Mitchell et al. 2011, Isin, Hapa et al. 2020). Cependant, ces études ne considèrent que la position du nerf en un point, sans tenir compte du reste de son parcours autour du bassin osseux.

Le but principal de cette étude est de définir la proximité du nerf sciatique avec l'os iliaque lors de sa sortie du bassin. Son objectif secondaire est d'évaluer la variabilité anatomique du nerf sciatique à cet endroit.

#### 2.4.2 Matériel et méthode

##### *Sélection des patients :*

Cette étude rétrospective non interventionnelle a été approuvée par le comité d'éthique de notre hôpital. Entre septembre et octobre 2021, toutes les IRM consécutives de la colonne lombaire effectuées dans le service d'imagerie interventionnelle d'un hôpital universitaire ont été collectées.

##### *Acquisition des images :*

Le protocole standard d'IRM de la colonne lombaire sans injection de produit de contraste de notre institution a été réalisé à 1,5 T sur un imageur MAGNETOM Sola (Siemens, Erlangen, Allemagne) et comprenait une séquence 3D que nous avons utilisée pour l'analyse. Il s'agissait d'une séquence coronale en écho de spin pondérée T2, avec 112 coupes d'une épaisseur de 0,9 mm, un champ de vue

de 329 x 329 mm, une matrice de 448 x 448, une taille de voxel de 0,7 x 0,7 x 0,9 mm<sup>3</sup>, un temps de répétition (TR) de 900 ms, un temps d'écho (TE) de 146 ms et un angle de bascule de 130°. La durée d'acquisition était de 2 minutes et 57 secondes.

*Collecte des données :*

Chaque examen a été examinée séparément par deux radiologues (de 10 et 15 ans d'expérience en imagerie musculo-squelettique) sur un poste de travail PACS clinique. Les examinateurs ne connaissaient pas les résultats de l'autre. Les données suivantes ont été recueillies : le sexe, la variante anatomique du nerf sciatique selon la classification de Beaton et Anson (Tableau 4) (Beaton and Anson 1937) et le nombre de nerfs de chaque côté.

Type	Description de la variation anatomique
A	Le nerf sciatique sort non divisé du pelvis sous le muscle piriforme
B	Le nerf sciatique est divisé dans le pelvis, le nerf fibulaire commun traverse le muscle piriforme et le nerf tibial passe sous ce muscle
C	Le nerf sciatique est divisé dans le pelvis, le nerf fibulaire commun passe au-dessus du muscle piriforme, le nerf tibial passe sous ce muscle
D	Le nerf sciatique sort non divisé du pelvis en traversant le muscle piriforme
E	Le nerf sciatique est divisé dans le pelvis, le nerf fibulaire commun passe au-dessus du muscle piriforme, le nerf tibial traverse ce muscle
F	Le nerf sciatique sort non divisé du pelvis en passant au-dessus du muscle piriforme

*Tableau 4 : description des variations anatomiques de la sortie du nerf sciatique du pelvis selon Beaton et Anson*

Comme le montrent les Figure 5 et Figure 6, à 6 niveaux différents (1,5 cm au-dessus de l'acétabulum, toit de l'acétabulum, sommet de la tête fémorale, fovéa, encoche acétabulaire, sommet de la branche ischio-pubienne), les données suivantes ont été recueillies :

- la distance la plus courte entre le nerf sciatique et l'os adjacent ;
- le nom de la structure osseuse opposée ;
- la nature du tissu interposé entre le nerf et l'os (graisse, muscle, ischio-jambier ou rien lorsque le nerf était collé à l'os, Figure 7).

Un exemple des données recueillies est présenté sur la Figure 8. Quinze sujets ont été choisis au hasard pour déterminer la corrélation intra-observateur en répétant la collecte des données un mois plus tard.



Figure 5 : IRM coronale du bassin pondérée en T2 représentant les 6 niveaux différents pour la collecte des données. A : 1,5 cm au-dessus de l'acétabulum, B : toit de l'acétabulum, C : sommet de la tête fémorale, D : fovéa, E : échancrure acétabulaire, sommet de la branche ischiopubienne.

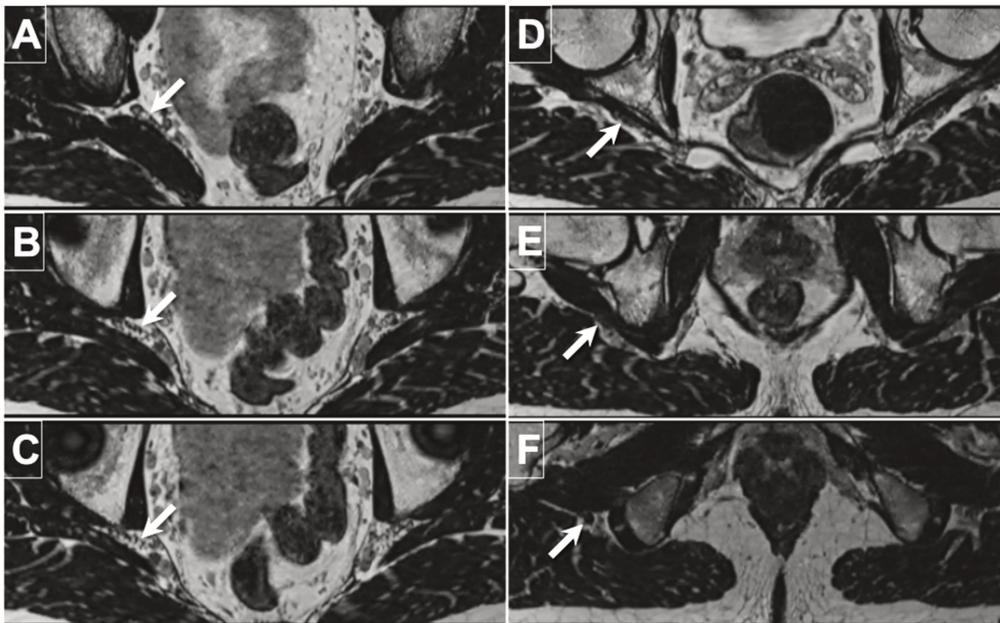


Figure 6 : IRM axiale du bassin pondérée en T2 montrant la sortie du nerf sciatique (flèche) du bassin aux 6 niveaux différents définis sur la Figure 5. A : 1,5 cm au-dessus de l'acétabulum, B : toit de l'acétabulum, C : sommet de la tête fémorale, D : fovéa, E : échancrure acétabulaire, F : sommet de la branche ischiopubienne.

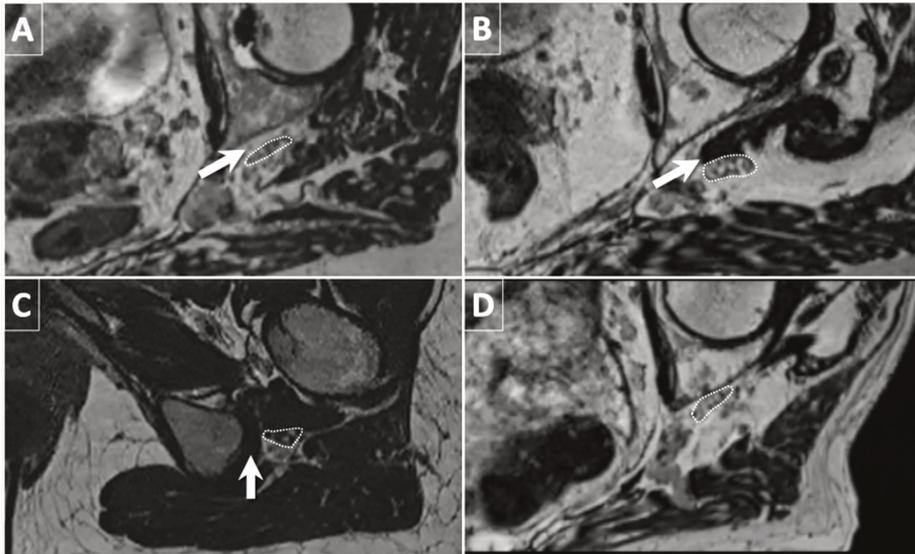


Figure 7 : IRM axiale pondérée en T2 du bassin au niveau de la fovéa (A, B, D) et au niveau de la branche ischiopubienne (C) montrant différents tissus interposés (flèche) entre le nerf sciatique (ligne pointillée) et l'os. Les tissus interposés étaient de la graisse (A), du muscle (B), des ischio-jambiers (C) ou pas de tissu interposé du tout lorsque le nerf était collé à l'os (D).

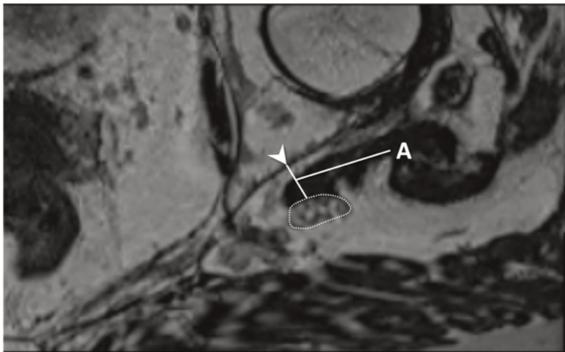


Figure 8 : IRM axiale pondérée en T2 du bassin au niveau de la fovéa montrant la distance la plus courte (A) entre le nerf sciatique (cercle pointillé) et la corticale de l'os du bassin (tête de flèche).

#### Analyse statistique :

Les estimations des différentes mesures ont été réalisées à l'aide de modèles GEE (generalized estimating equation) avec une matrice de covariance échangeable pour prendre en compte la répétition des données pour un même sujet (côté droit et gauche). Des distributions gaussiennes ont été utilisées pour estimer les distances moyennes entre le nerf et l'os. La qualité des ajustements a été évaluée à l'aide d'histogrammes et de diagrammes de quantiles. Des distributions binomiales et multinomiales ont été utilisées pour les estimations de fréquence des différents tissus d'interposition, des structures osseuses anatomiques, du nombre de branches nerveuses et des variations. Les résultats sont présentés avec des intervalles de confiance à 95 % (IC 95 %). Les comparaisons des

variables continues entre les côtés droit et gauche ont été effectuées à l'aide du test des rangs signé de Wilcoxon.

Les comparaisons des variables catégorielles ont été effectuées à l'aide du test du chi carré de McNemar ou du test de Stuart-Maxwell. La fiabilité inter- et intra-observateur des distances entre le nerf et l'os a été évaluée à l'aide du coefficient de corrélation intraclasse (CCI). Les CCI ont été estimés à l'aide d'un modèle à effets aléatoires à deux voies avec accord absolu. L'interprétation de l'ICC a été faite à partir de la classification de Koo et Li :  $0,5 < ICC < 0,75$  est modéré,  $0,75 < ICC < 0,9$  est considéré comme bon et  $ICC > 0,9$  est excellent (Koo and Li 2016). La concordance inter- et intra-observateur pour les tissus d'interposition, les structures anatomiques osseuses, le nombre de branches nerveuses et les variations a été évaluée en calculant le coefficient de concordance de Gwet (AC) avec son intervalle de confiance à 95 % (Gwet 2008). La valeur du coefficient a été interprétée selon la classification proposée par McHugh ,  $0,40 < AC < 0,59$  est faible,  $0,6 < AC < 0,79$  est modéré et  $0,8 < AC < 0,9$  est fort, et  $AC > 0,9$  est considéré comme presque parfait (McHugh 2012). Une valeur de  $p < 0,05$  a été considérée comme statistiquement significative. Toutes les analyses ont été effectuées à l'aide du logiciel R version 4.1.1. R Core Team (2021). (R : un langage et un environnement pour l'informatique statistique. R Foundation for Statistical Computing, Vienne, Autriche. URL : <https://www.R-project.org/>).

#### 2.4.3 Résultats

Cent quarante-quatre IRM de la colonne lombaire consécutives ont été réalisées pour une grande variété d'indications cliniques (lombalgie, sciatique, évaluation pré-thérapeutique de fractures vertébrales ou de tumeurs osseuses). Les examens ont été exclus s'ils correspondaient à une double exploration du même patient (1,43 % du total, 2 examens), à des examens de patients pédiatriques (2,16 % du total, 3 examens), ou s'ils étaient techniquement inadéquats pour évaluer l'anatomie du nerf sciatique (30,1 % du total, 43 examens). Les raisons d'exclusion pour raison technique étaient les suivantes : image floue due au mouvement du patient, têtes fémorales manquantes dans les images acquises et présence d'artefacts métalliques dans les cas de prothèses de hanche qui limitent la visibilité des nerfs sciatiques. Les 96 patients restants (192 côtés) ont tous montré une visualisation adéquate du nerf sciatique, de ses principales branches et des tissus environnants. Le schéma de l'étude est représenté en Figure 9.

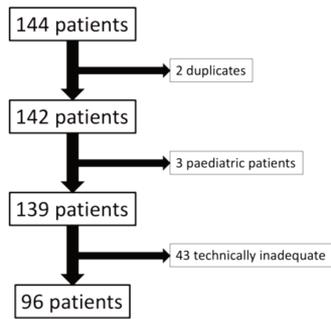


Figure 9 : schéma de l'étude

Sur les 144 IRM consécutives effectuées, 96 ont été incluses dans l'étude (66,7 %). Soixante et un patients étaient des femmes (63,5 %) et 35 des hommes (36,5 %). Cent soixante-cinq hanches (85,9 %) présentaient une anatomie conventionnelle (type A), où le nerf sciatique ou ses branches sortent du bassin par le foramen infra-piriforme et passent sous le muscle. Les variantes du nerf sciatique étaient présentes dans 27 hanches (14,1 %) et n'étaient représentées que par le type B de Beaton et Anson (Beaton and Anson 1937), où le nerf sciatique restait divisé dans le bassin, le nerf tibial passant par le foramen infra-piriforme et le nerf fibulaire commun traversant le corps du muscle piriforme (Figure 10). Cette variante a été observée bilatéralement chez 4 patients (4,17 %). Les variantes C à F de Beaton et Anson n'ont pas été observées.

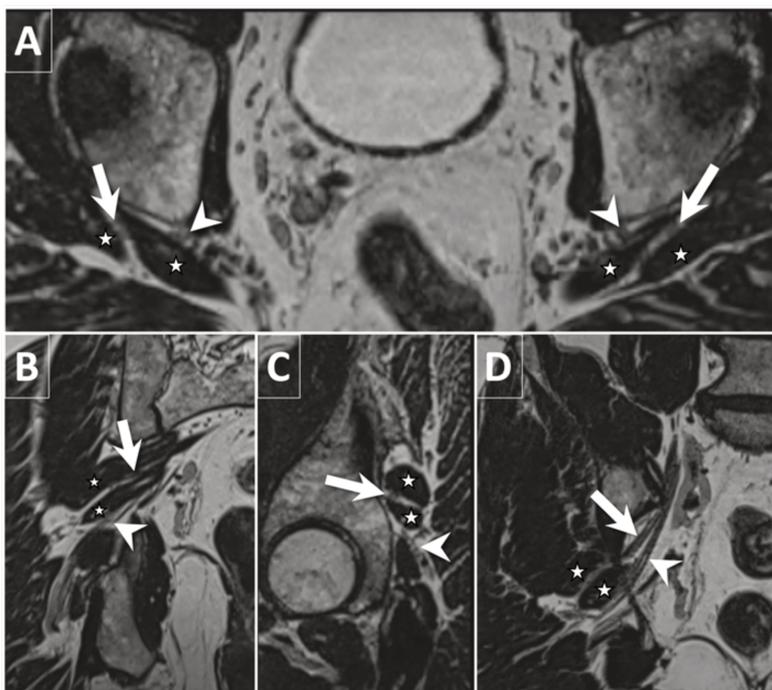


Figure 10 : IRM pondérée T2 (A : plan axial, B : plan coronal, C : plan sagittal, D : plan oblique dans l'axe du nerf sciatique) du bassin montrant une variante bilatérale du nerf sciatique de type B, où le nerf fibulaire commun (flèche) perce le muscle piriforme (étoiles), et le nerf tibial (tête de flèche) passe en avant et en dessous du muscle piriforme.

La distance moyenne entre le nerf ischiatique et la structure osseuse la plus proche était de 7,77 mm [7,22 - 8,33] 1,5 cm au-dessus de l'acétabulum, 2,81 mm [2,22 - 3,39] au niveau du toit de l'acétabulum, 1,48 mm [1. 11 - 1.86] au sommet de la tête fémorale, 4,82 mm [4.23 - 5.40] au niveau de la fovea, 11.02 mm [10.46 - 11.58] au niveau de l'échancrure acétabulaire, et 16.42 mm [15.59 - 17.25] au niveau de la branche ischio-pubienne.

La distance la plus courte mesurée entre le nerf et l'os se situe au niveau du sommet de la tête fémorale (1,48 mm [1,11 - 1,86]), sans interposition de tissu dans 53,1 % [43,9 - 62,3], suivi de la graisse dans 39,1 % [30,0 - 48,1] et d'une interposition musculaire dans 7,8 % [2,7 - 12,9]. A ce niveau, la structure osseuse la plus proche du nerf sciatique était la grande échancrure sciatique dans 96,9 % [93,4 - 100] et l'acétabulum dans 3,1 % [0,0 - 6,6]. La plus grande distance entre le nerf et l'os était de 16,42 mm [15,59 - 17,25] au niveau de la branche ischio-pubienne, principalement avec l'interposition du tendon des muscles ischio-jambiers dans 97,4 % [94,4 - 100] ou de la graisse dans 2,6 % [0,0 - 5,6]. A ce niveau, la structure osseuse la plus proche du nerf sciatique était la tubérosité ischiatique dans 100 % [98,0 - 100].

La comparaison de la distance nerf-os n'a pas identifié de différence statistiquement significative entre l'anatomie du nerf sciatique de type A et de type B, sauf à 1,5 cm au-dessus de l'acétabulum. Dans la variante de type A, le nerf était plus proche de l'os avec une distance moyenne de 7,62 mm [7,06 - 8,18], dans le type B, la distance moyenne entre le nerf et l'os était de 8,68 mm [7,70 - 9,67]. Cette différence était statistiquement significative (1,06 [0,16 - 1,97], p = 0,021).

Les résultats détaillés sont présentés dans le Tableau 5, les distances moyennes entre le nerf sciatique et les différentes structures osseuses sont présentées en Figure 11.

Measures	Estimates [95% CI]	Type A [95% CI]	Type B [95% CI]	Difference [95% CI]	p
<b>1.5 cm above the acetabulum</b>					
Nerve-bone mean distance	7.77 mm [7.22 - 8.33]	7.62 [7.06 - 8.18]	8.68 [7.70 - 9.67]	1.06 [0.16 - 1.97]	0.021
Tissue					
Fat	60.4 % [51.1 - 69.8]				
Muscle	37.5 % [25.1 - 46.7]				
None	2.1 % [0.0 - 4.9]				
Bone structure					
Greater sciatic notch	100 % [98.0 - 100]				
<b>Acetabular roof</b>					
Nerve-bone mean distance	2.81 mm [2.22 - 3.39]	2.71 [2.12 - 3.30]	3.40 [2.52 - 4.27]	0.69 [-0.09 - 1.46]	0.084
Tissue					
Fat	35.4 % [26.5 - 44.3]				
Muscle	22.4 % [14.5 - 30.3]				
None	42.2 % [33.0 - 51.4]				
Bone structure					
Greater sciatic notch	100 % [98.0 - 100]				
<b>Top of the femoral head</b>					
Nerve-bone mean distance	1.48 mm [1.11 - 1.86]	1.47 [1.09 - 1.85]	1.58 [1.03 - 2.12]	0.11 [-0.35 - 0.56]	0.648
Tissue					
Fat	39.1 % [30.0 - 48.1]				
Muscle	7.8 % [2.7 - 12.9]				
None	53.1 % [43.9 - 62.3]				
Bone structure					
Greater sciatic notch	96.9 % [93.4 - 100]				
Acetabulum	3.1 % [0.0 - 6.6]				
Fovea					

Nerve-bone mean distance	4.82 mm [4.23 - 5.40]	4.85 [4.25 - 5.44]	4.63 [3.95 - 5.32]	-0.21 [-0.74 - 0.32]	0.431
Tissue					
Fat	38.5 % [29.5 - 47.6]				
Muscle	51.6 % [42.0 - 61.1]				
None	9.9 % [4.2 - 15.6]				
Bone structure					
Acetabulum	100 % [98.0 - 100]				
Acetabular notch					
Nerve-bone mean distance	11.02 mm [10.46 - 11.58]	10.93 [10.35 - 11.51]	11.55 [10.75 - 12.34]	0.61 [-0.09 - 1.32]	0.089
Tissue					
Muscle	99.5 % [98.5 - 100]				
Harmstring	0.5 % [0.0 - 1.5]				
Bone structure					
Acetabulum	22.4 % [14.4 - 30.4]				
Sciatic tuberosity	77.6 % [69.6 - 85.6]				
Ischiopubic ramus					
Nerve-bone mean distance	16.42 mm [15.59 - 17.25]	16.49 [15.69 - 17.29]	16.00 [14.34 - 17.67]	-0.49 [-1.95 - 0.97]	0.509
Tissue					
Fat	2.6 % [0.0 - 5.6]				
Harmstring	97.4 % [94.4 - 100]				
Bone structure					
Sciatic tuberosity	100 % [98.0 - 100]				
Number of sciatic nerves					
One	85.9 % [80.6 - 91.3]				
Two	14.1 % [8.7 - 19.4]				
Sciatic nerve variant					
Type A	85.9 % [80.6 - 91.3]				
Type B	14.1 % [8.7 - 19.4]				

Tableau 5 : résultats détaillés des relevés effectués pour chaque niveau

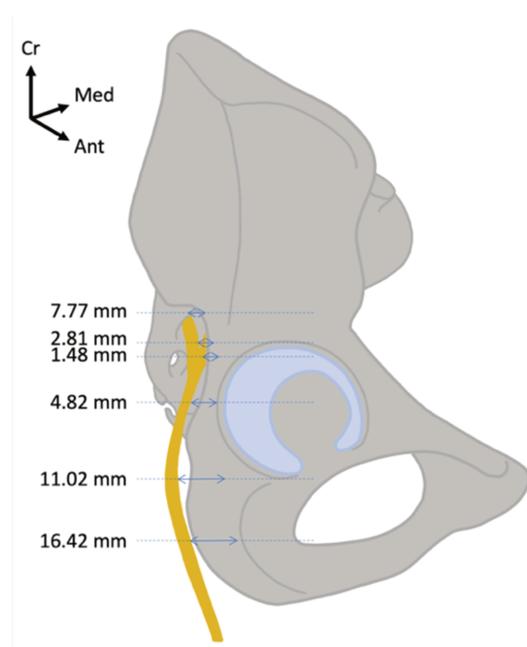


Figure 11 : Représentation des distances moyennes entre le nerf sciatique et l'os sur une vue antéro-latérale d'un demi-pelvis droit.

La comparaison des différentes mesures, des structures osseuses et des tissus d'interposition n'a pas identifié de différence statistiquement significative entre les côtés droit et gauche à une exception près : la distance minimale entre le nerf et l'os au niveau de la branche ischio-pubienne (16,42 mm, SD = 4,42) où la distance moyenne était de 16,75 mm (SD = 4,62) à droite et de 16,09 mm (SD = 4,21) à gauche ( $p=0,043$ ).

Parmi les six niveaux, la fiabilité inter-observateur était bonne pour quatre niveaux (ICC de 0,758 à 0,852) et modérée pour deux niveaux (ICC = 0,645 au niveau de la fovéa, et ICC = 0,646 au niveau de l'échancrure acétabulaire). La concordance inter-observateur pour la caractérisation du tissu d'interposition était faible au niveau de la fovéa (AC = 0,565 [0,471 - 0,659]), modérée aux 3 niveaux les plus crâniens (AC de 0,63 à 0,761) et presque parfaite (AC = 0,926 et 0,946) aux 2 niveaux les plus caudaux. Les résultats détaillés de la fiabilité et de la concordance inter-observateurs sont présentés dans le Tableau 6.

La fiabilité intra-observateur était excellente (ICC de 0,910 à 0,974) à tous les niveaux pour les mesures de la distance nerf-os, sauf au niveau du sommet de la tête fémorale où la corrélation était bonne (ICC = 0,877). En ce qui concerne la caractérisation du tissu interposé et de la structure osseuse, la concordance intra-observateur était forte à presque parfaite (respectivement AC de 0,865 à 1 et AC de 0,95 à 1) à tous les niveaux. Les résultats détaillés de la fiabilité et de la concordance inter-observateurs sont présentés dans le Tableau 7.

Levels	ICC	AC (Tissue)	AC (Bone)
1.5 cm above the acetabulum	0.910 [ 0.820 - 0.956 ]	0.865 [ 0.714 - 1 ]	1
Acetabular roof	0.974 [ 0.946 - 0.987 ]	1	1
Top of the femoral head	0.877 [ 0.758 - 0.939 ]	0.907 [ 0.774 - 1 ]	1
Fovea	0.931 [ 0.861 - 0.967 ]	0.862 [ 0.708 - 1 ]	1
Acetabular notch	0.947 [ 0.892 - 0.974 ]	0.966 [ 0.894 - 1 ]	0.950 [ 0.846 - 1 ]
Ischiopubic ramus	0.943 [ 0.882 - 0.972 ]	1	1

Tableau 6 : Corrélations inter-observateurs pour les mesures, la caractérisation des tissus interposés et l'identification des os à différents niveaux

Levels	ICC	AC (Tissue)	AC (Bone)
1.5 cm above the acetabulum	0.775 [ 0.699 - 0.832 ]	0.694 [ 0.613 - 0.774 ]	1
Acetabular roof	0.805 [ 0.749 - 0.850 ]	0.630 [ 0.538 - 0.721 ]	1
Top of the femoral head	0.852 [ 0.808 - 0.887 ]	0.761 [ 0.693 - 0.829 ]	0.936 [ 0.883 - 0.988 ]
Fovea	0.645 [ 0.184 - 0.823 ]	0.565 [ 0.471 - 0.659 ]	1
Acetabular notch	0.646 [ 0.505 - 0.745 ]	0.926 [ 0.884 - 0.968 ]	0.720 [ 0.630 - 0.811 ]
Ischiopubic ramus	0.758 [ 0.608 - 0.843 ]	0.946 [ 0.912 - 0.980 ]	1

Tableau 7 : Corrélations intra-observateur pour les mesures, la caractérisation des tissus interposés et l'identification des os à différents niveaux

#### 2.4.4 Discussion

Le nerf sciatique entretient une relation extrêmement étroite avec l'os iliaque lorsqu'il sort du bassin. La distance la plus courte entre le nerf et l'os se situait au niveau du sommet de la tête fémorale (distance moyenne : 1,48 mm) en avant de la grande échancrure sciatique, tandis que le plus grand écart se situait au niveau de la branche ischio-pubienne, en avant de la tubérosité ischiatique (distance moyenne : 16,42 mm). Au cours de son trajet, le nerf sciatique passait au contact du muscle piriforme principalement avec une disposition modale (type A de Beaton dans 85,9 %), alors que dans 14,1 % des cas son trajet variait et le nerf sciatique restait divisé dans le bassin. Le nerf fibulaire commun perçait le muscle piriforme et le nerf tibial passait sous le muscle piriforme (type B de Beaton).

Ces données indiquent que selon le niveau le long de son trajet, le nerf sciatique sera plus exposé au risque de lésion thermique iatrogène pendant la thermoablation du bassin en raison de sa proximité anatomique. L'emplacement le plus critique semble être le niveau au sommet de la tête fémorale (distance moyenne nerf-os : 1,48 mm).

La nature du tissu d'interposition entre l'os et le nerf semble également importante lors de la réalisation des hydrodissections. L'absence de tissu entre les deux structures implique une plus grande difficulté à pouvoir positionner une aiguille d'hydrodissection à cet endroit, sans ponctionner le nerf, pour réaliser l'injection. Ceci indique que l'hydrodissection du nerf sciatique peut être plus difficile à réaliser au niveau du toit de l'acétabulum et du sommet de la tête fémorale, puisque dans 42,2% et 53,1% des cas respectivement, le nerf sciatique et l'os sont en contact.

La distinction entre interposition graisseuse et musculaire semble également importante. D'après notre expérience, lors de l'injection dans un muscle, le liquide injecté reste contenu par le fascia musculaire, ce qui permet au muscle de gonfler tel un ballon. Cela indiquerait que l'hydrodissection serait plus efficace au niveau de la fovéa et de l'échancrure acétabulaire, où l'interposition musculaire a été constatée dans 51,6 % et 99,5 % des cas respectivement.

En revanche, lors de l'injection dans la graisse, la distribution du fluide est plus aléatoire et dépend davantage des contraintes de pression locales. Dans certains cas, le liquide fuira vers des zones de moindre pression, ce qui réduira l'effet d'écartement souhaité de l'hydrodissection, mais sans réduire l'effet de modification thermique lié à l'injection continue (Filippiadis, Tutton et al. 2014). Dans d'autres cas, le liquide injecté restera en place pour permettre la séparation correcte des structures sensibles à protéger. Il est difficile de prévoir l'une ou l'autre de ces possibilités.

Les sites où la possibilité d'injecter dans la graisse est plus probable et donc où le succès de l'hydrodissection serait plus incertain sont les niveaux situés à 1,5 cm au-dessus de l'acétabulum et au

sommet de la tête fémorale, avec une interposition de graisse trouvée dans 60,4 % et 39,1 % des cas respectivement.

Le niveau du sommet de la tête fémorale (en regard de la grande échancrure sciatique) serait l'endroit le plus difficile à hydrodisséquer pour deux raisons : d'une part, c'est l'endroit où le nerf est le plus proche de l'os (distance moyenne : 1,48 mm) et, d'autre part, la nature des tissus interposés serait plus défavorable à l'hydrodissection, avec du muscle retrouvé seulement dans 7,8 % des cas (aucun tissu dans 53,1 % et de la graisse dans 39,1 %).

Nous avons trouvé une différence statistiquement significative de 1,06 mm [0,16 - 1,97],  $p = 0,021$  pour la distance os-nerf entre l'anatomie du nerf sciatique de type A et de type B à 1,5 cm au-dessus de l'acétabulum. Même si cette différence est statistiquement significative, elle ne semble pas avoir de répercussion clinique lors de la mise en place de l'aiguille d'hydrodissection ou lors de la surveillance du nerf pendant la procédure de cryothérapie.

Nous avons choisi d'utiliser l'IRM pour explorer le nerf sciatique en raison du caractère non irradiant de cet examen, de son accessibilité dans le service, de sa résolution spontanée en contraste qui nous a permis d'identifier le nerf et la nature des structures adjacentes, mais aussi parce que cet examen fait partie du bilan standard avant un geste de radiologie interventionnelle.

Nous avons choisi d'étudier les variations du nerf sciatique par rapport au muscle piriforme dans sa sortie du bassin afin de rechercher une influence protectrice ou défavorable sur le nerf, tant dans l'anatomie normale que dans les dispositions variantes.

Nous avons divisé le passage du nerf sciatique au contact du bassin en six niveaux et non pas seulement en fonction de la structure osseuse qui le précède, en raison de la taille de ces différentes structures. La grande échancrure sciatique s'étend sur trois de ces niveaux, avec des espacements et des tissus d'interposition différents à chacun de ces endroits.

L'espacement entre les différentes coupes définies n'était pas équidistant, mais nous avons choisi ces niveaux car les repères osseux nécessaires pour les obtenir étaient fiables et facilement identifiables sur l'IRM, comme le démontrent les très bons résultats des corrélations intra- et inter-observateurs. Les niveaux étaient plus rapprochés où le nerf passe dans le canal infra-piriforme, là où il est le plus proche de l'os, ce qui nous a permis d'obtenir plus de données sur cette zone particulière où le nerf est plus à risque de lésion iatrogène.

Dikici et al. (Dikici, Kale et al. 2011) ont étudié la relation entre la partie postérieure de l'acétabulum et le nerf sciatique dans différentes positions de la hanche (flexion, extension et neutre) afin de définir les zones de vulnérabilité du nerf lors d'une arthroplastie totale de la hanche. Ils ont mesuré la distance

entre le nerf sciatique et trois points du rebord acétabulaire (positions 1, 3 et 5 heures, identifiées sur une hanche gauche). Les mesures qu'ils ont effectuées ne sont pas comparables à notre étude, car ils ont rapporté ces distances sur un axe vertical et n'ont pas mesuré la plus petite distance entre le nerf et l'os. Cependant, ils ont défini la partie médiane du rebord acétabulaire postérieur (3 heures) comme étant plus proche du nerf sciatique et potentiellement plus exposée au risque de blessure par l'écarteur ou la vis. Cela est cohérent avec nos mesures où le plus petit écart mesuré se situait au sommet de la tête fémorale, qui se situerait entre 2 et 3 heures.

Les études précédentes sur la position du nerf sciatique ont été réalisées à des fins chirurgicales en étudiant sa position par triangulation à l'aide de trois repères osseux (épine iliaque postéro-supérieure, tubérosité ischiatique et grand trochanter). Ces études ont défini la trajectoire du nerf sciatique dans la région fessière et sa courbure globale afin de déterminer une projection cutanée du nerf pour les abords chirurgicaux et les incisions cutanées, mais sans tenir compte de sa proximité avec l'os (Robertson and Kelly 2008, Wan-Ae-Loh, Huanmanop et al. 2020). La position du nerf sciatique par rapport à l'os a déjà été étudiée par scanner et IRM, mais uniquement en analysant la distance entre le nerf sciatique et le sillon infra-cotyloïdien pour des applications chirurgicales (Birke, Mitchell et al. 2011, Isin, Hapa et al. 2020). Les mesures ont été effectuées sur des plans axiaux, mais avec moins de niveaux, qui correspondaient uniquement à nos niveaux de fovéa et de l'incisure acétabulaire. L'espacement moyen mesuré était de 8 mm (IC : 7-9) au niveau de la fovéa, 11 (IC : 9-13) et 14,8 mm (11-20 mm) au niveau de l'incisure acétabulaire, alors que nous avons mesuré respectivement 4,82 mm (IC : 4,23-5,40) et 11,02 mm (IC : 10,46-11,58). Ces différences peuvent s'expliquer par le fait que nous avons mesuré l'espacement minimum entre le nerf sciatique et l'os indépendamment de la structure osseuse, alors que les autres études se sont focalisées sur l'espacement au niveau du sillon infra-cotyloïdien uniquement.

#### 2.4.5 Conclusion

La variation de l'anatomie du nerf sciatique (14,1%) observée est concordante avec les données de la littérature. La zone où le nerf est le plus proche et le plus vulnérable est située à hauteur du haut de la tête fémorale (écart de 1.48 mm où le nerf est en regard de la grande échancrure sciatique dans 97 % [93.4 - 100], sans tissu d'interposition dans 53 % [43.9 – 62.3]. Le plus grand éloignement du nerf (16.42 mm) a été observé à hauteur de la branche ischio-pubienne avec interposition de tendon (97 % [94.4 – 100]) ou de tissu adipeux. Le nerf sciatique n'a pas été observé plus proche de l'os en cas de variation

de son anatomie. Sa variabilité de sortie du bassin ne représente pas un facteur défavorable ou protecteur lors de thermoablation du bassin.

## 3 Modalités d'ablation thermique et leurs effets sur le nerf

Ce chapitre débute par une description des différentes techniques disponibles pour l'ablathermie seront exposées en détaillant pour chacune des modalités leurs principes physiques, leurs types d'applicateurs, les algorithmes d'ablation et leurs spécificités. Puis dans une seconde partie, les effets des variations de la température seront étudiés à travers une revue de la littérature puis un recueil des déficits neurologiques observés dans le service d'imagerie interventionnelle du CHRU de Strasbourg.

### 3.1 Techniques d'ablation tumorale

La description des principes des techniques d'ablation thermiques de tumeurs effectuée dans ce chapitre est issue de l'article « Techniques d'ablation tumorale » par G. Koch et al. (Koch, Cazzato et al. 2017)

#### 3.1.1 Introduction

Les stratégies d'ablation thermiques visent à détruire le tissu tumoral en augmentant ou en diminuant la température suffisamment pour induire des lésions cellulaires irréversibles. La destruction complète et adéquate de la tumeur par une ablation thermique nécessite que tout le volume tumoral et une marge de sécurité périphérique soient exposés à des températures cytotoxiques. La possibilité de chauffer ou de refroidir un large volume de tissu dans différents environnements est directement dépendant de l'énergie déposée, des interactions tissulaires locales et de la déperdition ou de l'apport calorifique (Pennes 1948). Ainsi pour moduler la zone d'ablation, des stratégies ont été développées tel que l'augmentation de l'énergie déposée, la modulation des caractéristiques tissulaires et la modification du flux sanguin dans et autour du tissu cible (Ahmed, Brace et al. 2011).

Les techniques d'ablation thermique utilisent l'énergie thermique pour la destruction tumorale : par le chaud (radiofréquence, laser, micro-ondes, ultrasons focalisés de haute intensité) ou par le froid (cryoablation). Pour traiter une tumeur, seront nécessaire une ou plusieurs procédures, au cours desquelles une ou plusieurs applications seront effectuées. L'énergie thermique est transférée à la tumeur par une aiguille active nommée généralement applicateur. Plus précisément, les applicateurs radiofréquences sont des électrodes, les applicateurs micro-ondes sont des antennes, les applicateurs lasers sont des fibres et les cryosondes sont utilisées pour congeler un tissu durant une cryoablation. Dans ce chapitre les techniques d'ablation tumorale *in situ* non thermique et les techniques endovasculaires ne seront pas exposées.

### 3.1.2 Thermoablation par le froid

#### Principe de l'ablation

La cryoablation est une technique chirurgicale ancienne décrite en 1963 par Cooper lors d'opérations à ciel ouvert de résection tumorale bénigne ou maligne (Copper 1963). Les applications percutanées actuelles découlent des progrès technologiques dans la fabrication des sondes et l'utilisation du gaz argon comme cryogène. La cryoablation utilise l'effet Joule-Thomson qui décrit le changement de température résultant de la décompression ou de la compression des gaz. La décompression de l'argon entraîne une baisse de température jusqu'à  $-186^{\circ}\text{C}$  (congélation, ou *freezing*) tandis que la décompression de l'hélium réchauffe à  $33^{\circ}\text{C}$  (décongélation active ou *thaw*). L'expansion des gaz s'effectue dans une chambre de décompression située dans la crysonde, à son extrémité (Figure 12). Une unité de cryoablation permet de gérer la pression et de faire circuler l'argon dans l'applicateur pour provoquer la congélation des tissus environnants au contact de la sonde (formation d'une boule de glace). La propagation de la boule de glace (*iceball*) aux tissus environnants s'effectue par conduction thermique. Un dégradé de température se produit entre la crysonde ( $-186^{\circ}\text{C}$ ) et le patient ( $37^{\circ}\text{C}$ ), dans lequel les effets cellulaires sont différents ; ils sont décrits en lésion cellulaire et lésion vasculaire.

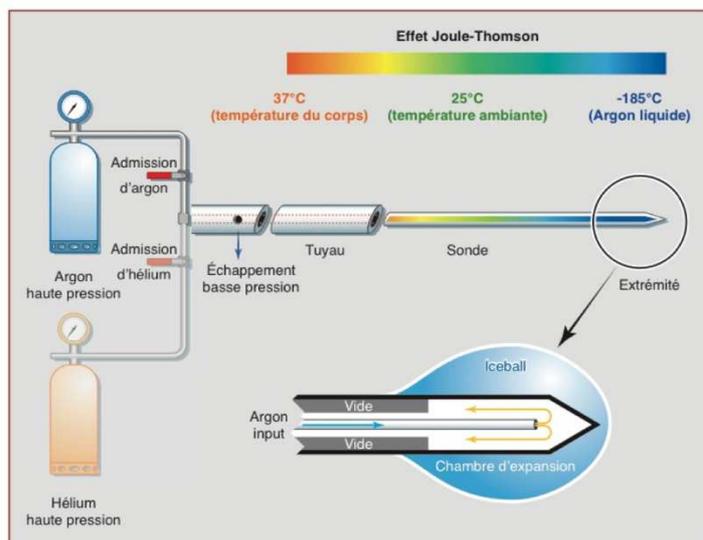


Figure 12 : Organisation du circuit des gaz au travers de la crysonde

Lorsque la température chute sous  $0^{\circ}\text{C}$ , l'eau cristallise. Cette formation débute dans l'espace extracellulaire, entraînant un défaut d'eau et une hyper-osmolarité de cet espace. Un appel d'eau se crée avec déshydratation de l'espace intracellulaire et augmentation des concentrations

intracellulaires d'électrolytes, conduisant souvent à la mort cellulaire. Ce phénomène est principalement observable entre 0°C et -20°C mais peut ne pas être létale pour toutes les cellules (Figure 13). A partir de -15°C des cristaux de glace vont diffuser au travers des micropores membranaires, endommager les membranes cellulaires et les structures intracellulaires. Ces destructions sont mécaniques et se font par effet de cisaillement sur les membranes et les organes intracellulaires entraînant la mort cellulaire. Afin d'obtenir une nécrose cellulaire systématique, une température cible à -40°C est nécessaire. La formation de cristaux de glace intracellulaires est d'autant plus efficace que la chute de température est rapide. Durant le réchauffement, au-dessus de -40°C, apparaît un processus de recristallisation durant lequel les cristaux de glace intracellulaires fusionnent en cristaux de plus grande taille, ce qui détruit les membranes cellulaires et augmente la taille de nécrose. Lorsque la congélation est répétée, les tissus endommagés conduisent le froid plus efficacement, accroissant la zone de nécrose au-delà de celle créée par le premier cycle (Sabel 2009).

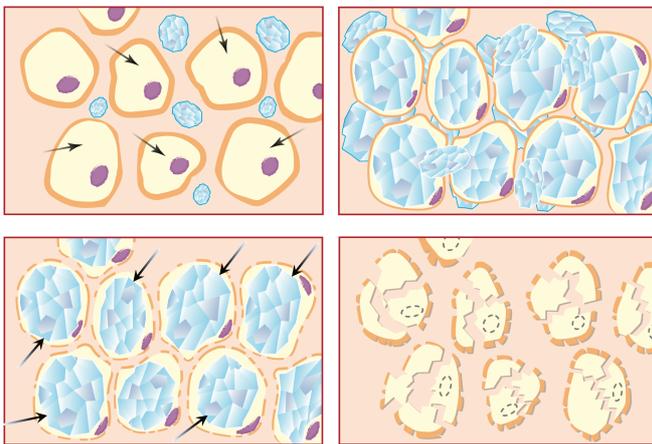


Figure 13 : Effets cellulaires de la cryothérapie.

*Lors de la congélation, la glace se forme d'abord dans l'espace extracellulaire, entraînant un appel d'eau et une déshydratation de cet espace (a). A partir de -15°C des cristaux de glace vont diffuser à l'espace intracellulaire au travers des micropores membranaires en endommageant les membranes cellulaires et les structures intracellulaires (b). Durant le réchauffement l'espace intracellulaire décongèle en dernier ce qui provoque une déshydratation intracellulaire. L'appel d'eau créé s'effectue sur des membranes cellulaires et des pores membranaires altérés par la congélation (c), complétant la zone de nécrose dans l'iceball (d).*

Durant la phase initiale de congélation, les tissus répondent par une vasoconstriction qui entraîne une chute du débit sanguin local. Durant la décongélation, la circulation sanguine reprend avec une vasodilatation compensatrice. Cependant des lésions endothéliales induites par la congélation entraîne une augmentation de la perméabilité des capillaires, un œdème, des agrégations plaquettaires et la formation de micro-thrombus. Ces effets cumulés à une stagnation de la circulation

sanguine locale provoquent des thromboses des petits vaisseaux 3-4 heures après la congélation, ce délai pouvant atteindre 24 heures pour des vaisseaux plus larges. Cumulés, ces effets vasculaires entraînent une anoxie cellulaire et une hypoxie qui majorent la taille de l'ablation par effet cellulaire direct (Figure 14) (Gangi, Guth et al.).

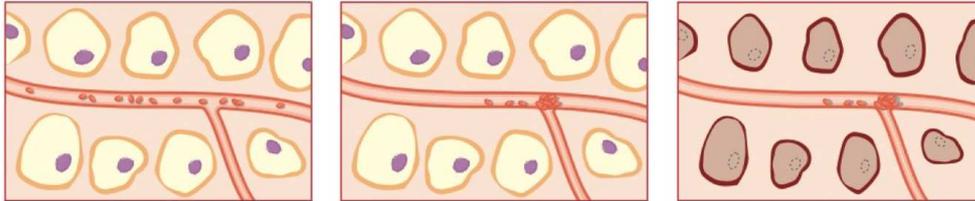


Figure 14: Effets vasculaires de la cryothérapie :

*La phase de congélation entraîne une augmentation de la viscosité du sang (a), qui associée à des altérations endothéliales et à l'activation plaquettaire, entraîne la formation de thrombus endovasculaires (b), majorant la taille de l'ablation par effet ischémique (c).*

Contrairement à la chirurgie où la tumeur est enlevée en bloc, ou à la radiofréquence où les protéines sont coagulées, la cryoablation crée l'apoptose par destruction des membranes cellulaires et entraîne un relargage d'antigènes membranaires et intracellulaires. A la périphérie de la zone d'ablation apparaissent des phénomènes de cicatrisation où de nouveaux vaisseaux sanguins se développent et vont mettre en contact des cellules en apoptose, du tissu sain et des cellules inflammatoires. Selon plusieurs auteurs (Sabel 2009, Sidana, Chowdhury et al. 2010, Kim, Pyun et al. 2014) ces éléments seraient favorables à l'induction d'une réponse immunitaire anti-tumorale.

#### *Types d'applicateur*

La forme et la taille de la boule de glace créée par une cryosonde dépend directement de la taille de la chambre de décompression (correspondant à la taille de la zone active), les cryosondes avec une chambre de petite taille créant un petit glaçon. Pour éviter la propagation du froid le long de l'applicateur, et donc de congeler la peau, certains applicateurs possèdent une isolation thermique. Pour réchauffer l'applicateur, de l'hélium est injecté et permet d'obtenir une température de 33°C qui est suffisante pour permettre de retirer l'applicateur du glaçon. Lorsque l'on cherchera à prévenir les complications hémorragiques par coagulation du trajet de ponction, l'hélium sera insuffisant. Dans ce but, certaines cryosondes possèdent une résistance électrique à leur extrémité qui permet de chauffer à plus de 180°C pour coaguler et retirer les cryosondes de la glace.

### *Algorithme d'ablation*

La taille de la nécrose dépend du type de sonde et du nombre de cryosondes utilisées. L'utilisation d'une seule cryosonde permet la formation de boule de glace dont la taille maximale est de 42 x 57 mm à l'isotherme 0°C ou 23 x 42 mm à l'isotherme -40°C. Plusieurs cryosondes peuvent être placées simultanément pour détruire les lésions volumineuses. Un cycle de cryoablation comporte typiquement une première phase de congélation (durée 10 minutes), une phase de décongélation passive ou active avec remplacement de l'argon par de l'hélium ou de l'électricité (durée 10 minutes) et une deuxième phase de congélation (10 minutes). Il est ensuite nécessaire d'attendre le réchauffement de la cryosonde avant de la retirer (échauffement passif ou actif pour accélérer la libération de la cryosonde). Le respect de ce cycle est nécessaire pour une destruction tumorale complète et irréversible dans toute la boule de glace.

### *Spécificités de la technique*

De la même façon que les vaisseaux de gros calibre induisent une déperdition calorifique lors des ablations par le chaud (RF, laser), ils sont à l'origine d'un apport calorifique qui limite la formation de glace à leur contact et participe à la persistance de résidus tumoraux.

L'avantage essentiel de la cryoablation est la possibilité de visualiser en temps réel, avec toutes les techniques d'imagerie dont le scanner et l'IRM, la boule de glace dont les limites marquent l'isotherme 0°C. Le principal inconvénient de la cryothérapie est la durée de la procédure (environ 30 minutes par cycle d'ablation) et son coût (Beland, Dupuy et al. 2005, Callstrom, Charboneau et al. 2006).

### 3.1.3 Thermoablation par le chaud

L'ablation thermique par le chaud vise l'obtention de températures suffisamment élevées dans la tumeur pour induire une nécrose cellulaire. Elle survient par coagulation protéique des processus enzymatiques cytosoliques et mitochondriaux ainsi que par lésion des complexes acide nucléique-histone. Les mécanismes d'homéostasie cellulaire tolèrent des augmentations modérées de température (jusqu'à 40 °C). Des lésions cellulaires irréversibles apparaissent lorsque les cellules sont exposées pendant 60 minutes à 46°C (Larson, Bostwick et al. 1996), pendant 4-6 minutes à 50-52°C et quasiment instantanément à partir de 60°C (Nahum Goldberg and Dupuy 2001). Des tissus, déjà fragilisés par d'autres agressions (radiothérapie, chimiothérapie), présenteront des dommages cellulaires après exposition à des températures comprise entre 42 °C et 45 °C (Seegenschmiedt, Brady et al. 1990). La température cible retenue au sein de l'ensemble du volume à détruire (tumeur et

marges de sécurité) est d'au moins 50°C pendant 5 minutes (Goldberg, Gazelle et al. 1996, Nahum Goldberg and Dupuy 2001).

### 3.1.3.1 Ablation par radiofréquence

#### *Principe d'ablation*

L'ablation par radiofréquence (RF) est une technique largement utilisée en chirurgie et en imagerie interventionnelle. Elle utilise un générateur d'ondes RF délivrant un courant électrique alternatif (fréquences comprises entre 420 et 500 kHz) entre deux électrodes (Figure 15). Les ions du tissu soumis au flux électrique vont s'orienter selon la direction du flux électrique. Le caractère alternatif du courant entraîne une agitation ionique responsable d'une friction et d'un échauffement tissulaire progressif. L'effet thermique obtenu dépend des propriétés de conduction électrique de chaque tissu.

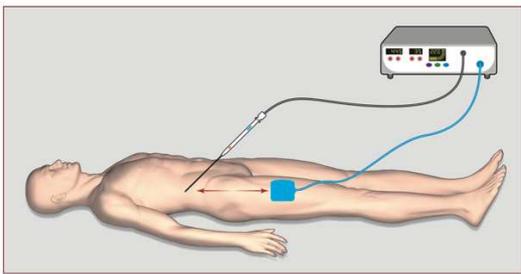


Figure 15: L'ablation par radiofréquence nécessite l'établissement d'un circuit électrique fermé entre deux électrodes.

Au-delà de 50°C, apparaissent des dommages cellulaires immédiats et irréversibles par nécrose de coagulation. Les températures supérieures à 110°C provoquent la carbonisation et la vaporisation tissulaire qui dégradent la conduction électrique et thermique par leur effet isolant, limitant le volume d'ablation (Goldberg, Gazelle et al. 1996). Pour que l'ablation soit optimale la température cible intratumorale doit ainsi être maintenue entre 50 et 100°C pendant 5 minutes.

#### *Types d'applicateur*

La RF monopolaire utilise l'extrémité active d'une électrode placée dans la tumeur, des plaques de dispersion cutanées jouant le rôle de seconde électrode. La RF bipolaire établit un circuit électrique entre deux applicateurs, ou entre deux électrodes situées sur un même applicateur, placés au contact immédiat de la tumeur. La grande majorité d'électrodes utilisée actuellement opère en mode monopolaire. Leurs formes et leurs caractéristiques différentes permettent de moduler la dépose

énergétique et donc la taille et la forme de l'ablation. Les électrodes peuvent être soit droites avec une seule extrémité active métallique exposée, ou bien multipoints avec de multiples électrodes qui seront déployés au travers d'une aiguille coaxiale introductrice (plusieurs formes ont été développées : électrode en parapluie, électrode en étoile, électrode étalée ou multi-crochets) afin d'augmenter la distribution spatiale de l'énergie délivrée. Certains applicateurs sont refroidis de l'intérieur par perfusion interne continue d'eau ou de sérum salé isotonique afin d'augmenter l'énergie délivrée en limitant les phénomènes de carbonisation. D'autres électrodes sont perforées, pour injecter différents fluides (sérum salé isotonique ou hypertonique ; thérapie adjuvante, telle que chimiothérapie) dans la tumeur par de petites ouvertures situées à proximité de l'extrémité active.

Lors de l'ablation bipolaire, la conduction électrique est limitée au volume compris entre les deux électrodes, autorisant une nécrose plus rapide et plus focale, permettant de protéger les tissus adjacents. Certains générateurs permettent d'effectuer des ablations multipolaires en alternant le courant durant l'ablation entre des paires d'applicateurs bipolaires (Ahmed, Brace et al. 2011).

#### *Algorithme de déposition énergétique*

La méthode utilisée pour délivrer l'onde de RF a connu de multiples modifications et améliorations afin d'augmenter la quantité d'énergie administrée et donc la taille de l'ablation réalisée. Actuellement les générateurs utilisés possèdent un algorithme interne permettant une montée progressive de l'énergie délivrée tout en réduisant l'apparition de carbonisation par mesure et contrôle de l'impédance ou de la température du tissu adjacent à l'applicateur de RF.

Tous organes confondus, les tailles d'ablations sont habituellement comprises entre 15 et 50 mm. Le temps d'ablation est compris entre 8 minutes pour les aiguilles refroidies en mode pulsé, et 20 minutes pour les aiguilles simples non refroidies.

#### *Spécificités de la technique*

La proximité de vaisseaux de diamètre supérieur à 3-4 mm est responsable d'une déperdition calorifique créée par le flux sanguin (Lu, Raman et al. 2002). Ceci est responsable d'une réduction de la zone d'ablation au contact de ces vaisseaux avec risque de persistance de résidu tumoral et d'ablation incomplète.

Les avantages de la RF sont sa facilité d'accès, son moindre coût et son faible risque de saignements au décours de l'ablation. Ses inconvénients sont la non-visualisation de la zone d'ablation durant l'intervention, la faible compatibilité avec le guidage par IRM et son risque de nécrose sur l'urothélium à l'origine de fistule urinaire (Janzen, Perry et al. 2005).

### 3.1.3.2 Ablation par micro-ondes

#### Principe de l'ablation

L'ablation par micro-ondes est une technique plus récente, décrite par Tabuse et al. en 1986 (Tabuse, Tabuse et al. 1986). La fréquence des micro-ondes utilisés en médecine est de 915MHz ou 2,45GHz. La fréquence élevée est associée à une longueur d'ondes beaucoup plus courte (environ 30cm) que la RF ce qui permet d'utiliser des applicateurs émettant dans l'organisme sans nécessité d'utiliser des plaques de dispersion cutanée. Les micro-ondes émis interagissent avec les molécules d'eau qui se comportent comme des dipôles et subissent des mouvements de rotation intenses (2 à 5 milliards de rotations par seconde, en fonction de la fréquence du générateur utilisé), source de friction et d'échauffement (Figure 7).

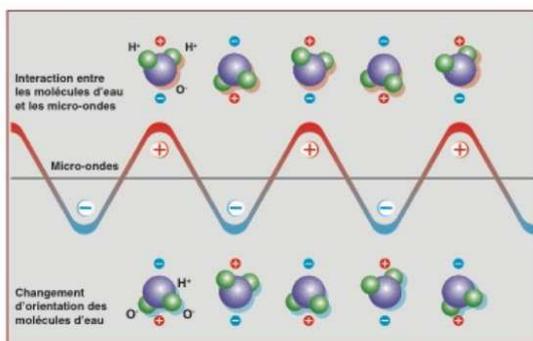


Figure 16: Principe physique de l'ablation par micro-ondes.

L'élévation thermique provoque la mort cellulaire par nécrose de coagulation. Contrairement à la RF, les micro-ondes ne sont pas influencées par les variations d'impédance. L'ablation par micro-ondes est, donc, moins sensible aux variations de composition tissulaire, aux phénomènes de carbonisation ou de vaporisation, ce qui autorise de générer des températures intra-tumorales plus élevées (autour de 180°C) induisant une nécrose plus importante et plus rapide (Simon, Dupuy et al. 2005).

#### Types d'applicateur

En raison de l'échauffement rapide de la totalité de l'antenne et pour éviter une brûlure sur le trajet de l'antenne, les applicateurs possèdent un refroidissement interne à l'eau et un système anti-retour est intégré entre les parties distales et proximales de l'applicateur pour éviter des lésions liées à l'énergie rétrodiffusée (Brace 2009). La transmission de la micro-onde du générateur à l'applicateur nécessite un câblage spécialement isolé qui alourdit considérablement l'antenne, la rendant moins

maniable et surtout moins stable lors de la phase initiale de son insertion dans le patient (de Baere 2011).

#### *Algorithme de déposition énergétique*

La propagation des micro-ondes n'étant pas limitée par la carbonisation et la déshydratation des tissus, toute la puissance peut être délivrée en continu pour obtenir rapidement des températures élevées, ce qui permet d'améliorer l'efficacité de l'ablation (Goldberg, Grassi et al. 2005). Les générateurs utilisés permettent d'obtenir avec une seule antenne des ablations dont le diamètre transverse est de 3,5 cm. Il est possible d'utiliser simultanément plusieurs antennes dans l'ablation de larges tumeurs avec potentialisation de leurs effets. Une étude de la taille d'ablation multi-antennes dans le foie a démontré que l'activation simultanée de trois antennes produit un volume d'ablation de  $43,1 \pm 4,3$  cm<sup>3</sup> tandis que leur activation séquentielle ne produit qu'un volume de  $14,6 \pm 5,2$  cm<sup>3</sup>. L'espacement idéal entre deux antennes doit être compris entre 1,7 et 2 cm selon la puissance utilisée (Wright, Lee et al. 2003).

#### *Spécificités de la technique*

La diffusion de l'onde micro-onde dépend de la permittivité de chaque tissu. Elle a été décrite comme supérieure et donc plus favorable dans les tissus tumoraux que dans les tissus sains (Stuchly, Athey et al. 1981). Les organes les plus favorables à ce traitement sont ceux présentant une plus forte différence de permittivité entre le tissu sain et le tissu tumoral ; c'est le cas du poumon avec l'air et du sein avec la graisse. Les ablations par micro-ondes ne sont pas dépendants de la déperdition calorifique et permettent d'effectuer des ablations tumorales au contact de vaisseaux de gros diamètres sans modification de la zone d'ablation (Simon, Dupuy et al. 2005).

#### *3.1.3.3 Ablation par laser interstitiel*

##### *Principe de l'ablation*

L'ablation par laser (Laser Interstitial Thermotherapy ou LITT) utilise un générateur de type neodymium yttrium aluminum garnet (Nd YAG) ou diode qui émet une onde lumineuse de longueur d'onde de 600 à 1440 nm. Le générateur laser peut fonctionner soit à basse puissance pour un effet thermique pur (photocoagulation), soit à fréquence plus élevée (vaporisation et cavitation). L'élévation thermique provoque une nécrose de coagulation. La pénétration tissulaire de la lumière dépend de la longueur d'onde du laser et de la nature de la tumeur en particulier de la couleur des tissus. L'utilisation de laser

haute énergie produit des phénomènes de carbonisation ou dessèchement qui rendent les tissus opaques à la lumière (Ahmed, Brace et al. 2011).

#### *Types d'applicateur*

L'énergie lumineuse est transmise à la tumeur par l'extrémité dénudée d'une fibre optique (en radiologie interventionnelle un diamètre de 400  $\mu\text{m}$  est couramment utilisé, mais des fibres de 200 $\mu\text{m}$  à plus d'un millimètre sont disponibles) et convertie en énergie thermique par diffusion dans les tissus. Il est nécessaire d'utiliser plusieurs fibres disposées en parallèle pour traiter les lésions volumineuses. Des lasers équipés de fibres refroidies à l'eau permettent de réaliser des ablations plus larges en augmentant la puissance du laser tout en limitant les phénomènes de carbonisation et de dessèchement.

#### *Algorithme de déposition énergétique*

La nécrose tumorale est bien délimitée et proportionnelle à la quantité d'énergie délivrée. Pour l'ablation de lésions prostatiques 1 à 3 fibres sont généralement utilisées. L'énergie déposée est comprise entre 2880 et 5900J pour des puissances utilisées de 2 à 15W, appliquées durant 258 à 720 secondes (Lee, Mendhiratta et al. 2014).

#### *Spécificités de la technique*

L'utilisation exclusive d'une fibre optique rend cette technique d'ablation totalement compatible avec l'IRM. L'ablation par laser est précise et permet de traiter des petites lésions. Ces éléments rendent particulièrement adaptée l'utilisation de l'ablation laser guidée par l'IRM dans le traitement de tumeurs prostatiques (Bomers, Cornel et al. 2017). Elle n'est pas adaptée au traitement des lésions volumineuses, à moins d'utiliser simultanément plusieurs fibres. Son intérêt reste limité dans le rein par rapport aux autres techniques d'ablation thermique telles que la radiofréquence ou la cryothérapie. L'utilisation du laser dans le traitement conservateur des tumeurs urothéliales du haut appareil urinaire par urétéroscopie permet une préservation du rein. Son utilisation peut trouver sa place dans le cadre des tumeurs de petite taille, unifocales, de bas grade, avec un rein contro-latéral normal (Tomatis A 2016).

### 3.1.3.4 Ultrasons focalisés de haute intensité

#### Principe de l'ablation

L'ablation par ultrasons focalisés de haute énergie (High-Intensity Focused Ultrasound ou HIFU) est une technique ancienne (décrite en 1927 par Wood et Loomis) qui avait été abandonnée (Kremkau 1979) avant de connaître un nouvel essor (dans les années 1990, utilisation sur la prostate par Marberger puis Madersbacher) avec l'utilisation du guidage échographique puis IRM.

L'HIFU utilise des ultrasons qui sont des ondes mécaniques inaudibles ( $>20\,000\text{Hz}$ ). Les ultrasons se propagent dans les tissus biologiques et ce d'autant plus facilement qu'ils sont riches en eau, tant qu'ils ne sont pas calcifiés ou remplis d'air. Ces ultrasons sont utilisés à très forte puissance (100 à  $10.000\text{W}/\text{cm}^2$  soit environ 10 000 fois plus que les ultrasons utilisés par l'échographie en imagerie médicale) et convergent en un point (comme le ferait une loupe avec les rayons du soleil) (Figure 17).

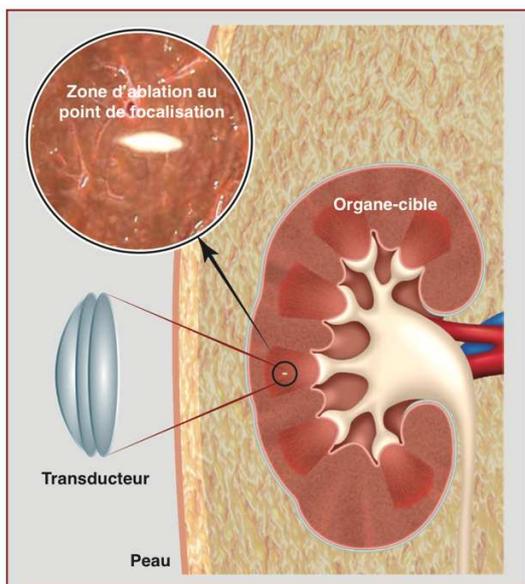


Figure 17 : L'ablation par ultrasons focalisés de haute intensité (HIFU) permet d'effectuer des ablations ciblées de petites tailles au point de focalisation, sans effectuer de dommage aux tissus interposés dans le cône d'ultrasons.

L'énergie mécanique est convertie en énergie thermique dans les tissus et provoque un échauffement local brutal et intense. Une toxicité thermique immédiate apparaît au-delà d'une exposition à  $56^{\circ}\text{C}$  durant une seconde, conduisant à la mort cellulaire par nécrose de coagulation. Durant l'ablation par HIFU la température au point de focus des ultrasons peut monter rapidement au-delà de  $80^{\circ}\text{C}$ , ce qui permet même d'obtenir la mort cellulaire même en cas d'exposition brève (Kennedy 2005). La pression négative de l'onde ultrasonore induit la formation de micro-bulles dans le tissu cible qui augmentent progressivement de taille. Une hyper-pression de 20 000 à 30 000 bars est produite par l'éclatement

de ces bulles, engendrant des lésions aux cellules avoisinantes (Chaussy and Thuroff 2017). L'ensemble des tissus situés dans le faisceau ultrasonore entre le transducteur et le point focal sont préservés. Tout comme dans la cryoablation, il est supposé que la persistance d'antigènes des cellules lysées à la périphérie des zones d'ablations pourrait permettre la reconnaissance antigénique et l'activation d'une réponse spécifique immunitaire anti-tumorale. La survenue de ce mécanisme n'a pas pour le moment été prouvée (Kennedy 2005).

### *Types d'aplicateur*

La production des ondes ultrasonores est effectuée par des transducteurs dans lesquels un courant alternatif est appliqué au travers d'un matériel piézo-électrique comme la céramique de titan-zirconate de plomb. Cette céramique oscille en épaisseur à la fréquence du courant appliqué, ce qui produit l'onde mécanique ultrasonore (Kennedy 2005). Tout comme un examen échographique diagnostique qui est exposée à l'application incomplète de la sonde et à l'interposition d'air, l'HIFU est limité par l'atténuation importante du signal entre le transducteur et la peau. La valeur du coefficient de transmission du signal est fortement abaissée par la grande différence d'impédance acoustique entre la peau, le transducteur, et l'air. Pour obtenir une atténuation la plus faible possible, de l'eau ou du gel de contact est placé entre le transducteur et la peau du patient.

### *Algorithme d'ablation*

A chaque tir, 2000 à 4000J sont délivrés, permettant une augmentation instantanée de la température à 70-75°C. Chaque tir ultrasonore entraîne une ablation dont la forme s'apparente à un cigare ou un grain de riz dont le volume est réduit et dépend de la géométrie et de la fréquence du faisceau d'ultrasons produit. Les ablations peuvent aller de 20 mm de longueur (dans l'axe du faisceau) sur 2 mm de diamètre pour des tirs avec une fréquence de 4 MHz, à 2 mm de longueur sur 0,1 mm de large pour des tirs avec une fréquence de 21 MHz. Pour traiter l'ensemble d'une tumeur ou d'un organe, il peut être nécessaire de répéter les tirs plusieurs fois en déplaçant la zone de focalisation entre chaque tir (plus de 100 fois dans le traitement d'une tumeur). De cette façon, le volume d'ablation final correspond à la somme de chaque volume des lésions élémentaires. La juxtaposition de plusieurs centaines de lésions élémentaires, permet de traiter un volume conséquent comme la totalité de la prostate.

Le positionnement des lésions élémentaires cotes à cotes requiert une grande précision. Le mouvement du patient (global ou lié à la respiration) ou l'erreur de l'opérateur peuvent conduire à la persistance de résidus tumoraux en fin de traitement (Kennedy 2005).

### *Spécificités de la technique*

L'inconvénient de cette technique d'ablation est la difficulté à prédire la taille de la zone détruite en cas de juxtaposition de tirs par interaction possible des zones entre elles. Cet effet serait observé lorsque le temps entre deux ablations contiguës est insuffisant (Chen, ter Haar et al. 1997). Tout comme la RF et le laser, l'ablation par HIFU serait sensible aux flux sanguins et à la déperdition calorifique. Toutefois pour des temps d'exposition courts (<3 secondes) il semble que cette déperdition calorifique soit absente (Kennedy 2005).

Le guidage s'effectue grâce à l'IRM ou à l'échographie. Le guidage s'avère plus délicat dans les organes en mouvement et la présence de structures aériques ou osseuses s'opposent naturellement à la transmission des ultrasons (Kennedy, Ter Haar et al. 2003). Les principaux avantages de la technique sont la possibilité de produire une nécrose très bien militée, et son caractère non invasif, bien que des transducteurs interstitiels soient également en cours de développement (Tyreus and Diederich 2002). L'HIFU offre la possibilité de répéter les ablations dans le temps, notamment en cas de récurrence ou d'ablation partielle.

## 3.2 Protection nerveuse par hydrodissection

Lors de la réalisation d'ablathermie guidée par l'imagerie, il est possible de protéger les structures sensibles situées à proximité de la zone exposée à des températures extrêmes. Ces techniques de thermoprotection sont :

- Passives :
  - Enregistrement de température au contact de la structure à protéger par positionnement d'un thermocouple
  - Évaluation de l'activité nerveuse par électrostimulation ou enregistrement des potentiels évoqués moteurs et/ou sensitifs (Figure 18)
  - Carbodissection par injection de CO<sub>2</sub> entre la structure sensible et la zone de thermoablation. Cette technique est définie comme passive car l'injection ne se fait qu'une fois au cours de l'intervention, sans que la température ne puisse être modulée au contact de la structure à protéger
- Actives :
  - Hydrodissection par injection de liquide entre la structure sensible et la zone de thermoablation (Figure 19)

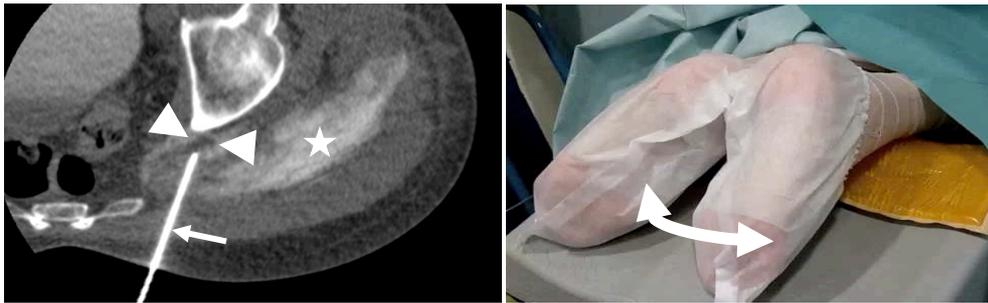


Figure 18: Protection du nerf sciatique durant une thermoablation. A gauche, coupe scanographique de la région glutéale, une électrode de stimulation (flèche) est positionnée au contact du nerf sciatique (têtes de flèche) en complément d'une hydrodissection par du liquide marqué (étoile). A droite, le pied droit du patient réalise des mouvements de flexion plantaire répétés permettant de s'assurer de l'intégrité du nerf sur tout son trajet.

L'hydrodissection consiste en l'injection de liquide au contact de la structure à protéger. Le liquide injecté est du sérum physiologique pour toutes les techniques de thermoablation, sauf lorsqu'elle est utilisée lors d'une radiofréquence. Lors de la radiofréquence l'hydrodissection se fait par injection de sérum glucosé iso-osmolaire (Glucosé à 5%) pour éviter la dispersion de la zone d'ablation par injection d'électrolytes. Lors d'une hydrodissection réalisée sous guidage IRM, le liquide est injecté sans adjonction de produit de contraste, l'eau étant très bien visible spontanément par les séquences en pondération T2. Lors d'une hydrodissection réalisée sous guidage scanner, le liquide injecté est marqué par du produit de contraste iodé à 5% (1mL de contraste dans une seringue de 20mL). Cette concentration permet de voir la répartition et la localisation du liquide injecté, sans perturber l'intervention en masquant les structures anatomiques (Figure 19).

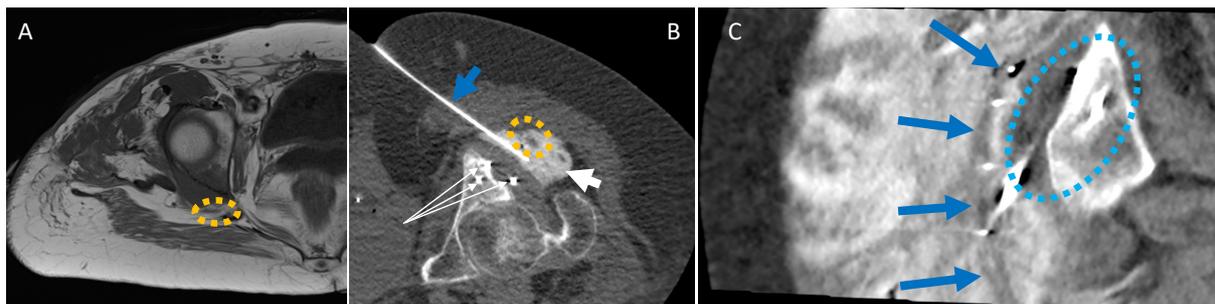


Figure 19: Illustration d'une hydrodissection du nerf sciatique dans la région glutéale lors d'une cryothérapie de la région postérieure du cotyle. A : IRM avant l'intervention soulignant la proximité de la tumeur et du nerf sciatique (cercle jaune). B : acquisition scanner coupe axiale durant l'intervention, hydrodissection par du sérum marqué au produit de contraste (flèche blanche) injecté par une aiguille d'hydrodissection (flèche bleue) qui est positionnée entre la zone de cryothérapie (triple flèche) et le nerf (cercle jaune). C : coupe oblique dans l'axe du nerf, le nerf (flèches bleues) est éloigné de la zone de la boule de glace (cercle bleu) par le liquide injecté au travers de 4 aiguilles d'hydrodissection.

L'injection quelle que soit la modalité d'imagerie ou de thermoablation est effectuée à l'aide d'une aiguille fine, habituellement une aiguille spinale de diamètre 22G. Ce faible diamètre autorise son positionnement dans des espaces réduits et évite de créer une lésion importante en cas de ponction non souhaitée d'une structure sensible. Ce faible diamètre autorise néanmoins l'injection à un débit suffisant le liquide pour obtenir une hydrodissection efficace.

Le but recherché par l'hydrodissection est double, tout d'abord éloigner la structure sensible de la zone de thermoablation, puis de modifier la température au contact de la structure sensible en injectant du liquide chaud pour une thermoablation par le froid ou en injectant du liquide refroidi pour une thermoablation par le chaud.

### 3.3 Effet de la température sur le nerf

#### 3.3.1 Revue de la littérature

Les variations de températures peuvent entraîner des dysfonctions variables de la fonction des nerfs, allant d'une simple diminution rapidement réversible de la conduction nerveuse à un déficit neurologique complet et irréversible (Auloge, Cazzato et al. 2019, Cazzato, Palussière et al. 2020, Khanmohammadi, Noroozi et al. 2023). L'analyse des lésions nerveuses induites par le chaud ou par le froid provient surtout d'études précliniques sur l'animal relativement anciennes. Les conditions d'expérimentation diffèrent la plupart du temps des conditions d'une ablation percutanée, mais donnent néanmoins un aperçu des lésions thermiques possibles.

##### 3.3.1.1 Lésions thermiques par le chaud

Plusieurs études publiées dans les années 1950 ont démontré que l'augmentation progressive de température entraînait une diminution progressive de la conduction nerveuse. Treanor et al. (Treanor, Lambert et al. 1953) ont mis en évidence ex-vivo une diminution de la conduction nerveuse des nerfs sciatiques de grenouille au-dessus de 41 degrés et un bloc complet de la conduction au-delà de 45 degrés, ces altérations étant plus ou moins réversibles selon la température maximale appliquée. Dodt et al. (Dodt 1953) ont retrouvé des données à peu près similaires sur des nerfs linguaux de chat avec un bloc de la conduction apparaissant pour des valeurs comprises entre 45 et 50 degrés, la sensibilité de différents types de fibres nerveuses type A (Beta et delta) au chaud étant légèrement différente. La

différence de susceptibilité des types de fibres nerveuses a été retrouvée in-vitro par Letcher et al. (Letcher and Goldring 1968) sur des nerfs saphènes de chat. La possibilité de lésions neurologiques thermiques par un système d'ultrasons focalisés a été démontré ex-vivo et in-vivo par Lele et al. (Mackaya 2019) sur différents types de nerfs de chats, de singes et même d'hommes. Les auteurs notent dans cet article que le bloc de conduction peut être soit réversible soit irréversible si la température atteint un certain niveau ou est maintenue pendant une durée prolongée. Ils décrivent également ce processus comme un processus continu avec une altération progressive de la conduction nerveuse jusqu'à ce qu'elle devienne irréversible. Klumpp et al (Klumpp and Zimmermann 1980) ont précisé les niveaux de tolérance lors d'une étude sur des nerfs de chats où ils notent qu'une température de 46 degrés pendant 110 minutes est nécessaire pour obtenir un bloc nerveux partiel alors qu'à 51 degrés cette durée n'est que de 10 minutes. L'effet in-vivo d'une radiofréquence de 2 minutes sur des nerfs radiculaires de chien avec des températures variant entre 45 et 85 degrés a été publiée par Smith et al. (Smith, McWhorter et al. 1981). Dans cette étude, les auteurs rapportent des lésions nerveuses quasi-complètes prouvées histologiquement pour toutes les températures, c'est-à-dire dès 45 degrés. Ils stipulent toutefois qu'une température de 45 degrés produit des dégâts légèrement moindres histologiquement, les fibres myélinisées étant lésées plus tardivement que les fibres non-myélinisées. Xu et al. (Xu and Pollock 1994) ont également étudié l'effet de températures diverses sur les nerfs sciatiques de rats. La conduction des fibres non myélinisées cessait à 45 degrés après 1 à 2 minutes, avec récupération quasi-totale après normalisation de la température à 37 degrés. A 58 degrés, la conduction des fibres non myélinisées cessait immédiatement alors que celle des fibres myélinisées persistait, bien que ralentie et diminuée en amplitude. Trois jours après une lésion thermique à 58 degrés, l'analyse histologique démontrait une destruction des fibres à la fois non myélinisées et myélinisées.

Au total, il existe peu d'études pré-cliniques ayant étudié spécifiquement l'effet des techniques d'ablathermie par le chaud (radiofréquence ou micro-ondes notamment). Néanmoins au vu des données de la littérature, les 45 degrés semblent être le seuil à partir duquel des lésions thermiques des structures nerveuses peuvent être observées. Plus cette température est maintenue longtemps, moindre est la capacité de récupération. Au-delà de 55-60 degrés, les lésions sont quasiment immédiates. Sur le plan histologique, l'atteinte au-delà de 55 degrés est caractérisée par une dégénération axonale des fibres myélinisées dans les heures qui suivent, ainsi qu'une destruction des organelles des fibres non myélinisées et une thrombose des petits vaisseaux de l'endonèvre, du périnèvre et de l'épinèvre.

### 3.3.1.2 Lésions thermiques par le froid

Les différentes études réalisées sur l'animal depuis les années 1970, bien que différant dans leurs protocoles, rapportent globalement des résultats concordants. Gaster et al. (Gaster, Davidson et al. 1971) ont étudié l'effet de températures entre 0 et -60 degrés appliquées pendant 1 minute sur des nerfs sciatiques de rats. Les auteurs notent une altération de la fonction du nerf en dessous de -10 degrés avec un déficit complet en dessous de -20 degrés. Beazley et al. (Beazley, Bagley et al. 1974) notent que des températures de -40 degrés pendant 2 minutes sur le nerf facial de singe et des températures inférieures à -60 degrés sur des nerfs récurrents laryngés de chien entraînent systématiquement des déficits neurologiques. Sur le plan histologique, Myers et al. (Myers, Powell et al. 1981) notent un œdème nerveux et des signes de dégénérescence axonale après avoir exposé des nerfs sciatiques de rats à -60 degrés pendant 2 x 30s. Pour des températures supérieures à 0 degré, Robicsek et al. (Robicsek, Duncan et al. 1990) démontrent sur des nerfs phréniques de chien qu'une perte de conduction réversible en quelques minutes est possible dès 10 degrés. A 2 degrés pendant 30 minutes, il n'y a pas de réversibilité rapide de l'arrêt de la conduction neurologique. Zhou et al. (Zhou, Shao et al. 2003) et Hsu et al. (Hsu and Stevenson 2015) démontrent la survenue constante de lésions thermiques à -60 degrés pendant 1 minute sur des nerfs sciatiques de lapins et de rats respectivement. Zhou et al. (Zhou, Shao et al. 2003) montrent par ailleurs qu'une exposition à -20 degrés pendant 1 minute n'entraîne pas de lésion. Selon Li et al. (Li, Jia et al. 2015) , une exposition prolongée (2 heures) de nerfs sciatiques de rats à une température de 5 degrés peut en revanche entraîner une rupture de la barrière vasculo-nerveuse avec œdème de l'endonèvre et possibilité de démyélinisation et de dégénérescence axonale. La totalité de ces publications retrouve une repousse du nerf et une récupération de la fonction neurologique avec le temps (généralement quelques semaines sur ces petits animaux). La préservation de l'endonèvre pour des températures supérieures à -100 degrés (Ilfeld and Finneran 2020) semble être la raison de récupération nerveuse, le tissu conjonctif servant de guide pour la repousse neurologique.

Au total, des températures inférieures à -40 degrés même pendant une courte durée entraînent systématiquement des lésions thermiques neurologiques. En dessous de 10 degrés et jusqu'à -20 degrés, il semblerait qu'une exposition courte (n'excédant pas une minute) n'entraîne pas de lésion neurologique durable puisque la conduction récupère en quelques minutes. En revanche, des lésions thermiques plus sévères sont possibles à ces températures si l'exposition est prolongée (au moins plusieurs dizaines de minutes). La récupération à distance est la règle après une lésion thermique induite par le froid.

### 3.3.2 Déficits neurologiques rencontrés dans le service

Une étude rétrospective a été effectuée afin de rechercher les lésions nerveuses après cryothérapie observées dans le service d'imagerie interventionnelle du CHRU de Strasbourg dans les suites des interventions. Le but de ce recueil est d'identifier les lésions nerveuses apparues après une cryothérapie et d'identifier les facteurs favorisant ces lésions.

#### *Matériel et méthode :*

Cette étude rétrospective a porté sur tous les comptes rendus d'intervention et les consultations de suivi des interventions de cryothérapie réalisées dans le service d'imagerie interventionnelle depuis novembre 2007 (date correspondant aux premiers comptes rendus disponibles dans le système de comptes rendus Xplore du CHRU de Strasbourg). Les termes recherchés dans les comptes rendus pour leur sélection étaient [déficit], [paralysie], [cryo], [cryothérapie], [nerf]. Les comptes rendus sélectionnés ont été analysés et les interventions ont été revues par l'étude des images de l'intervention.

Le recueil des données a comporté :

- Le nombre de cryothérapies effectuées
- Le nom de la structure nerveuse lésée
- Le type de déficit neurologique observé : transitoire ou permanent, observé durant l'intervention par l'enregistrement de l'activité nerveuse (électrostimulation ou enregistrement des potentiels évoqués).
- La cause de la lésion nerveuse : ponction directe, contact par la glace, positionnement du patient

#### *Résultats :*

Deux mille cent neuf cryothérapies ont été effectuées durant la période sélectionnée. La recherche par mots clés a sélectionné 239 comptes rendus d'interventions et de consultations intéressant 134 patients. A la lecture des compte rendus, 45 patients ont présenté un déficit neurologique à la suite d'une thermoablation par cryothérapie.

Quarante-cinq déficits nerveux transitoires ou permanents ont été identifiés et répartis comme suit :

- 37 (82,22%) déficits nerveux étaient liés à la proximité de la glace et du nerf durant l'intervention, parmi eux 10 (22,22%) intéressaient le nerf sciatique (directement ou sa racine S1) et 27 (68,08%) des nerfs d'autres régions anatomiques
- 8 (17,78%) déficits nerveux étaient liés à la position du patient durant l'intervention, parmi eux 5 (11,12%) intéressaient le plexus brachial, 2 (4,44%) le nerf fibulaire commun et 1 (2,22%) le nerf sciatique.

L'ensemble des lésions triées par localisation nerveuse est présenté Tableau 8.

Localisation	Glace	Ponction	Position
Sciatique	6		1
S1	4		
L3	2		
C5	2		
Plexus brachial	2		5
Nerf axillaire	2		
Nerf radial	2		
Nerf obturateur	2		
Nerf fémoral	2		
S2 (Dysurie)	1		
S3	1		
L2	1		
C3 à C5	1		
C8	1		
Nerf médian	1		
Nerf musculo-cutané	1		
Nerf cutané médial du bras	1		
Nerf cutané médial avant bras et uln	1		
Nerf thoracique long	1		
Nerf laryngé récurrent	1		
Nerf facial	1		
Chaîne sympathique cervicale (CBH)	1		
Fibulaire commun			2
Total	37	0	8

Tableau 8 : Lésions nerveuses identifiées après une intervention par cryothérapie réalisée dans le service d'imagerie interventionnelle du CHRU de Strasbourg entre novembre 2007 et juin 2024. Trente-sept lésions liées à la proximité du nerf et de la glace et 8 par positionnement durant l'installation.

Concernant la récupération des 45 déficits nerveux, 3 (6,66% des déficits, 0,14% des cryothérapies) patients ont gardé un déficit 1 an après l'intervention, 27 patients ont totalement récupéré avec des intervalles variables (1jour à 16 mois) et pour 15 patients aucune donnée n'a été trouvée dans les suites concernant ces déficits (pas de consultation ou de courrier trouvé après l'intervention, patients suivis hors de l'institution).

### Discussion et conclusion

Cette analyse rétrospective des interventions de cryothérapie effectuées dans le service d'imagerie interventionnelle a identifié 45 patients (2,13% des cryothérapies) qui ont présenté un déficit neurologique parmi les 2109 cryothérapies effectuées en presque 17 ans. Seul 3 patients ont gardé un déficit neurologique plus d'un an après l'intervention, les autres avaient récupéré ou étaient perdus de vue.

Aucun déficit neurologique n'était lié à la ponction directe du nerf au cours de l'intervention, ce qui est lié à la précision de ponction qu'il est possible d'obtenir avec un guidage par IRM ou scanner. Ces deux modalités d'imagerie permettent d'identifier durant l'intervention les nerfs les plus gros tel que le nerf sciatique, mais aussi des nerfs plus petits tel que les rameaux antérieurs des nerfs spinaux à la sortie des foramens intervertébraux ou encore le nerf obturateur. Pour les nerfs de plus petit diamètre, c'est la connaissance de leur localisation anatomique qui permet leur protection. Dans certains cas, un nerf de petit diamètre peut être rendu visible par la réalisation d'une hydrodissection au sérum physiologique marqué par du produit de contraste iodé à 5%. L'injection large du liquide contrasté permet de noyer l'environnement péri-nerveux et ainsi de le faire apparaître en négatif dans le produit de contraste qui apparaît blanc.

Les déficits nerveux liés à la position du patient concernaient le nerf fibulaire commun pour 2 patients (4,44% des déficits, 0,09% des cryothérapies), le nerf sciatique par étirement chez un patient (2,22% des déficits, 0,045% des cryothérapies) ayant le nerf déjà fragilisé par une radiothérapie préalable et le plexus brachial chez 5 patients (11,12% des déficits, 0,23% des cryothérapies). Les lésions nerveuses positionnelles étaient liées à la compression du nerf fibulaire commun contre le col de la fibula par le manque d'interposition de cales en mousse ou en gel entre la jambe du patient et la table d'intervention. Potentiellement, d'autres sites anatomiques sont à risque de compression nerveuse contre l'os adjacent durant l'intervention tel que le nerf ulnaire au coude, le nerf axillaire à l'épaule, le nerf radial au bras, mais n'ont pas été trouvés lors de cette recherche. En ce qui concerne le plexus brachial, la lésion est due à l'étirement du plexus par le positionnement du bras au-dessus de la tête durant toute la durée de l'intervention, qui dans certains cas complexes peut durer plusieurs heures. Ces lésions sont liées à un étirement direct des fibres nerveuses ou à une altération de la vascularisation nerveuse. Ces compressions ou étirements nerveux ne sont pas perçus par les patients car les cryothérapies sont réalisées sous anesthésie générale. La prévention de ces déficits positionnels est connue des anesthésistes et fait maintenant l'objet d'une attention toute particulière durant le positionnement du patient, par l'ensemble des professionnels intervenant auprès du patient (anesthésiste, infirmier anesthésiste, manipulateur radio et radiologue).

Les lésions nerveuses liés à la proximité de la glace ont été observées lors de 1,75% (37 patients) de l'ensemble des cryothérapies effectuées durant cette période. Parmi elles, 10 (0,47% des cryothérapies, 22,22% des lésions nerveuses) intéressaient soit le nerf sciatique directement, soit sa racine S1 dans le sacrum ou le pelvis avant la naissance du nerf sciatique. Lors de l'étude des images des interventions, un contact direct de la glace n'a pas été observé dans tous les cas. Durant 5 interventions, la glace restait à une faible distance du nerf avec persistance d'un fin espace (mesuré entre 3 et 6 mm) entre ces structures. Dans ce faible espace, la température est proche du 0°C tout en

restant légèrement au-dessus, la lésion nerveuse devrait ici être liée au temps d'exposition à une température basse (probablement sous les 10°C ou même les 5°C) et non pas à une température négative. Une autre explication pourrait être l'inertie de la glace. Après arrêt des gaz dans les aiguilles de cryothérapie, la glace continue de grandir durant 1 à 2 minutes, ce qui aurait pu amener la glace à entrer directement en contact avec le nerf sans que ce soit observé durant l'intervention si aucune acquisition n'a été effectuée dans les 2 minutes suivant l'arrêt des gaz.

Concernant la gravité des déficits, on a observé que la grande majorité des patients ont récupéré la fonction de leur nerf avec des délais variables. Les patients sont habituellement pris en charge par corticothérapie, kinésithérapie et orthèse lorsque c'était nécessaire. Les récupérations observées sont cohérentes avec les données de la littérature exposées précédemment concernant la repousse des nerfs après une lésion thermique par le froid, cette repousse axonale étant lente mais dirigée par la microarchitecture fibreuse du nerf.

Les techniques d'ablation thermique détruisent les cellules en les exposant à des températures extrêmes (chaudes ou froides). Ces températures sont susceptibles d'entraîner des lésions thermiques non souhaitées potentiellement irréversibles qu'il est impératif de prévenir durant l'intervention. L'hydrodissection est une technique de protection nerveuse qui peut être utilisée en cas de proximité d'un nerf pour le protéger. C'est typiquement le cas du nerf sciatique à sa sortie du bassin comme démontré dans nos études anatomiques. La prochaine section s'intéresse à l'optimisation de cette technique qui reste empirique jusqu'à maintenant.

## 4 Optimisation de l'hydrodissection du nerf sciatique

Pour protéger le nerf sciatique durant une thermoablation, il est possible d'effectuer une hydrodissection. Cette technique de thermoprotection active consiste en l'injection de liquide possiblement régulé en température entre la zone de température extrême (zone de thermoablation par le chaud ou par le froid), et la zone thermosensible qu'il convient de protéger (dans notre cas, le nerf sciatique). La technique actuelle consiste en l'insertion d'une aiguille fine (de diamètre 22 G) entre ces deux zones afin de permettre l'injection de liquide. L'injection de liquide a pour but d'écarter la structure thermosensible de la zone de température extrême et de thermoréguler la température en injectant du liquide refroidi lors de thermoablation par le chaud ou en injectant du liquide réchauffé lors de thermoablation par le froid.

La variabilité de répartition du liquide injecté durant les interventions effectuées dans le service d'imagerie interventionnelle du CHRU de Strasbourg révélée par la non-prédictibilité et non-reproductibilité d'espacement des deux structures et la survenue de lésion thermique nerveuse durant des thermoablations nous amène à chercher des moyens d'optimiser l'hydrodissection d'un nerf sciatique lors de thermoablation du bassin.

### 4.1 Modélisation de la région glutéale

La création d'un modèle 3D de la région glutéale s'est imposé dans ce travail dans les buts de réaliser des simulations numériques d'écoulement les plus réalistes possibles et pour l'impression d'un modèle 3D de la région glutéale.

La simulation de l'écoulement d'un fluide dans la région glutéale nécessite l'implémentation d'un modèle 3D au sein d'un logiciel de simulation multiphysique (STAR-CCM+, Siemens Digital Industries Software). Le modèle 3D doit comporter une représentation précise de chaque pièce anatomique présente dans la région, ainsi que de l'espace de diffusion qui correspond au tissu adipeux situé entre ces différentes pièces anatomiques. La zone étudiée comporte 10 pièces anatomiques : os iliaque, fémur, muscles glutéal majeur, moyen et mineur, muscle obturateur interne, muscles jumeaux supérieur et inférieur, muscle piriforme, muscle carré fémoral et le nerf sciatique.

Le modèle 3D est également utilisé pour créer une impression 3D des pièces anatomiques de la région glutéale. Le but premier de ce modèle imprimé est d'améliorer la compréhension de l'anatomie de la région glutéale (la forme des structures anatomiques, leur taille et leur rapports) et

de la problématique de cette thèse auprès des personnes intervenant dans ce projet, notamment ceux n'étant pas familier avec la lecture d'imagerie en coupe. Le second but d'une maquette physique imprimée est de pouvoir créer des modèles spécifiques à chaque patient afin de permettre au radiologue interventionnel de mieux comprendre puis d'expliquer l'intervention à venir aux patients, profane à la lecture d'imagerie médicale en coupes et pour qui un modèle 3D est plus accessible pour comprendre sa maladie et les enjeux du traitement à venir. La réalisation d'un modèle spécifique du patient nécessite de créer une chaîne de traitement optimisée de ses imageries médicales, afin de produire rapidement et simplement sa maquette physique spécifique.

#### 4.1.1 Segmentation de la région glutéale et création d'un modèle 3D

##### 4.1.1.1 Exploitation et traitement des images DICOM

Les fichiers DICOM sont obtenus après la compilation des clichés réalisés à l'aide d'un imageur, dans notre cas par une IRM. Chaque fichier DICOM (Digital Imaging and COmmunication in Medicine) comprend différent champ d'informations tel que : l'épaisseur de coupe, l'intervalle entre deux coupes, le champ de vue, la taille de la matrice et la position relative dans l'espace. Ces fichiers lus par un logiciel de lecture DICOM sont arrangés de façon à représenter la zone scannée par l'imageur, puis peuvent être traitées par la suite pour des reconstructions 3D, par un procédé de segmentation. Les images IRM utilisées pour effectuer la segmentation sont obtenues par des acquisitions 3D réalisées dans le plan axial en ajustant la matrice et le champ de vue pour obtenir des voxels de  $0,9 \text{ mm}^3$ .

Plusieurs algorithmes peuvent être utilisés pour la segmentation :

- le *thresholding* (ou seuillage) qui consiste à associer tous les voxels possédant les mêmes niveaux de gris pour créer une segmentation ;
- le *edge detection & region growing* (détection des contours et agrandissement des régions), qui consiste à segmenter les voxels à partir d'une région tant qu'ils ne rencontrent pas de critère d'arrêt (niveau d'intensité du voxel, volume présentant une modification de niveau d'intensité,...).

Il est possible d'utiliser grand nombre de logiciels pour segmenter les DICOMs qui reposent sur ces deux méthodes (Ravi, Ranganathan et al. 2020). Des algorithmes sur Matlab (Huotilainen, Jaanimets et al. 2014, Ravi, Ranganathan et al. 2020) sont également disponibles pour la segmentation des

images DICOM. Pour ce travail, le logiciel ITK-Snap 4.0 (Yushkevich, Piven et al. 2006) en raison de la facilité d'utilisation de son interface, et de sa disponibilité en open-source.

La segmentation des images DICOM, entreprise à l'aide du logiciel ITK-Snap 4.0, a été réalisée en utilisant des acquisitions IRM effectuées sur un imageur 1.5T Siemens Sola (Erlangen, Allemagne). La séquence réalisée était T1 3D Dixon VIBE, plan d'acquisition axial, TR 550ms, TE 15ms, NEX 2, train d'écho 40, angle de bascule 120°, matrice 375x300, FOV 337mm x 270mm, 320 coupes d'une épaisseur de 0,9mm, facteur de distance 20%, taille du voxel acquis 0,9x0,9x0,9mm<sup>3</sup>.

Parmi les quatre séries d'images produites par cette acquisition Dixon (Ma 2008)(In phase, Out phase, water, fat), les séries In phase et Water permettaient une meilleure discrimination des différentes structures anatomiques étudiées (Figure 20).

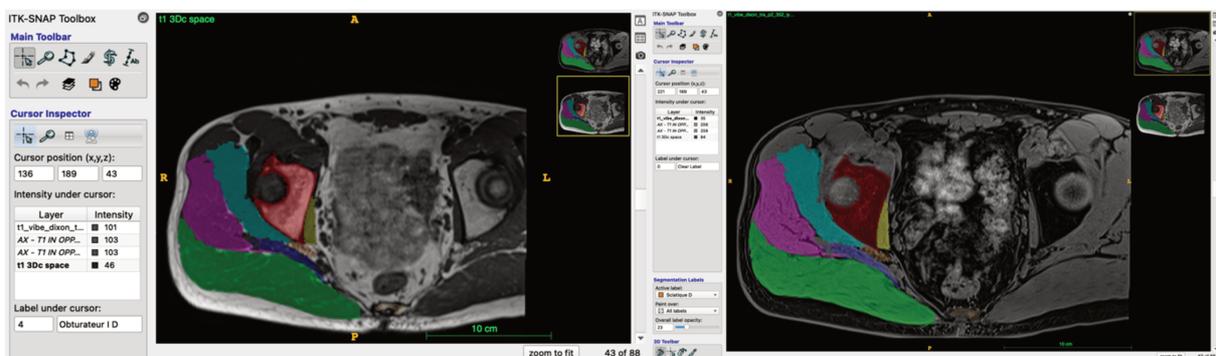


Figure 20 : segmentation manuelle dans le logiciel ITK-Snap : illustration des différences de signal permettant d'identifier les structures anatomiques de la région glutéale. Séquences en pondération T1, série In phase à gauche, série Water à droite.

L'algorithme semi-automatique de segmentation par *edge detection & region growing* (détection des contours et agrandissement des régions) a été utilisé pour réaliser la segmentation des structures osseuses (sacrum, partie proximale du fémur) dans leur totalité. Cette segmentation semi-automatique a été possible par la différence de signal sur ces séquences entre la partie corticale de l'os qui est en fort hyposignal en raison de sa composition majoritaire en calcium et la partie médullaire de l'os qui est en hypersignal T1 en raison de la composition grasseuse de la moelle osseuse. Cette différence de signal a permis au logiciel d'utiliser l'agrandissement d'une région d'intérêt placée dans la médullaire osseuse jusqu'au contour de l'os.

La segmentation des autres structures anatomiques (muscles et nerf) n'a pas été possible par des techniques automatiques ou semi-automatiques en raison de la proximité de ces structures entre elles sans plan de clivage ou frontière de signal différent. Chacun des muscles de la région glutéale présentait le même signal sur les différentes séquences testées, ne permettant pas d'utiliser ces

techniques de segmentation semi-automatiques. Chacune de ces structures anatomiques non osseuses a été segmentée manuellement en effectuant un traçage des contours coupe après coupe dans le logiciel ITK-Snap en me basant sur mes propres connaissances anatomiques. La segmentation manuelle a été réalisée dans les trois plans de l'espace (Figure 21). Chaque structure anatomique segmentée a été enregistrée dans un fichier surfacique propre (au format stl). Secondairement afin de faciliter leur utilisation, les fichiers des deux pièces osseuses ont été fusionnées en un seul fichier surfacique. Durant la segmentation, le logiciel ITK-Snap produit une vue 3D de l'ensemble des structures anatomiques segmentées et assemblées (Figure 22).

La segmentation du tissu adipeux de la région glutéale, qui correspond à l'espace de diffusion pour la réalisation de l'hydrodissection du nerf sciatique n'a pas été possible avec les techniques semi-automatiques ou manuelles. Il a été décidé de ne pas réaliser la segmentation du muscle tenseur du fascia lata qui est considéré comme trop antérieur, et sans contact ou incidence sur l'espace de diffusion étudié.



Figure 21 : segmentation manuelle des structures anatomiques de la région glutéale effectuée sur 3 plans orthogonaux dans le logiciel ITK-Snap. Contourage de chacune des structures osseuses : os coxal en rouge, petit glutéal en bleu clair, moyen glutéal en violet, grand glutéal en vert, muscle piriforme en bleu foncé, muscle obturateur interne en jaune et nerf sciatique en orangé.

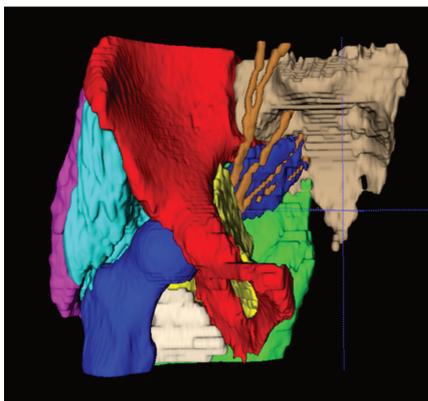


Figure 22 : vue antérieure 3D du résultat de la segmentation manuelle des structures anatomiques de la région glutéale droite.

#### 4.1.1.2 *Champs d'applications de la segmentation d'imageries médicales*

La majeure partie des applications de la segmentation vise à segmenter les os, que ce soient le crâne (Huotilainen, Jaanimets et al. 2014, Stoor, Suomalainen et al. 2014, Fajar, Sarno et al. 2022), le coude (Zheng, Su et al. 2018), le bassin (Verma, Mishra et al. 2018, Hao, Wang et al. 2020) ou les autres éléments du squelette (Messmer, Matthews et al. 2007, Paramasivam, Sindhu et al. 2020). Les structures non osseuses se font plus rares, à l'exception des structures vasculaires après injection intraveineuse de produit de contraste (Ravi, Ranganathan et al. 2020, Rzepliński, Tomaszewski et al. 2021). Cela peut s'expliquer par la plus grande facilité d'extraire les structures osseuses qui présentent une grande différence d'intensité (densité en TDM ou signal en IRM) par rapport aux structures anatomiques avoisinantes. En IRM, les intensités des différentes structures anatomiques, notamment autour du bassin, sont proches ce qui les rend plus difficile à identifier ou à séparer. Ainsi, la segmentation des structures anatomiques ne peut être automatisée et nécessite beaucoup d'actions manuelles, au risque de déformer les pièces obtenues par la segmentation et d'introduire des géométries parasites difficiles à corriger en post-traitement.

La finalité de la segmentation comprend la création de fantômes de régions du corps (Paramasivam, Sindhu et al. 2020, Ravi, Ranganathan et al. 2020) ou de pathologies (anévrismes intracrâniens) (Wang, Ye et al. 2017) à visée pédagogique ou pour la pratique de d'interventions chirurgicales ou radiologiques, des prothèses (Stoor, Suomalainen et al. 2014, Verma, Mishra et al. 2018, Zheng, Su et al. 2018, Hao, Wang et al. 2020) ou pour réaliser des études comparatives (Messmer, Matthews et al. 2007, Huotilainen, Jaanimets et al. 2014, Al Najjar, Mehta et al. 2018, Ravi, Ranganathan et al. 2020). Le but est de créer des pièces physiques en impression 3D, notamment par FDM (Fused Deposition Molding). On note une évolution des moyens, tout d'abord avec des échecs avant l'époque de la démocratisation des imprimantes FDM (Stoor, Suomalainen et al. 2014) puis après son perfectionnement, à la réussite des implants plus récemment (Verma, Mishra et al. 2018, Zheng, Su et al. 2018, Hao, Wang et al. 2020). Lorsque la segmentation n'a pas pour finalité d'imprimer la pièce scannée, elle sert alors de support pour la création d'autres pièces, comme des prothèses, mais peu pour faire de la simulation. Seules deux études décrivent des simulations mécaniques sur les résultats de segmentation afin d'adapter les prothèses aux patients (Messmer, Matthews et al. 2007), ou d'effectuer de l'analyse dynamique des fluides (Computational Fluid Dynamics, CFD) sur le réseau sanguin cérébral pour comprendre l'apparition de certaines maladies (Rzepliński, Tomaszewski et al. 2021).

Dans ces articles, il s'agissait de n'extraire qu'un unique élément, ce qui n'est pas notre cas où l'ensemble des structures anatomiques de la régions glutéale étaient nécessaires pour la simulation. Il

est à noter que malgré l'évolution des outils, la chaîne de traitement des données (workflow) n'a que peu changé.

#### 4.1.1.3 Difficultés identifiées

En sortie de traitement, les fichiers surfaciques (au format stl) obtenus par segmentation des fichiers DICOM peuvent rencontrer plusieurs erreurs. Les effets de couches dus à une épaisseur de coupe ou un intervalle inter-coupe trop importants peuvent être très visibles et donner un rendu en « marches d'escaliers » (Figure 23), et déformer l'organe cible. Cela peut être un problème :

- dans la recherche d'éléments fins, qui peuvent être alors confondus avec un défaut d'aspect ou de rendu
- lors de la nécessité d'obtenir un volume dont la taille est exacte, que ce soit pour la mesure d'un volume ou pour l'assemblage plusieurs structures et volumes entre eux.

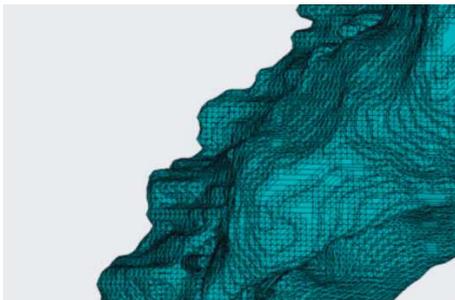


Figure 23 : vue de la surface externe d'un fichier surfacique obtenu par segmentation : Effet en « marches d'escalier » identifié sur la surface du volume segmenté lié à une segmentation réalisée sur des données DICOM présentant une épaisseur de coupe ou un intervalle inter-coupe trop importants.

La méthode edge detection & region growing peut créer des poches de vide à l'intérieur des pièces si les niveaux d'intensité de l'image DICOM ne sont pas bien calibrés avant la segmentation. La pièce obtenue semblant extérieurement bonne, mais peut comporter des trous et anfractuosités internes (Figure 24A) qui peuvent entraver le fonctionnement de certains outils de traitement ou de calcul à partir du fichier surfacique (au format stl). Cette méthode peut également créer plusieurs corps qui se chevauchent (Figure 24B), donnant l'impression d'une pièce monobloc ou d'une double peau résiduelle, et mettant également certains outils de calcul en défaut.

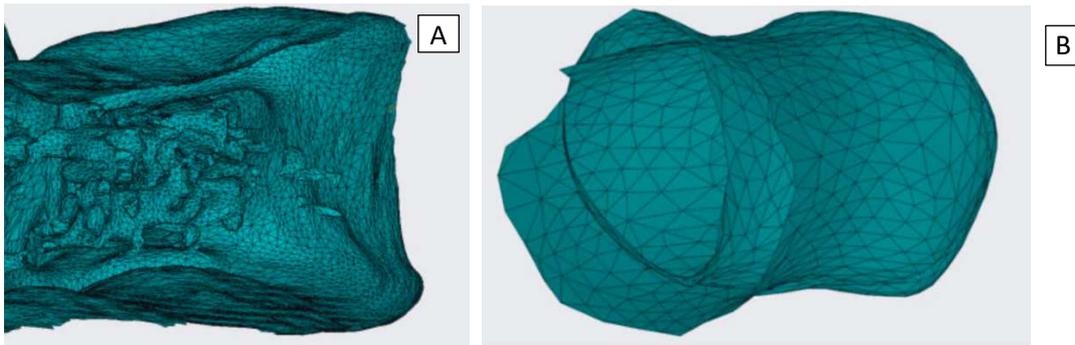


Figure 24 : erreurs rencontrées lors de la segmentation :

Vue de la face externe de deux fichiers surfaciques objectivant des anfractuosités sur l'une des faces (A) et un aspect de double peau résiduelle (B).

#### 4.1.1.4 Conclusion

Cette étape était primordiale, puisque le résultat du traitement des imageries médicales est à la base de l'ensemble du travail à suivre. Cette numérisation des pièces anatomiques de la région glutéale constitue l'élément indispensable pour la réalisation d'un modèle 3D physique, pour la caractérisation de l'espace de diffusion en 3D et pour la réalisation des simulations d'injection.

Durant cette étape, la première difficulté a été de choisir la modalité d'imagerie médicale adaptée pour la réalisation de sa segmentation. Bien que l'I.R.M. ce soit rapidement imposée, en raison de son caractère non irradiant, de son accès facile dans le service d'imagerie et de sa réalisation systématique dans le bilan pré-thérapeutique, le choix du type de séquence I.R.M. (pondération, résolution, saturation, ...) a été un processus long et délicat. La difficulté venant de la proximité des structures musculaires entre elles, et de leur faible différence de signal spontané.

Une fois la séquence I.R.M. choisie, différents logiciels de segmentation ont été testés, que ce soient des logiciels automatiques, semi-automatiques ou manuels. La technique manuelle en coupe à coupe, s'est avéré être la plus adaptée, bien que très chronophage.

Une fois la segmentation des différentes pièces anatomiques de la région glutéale réussie, nous avons souhaité pouvoir créer une chaîne numérique de traitement permettant de façon organisée de passer des images DICOM au fichier 3D.

#### 4.1.2 Établissement de la chaîne numérique

Cette partie traite des différentes étapes de traitement des images DICOM obtenues par acquisition IRM, dont le but final est la récupération de fichiers dans un format surfacique afin d'imprimer un modèle physique 3D ou de réaliser des simulations.

Comparativement aux rares études de la littérature (Messmer, Matthews et al. 2007) décrivant la segmentation d'images médicales pour la 3D, une étape supplémentaire a été implémentée à notre chaîne numérique afin de pouvoir effectuer des simulations numériques par un logiciel multi-physique. La recherche d'une solution logicielle permettant la transformation de fichiers volumiques surfaciques en fichiers solides a été nécessaire. L'injection pour l'hydrodissection se faisant dans le tissu adipeux péri-nerveux de la région glutéale, une étape supplémentaire de modélisation de cet espace a été rajouté à la chaîne numérique de traitement des données.

A partir des éléments collectés dans la littérature, un schéma du traitement des données DICOM en fichiers volumiques est décrit (Figure 25) et constitue notre première hypothèse pour le travail d'établissement d'une chaîne numérique.

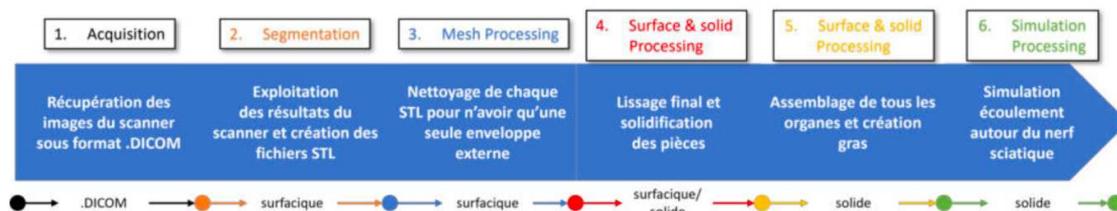


Figure 25 : hypothèse de chaîne numérique de traitement des données permettant l'obtention de fichiers volumiques 3D

##### 4.1.2.1.1 Chaîne monobloc

Certains auteurs n'utilisent qu'une étape de traitement avec les logiciels le permettant (Huotilainen, Jaanimets et al. 2014, Al Najjar, Mehta et al. 2018) sans retravail des données par la suite. L'avantage de ces techniques est de ne pas induire d'erreurs lors du passage d'un logiciel à l'autre. Cela implique que la solution retenue soit assez précise pour ne pas nécessiter d'opérations futures, notamment pas de nécessité de modifier les données avec des outils potentiellement absents de ce logiciel. Certains logiciels, comme 3D Slicer, Analyze ou Planmeca ProModel comportent, en plus de la capacité de réaliser la segmentation, nombre d'outils pour lisser les géométries obtenues à partir des fichiers DICOM. Il s'agit de logiciels très spécialisés qui sont principalement destinés à une utilisation dans le domaine de la segmentation et peu adaptés à la simulation.

L'avantage de rester sur un même logiciel est de pouvoir récupérer un historique de version des différentes étapes de traitement des données, ou encore d'une chronologie des actions réalisées. Secondairement, moins d'espace de stockage est requis pour l'installation des logiciels et le stockage des fichiers intermédiaires, et l'achat d'un seul logiciel est potentiellement moins onéreux.

#### 4.1.2.1.2 Chaîne multiblocs

Les chaînes multiblocs se composent en général de la sorte :

- un logiciel de segmentation, qui permet d'extraire un fichier .stl (ITKSnap, 3D Slicer) ;
- un logiciel de reprise du maillage qui permet de reprendre les fichiers .stl et corriger les problèmes évoqués plus haut (Meshmixer, Geomagic).

Les combinaisons possibles sont alors multiples, et le choix se fait sur l'affinité avec les logiciels, les fonctionnalités, la facilité d'utilisation ou encore le coût des logiciels.

Le risque de ces méthodes est de s'éloigner, au fur et à mesure des étapes de traitement, de la forme originale des différents organes, et de les déformer par rapport à la réalité anatomique. Mais il est également possible de reprendre les pièces à des étapes intermédiaires pour corriger les défauts d'une segmentation difficile ou incertaine dans certaines zones, notamment où les contrastes entre les différentes structures anatomiques ne sont pas suffisamment marqués sur l'imagerie IRM. Il s'agit d'un problème rencontré au niveau de la région glutéale où les différents muscles ont un signal très proche, et sont très imbriqués les uns aux autres (exemple des groupes des muscles glutéaux ou des muscles pelvitrochantériens).

D'autres soucis inhérents à la multiplication des logiciels sont l'espace numérique nécessaire pour stocker les fichiers intermédiaires, et la perte des informations de modifications au passage d'un logiciel à l'autre. C'est-à-dire, si des modifications surviennent sur les données au niveau le plus bas de la chaîne, il faut alors la reprendre du début.

Il est cependant possible de sélectionner des logiciels spécialisés, et ainsi de bénéficier des meilleurs outils disponibles pour chaque étape de la chaîne numérique.

#### 4.1.2.1.3 Conclusion et choix

Les résultats obtenus avec les chaînes monoblocs semblent assez satisfaisants (Huotilainen, Jaanimets et al. 2014). Mais nous ne nous pencherons pas sur ces méthodes dans la suite de ce travail, car le niveau d'expérience requis pour segmenter les différents organes requis est trop avancé.

De même pour les algorithmes sur Matlab, ces derniers semblent être spécialisés dans la récupération des os, or les viscères (nerf sciatique, muscles, tissu adipeux) nous intéressent tout autant que les os. Le sujet nous impose de récupérer tout l'assemblage des différents organes de la région glutéale.

L'une des différences majeures avec la plupart des références retenues est la nécessité d'obtenir des fichiers volumiques solides pour les simulations d'écoulement sur le logiciel de simulation multiphysique StarCCM+ (Siemens Digital Industries Software).

Une alternative ne nécessitant pas le passage par cette étape de solidification des données est la simulation hydrodynamique des particules lissées (Smoothed Particle Hydrodynamics, SPH). Les simulations SPH ne nécessitent pas de maillage mais sont plus difficiles à mettre en place. La définition des conditions aux limites telles que les entrées et sorties et les parois est moins aisée dans la SPH qu'avec les méthodes s'appuyant sur un maillage. Ce défi est en partie dû au fait que dans la SPH, les particules proches de la frontière changent avec le temps (Adami, Hu et al. 2012), ce qui est problématique pour notre étude où les parois de l'espace de diffusion, lieu des calculs, présente des parois complexes et anfractueuses ainsi que plusieurs orifices de sortie. Pour ces raisons, la technique de simulation SPH n'a pas été utilisée et ne sera pas abordée dans ce travail.

Il est donc décidé de réaliser une chaîne numérique avec plusieurs logiciels pour préparer les fichiers à la simulation.

Des différentes références étudiées, il en ressort que la segmentation reste l'étape la plus déterminante dans le workflow. En effet, si la pièce extraite est de mauvaise qualité, le nombre d'étapes de reprise augmente, tout comme le risque d'altérer la qualité de la pièce, et sans qu'il soit certain d'arriver à un résultat convenable.

Enfin, il est difficile de juger de la précision des pièces obtenues. Certains auteurs font état qu'une déviation de 6% est acceptable (Huotilainen, Jaanimets et al. 2014). Mais cette valeur doit être mesurée par rapport à une référence, et dans le cas du vivant, il est complexe de comparer la réalité au virtuel, ou à l'impression 3D. C'est pourquoi la récupération de points (Huotilainen, Jaanimets et al. 2014) ne sera pas adaptée, mais une vérification numérique par superposition des fichiers sur les DICOM pourrait être envisagée.

#### *4.1.2.2 Première chaîne logicielle*

Le workflow (Figure 25) établi après revue de la littérature nécessite d'apposer un ou plusieurs logiciels à chaque étape. Les étapes a priori immuables sont les étapes initiales et finales, à savoir la segmentation et les simulations sur Star CCM+. Le défi de cette chaîne numérique est de faire la

passerelle la plus robuste possible entre les fichiers en surfacique de la segmentation et les pièces solides nécessaires pour la simulation.

Il est également apparu comme nécessaire de définir des critères sélectifs pour la chaîne de logiciels, qui sont classés par ordre d'importance :

1. favoriser les outils open source ;
2. limiter le nombre de logiciels au total ;
3. favoriser les outils maîtrisés ;
4. favoriser les outils disponibles au sein de l'institution.

L'état des fichiers surfaciques (.stl) issus de la segmentation était fonction de la difficulté à faire ressortir les pièces anatomiques lors du traitement des fichiers DICOM. Les objets à fort contraste comme les os ressortent très bien, permettant d'obtenir une bonne qualité de fichier surfacique, ne nécessitant que peu de post-traitement. A l'inverse, le nerf sciatique peu visible sur les coupes rend l'exploitation du fichier .stl résultant complexe.

Les simulations que nous souhaitons réaliser par la suite nécessitent l'obtention de pièces solides, étape non identifiée dans la littérature. Le choix de la procédure est donc moins documenté. Pour réaliser une solidification, il est nécessaire de passer par une génération de surface en utilisant les POLYNURBS<sup>1</sup>. Les fichiers .stl sont des nuages de points qui forment des facettes triangulaires. Ces facettes ne suffisent cependant pas à définir un volume fermé car il s'agit uniquement de coordonnées, le rôle des NURBS est de faire la passerelle entre l'assemblage de triangles et le volume fermé.

L'un des plus gros défis à résoudre, qui diffère des situations étudiées dans la revue de la littérature concerne la gestion des collisions entre les différents fichiers lors de l'assemblage global, et donc tout un travail sur les limites des différentes pièces anatomiques et des différents fichiers.

Finalement, il convient de définir l'espace de diffusion (tissu adipeux de la région glutéale dans lequel se fait l'injection pour l'hydrodissection), représentant l'ensemble des interstices entre les 10 pièces anatomiques de la région glutéale (muscles glutéal majeur, moyen, mineur, muscles piriforme, obturateur interne, jumeau supérieur et inférieur, carré fémoral, nerf sciatique, cadre osseux représenté par le sacrum, l'os coxal et la partie proximale du fémur). La méthode d'obtention choisie repose sur des opérations booléennes dans un volume représentant la région glutéale.

---

<sup>1</sup> NURBS est l'acronyme de « Non Uniform Rational B-splines ». Il s'agit d'une méthode de formule mathématique qui permet de représenter des courbes, des cercles, des arcs et des surfaces dans un espace 3D.

#### 4.1.2.2.1 Réparation des fichiers

Les fichiers surfaciques obtenus par segmentations présentaient, malgré une segmentation coupe à coupe effectuée dans les 3 plans orthogonaux de l'espace un aspect extérieur en « marches d'escalier ». Une première étape de réparation a été nécessaire pour faire disparaître cet effet avant l'assemblage des pièces anatomiques ensemble et la définition de l'espace de diffusion pour les simulations. Cette étape de réparation a été faite séparément pour chaque fichier surfacique.

Le logiciel Meshmixer (Autodesk Inc, Mill Valley, Californie, États-Unis) permet de lisser rapidement et proprement des surfaces bosselées des fichiers surfaciques, de remailler la surface de la pièce pour modifier le nombre de triangles composants la surface, ainsi que de recréer des fichiers monolithiques, i.e résoudre les problèmes illustrés Figure 24. Cependant, les fonctions permettant d'ajouter de la matière conviennent bien pour des ajustements locaux, mais ne sont pas suffisantes pour des reconstructions avancées. Dans un souci de stockage, il est possible de réduire le nombre de mailles et d'uniformiser le motif de la surface du fichier .stl, tout en conservant une haute définition de la surface de la pièce.

La réparation des fichiers surfaciques au sein du logiciel Meshmixer passe par les étapes suivantes :

- Réparation de l'enveloppe externe : afin de vérifier la présence de trous dans l'enveloppe, l'outil « Inspector » permet de les identifier sur le volume. Il est alors possible de les réparer en fermant les mailles du fichier par la fonction « Auto Repair All ».
- Retirer les appendices internes : l'état intérieur du fichier doit être analysé afin de rechercher des surfaces fermées flottantes créées lors de la segmentation. Cette étape se fait par la réalisation d'une découpe dans l'enveloppe du fichier pour permettre l'inspection de son intérieur.
- La fonction « Make Solid » permet de régulariser le maillage et de supprimer les éventuelles doubles peaux d'un fichier en conservant l'enveloppe maximale extérieure.
- Le lissage du fichier : s'opère de façon globale sur toute la pièce par la fonction « Smooth », puis de façon focale sur les transitions par la fonction « Robust Smooth ».
- La fonction « Convex Hull » permet de lisser le passage d'une section du fichier à une autre de manière linéaire (Figure 26).
- La fonction « reduce » permet de réduire le nombre de maille du fichier surfacique tout en gardant une surface fidèle à l'originale, jusqu'à une certaine limite de réduction.

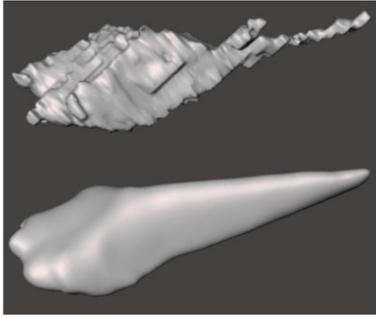


Figure 26 : lissage des contours du fichier surfacique du muscle piriforme à l'aide de la fonction « Convex Hull ». En haut le fichier initial, en bas le fichier obtenu après le lissage par cette fonction du logiciel Meshmixer.

#### 4.1.2.2.2 Résolution des collisions et obtention de l'espace de diffusion

Les étapes suivantes ont été réalisées à l'aide du logiciel CREO (version 10.0, Parametric Technology Corporation, Boston, Massachusetts, États-Unis) en raison de sa disponibilité dans l'institution et de ses options qui sont adaptés aux tâches à réaliser.

En raison des niveaux de contraste très proches entre les différents organes, leur segmentation a été complexe notamment pour la délimitation des différents organes entre eux (Figure 27). Cela a engendré des collisions entre plusieurs pièces lors de leur assemblage. La zone de collision principale se trouve entre les muscles jumeaux, le nerf sciatique et le muscle piriforme. Pour gérer ces collisions, les trois méthodes suivantes ont été employées :

- reconstruction sur CREO par des opérations de balayage ;
- rapprochement/décalage des zones de pièces par la fonction "attract" de Meshmixer;
- déplacement des zones problématiques par saisie sur Gravity Sketch.

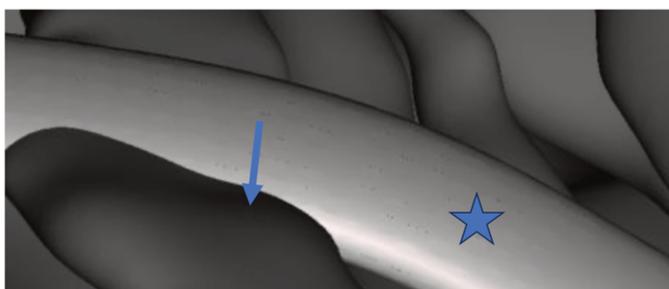


Figure 27 : Vue 3D des pièces assemblées mettant en évidence une collision entre la pièce du nerf sciatique (étoile) et le muscle jumeau supérieur (flèche).

La pièce représentant le nerf sciatique obtenue après segmentation était fortement morcelée et irrégulière. Les différentes étapes de réparation et de lissage précédemment décrites n'ont pas permis de corriger ces erreurs. Il a été pour cela nécessaire de le redessiner en partie sur CREO afin d'uniformiser la section du nerf dans sa partie basse. Les différentes branches ont subi le même traitement, afin d'obtenir un résultat plus proche de la réalité anatomique (Figure 28). La recherche de la génératrice n'est pas aisée car les trajectoires des différentes branches ne se trouvent en général pas dans un plan 2D. En effet, les trajectoires sont obtenues en récupérant 3 points sur une des génératrices de la branche afin de former un plan, et de les relier par une *spline* (fonction définie par morceaux par des polynômes). Il est aussi complexe de déterminer la section à récupérer, comme celle-ci varie le long des branches segmentées. La pièce ainsi obtenue a nécessité des opérations de reprise afin de lisser les transitions entre les différentes portions segmentées ou redessinées.

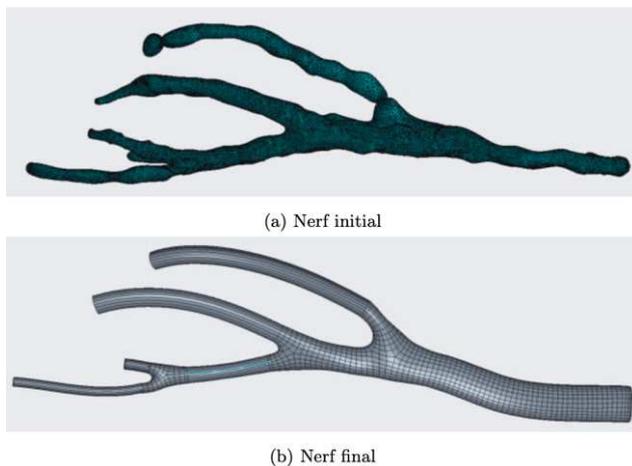


Figure 28 : Illustration des modifications du nerf sciatique. (a) pièce initiale obtenue après segmentation, présentant de nombreuses irrégularités. (b) pièce obtenue après avoir redessiné des portions du nerf sciatique et de ses branches.

Les collisions au contact des muscles jumeaux supérieur et inférieur étaient plus importantes et n'ont pu être résolues avec les techniques précédemment exposées. La segmentation n'a pas donné la géométrie anatomique attendue et la reconstruction par balayage n'a pas abouti. L'éloignement des muscles jumeaux par rapport au nerf sciatique a été réalisé manuellement à l'aide du logiciel Gravity Sketch (Londres, Royaume-Uni) pour les lunettes de réalité virtuelle Oculus Quest 2. Il a alors été possible de saisir la partie de la pièce à déplacer de manière à résoudre la collision.

#### 4.1.2.2.3 Points d'amélioration

Il est apparu que l'état des fichiers pouvant varier, il était nécessaire de définir des niveaux de réparation. Ces niveaux doivent s'appuyer sur les critères les plus objectifs et les plus généraux possibles, afin de pouvoir créer des réponses systématiques aux différents cas pouvant être rencontrés. Il faut dans un deuxième temps associer des méthodes, ou des logiciels à adopter pour chaque niveau de réparation.

Après les réparations des différents fichiers effectuées, les trois niveaux de réparation suivants sont apparus :

- simple : le fichier est de bonne qualité, les reprises sont majoritairement des opérations de lissage de surface (Figure 29 a);
- partielle : certaines zones de la pièce sont à reconstruire, mais la plus grande partie de la pièce est exploitable (Figure 29 b);
- complète : le fichier est de trop mauvaise qualité et ne permet que de définir l'encombrement de la pièce. Il nécessite une reconstruction complète (Figure 29 c).

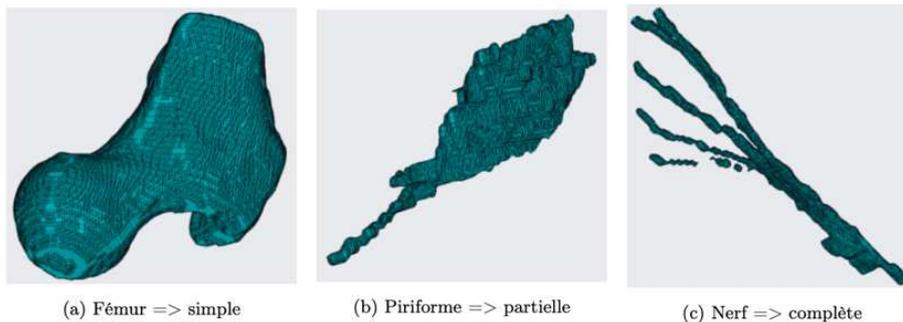


Figure 29 : Illustration des niveaux de réparation à prévoir selon l'état des pièces obtenues après segmentation. (a) niveau de réparation simple, (b) niveau de réparation partielle, (c) niveau de réparation complète.

L'observation du fémur, permet de remarquer que l'unique travail à réaliser est le lissage de la surface extérieure. Pour le muscle piriforme, la partie charnue du muscle est exploitable, ce qui n'est pas le cas pour la portion tendineuse se prolongeant vers le grand trochanter qui est bien plus fine. Une reconstruction à l'aide de la fonction "convex hull" de Meshmixer permet d'obtenir une pièce finale correspondant à l'anatomie. En revanche, le nerf est en plusieurs morceaux, les sections sont irrégulières, la seule solution a été de le reconstruire.

C'est avec de telles observations que les autres pièces anatomiques ont été triées :

- quatre exigent des réparations simples (muscle glutéal majeur, fémur, muscle carré fémoral, et os iliaque)
- cinq des réparations partielles (muscles glutéal moyen et mineur, piriforme, obturateur interne, les deux jumeaux)
- seul le nerf sciatique nécessite une réparation complète

Il a été remarqué que les résultats obtenus avec CREO sont sujets à des erreurs de génération des NURBS, une incapacité totale à générer les surfaces (Figure 30) ou bien des erreurs insolubles alors que le NURBS généré est correct. Le temps de génération des NURBS est également considérable, et ce malgré une configuration matérielle puissante, il est donc nécessaire de trouver un autre logiciel afin de faire passerelle entre les fichiers surfaciques et le volumiques.

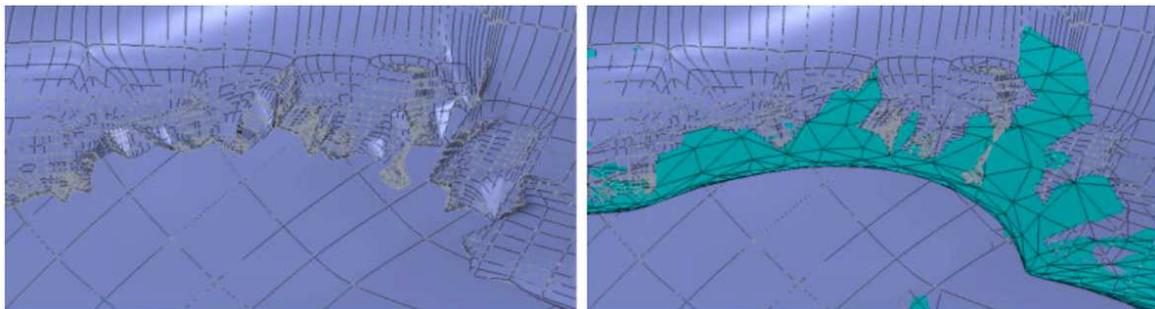


Figure 30 : Représentation 3D de l'intérieur d'un fichier 3D. Difficulté de génération des NURBS. En turquoise la cible et en violet la surface générée.

L'utilisation de Gravity Sketch est certes ludique et efficace, cependant le besoin de matériel spécifique décourage l'utilisation de ce logiciel. De plus, le fonctionnement en mode *standalone* présente de forts ralentissements de l'ordinateur.

#### 4.1.2.3 Réparation des fichiers et résolution des collisions

En s'appuyant sur les précédents résultats, Meshmixer convient pour des réparations simples et partielles (niveaux 1 & 2). Une fois le traitement pièce par pièce réalisé, les pièces sont toutes assemblées au sein de Meshmixer pour étudier les collisions. Suivant le problème rencontré, les fonctions *attract* ou *move* sont préconisées. La manipulation de la fonction *move* ressemble à ce qu'il

était possible de réaliser dans Gravity Sketch, au détail près qu'il s'agit ici de déplacer un objet 3D dans un espace 2D, ce qui peut rendre la manœuvre délicate et nécessite un délai d'apprentissage.

L'avantage du logiciel CREO est de pouvoir créer des balayages suivant une courbe passant par des points dans l'espace, sans avoir forcément de géométrie de support. Cette méthode est bien plus efficace que la précédente car en ne se limitant pas à trois points dans l'espace, le tracé peut-être bien plus harmonieux et réaliste. Les balayages lissés permettent même de faire varier la section le long d'une génératrice. Cet outil s'est avéré très utile dans la réparation du nerf nécessitant des réparations complètes (réparation de niveau 3). Pour ce faire, il est possible d'utiliser les NURBS générées par Altair Inspire (Altair Engineering Inc, Troy, Michigan, United States), puis de supprimer les branches originales pour les remplacer par les nouvelles.

#### 4.1.3 Révision de la chaîne numérique

La nouvelle chaîne numérique de traitement des données présentée Figure 31 est simplifiée par rapport à la première version. Sa simplification par l'abandon d'étapes et des logiciels 3D Slicer, Gravity Sketch et Blender a permis un traitement plus fluide et systématisé des informations en diminuant le temps de traitement.

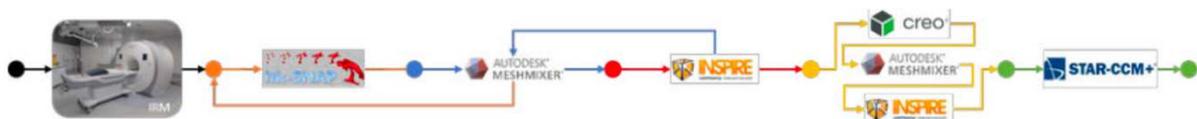


Figure 31 : Nouvelle chaîne numérique de traitement des fichiers.

##### 4.1.3.1 Obtention de l'espace de diffusion

Au sein de la région glutéale, le tissu adipeux situé en profondeur du muscle glutéal majeur n'occupe qu'une petite place, sa géométrie est extrêmement anfractueuse et sa forme non connue. Compte tenu des difficultés rencontrées pour segmenter les muscles et nerfs de la région glutéale, dont la forme est connue et simple, cette solution n'apparaît pas utilisable pour obtenir un fichier 3D du tissu adipeux glutéal. Il a été décidé de définir l'espace de diffusion (pièce volumique du tissu adipeux de la région glutéale) par des opérations booléennes à partir des pièces volumiques déjà obtenues des structures anatomiques de la région glutéale. Dans notre cas, une opération de soustraction entre le volume global de la région et l'ensemble des pièces pour obtenir un fichier 3D du tissu adipeux qui

correspond à l'espace de diffusion du liquide injecté lors de l'hydrodissection. Cette opération a été effectuée par le logiciel Altair Inspire, dont l'utilisation a été décrite dans la littérature pour reconstruire le réseau sanguin de la base du cerveau (Rzepliński, Tomaszewski et al. 2021). L'algorithme de reconstruction des NURBS d'Altair s'est avéré bien plus efficace sur l'obtention de facettes régulières. De plus, les fichiers sont moins difficiles à déplacer. Les opérations booléennes s'effectuent en revanche plus facilement dans CREO pour une taille de fichier quasi équivalente (Tableau 1).

Origine du fichier	Type de reconstruction	Taille du fichier (kB)	Déviations surface	Déviations volume
Inspire	Normal	13,814	1,69%	1,50%
CREO	Simplifiée	13,033	1,84%	1,6%
	Avec subdivisions	25,344	2,77%	2,06%

Tableau 1 : Comparatif d'obtention des pièces solides à partir du fichier .stl du fémur

#### 4.1.3.2 Points d'amélioration

Bien que cette chaîne de traitement des fichiers s'avère plus robuste que la précédente grâce à utilisation d'Altair Inspire et la suppression d'étapes, elle nécessite encore quelques ajustements.

Lors de la génération de l'espace de diffusion, des difficultés ont été rencontrées concernant la position et les rapports imprécis entre les pièces anatomiques. En effet, ce problème est intrinsèquement lié au nombre important d'étapes à travers lesquelles les pièces doivent passer ; les logiciels n'offrant pas tous la même précision de rendu, les opérations booléennes ont plus de difficultés à se réaliser. Ces problèmes engendrent également la création de volumes nuls (Figure 32) lorsque deux surfaces sont coplanaires.

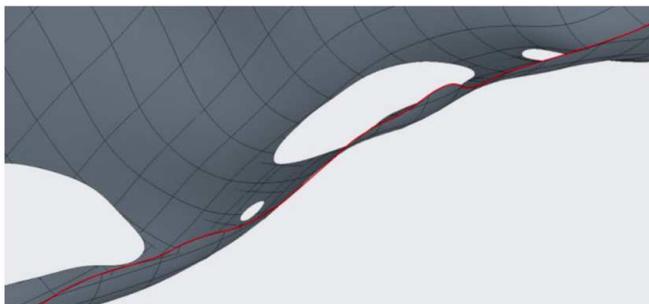


Figure 32 : Vue 3D de l'espace de diffusion obtenu par opérations booléennes illustrant l'obtention de volumes nuls représentés par la superposition des facettes.

Tous les appendices créés par l'opération de soustraction (Figure 33) et correspondant à des ilots du volume de diffusion obtenu demandent beaucoup de temps à réparer, notamment au niveau de la suppression des volumes nuls qui peuvent subsister en de nombreux endroits.

La difficulté de segmentation du tendon de l'obturateur interne et des muscles jumeaux étant trop complexe à réaliser en raison de leur proximité, le traitement de ces fichiers n'a pas permis d'obtenir de résultat satisfaisant. Il a été décidé de fusionner les trois structures en une seule et même pièce. Cette solution est suffisante pour la caractérisation de l'espace de diffusion et les modélisations, mais nécessitera de trouver une solution ultérieure pour l'impression 3D séparée de chacune des structures.

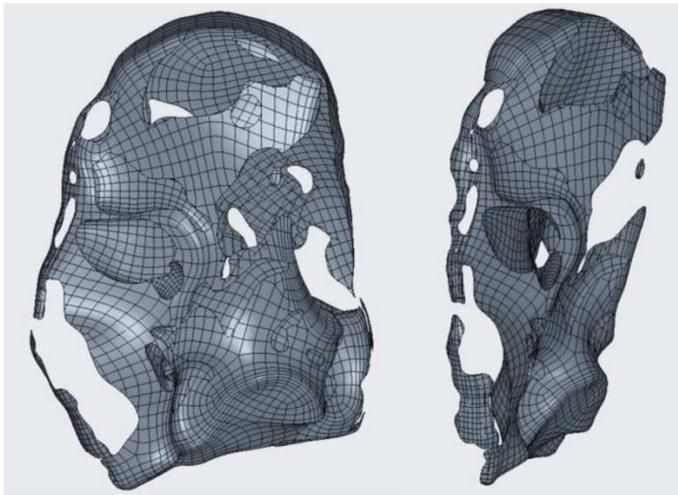


Figure 33 : volume obtenu par opérations booléennes correspondant à l'espace de diffusion. Nombreux appendices créés dans et à la périphérie du volume.

#### 4.1.4 État actuel de la chaîne numérique

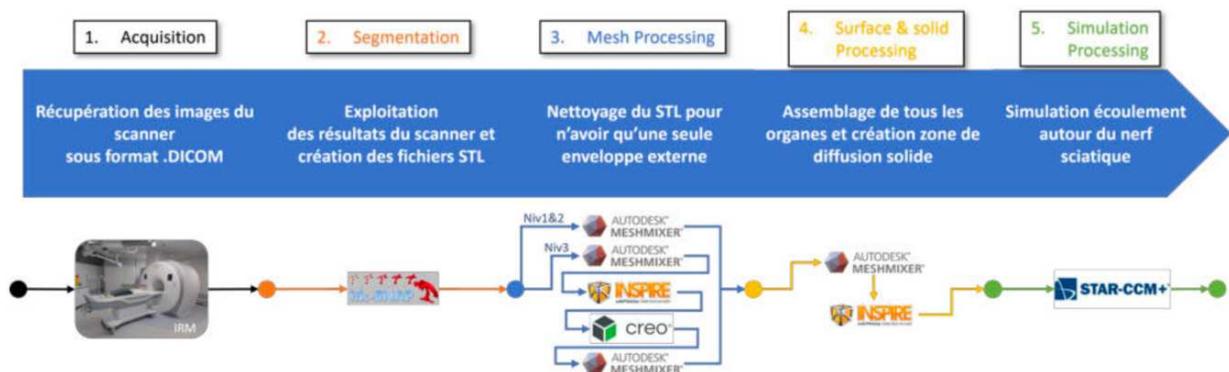


Figure 34 : description des étapes de traitement et chaîne numérique actuelle

#### 4.1.4.1 Corrections finales

Pour parer les problèmes liés à la précision lors des opérations booléennes, il a été décidé de déplacer la création de l'espace de diffusion avant le passage aux fichiers volumiques (Figure 34). En effet, Meshmixer possède un panel de fonctions booléennes. Leur fonctionnement est un peu plus délicat à utiliser qu'avec CREO, mais la fonction « Boolean Intersection » possède un outil de gestion de la coplanarité des surfaces. L'espace de diffusion ainsi obtenu est plus facile à réparer par la suite. Ceci permet également la suppression d'une étape dans la chaîne ; l'étape 4 de la Figure 34 ne concerne que l'obtention de l'espace de diffusion. Il n'est plus nécessaire de passer en volumique les autres pièces pour cette application, ce qui induit également une réduction de l'espace de stockage requis. Le nerf sciatique nécessite une procédure spéciale de réparation, étant donné l'état initial de ce dernier (niveau 3 sur la Figure 34). Une première étape dans Meshmixer permet de réduire les aspérités de la pièce surfacique qui est ensuite traitée dans le logiciel Inspire pour obtenir les points requis pour réaliser les balayages dans le logiciel CREO pour permettre la reconstruction intégrale du nerf.

#### 4.1.4.2 Spécificités liées à la maquette physique

La délimitation entre l'obturateur interne et les jumeaux est apportée par un balayage sur CREO, en se servant des points du réseau de NURBS fournies par le logiciel Inspire pour créer la trajectoire (Figure 35).

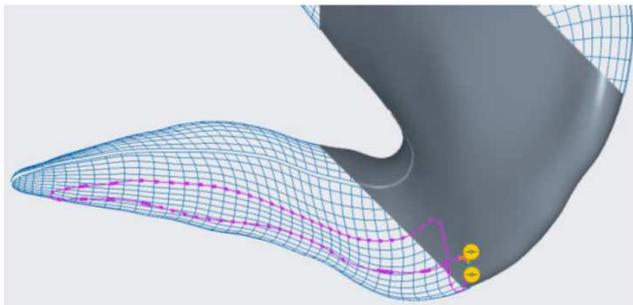


Figure 35 : génération de la trajectoire permettant de combler l'espace entre le tendon de l'obturateur interne et les deux muscles jumeaux

Le maintien des différentes pièces anatomiques sur la maquette physique requiert l'apport d'une solution extérieure de maintien en position, la mise en position étant assurée par la géométrie des

organes. La fusion de l'aile iliaque et du fémur constitue le support sur lequel les autres organes viendront se fixer.

Le maintien en position ne doit pas présenter d'appendices sur la pièce, et ne doit pas entraver la fluidité des explications du praticien auprès des patients. C'est pourquoi il a été choisi de fixer les pièces à l'aide d'aimants au détriment d'un assemblage vis-écrou ou d'ergots sur les pièces. Ces aimants nécessitent l'ajout d'alésages cylindriques, réalisés sur les fichiers dans le logiciel CREO.

#### *4.1.4.3 Pistes d'amélioration*

La plus grande partie des organes sont obtenues sur Meshmixer, logiciel open source et intuitif. Il pourrait être intéressant d'explorer encore plus en profondeur ce logiciel pour pouvoir répondre aux besoins des 3 niveaux de réparation précédemment décrits. Il serait ainsi possible d'éviter les transitions entre logiciels et de payer des licences uniquement pour la finalisation du travail, ou pour une retouche de pièce, correspondant à une partie mineure de la démarche. Ceci permettrait également d'utiliser n'importe quel équipement informatique en s'affranchissant des logiciels nécessitant des ordinateurs puissants peu accessibles et uniquement disponible au sein de l'école d'ingénieur INSA de Strasbourg.

#### *4.1.4.4 Modèle final*

Le modèle correspondant à l'assemblage des différentes pièces anatomiques et de l'espace de diffusion présenté ci-dessous (Figure 36) est utilisé pour la réalisation des simulations numériques et pour l'impression d'un modèle physique 3D.

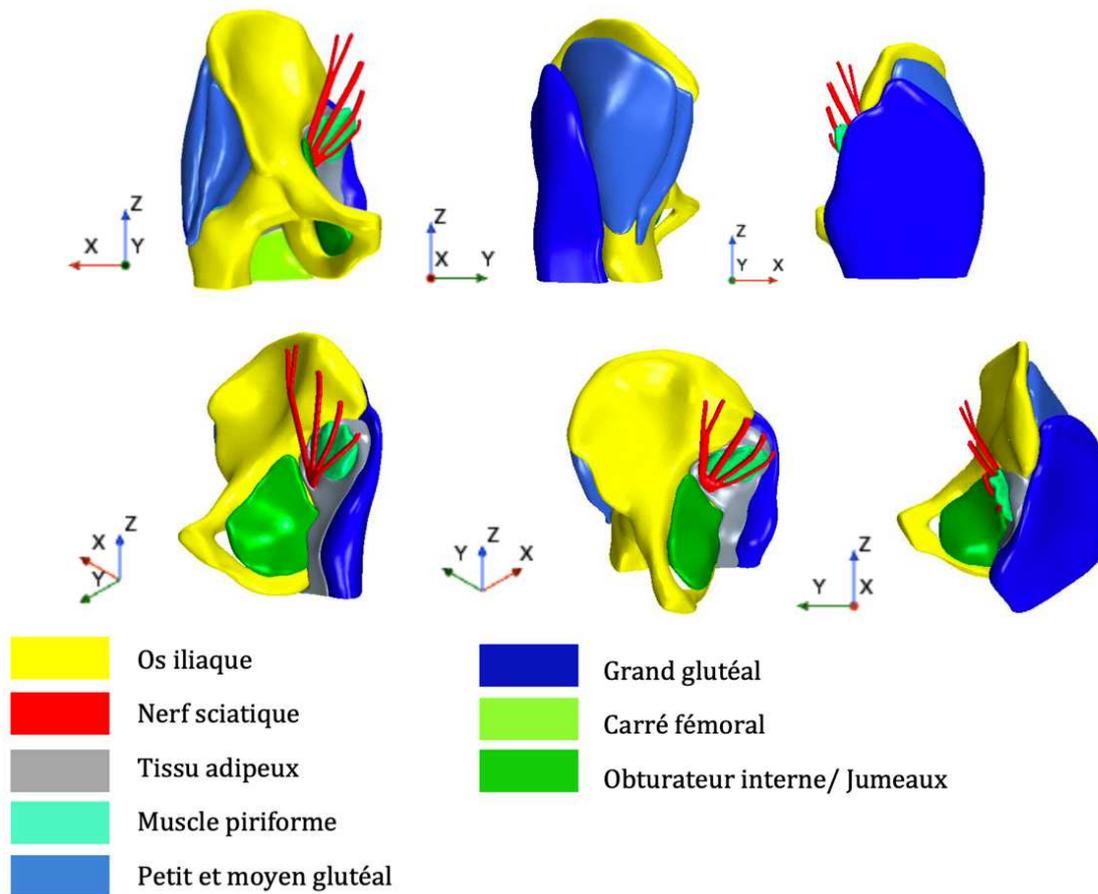


Figure 36 : modèle numérique 3D de la région glutéale. Des choix de couleurs ont été fait pour permettre le regroupement et l'identification de la pièce anatomique selon son groupe musculaire

## 4.2 Caractérisation de l'espace de diffusion

### 4.2.1 Porosité et caractéristiques d'écoulement

Cette partie a pour objectif d'étudier la circulation d'un fluide au sein du milieu adipeux qui se situe entre les pièces anatomiques de la région glutéale, et de faire correspondre les observations déjà recueillies lors d'interventions préalablement réalisées au sein du service d'imagerie interventionnelle du CHRU de Strasbourg.

Pour permettre de simuler l'écoulement de liquide dans cet espace de diffusion à l'aide d'un modèle poreux dans le logiciel StarCCM+, il est nécessaire de déterminer les coefficients dynamiques du milieu à savoir les résistances inertielle et visqueuse.

#### 4.2.1.1 Première hypothèse sur l'écoulement

##### 4.2.1.1.1 Stratégie de mesure de la porosité du tissu adipeux

La revue de la littérature n'a trouvé aucune référence traitant de l'écoulement d'un liquide dans le tissu adipeux. Il a été nécessaire de formuler une hypothèse sur le comportement du tissu adipeux. Le modèle poreux a été posé sur la constatation que le liquide s'écoule à travers le tissu adipeux, et qu'une résistance est ressentie par le praticien durant l'injection.

Afin de caractériser la porosité du milieu, il faut générer un écoulement à débit  $Q$  et à perte de charges  $\Delta P/L$  connus, tel un écoulement dans un tube dans lequel est placé du tissu adipeux. Il est raisonnable de considérer la résistance inertielle négligeable à la vue des régimes dynamiques envisagés dans l'application clinique. Ainsi, la mesure simultanée de  $Q$  et  $\Delta P/L$  permettent de déterminer la résistance visqueuse du milieu supposé poreux.

La réalisation pratique de cet écoulement s'est déroulée de manière itérative, en s'appuyant sur les critères suivants :

- bloquer le tissu adipeux et observer le comportement de l'écoulement qui le traverse;
- relever des données en force ;
- assurer l'étanchéité du dispositif.

Afin de mesurer l'effort désiré, le dispositif sera mis en place sur la traverse d'une machine de traction ZwickRoell Z005 présente à l'INSA Strasbourg. Le dispositif doit se loger sur la traverse inférieure et l'actionneur doit être entraîné par la traverse mobile. Afin de ne pas endommager ou favoriser l'oxydation de la traverse, il est nécessaire d'avoir un système d'évacuation pouvant passer par le trou situé dans la traverse (Figure 37). Il a été décidé d'étudier un maillon de tissu adipeux d'environ 10 mm d'épaisseur, le diamètre restant libre. En effet, le tissu adipeux s'avérant très délicat à la découpe et la mise en forme.

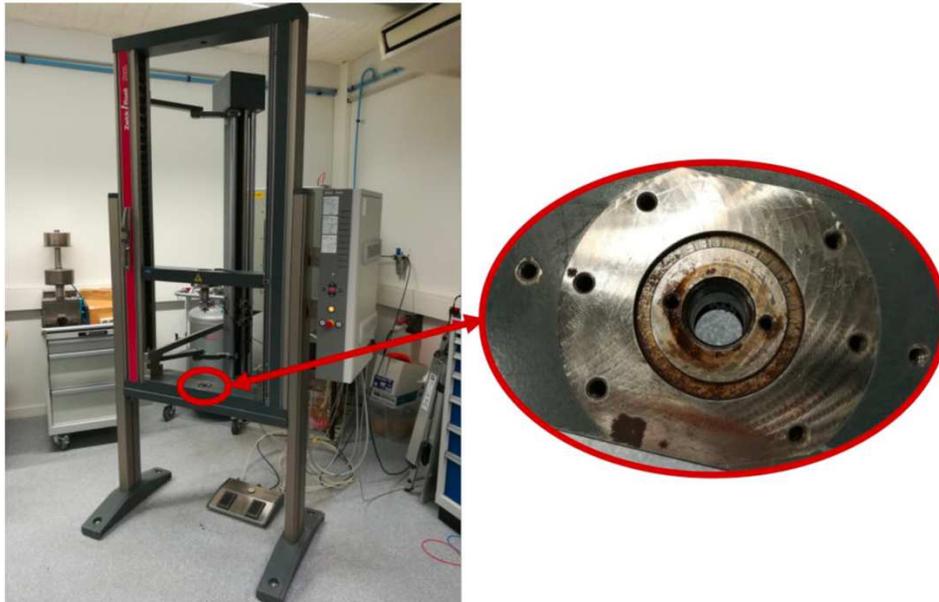


Figure 37 : Machine de traction ZwickRoell 2005 et trou de passage dans la traverse inférieure

#### 4.2.1.1.2 Mise en place des expériences

Pour maintenir la pièce de tissu adipeux et exercer la pression d'eau au travers, la solution d'un dispositif imprimé 3D en "cône" (Figure 38 Figure 42A) est inspirée des expériences préalablement réalisées lors d'un précédent projet de recherche portant sur la caractérisation de ciment médical en poly méthacrylate de méthyle acrylique (PMMA), ciment utilisé lors des cimentoplasties guidées par l'imagerie. La forme conique du dispositif est choisie pour supporter les efforts de l'injection sur les parois de la pièce. Cependant, le joint utilisé était fortement comprimé par l'effort de la traverse de la machine lors des essais sur le ciment, ce qu'il n'a pas été le cas sur le dispositif cône. En effet, les efforts se situent sur le piston et non pas sur le corps du cône, et l'effort des vis pour comprimer le joint n'est pas suffisant, entraînant une fuite au niveau du plan de joint. De plus, le dispositif n'est pas facile à manœuvrer et la récupération du liquide en sortie est fastidieuse.



Figure 38 : Dispositif d'injection en « cône » réalisé par impression 3D

Pour éviter les problématiques de reflux et d'étanchéité, il a été décidé d'utiliser une seringue ouvrable (ARDES, Saint Chef, France) (Figure 39), afin de garantir étanchéité entre piston et parois. De plus, le raccord Luer Lock présent sur la seringue permet de relier un tuyau, pour l'évacuation de l'eau. Néanmoins, la réduction de section introduite doit être prise en compte sur les mesures de perte de charge.



Figure 39 : seringue à extrémité vissée permettant de faciliter le remplissage, la réutilisation et l'étanchéité

Une grille créée par impression 3D (Figure 40 Figure 42B) empêche le tissu adipeux d'obturer l'orifice de sortie. La grille est montée à l'intérieur de la seringue, puis le maillon de tissu adipeux est placé dessus à l'aide d'un éjecteur. L'épaisseur du tissu adipeux est ensuite mesurée par transparence de la seringue à l'aide d'un pied à coulisse. Les mesures avec ce dispositif ont entraîné soit la sortie du joint du piston de son logement, soit le glissement ou déchirement du tissu adipeux, avec des montées en force importantes jusqu'à l'un des évènements précédents. Le filet qui s'écoule est très faible, et correspond à la circulation dans les trous créés dans le tissu adipeux par la grille.



Figure 40 : utilisation d'une grille pour maintenir le tissu adipeux dans la seringue et éviter l'obturation de l'orifice de sortie

Un problème relevé est la surcontrainte du dispositif (Figure 41A). En effet, l'hypothèse a été faite que le trou de la traverse et le mord installés était parfaitement coaxiaux. Cependant, les essais ont démontré le contraire. Dans un premier temps, il a été décidé de rendre la liberté à la tige du piston en installant un plateau rotulé (Figure 41B). Le problème ensuite rencontré est le glissement de l'extrémité supérieure de la tige sur le plateau, entraînant son désaxage. La troisième option a été de prendre à nouveau la tige dans le mord, et de laisser la seringue et son support se déplacer sur la traverse pour assurer la coaxialité (Figure 41C).

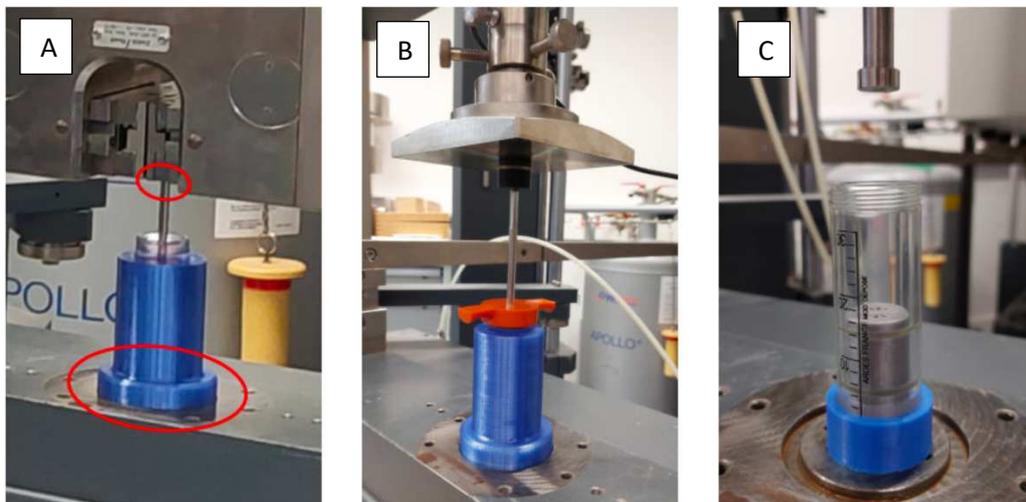


Figure 41 : Différents montages testés afin de parer le problème d'axe. A : illustration du désaxage des deux parties ; B : utilisation d'un plateau rotulé en libérant le piston ; C : piston fixé et seringue libre sur la traverse.

La troisième solution vise à retirer le glissement du tissu adipeux, en l'enfermant dans une cage (Figure 42C) possédant deux joints identiques à ceux du piston pour forcer le passage du fluide à l'intérieur du

dispositif. En ce faisant, le problème originel, à savoir le manque d'étanchéité au niveau du plan de joint, est à nouveau présent. Celui-ci a été révélé en colorant le liquide injecté à l'aide d'encre bleue. L'utilisation du colorant a permis de révéler que le liquide injecté ne passait pas au travers du tissu adipeux mais sur les côtés de la cage créée, le prélèvement à l'intérieur du dispositif ne présentait du colorant que sur sa partie extérieure, et aucune coloration à l'intérieur (Figure 42C, Figure 44). Ce qui couplé aux résultats de l'expérience précédente, observés à nouveau ici à savoir une pression exercée de plus de 700 N nécessaire à l'injection (Figure 43), nous fait penser que le gras est en fait imperméable. La méthode d'expérimentation a dès lors changée.

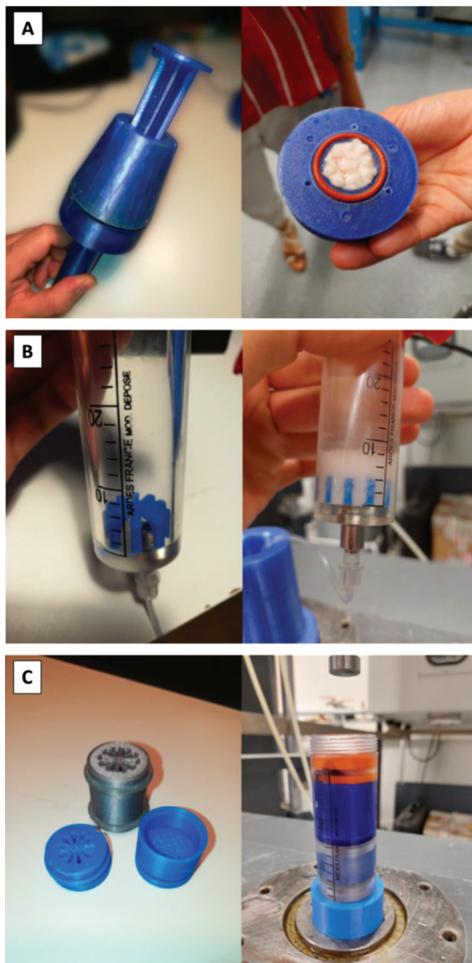


Figure 42 : dispositifs expérimentaux pour la caractérisation de la porosité du tissu adipeux. A : dispositif « cône », problème de compression du joint engendrant des fuites ; B : dispositif « grille », infiltration du tissu adipeux au travers de la cage et obturant l'orifice de sortie de la seringue ; C : dispositif « cage », passage de liquide coloré autour de la cage.

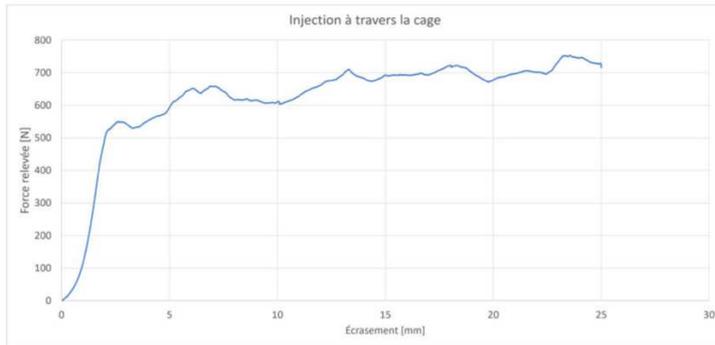


Figure 43 : courbe force appliquée/déplacement lors de l'injection au travers du dispositif « cage ».



Figure 44 : Tissu adipeux extrait de la cage après injection d'un liquide coloré bleu. Absence de trace de colorant à l'intérieur du tissu adipeux, l'ensemble passant par les côtés.

#### 4.2.1.2 Seconde hypothèse : Injections à l'intérieur du tissu adipeux

Le schéma expérimental a été modifié afin de s'approcher des conditions réelles d'injection à l'intérieur de tissu adipeux observées lors d'hydrodissections effectuées durant des interventions guidées par l'imagerie dans le service d'imagerie interventionnelle du CHRU de Strasbourg. Il s'agit d'insérer une aiguille 22G directement au centre d'une pièce de tissu adipeux de cochon, et d'injecter du liquide physiologique coloré. Le piston de la seringue est actionné par la machine ZwickRoell à vitesse constante afin de mesurer et d'enregistrer la variation de la force d'injection. La mise en température du tissu adipeux est effectuée à l'aide de la chaleur humaine, il s'agit surtout d'un chauffage en surface. L'enregistrement de la température à cœur impliquerait d'ouvrir le morceau de gras, ce qui fausserait l'expérience en créant des zones de fuite au sein du tissu adipeux. La température de surface est relevée avant l'injection à l'aide d'un pistolet de mesure thermique, et est en moyenne de 24°C pour la pièce réchauffée, et environ 8°C pour une pièce sortant du réfrigérateur. Pour chaque expérience, une première mesure a été effectuée sans injection dans un prélèvement de tissu adipeux afin d'enregistrer la résistance du système d'injection, nommée D\_a\_v (dispositif à vide).

La composition du tissu adipeux est faite du regroupement de lobules graisseux. Ces lobules graisseux sont eux-mêmes constitués de lobules plus petits regroupés en unités divisibles jusqu'à la cellule adipeuse. L'injection colorée nous a permis de comprendre comment le liquide circule au sein du tissu adipeux (Figure 45). Cette circulation se fait entre les lobules graisseux par paliers, la pression augmentant dans un espace interlobulaire jusqu'à ce que le liquide trouve un interstice entre deux lobules, puis l'écoulement se fait alors en direction de la sortie la plus proche. La direction de fuite du liquide se faisant dans l'axe longitudinal de l'aiguille servant à l'injection.

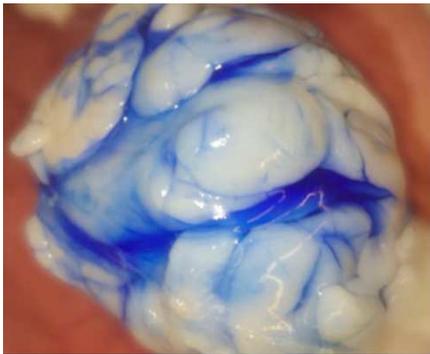
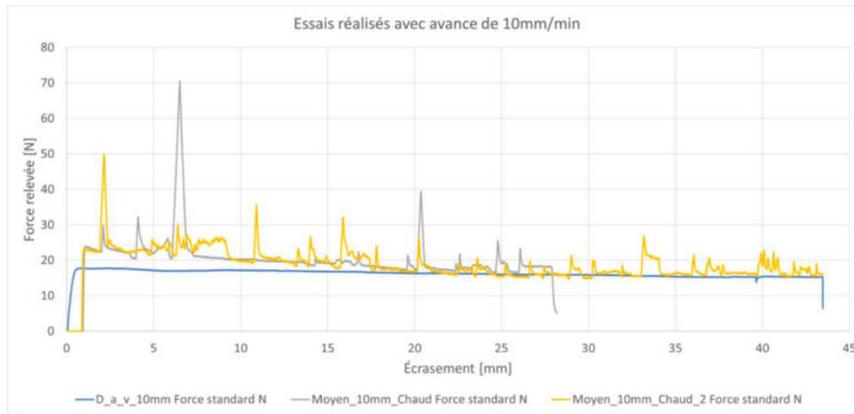


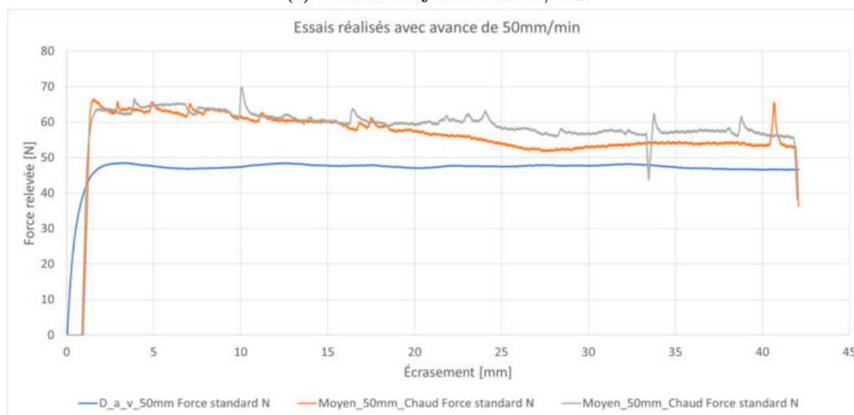
Figure 45 : Photographie d'une pièce de tissu adipeux de cochon après injection de liquide coloré en son centre par une aiguille 22G. On observe le passage du colorant dans les espaces interlobulaires et non directement au sein des lobules.

Il est possible de faire correspondre les pics observés sur les enregistrements de résistance à l'injection Figure 46(a) au passage d'un espace lobulaire à un autre et à la sortie de liquide hors de la pièce de tissu adipeux. Le tissu se comporte comme une cuve avec une soupape de sécurité ; la pression augmente jusqu'à ce que le liquide physiologique se glisse entre les lobules, puis sorte de la pièce de tissu adipeux. On remarque une augmentation de la résistance à l'écoulement avec l'augmentation de la vitesse d'injection (Figure 46 a,b) qui se traduit par un éloignement de la courbe "Dispositif à vide" et de la courbe de mesure. De plus, il est possible de noter une diminution de la résistance à l'écoulement avec le réchauffement de l'échantillon (Figure 46c).

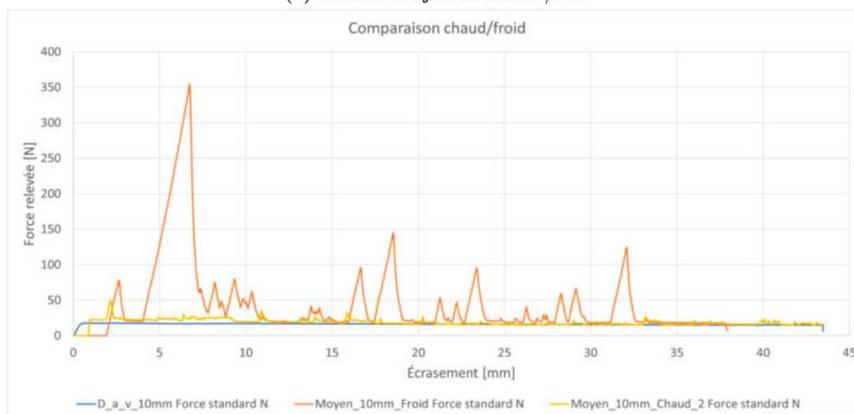
Cette expérience d'injection a été réalisée à nouveau dans un scanner en injectant du produit de contraste iodé et en réalisant des acquisitions en continu. Elle a permis de s'assurer que la dynamique de l'écoulement interne était conforme à notre hypothèse d'écoulement progressif interlobulaire (Figure 47) et correspondait aux images observées d'injection dans le tissu adipeux lors d'interventions en radiologie interventionnelle. Le dispositif de mesure de l'effort d'injection n'étant pas transportable dans la salle du scanner, cette mesure n'a pas été effectuée, mais cette expérience nous a autorisé à confirmer la diffusion progressive du liquide injecté au sein des espaces interlobulaires de la pièce de tissu adipeux jusqu'à la fuite hors du prélèvement.



(a) Vitesse d'injection 10mm/min



(b) Vitesse d'injection 50mm/min



(c) Comparaison avec et sans chauffe (10mm/min)

Figure 46 : Relevé de la force exercée sur le piston avec deux vitesses d'injection (descente de la traverse à 10mm/min (a) et à 50mm/min (b)) et deux températures de tissu adipeux (24°C (a, b et c) et 8°C (c)). Pour chacune des expériences un enregistrement est effectué sans injection dans du tissu adipeux (D\_a\_v : dispositif à vide).

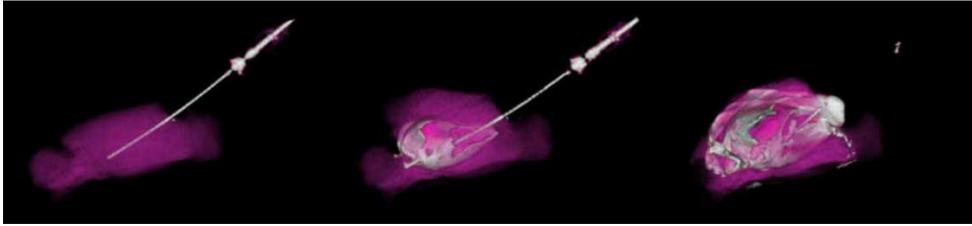


Figure 47 : image 3D VRT à trois temps différents de l'injection de produit de contraste iodé (en blanc) au travers d'une aiguille spinale de 22G dans une pièce de tissu adipeux de cochon (en violet).

#### 4.2.1.3 Calcul de la porosité du tissu adipeux

N'ayant pas été en mesure de caractériser les résistances inertielle et visqueuse, il est tout de même possible de réaliser des simulations en utilisant la porosité du tissu adipeux. Ce paramètre a été déterminé grâce à la donnée de référence de la masse volumique du tissu adipeux (0.9g/cm<sup>3</sup>) et d'une expérience de poussée d'Archimède pour déterminer la masse volumique du tissu adipeux poreux (Tableau 9). Une mesure en instationnaire serait plus adaptée pour suivre l'évolution du gonflement du tissu adipeux au cours du temps, le modèle expérimental adapté n'ayant pas été trouvé la mesure est réalisée en stationnaire.

	Liquide seul	Liquide et gras	Gras Poreux
Masse (g)	29.4	31.2	1.9
Volume (ml)	30	32.5	2.5

Tableau 9 : résultat des mesures de la poussée d'Archimède du tissu adipeux

Pour extraire le volume des espaces interlobulaires, en considérant  $\rho_{\text{air}} \ll \rho_{\text{tissu adipeux}}$ , la masse mesurée est alors associée à celle du tissu adipeux. On trouve alors, en utilisant, la masse volumique du gras, pour notre échantillon de 2,5 mL, un volume de 2.11 mL pour le tissu adipeux, donc un volume de 0.39ml pour les espaces interlobulaires. La porosité ainsi obtenue est de :

$$\Phi = \frac{\text{Volume espace interlobulaire}}{\text{Volume total}} = \frac{0,39}{2,5} = 0,16$$

#### 4.2.2 Caractéristiques mécaniques du tissu adipeux

Un second volet de la caractérisation du tissu adipeux nécessaire pour la simulation d'écoulement passe par l'obtention de ses caractéristiques mécaniques pour pouvoir observer la déformation lors de simulations mécaniques, par exemple la déformation observée sous la pression du jet lors de l'injection, ou bien la pression au sein du domaine lors du gonflement.

##### 4.2.2.1 *Mesure au rhéomètre dynamique*

Lors de l'hydrodissection du nerf, le tissu adipeux travaille en traction/compression. En effet, à priori seule l'augmentation de l'espace de diffusion par augmentation du volume injecté de liquide physiologique entre en jeu, et aucun mouvement entre des couches de graisse n'a lieu d'apparaître, sans cisaillement.

Utiliser la machine ZwickRoell Z005 ne serait pas approprié à la vue de l'échelle des efforts qui vont être appliqués (de l'ordre du Newton). Il a été décidé d'utiliser le rhéomètre Haake Mars disponible à l'INSA de Strasbourg (Figure 48) qui convient mieux à notre application. En effet, les plateaux sur la traverse, réglés en température par effet Pelletier, ont une géométrie adaptée aux maillons (échantillons) de tissu adipeux qu'il est possible de réaliser.

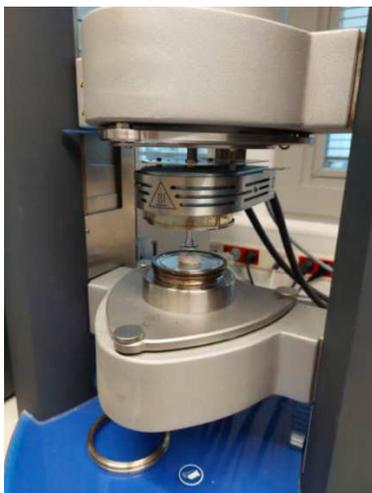


Figure 48 : Rhéomètre Dynamique (RDA) Haake Mars avec échantillon de tissu adipeux placé en son centre sous le Pelletier

Les essais ont été réalisés à différentes températures avec la même consigne d'écrasement de 5mm sur 10 cycles de descente/montée à vitesse constante, donnant lieu aux résultats en Figure 49.

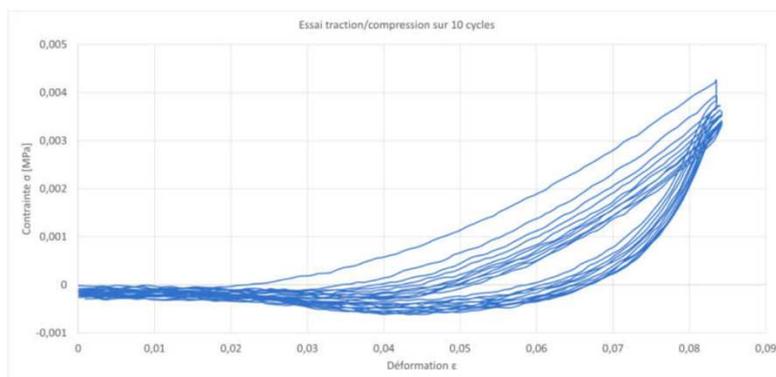


Figure 49 : courbes rhéomètre dynamique obtenues avec 10 cycles d'écrasement de 5mm d'un maillon de tissu adipeux de cochon

Le phénomène d'hystérésis que nous observons sur les courbes est caractéristique des élastomères type caoutchouc. Ce modèle mécanique sera exploité lors des simulations d'écoulement des fluides (Computational Fluid Dynamics).

#### 4.2.3 Conclusion

L'analyse du tissu adipeux nous a permis de comprendre la façon dont le fluide peut cheminer en son sein, le liquide injecté ne passant pas au travers du gras mais entre les différents lobules du tissu adipeux. Cette compréhension nous a permis d'adapter le modèle pour la simulation et de définir les propriétés physiques de ce matériau nécessaire à la réalisation de simulations d'injections.

### 4.3 Simulation du refoulement

Cette section concerne les simulations réalisées dans le logiciel STAR CCM+ sur la circulation du fluide entre les structures anatomiques de la région glutéale et autour du nerf sciatique. L'objectif avant d'introduire la déformation de l'espace de diffusion est de trouver un modèle qui corresponde à l'écoulement observé lors des interventions réalisées dans le service d'Imagerie interventionnelle du CHRU de Strasbourg, et ainsi balayer un maximum de configurations pour la simulation en milieu poreux. L'aspect thermique est pour l'instant laissé de côté, par manque de données sur le milieu d'écoulement.

Pour ce faire, l'influence des quatre caractéristiques suivantes seront étudiées :

- la matière composant la phase poreuse sur l'écoulement ;
- la modification de la taille de l'espace de diffusion ;
- la présence ou non de lattices visant à représenter les interstices entre les différents lobules ;
- la position du point d'injection dans l'espace de diffusion.

#### 4.3.1 Description des paramètres et du plan d'expérience

##### 4.3.1.1 Matière de la phase poreuse

Un milieu poreux est caractérisé par la présence de fluide et de solide à une petite échelle. Ce type de milieu est présent par exemple dans des filtres, des éponges, des structures en nid d'abeille, il peut être approché grâce à des coefficients de perte de charge qui simplifient les calculs ce qui évite de représenter en 3D chaque microstructure du tissu. Cela permet de diminuer le temps de calcul et d'améliorer la convergence des simulations réalisées.

Le logiciel STAR CCM+ permet d'utiliser un modèle de milieu poreux sur un volume défini. Ce modèle est utilisé lorsque les passages du fluide sont très étroits par rapport à la géométrie de la pièce. C'est ce modèle qui sera utilisé pour l'espace de diffusion, puisque les interstices entre les lobules sont très fins. Il est également possible d'assigner un matériau spécifique à cette phase poreuse. Ce matériau peut soit être récupéré depuis la banque de données Siemens du logiciel, ou bien être ajouté par l'utilisateur.

Pour observer l'influence du matériau de la phase poreuse sur l'écoulement, le tissu adipeux sera comparé à un autre matériau incompressible, le caoutchouc (Figure 51a). Un matériau "Gras" est ajouté comme matériau utilisateur (Figure 51b), avec un module de Young égal au maximum observé sur la compression du tissu adipeux effectuée sur rhéomètre dynamique (Figure 50, Figure 49), environ 0.1 MPa, et coefficient de Poisson à 0.5 pour un matériau incompressible standard. Cela nous renseignera alors sur la nécessité d'avoir un modèle plus précis du tissu adipeux à implémenter dans le logiciel STAR CCM+, ou si un autre matériau incompressible peut convenir.

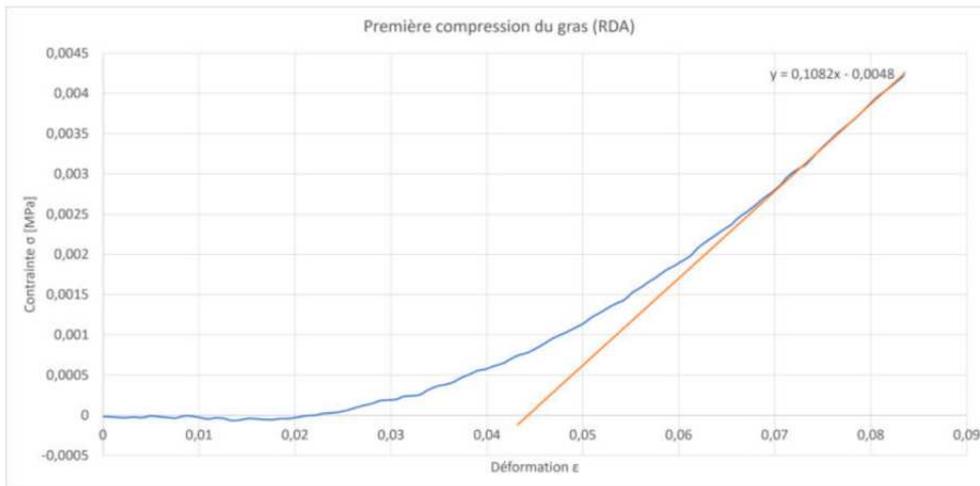


Figure 50 : Courbe de compression du tissu adipeux

Rubber (Arlon Thermabond 99180T)		
Young's Modulus		
Property Tag	YoungsModulus	...
Constant		
Value	0.517 MPa	...
Title	Arlon Thermabond 99180...	...
Symbol	Rubber	...
Poisson's Ratio		
Property Tag	PoissonRatio	...
Constant		
Value	0.45	...
Density		
Property Tag	Density	...
Constant		
Value	1100.0 kg/m <sup>3</sup>	...

Gras (Gras)		
Title	Gras	...
Symbol	Gras	...
Density		
Property Tag	Density	...
Constant		
Value	900.0 kg/m <sup>3</sup>	...
Poisson's Ratio		
Property Tag	PoissonRatio	...
Constant		
Value	0.5	...
Young's Modulus		
Property Tag	YoungsModulus	...
Constant		
Value	0.108 MPa	...

Figure 51 : Fiches matériaux utilisées au cours des simulations au sein du logiciel STAR CCM+, pour le caoutchouc à gauche (a) et le tissu adipeux à droite (b)

#### 4.3.1.2 Taille de l'espace de diffusion

Le maillage est un point clé lors d'une simulation. Plus un domaine est grand, plus le nombre de mailles nécessaires pour le représenter est important. Ceci a pour effet d'allonger les temps de calculs, et de nécessiter plus de ressources machine. C'est pourquoi dans un premier temps, un espace de diffusion tronqué sera considéré, en appliquant la condition aux limites "Symétrie" sur la surface tronquée. Celle-ci permet de dire que le domaine continue au-delà, sans qu'aucun flux ne traverse cette surface. L'espace défini est limité à l'espace contenu dans un cylindre de 28mm de diamètre autour du nerf sciatique. Par cette sélection, l'espace de diffusion passe alors de 114851mm<sup>3</sup> à 25887mm<sup>3</sup>, soit 23%

de l'espace original. Par la suite, il sera vérifié si cette troncature ne fausse pas les résultats en passant au domaine complet (Figure 52).

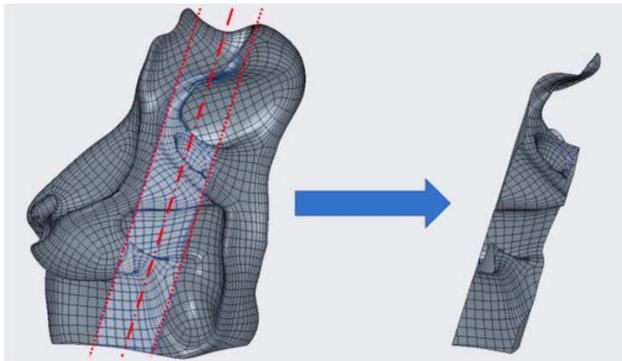


Figure 52 : sélection d'une portion de l'espace de diffusion autour du nerf sciatique

#### 4.3.1.3 Représentation des espaces interlobulaires

Comme montré dans les expériences précédentes, le tissu adipeux contient des interstices lobulaires à travers lesquels circule le fluide injecté. Le but de la démarche de création de lattices est de créer un réseau aléatoire dans le domaine afin de s'approcher la géométrie des espaces interlobulaires. Pour ce faire, les algorithmes de génération de lattices stochastiques trabéculaires, correspondant à la mise en place de barres aléatoirement, ont été utilisés. Le résultat obtenu n'est pas celui escompté ; il comporte beaucoup de barres passant à travers les organes environnants, mais permet d'avoir plusieurs points au sein du domaine. A partir de cette lattice est créée une nouvelle pièce (Figure 53), sans passage au-delà du domaine et comportant moins de points. Elle est ensuite découpée à l'intérieur de l'espace de diffusion et les deux pièces sont importées en tant qu'assemblage dans le logiciel Star CCM+. L'intérêt de cette stratégie est de pouvoir assigner un milieu différent dans la lattice qui facilite la circulation du fluide, i.e. non poreux, comme observé sur les injections durant les interventions réalisées dans le service d'Imagerie interventionnelle du CHRU de Strasbourg.

Il s'agit ici d'une première approche de ce qu'il est possible de faire avec l'outil CREO. Les interstices lobulaires ne sont pas des barres rectilignes de diamètre constant. Il est question ici d'une idéalisation de la géométrie afin de pouvoir étudier le comportement du fluide en présence d'une telle structure, et voir s'il est intéressant de continuer dans cette voie en rendant plus réaliste la modélisation des interstices lobulaires.

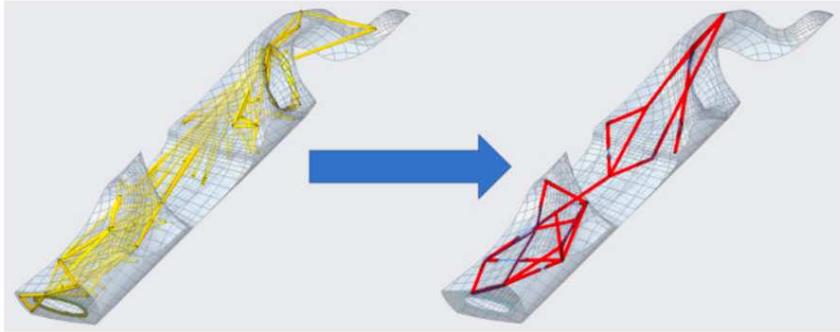


Figure 53 : création du réseau de lattices dans l'espace de diffusion réduit

#### 4.3.1.4 Point d'injection

Dans cette phase d'expérimentation, les points d'injection sont laissés libres dans leur emplacement, c'est-à-dire sans prendre en compte la position des organes autour du tissu adipeux afin d'étudier la diffusion du liquide dans le milieu en écartant le risque de rencontrer une situation singulière sur un point d'injection particulier.

#### 4.3.1.5 Plan d'expérience

Le plan d'expérience suivant est établi en fonction de la difficulté d'implémentation de chaque paramètre. Par exemple, les lattices sont très chronophages et difficiles à mettre en place, c'est pourquoi elles ne sont implémentées qu'une fois dans le domaine réduit. Les autres paramètres sont plus simples à modifier et sont implémentés en fonction des résultats des expériences précédentes.

Le cheminement est le suivant :

1. étude du matériau composant le milieu d'injection
2. étude de la présence de la lattice
3. étude de la taille du domaine
4. étude du point d'injection

Le plan d'expérience utilisé est le suivant (Tableau 10) :

Simulation n°	1	2	3	4	5
Matériau	Caoutchouc	Gras	Gras	Gras	Gras
Lattice	Non	Non	Oui	Non	Non
Taille domaine	Réduite	Réduite	Réduite	Complète	Complète
Position du point d'injection	1	1	1	1	2

Tableau 10 : plan d'expérience d'injection réalisé

#### 4.3.2 Mise en place des simulations

##### 4.3.2.1 Mise en données

Les simulations se déroulent en instationnaire implicite (*implicit unsteady*) sur 2 secondes (s) d'injection, avec un pas de temps de 0.01s et 15 itérations internes par pas de temps. Les calculs s'effectuent rapidement sur l'ordinateur mis à disposition, cela permet d'augmenter le nombre d'itérations internes pour améliorer les résultats. Au temps zéro, aucun fluide n'est déjà en circulation dans le domaine, et la pression dans le domaine est celle exercée par la tension de la peau et des muscles. Il est supposé que cette pression soit très inférieure à celle apportée par le gonflement du domaine, et sera alors négligée. Les conditions initiales sont fixées à zéro pour la vitesse et la pression. La phase poreuse est paramétrée soit par le caoutchouc *Rubber* (Figure 51a) soit le gras (Figure 51b) précédemment évoqués. Il est considéré l'écoulement comme laminaire compte tenu du débit appliqué et de la taille de l'espace de diffusion.

##### 4.3.2.2 Conditions aux limites

Les conditions aux limites pour le domaine tronqué sont décrites en Figure 54:

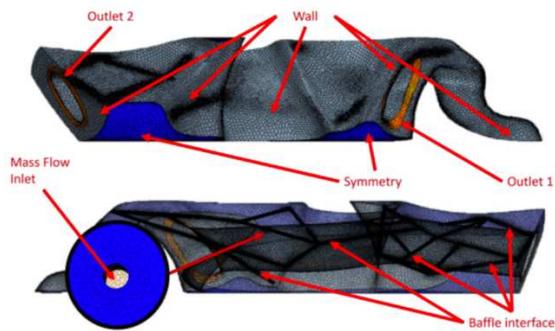


Figure 54 : Description des conditions aux limites sur le modèle tronqué

Les conditions sont similaires pour le domaine complet, sans la condition de symétrie. Le domaine sans lattice possède les mêmes conditions aux limites, sans l'interface lattice/domaine.

#### 4.3.3 Résultats des expériences d'injection

##### 4.3.3.1 Choix du matériau

La comparaison des deux premières simulations étudie le matériau utilisé pour la définition du milieu. Les différences observées sont peu marquées (Figure 55), avec la suppression de quelques remous au niveau de la deuxième sortie du liquide pour le caoutchouc. On constate plus d'enroulement des lignes de courant autour du nerf sciatique lors de l'utilisation du matériau gras, avec également des remous plus importants dans cette zone. Le caractère poreux apporte dans les deux simulations un effet de regroupement du flux en lignes droites au niveau du point d'injection, empêchant la diffusion chaotique du flux. Les différences constatées entre les deux matériaux font que l'on conservera le matériau gras pour les simulations suivantes.

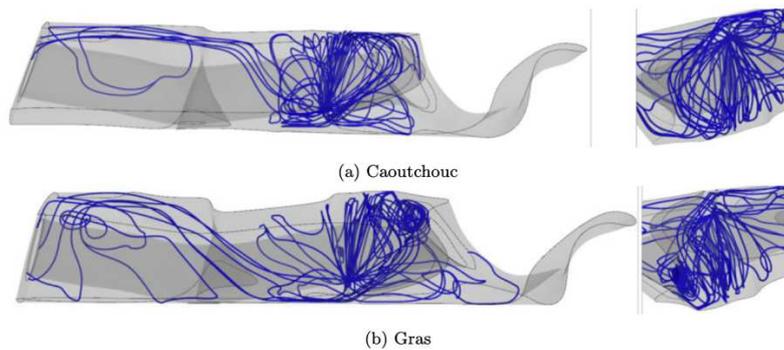


Figure 55 : Simulations au sein du volume tronqué avec utilisation de caoutchouc (a) ou de gras (b),  $t=2s$ . Les lignes de courant dans le milieu sont représentées en bleu.

#### 4.3.3.2 Influence des lattices

L'ajout des lattices était motivé pour créer dans le milieu des voies privilégiées de diffusion du liquide, simulant les espaces interlobulaires du tissu adipeux. L'observation des résultats des simulations avec lattices présents dans le milieu d'injection (Figure 56) ne révèle aucun échange de fluide entre les deux domaines, le fluide s'enroule autour des barres de lattices, comme s'il s'agissait d'un obstacle.

La cause de ce phénomène réside probablement dans le type d'interface entre les deux domaines, *Baffle interface*, qui s'apparente à un tamis unidirectionnel allant des lattices vers le reste du domaine. Tous les essais de création de l'interface lattice/domaine (manuel, automatique, par détection) amènent à la création de cette interface unidirectionnelle dans le sens inverse de celui souhaité. Cette inversion peut être due au milieu définissant les lattices qui n'est pas compatible avec un milieu poreux, cependant le logiciel STAR CCM+ n'indique aucune erreur. Les résultats obtenus ne sont pas utilisables puisque le fluide débute en dehors des lattices lors des simulations, sans possibilité de modifier cela dans le logiciel. L'injection se déroulant in vivo de façon inverse, avec un début d'injection dans les lattices (ou espaces interlobulaires) puis diffusant le long des lattices et éventuellement en dehors.



Figure 56 : Simulations au sein du volume tronqué avec lattices,  $t=2s$

#### 4.3.3.3 Taille du domaine

Il apparaît sur le résultat de la simulation d'injection dans le domaine complet (Figure 57) que la condition *symétrie* aux limites n'est pas adaptée, ce qui modifie fortement l'écoulement. La zone d'écoulement ne se limite pas à la zone définie autour du nerf, rendant caduque la condition aux limites *Symmetry*. L'étude sur l'ensemble du domaine est nécessaire pour la simulation de la dissection, ce qui entraîne le passage d'un maillage de 234 565 éléments à 627 335 éléments.

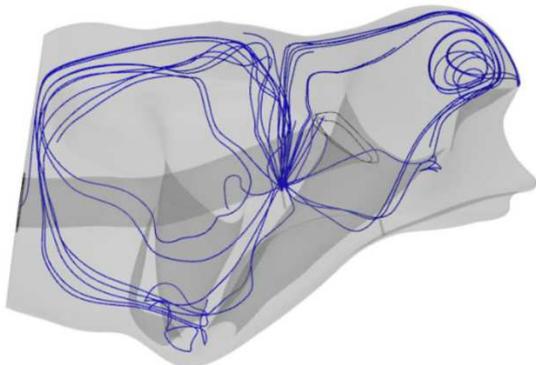


Figure 57 : Simulation d'injection au sein du domaine complet,  $t=2s$

#### 4.3.3.4 Position du point d'injection

Le changement de la position de l'aiguille n'améliore pas la qualité de la simulation, qui ne correspond pas aux données observées lors d'interventions réalisées dans le service d'imagerie interventionnelle du CHRU de Strasbourg. Le flux se distribue diffusément, s'écoule librement au sein du domaine, et présente plusieurs zones de remous (Figure 58).

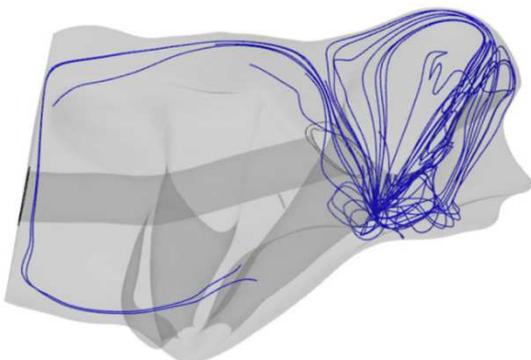


Figure 58 : Simulation d'injection au sein du domaine complet à partir d'un autre point d'injection,  $t=2s$

#### 4.3.4 Analyse des résultats

L'analyse des résultats ne révèle aucune combinaison satisfaisante pour représenter la dissection telle qu'observée lors d'interventions dans le service d'imagerie interventionnelle du CHRU de Strasbourg. Une zone autour du nerf est observée sur les simulations tronquées dans laquelle le flux s'enroule autour du nerf, cela pourrait correspondre aux gonflements observés, mais il a été démontré qu'il s'agit d'une conséquence d'un mauvais paramétrage des conditions aux limites. La circulation du fluide dans le reste du domaine n'est pas satisfaisante. Le fait le plus remarquable est l'enroulement du flux autour des barres de lattices, comme s'il s'agissait de barres physiques au sein de la matière.

Les causes de ce manque de vraisemblance sont multiples :

- Le positionnement des régions de sortie du fluide : la position et la taille de ces dernières ne sont peut-être pas adaptées et doivent être retravaillées ;
- les conditions initiales : la pression exercée par la peau et les muscles peuvent avoir un rôle sur la circulation du fluide à l'intérieur du domaine ;
- le sens de l'interface : même en création manuelle, le sens de l'interface créée va du réseau de lattice vers le domaine, et non l'inverse ;
- la géométrie initiale nécessitant d'être retravaillée : il faut faire apparaître les interstices lobulaires autrement au sein de l'espace de diffusion ;
- la non prise en compte de la déformation des parois : pas de gonflement des parois, ni d'écrasement du flux lors de la collision sur l'os ;
- un modèle de simulation non adapté : la considération poreuse n'est peut-être pas adaptée, une considération multiphase pour la partie lattice et poreuse pour le domaine pourrait être envisagée, une fois le problème d'interface résolu.

### 4.4 Caractérisation et modélisation de l'aiguille d'injection

#### 4.4.1 Caractéristiques techniques

La première étape consiste à définir le type d'écoulement du sérum physiologique dans l'aiguille, pour cela le nombre de Reynolds a été calculé selon les débits observés lors de d'interventions en radiologie. Plusieurs tests d'écoulement ont été réalisés afin d'avoir un grand panel de débits.

Nous avons utilisé des débits maximum et minimum de 60mL/min et 25mL/min en plus des 50mL/min mesurés auparavant. Nous considérons qu'un écoulement dont le nombre de Reynolds est inférieur à

4000 suit un régime laminaire, ce qui est le cas dans l'aiguille utilisée pour l'injection, étant donné qu'avec un débit supérieur à ce qui est utilisé au maximum en clinique nous trouvons un nombre de Reynolds de 3183 (Tableau 11).

Q=	25	50	60	ml/min
Q=	25000	50000	60000	mm <sup>3</sup> /min
D=	0,4	0,4	0,4	mm
Surf=	0,126	0,126	0,126	mm <sup>2</sup>
V=Q/S	198944	397887	477465	mm/min
V=	3,316	6,631	7,958	m/s
ρ =	1000	1000	1000	kg/m <sup>3</sup>
η =	1,00.10 <sup>-3</sup>	1,00.10 <sup>-3</sup>	1,00.10 <sup>-3</sup>	Pa.s
ρ /η =	1,00.10 <sup>6</sup>	1,00.10 <sup>6</sup>	1,00.10 <sup>6</sup>	s/m <sup>2</sup>
Re=	1326,29	2652,58	3183,10	/

Tableau 11 : calcul du nombre de Reynolds en fonction du débit d'injection

La seconde étape correspond à la modélisation de l'aiguille. Pour cela, des mesures de l'aiguille 20G ont été effectuées sous un microscope binoculaire OLYMPUS SZ-CTV, qui permet d'effectuer directement des mesures sur l'échantillon observé grâce à la tablette tactile branchée sur le système. Ces mesures nous ont permis d'obtenir des valeurs précises des diamètres de l'aiguille ainsi que celle de l'angle du biseau (Figure 59). A partir de ces informations, une aiguille identique avec un biseau de type Quincke a pu être recrée dans le logiciel Star-CCM+(Figure 60).

Ces mesures nous permettent également de calculer la surface de l'orifice de sortie d'aiguille au niveau du biseau, afin de l'implémenter à la modélisation pour effectuer les calculs de débits.

$$S = \frac{\pi}{4} (l * L) = 0,367mm^2$$

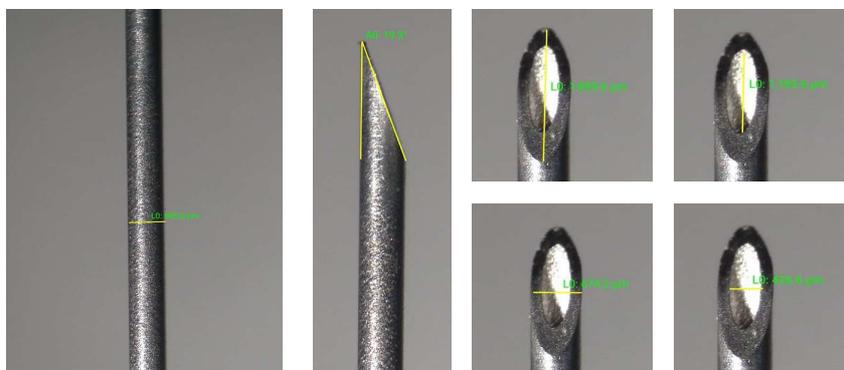


Figure 59 : Mesures de l'aiguille 22G effectuées sous microscope binoculaire

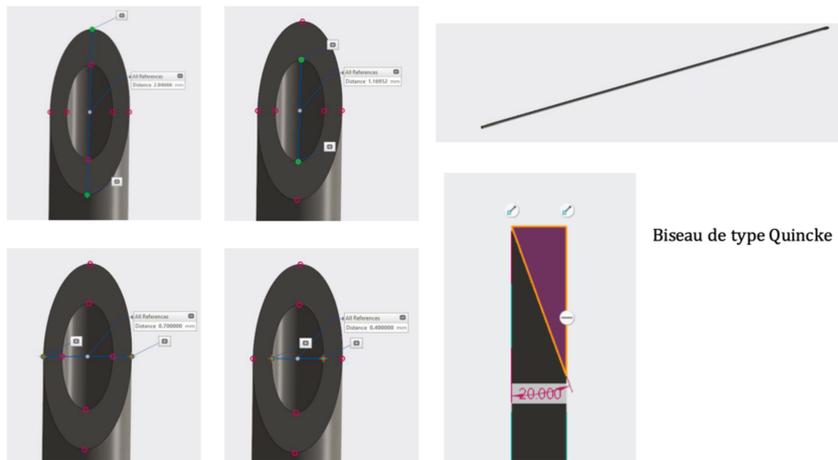


Figure 60 : Modélisation de l'aiguille 22G avec biseau de type Quincke dans le logiciel Star-CCM+

Afin d'éviter des problèmes d'interfaces inhérents au logiciel Star-CCM+, la modélisation du biseau de l'aiguille se fait avec une interface (surface de sortie d'aiguille) légèrement décalée vers l'intérieur de l'aiguille comme représenté Figure 61.

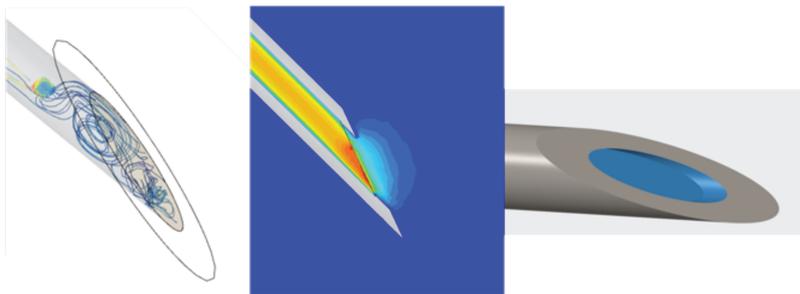


Figure 61 : Représentation des problèmes d'interfaces dans le logiciel Star-CCM+ lorsque la surface de sortie affleure avec le biseau (image de gauche). Représentation de l'interface de sortie située en dedans du biseau (images au centre et à droite)

#### 4.4.2 Simulations d'écoulement dans l'aiguille

Pour les simulations, nous considérerons que le sérum physiologique (NaCl 0,9%) possède un comportement similaire à celui de l'eau ; les caractéristiques physiques suivantes seront utilisées (Tableau 12 : Caractéristiques physiques de l'eau).

Caractéristique	Symbole	Valeur	Unité usuelle
Masse volumique	$\rho$	997,531	kg/m <sup>3</sup>
Viscosité dynamique	$\eta$	8,89.10 <sup>-4</sup>	Pa.s
Capacité thermique massique	c	4181,72	J/(kg.K)
Température latente de fusion	H <sup>°</sup> <sub>fus</sub>	334000	J/K
Liquidus température	L <sup>°</sup>	0	°C
Solidus température	S <sup>°</sup>	0	°C
Conductivité thermique (liquide)	$\lambda$ ou k	0,620271	W/ (m.K)
Conductivité thermique (solide)	$\lambda$ ou k	2,33	W/ (m.K)

Tableau 12 : Caractéristiques physiques de l'eau

L'écoulement dans l'aiguille peut être modélisé comme un écoulement de Poiseuille. La vitesse axiale est définie comme suit :

$$v(r, z, \theta) = v(r) = v_{max} \left(1 - \frac{r^2}{R^2}\right)$$

Avec  $v_{max} = \frac{R^2}{4\eta} \left| \frac{dp}{dL} \right|$

Afin de calculer  $v_{max}$  nous commençons par calculer la perte de charge  $dp/dL$ , toujours en utilisant la loi de Poiseuille dans un tube en écoulement laminaire. La formule pour ce faire est la suivante :

$$\frac{dp}{dL} = \frac{8\eta Q_v}{\pi R^4}$$

A partir des caractéristiques physiques de l'eau (Tableau 12) et un débit volumique de 1,003ml/s, nous obtenons :

$$\frac{dp}{dL} = 1,41 \cdot 10^3 \frac{Pa}{mm}$$

Et ainsi  $v_{max} = 1,6 \cdot 10^4 \frac{mm}{s}$

Cela nous permet de tracer le graphique représentant l'allure de l'eau dans le tube considéré (Figure 62).

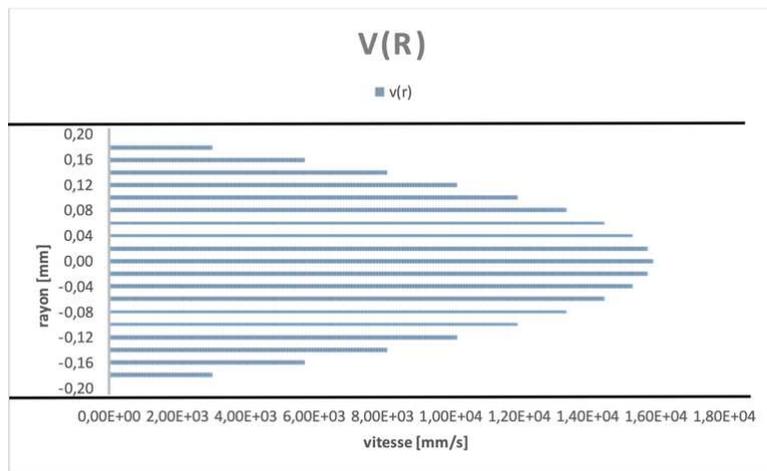


Figure 62 : Profil de l'écoulement à l'intérieur d'une aiguille 22G

Nous observons que l'eau a une vitesse nulle le long des parois mais qu'elle est maximale au centre de la conduite.

Cela nous permet de calculer le temps minimum qu'il faut à une particule d'eau pour traverser l'aiguille. En effet, puisque  $v_{\max} = 1,60 \cdot 10^4$  mm/s et que le tube mesure 90mm de long, il faut environ  $6 \cdot 10^{-3}$  secondes pour que les molécules d'eau au centre de l'aiguille traversent le milieu.

Ceci indique que l'injection d'eau est quasiment instantanée et permet de supposer que lors de l'initialisation de l'injection de l'eau dans le tissu adipeux, celle-ci est directement à la température programmée. De plus, l'injection est suffisamment rapide pour que sa température ne soit pas influencée par celle de l'aiguille insérée dans le corps du patient.

#### 4.5 Caractérisation et modélisation de l'espace de diffusion

Lors de la création et de la mise en donnée de l'espace de diffusion dans le logiciel STAR-CCM+, plusieurs hypothèses simplificatrices ont été nécessaires. L'assimilation du tissu adipeux à une région poreuse et la taille constante des lobules ont été vérifiés. Il a été défini que les caractéristiques mécaniques du milieu ne dépendent pas de la température (sauf pour les températures négatives où on observe la création de glace).

Les simulations ont été conçues en mesurant tout d'abord le pourcentage d'eau quittant chaque orifice de sortie de l'espace de diffusion. Ces pourcentages ont ensuite été entrés dans le logiciel pour pouvoir faire fonctionner la simulation en modifiant et analysant les paramètres thermiques. Cela permet par la suite de mesurer les températures à l'intérieur de la région glutéale (espace de diffusion) sans forcer les températures et les pressions aux sorties.

#### 4.5.1 Caractéristiques physiques du tissu adipeux

Les caractéristiques physiques et thermiques du tissu adipeux prennent en compte les valeurs mesurées précédemment dans ce travail, les valeurs données par le site IT'IS foundation (Haggall, Di Gennaro et al. 2022) ainsi que les mesures obtenues au laboratoire et sont résumées Tableau 13.

Caractéristique	Symbole	Valeur	Unité usuelle
Module d'Young	E	0,108	Mpa
Coefficient de poisson	$\nu$	0,5	/
Masse volumique	$\rho$	911	kg/m <sup>3</sup>
Capacité thermique massique	c	2348	J/(kg.K)
Conductivité thermique	$\lambda$ ou $\kappa$	0,21	W/(m.K)
Diamètre des lobules	$d_l$	0,01	m
Porosité vide	$\chi$	0,16	/
Résistance d'inertie poreuse	Pi	3,58E+07	kg/(m <sup>4</sup> )
Résistance visqueuse poreuse	Pv	2,296E+05	Kg/(m <sup>3</sup> .s)
Porosité gonflée	$\chi$	0,67	/
Résistance d'inertie poreuse	Pi	1,92E+05	kg/(m <sup>4</sup> )
Résistance visqueuse poreuse	Pv	4,827E+02	Kg/(m <sup>3</sup> .s)
Tortuosité	$\tau$	10	/

Tableau 13 : Caractéristiques physiques du tissu adipeux

Ces paramètres physiques du tissu adipeux de l'espace de diffusion sont amenés à être modifiés au cours de l'hydrodissection en raison de l'augmentation d'eau dans les espaces interlobulaires. Afin d'obtenir la valeur de la porosité du tissu adipeux après injection de sérum physiologique (volume gonflé), nous partons du volume du gras vide total que nous multiplions par sa porosité, ce qui nous permet d'obtenir le volume de vide (espace inter lobulaire) et le volume de plein. Le volume de plein est équivalent à la quantité de lobules présents dans le milieu et ne va pas évoluer même lorsqu'on lui ajoute du liquide. On mesure alors le nouveau volume une fois le sérum injecté, ce qui nous permet d'obtenir le pourcentage de liquide présent dans le volume final. Ces étapes sont résumées dans le Tableau 14.

V Initial=	131 120	mm <sup>3</sup>
V Gonflé=	334 112	mm <sup>3</sup>
$\Delta V$ =	202992	mm <sup>3</sup>
% liquide :	16	%
Veau_ini	20979,2	mm <sup>3</sup>
Vgras_Ini=	110141	mm <sup>3</sup>
Veau_final=	223971	mm <sup>3</sup>
%liquid_final	67,03	%
Porosité finale	0,6703	/

Tableau 14 : calcul de la porosité du tissu adipeux après injection (gonflé)

Lors de la modélisation du tissu adipeux, le tissu adipeux est implémenté avec les paramètres correspondants à un milieu poreux.

Afin de pouvoir modéliser l'espace de diffusion et le tissu adipeux le constituant dans le logiciel STAR-CCM+, les formules utilisées par ce logiciel ont été identifiées afin de définir les valeurs à implémenter dans le logiciel ainsi que les façons de faire les calculs.

- Porosité  $\chi$  [/]

La porosité correspond au pourcentage de volume fluide présent dans le volume total du milieu poreux.

$$\chi = \frac{V_f}{V}$$

Avec :

- $V_f$  le volume fluide [ $m^3$ ]
- $V$  le volume total de l'objet poreux [ $m^3$ ]

- Tortuosité  $\tau$  [/]

La tortuosité correspond au chemin réel qu'emprunte le fluide lorsqu'il traverse un milieu poreux pour atteindre la sortie par rapport au chemin qu'il aurait emprunté s'il s'était agi d'un milieu complètement fluide (Figure 63).



Figure 63 : Lien entre la tortuosité du matériau et la géométrie des pores

$$\tau = \frac{L_f}{L}$$

Avec :

- $L_f$  la longueur effective du chemin emprunté par le fluide entre deux points [m]
- $L$  la longueur en ligne droite [m]

$$\tau \geq 1$$

- Volume élémentaire représentatif (V.E.R.)

Le volume élémentaire représentatif, plus communément trouvé sous le nom de V.E.R. (ou REV dans la littérature anglophone) est le volume minimum de milieu poreux à partir duquel la valeur moyenne d'une propriété macroscopique de ce milieu ne varie plus (Mackaya 2019).

- Nombre de Reynolds [/]

Pour une canalisation simple, le nombre de Reynolds se calcule de la façon suivante :

$$Re = \frac{\rho v D}{\eta}$$

Avec :

- $\rho$  la masse volumique [ $\text{kg/m}^3$ ]
- $v$  la vitesse de l'écoulement [m/s]
- $\rho$  la masse volumique [ $\text{kg/m}^3$ ]
- $v$  la vitesse de l'écoulement [m/s]
- $D$  le diamètre de la canalisation [m]
- $\eta$  la viscosité dynamique [Pa s]

Dans le cas d'un écoulement poreux, le nombre de Reynolds de pore s'écrit sous la forme :

$$Re_p = \frac{\rho v_s}{a_g(1 - \chi)\eta}$$

Avec :

- $v_s$  la vitesse superficielle de l'écoulement [m/s]
- $a_g$  l'aire spécifique de grain, aire de la surface en contact avec le liquide correspondant à un volume unité de solide [ $m^{-1}$ ]
  - $a_g = \frac{A_g}{V_g}$
  - $V_g$  le volume solide du milieu poreux
  - $A_g$  la surface de contact correspondante
  
- Vitesse réelle et vitesse superficielle [m/s] (Figure 64)



Figure 64 : Schéma de l'écoulement d'un fluide à travers un tuyau

La vitesse superficielle est la vitesse moyenne obtenue en sortie du milieu en fut vide. Si l'on considère le tube ci-dessus on peut calculer la vitesse superficielle avec la formule :

$$v_s = \frac{Q}{S}$$

Avec :

- $v_s$  la vitesse moyenne superficielle [m/s]
- $Q$  le débit d'entrée [ $m^3/s$ ]
- $S$  la surface totale d'entrée, c'est-à-dire la section transversale du tube [ $m^2$ ] :
  - $S = \pi \left(\frac{D_{tube}}{2}\right)^2$

La vitesse superficielle n'est qu'une simplification, on ne pourra pas la mesurer dans un milieu poreux. La vitesse que nous mesurons en sortie de milieu poreux est la vitesse physique, aussi appelée vitesse d'advection. Cette vitesse physique est liée à la vitesse superficielle par la formule :

$$v_s = \chi v$$

Comme  $\chi \in [0 ; 1]$ , la vitesse superficielle est plus petite que la vitesse physique, ce qui correspond au résultat attendu étant donné la conservation du débit et la surface de passage du fluide qui est plus petite.

## 4.6 Caractéristiques physiques du nerf et du muscle

Le gonflement de l'espace de diffusion par injection de sérum physiologique durant l'hydrodissection peut déplacer le muscle grand fessier jusqu'à 30mm, selon les mesures effectuées in situ lors de thermoablations dans le service d'imagerie interventionnelle du CHRU de Strasbourg. Un déplacement du nerf a également été observé de façon moins importante, jusqu'à quelques millimètres lors de l'injection, ce qui permet de l'éloigner de la zone à risque.

Afin de caractériser les propriétés mécaniques du nerf sciatique et du muscle grand fessier, des mesures des déplacements du muscle et du nerf chez le cadavre et des prélèvements d'échantillons de nerf sciatique ont été effectués à l'institut d'anatomie. Les tests de traction sur les échantillons de nerf sciatique ont été réalisés à l'institut de physique biologique (IPB) du laboratoire ICube de Strasbourg.

### 4.6.1 Caractéristiques physiques du muscle

Afin de réaliser le test sur le déplacement du muscle, nous avons appliqué une force de traction à celui-ci après dissection de la région glutéale avec ses insertions préservées. Cela nous a permis de mesurer la force à appliquer pour soulever le muscle sur une certaine distance, pour se rapprocher du déplacement subi par le muscle lors du gonflement de l'espace de diffusion.

Pour ce test, une ficelle a été positionnée sous le muscle pour former une boucle. Cette boucle a ensuite été placée autour du crochet d'une balance à main (Figure 65). Une fois le système en place, une traction est effectuée sur la balance, ce qui permet d'obtenir la masse soulevée. Une mesure du déplacement est alors réalisée à l'aide d'un réglet pour obtenir la valeur du déplacement.

Afin de pouvoir faire des comparaisons par la suite, la taille des deux muscles glutéaux majeurs testés a été mesurée à l'aide du réglet (Figure 66).



Figure 65 : Schéma expérimental de traction du muscle grand fessier

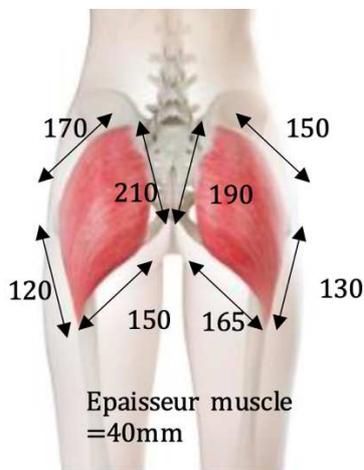


Figure 66 : Mensurations des muscles grand fessier

Les résultats exposés dans le Tableau 15 ont été obtenus lors des tests de traction.

Muscle	Gauche		Droite	
Masse initiale [kg]	0	0	0	0
Hauteur initiale [mm]	115	115	135	140
Masse finale [kg]	6	6	6	6
Hauteur finale [mm]	190	191	210	210
Distance parcourue [mm]	75	76	75	70

Tableau 15 : Résultats des tests de traction du muscle grand fessier

Ces tests permettent un premier aperçu de la force nécessaire à appliquer sur ce muscle pour le déplacer, mais son déplacement n'étant pas linéaire, il n'est pas possible d'en déduire le module d'Young. Pour le définir, une revue de la littérature a été menée et nous a permis de caractériser les propriétés physiques de ce muscle (Ogneva, Lebedev et al. 2010) (Tableau 16).

Caractéristique	Symbole	Valeur	Unité usuelle
Module d'Young	E	0,05	Mpa
Coefficient de poisson	$\nu$	0,5	/
Masse volumique	$\rho$	1090	kg/m <sup>3</sup>
Capacité thermique massique	c	3421	J/(kg.K)

Tableau 16 : Caractéristiques physiques du muscle grand fessier

#### 4.6.2 Caractéristiques physiques du nerf

Avant de prélever les deux nerfs sciatiques du corps humain, des tests de traction in situ ont été réalisés sur le nerf de la même manière que pour mesurer le déplacement du muscle en fonction de la force appliquée. Nous obtenons alors les résultats exposés en Tableau 17.

Nerf sciatique	Gauche	Droite
Masse initiale [kg]	0	0,07
Hauteur initiale [mm]	0	0
Masse finale [kg]	0,5	0,5
Hauteur finale [mm]	40	70
Distance parcourue [mm]	40	70

Tableau 17 : Résultats des tests de traction sur le nerf sciatique in situ

Durant les tractions effectuées, les déplacements du nerfs observés étaient importants et accentués par l'absence d'attache proximale ou distale du nerf sciatique dans le corps. Ces déplacements importants et les mesures effectuées sont liés à cette élasticité des attaches et ne reflétait pas les valeurs intrinsèques du nerf. De plus, le test de traction a abîmé le nerf, qui s'est déchiré partiellement ce qui a participé à la collecte de ces valeurs erronées.

Pour évaluer uniquement les valeurs intrinsèques du nerf, des prélèvements de segments de nerfs sciatiques ont été effectués dans la région glutéale pour réaliser des tests de traction sur l'appareil de mesure zwickiLine (Zwick Roel Group, Ulm, Allemagne) présente à l'Institut de Physique Biologique du laboratoire ICube de Strasbourg.

Lors des tests effectués sur le nerf, une première étape consiste à mesurer sa section afin de déduire la pression de la force qu'on peut y appliquer. Afin d'avoir le plus d'échantillons possibles, les nerfs ont été sectionnés en deux ce qui nous permet d'avoir 4 segments de nerf à tester. Les nerfs sont macroscopiquement relativement visqueux et glissent ce qui empêchait de les placer directement

entre les mors de l'appareil. Pour remédier à cela, deux pinces Foerster droites fixées dans les mors ont été utilisées pour arrimer correctement les segments de nerf grâce à leur capacité de serrage (Figure 67).



Figure 67 : Segment de nerf sciatique positionné dans l'appareil de mesure (image de gauche) et arrimé par deux pinces Foerster (image de droite)

Les mesures effectuées ont permis d'obtenir des courbes de tractions typiques d'un tissu biologique (Figure 68).

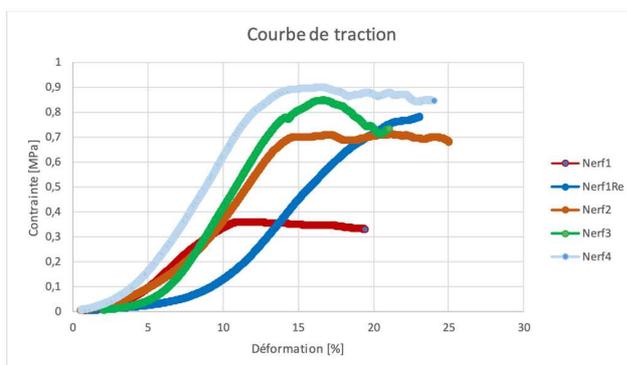


Figure 68 : Courbes de traction des segments de nerf sciatique

Elles comprennent une zone initiale non-linéaire qui correspond à la perte graduelle des ondulations dans la fibre collagène. Une seconde partie est linéaire, ce qui est dû à l'absence d'ondulations, et c'est là que vont être mesurés les modules d'Young dans un cas de déplacement important du nerf. Une troisième partie où la courbe s'infléchit, ce qui correspond à la zone où le nerf est irrémédiablement abîmé par lésion de sa micro-architecture (Figure 69).

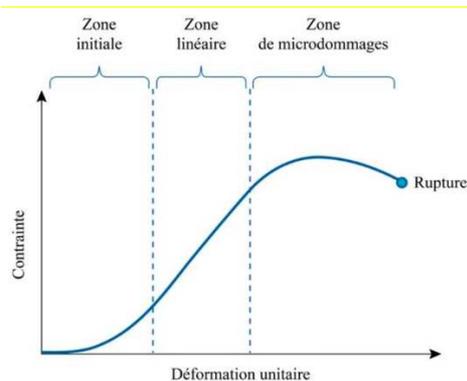


Figure 69 : Courbe de traction d'un matériau hyperélastique biologique

Lors de la réalisation d'hydrodissections dans le service d'imagerie interventionnelle du CHRU de Strasbourg, le nerf n'est que très peu déplacé avec une force de jet est très faible.

Si les forces appliquées par le jet sur le nerf sont très faibles, la valeur du module d'Young du nerf le sera aussi et doit être lu dans la première zone du graphique. En revanche, si l'on considère que c'est la distension de l'espace de diffusion et la présence d'eau qui fait pression sur le nerf, ce sera la partie centrale linéaire de la courbe qui devra être utilisée lors des simulations (Figure 70).

	Numéro du test	Module d'Young zone linéaire [Mpa]	Module d'Young zone initiale [Mpa]	Epaisseur [mm]	Largeur [mm]	Surface [mm <sup>2</sup> ]
Vitesse= 2mm/min	E1=	52,4	7,6	7,5	10	75
	E1 Re=	67,9	4	7,5	10	75
	E2=	78,8	10,3	6,8	12,2	82,96
Vitesse= 5mm/min	E3=	97,6	10,0	7,61	12,18	92,5
	E4=	98,2	16,5	7,61	12,18	92,5
	Emoy=	78,98	9,68	-	-	-

Figure 70 : Module d'Young du nerf sciatique

## 4.7 Mise en place du modèle expérimental

### 4.7.1 Définition de la position de l'aiguille

Lors des interventions de thermoablation réalisée dans le service d'imagerie interventionnelle du CHRU de Strasbourg, il a été observé que pour la réalisation de l'hydrodissection, le positionnement, l'orientation de l'aiguille ainsi que le nombre d'aiguille d'injection vont jouer un rôle important sur la

répartition du fluide injecté. Pour maximiser l'effet du sérum physiologique injecté sur la protection du nerf, la position de sortie de l'aiguille doit être minutieusement choisie. Afin de garantir les chances de réussites de la protection, le radiologue doit chercher à positionner l'aiguille entre la zone de thermoablation soumise à des températures extrêmes et le nerf.

Le modèle est créé pour que la zone de thermoablation soit positionnée dans la configuration la plus défavorable pour le nerf, ce qui correspond à une zone d'hyperthermie positionnée dans la partie postérieure du cotyle qui correspond à la zone où le nerf sciatique est le plus proche de l'os coxal. Pour évaluer l'efficacité de la protection du nerf sciatique par l'hydrodissection, l'aiguille d'hydrodissection a été positionnée dans le modèle numérique dans un plan horizontal par abord latéral avec son extrémité située entre l'os coxal et le nerf sciatique à hauteur de l'épine sciatique, son extrémité se terminant en regard du centre du nerf avec son biseau orienté vers l'arrière contre le nerf (Figure 71 Figure 72).

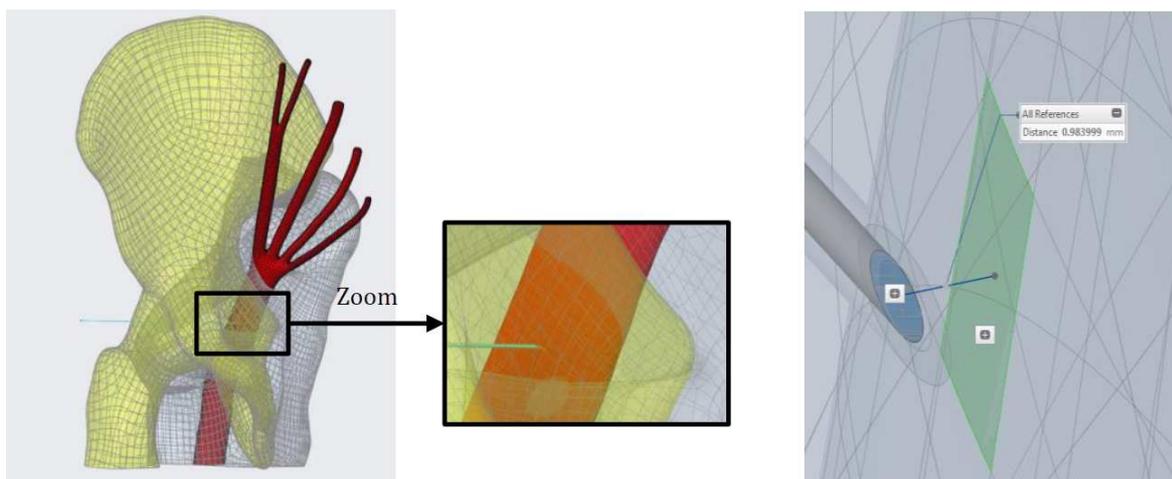


Figure 71 : Représentation du positionnement de l'aiguille d'hydrodissection au sein du modèle numérique 3D. L'aiguille s'inscrit dans un plan horizontal à hauteur de l'épine sciatique par un abord latéral (image de gauche). L'extrémité de l'aiguille se situe entre l'os coxal et le nerf sciatique (image centrale), et son biseau est tourné vers l'arrière en direction du nerf sciatique (image de droite).

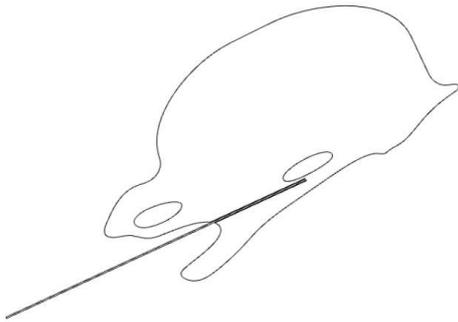


Figure 72 : Coupe axiale du modèle numérique représentant la position de l'aiguille dans l'espace de diffusion entre le nerf sciatique et l'os coxal

D'autres positions d'aiguilles sont prévues pour réaliser des simulations d'injection à différents endroits et avec plusieurs aiguilles. Les autres positions se font de façon parallèle à la première position d'aiguille décrite 10mm et 20mm plus haut (crânialement) (Figure 73).

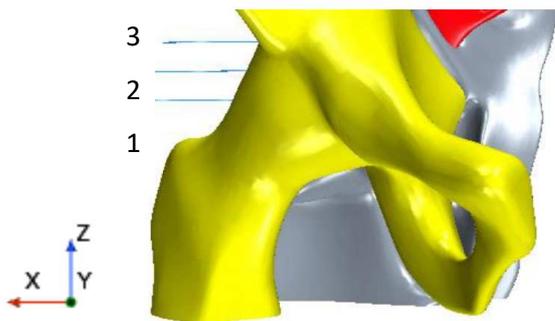


Figure 73 : Représentation 3D de la position des 3 aiguilles, au niveau de l'épine sciatique (1), 10mm (2) et 20mm (3) au-dessus.

#### 4.7.2 Modélisation de la zone de diffusion

La modélisation de la zone de diffusion du sérum physiologique se fait à partir du volume créé précédemment. Sur ce volume, sont placés la zone de thermoablation, la zone de mesure de pression au contact du nerf, les zones de sortie permettant la fuite du liquide injecté hors de l'espace de diffusion, et la paroi postérieure (correspondant à la face antérieure du muscle glutéal majeur) qui subira une déformation par gonflement durant l'injection. Chacune de ces zones est nommée sur la Figure 74.

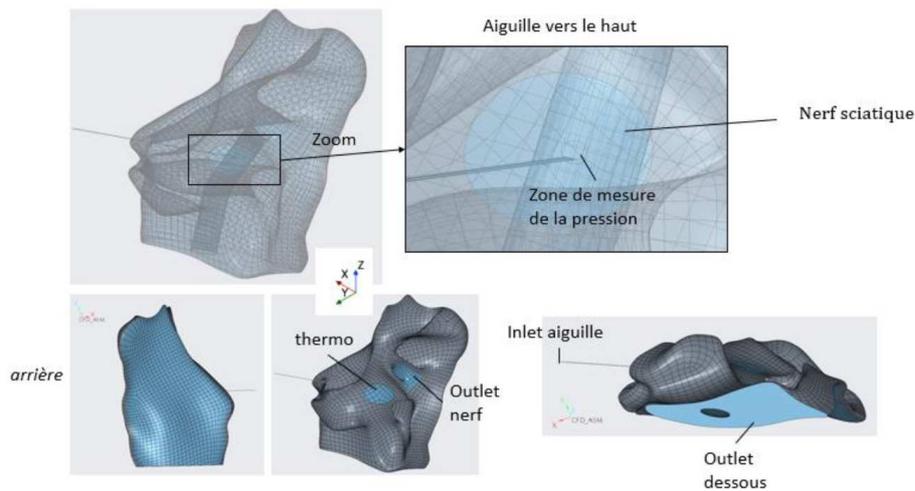


Figure 74 : Identification des zones d'intérêt sur une vue 3D de l'espace de diffusion. L'espace de diffusion comporte une zone de sortie haute au contact du nerf sciatique (Outlet nerf), une zone de sortie basse vers la racine de la cuisse (Outlet dessous), une zone d'entrée à l'extrémité de l'aiguille (Inlet aiguille), une zone de température extrême (thermo) et une face postérieure dont la géométrie va être modifiée par l'injection (face arrière colorée en bleu)

## 4.8 Résultats des simulations

### 4.8.1 Introduction

Les calculs ont été effectués en deux étapes. La première étape est dynamique, l'eau injectée entre dans un système adiabatique, sans échange de chaleur pour observer la propagation du liquide dans l'espace de diffusion. La seconde étape consiste à utiliser cette propagation pour étudier l'évolution de la température au cours du temps.

En premier lieu, il s'agit donc d'injecter de l'eau dans le système au travers de l'aiguille avec un certain débit d'injection, que nous avons défini à 1g/s à la suite des expériences précédemment effectuées. Le fluide va se propager dans le milieu et s'échapper par les deux sorties auxquelles nous n'avons donné aucune directive de pression ou de températures. Une fois ce premier test effectué, un rapport sur les débits d'entrée et de sortie est obtenu. Cela nous permet de vérifier que les débits sortants sont bien la somme des débits d'entrée mais aussi de mesurer la fraction de débit qui sort par chacune des sorties (Figure 75).

Part	Value (g/s)
CFD_ASM.GRAS_TROUE: outlet_dessous	2.668806e-01
CFD_ASM.GRAS_TROUE: outlet_nerf	7.331194e-01
CFD_ASM.LIQUID: Inlet	-1.000000e+00
-----	
Total:	2.406929e-14

Figure 75 : Fraction des débits calculés à chacune des sorties avec une injection au travers de l'aiguille à 1g/s

Cela permet aussi de mesurer l'erreur de convergence du calcul. La somme des débits des sorties et de l'entrée doit se rapprocher de 0 étant donné que tout ce qui entre ressort. Dans cette simulation, nous voyons que 26,7% du liquide sort par la sortie « dessous » tandis que 73,3% sort par la sortie présente en haut du nerf. La différence entre les débits d'entrée et de sortie est de  $2,4 \cdot 10^{-14}$ , ce qui est négligeable et nous permet de l'utiliser par la suite (la convergence est définie comme acceptable si inférieure à  $10^{-4}$  pour le calcul des débits). Les résultats des simulations sont exposés au Tableau 18.

Débit [g/s]	Porosité	Situation	Hauteur	% sortie nerf	% sortie dessous
1	$\chi = 0,16$	Normal	0 cm	63,8	36,2
1			1 cm	73,3	26,7
1			2 cm	91,7	8,3
2			0+2 cm	154	46
2	$\chi = 0,16$	Normal	+/- 0,66	128,9	71,1
1	$\chi = 0,48$	Gonfle	0 cm	67,96	32,04
1	$\chi = 0,67$	Gonfle	0cm	62,9	37,1
2	$\chi = 0,67$	Gonfle	+/- 0,66	112,6	87,4

Tableau 18 : Résultats des simulations d'injection. Les simulations ont été effectuées avec des débits d'entrée de 1g/s ou 2g/s, un espace de diffusion normal (volume anatomique, porosité du tissu adipeux à 0,16) ou gonflé (volume augmenté et porosité du tissu adipeux contenant de l'eau au sein des espaces interlobulaires à 0,48 et 0,67) et des positions et un nombre d'aiguille différents (0, 1 et 2cm par rapport à l'épine sciatique et injection double 0+2 cm)

Il est observé que plus l'aiguille est haut située (position 1cm ou 2cm au-dessus de l'épine sciatique), plus l'échappement du liquide de l'espace de diffusion se fait au travers de la sortie haute (outlet nerf). Lors d'une injection au travers de deux aiguilles placées au niveau et 2cm au-dessus de l'épine sciatique, les sorties se feront pour  $\frac{3}{4}$  vers le nerf et  $\frac{1}{4}$  vers la cuisse. Pour cette simulation le débit de 1g/s a été conservé dans chaque aiguille. L'injection au travers d'une seule aiguille avec un débit de 2g/s (non atteignable actuellement en clinique avec une injection manuelle) montre que le débit n'influence pas la répartition des débits par sortie quelle que soit le volume ou la porosité de l'espace de diffusion. Cependant cette répartition des débits de sortie n'a été calculée que sur la géométrie de l'espace de diffusion et les tailles des orifices de sortie, sans prendre en compte les pressions du secteur interstitiel dans la racine de la cuisse et dans l'espace sous péritonéal du pelvis. Il est supposé

qu'au repos inspiratoire ces pressions sont identiques, mais les variations de pression dans le pelvis au cours de la respiration n'ont pas pu être évaluées.

La modification de la taille et de la porosité de l'espace de diffusion, simulant les changements de l'espace de diffusion au cours d'une hydrodissection n'influencent pas la répartition des débits aux sorties.

Ces simulations indiquent que la répartition des débits au travers des sorties n'est influencée que par la position de l'aiguille, sans modification par le débit, la porosité ou la taille de l'espace.

Une fois les débits de sortie programmés, la partie thermique est mise en place.

Une des limitations du logiciel que nous avons atteintes est l'absence de possibilité de représenter le gonflement du volume directement en injectant de l'eau. Le déplacement de la paroi postérieure de l'espace de diffusion (face antérieure du muscle glutéal majeur) par la poussée de l'eau injectée est possible mais n'est pas représentative de la réalité dans le sens où ce n'est pas le jet sur le nerf ou le muscle qui va faire bouger l'organe, mais c'est la pression due à l'augmentation du volume d'eau dans l'espace de diffusion. Nous avons donc séparé les deux simulations en une première avec l'espace de diffusion non gonflé (situation anatomique avant injection) et une seconde après augmentation de volume de cet espace.

Ces deux simulations ont elles-mêmes été subdivisées en deux groupes, les simulations stationnaires et les simulations instationnaires. Les simulations stationnaires ont pour but de caractériser l'évolution de la température à un temps infini, une fois que l'opération de thermoablation est lancée depuis un certain temps. Ce calcul se fait très rapidement et nous permet directement de savoir si les paramètres choisis sont adéquats pour la protection du nerf. Les simulations instationnaires quant à elles, ont pour but d'évaluer la protection du nerf tout au long de l'injection notamment par rapport au décalage entre le début de l'injection d'eau et le début de la variation de température due à la thermoablation. Le dernier critère qui différencie les simulations est l'utilisation soit d'une thermoablation par le chaud (HIFU, radiofréquence, ...) ou par le froid (cryoablation). Il a été convenu que les températures de thermoablation dans la zone glutéale ne dépasseraient jamais les 95°C étant donné que la technique d'ablation par le chaud utilisé dans l'os est basée sur la radiofréquence dont le but est de ne pas créer de carbonisation des tissus en limitant la température cible maximale, cela empêche la formation de vapeur et donc la nécessité de gestion de paramètres multiphasiques dans la simulation. En revanche, la cryoablation descend toujours en dessous des 0°C (idéalement pour atteindre -40°C) ce qui entraîne la transformation en glace d'une partie du liquide physiologique.

D'autres paramètres comme la hauteur des aiguilles, la taille de la zone de thermoablation et les débits d'injection sont pris en compte tout comme la taille des lobules ou la porosité.

## 4.8.2 Évaluation mécanique

### 4.8.2.1 Contraintes mécaniques sur le muscle grand fessier

Durant l'injection de sérum physiologique lors de thermoablation effectuées dans le service d'imagerie interventionnelle du CHRU de Strasbourg, on remarque que la fesse dans laquelle est injectée le sérum va progressivement gonfler jusqu'à s'élever d'environ 30mm par rapport au côté contro-latéral (Figure 76).

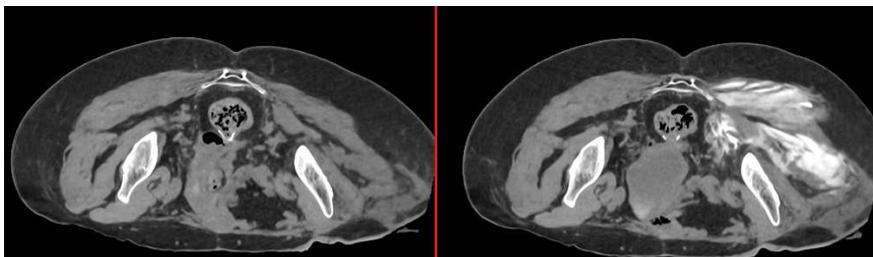


Figure 76 : acquisitions scanographiques en procubitus d'une hydrodissection de la région glutéale gauche. A gauche, acquisition au début de l'intervention, à droite acquisition en fin d'intervention après réalisation de l'hydrodissection par injection de sérum physiologique marqué par du produit de contraste iodé à 5% (représentée en blanc dans les parties molles de la région glutéale). Noter l'augmentation de volume de la fesse gauche par disparition du plat de la fesse

Une première hypothèse a été formulée, suggérant que ce phénomène était dû à la force du jet qui pousse sur le tissu adipeux et donc sur le muscle. Des mesures ont donc été effectuées sur la paroi du tissu adipeux en contact avec la paroi du muscle (Figure 77).

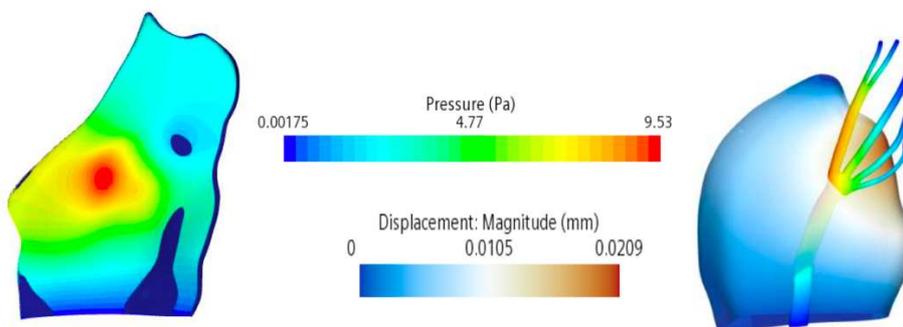


Figure 77 : Résultats de simulations évaluant le déplacement du muscle grand fessier et de la pression appliquée

Lorsqu'on observe le déplacement en fonction de la pression appliquée sur le muscle, on voit que le déplacement maximal est de 0.02mm, ce qui est négligeable face au déplacement effectivement observé et confirme l'absence de l'effet de jet sur ce gonflement.

Lors du gonflement de l'espace de diffusion, celui-ci s'expande selon les directions dans lesquelles il a la possibilité de le faire (paroi non osseuse). Cela a pour conséquence qu'il déplace le muscle du glutéal majeur vers l'arrière. En avant l'espace de diffusion est limité par le bassin osseux ou par les muscles fins appliqués contre le bassin. Le sérum étant incompressible, l'injection implique une augmentation de la pression, ce qui va donc pousser sur le muscle et le faire se déplacer vers l'arrière au fur et à mesure de l'intervention.

L'eau va appuyer de manière continue sur le muscle, ce qui va déformer le muscle et créer un effet dôme (Figure 78).

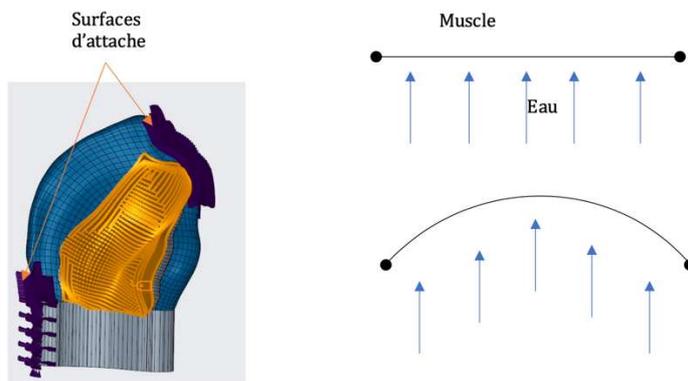


Figure 78 : modélisation des insertions du muscle glutéal majeur (en violet sur l'image de gauche) et de la déformation du muscle lié à ses points d'attache (images de droite)

Les simulations numériques permettent de définir la pression nécessaire à ce déplacement (Tableau 19). Pour un déplacement du muscle d'environ 40mm, il faut une pression de 350 Pa ce qui est cohérent avec le modèle réel et confirme que le déplacement du muscle est lié à l'accumulation de liquide et à l'augmentation de pression dans l'espace de diffusion, et non à l'effet de jet.

Modélisation numérique		
Pression moyenne due à l'eau	6	Pa
Déplacement max muscle	0,9	mm
Déplacement max muscle	30	mm
Pression nécessaire	350	Pa

Tableau 19 : Pression nécessaire au déplacement du muscle grand fessier

#### 4.8.2.2 Contraintes mécaniques sur le nerf sciatique

Tout comme pour le muscle glutéal majeur, le mécanisme de déplacement du nerf lors de l'hydrodissection doit être identifié, s'agit-il de l'effet jet ou de l'augmentation de volume à l'un de ses côtés qui engendre le déplacement. Pour cela plusieurs simulations ont été menées sur la pression effective reçue par le nerf au point de contact entre le jet d'eau sortant de l'aiguille et le nerf.

Tout d'abord, la pression maximale appliquée en sortie d'aiguille a été mesurée.

Les valeurs des pressions du Tableau 20 sont les valeurs maximales, celles qui s'appliquent au centre du jet sur une surface de quelques mm<sup>2</sup>. Nous pouvons déduire de ce tableau que la position de l'aiguille impacte la pression que va subir le nerf, ainsi que la distance entre le centre de l'aiguille et le nerf.

En effet, selon la hauteur où est positionnée l'aiguille, la distance entre l'os et le nerf va être modifiée, avec comme plus faible distance entre ces deux structures le point d'injection situé à 10mm au-dessus de l'épine ischiatique (position 2 Figure 73).

Comparaison débit	V11_0	V11_1	V11_2	V11_2_1_Face nerf	V11_2_1_Face bas	V11_2_0.4g/s	V11_2_0.8g/s	V11_2_1.2g/s
Pourcentage débit	100	100	100	100	100	40	80	120
Pourcentage sortie bas/nerf [%]	36,2 63,8	26,7 73,3	8,3 91,7	9,9 90,1	6,9 93,1	7,3 92,7	8 92	8,3 91,7
Lieu d'impact								
Pression maximum [Pa]	478	287	928	1796	710	183	676	1481
Rapport pression [%]	51,5	30,9	100	193,5	76,5	19,7	72,84	159,6
Distance au nerf [mm]	0,84	1,29	0,78	0,78	0,78	0,78	0,78	0,78

Tableau 20 : Calcul des pressions appliquées sur le nerf sciatique selon le débit d'injection et la localisation de l'aiguille

L'étude de la pression maximale appliquée sur le nerf en fonction du débit (Figure 79) montre une évolution linéaire quel que soit la hauteur de l'aiguille par rapport à l'épine ischiatique, ce qui pourra nous permettre de prévoir les pressions maximales subies pour toutes les valeurs de débits.

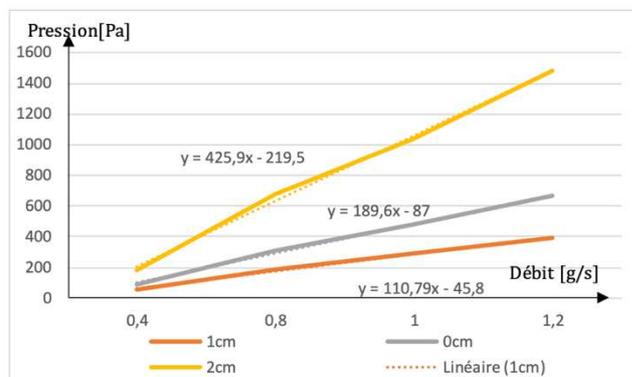


Figure 79 : Pression exercée sur le nerf en fonction du débit, mesurée à selon 3 positions d'injection : au niveau de l'épine sciatique (0cm), puis 1cm et 2 cm au-dessus.

La pression est fonction de la surface sur laquelle la force liée au jet s'applique. Nous en déduisons que même si la pression peut atteindre 1600 Pa en un point, la force est appliquée sur une surface extrêmement réduite, ce qui impacte peu le nerf.

Plutôt que d'étudier la pression maximale appliquée sur le nerf, il convient de mesurer une valeur de pression moyenne sur une surface délimitée par un cercle plus grand, de rayon 2mm (Figure 80).

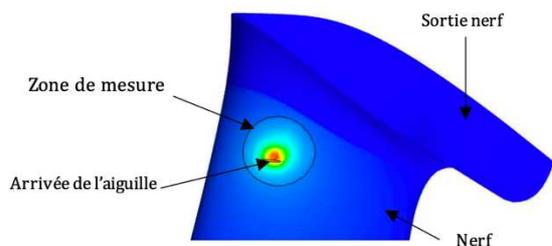


Figure 80 : Représentation de la zone de mesure ( $R = 2\text{mm}$ ) de la pression exercée sur le nerf sciatique lors de l'injection

Comparaison débit	V11_0	V11_1	V11_2
<b>Débit</b>	1 g/s	1 g/s	1 g/s
<b>Pression moyenne [Pa]</b>	115,1	148,6	206
<b>Surface de pression [<math>\text{mm}^2</math>]</b>	12,6	12,6	12,7
<b>Force calculée [N]= P.S</b>	$1,45 \cdot 10^{-3}$	$1,88 \cdot 10^{-3}$	$2,62 \cdot 10^{-3}$
<b>Distance au nerf [mm]</b>	0,84	1,29	0,78

Tableau 21 : Comparaison des pressions et des forces en fonction du site d'injection sur zone circulaire ( $R = 2\text{mm}$ ) à la surface du nerf

Le

Tableau 21 compare les pressions moyennes sur une surface de taille constante et d'en déduire la valeur de la force moyenne appliquée sur cette surface. Ainsi la pression moyennes sur le nerf est très faible par rapport aux pressions maximales calculées. La force moyenne appliquée est par conséquent faible aussi et est de l'ordre de  $10^{-3}\text{N}$ , et confirme le caractère non traumatique sur le nerf d'une injection à son contact.

Pour évaluer le déplacement du nerf créé par l'impact du jet à sa surface, des tests ont été effectués (Figure 81).

Deux modèles ont été retenus compte tenu de l'absence d'information trouvée sur la liberté du nerf sciatique à ses extrémités dans la région glutéale :

- le nerf est contraint en translation à ses deux extrémités
- le nerf est contraint en translation à son extrémité basse (au contact des ischio-jambiers) et laissé libre à sa partie haute (sortie de la colonne vertébrale par les foramens intervertébraux et les foramens sacrés).

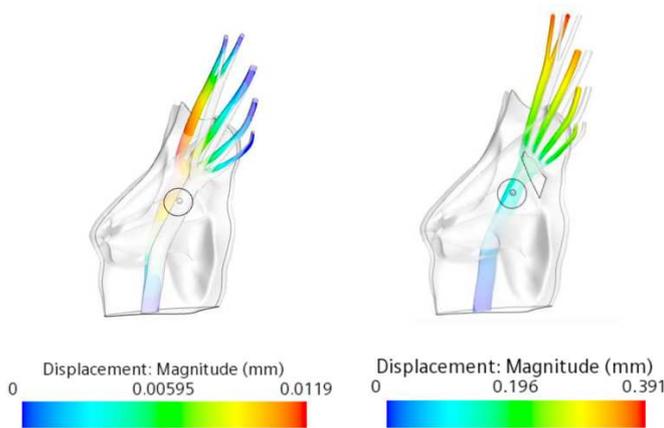


Figure 81 : Représentation des amplitudes de déplacement du nerf sciatique lors de l'injection à hauteur de l'épine sciatique. A gauche avec les deux extrémités nerveuses fixées, à droite avec seule l'insertion basse fixée.

Ces tests évaluent le déplacement du nerf en fonction de l'impact du jet à sa surface. Dans les deux simulations, le déplacement du nerf ne dépasse pas le millimètre contrairement à ce qui est observé durant les interventions préalablement effectuées en imagerie interventionnelle au CHRU de Strasbourg. Lorsque les extrémités du haut sont libres, le mouvement du nerf est trente fois plus important, bien que le déplacement reste inférieur au millimètre.

Le nerf sciatique est fixé dans le corps, possiblement par l'existence de points d'attache souples. En effet, le nerf sciatique est issu d'un ensemble radiculaire venant de la colonne vertébrale, traverse la région glutéale et descend jusqu'à la fosse poplitée. Seule sa portion dans la région glutéale nous intéresse mais toutes les liaisons dans la colonne vertébrale et dans le membre inférieur impliquent des points d'attache infimes mais quasiment infinis, ce qui nous oblige à faire des hypothèses de simplification.

La question revient à celle proposée pour le muscle grand fessier : quelle pression liée à l'incompressibilité de l'eau permet d'avoir un déplacement d'un millimètre du nerf sciatique.

Pour répondre à cette question, des simulations ont été effectuées sur le logiciel CREO. Lors de ces tests, les deux extrémités (proximale et distale) du nerf sciatique sont fixes, et le déplacement de la portion moyenne du nerf est évaluée en fonction de la pression appliquée en son milieu (Figure 82).

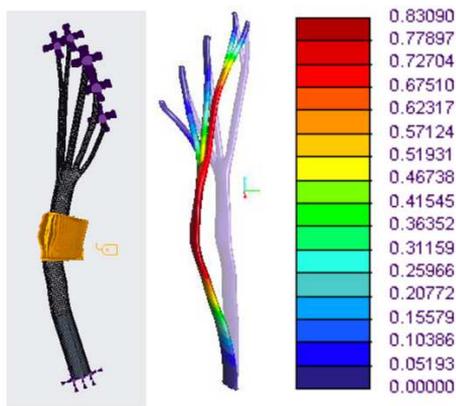


Figure 82 : Déplacement du nerf avec une pression appliquée de 500Pa

La pression appliquée sur une surface de  $605 \text{ mm}^2$  est de  $500 \text{ Pa}$ , soit une force appliquée de  $0.3 \text{ N}$  afin d'avoir un déplacement de  $0.83 \text{ mm}$  lorsque les deux extrémités sont attachées. La force appliquée par l'injection d'eau dans le milieu doit donc atteindre  $0.3 \text{ N}$ , soit 100 fois plus important que la force obtenue par seul contact du jet.

Cela confirme que c'est la pression liée à l'accumulation de sérum qui permet de déplacer le nerf pour l'éloigner de la zone de thermoablation, et non l'effet de jet.

Puisque nous avons démontré que l'impact de l'eau sur le nerf et sur la paroi en contact avec le muscle ne pouvait pas faire bouger ceux-ci, les simulations d'injection dans le tissu adipeux sous STAR-CCM+ ont servi à observer en détail la propagation du fluide.

#### 4.8.2.3 Pression dans le système

Lors de l'injection du sérum physiologique dans la région glutéale, celui-ci passe dans plusieurs tubulures et dans une aiguille avant d'arriver dans le tissu adipeux. Il est nécessaire de connaître la perte de charge dans l'ensemble de ce système, entre l'entrée et la sortie de l'aiguille, mais aussi la perte de charge lors de l'arrivée du fluide dans le tissu adipeux de la région glutéale, afin d'adapter la conception du système automatique d'injection.

La perte de charge a été mesurée dans l'aiguille au sein de STAR-CCM+ est de  $2,14 \cdot 10^5 \text{ Pa}$  (aiguille 22G de  $8,8 \text{ cm}$  de longueur, Figure 83).

Difference of Total Pressure: Inlet/Outlet

---

Total Pressure Drop 2.148326e+05 (Pa)

Figure 83: Différence de pression calculée entre l'entrée et la sortie de l'aiguille 22G de 8,8 cm de long.

La perte de charge observée dans le tissu adipeux est très importante, ce qui est flagrant lorsque nous observons les images suivantes (Figure 84) qui représentent les pertes de charge autour de la sortie de l'aiguille. La perte de charge est modélisée par les lignes de courant qui ne sont visibles qu'entre 0 et la valeur maximale donnée par la saturation des valeurs.

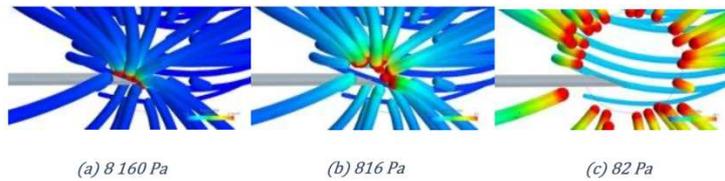


Figure 84 : Pression observée le long des lignes de courant à la sortie de l'aiguille visualisation en utilisant des saturations différentes : (a) 8160 Pa, (b) 816 Pa, (C) 82 Pa

Ces trois images nous montrent que la pression diminue drastiquement lors de la pénétration dans le tissu adipeux glutéal dès la sortie de l'aiguille, pour être quasiment nulle à partir d'un rayon de 4mm autour de l'aiguille. Si nous comparons les valeurs maximales de la pression dans l'aiguille ( $28,4 \cdot 10^4$  Pa) par rapport à la pression maximale à l'entrée du tissu adipeux ( $8,2 \cdot 10^4$  Pa), nous observons que la pression maximale dans l'aiguille est 3,5 fois plus importante que la valeur de pression maximale dans le tissu adipeux. Mais nous observons que la pression maximale dans le tissu adipeux est très proche de la sortie de l'aiguille (Figure 84). Si une sphère de rayon 4mm est tracée autour de l'aiguille, la pression mesurée à sa surface n'est que de 82Pa, ce qui est 1000 fois plus faible que la pression directement mesurée à la sortie de l'aiguille. Si l'on compare les pression moyennes dans l'aiguille ( $1 \cdot 10^5$  Pa) et dans le tissu adipeux ( $2 \cdot 10^1$ ) rapport de 5000 est obtenu.

Nous voyons que la pression diminue drastiquement dès son entrée dans le tissu adipeux.

#### 4.8.3 Étude thermique sans modification de taille de l'espace de diffusion

La première partie des simulations s'est faite dans une configuration où le tissu adipeux permet directement au fluide de passer et de s'échapper par les sorties de l'espace de diffusion en considérant que l'espace entre les lobules est assez large pour cela. Cela a comme conséquence de ne pas impliquer

d'expansion de l'espace de diffusion et de pouvoir faire les simulations directement avec les pièces CREO existantes.

Afin de lire les données, nous avons besoin de coupes à plusieurs niveaux de hauteur dans l'espace de diffusion (Figure 85). L'illustration ci-dessous (Figure 86) nous permet d'avoir un aperçu des coupes aux niveaux 0mm, 10mm et 20mm par rapport à l'épine sciatique ainsi que le repère osseux, le muscle et la surface du tissu adipeux en contact avec ce dernier.

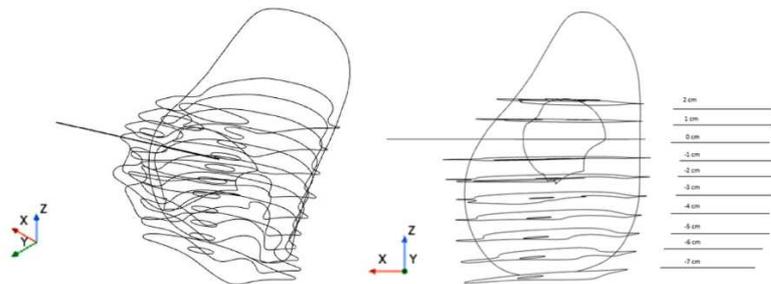


Figure 85: Représentation des coupes réalisées dans l'espace de diffusion permettant l'étude des températures

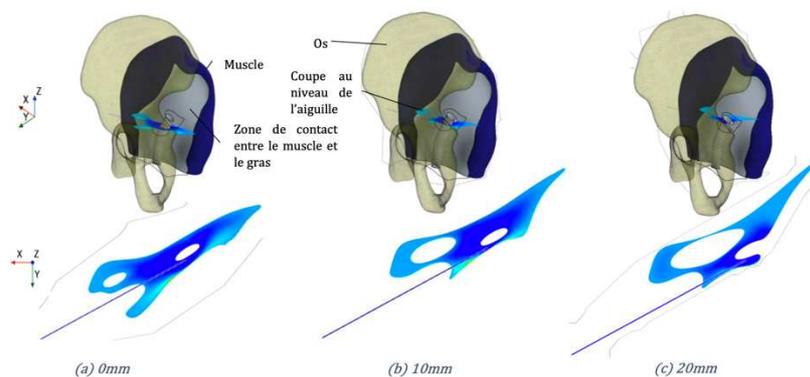


Figure 86: Représentation des trois positions choisies de l'aiguille d'hydrodissection dans l'espace de diffusion pour les simulations thermiques. (a) au niveau de l'épine sciatique, (b) 10 mm et (c) 20 mm au-dessus de l'épine sciatique

#### 4.8.3.1 Étude thermique stationnaire

Nous avons commencé par faire des simulations dans le tissu adipeux en stationnaire afin d'étudier les conséquences seraient observées au niveau du nerf selon les paramètres choisis.

Lors des simulations il conviendra de veiller à ce que la température à a surface du nerf n'atteigne jamais des valeurs supérieures à 40°C ou inférieures à 10°C afin d'éviter la zone thermique létale pour le nerf qui est comprise au-delà de ces valeurs.

Lors des simulations effectuées dans ce chapitre, le fluide sera injecté à 20°C (c'est-à-dire à température ambiante dans la salle d'intervention) avec une vitesse d'1g/s et avec les caractéristiques de l'eau et du tissu adipeux présenté précédemment dans le Tableau 12 et le Tableau 13.

Plusieurs simulations sont alors effectuées en créant une thermoablation par le chaud, en débutant par la situation la plus péjorative et dangereuse possible, normalement non atteintes lors d'une intervention en radiologie mais correspondant à la température maximale obtenue avec les techniques de thermoablation par le chaud, c'est à dire 180°C lors d'une ablation par micro-ondes (température maximale théorique atteinte au contact de l'aiguille, mais non en périphérie de la zone d'ablation) avec une injection de liquide à température ambiante du bloc, à 20°C.

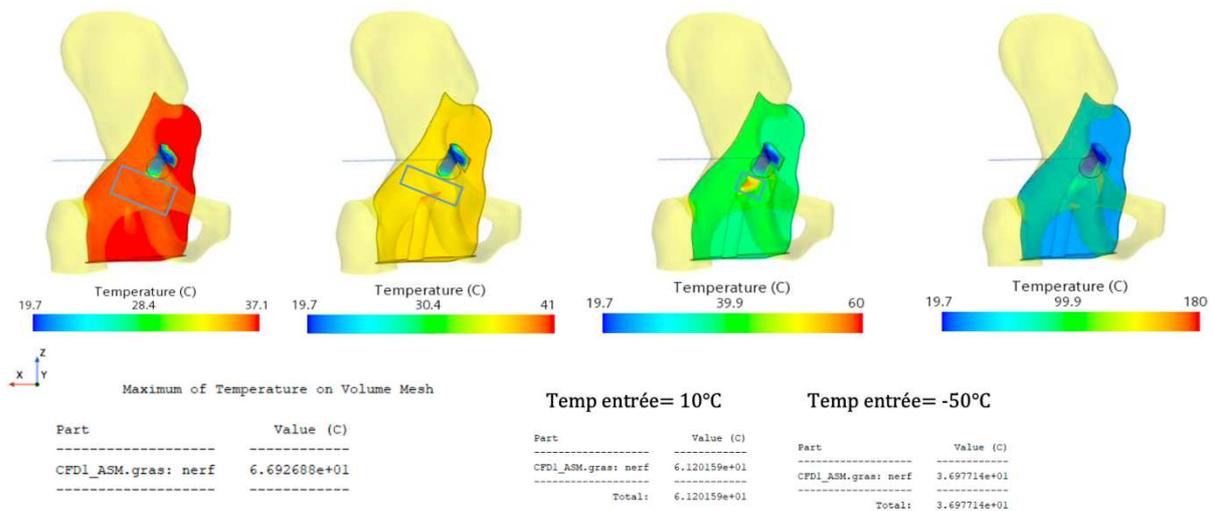


Figure 87 : observation des températures à la surface du nerf sciatique et à la surface de l'espace de diffusion lors d'une thermoablation (zone d'hyperthermie circulaire de 2 cm de diamètre placée en bordure de l'espace de diffusion en regard du nerf), avec injection d'eau avec un débit constant de 1g/s et des températures différentes : 20°C, 10°C, 0°C, -50°C

Dans ce premier exemple (Figure 87), la zone de thermoablation, bien que ne faisant que 20mm de diamètre, la zone encadrée en bleu dépasse la température par laquelle elle est saturée (ici 37,1°C). Nous observons une température maximale sur le nerf de 67°C, ce qui dépasse la température létale du nerf. Pour garder une température de 37°C autour du nerf, il faudrait alors théoriquement injecter du liquide à -50°C, ce qui est physiquement impossible.

Nous observons que l'aiguille est très proche de la sortie haute de la région glutéale, ce qui amène trois pistes de réflexion :

- Tout d'abord, comme l'aiguille est très proche de la zone de sortie, il se peut que la majorité du fluide injecté (90% selon le Tableau 20) sorte directement de la région glutéale sans avoir le temps de refroidir le nerf.

- L'aiguille n'est pas au centre de la zone de thermoablation, ce qui implique qu'une partie de la zone se trouve très proche du nerf sans qu'il y ait beaucoup d'eau circulant entre les deux faces.
- Le peu d'eau qui circule se retrouve en contact avec la paroi à 180°C. Cela la fait chauffer drastiquement et augmente les risques de brûler le nerf puisque cette eau chauffée va ensuite pouvoir se propager dans l'espace de diffusion.

Cette première expérience nous montre que la position de l'aiguille dans la région glutéale et par rapport à la zone de thermoablation sont cruciaux dans la protection du nerf.

Plusieurs simulations ont été effectuées afin d'avoir un panel de comparaison le plus large possible, mais seront détaillées ici seulement les simulations qui sont considérées comme s'approchant le plus possible du réel. Nous allons montrer les résultats des simulations avec une aiguille située au niveau de l'épine ischiatique dans laquelle nous injectons de l'eau à une température de 20°C au débit d'1g/s.

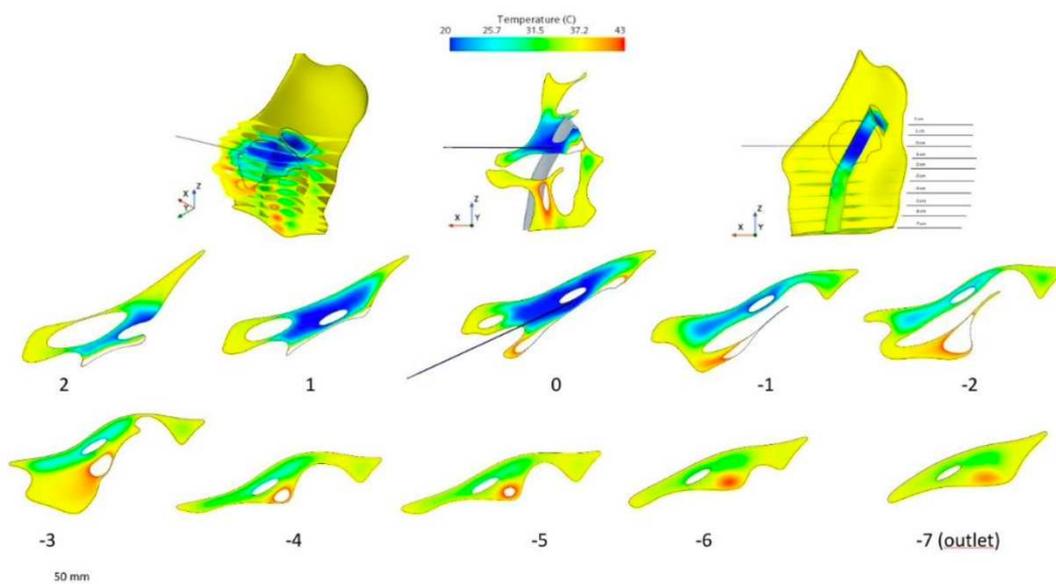


Figure 88: représentation de l'influence de l'injection à plusieurs hauteurs. Échelle thermique comprise entre 20°C et 43°C

Les résultats de cette simulation (Figure 88) nous permettent d'en apprendre plus sur la dispersion de la chaleur dans le tissu adipeux de la zone glutéale. Elle est composée de plusieurs coupes dont la valeur maximale est fixée à 43°C (saturation de la température sur l'échelle colorimétrique), qui est la température de mise en danger du nerf. Sur cette planche, nous voyons pour chaque hauteur le contour des coupes en noir et le dégradé de couleur qui passe du bleu foncé pour les 20°C au rouge pour les 43°C. Dans ce cas-ci, comme le liquide entre à 20°C, que le corps humain possède une

température moyenne de 37°C et que la zone de thermoablation apporte de l'énergie sous forme d'une température constante à 95°C (simulation d'une thermoablation par radiofréquence), les températures sur les coupes ne passeront jamais sous la barre des 20°C. En revanche, la température de 95°C appliquée à la paroi fait augmenter la température maximale au-delà des 43°C, c'est pour cette raison qu'une partie des coupes passe du rouge au blanc (saturation des couleurs au-delà de 43°C). Ceci indique que le nerf n'est jamais mis en danger puisque la zone à sa périphérie ne dépasse jamais les 43°C.

Maximum of Temperature on Volume Mesh	
Part	Value (C)
0CM_THERMO4CM_PRESSION_ASM.CFD_ASM.GRAS_TROUE: nerf	3.534251e+01
0CM_THERMO4CM_PRESSION_ASM.CFD_ASM.GRAS_TROUE: outlet_dessous	4.106979e+01
0CM_THERMO4CM_PRESSION_ASM.CFD_ASM.GRAS_TROUE: outlet_nerf	5.438642e+01

Figure 89: température enregistrée à la surface du nerf et aux sorties de l'espace de diffusion. Nerf : surface du nerf sciatique ; outlet\_dessous : sortie basse de l'espace de diffusion ; outlet\_nerf : sortie haute de l'espace de diffusion vers le pelvis, au contact du nerf sciatique

Cette information est vérifiée par un rapport (Figure 89) des températures maximales enregistrées sur le nerf et sur les deux sorties au cours de la simulation. Nous voyons que la température maximale du nerf est de 35°C, ce qui reste dans la plage de température acceptables du nerf.

Nous remarquons que la température annoncée à *outlet\_nerf* est très élevée puisqu'elle atteint les 54°C. En analysant les images de gauche et de droite de la première ligne (Figure 88), nous remarquons que l'*outlet* est en fait très proche de la zone de thermoablation, le liquide qui sort par cet *outlet* est chauffé à une température de 95°C et n'a que très peu de distance pour se refroidir avant de sortir. Cela explique donc la discontinuité de température mais ne pose pas de problème avec le nerf en lui-même puisqu'il n'est pas en contact avec cet endroit de l'*outlet*.

Nous pouvons conclure que pour une température de 95°C à la périphérie de la zone de thermoablation, injecter de l'eau à température ambiante avec un débit d'1g/s suffit pour garantir une protection optimale du nerf sciatique lorsqu'il n'y a pas de modification de taille (gonflement) de l'espace de diffusion (tissu adipeux de la région glutéale), même dans le cas extrême où la zone de thermoablation mesure 40mm de diamètre.

Une fois étudié le cas de thermoablation par le chaud, l'analyse a porté sur la thermoablation par le froid ou cryoablation. Dans un premier temps, le changement de phase a été négligé avant de l'inclure afin de vérifier l'utilité de son ajout.

Nous observons tout d'abord l'évolution de la température entre 37°C et 10°C (qui correspond à la première limite de température du nerf, où un arrêt de transmission de l'influx nerveux est observé) lorsque le liquide injecté à 20°C circule en restant fluide malgré les -40°C appliqués sur la zone de cryoablation.

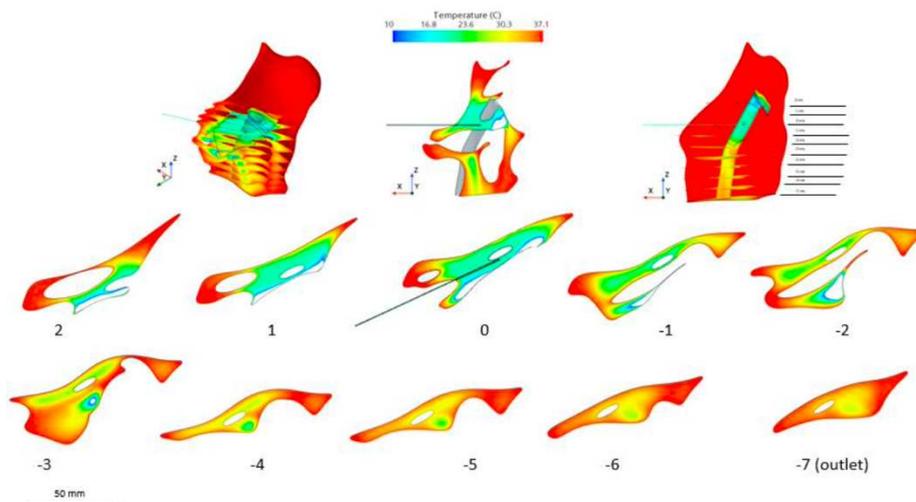


Figure 90: vues de l'espace de diffusion avec coupes régulières. Saturation des couleurs de thermométrie entre 10°C et 37,1°C

Nous observons (Figure 90) une zone de mise en danger du nerf à deux centimètres au-dessus de l'épine ischiatique. Afin de vérifier si la zone est véritablement en danger, un enregistrement de la température minimale à la surface du nerf est réalisé (Figure 91). Il est observé que la température du nerf ne descend pas sous les 12°C, ce qui est au-dessus de sa température d'arrêt de transmission de l'influx nerveux. En revanche, comme sur le cas de thermoablation par le chaud, l'*outlet\_nerf* situé à la sortie haute de l'espace de diffusion sort de la zone sécurisée, ce qui s'explique par la courte distance séparant la zone de cryoablation de la sortie.

Minimum of Temperature on Volume Mesh

Part	Value (C)
OCM_THERMO4CM_PRESSION_ASM.CFD_ASM.GRAS_TROUE: nerf	1.216600e+01
OCM_THERMO4CM_PRESSION_ASM.CFD_ASM.GRAS_TROUE: outlet_dessous	2.842692e+01
OCM_THERMO4CM_PRESSION_ASM.CFD_ASM.GRAS_TROUE: outlet_nerf	-2.898193e+00

Figure 91 : Températures enregistrées à la surface du nerf et aux sorties de l'espace de diffusion. Nerf : surface du nerf sciatique ; outlet\_dessous : sortie basse de l'espace de diffusion ; outlet\_nerf : sortie haute de l'espace de diffusion vers le pelvis, au contact du nerf sciatique

Puis les simulations ont été effectuées en prenant en compte le changement d'état de l'eau (solidification) lorsque la température chute sous les 0°C (Figure 92).

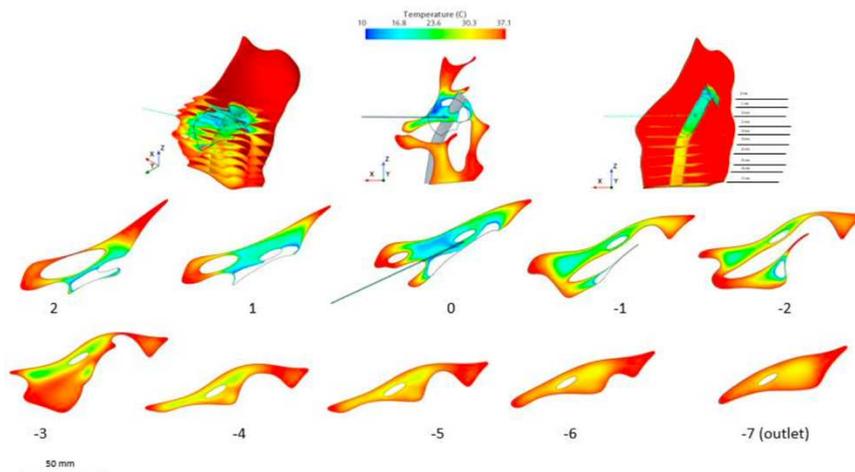


Figure 92 : vues de l'espace de diffusion avec coupes régulières lors des simulations prenant en compte la solidification de l'eau sous les 0°C. Saturation des couleurs de thermométrie au-delà de 10°C et 37,1°C

Lorsque la solidification est prise en compte dans la simulation, un refroidissement drastique de la zone autour du nerf est observé. En effet, là où auparavant il n'y avait qu'une suspicion de refroidissement à deux centimètres au-dessus de l'épine, nous observons deux zones franchement marquées par une température au-dessous des dix degrés.

Il est évident que la solidification a un rôle important à jouer dans l'évolution de la température dans la région glutéale, on ne peut donc pas la négliger. Notre but sera de mettre la simulation en place dans la région glutéale une fois son volume gonflé afin de déduire la température d'entrée à fournir pour que la congélation n'atteigne pas le nerf.

#### 4.8.3.2 Étude thermique instationnaire

Avant d'étudier les modifications engendrées par l'augmentation du volume de l'espace de diffusion par gonflement du tissu adipeux, nous débuterons par l'étude de l'écoulement dans l'aiguille puis dans le tissu adipeux.

Pour une simulation en instationnaire sous Star-CCM+, il est nécessaire de définir le pas de temps que le logiciel va utiliser afin de faire ses calculs. Plus le pas de temps est petit, plus les résultats seront précis, cependant, si la simulation doit être effectuées sur quelques dizaines de secondes, un pas de temps trop petit peut conduire à une phase de calculs trop importante. Il faut donc trouver la valeur de pas de temps optimal pour évaluer la température dans l'aiguille et dans le tissu adipeux.

Pour faire l'expérience du temps de trajet nécessaire au fluide pour traverser l'aiguille, nous allons injecter le sérum à 20°C dans une aiguille qui est déjà remplie de sérum à 37°C, en supposant que l'aiguille soit restée assez longtemps dans le corps du patient pour que les phénomènes de conduction aient chauffé le liquide à l'intérieur. Comme décrit au paragraphe 4.4.2, au centre de l'aiguille la vitesse de l'eau est de 16m/s lors de l'injection, c'est à dire qu'il faut  $6 \cdot 10^{-3}$ s à l'eau pour traverser les 90mm de longueur de l'aiguille. Pour avoir une convergence de la température, il faut donc un pas de temps d'au minimum  $5 \cdot 10^{-5}$  secondes.

Cela nous permet de mesurer qu'au bout de 0,0025 secondes, le fluide a refroidi la moitié de l'aiguille comme illustré Figure 93.

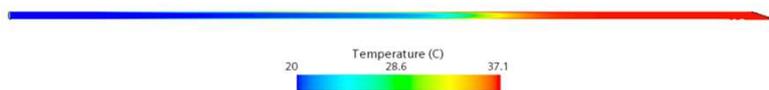


Figure 93 : répartition de la température dans l'aiguille après 0,0025 seconde d'injection

Au bout de 0,01 seconde, le centre de l'aiguille est complètement froid mais les bords à l'extrémité de sortie sont encore par endroits à 24°C (Figure 94).

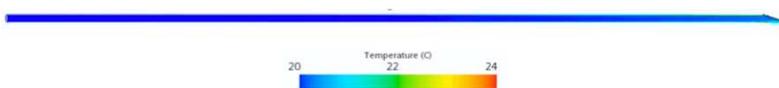


Figure 94 : répartition de la température dans l'aiguille après 0,1 seconde d'injection

Il est observé qu'en moins de deux dixièmes de secondes, l'aiguille est complètement refroidie à la température du liquide injecté. Or, si nous voulons voir l'évolution du sérum physiologique dans le tissu adipeux au cours d'une opération qui dure plusieurs dizaines de minutes, il n'est pas possible de

le faire avec un pas de temps aussi faible. C'est pourquoi nous considérons que le refroidissement dans l'aiguille se fait de manière instantanée, ainsi dans les conditions initiales l'eau dans l'aiguille possède déjà la température à laquelle elle est injectée.

Après comparaison de plusieurs pas de temps, pour mesurer l'évolution du fluide dans la région glutéale, un pas de temps de  $10^{-2}$  secondes est suffisant pour avoir une convergence solide des simulations.

Cela nous permet de mener des tests pour calculer le temps nécessaire pour retrouver le résultat instationnaire lorsque commence l'injection d'eau en même temps que la thermoablation, c'est-à-dire le temps permettant d'atteindre la stabilisation de température.

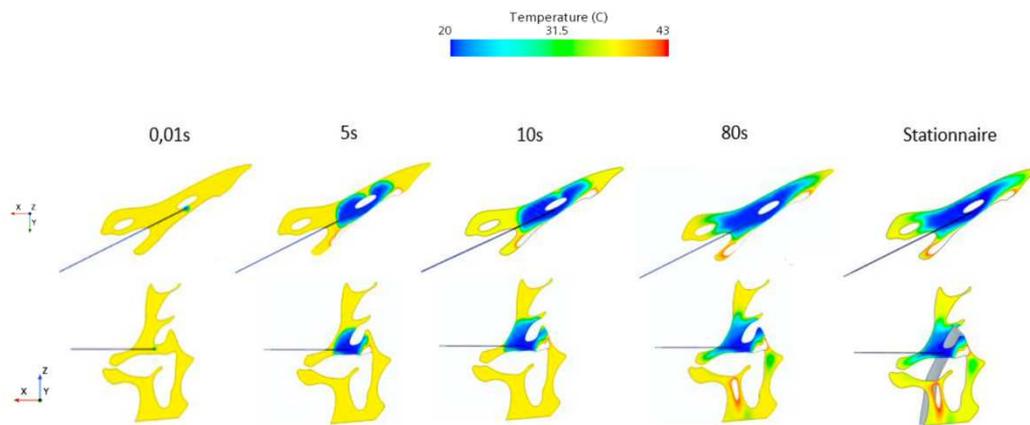


Figure 95 : observation du changement de température au cours du temps durant l'injection de liquide à 20°C durant une thermoablation à 95°C à l'aide de coupes axiales (ligne du haut) et de coupes coronales (ligne du bas). Observations réalisées à 0,01s, 5s, 10s, 80s après injection et comparées à l'état instationnaire (colonne de droite).

Cette simulation (Figure 95) nous permet d'observer l'évolution au cours du temps de la température de l'eau et l'impact de la thermoablation sur celle-ci dans le tissu adipeux de la région glutéale, l'injection et la thermoablation débutant simultanément. L'un des points positifs est que nous voyons sur les coupes axiales que la température extrême de la thermoablation (ici 95°C) est contrôlée au contact du nerf par l'hydrodissection et cela tout le long de l'expérience, avant et après que l'équilibre soit atteint (état stationnaire). Cette protection du nerf au point où il est le plus vulnérable (point le plus proche de la zone de thermoablation) est obtenue avec un démarrage simultané de la thermoablation et de l'hydrodissection, sans injection ou refroidissement de la région glutéale préalablement à l'application de chaleur par la thermoablation. Cela indique que même si l'injection d'eau ne débutait qu'au même moment que la thermoablation, aucune modification létale de température n'apparaîtrait sur le nerf sciatique.

Cette observation n'est ici valable que dans la région glutéale en situation anatomique, sans modification de son volume par l'hydrodissection.

Les mesures instationnaires indiquent que l'équilibre thermique au sein de la région glutéale retrouvé en stationnaire est atteint en 80 secondes, soit en moins d'1 minute et demie.

Lorsque l'injection et la thermoablation débutent simultanément, l'équilibre thermique est atteint sans que le nerf ne soit mis en danger. Il convient maintenant d'observer les températures lors que l'injection et la thermoablation sont désynchronisés, pour voir si le décalage de l'injection d'eau avait un impact sur la température à la surface du nerf. Durant les interventions réalisées dans le service d'imagerie interventionnelle, selon les habitudes du praticien, l'injection est débutée en même temps ou avant la thermoablation. Nous devons voir si cette injection préalable apporte un avantage sur la protection du nerf ou si elle est inutile.

Dans certains cas, l'injection est interrompue durant la thermoablation pour différentes raisons (plus de fluide disponible immédiatement, inattention, sentiment de sécurité, ...), et il est nécessaire de mesurer le temps nécessaire pour que le nerf soit en danger et que des températures léthales soient observées à sa surface en l'absence d'injection protectrice.

Pour évaluer ces deux situations, une injection désynchronisée de la thermoablation a été simulée (Figure 96). Au début de la simulation, l'injection est débutée 30 secondes avant la thermoablation, puis durant 80 secondes l'injection et la thermoablation sont appliquées (temps nécessaire pour atteindre l'équilibre thermique). Puis l'injection est arrêtée et la thermoablation est continuée.

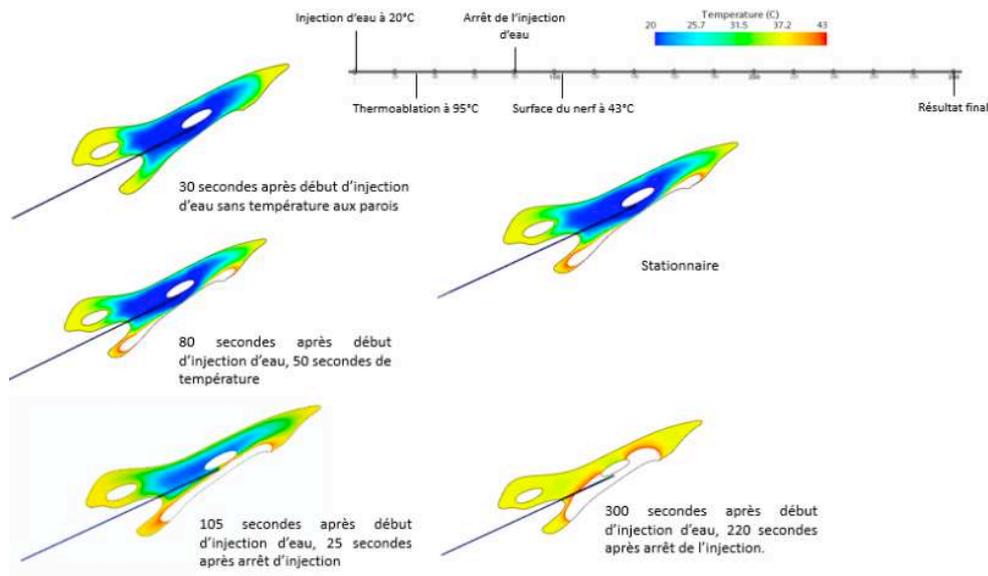


Figure 96 : Coupes axiales au niveau de l'aiguille représentant les modifications de température au cours du temps avec le protocole d'injection et de thermoablation représenté sur l'échelle temporelle. Injection d'eau à 20°C pendant 30secondes, début de thermoablation à 95°C à 30s, arrêt de l'injection à 80s tout en continuant la thermoablation.

Lorsque nous attendons 30 secondes entre le début de l'injection et le début de la thermoablation, cela permet d'obtenir une protection plus importante autour du nerf préalablement à la phase de chauffe. Cela permet d'atteindre plus rapidement l'équilibre thermique, en 50 secondes de thermoablation tandis que 80 secondes étaient nécessaires lorsqu'il n'y avait pas de refroidissement préalable de la zone. L'injection préalable n'apporte pas de bénéfice en termes de protection avec les températures de thermoablation utilisées (95°C, ce qui correspond à une thermoablation par radiofréquence), mais pourrait l'être pour une technique utilisant des températures plus élevées comme lors de thermoablation par micro-ondes.

L'injection d'eau a ensuite été interrompue en maintenant la thermoablation. La courbe (Figure 97) ainsi que les coupes (Figure 96) enregistrées durant cette simulation indiquent que le changement de température à la surface du nerf est quasiment instantané. Cinq secondes après l'arrêt de l'injection la température létale du nerf (43°C) est atteinte, la température maximale du nerf augmentant de près de 60 degrés en 30 secondes pour atteindre les 95°C en moins d'une minute.

Ceci indique qu'un débit continu d'injection doit être maintenu durant la thermoablation et que l'arrêt de l'injection durant la thermoablation est très rapidement préjudiciable et doit être évitée au maximum.

Cette constatation de la nécessité du maintien d'une injection continue est en faveur du développement d'un dispositif d'injection continu pour la réalisation d'hydrodissections.

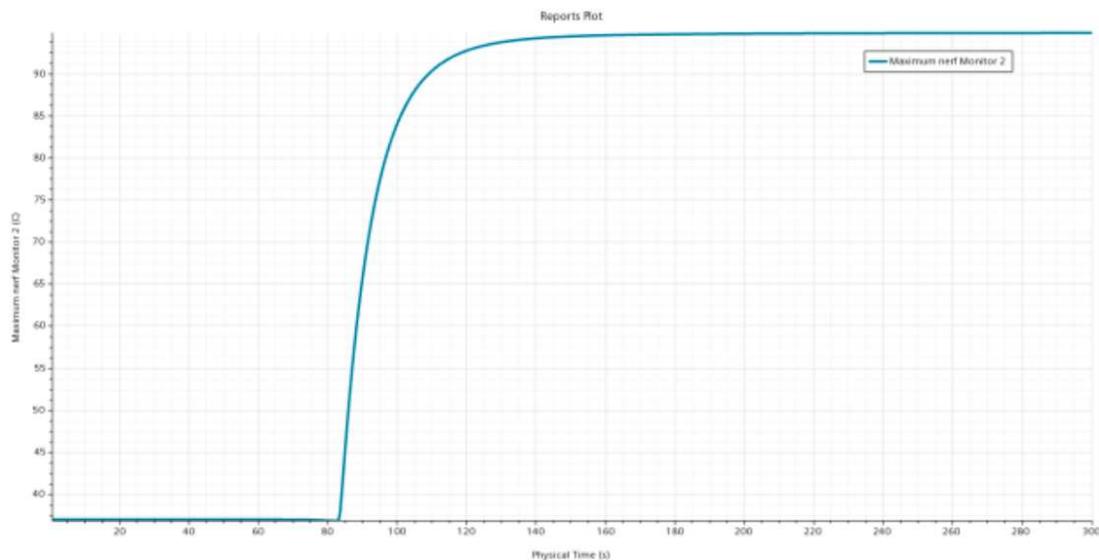


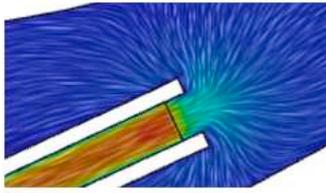
Figure 97 : diagramme d'évolution de la température à la surface de l'ensemble du nerf au cours du temps durant l'expérience d'injection désynchronisée de la thermoablation représentée en Figure 87. Arrêt de l'injection 80 secondes après le début de l'expérience.

#### 4.8.4 Étude thermique avec modification de taille de l'espace de diffusion

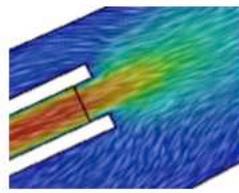
Il a été étudié lors de la caractérisation de l'espace de diffusion (Titre 4.5) qu'un jet qui pénètre le tissu adipeux aura pour effet l'écartement des lobules entre eux afin de se frayer un chemin jusqu'aux sorties de l'espace de diffusion. L'écartement des lobules de tissu adipeux a pour conséquence un gonflement ou expansion du milieu ainsi qu'une augmentation de sa porosité.

Star-CCM+ n'étant pas un logiciel où la modification du volume d'un objet et donc son gonflement est possible, il a été choisi de modéliser le tissu adipeux gonflé afin de mener les expériences une fois l'état final atteint. Il a été débuté une modélisation de cette structure avant de faire nos expériences avec la porosité de 0,67 correspondant à celle calculée précédemment dans l'espace gonflé.

Une première comparaison des vitesses en sortie d'aiguille est effectuée afin d'avoir un aperçu de l'évolution du flux en fonction de la porosité (Figure 98).



(a) Porosité = 0.16



(b) Porosité = 0.31

Figure 98 : représentation des flux en sortie d'aiguille avec des porosités différentes du milieu d'injection. (a) porosité à 0,16 correspondant à du tissu adipeux, (b) porosité à 0,31 correspondant à du tissu adipeux ayant préalablement bénéficié d'une injection avec écartement de ses lobules.

Une porosité faible entraîne un ralentissement du fluide injecté, les lobules de gras l'empêchant de circuler en ligne droite. Lorsque la porosité augmente, le fluide s'écoule en rencontrant peu d'obstacles, ce qui crée un effet de jet au sein de la zone d'injection.

#### 4.8.4.1 Étude thermique stationnaire lors d'une thermoablation par le chaud

La première étape consiste à réaliser les mêmes tests stationnaires sans modifier les paramètres précédemment utilisés à l'exception de la géométrie et de la porosité du milieu d'injection, afin de vérifier que les résultats restent valables à l'équilibre thermique.

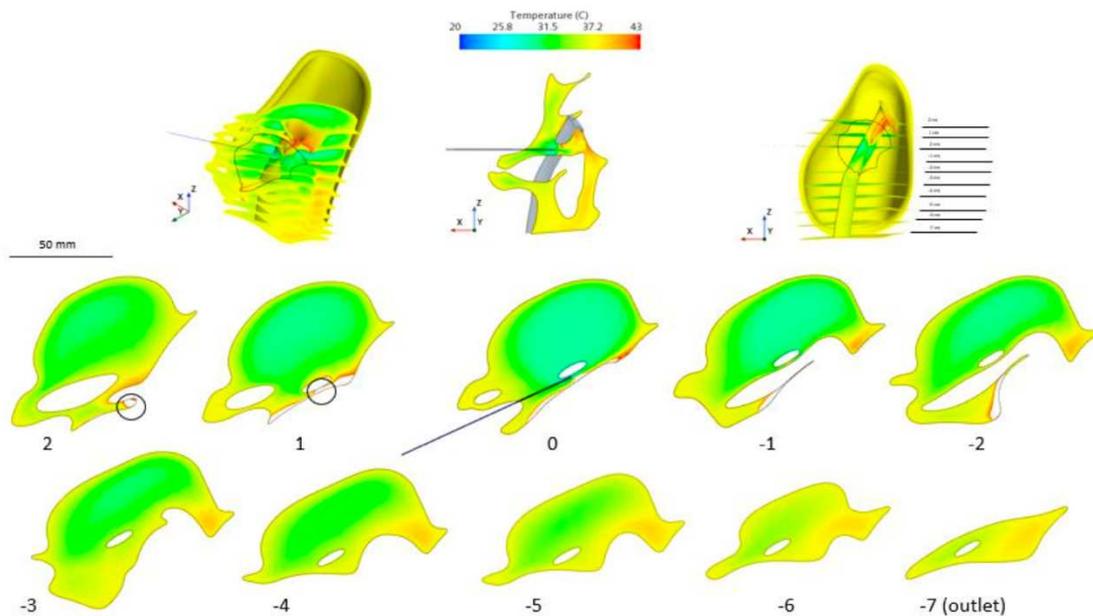


Figure 99 : Simulation d'une thermoablation à 95°C avec hydrodissection par injection d'eau à 20°C à 1g/s. Coupes selon différentes hauteurs. Sur les deux coupes de gauche réalisées 1 et 2 cm au-dessus du site d'injection, la température à la surface du nerf (en blanc) est supérieure à la température létale de 43°C.

L'expérience représentée en Figure 99 nous montre que l'augmentation de porosité, créée par l'augmentation du volume de la région glutéale par augmentation d'eau, augmente l'effet de jet à la sortie d'aiguille. L'eau injectée reste moins en place qu'avec une porosité plus faible et s'éloignera de la zone d'hyperthermie. Cela a pour conséquence de laisser le nerf sans la protection du fluide à 20°C.

Afin de remédier à cet effet, deux possibilités ont été envisagées. La première est de diminuer la température du liquide injecté, la seconde d'augmenter le nombre d'aiguilles pour augmenter le volume injecté et répartir ces points sur le trajet du nerf. C'est la seconde option qui a été testée puisqu'elle nous permet éventuellement de s'affranchir d'un système de refroidissement du liquide lors de la création d'un injecteur.

Les deux aiguilles sont positionnées à 0,6 mm de part et d'autre du précédent site d'injection afin d'encadrer la zone de vulnérabilité maximale (zone la plus proche de l'os) du nerf sciatique le long de son trajet. Cette expérience représentée Figure 100 indique que le nerf est protégé par l'emploi de deux sites d'injection. Les zones décrites précédemment où la température dépassait les 43°C restent maintenant sous la limite létale de température pour le nerf. Cela est vérifié par l'enregistrement des températures observées le long du nerf et à la sortie de l'espace de diffusion (Figure 101).

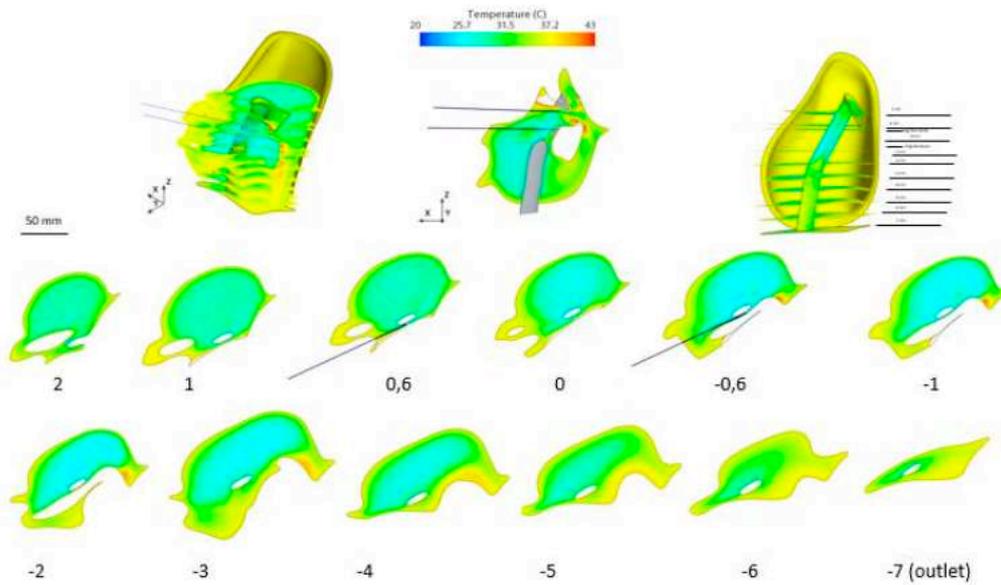


Figure 100 : Simulation d'une thermoablation à 95°C avec hydrodissection par injection d'eau à 20°C à 1g/s au travers de 2 aiguilles.

Maximum of Temperature on Volume Mesh	
Part	Value (C)
CFD_ASM.GRAS_TROUE: nerf	3.563581e+01
CFD_ASM.GRAS_TROUE: outlet_dessous	3.704187e+01

Figure 101 : températures maximales enregistrées à la surface du nerf lors de l'expérience d'hydrodissection au travers de 2 aiguilles lors d'une thermoablation à 95°C.

La température du nerf ne dépasse jamais 36°C, ce qui est inférieur à la température létale du nerf qui est de 43°C. L'injection de l'eau par deux aiguilles semble être une option viable et simple à mettre en place pour lutter contre la baisse de protection engendrée par l'effet jet lié à l'augmentation de porosité.

#### 4.8.4.2 Étude thermique stationnaire lors d'une thermoablation par le froid

Il convient maintenant d'étudier les modifications au sein de la région glutéale lors d'application d'une thermoablation par le froid en utilisant de températures extrêmes amenées à baisser la température sous la barre de la température de solidification de l'eau.

Afin d'imiter ce qui est réalisé dans le service d'imagerie interventionnelle du CHRU de Strasbourg, et pour augmenter les chances de succès, le liquide physiologique est directement injecté à 40°C. Cela correspond à la plus haute température d'injection utilisable sans risquer de lésion nerveuse. La limite basse à ne pas franchir retenue est 10°C qui correspond à celle acceptable mais non dépassable en clinique et correspondant à un arrêt transitoire et réversible de conduction nerveuse sans destruction nerveuse.

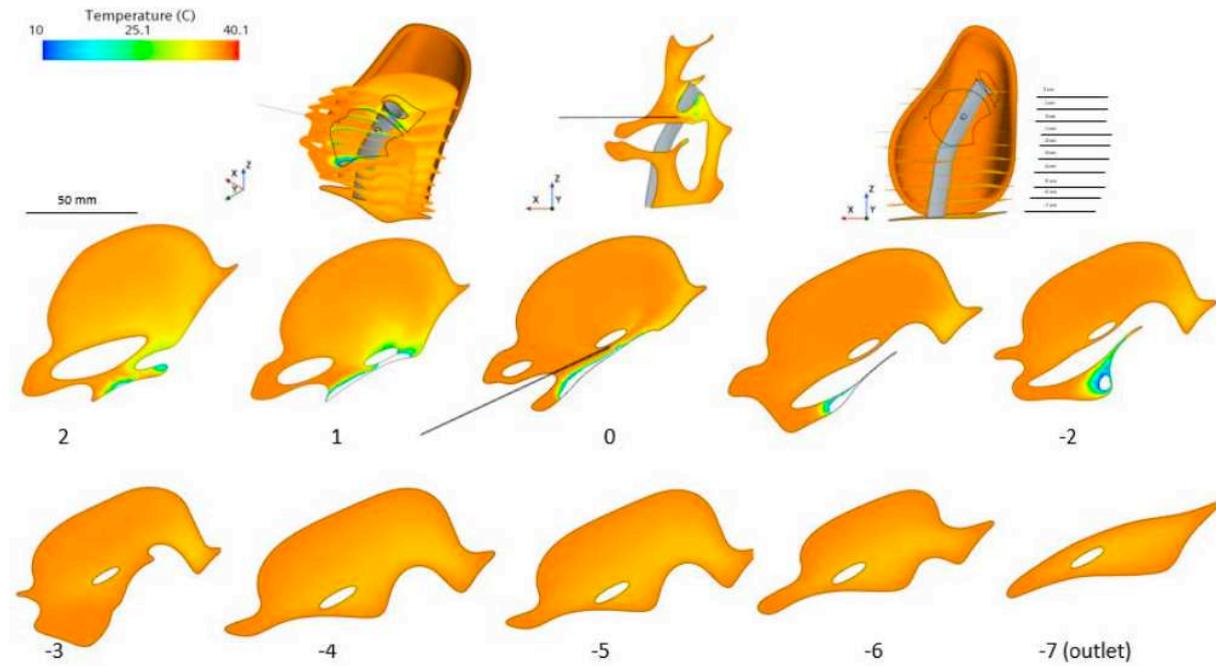


Figure 102 : Simulation d'une thermoablation à -40°C avec hydrodissection par injection d'eau à 40°C à 1g/s. L'échelle de température utilisée s'étend de 10°C à 40.1°C.

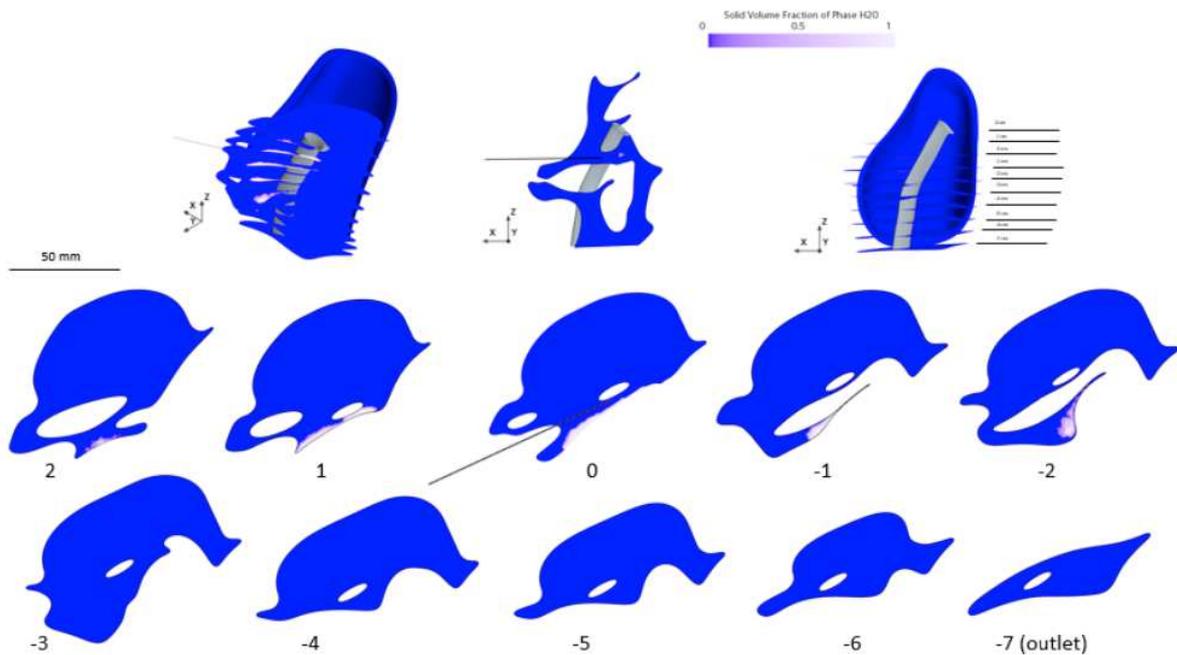


Figure 103 : Schémas représentant les états liquide et solide au sein de l'espace de diffusion durant une thermoablation à -40°C avec hydrodissection par injection d'eau à 40°C à 1g/s.

Les résultats de cette expérience (Figure 102 et Figure 103) indiquent que la partie haute du nerf (image au niveau +1) atteint des températures inférieures à 10°C et est au contact direct de la glace. Bien que cette situation où une zone circulaire de 40 mm de diamètre soit à -40°C à la surface de l'os soit le cas le plus défavorable, ce résultat n'est pas acceptable.

Pour rester dans ce cas défavorable, une seconde expérience est effectuée en gardant les autres paramètres expérimentaux identiques mais en utilisant deux aiguilles d'hydrodissection tel qu'utilisées ci-dessus avec une thermoablation par le chaud à 95°C.

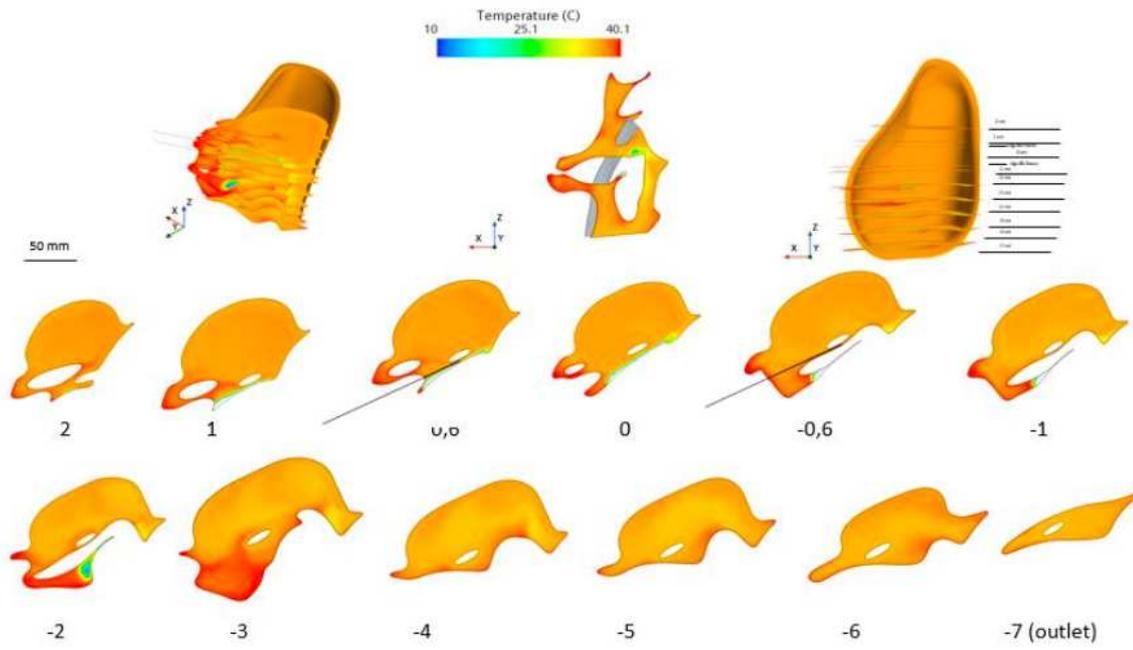


Figure 104 : Simulation d'une thermoablation à -40°C avec hydrodissection par injection d'eau à 40°C à 1g/s au travers de 2 aiguilles situées 0.6 mm de part et d'autre de la position de vulnérabilité maximale du nerf, où il est le plus proche de l'os.

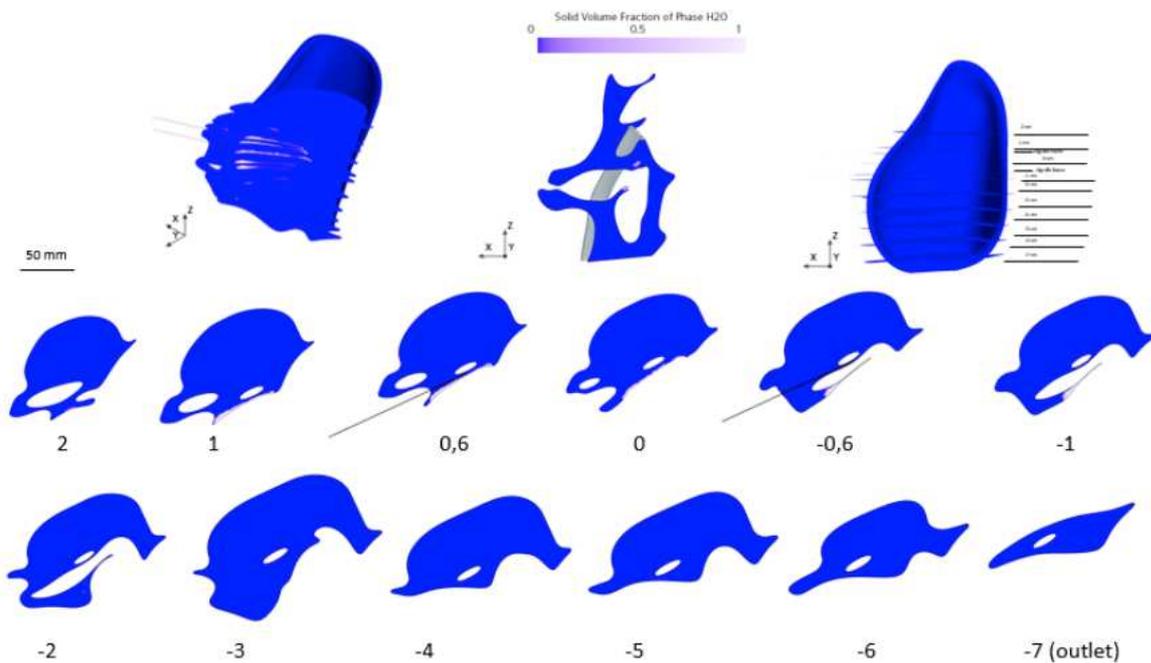


Figure 105 : Schémas représentant les états liquide et solide au sein de l'espace de diffusion durant une thermoablation à -40°C avec hydrodissection par injection d'eau à 40°C à 1g/s au travers de 2 aiguilles.

Les résultats de cette expérience (Figure 104 et Figure 105) nous montrent l'utilité d'ajouter une deuxième aiguille dans le système puisque la température autour du nerf ne descend pas au-dessous de 10°C.

Les résultats de ces expériences en stationnaire lors de simulations de thermoablations par le chaud à 95°C ou par le froid à -40°C nous indiquent qu'une hydrodissection dans la région glutéale effectuée au travers de 2 aiguilles situées le long du nerf sciatique de part et d'autre de la zone de vulnérabilité maximale permet de le protéger de lésion thermique même dans les cas les plus défavorables.

#### *4.8.4.3 Étude thermique instationnaire lors d'une thermoablation par le chaud*

Les expériences précédentes ayant permis de montrer que l'hydrodissection permet à l'équilibre thermique une protection du nerf sciatique durant les thermoablations, il convient maintenant de s'assurer que cette sureté est également vraie durant toute la durée de la thermoablation. Cela correspond à l'étude en instationnaire qui consiste à suivre l'impact de l'injection d'eau sur la température au cours du temps.

Avec les logiciels utilisés pour la simulation, le changement de taille de la zone diffusion n'est pas possible au cours du temps la simulation est directement débutée sur une zone glutéale dilatée. Nous avons identifié que l'injection était plus risquée avec une porosité élevée tel que rencontré après dilatation du milieu. Il a été décidé de débiter l'expérience par une injection dans l'espace de diffusion au travers de 2 aiguilles durant 30 secondes avant de débiter la thermoablation.

Nous avons donc trois étapes dans cette simulation :

- 0 à 30 secondes : une injection d'eau sans modification de température pour simuler une hydrodissection préalable à la thermoablation
- 30 à 300 secondes : injection et thermoablation simultanées
- 300 secondes à la convergence : thermoablation continue avec arrêt de l'injection pour simuler un arrêt d'hydrodissection durant la thermoablation (défaut du matériel, erreur humaine, ...) et observer le délai d'apparition de lésion thermique au nerf

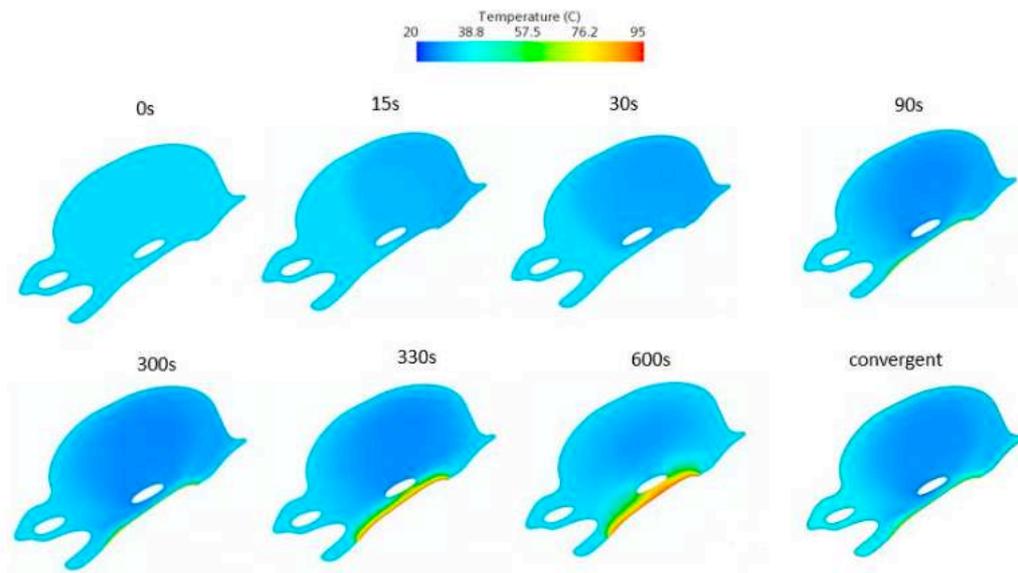


Figure 106 : Simulation en instationnaire durant une thermoablation à 95°C débutée à 30s, hydrodissection à 20°C par 2 aiguilles débutée à 0s et arrêtée à 300s.

Cette simulation (Figure 106) indique que le liquide physiologique a besoin beaucoup de temps pour diffuser totalement dans le milieu puisqu'au bout de 30 secondes il n'a pas encore entièrement fait le tour du nerf et l'ensemble de l'espace de diffusion n'a pas atteint les 20°C.

L'ajout de chaleur par la thermoablation ne met pas le nerf en danger durant l'ensemble de la phase où l'hydrodissection est utilisée de façon conjointe avec la thermoablation, ce qui valide le modèle où deux aiguilles sont utilisées lorsque la thermoablation se fait proche du nerf (équilibre thermique inchangé entre 90s et 300s). De plus, nous pouvons voir l'importance du placement de l'aiguille puisque le liquide physiologique va se répartir en suivant le sens d'injection de l'aiguille. La partie en arrière de la zone d'injection ne sera pas protégée. Finalement, nous voyons qu'après 30 secondes d'arrêt d'injection avec maintien de la thermoablation, la température maximale à la surface du nerf est de 60°C, ce qui montre que très rapidement un arrêt d'injection peut entraîner des lésions nerveuses thermiques.

#### 4.8.4.4 Réflexion sur l'écartement des lobules

Une dernière piste de progression est la réflexion sur la mobilité des lobules et leurs interactions physiques. Lorsque le sérum physiologique est injecté dans le tissu adipeux de la région glutéale, il pousse les lobules adipeux à s'écarter. L'hypothèse première était que les lobules sont liés comme les

fibres d'une éponge et qu'ils s'écartent avec l'augmentation du volume de la région glutéale tout en se répartissant équitablement dans l'espace.

Cela ne correspond pas à ce qui a été observé lors des tests en laboratoire (Titre 4.2.1.2) ni lors d'interventions effectuées dans le service de radiologie interventionnelle du CHRU de Strasbourg. Lors de ces tests il a été observé que les lobules vont avoir s'écarté afin de laisser passer l'eau injectée au centre du système, en refoulant les lobules adipeux sur les bords. Pour tester cette hypothèse il conviendrait de modéliser les lobules comme des particules, ce qui avait été tenté mais abandonné pour non-convergence du modèle. D'autant plus que les lobules sont maintenus ensemble et ont une certaine cohérence, ce qui implique la création de liens physiques entre les lobules dans le modèle.

Afin de simplifier ce modèle pour pouvoir le faire converger, un test a été entrepris avec l'hypothèse qu'une fois l'espace de diffusion a été gonflé par le liquide injecté, les lobules sont dispersés sur les parois et laissent une majorité de la zone complètement libre. Un test de cryothérapie sur une surface de 40mm de diamètre a donc été opéré avec réalisation d'une hydrodissection par injection au travers de deux aiguilles dans un milieu non poreux.

Ce test représenté Figure 107 et Figure 108 objective une protection identique du nerf sciatique au test effectué lorsque l'espace de diffusion est un milieu poreux.

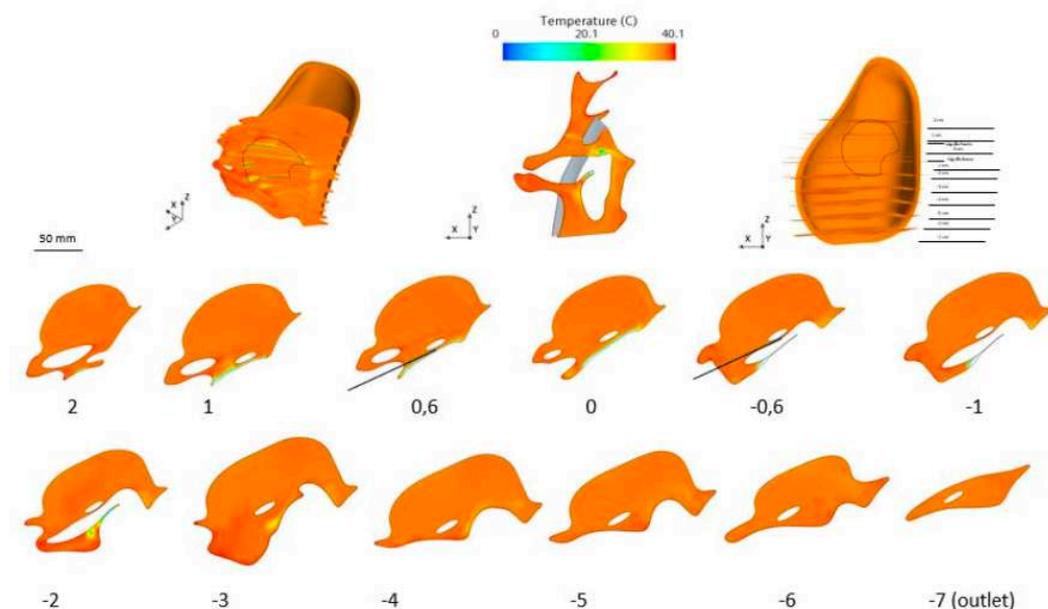


Figure 107 : simulation d'une hydrodissection à 40°C au travers de 2 aiguilles dans un milieu non poreux avec une thermoablation à -40°C

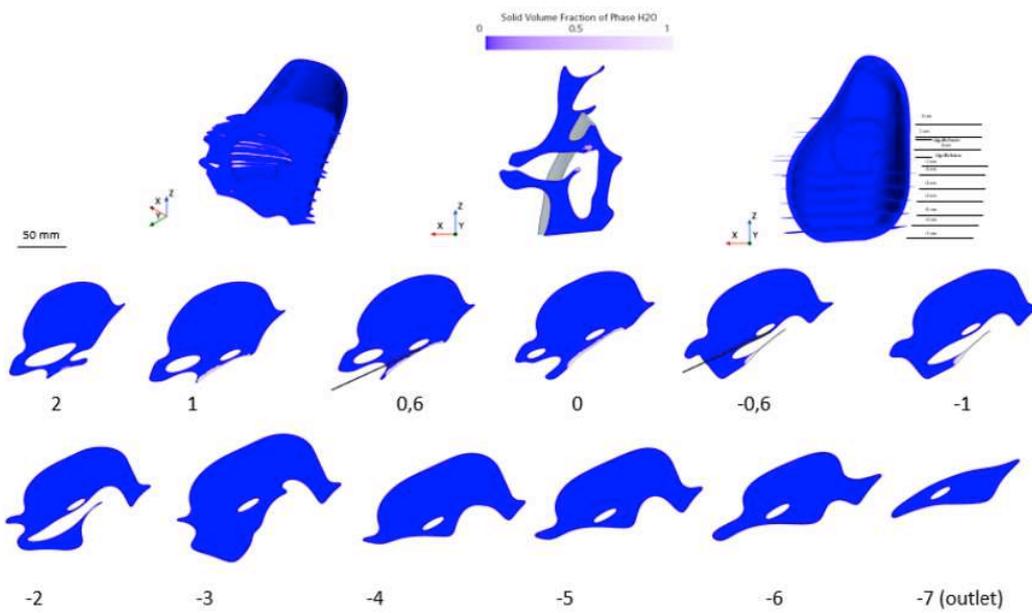


Figure 108 : Schémas représentant les états liquide et solide au sein de l'espace de diffusion durant une thermoablation à -40°C avec hydrodissection par injection d'eau à 40°C à 1g/s au travers de 2 aiguilles dans un milieu liquide non poreux.

## 5 Création d'un dispositif d'injection

Lors d'une thermoablation, la salle de bloc est très encombrée (Figure 109) par l'imageur (scanner, capteur plan, échographe, ...), par le matériel d'anesthésie (respirateur, injecteurs, ...), par l'appareil de thermoablation ainsi que par le patient, le manipulateur de radiologie et le ou les opérateurs. Le patient installé sur la table d'examen est amené à faire plusieurs aller-retours dans le scanner durant l'intervention. Il peut également être amené à être imagé par le capteur plan.

Ceci indique que les problèmes principaux à intégrer dans le développement d'un dispositif d'injection sont :

- le mouvement du patient durant l'intervention
- l'encombrement du dispositif qui devra être maîtrisé
- le respect des règles de stérilité d'un bloc de radiologie interventionnelle

Actuellement l'injection se fait par une seringue de 20 mL qu'il est possible de poser sur le champ opératoire et la laisser se déplacer avec le patient. Le dispositif doit donc remplir cette même fonction, ne pas avoir à être déconnecté du patient pour la réalisation d'un scanner de contrôle durant l'intervention.



Figure 109 : photographies d'un bloc de radiologie interventionnelle comportant un scanner (A) et un capteur plan (B) formant un 4D-CT

Le besoin de stérilité est impératif au contact du site opératoire, sur le champ stérile et sur la table stérile. Il est possible d'utiliser de plus grande longueur de raccords et tubulures pour acheminer le liquide de dissection que celle déjà présente allant de la seringue à l'aiguille, c'est la solution qui sera choisie pour des raisons de praticité.

## 5.1 Dispositif d'injection manuel

La réflexion s'est dans un premier temps articulée autour d'une solution actionnée manuellement à une seule main afin de pouvoir obtenir rapidement un modèle à tester. La première solution consiste en l'utilisation des seringues BD Plastipak utilisées déjà durant les interventions.

L'idée est de créer un actionneur qui va entraîner deux seringues mises en opposition, pour que l'une se remplisse lorsque l'autre se vide, afin de permettre le maintien d'un débit continu durant l'hydrodissection, le remplissage étant assuré par des poches de liquide physiologique. Le schéma hydraulique et la CAO (Figure 110) de cette installation ont été effectués et nécessiteraient 4 clapets anti-retour stériles, et serait actionné par une seule main.

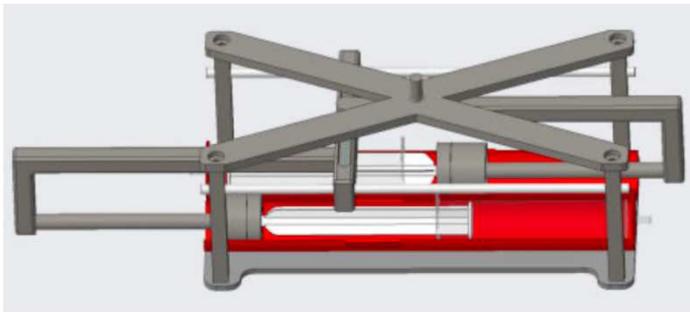


Figure 110 : CAO d'une pompe mécanique utilisant 2 seringues de 20 mL en opposition autorisant simultanément le remplissage et la vidange des deux seringues.

En étudiant ce système, nous nous sommes rendu compte que le flux n'était pas constant pour la réalisation d'une hydrodissection. En effet, lors du changement de sens de l'actionnement, aucune seringue n'envoie de fluide, cette solution ne remplit donc pas la fonction d'injection continue. Une solution inspirée des moteurs en étoile a été dessinée (Figure 111) pour qu'au moins une seringue soit toujours en phase d'injection, et ce dès l'utilisation de trois seringues. Le mouvement à réaliser serait alors un mouvement de rotation, cela ne permettrait plus d'être actionné à une main par l'opérateur et nécessiterait l'emploi d'un moteur additionnel. L'espace occupé par ce dispositif serait alors plus important.

Pour ces problématiques de complexité de conception et d'encombrement, ce modèle d'injecteur manuel a été abandonné.

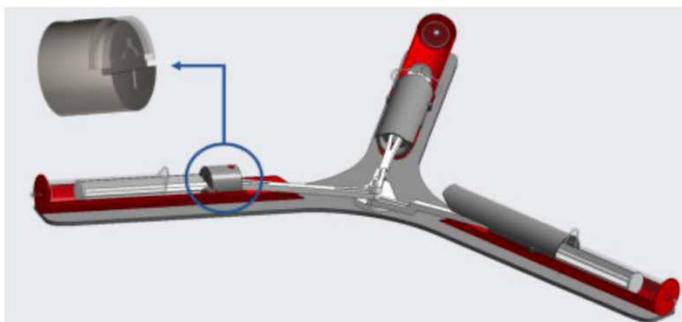


Figure 111 : CAO d'une pompe mécanique utilisant 3 seringues de 20 mL disposées en étoile autorisant l'injection en continu du système.

Dans un deuxième temps, notamment avec l'arrivée de la solution manuelle pouvant être actionnée par un moteur, la réflexion a été portée sur les dispositifs motorisés. Pour une première approche, nous avons cherché à actionner les solutions manuelles précédentes à l'aide de moteurs ou bien de vérins. La solution commençait à devenir trop complexe et trop contraignante pour être expérimentée et a été abandonnée.

## 5.2 Dispositif motorisé de protection du nerf

Afin de protéger le nerf efficacement et de manière pérenne, la solution d'automatiser le processus d'hydrodissection par injection de sérum physiologique a été étudié. Pour ce faire, cette étude a été séparée en deux parties :

- l'automatisation de l'injection d'eau par une pompe
- l'automatisation du chauffage et du refroidissement par un système thermique

### 5.2.1 Injection par une pompe

En complément des contraintes d'ergonomie précitées, l'utilisation d'un dispositif d'injection destiné à l'utilisation chez un patient en bloc opératoire est soumise à des règles de stérilité précises et indispensables. Pour le développement de ce dispositif d'injection, deux possibilités s'offraient à nous pour répondre à ce besoin de stérilité :

- créer l'intégralité du dispositif en se conformant aux réglementations en vigueur et faire passer les tests de certification nécessaire

- utiliser des dispositifs stériles déjà utilisés au bloc opératoire pour s'affranchir de cette contrainte de stérilité des pièces

C'est cette seconde option qui a été retenue avec la possibilité d'utiliser une pompe à seringue ou une pompe péristaltique.

Les pompes à seringues sont une bonne solution pour des dosages très précis, elles sont utilisées dans le médical pour l'injection de produit en petite quantité, notamment pour l'injection de produit de contraste lors d'examens d'imagerie médicale. Ces pompes ne rentrent cependant pas dans le cahier des charges car elles ne permettent pas une assez grande flexibilité quant à la quantité de fluide injecté. Les seringues (dont le volume maximal ne dépasse pas les 150 mL) doivent être remplacées ou reemplies lorsqu'elles sont vides, ce qui conduit à une série de manipulations obligeant l'arrêt de l'injection et la perte du gain recherché par une injection motorisée par rapport à la solution actuelle d'injection manuelle.

Une pompe péristaltique possède un mécanisme qui permet l'entraînement d'un fluide contenu dans un tuyau, sans contact direct entre le liquide injecté dans le patient et les pièces mécaniques, et donc sans rupture de stérilité.



Figure 112: Pompe péristaltique Verdflex VP2 – HT utilisée pour les tests d'injection et les mesures de débits.

Une pompe péristaltique rotative (Figure 112) est une pompe qui utilise des rouleaux cylindriques afin de pousser l'eau à travers un tube. Les rouleaux (au nombre de deux sur la pompe Figure 112) appuient et poussent de manière alternée le fluide à travers le tube, en réalisant un écrasement de ce dernier. Ces pompes sont régulièrement utilisées dans le milieu médical car elles permettent d'assurer la stérilité des objets en contact avec le fluide, elles sont notamment utilisées pour la partie refroidissement d'applicateur de thermoablation (électrode de radiofréquence ou antenne de micro-ondes) (Figure 113).



Figure 113: appareil de micro-ondes de la marque Medtronic. On observe une pompe péristaltique rotative (flèche) placée à l'avant de l'appareil pour le refroidissement de l'antenne.

Seule la partie extérieure du tube entre en contact avec le système mécanique de la pompe, ce qui permet à l'intérieur de rester stérile et donc de permettre au fluide de passer directement de la poche de perfusion au patient sans rupture de stérilité.

La pompe a cependant le défaut de ne pas avoir de jet continu, lié à la poussée du liquide par les 2 galets en rotation, ce qui entraîne une pulsation du tube à la sortie de la pompe si la pression en sortie est trop importante. Nous avons vu que le petit diamètre de l'aiguille de sortie du système implique une grande pression à l'intérieur du tube en sortie de pompe. Lorsque le fluide est projeté à grande vitesse dans le tube où la pression est déjà importante, il rencontre l'eau déjà présente et les deux liquides entrent en collision, ce qui provoque un soubresaut du tube (Figure 114). Ces à-coups peuvent devenir problématique à grande vitesse s'ils se propagent à l'aiguille située dans le patient durant l'hydrodissection. Ces à-coups pouvant être diminués par l'augmentation du nombre de galets afin de lisser le profil du débit.

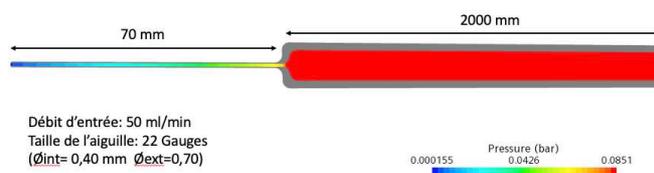


Figure 114: illustration des pressions appliquées dans le tube en sortie de pompe et dans l'aiguille au cours d'une injection à 50mL/min

Le choix d'utiliser une pompe péristaltique s'est imposé par la simplicité de gestion de la stérilité et la possibilité de réaliser des injections de large volume sans interruption.

### 5.2.1.1 Dimensionnement de la pompe

La pression de refoulement de la pompe est également un point sensible à considérer. La pompe doit pouvoir injecter un fluide dans le milieu poreux constitué par le tissu adipeux de la région glutéale. La pompe doit ainsi délivrer une pression suffisante de refoulement des adipocytes sans endommager les tissus environnants notamment le nerf sciatique.

La pompe finale choisie est la Verder Verdeflex VP2-HT (Figure 112). Cette pompe présente les caractéristiques suffisantes pour assurer une injection dans les tissus sans avoir une trop grande imprécision de débit :

- Débit à 100% correspondant à 115 mL/min mesuré
- Débit d'injection modulable par palier de 5%
- Pression d'injection jusqu'à 1 bar
- Poids : 0,9 kg
- Dimensions : 119 x 121,5 x 182 mm

La pompe d'essais a été commandée pour réaliser des essais permettant la caractérisation du comportement de la pompe. Le protocole d'injection comportait un réservoir de 2 litres (contenant du sérum physiologique, H<sub>2</sub>O et NaCl à 0,9%) positionné à 1m au-dessus du niveau de la pompe. La pompe était raccordée au réservoir et à une aiguille PL 22G de 8,8cm par deux flexibles d'1,83m chacun. L'aiguille était placée dans un réceptacle placé sur une balance pour enregistrer le volume d'eau injecté (Figure 115).



Figure 115: photographie de l'installation pour la caractérisation de la pompe

Les tests de débits ont été effectués entre 10% et 50% du débit maximal de la pompe théorique de la pompe fournies par le constructeur. Les valeurs des débits réels mesurés sont reportées Tableau 22 et Figure 116.

	mL/min	
% débit max	débit théorique	débit mesuré
10%	10	12.3398
20%	20	22.4880
30%	30	34.4134
40%	40	43.4068
50%	50	55.5652

Tableau 22 : caractérisation de la pompe. Débits théoriques et mesurés de la pompe

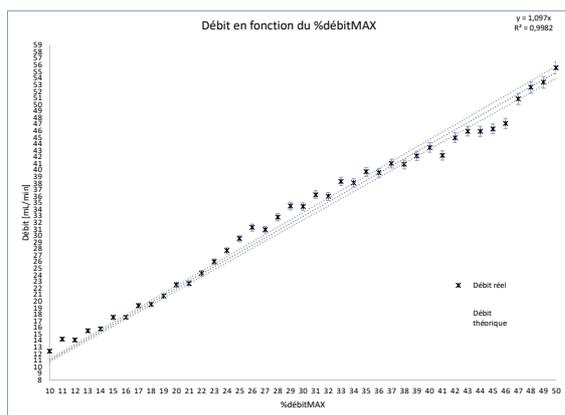


Figure 116 : caractérisation des débits de la pompe par rapport au débit théorique

Ces résultats indiquent que les variations de régime qu'il est possible d'appliquer à cette pompe sont linéaires et qu'à 50% de son débit maximal elle atteint le débit théorique maximal de 50mL/min qui avait été utilisé lors des simulations. Ceci permettant d'avoir une réserve potentielle de débit pour des simulations ou utilisations futures.

### 5.2.2 Tuyau en sortie d'échangeur

Pour respecter les pressions en sortie de pompe et éviter les ruptures ou déformations de tuyaux, le choix du flexible de sortie d'échangeur est le flexible renforcé Merit HPF720P, ou HPF est l'acronyme

de High-Pressure Tubing. C'est un tuyau flexible en polyuréthane renforcé par du nylon tressé d'une longueur de 1,83m. Les propriétés du tuyau sont données dans le Tableau 23.

<i>Données</i>	<i>Valeurs</i>	<i>Unité</i>
<i>Rayon intérieur</i>	0,9	mm
<i>Rayon extérieur</i>	1,8	mm
<i>Longueur</i>	1,83	m
<i>Densité</i>	1200	Kg/m <sup>3</sup>
<i>Capacité calorifique</i>	1400	J/Kg.K
<i>Conductivité thermique</i>	0,283	W/m.K

Tableau 23 : caractéristiques du flexible renforcé Merit HPF720P de 1,83m

Pour respecter les contraintes de stérilité, d'accès au patient et de mobilité du patient dans le scanner, il est décidé que l'échangeur sera séparé de l'aiguille d'hydrodissection placée dans le patient par un flexible de 1,83m. Les caractéristiques d'écoulement et d'échange de chaleur au sein de ce flexible doivent être calculées pour définir dans un second temps la température cible en sortie d'échangeur.

#### 5.2.2.1 Modélisation du flexible en sortie d'échangeur thermique

En sortie de l'échangeur thermique, un flexible de 1,83m afin d'acheminer le fluide jusqu'au patient pour garder la stérilité du champ opératoire et diminuer l'encombrement autour du patient.

Les caractéristiques du flexible exposées en Tableau 23 et les vitesses du fluide à l'intérieur du flexible permettent de calculer le nombre de Reynolds à l'intérieur de flexible pour déterminer le régime d'écoulement dans le flexible et si celui-ci change au sein de la plage des débits que l'on sera amené à utiliser en clinique.

$$v = \frac{Q}{S} = \frac{Q}{\pi(r_{ext}^2 - r_{int}^2)}$$

$$Re = \frac{\rho v L}{\mu}$$

Les variations du nombre de Reynolds restent faibles en largement sous 2400, ce qui indique que le régime d'écoulement est laminaire dans ce flexible avec les régimes de vitesses qui seront utilisées durant une hydrodissection.

Débit (en mL/min)	Vitesse (en m/s)	Reynolds
5	0,032748	29,47314
10	0,065496	58,94628
15	0,098244	88,41941
20	0,130992	117,8926
25	0,16374	147,3657
30	0,196488	176,8388
35	0,229236	206,312
40	0,261938	235,7851
45	0,294731	265,2582
50	0,327479	294,7314

Tableau 24 : évolution du nombre de Reynolds en fonction des vitesses au sein d'un flexible de 1,8mm de diamètre intérieur et de 1,83m de long.

Les calculs de température sont réalisés à l'aide du logiciel COMSOL Multiphysics version 6.2 (Stockholm, Suède). Ce dernier nous permet de réaliser une étude 2D-axisymétrique simplement et de calculer le coefficient d'échange thermique par convection.

$$h = \frac{k}{D} \left( 0,6 + \frac{0,387 Ra_D^{1/6}}{\left( 1 + \left( \frac{0,559}{Pr} \right)^{9/16} \right)^{8/27}} \right)^2$$

D est le diamètre du flexible et  $Ra_D$  vaut

$$Ra_D = \frac{g \alpha_p \rho^2 C_p |T - T_{ext}| D^3}{k \mu}$$

Ceci indique que le coefficient d'échange thermique est calculé pour chaque température selon les données des matériaux.

### 5.2.2.2 Simulations et résultats

Le problème étant 2D axisymétrique, le tuyau peut être modélisé par une simple plaque 2D séparée en 2 dans sa longueur. La géométrie qui est définie sous COMSOL ainsi que le mesh sont représentés en Figure 117. Le problème étant en 2D, le mesh est composé d'éléments en triangles simples.

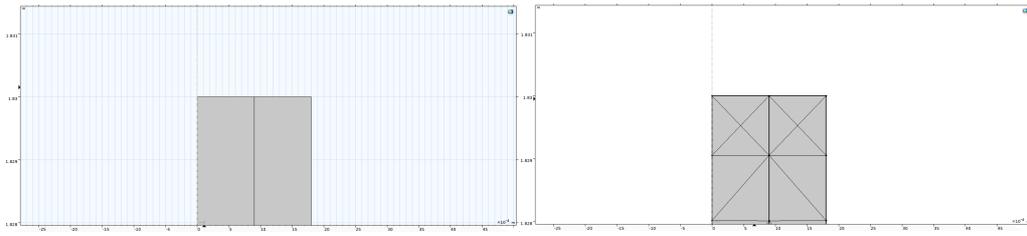


Figure 117: représentation géométrique de la section de tubulure (à gauche) et de sa segmentation mesh (à droite) utilisée dans le logiciel COMSOL

Les simulations (Figure 118) sont effectuées en utilisant les débits précédemment cités allant de 5 à 50 mL/min et en utilisant des températures entre 5°C et 50°C. Ce choix de température en entrée de flexible (à la sortie de l'échangeur thermique) est plus chaude que la limite létale du nerf qui est de 45°C mais est justifiée par l'étude nécessaire de la décroissance de température dans le flexible, la température cible maximale à l'entrée de l'aiguille ne devant pas dépasser les 45°C.

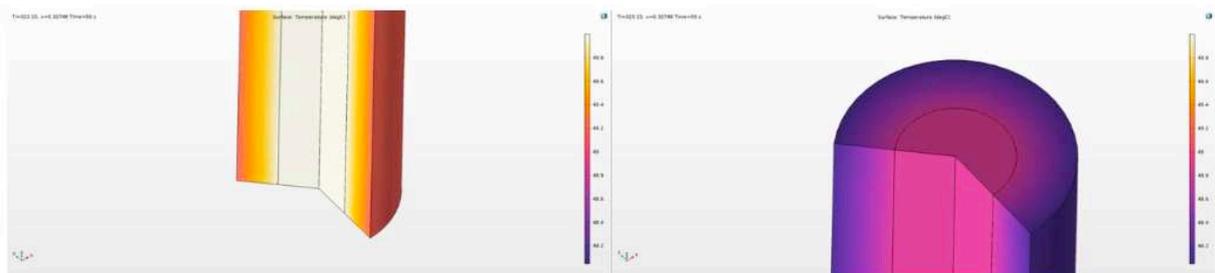


Figure 118: résultat de simulation en entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) d'un flexible avec une température d'entrée de 50°C et une vitesse d'injection de 0,327479 m/s

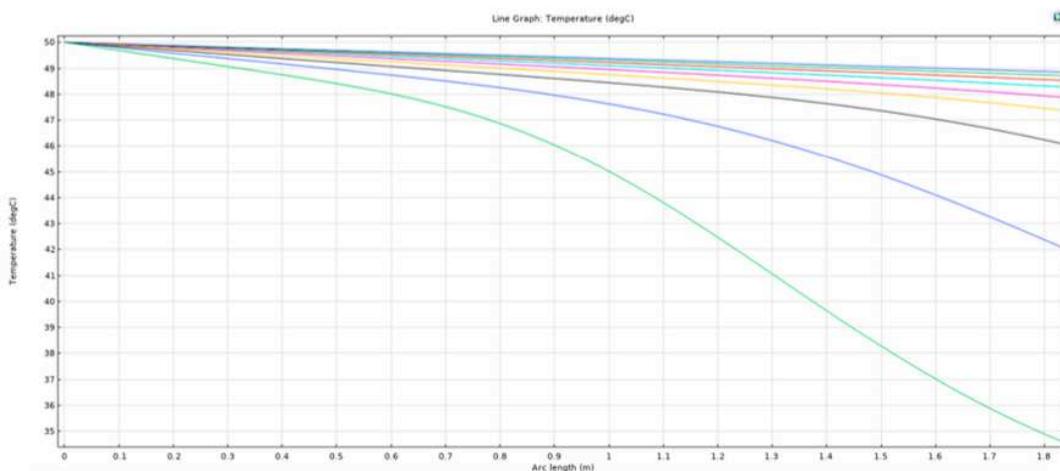


Figure 119 : profil de températures le long du flexible pour une température à l'entrée de 50°C, avec des vitesses d'injection comprises entre 0,032748 m/s (5mL/min courbe verte) et 0,327479 m/s (50mL/min courbe violette en haut).

On observe que pour des vitesses supérieures à 0,13 m/s, soit 20 mL/min, l'écart de température entre l'entrée et la sortie du flexible est inférieur à 3°C. En dessous de ces vitesses, l'écart de température devient très important et est enregistré jusqu'à 15°C pour un débit d'injection de 0,033 m/s soit 5 mL/min. Cette variabilité de température de sortie de flexible en fonction de la vitesse d'injection sera prise en compte pour le paramétrage de l'échangeur afin de compenser cette perte de température. Cette variabilité est également importante lors de changements de débits d'injection durant l'intervention. Si une injection est effectuée avec un débit lent et une compensation de température conséquente (15°C pour un débit de 5mL/min), et que durant l'intervention une augmentation de débit s'avère nécessaire en urgence une solution devra être trouvée pour évacuer la colonne de fluide dans le flexible pour éviter tout dommage thermique dans le corps du patient.

Une simulation (Tableau 25, Figure 120) est effectuée pour vérifier la linéarité des températures avec une vitesse donnée. L'écart de température est linéaire pour chaque débit, ainsi une régression affine peut être effectuée pour obtenir une fonction exprimant la température de sortie en fonction de la température d'entrée pour chaque débit d'injection.

Il est ainsi possible de définir la température cible en sortie d'échangeur (entrée du flexible) pour une température injectée dans le patient (sortie de flexible) souhaitée pour chaque débit d'injection.

	Ti	v	Time	Temperature
0	278.15	0.327479	50	278.533753
1	280.65	0.327479	50	280.964729
2	283.15	0.327479	50	283.396910
3	285.65	0.327479	50	285.830908
4	288.15	0.327479	50	288.266881
5	290.65	0.327479	50	290.705504
6	293.15	0.327479	50	293.150000
7	295.65	0.327479	50	295.594251
8	298.15	0.327479	50	298.032177
9	300.65	0.327479	50	300.467077
10	303.15	0.327479	50	302.899550
11	305.65	0.327479	50	305.329626
12	308.15	0.327479	50	307.758814
13	310.65	0.327479	50	310.185876
14	313.15	0.327479	50	312.612370
15	315.65	0.327479	50	315.037162
16	318.15	0.327479	50	317.461191
17	320.65	0.327479	50	319.883068
18	323.15	0.327479	50	322.305427

Tableau 25 : résultat des températures enregistrées (en °K) en sortie de flexible pour des températures d'entrées différentes comprises entre 5°C et 50°C pour un débit d'injection fixe de 50mL/min

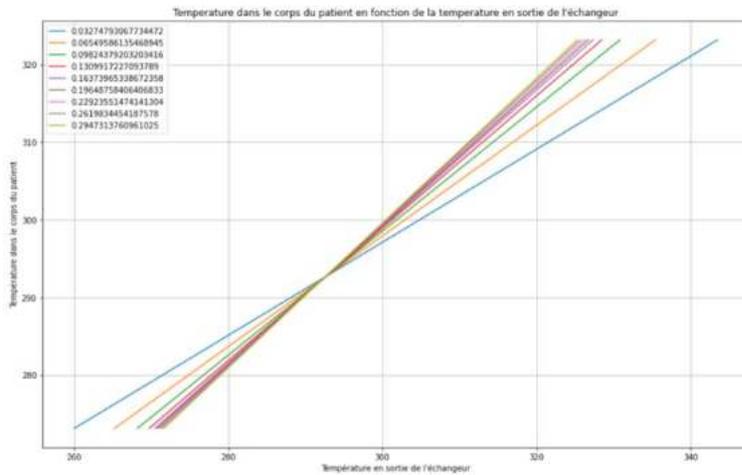


Figure 120 : diagramme de température en sortie de flexible en fonction de la température d'entrée de flexible pour des vitesses différentes d'injection

### 5.2.3 Échangeur thermique

#### 5.2.3.1 Modélisation de l'échangeur thermique

##### 5.2.3.1.1 Pré dimensionnement de l'échangeur

Il est nécessaire de choisir un modèle afin de faire les calculs pour pré dimensionner l'échangeur. Le régime est laminaire car le diamètre du flexible en silicone est petit (environ 8mm) et la vitesse à laquelle le fluide se déplace est faible, les forces de viscosités sont donc non négligeable devant les forces d'inerties et ainsi, le nombre de Reynolds reste faible.

Le transfert thermique se fera par conduction, que cela soit de solide à solide ou de solide à fluide.

L'échangeur est imaginé pour avoir une forme en sandwich (Figure 121).

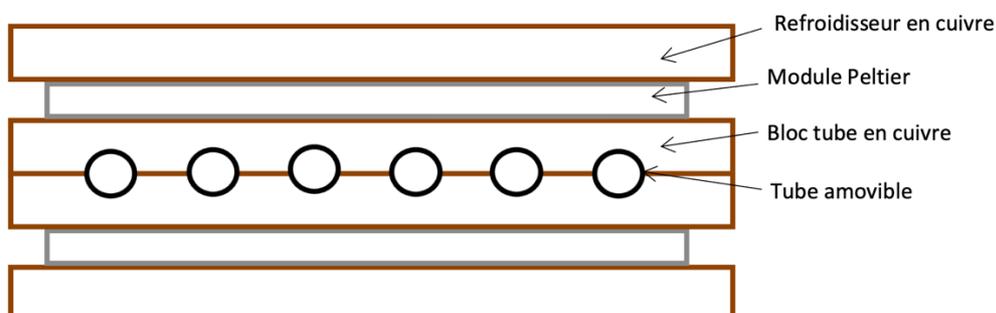


Figure 121 : coupe de l'échangeur thermique

Il est construit à partir d'un bloc en cuivre (matériau ayant de bonnes caractéristiques de conduction thermique). Le fluide injecté, le sérum physiologique lui reste dans le tube pour des raisons de propreté et de stérilité. Le bloc en cuivre devra donc chauffer le sérum à travers le tube (en général en silicone). L'échangeur est construit en deux parties mobiles montées sur un goujon permettant la rotation relative d'un demi-bloc permettant d'insérer un flexible stérile à usage unique en début d'intervention. Ceci permet de s'affranchir des contraintes de stérilisation d'un échangeur qui serait en contact du liquide injecté.

L'absence de connexions permet également de ne pas contaminer. Cette architecture permet également de concevoir un échangeur de manière assez modulaire. L'échangeur peut ainsi avoir la taille souhaitée (ou dimensionnée) et est seulement limitée par la taille du tuyau qui doit le traverser.

La face utilisée de la cellule est en céramique et sera posée contre le bloc en cuivre, l'interface entre le deux sera comblé par une pâte thermique similaire à celles utilisées dans les ordinateurs pour les processeurs.

La face non utilisée quant à elle sera calée de manière analogue contre un autre bloc en cuivre, dont la fonction sera d'évacuer la chaleur. La technique d'évacuation de ce bloc sera définie plus tard en fonction de la quantité de calories à échanger, il pourra être à l'air ou à l'eau ces deux modalités étant compatibles avec l'interface en cuivre choisie.

De plus, les deux blocs sont fixés et séparés par une plaque en PVC pour éviter tout échange thermique par conduction. Les blocs viennent s'appuyer solidement contre la cellule et la plaque par des vis (possiblement en nylon pour éviter les transferts thermiques entre les deux blocs).

Les deux blocs thermiques constitués de deux blocs de cuivre, de la cellule thermoélectrique ainsi que la plaque isolante sont fixés sur un demi-goujon. Les deux goujons sont traversés par un axe en aluminium et séparés par des entretoises en caoutchouc (Figure 122 et Figure 123).

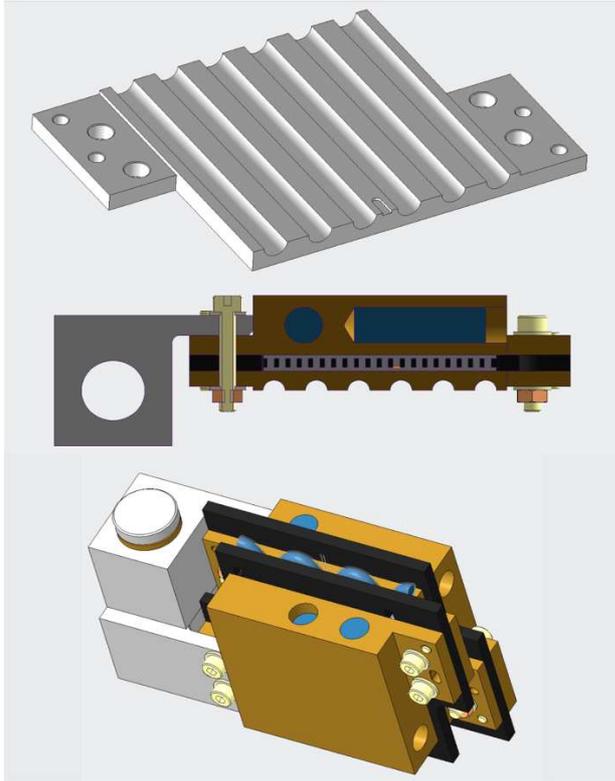


Figure 122: échangeur thermique pré dimensionné. En haut, la plaque en cuivre creusée pour accepter le flexible. Au milieu, coupe de l'échangeur avec le module Peletier inséré entre les 2 plaques de cuivre. En bas, échangeur complet fait de deux parties assemblées autour du flexible

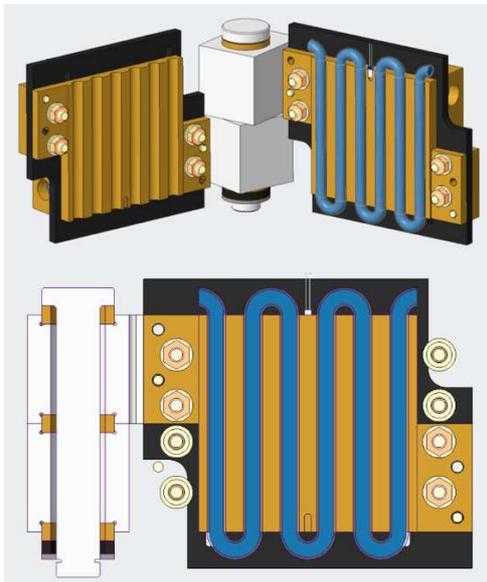


Figure 123 : échangeur thermique pré dimensionné. Illustration de la CAO permettant de voir le principe de pince sandwich et le positionnement du flexible (en bleu).

### 5.2.3.2 Étude en température de l'échangeur thermique

Dans un premier temps, la puissance nécessaire des modules Peltier et leurs dimensions ne sont pas connues, on procédera à une première phase de simulation où la température sera imposée sur la surface supérieure du cuivre (Figure 124).

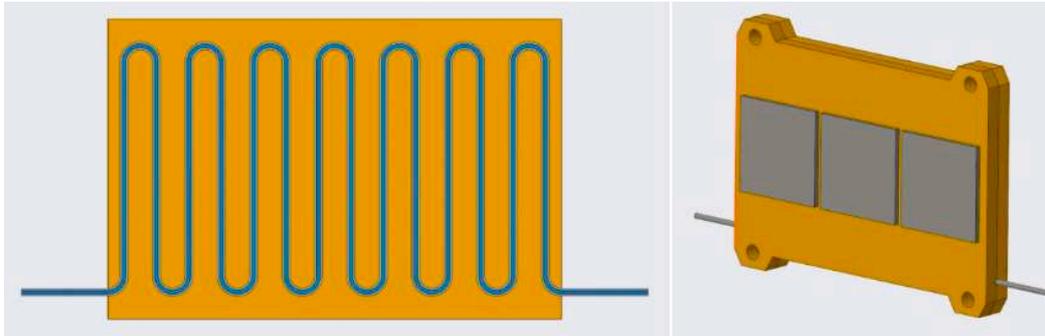


Figure 124 : modèle CAO simplifié pour l'étude de la puissance nécessaire des modules Peltier

Pour dimensionner le système, on partira des températures en entrée du flexible calculées précédemment. On sait que la température ne doit pas dépasser les 42°C dans le patient pour ne pas détruire le nerf. Le cahier des charges impose donc une température de 40°C au maximum. Le minimum est également imposé à 10°C pour la même raison de protection nerveuse.

Les calculs seront réalisés par simulation à l'aide de Star-CCM+. On partira d'un modèle CAO simplifié pour la simulation. Ainsi, on ne représentera que des pièces brutes. Le module Peltier n'est pas représenté également car ses dimensions et ses capacités sont inconnues.

Pour toutes les simulations sur l'échangeur, la température en entrée est supposée constante et est fixée à  $T_0 = 20^\circ\text{C}$  correspondant à la température de la salle d'intervention, simulant l'utilisation d'une poche de liquide stockée à température ambiante.

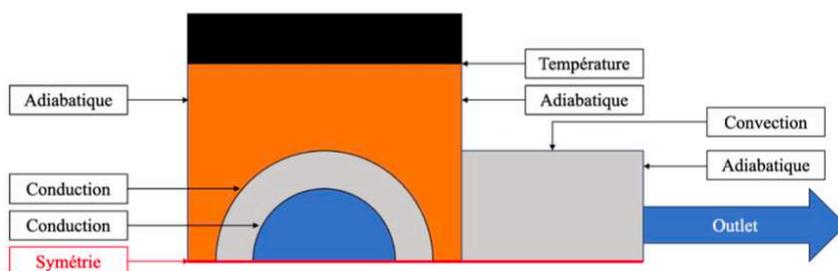


Figure 125 : coupe du modèle simplifié utilisé pour la simulation des contraintes aux limites

La Figure 125 illustre les conditions aux limites appliquées au modèle afin de contrôler l'échange de chaleur au sein du système. Dans un premier temps, le contrôle sera fait en température afin de calculer la température du cuivre nécessaire pour chauffer le fluide à une température donnée. On utilisera ensuite cette donnée pour retrouver l'échange de chaleur nécessaire et ainsi dimensionner le module Peltier nécessaire.

Le régime d'écoulement au sein du système correspond à celui déjà défini dans le flexible et correspond à régime laminaire. Le modèle choisi est donc un modèle d'écoulement laminaire en régime *Steady*. C'est-à-dire qu'on ne prendra pas en compte l'étude temporelle dans un premier temps.

Pour la simulation, le mesh est défini avec les propriétés suivantes :

Il est choisi des éléments polyédraux car ces éléments sont les plus adaptés pour une étude de fluides. On choisit une taille d'éléments de base de 0,01mm pour obtenir des éléments suffisamment petits dans le tuyau. Afin de ne pas avoir un mesh trop conséquent, il est créé une surface de contrôle dans laquelle on augmentera la taille des éléments en dehors du tuyau et du fluide et on réduira le nombre de couches limites (Figure 126). Ceci permet de réduire la taille du mesh ainsi que le temps de calcul. On obtient alors le mesh suivant qui est très précis au niveau du fluide, du tuyau et des interfaces de contact et permet plus de liberté dans la région cuivre (Figure 127).

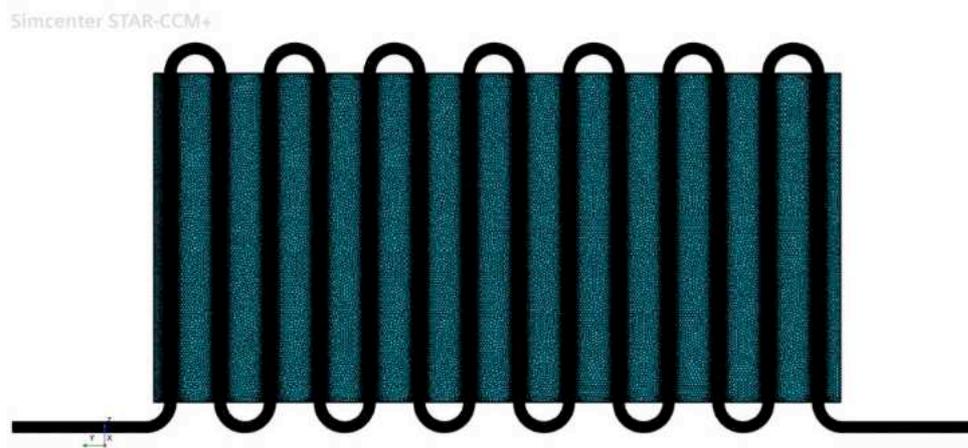


Figure 126 : mesh de l'échangeur utilisé pour les simulations

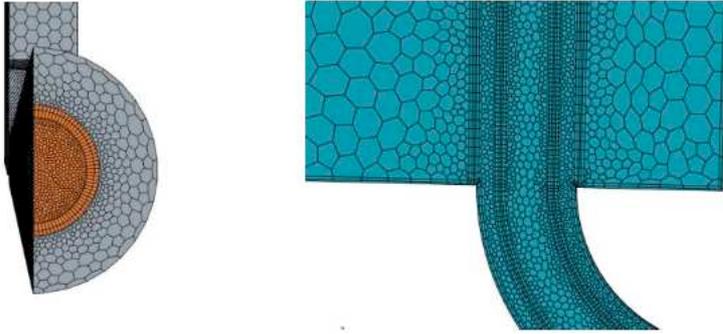


Figure 127: agrandissement du mesh à l'interface flexible/liquide illustrant la différence de taille des mailles à l'interface

Les simulations effectuées consistent en l'injection d'eau à 20°C au travers du système selon différents débits avec une température du cuivre variables de 5°C, 20°C, 40°C et 70°C. Les résultats exposés au Tableau 26 sont linéaires et permettent d'effectuer une régression affine des résultats de température en sortie en fonction de la température du cuivre (Figure 130).

Il est observé qu'une température du cuivre de 70°C permet de chauffer suffisamment le fluide pour enregistrer une température en sortie de 50,94°C avec un débit de 50 mL/min qui correspond au débit maximal d'injection (Figure 128 et Figure 129).

<b>VITESSE (EN M/S)</b>	<b>TEMPERATURE CUIVRE (EN C)</b>	<b>TEMPERATURE SORTIE (EN °C)</b>
0,327479	5	10,718
0,327479	20	20
0,327479	40	32,37
0,327479	70	50,94
0,229235	5	8,863
0,229235	20	20
0,229235	40	34,868
0,229235	70	57,17
0,163739	5	7,26
0,163739	20	20
0,163739	40	36,963
0,163739	70	62,457
0,098243	5	5,832
0,098243	20	20
0,098243	40	39
0,098243	70	67,606

Tableau 26 : Températures enregistrées en sortie d'échangeur, fluide injecté à 20°C

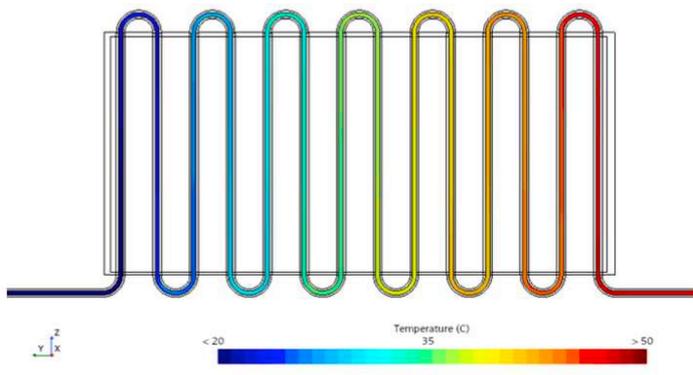


Figure 128: Enregistrement thermique au sein de l'échangeur lors d'une injection d'un fluide à 20°C avec un débit à 0,327 m/s (50mL/min) et une température du cuivre de 70°C

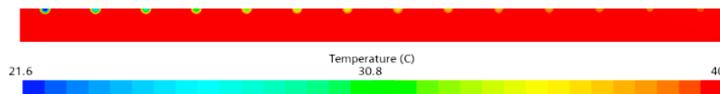


Figure 129 : enregistrement thermique d'une coupe transversale de l'échangeur et du flexible lors de la simulation décrite en Figure 128

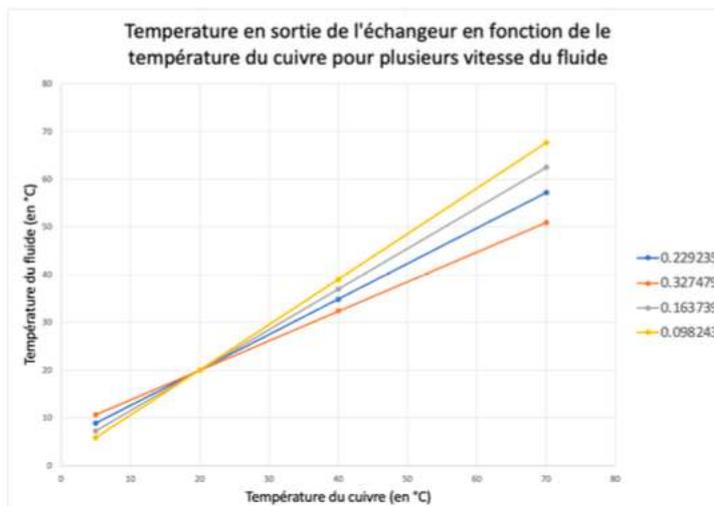


Figure 130: graphique des températures en sortie de l'échangeur en fonction de la température du cuivre pour plusieurs vitesse du fluide

Ceci nous permet de définir l'efficacité thermique du système. L'efficacité thermique du système diminue avec l'augmentation de vitesse du fluide de façon linéaire (Tableau 27).

Vitesses (en m/s)	Efficacité (en %)
0,327479	61,87
0,229235	74,30
0,163739	84,88
0,098243	94,89

Tableau 27 : efficacité thermique de l'échangeur

Ce premier système étant jugé trop encombrant, la suite du travail s'orientera sur la compacité du système. L'échangeur va comporter 2 étages superposés, ce qui permet de limiter l'encombrement en largeur au dépend de l'épaisseur du système qui était faible. La première conception pour la simulation de cet échangeur à 2 étages est illustrée Figure 131.

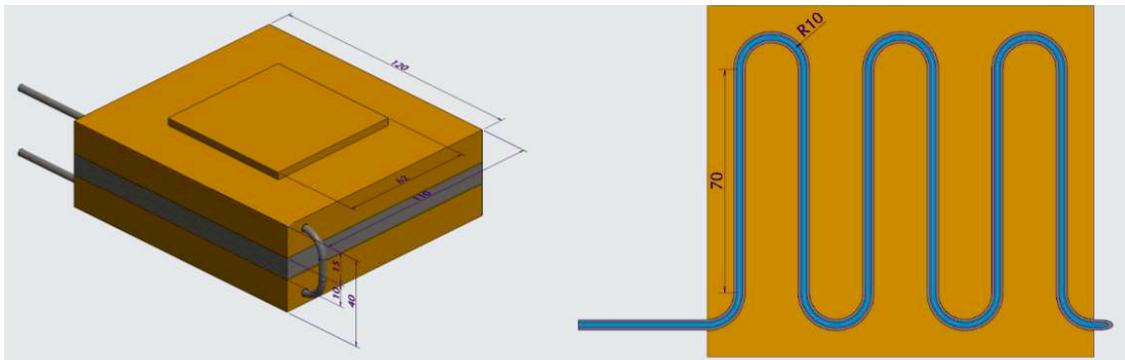


Figure 131 : modèle CAO de l'échangeur à 2 étages. A gauche la vue complète fermée, à droite la vue ouverte sur un étage avec illustration du positionnement du flexible

Les couches limites entre chaque composant sont considérées comme étant les mêmes que dans le modèle à 1 étage.

Les modèles utilisés pour le fluide et pour les matériaux sont les mêmes. Dans cette première conception à 2 étages, une couche d'isolant (représentée en gris dans la Figure 131) est positionnée entre les deux niveaux de cuivre au centre de l'échangeur pour éviter de transmettre la température entre les deux étages et ainsi garder résultats de la simulation à 1 étage. Après simulation, on se rend compte que pour les dimensions choisies de notre échangeur et l'objectif souhaité de transmettre au mieux la température dans un volume réduit, cette couche d'isolant n'est pas nécessaire et pourra être supprimée pour rapprocher les deux étages d'échange.

Les simulations sont à nouveau réalisées avec cet échangeur à 2 étages au travers duquel une injection d'eau à 20°C est effectuée avec différentes températures de cuivre et différents débits et les résultats sont exposée en Tableau 28 (Figure 132).

Vitesse (en m/s)	Température cuivre (en °C)	Température sortie (en °C)
0,327479	5	12,523
0,327479	20	20
0,327479	40	29,956
0,327479	70	44,845
0,229235	5	10,538
0,229235	20	20
0,229235	40	32,42
0,229235	70	51,056
0,163739	5	8,9125
0,163739	20	20
0,163739	40	35,042
0,163739	70	56,928
0,098243	5	6,932
0,098243	20	20
0,098243	40	38,13
0,098243	70	64,31

Tableau 28: Températures enregistrées en sortie d'échangeur à 2 étages, fluide injecté à 20°C

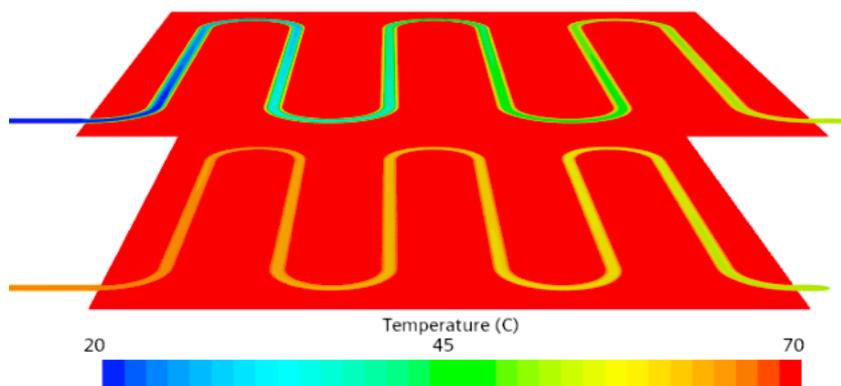


Figure 132: Enregistrement thermique au sein de l'échangeur à 2 étages lors d'une injection d'un fluide à 20°C avec un débit à 0,327 m/s (50mL/min) et une température du cuivre de 70°C

Comparativement à la disposition à 1 étage on observe un décalage des températures en sortie, néanmoins la température évolue de manière linéaire au sein de cet échangeur quel que soit la vitesse d'injection. Ceci nous permet de calculer l'efficacité de l'échangeur en fonction de la vitesse d'injection du fluide (Tableau 29).

Vitesse (en m/s)	Efficacité (en %)
0,327479	49,77
0,229235	62,43
0,163739	74,32
0,098243	88,79

Tableau 29 : efficacité thermique de l'échangeur à 2 étages

La décroissance d'efficacité thermique de l'échangeur à 2 étages comparé au premier échangeur est linéaire dans la gamme des vitesses étudiées.

La combinaison de ces résultats à ceux du flexible situé en sortie d'échangeur permet d'obtenir l'efficacité thermique totale du système comprenant l'échangeur thermique à 2 étages et le flexible le reliant au patient (Tableau 30).

<i>Vitesse (en m/s)</i>	<i>Efficacité (en %)</i>
0,327479	48,40
0,229235	60,27
0,163739	70,93
0,098243	79,93

Tableau 30 : efficacité thermique totale du système comprenant l'échangeur à 2 étages et le flexible le reliant au patient

Dans cette combinaison, sur les plages de vitesses étudiées la décroissance de l'efficacité thermique est linéaire. La courbe d'efficacité thermique en fonction de la vitesse d'injection est donnée par la formule :  $E = -138,98 v + 93,329$

Il est observé une efficacité plus faible dans le cas d'un échangeur à 2 étages, cependant les résultats restent satisfaisants et on privilégiera la compacité d'un modèle à 2 étages à la performance légèrement supérieur d'un échangeur en plaque. Le choix final est donc fait de garder l'échangeur à 2 étages.

Pour chauffer ou refroidir l'échangeur thermique le choix d'un dispositif de production de chaleur nous a amené à utiliser un module Peltier qui offrent la possibilité de chauffer ou de refroidir selon le sens du courant qui le traverse.

Les cellules Peltier sont des petits pavés de l'ordre de la dizaine de millimètres permettant par un courant électrique de produire de la chaleur sur une face et du froid sur l'autre. Cette différence de température est liée à l'effet Peltier, qui dérive lui-même de l'effet Seebeck utilisé dans les thermocouples. Lorsque la soudure qui relie deux métaux est soumise à une différence de température, une tension électrique est observée au niveau des deux extrémités et elle peut être mesurée et être mise en relation avec la température.

L'effet Peltier utilise l'inverse de cette technique, c'est la tension injectée aux bornes du système qui va faire chauffer le point de soudure. Or, pour conserver un équilibre thermique, si l'on utilise une alternance deux métaux, l'une de ces jonctions va chauffer tandis que l'autre va refroidir. Si l'on fait en sorte d'ordonner les jonctions, on peut obtenir une cellule avec une surface chaude et l'autre froide, c'est une cellule ou module Peltier (Figure 133).

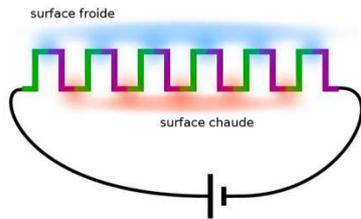


Figure 133 : schéma illustrant le fonctionnement d'une cellule Peltier

Les cellules Peltier fonctionnent donc toujours par différence absolue de température entre les deux faces. De plus, comme les plaquettes sont très fines, le chaud a tendance à se rapprocher du froid et à faire augmenter la température rapidement. Il faut trouver un moyen refroidir la surface chaude, en utilisant par exemple un dissipateur de chaleur.

La puissance nécessaire à transférer au cuivre pour le chauffer à la bonne température est calculée et exposée Figure 134 et dans le Tableau 31.

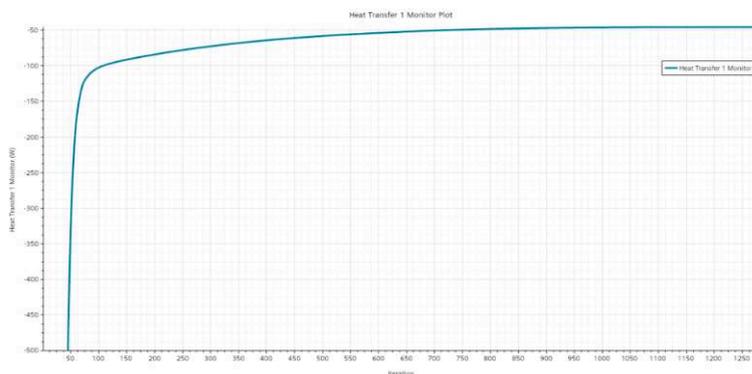


Figure 134 : graphique de la puissance à transférer au cuivre par le module Peltier et fonction de la température de sortie souhaitée du système

Vitesse (en m/s)	Puissance max (en W)	Puissance min (en W)
0,327479	69,32	-22,64
0,229235	66,92	-19,85
0,163739	54,63	-12,38

Tableau 31 : puissances nécessaires à appliquer en fonction de la vitesse d'injection pour les températures limites : 70°C pour la puissance maximum (colonne de gauche) et 5°C pour la puissance minimale (colonne de droite)

La définition de ces puissances nécessaires au bon fonctionnement du système nous impose de choisir un module Peltier ayant une puissance en chauffe supérieure à 69,32 W et une puissance en refroidissement supérieure à 22,64 W. Le module Peltier de Laird Thermal System CP2-127-06-L2-W12

possède suffisamment de puissance avec un encombrement adapté à la taille de l'échangeur à 2 étages. Ses Caractéristiques sont exposées dans le Tableau 32. Ce choix est justifié par la puissance supérieure à la puissance max requise et par la grande surface de ce dernier qui permettra la bonne répartition de la température sur toute la surface de l'échangeur. De plus le  $\Delta T$  permet d'atteindre des températures suffisamment élevées pour arriver aux températures souhaitées.

<i>Donnée</i>	<i>Valeur</i>	<i>Unité</i>
<i>Longueur</i>	62	mm
<i>Largeur</i>	62	mm
<i>Puissance Max Chaud</i>	306,63	W
<i>Puissance Max Froid</i>	98,01	W
<i>COP Max</i>	1,87	
<i><math>\Delta T</math> Max</i>	70	°C
<i>T fonctionnement Max</i>	82	°C
<i>T fonctionnement Min</i>	-152	°C

Tableau 32 : caractéristiques du module Peltier de Laird Thermal System CP2-127-06-L2-W12

### 5.2.3.3 Étude temporelle du système

La réponse temporelle du système composé de l'échangeur à 2 étages et du flexible le reliant à l'aiguille placée dans le patient doit être étudiée pour évaluer la possibilité d'une utilisation clinique.

On va tout d'abord déterminer le temps nécessaire à la chauffe du fluide jusqu'à sa température maximale. Pour cela on commence par une simulation où l'on va chauffer le module Peltier au maximum pour trouver le temps minimum nécessaire pour atteindre la température maximum du cuivre (Figure 135). Pour cela, une région de taille correspondant au module Peltier est définie sur le cuivre. Le reste de la surface supérieure est considéré comme étant adiabatique étant donné qu'une couche isolante sera positionnée sur la partie non couverte par le module Peltier.

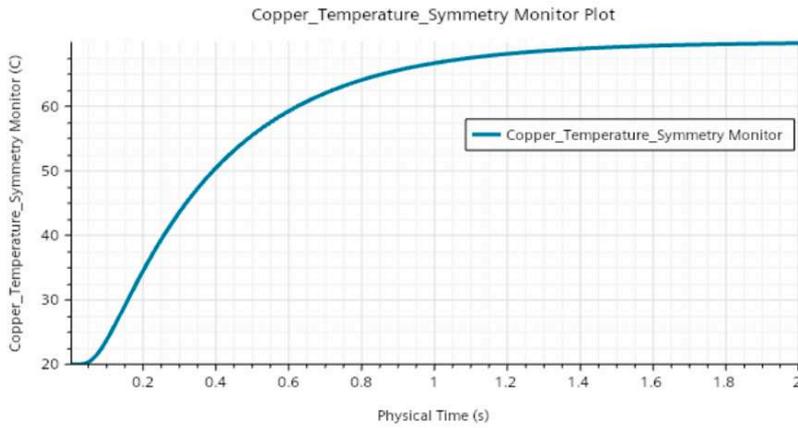


Figure 135 : évolution de la température du cuivre au niveau de l'interface avec le flexible en fonction du temps lors d'une chauffe à la puissance maximale du module Peltier

On observe que le cuivre chauffe très rapidement et atteint déjà les 67°C en seulement 1 seconde pour la consigne en puissance maximale du module Peltier. Ceci lorsque l'on considère que la chauffe du module Peltier est instantanée et qu'il est déjà à température au début de la simulation.

L'étude temporelle du système composé de l'échangeur thermique et de l'écoulement de fluide est effectuée en utilisant le modèle précédemment utilisé (Figure 132) en utilisant le mode *Unsteady*. Ceci permet d'observer le temps nécessaire à la chauffe du liquide en sortie de l'échangeur thermique (Figure 136).

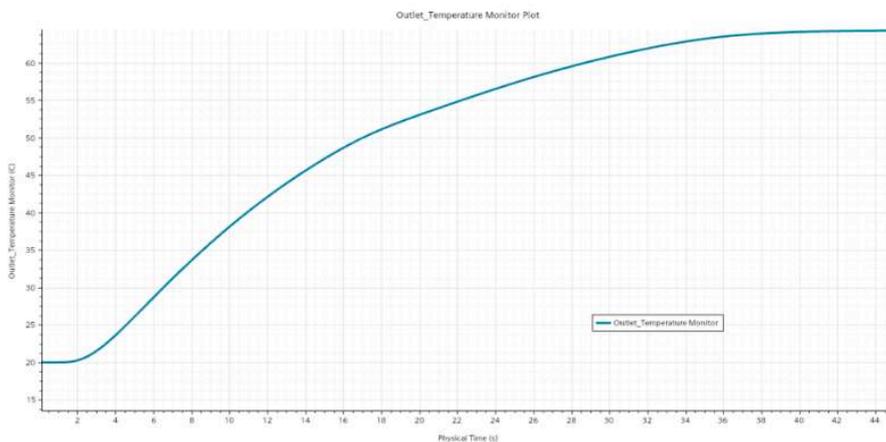


Figure 136 : évolution de la température du fluide enregistré à la sortie de l'échangeur thermique au cours du temps

On observe que 30 secondes sont nécessaires à l'échangeur pour que le fluide à sa sortie atteigne 67°C soit 95% de la température maximum souhaitée.

Il est nécessaire de s'assurer qu'un changement de débit important au cours de l'intervention ne risque pas d'engendrer de lésion thermique au patient.

La situation la plus critique consiste en la nécessité d'augmenter rapidement le débit d'injection durant une intervention au cours de laquelle une hydrodissection par le chaud est effectuée. Pour atteindre une température adaptée à l'entrée du patient avec un faible débit, l'échangeur doit surchauffer le fluide pour contrer l'effet de la déperdition calorifique au sein du flexible (au contact de l'air du bloc qui est de 20°C) qui le relie au patient. Une augmentation brutale du débit impliquerait l'injection de fluide surchauffé n'ayant pas eu le temps de refroidir dans le flexible en raison de l'augmentation de vitesse. Cette hypothèse est vérifiée par la simulation présentée en Figure 138 et montre la dangerosité de cette séquence en raison de l'élévation importante des températures en sortie de système.

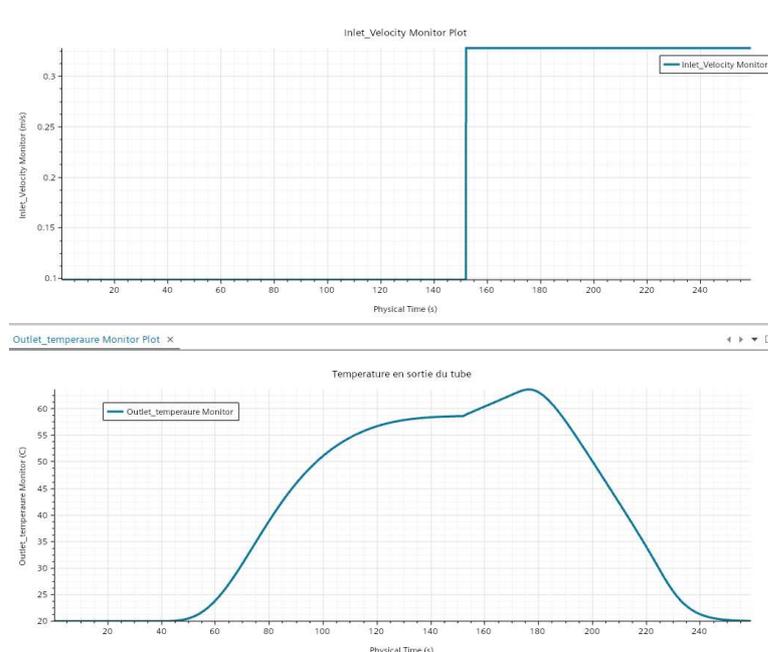


Figure 137 : simulation d'une augmentation brutale du débit d'injection lors de la réalisation d'une hydrodissection par le chaud

Pour contrer cette augmentation de température, seule une vidange du flexible contenant le fluide à haute température permettrait de pouvoir réaliser une injection sécurisée avec un débit plus important.

Afin de vérifier la possibilité d'une diminution du fluide injecté par inversion de la consigne au module Peltier et par diminution du débit, une nouvelle étude temporelle est définie durant de laquelle les valeurs de débit et de puissance appliquée en fonction du temps vont être modulées.

L'étude temporelle est définie tel que :

- 1er étape (0-50s) :  $v=0,327479 \text{ m/s}$ ,  $Q=306,63W$
- 2ème étape (50-60s) :  $v=0,098243 \text{ m/s}$ ,  $Q=-98,01W$
- 3ème étape (60-...s) :  $v=0,098243 \text{ m/s}$ ,  $Q=0W$

Ainsi, la simulation démarre avec la puissance maximale du module Peltier et la vitesse d'injection la plus élevée (50 mL/min soit 0,327 m/s). On fixe ces conditions sur 50 secondes afin d'assurer que le fluide en sortie d'échangeur thermique ait atteint la bonne température (70°C). Au bout de cette première période, on réduit la vitesse à 15 mL/min (soit 0,98244 m/s) et on inverse la commande du module Peltier afin de diminuer le plus vite possible la température du cuivre et s'assurer que la température du fluide à la sortie de l'échangeur n'augmente pas. Enfin, une fois le fluide suffisamment refroidi, le module Peltier est stoppé pour laisser le cuivre revenir à une température de 20°C (Figure 138).

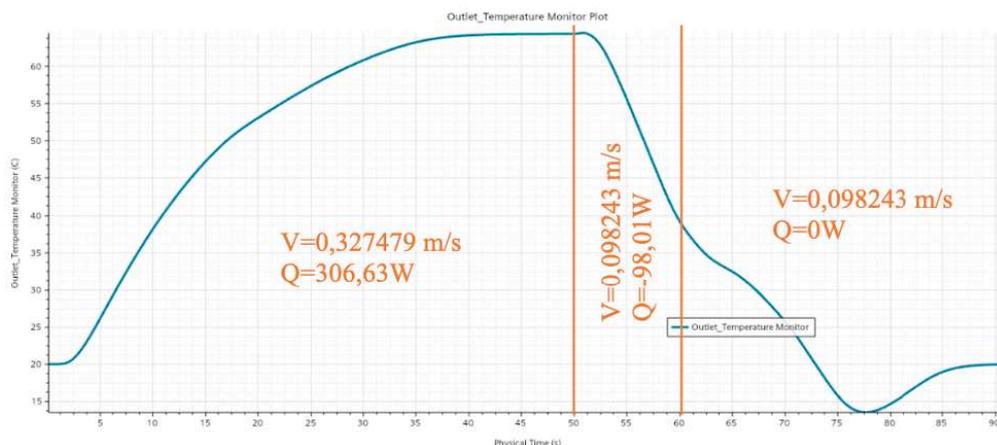


Figure 138 : analyse de l'évolution de la température en sortie de l'échangeur lors d'une séquence comprenant une phase de chauffe, une phase de refroidissement et une phase de repos du module Peletier

On observe que, si on inverse la commande en température du module Peletier de manière suffisamment importante, on peut contrer l'effet négatif de réchauffement au sein de l'échangeur induit par le ralentissement du débit.

Cela permet de simuler une thermoablation par cryothérapie avec hydrodissection par du fluide réchauffé injecté avec un fort débit (50 mL/min), durant laquelle le débit d'injection doit être diminué. On observe qu'une inversion de la consigne de l'échangeur thermique permet de diminuer rapidement et drastiquement la température du fluide injecté et de protéger le patient d'une lésion thermique.

## 5.2.4 Conception du dispositif de régulation thermique

### 5.2.4.1 Conception de l'échangeur

Cette partie traite de la conception de l'échangeur final illustré en Figure 139. On utilisera un échangeur composé de deux étages de transfert de chaleur. Par simplicité et efficacité, les deux étages seront strictement identiques. Il ne sera pas choisi de chauffer un côté de manière plus importantes qu'un autre.

La conception débute depuis le centre vers la périphérie en commençant par la CAO du fluide utilisée pour la simulation. A partir de cette zone fluide, on peut facilement représenter le tuyau et le cuivre qui va venir se refermer par-dessus. Le module Peltier est placé au centre de la région en cuivre. Le module Peltier est de dimensions 62x62mm tel que choisit précédemment. La partie du cuivre non recouverte par le module Peltier est recouverte par une couche d'isolant qui permet d'éviter une perte de chaleur du cuivre sur les parties non couvertes par le Peltier. Ceci permet une bonne répartition de la chaleur de manière uniforme au sein du cuivre. Cet isolant peut être découpé directement depuis un brut de polystyrène ou du polyuréthane dur. Ces deux composant peuvent être collés sur la surface en cuivre à l'aide d'une pâte thermique pour garantir le bon passage de la température entre le module Peltier et le cuivre.

Pour optimiser la déperdition calorifique du module Peltier un radiateur sera ajouté à son contact. Il doit prendre un maximum d'espace sur le module Peltier pour garantir un bon échange mais il doit également être assez petit pour ne pas modifier la conception de l'échangeur et limiter l'encombrement. Les dimensions du radiateur choisi sont donc de 100x100x33mm. Celui-ci sera également collé au module Peltier pour maximiser l'échange entre ces deux composants. Le module Peltier étant principalement utilisé pour réchauffer le cuivre, sa face externe devra principalement refroidir. Ainsi, le dimensionnement du radiateur ne nécessite pas un dimensionnement poussé car il sera peu sollicité. Pour finir un ventilateur est placé au-dessus du radiateur et est fixé au bâti pour forcer le flux d'air et améliorer les capacités du radiateur.



Figure 139: CAO de l'échangeur final. Seule Une des moitiés de l'échangeur est représenté. Il est agencé de bas en haut par le cuivre (en marron), le radiateur (en gris) et le ventilateur (en noir). Le bâti permettant de maintenir l'ensemble et de réaliser la pince est en transparence

#### 5.2.4.2 Conception du bâti

Le bâti est composé de tôle de faible épaisseur (3mm) et illustré en Figure 140.

Le bâti est séparé en 3 parties :

- la première est directement reliée à la partie fixe de l'échangeur et est composé de 4 plaques. Celles-ci permettent le maintien de la plaque de cuivre centrale ainsi que l'encrage du système de fermeture et des charnières.
- deux parties supérieure et inférieure identiques, qui sont composées de 3 plaques. Une première plaque recouvre l'ensemble et prend une forme de U et 2 plaques simples qui permettent une fermeture sur les côtés. Des extrusions seront réalisées dans les plaques latérales afin de permettre un flux d'air important pour le refroidissement du module Peltier par les radiateurs et ventilateurs.



Figure 140 : CAO de l'échangeur final monté avec le bâti

### 5.2.4.3 Conception du système de contrôle

Pour simplifier son utilisation, le système devra pouvoir être contrôlé depuis une interface simple par le manipulateur ou le praticien durant l'intervention. Le système entier (pompe + échangeur thermique) devra donc pouvoir être manipulé à distance et les modules Peltier de l'échangeur devront être asservis à la pompe. Un montage simple d'asservissement de module Peltier est proposé par l'Université de Paris-Saclay (Al Ajroudi, Jauvert et al. 2023) et illustré Figure 141.

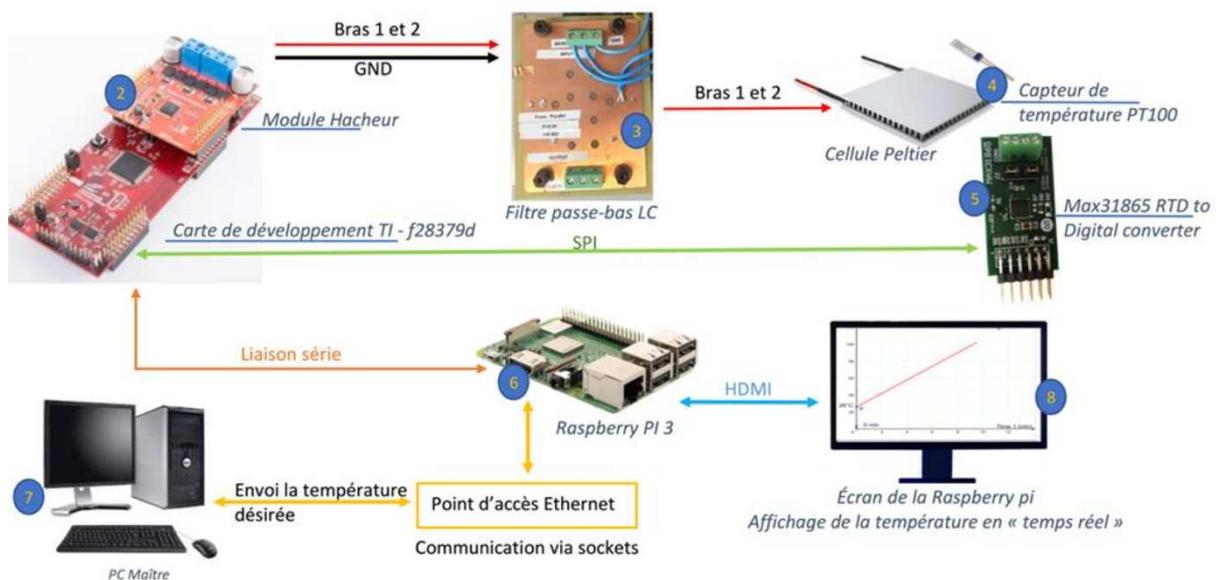


Figure 141 : montage d'asservissement d'un module Peltier

L'utilisation d'un pont H (Figure 142) et d'un filtre Passe-bas sont nécessaires pour contrôler le module en chauffe et en refroidissement et permettre l'inversion du courant ainsi que le contrôle précis de la température. Ainsi, le pont H permet l'inversion de manière continue où alterner du courant pour contrôler le module Peltier par l'intermédiaire de porte logique qui vont permettre le changement du sens de circulation du courant au sein du module Peltier.

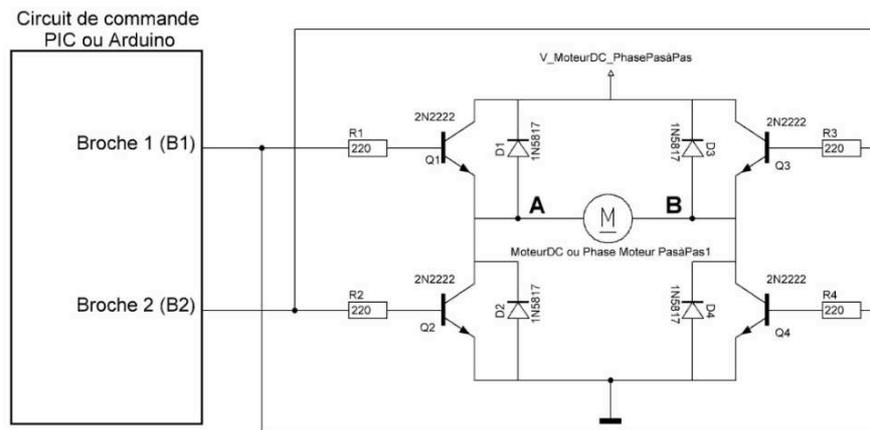


Figure 142 : illustration du schéma de fonctionnement d'un pont H

Le choix du pont H est fait tel qu'il peut supporter la puissance nécessaire au fonctionnement des modules Peltier. Un pont H pour chaque module Peltier est nécessaire. De cette façon, le choix du Pont H est fait en sachant que l'intensité maximum nécessaire par le module Peltier est de 15A et le courant max est de 20V dans la configuration de l'échangeur.

Pour le contrôle, un micro-ordinateur de chez Raspberry ou une carte Arduino peuvent suffire à l'acquisition et à l'envoi des données.

### 5.2.5 Mise en situation du système complet

Une première mise en situation du système est réalisée par une CAO qui permet de se rendre compte des échelles des différents composants (Figure 143). L'encombrement de l'ensemble est très limité et sa place peut se concevoir dans une salle de radiologie interventionnelle, sans perturber l'intervention.

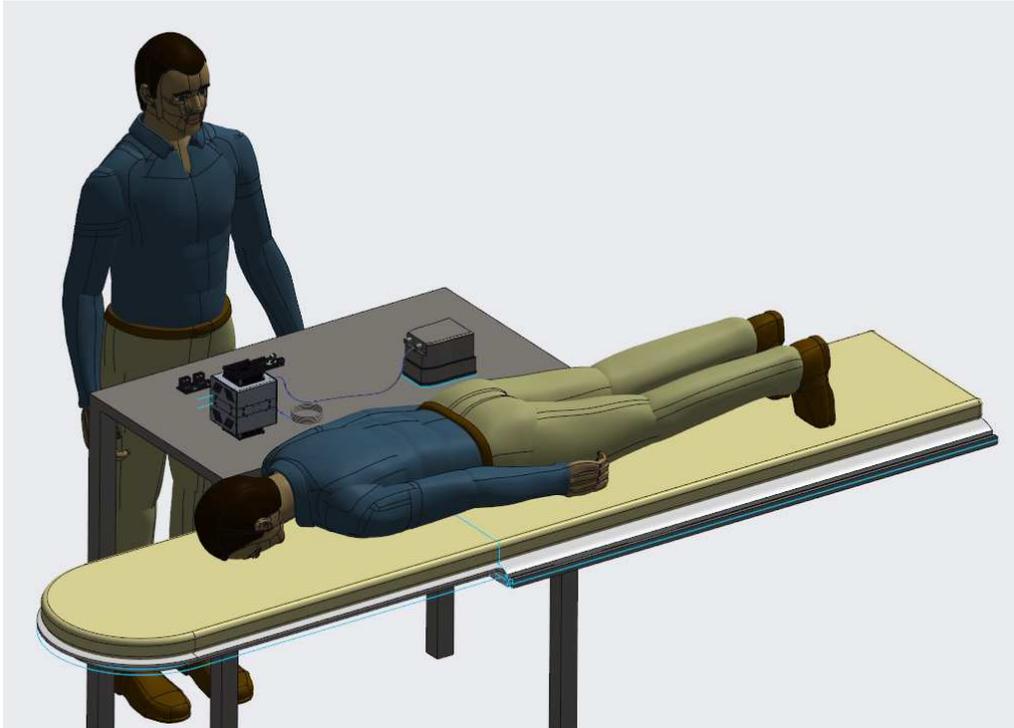


Figure 143 : CAO illustrant la mise en scène complète du système d'hydrodissection motorisé. Placés à côté du patient sur une table sont représentés à l'échelle la pompe, l'échangeur thermique à 2 étages dans son bâti et les 2 ponts H

#### 5.2.6 Conclusion et ouverture

Ce travail de conception d'un dispositif d'injection motorisé avec modulation de température pour la réalisation d'hydrodissection durant des thermoablations a abouti à un plan dimensionné de ses différents composants.

Les éléments restants à achever avant la production d'un prototype et les tests cliniques sont nombreux :

- L'asservissement du système reste encore à mettre en place pour assurer un contrôle facilité et sécurisé de l'appareil par l'opérateur.
- Le système de fermeture des pinces formées par les 2 étages de l'échangeur thermique n'a pas encore été dimensionnés et modélisés. D'autre part un système permettant de positionner le flexible dans l'échangeur avant la fermeture de la pince doit être pensé afin de faciliter les manipulations par l'utilisateur avant l'intervention.
- La production d'un prototype pour la caractérisation par l'expérience de l'échangeur thermique reste à faire.

- La vérification de la température du fluide avant injection dans le patient est une étape indispensable pour obtenir l'autorisation de l'utilisation chez le patient. Certaines pistes ont été pensées, soit par un capteur à placer sur le flexible (mais qui devra être stérile puisqu'au contact de l'aiguille positionnée dans le patient) soit par un pontage du circuit permettant de placer un capteur dans la portion pontée non destinée au patient. La contrainte de stérilité étant la principale limite à la conception d'un dispositif de vérification adapté.

## 6 Conclusion

La thermoablation guidée par l'imagerie de lésions tumorales osseuses est une technique curative et palliative permettant la destruction des cellules tumorales par application des températures extrêmes par le chaud ou par le froid. La thermoablation de lésion osseuse situées dans la partie postérieure du bassin est une technique particulièrement à risque en raison de la proximité du nerf sciatique, qui doit rester intacte au cours de l'intervention. La protection du nerf est essentielle afin d'éviter une lésion thermique iatrogène du nerf. L'hydrodissection du nerf sciatique est une technique de protection active au cours de la thermoablation, consistant en l'injection de sérum physiologique entre le nerf et la zone traitée. Le but recherché est double : écarter le nerf de la zone soumise à des températures extrêmes, et protéger le nerf en le refroidissant ou en le réchauffant selon la technique de thermoablation utilisée.

Bien que cette technique soit utilisée en clinique dans différentes régions anatomiques, son application au nerf sciatique au contact du bassin est difficile et non optimale.

Dans le premier chapitre de la thèse, une étude anatomique et radiologique du nerf sciatique est réalisée. Une description anatomique du nerf sciatique, de son trajet, de ses rapports et de ses fonctions, est effectuée à partir d'ouvrages anatomiques de référence. Une revue systématique des données de la littérature a été entreprise afin de préciser les rapports entre le nerf sciatique et l'os coxal par ces questions : quels sont les rapports du nerf lors de son passage au contact de l'os coxal et quels sont les repères utilisés pour évaluer sa position, quelles sont les variations reportées de l'anatomie du nerf sciatique lors de son passage au contact de l'os coxal. La revue de la littérature a permis de sélectionner 26 études anatomiques reportant 4813 nerfs sciatiques. Une variation de l'anatomie du nerf sciatique, au contact de l'os coxal à sa sortie du bassin, a été reportée dans 14% [12%-15%]. Les méthodes d'évaluation de la position du nerf sciatique lors de sa sortie du pelvis et dans la région glutéale ne comportaient que des projections cutanées par rapport à 3 repères orthonormés (l'épine iliaque postéro-inférieure, le sommet du grand trochanter et la tubérosité sciatique). Ces repères cutanés ne permettent aucune évaluation de la position du nerf par rapport à l'os coxal utile en imagerie en coupes et ne sont pas applicables lors des interventions guidées par l'imagerie.

Pour répondre à ces interrogations, une étude rétrospective d'IRM du bassin a été effectuée. Le nerf sciatique ainsi que sa modalité de passage hors du bassin par rapport au muscle piriforme ont été évalués. Puis le long du trajet du nerf sciatique, ont été étudiés la plus petite distance séparant le nerf et l'os, la partie de l'os coxal qui est en regard et la nature du tissu qui sépare ces deux structures.

L'ensemble des IRM lues ont analysé 192 nerfs. La variation de l'anatomie du nerf sciatique (14,1%) observée est concordante avec les données de la littérature. La zone où le nerf est le plus proche et le plus vulnérable est située à hauteur du haut de la tête fémorale (écart de 1.48 mm où le nerf est en regard de la grande échancrure sciatique dans 97 % [93.4 - 100], sans tissu d'interposition dans 53 % [43.9 - 62.3]). Le plus grand éloignement du nerf (16.42 mm) a été observé à hauteur de la branche ischio-pubienne avec interposition de tendon (97 % [94.4 - 100]) ou de tissu adipeux. Le nerf sciatique n'a pas été observé plus proche de l'os en cas de variation de son anatomie. Sa variabilité de sortie du bassin ne représente pas un facteur défavorable ou protecteur lors de thermoablation du bassin. L'écart entre le nerf et l'os est au maximum de 16,42 mm ce qui reste très faible et qui justifie une protection optimale du nerf lors de thermoablation de l'os coxal.

Le second chapitre de la thèse s'est porté sur la revue des principes de thermoablation et des effets de la température sur les nerfs. La revue des principes des techniques de thermoablation utilisées en radiologie interventionnelle permet un état des lieux des techniques utilisées pour l'ablation de tumeurs dans un but curatif ou palliatif. Les techniques de thermoablation par le chaud regroupent le laser, la radiofréquence et les micro-ondes. La radiofréquence est la technique la plus utilisée dans l'os par sa polyvalence, la rapidité d'exécution et son faible coût. La cryothérapie est la seule technique de thermoablation par le froid. Elle permet d'effectuer des ablations tout en visualisant en temps réel les limites de la glace en scanner et IRM ce qui permet d'augmenter l'efficacité et la sécurité, mais demande plus de temps d'intervention pour positionner plusieurs sondes et effectuer les différents cycles d'ablation. La revue des effets des températures extrêmes sur les nerfs a identifié des études effectuées chez l'animal et a permis de définir des seuils limites à ne pas dépasser pour éviter toute lésion des nerfs. La limite haute retenue est 45°C et la limite basse 10°C, en prenant en considération qu'elles sont très restrictives et que des limites plus larges ont été décrites, afin d'être le plus protecteur possible et d'éviter tout déficit.

Le troisième chapitre de la thèse a pour objectif l'optimisation de l'hydrodissection du nerf sciatique. Cette partie a débuté par la modélisation 3D de la région glutéale et du nerf sciatique à partir d'acquisition IRM, puis par la caractérisation des propriétés physiques de l'ensemble des éléments modélisés. Dans la région glutéale, l'espace de diffusion pour la simulation d'injection correspond au tissu adipeux situé entre les muscles et autour du nerf sciatique. La caractérisation des propriétés physiques du tissu adipeux a permis de comprendre le mode d'écoulement lors de l'injection de liquide en son sein. Le liquide injecté ne traverse pas le gras, mais s'insinue et écarte les espaces interlobulaires du tissu adipeux. Ceci nous a conduit à implémenter le comportement d'injection en

milieu poreux lors de sa modélisation. L'étude des caractéristiques physiques du nerf sciatique et du muscle glutéal majeur ont révélé que leur déplacement lors des injections n'était pas lié à un effet de jet mais à l'accumulation de fluide contre leurs parois. La réalisation de simulations d'injection contre le nerf sciatique au cours d'ablathermies nous a permis de définir les paramètres permettant de protéger le nerf lors d'ablathermie par le chaud ou par le froid.

Le dernier chapitre de la thèse s'est porté sur la conception d'un système automatique d'injection dont le cahier des charges a été défini par le résultat des précédentes revues de la littérature et simulations. Ce dispositif d'injection motorisé et thermorégulé a été dessiné pour respecter les contraintes d'encombrement, de stérilité et de déplacement du patient durant une intervention.

Le présent travail de thèse ouvre plusieurs perspectives. Les nombreuses simulations effectuées bien qu'ayant montré des résultats satisfaisants en termes de température doivent maintenant être testés sur des modèles physiques pour validation. Un prototype du dispositif d'injection motorisé et thermorégulé doit être produit pour être testé *ex vivo* avant de pouvoir envisager son utilisation en clinique. Le problème exposé du risque de brûlure lors d'une accélération brutale du débit doit être résolu et enfin un système de sécurité par enregistrement de la température du liquide avant son injection dans le patient devra être réfléchi.

## 7 Bibliographie

Adami, S., et al. (2012). "A generalized wall boundary condition for smoothed particle hydrodynamics." *Journal of Computational Physics* **231**(21): 7057-7075.

In this paper we present a new formulation of the boundary condition at static and moving solid walls in SPH simulations. Our general approach is both applicable to two and three dimensions and is very simple compared to previous wall boundary formulations. Based on a local force balance between wall and fluid particles we apply a pressure boundary condition on the solid particles to prevent wall penetration. This method can handle sharp corners and complex geometries as is demonstrated with several examples. A validation shows that we recover hydrostatic equilibrium conditions in a static tank, and a comparison of the classical dam break simulation with state-of-the-art results in literature shows good agreement. We simulate various problems such as the flow around a cylinder and the backward facing step at  $Re=100$  to demonstrate the general applicability of this new method.

Ahmed, M., et al. (2011). "Principles of and advances in percutaneous ablation." *Radiology* **258**(2): 351-369.

Image-guided tumor ablation with both thermal and nonthermal sources has received substantial attention for the treatment of many focal malignancies. Increasing interest has been accompanied by continual advances in energy delivery, application technique, and therapeutic combinations with the intent to improve the efficacy and/or specificity of ablative therapies. This review outlines clinical percutaneous tumor ablation technology, detailing the science, devices, techniques, technical obstacles, current trends, and future goals in percutaneous tumor ablation. Methods such as chemical ablation, cryoablation, high-temperature ablation (radiofrequency, microwave, laser, and ultrasound), and irreversible electroporation will be discussed. Advances in technique will also be covered, including combination therapies, tissue property modulation, and the role of computer modeling for treatment optimization.

Al Ajroudi, R., et al. (2023). "Contrôle de température via une cellule Peltier." *La Revue 3E.I* <https://eduscol.education.fr/sti/si-ens-paris-saclay>. from <https://eduscol.education.fr/sti/sites/eduscol.education.fr.sti/files/ressources/pedagogiques/15719/15719-controle-de-temperature-via-une-cellule-peltier-3ei-ensps.pdf>.

Al Najjar, M., et al. (2018). "Three dimensional scapular prints for evaluating glenoid morphology: An exploratory study." *J Clin Orthop Trauma* **9**(3): 230-235.

**BACKGROUND:** Computerised Tomography (CT) scans are conventionally employed to assess the glenoid morphology prior to total shoulder arthroplasty (TSA). This study explores the role of three-dimensional (3D) models for assessing glenoid morphology. **METHODS:** CT scans of 32 patients scheduled for TSA were reconstructed to scapular models using customised software and a desktop 3D printer. The size and aspect ratios were maintained. Glenoid version, glenoid maximum height and width, and the maximum acromion antero-posterior (AP) length were compared between the models and CT scans. **RESULTS:** The models were an accurate qualitative reflection of scapular anatomy. The average retroversion in 3D models was 8.19 degrees +/-30.8 degrees compared to 10.26 degrees +/-42.5 degrees in scan images. The mean difference was 2.07 degrees +/-24.6 degrees ( $p=0.408$ ). However, the mean absolute error was 5.02 degrees +/-12.3 degrees. The mean difference of the glenoid maximum width and the acromion maximum AP length was 0.22+/-3.33mm ( $p=0.862$ ) and 0.32+/-14.12mm ( $p=0.213$ ) respectively. However, the mean difference was significant for the glenoid maximum height measuring 3.67+/-12.04mm with  $p=0.004$ . The correlation between the examiners was high for all parameters, with intraclass correlation ranging between 0.94

and 0.99. CONCLUSION: 3D printing technology promises to be a useful tool for preoperative planning with accurate reproduction of transverse plane anatomy. 3D prints represent superior definition of reconstructed anatomical measures such as glenoid height as compared to conventional CT Scans.

Auloge, P., et al. (2020). "Performance of a New Blunt-Tip Needle for the Displacement of Critical Structure in Thermal Ablation." Cardiovasc Intervent Radiol **43**: 924-930.

Auloge, P., et al. (2019). "Complications of Percutaneous Bone Tumor Cryoablation: A 10-year Experience." Radiology **291**: 521-528.

Beaton, L. and B. Anson (1937). "The relation of the sciatic nerve and of its subdivisions to the piriformis muscle." Anat Rec **10**(1): 1-5.

Beazley, R. M., et al. (1974). "The effect of cryosurgery on peripheral nerves." J Surg Res **16**(3): 231-234.

Beland, M. D., et al. (2005). "Percutaneous cryoablation of symptomatic extraabdominal metastatic disease: preliminary results." AJR Am J Roentgenol **184**(3): 926-930.

OBJECTIVE: The objective of our study was to describe our initial experience using percutaneous cryoablation for palliation of symptomatic extraabdominal metastases or recurrent soft-tissue tumors. CONCLUSION: Preliminary results suggest that percutaneous cryoablation may offer a minimally invasive alternative for relief of symptomatic metastatic disease in patients for whom conventional therapy failed.

Birke, O., et al. (2011). "The effect of hip position upon the location of the sciatic nerve: an MRI Study." J Pediatr Orthop **31**(2): 165-169.

BACKGROUND: Allowance for the positional changes of the sciatic nerve is important when considering the safest position of the leg to perform hip operations, specifically the ischial osteotomy during a pelvic triple or periacetabular osteotomy. As for its proximity to the osteotomy site the sciatic nerve can be injured during these operations with the consequence of severe functional impairment. This is the first in-vivo study that demonstrates the effect of hip position upon the location of the sciatic nerve. METHODS: We determined how altering the position of the hip moves the nerve toward or away from the infracotyloid groove, the desired starting point of the ischial osteotomy site just inferior to the acetabulum when performing a pelvic triple or periacetabular osteotomy. Magnetic resonance imaging scans of the left hip in 3 different positions (neutral/supine, 30 to 45 degrees flexion, 30 to 45 degrees flexion/abduction/external rotation) were performed in 11 healthy children (5 boys and 6 girls, age 7 to 17 y) without prior hip surgery. The distance between the sciatic nerve and the infracotyloid groove was measured on the magnetic resonance images. Distance ratios based on the neutral position were calculated for flexion and flexion/abduction/external rotation for each of the participants. RESULTS: The sciatic nerve moves toward the ischium osteotomy site in hip flexion without abduction (mean flexion: neutral ratio 0.79,  $P < 0.01$ ). However the nerve moves away from the osteotomy site when the hip is 30 to 45 degrees flexed, abducted, and externally rotated (mean flexion/abduction/external rotation: neutral ratio 1.34), meaning the distance from nerve to infracotyloid groove increases significantly ( $P < 0.01$ ). The mean distances were 14.8 mm (11 to 20 mm) in neutral, 11.8 mm (9 to 16 mm) in flexion, and 20.0 mm (9 to 30 mm) in flexion/abduction/external rotation. CONCLUSIONS: The likely safest position of the hip/leg to perform the ischium osteotomy as part of a pelvic triple or periacetabular osteotomy is in flexion, abduction, and external rotation. In this position the osteotomy can be performed via a medial or anterior approach with the nerve the furthest away from the osteotomy site. LEVEL OF EVIDENCE: Level II.

Bohm, P. and J. Huber (2002). "The surgical treatment of bony metastases of the spine and limbs." *J Bone Joint Surg Br* **84**(4): 521-529.

The skeleton is the most common site to be affected by metastatic cancer. The place of surgical treatment and of different techniques of reconstruction has not been clearly defined. We have studied the rate of survival of 94 patients and the results of the surgical treatment of 91 metastases of the limbs and pelvis, and 18 of the spine. Variables included the different primary tumours, the metastatic load at the time of operation, the surgical margin, and the different techniques of reconstruction. The survival rate was 0.54 at one year and 0.27 at three years. Absence of visceral metastases and of a pathological fracture, a time interval of more than three years between the diagnosis of cancer and that of the first skeletal metastasis, thyroid carcinoma, prostate carcinoma, renal-cell carcinoma, breast cancer, and plasmacytoma were positive variables with regard to survival. The metastatic load of the skeleton and the surgical margin were not of significant influence. In tumours of the limbs and pelvis, the local failure rate was 0% after biological reconstruction (10), 3.6% after cemented or uncemented osteosynthesis (28) and 1.8% after prosthetic replacement (53). The local failure rate after stabilisation of the spine (18) was 16.6%. There was local recurrence in seven patients (6.4%), and in four of these the primary tumour was a renal-cell carcinoma. The local recurrence rate was 0% after extralesional (24) and 8.2% after intralesional resection (85). Improvements in the oncological management of patients with primary and metastatic disease have resulted in an increased survival rate. In order to avoid additional surgery, it is essential to consider the expected time of survival of the reconstruction and, in bony metastases with a potentially poor response to radiotherapy, the surgical margin.

Bomers, J. G. R., et al. (2017). "MRI-guided focal laser ablation for prostate cancer followed by radical prostatectomy: correlation of treatment effects with imaging." *World J Urol* **35**(5): 703-711.

**PURPOSE:** To correlate treatment effects of MRI-guided focal laser ablation in patients with prostate cancer with imaging using prostatectomy as standard of reference. **METHODS:** This phase I study was approved by the Institutional Review Board. Three weeks prior to prostatectomy, five patients with histopathologically proven, low/intermediate grade prostate cancer underwent transrectal MRI-guided focal laser ablation. Per patient, only one ablation was performed to investigate the effect of ablation on the tissue rather than the effectiveness of ablation. Ablation was continuously monitored with real-time MR temperature mapping, and damage-estimation maps were computed. A post-ablation high-resolution T1-weighted contrast-enhanced sequence was acquired. Ablation volumes were contoured and measured on histopathology specimens (with a shrinkage factor of 1.15), T1-weighted contrast-enhanced images, and damage-estimation maps, and were compared. **RESULTS:** A significant volume correlation was seen between the ablation zone on T1-weighted contrast-enhanced images and the whole-mount histopathology section ( $r = 0.94$ ,  $p = 0.018$ ). The damage-estimation maps and histopathology specimen showed a correlation of  $r = 0.33$  ( $p = 0.583$ ). On histopathology, the homogeneous necrotic area was surrounded by a reactive transition zone (1-5 mm) zone, showing neovascularisation, and an increased mitotic index, indicating increased tumor activity. **CONCLUSIONS:** The actual ablation zone was better indicated by T1-weighted contrast-enhanced than by damage-estimation maps. Histopathology results highlight the importance of complete tumor ablation with a safety margin.

Bouchet, A. and J. Cuilleret (1983). *Anatomie 3 Le Membre supérieur, le membre inférieur topographique, descriptive et fonctionnelle*. Villeurbanne, Simep.

Brace, C. L. (2009). "Microwave ablation technology: what every user should know." Curr Probl Diagn Radiol **38**(2): 61-67.

Microwave ablation is a relatively new technology under development and testing to treat the same types of cancer that can be treated with radiofrequency ablation. Microwave energy has several possible benefits over radiofrequency energy for tumor ablation but, because clinical microwave ablation systems are not widespread, the underlying principles and technologies may not be as familiar. The basic microwave ablation system contains many of the same components as a radiofrequency ablation system: a generator, a power distribution system, and an interstitial applicator. This article attempts to provide an overview of each of these components, outline their functions and roles, and provide some insight into what every potential microwave ablation user should know about systems in development.

Callstrom, M. R., et al. (2006). "Image-guided ablation of painful metastatic bone tumors: a new and effective approach to a difficult problem." Skeletal Radiol **35**(1): 1-15.

Painful skeletal metastases are a common problem in cancer patients. Although external beam radiation therapy is the current standard of care for cancer patients who present with localized bone pain, 20-30% of patients treated with this modality do not experience pain relief, and few further options exist for these patients. For many patients with painful metastatic skeletal disease, analgesics remain the only alternative treatment option. Recently, image-guided percutaneous methods of tumor destruction have proven effective for treatment of this difficult problem. This review describes the application, limitations, and effectiveness of percutaneous ablative methods including ethanol, methyl methacrylate, laser-induced interstitial thermotherapy (LITT), cryoablation, and percutaneous radiofrequency ablation (RFA) for palliation of painful skeletal metastases.

Cazzato, R. L., et al. (2021). "Percutaneous thermal ablation of sacral metastases: Assessment of pain relief and local tumor control." Diagn Interv Imaging.

Cazzato, R. L., et al. (2020). "Complications Following Percutaneous Image-guided Radiofrequency Ablation of Bone Tumors: A 10-year Dual-Center Experience." Radiology **296**: 227-235.

Chaussy, C. G. and S. Thuroff (2017). "High-Intensity Focused Ultrasound for the Treatment of Prostate Cancer: A Review." J Endourol **31**(S1): S30-S37.

Over the past 25 years, the average life expectancy for men has increased almost 4 years, and the age of prostate cancer detection has decreased an average of 10 years with diagnosis increasingly made at early-stage disease where curative therapy is possible. These changing trends in the age and extent of malignancy at diagnosis have revealed limitations in conventional curative therapies for prostate cancer, including a significant risk of aggressive cancer recurrence, and the risk of long-term genitourinary morbidity and its detrimental impact on patient's quality of life (QOL). Greater awareness of the shortcomings in radical prostatectomy, external radiotherapy, and brachytherapy has prompted the search for alternative curative therapies that offer comparable rates of cancer control and less treatment-related morbidity to better preserve QOL. High-intensity focused ultrasound (HIFU) possesses characteristics that make it an attractive curative therapy option. HIFU is a noninvasive approach that uses precisely delivered ultrasound energy to achieve tumor cell necrosis without radiation or surgical excision. In current urologic oncology, HIFU is used clinically in the treatment of prostate cancer and is under experimental investigation for therapeutic use in multiple malignancies. Clinical research on HIFU therapy for localized prostate cancer began in the 1990s, and there have now been approximately 65,000 prostate cancer patients treated with HIFU, predominantly with the Ablatherm (EDAP TMS, Lyon, France) device. Neoadjuvant transurethral resection of the prostate has been combined with HIFU since 2000 to

reduce prostate size, facilitate tissue destruction, and to minimize side effects. Advances in imaging technologies are expected to further improve the already superior efficacy and morbidity outcomes, and ongoing investigation of HIFU as a focal therapy in salvage and palliative indications is serving to expand the role of HIFU as a highly versatile noninvasive therapy for prostate cancer.

Chen, L., et al. (1997). "Influence of ablated tissue on the formation of high-intensity focused ultrasound lesions." *Ultrasound Med Biol* **23**(6): 921-931.

In order to ablate tumours using high-intensity focused ultrasound (HIFU) it is necessary to irradiate the tumour with a confluent array of single ultrasound exposures. We have identified a phenomenon that we term lesion-to-lesion interaction, which occurs when the spatial separation of individual exposures is such that an existing lesion appears to affect the formation of a subsequent lesion. This article investigates the implications of this phenomenon for strategies to ablate large tissue volumes in the treatment of hepatic metastases. Experiments on pig and rat livers have been carried out using a focused ultrasound system with a frequency of 1.7 MHz, an in situ spatially averaged focal intensity (ISAL) of 133-658 W cm<sup>-2</sup> (ISP of 239-1185 W cm<sup>-2</sup>) and an exposure duration of 5-15 s. The results show that there is interaction between lesions that spatial exposure separations that depend on the intensities and exposure durations used. As a result, either subsequent lesions form closer to the ultrasound source (if the focal peak of the ultrasound beam is placed deep inside the liver tissue) or their length is reduced (if the focal peak is near the liver surface). An explanation is suggested for this effect and a strategy for its avoidance during in vivo HIFU treatment is discussed.

Copper, I. S. (1963). "Cryogenic surgery: a new method of destruction or extirpation of benign or malignant tissues." *N Engl J Med* **268**: 743-749.

Cornelis, F. H., et al. (2017). "Percutaneous Image-Guided Cryoablation as Second-Line Therapy of Soft-Tissue Venous Vascular Malformations of Extremities: A Prospective Study of Safety and 6-Month Efficacy." *Cardiovasc Intervent Radiol* **40**(9): 1358-1366.

**PURPOSE:** To report the safety and short-term efficacy of percutaneous image-guided cryoablation performed as second-line therapy of venous vascular malformations (VVM) of extremities. **MATERIALS AND METHODS:** In this non-blinded, no-randomized trial, cryoablation was proposed in 14 patients presenting with symptomatic VVM for recurrences after treatment. Eligibility criteria were: cryoablation feasible, localization at least 5 mm from skin and nerves, absence of contra-indication for anesthesia. Safety was evaluated by the common terminology criteria for adverse events (AE). Clinical response was assessed by evaluating pain at day 7, month 2 and 6 using visual analog scale; quality of life before cryoablation and at 2 and 6 months after using questionnaire. Evolution of volume was evaluated by MRI at 6 months. Comparison was performed using the Wilcoxon test. **RESULTS:** A technical success was observed in all cases. While 11 patients (78.6%) presented AE (13 grade 1-2 and 3 grade 3), only two severe AE (grade 3) related to cryoablation occurred in two patients (14.3%) during the 6-month follow-up: one immediate sciatic paralysis and one delayed paresthesia. A clinical response was observed in 12 patients (85.7%) at 6 months. Pain decreased significantly from 42.5 +/- 14.2 mm before the intervention to 11.8 +/- 17.9 mm at 6 months (P = 0.002). A significant decrease in the mean volume from 12.8 +/- 14.3 to 3 +/- 2.7 cm<sup>3</sup> was observed at 6 months (P = 0.002). **CONCLUSION:** Percutaneous cryoablation is a promising alternative treatment for sclerotherapy-resistant venous malformations. However, to improve safety, careful patient selection and treatment planning will be mandatory.

Currin, S. S., et al. (2015). "Revisiting the surface anatomy of the sciatic nerve in the gluteal region." *Clin Anat* **28**(1): 144-149.

The surface anatomy of the sciatic nerve (SN) in the gluteal region is clinically important (e.g., intramuscular injection). Anatomy texts describe the nerve in relation to the posterior superior iliac spine (PSIS), ischial tuberosity (IT), and greater trochanter (GT) but descriptions are inconsistent. The surface anatomy of the SN was determined in relation to these bony landmarks using computed tomography (CT) scans in living adults. One hundred consecutive adult pelvic CT scans (36 females, mean age 76 years) were available for dual consensus analysis. A further 19 adults (9 females, mean age 74 years) underwent pelvic CT scans in both prone and supine positions. The surface projection of the SN along a line between the PSIS and IT and between the IT and GT was measured. The SN was identified in 95% of scans at a mean of 5.2 +/- 1.0 cm from the PSIS and 11.4 +/- 1.1 cm from the IT. The SN was a mean of 5.8 +/- 0.8 cm from the IT and 6.2 +/- 1.0 cm from the GT. There were no significant differences in mean positions of the nerve between sides and sexes. A small but clinically irrelevant difference in the surface marking of the SN was found between supine and prone positions with respect to the GT and IT but not in relation to the PSIS and IT. In living adults, the SN lies approximately one-third of the way along a line between the PSIS and IT and half way between the GT and IT.

de Baere, T. (2011). "[New techniques of tumor ablation (microwaves, electroporation)]." J Radiol **92**(9): 789-795.

Since the introduction of radiofrequency tumor ablation of liver tumors in the late 1990s, local destructive therapies have been applied to lung, renal and bone lesions. In addition, new techniques have been introduced to compensate for the limitations of radiofrequency ablation, namely the reduced rate of complete ablation for tumors larger than 3 cm and tumors near vessels larger than 3 mm. Microwave ablation is currently evolving rapidly. While it is a technique based on thermal ablation similar to radiofrequency ablation, there are significant differences between both techniques. Electroporation, of interest because of the non-thermal nature of the ablation process, also is under evaluation.

Dikici, F., et al. (2011). "Sciatic nerve localization relative to the position of the hip, an anatomical study." Hip Int **21**(2): 187-191.

The incidence of iatrogenic peripheral nerve injury during hip arthroplasty procedures has been reported to be between 0.6 and 1.3 percent. The relative risk of nerve palsy is higher in certain groups of patients such as women, patients with developmental dysplasia of the hip, and those who have undergone revision arthroplasty. In this study, the dynamic relationship between the acetabulum and the sciatic nerve, which is important for preventing sciatic nerve palsy during the hip surgery, was investigated. The sciatic nerve was exposed in 69 cadaveric hips. The relationship between the bony acetabulum and the sciatic nerve was examined in three different positions; as the ipsilateral hip was flexed; extended; or in neutral position. We found that the middle part of the posterior acetabular rim was closer to the sciatic nerve than its superior or inferior parts. The sciatic nerve was perilous when the ipsilateral hip was flexed and the middle part of the posterior acetabular rim was more risky than the superior or inferior parts, in terms of iatrogenic sciatic nerve injury.

Dotz, E. (1953). "Differential thermosensitivity of mammalian A-fibres." Acta Physiol Scand **29**(1): 91-108.

Enneking, W., et al. (1990). "A system for the classification of skeletal resections." Chir Organi Mov **75**(1 Suppl): 217-240.

Fajar, A., et al. (2022). "Reconstructing and resizing 3D images from DICOM files." Journal of King Saud University - Computer and Information Sciences **34**(6, Part B): 3517-3526.

Current reconstruction of 3D images from DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) files requires strict supervision for the reconstructed images to have the same metadata including slice thickness, spacing between slices, and image resolution. We propose an algorithm for reconstructing 3D images based on medical images in the DICOM format with varied metadata and resizing the 3D images while preserving the annotations. The 3D image resizing may facilitate processing because most current systems cannot handle the huge 3D image data sizes. After resizing the 3D images, the original annotations that can be used as ground truths to train and evaluate machine learning method are preserved by projection. Experimental results show that the proposed method can handle various DICOM files and correctly project annotations onto the resized image.

Fasano, V. A., et al. (1987). "Cryoanalgesia. Ultrastructural study on cryolytic lesion of sciatic nerve in rat and rabbit." *Acta Neurochir Suppl (Wien)* **39**: 177-180.

The sciatic nerve was exposed to cryoinjury at different freezing patterns in albino rats and rabbits and the frozen nerves were serially examined with electron microscopy from the time of cryolytic lesion (-60 degrees C for 3 minutes) for up to 28 days. The cryolesion was characterized by a total degeneration of the myelin fibers, while non-myelin fibers and vessels seemed less affected. Regeneration began 8 days after cryolysis. A peculiar pattern was the absence of Schwann cells, while the basal membrane around regenerating axons remained intact. The hypothesis that the basal membrane might play a role is discussed.

Filippiadis, D. K., et al. (2014). "Percutaneous image-guided ablation of bone and soft tissue tumours: a review of available techniques and protective measures." *Insights Imaging* **5**(3): 339-346.

**BACKGROUND:** Primary or metastatic osseous and soft tissue lesions can be treated by ablation techniques. **METHODS:** These techniques are classified into chemical ablation (including ethanol or acetic acid injection) and thermal ablation (including laser, radiofrequency, microwave, cryoablation, radiofrequency ionisation and MR-guided HIFU). Ablation can be performed either alone or in combination with surgical or other percutaneous techniques. **RESULTS:** In most cases, ablation provides curative treatment for benign lesions and malignant lesions up to 3 cm. Furthermore, it can be a palliative treatment providing pain reduction and local control of the disease, diminishing the tumour burden and mass effect on organs. Ablation may result in bone weakening; therefore, whenever stabilisation is undermined, bone augmentation should follow ablation depending on the lesion size and location. **CONCLUSION:** Thermal ablation of bone and soft tissues demonstrates high success and relatively low complication rates. However, the most common complication is the iatrogenic thermal damage of surrounding sensitive structures. Nervous structures are very sensitive to extremely high and low temperatures with resultant transient or permanent neurological damage. Thermal damage can cause normal bone osteonecrosis in the lesion's periphery, surrounding muscular atrophy and scarring, and skin burns. Successful thermal ablation requires a sufficient ablation volume and thermal protection of the surrounding vulnerable structures. **TEACHING POINTS:** \* Percutaneous ablations constitute a safe and efficacious therapy for treatment of osteoid osteoma. \* Ablation techniques can treat painful malignant MSK lesions and provide local tumour control. \* Thermal ablation of bone and soft tissues demonstrates high success and low complication rates. \* Nerves, cartilage and skin are sensitive to extremely high and low temperatures. \* Successful thermal ablation occasionally requires thermal protection of the surrounding structures.

Gangi, A., et al. *Imaging in Percutaneous Musculoskeletal Interventions*.

This is one of the first books to deal specifically with imaging in percutaneous musculoskeletal interventions. The use of different imaging modalities during these

procedures is well described. In the first chapter, the basic procedures and different guidance techniques are presented and discussed. The ensuing chapters describe in exhaustive detail the abilities and uses of imaging in guiding procedures ranging from biopsy and joint injection to management of pain and tumors. These procedures are extensively documented in adults as well as in the pediatric population. The third part of the book describes the different indications for vascular interventions in musculoskeletal lesions. The final chapter focuses on ultrasound-guided interventions, as they are more common and tend to be fashionable. The book is well illustrated with carefully chosen and technically excellent images. Each of the 18 chapters is written by an expert of international repute, making this book the most current and complete treatment of the subject available. It should be of great interest to interventional radiologists and also musculoskeletal and general radiologists.

Gangi, A., et al. (2010). "Quality improvement guidelines for bone tumour management." Cardiovasc Intervent Radiol **33**(4): 706-713.

Gaster, R. N., et al. (1971). "Comparison of nerve regeneration rates following controlled freezing or crushing." Arch Surg **103**(3): 378-383.

Goldberg, S. N., et al. (1996). "Radiofrequency tissue ablation: importance of local temperature along the electrode tip exposure in determining lesion shape and size." Acad Radiol **3**(3): 212-218.

**RATIONALE AND OBJECTIVES:** We determined whether heat distribution along a radiofrequency (RF) electrode would be uniform when longer tip exposures are used and whether local temperature effects would influence the shape of induced tissue coagulation. **METHODS:** Thermistors were embedded within 18-gauge RF electrodes at both ends and in the middle of the exposed tip. The length of tip exposure varied from 1 to 7 cm. RF was applied in vitro to pig liver for 6 min using a constant tip temperature, which was varied in 10 degrees C increments from 60 degrees C to 110 degrees C. Experiments were performed in triplicate. The 3- and 5-cm probes were used at a 90 degrees C tip temperature to create lesions in live pig liver and muscle using similar parameters. Temperature was measured throughout the procedure. Observable coagulation necrosis was measured at the end of the treatment. Regression analysis was used to evaluate the local temperature-lesion diameter relationship. **RESULTS:** Temperatures were not uniform along the tip exposure for any given trial. Temperature variation increased with higher tip temperatures and longer tip exposures. The diameter of local coagulation necrosis was a function of the local mean temperature. For in vitro trials, no coagulation was seen when the local temperature was less than 50 degrees C. Temperatures above this threshold resulted in progressively greater lesion diameter, with a minimum of 1 cm of necrosis occurring at 71 degrees C. Additional increases in lesion diameter (1.4-1.6 cm) were observed at approximately 90 degrees C. Mathematical modeling demonstrated a best-fit curve: lesion diameter (in cm) =  $1.4 + 0.03 (\text{tip exposure}) \ln [1 - e^{-0.067(\text{local temp} - 49.5 \text{ degrees C})}]$ ,  $r^2 = .986$ ,  $SD = 0.14$  cm for each curve. In living tissue, less uniformity in the shape of coagulation necrosis was seen around the electrodes. Local temperature-lesion diameter data fit the same logarithmic relation, but the threshold for coagulation necrosis was 8.5 degrees C higher than for in vitro specimens. **CONCLUSION:** Using a single-probe technique for RF-induced tissue necrosis, the diameter of tissue coagulation may be predicted by the local temperature along the exposed electrode. The uniformity of temperature decreases with increased tip exposures. This effect may be partially corrected by creating lesions at higher tip temperatures, where necrosis diameter is increased. Because effects are more pronounced in vivo, uniform volumes of tissue necrosis are limited to tip exposures of 3 cm or less.

Goldberg, S. N., et al. (2005). "Image-guided tumor ablation: standardization of terminology and reporting criteria." *Radiology* **235**(3): 728-739.

The field of interventional oncology with use of image-guided tumor ablation requires standardization of terminology and reporting criteria to facilitate effective communication of ideas and appropriate comparison between treatments that use different technologies, such as chemical (ethanol or acetic acid) ablation, and thermal therapies, such as radiofrequency, laser, microwave, ultrasound, and cryoablation. This document provides a framework that will hopefully facilitate the clearest communication between investigators and will provide the greatest flexibility in comparison between the many new, exciting, and emerging technologies. An appropriate vehicle for reporting the various aspects of image-guided ablation therapy, including classification of therapies and procedure terms, appropriate descriptors of imaging guidance, and terminology to define imaging and pathologic findings, are outlined. Methods for standardizing the reporting of follow-up findings and complications and other important aspects that require attention when reporting clinical results are addressed. It is the group's intention that adherence to the recommendations will facilitate achievement of the group's main objective: improved precision and communication in this field that lead to more accurate comparison of technologies and results and, ultimately, to improved patient outcomes.

Gwet, K. L. (2008). "Computing inter-rater reliability and its variance in the presence of high agreement." *Br J Math Stat Psychol* **61**(Pt 1): 29-48.

Pi ( $\pi$ ) and kappa ( $\kappa$ ) statistics are widely used in the areas of psychiatry and psychological testing to compute the extent of agreement between raters on nominally scaled data. It is a fact that these coefficients occasionally yield unexpected results in situations known as the paradoxes of kappa. This paper explores the origin of these limitations, and introduces an alternative and more stable agreement coefficient referred to as the AC1 coefficient. Also proposed are new variance estimators for the multiple-rater generalized pi and AC1 statistics, whose validity does not depend upon the hypothesis of independence between raters. This is an improvement over existing alternative variances, which depend on the independence assumption. A Monte-Carlo simulation study demonstrates the validity of these variance estimators for confidence interval construction, and confirms the value of AC1 as an improved alternative to existing inter-rater reliability statistics.

Hao, Y., et al. (2020). "3D Printing Hip Prostheses Offer Accurate Reconstruction, Stable Fixation, and Functional Recovery for Revision Total Hip Arthroplasty with Complex Acetabular Bone Defect." *Engineering* **6**(11): 1285-1290.

Complicated and large acetabular bone defects present the main challenges and difficulty in the revision of total hip arthroplasty (THA). This study aimed to explore the advantages of three-dimensional (3D) printing technology in the reconstruction of such acetabular bone defects. We retrospectively analyzed the prognosis of four severe bone defects around the acetabulum in three patients who were treated using 3D printing technology. Reconstruction of bone defect by conventional methods was difficult in these patients. In this endeavor, we used radiographic methods, related computer software such as Materialise's interactive medical image control system and Siemens NX software, and actual surgical experience to estimate defect volume, prosthesis stability, and installation accuracy, respectively. Moreover, a Harris hip score was obtained to evaluate limb function. It was found that bone defects could be adequately reconstructed using a 3D printing prosthesis, and its stability was reliable. The Harris hip score indicated a very good functional recovery in all three patients. In conclusion, 3D printing technology had a good therapeutic effect on both complex and large bone defects in the revision of THA. It was able to achieve good curative effects in patients with large bone defects.

Hasgall , P., et al. (2022). "IT'IS Database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues." Retrieved 1st august 2023, from [itis.swiss/database](https://www.itis.swiss/database).

Hsu, M. and F. F. Stevenson (2015). "Wallerian degeneration and recovery of motor nerves after multiple focused cold therapies." *Muscle Nerve* **51**(2): 268-275.

**INTRODUCTION:** A device has been developed to apply freezing temperatures to temporarily impede nerve conduction, resulting in inhibition of voluntary skeletal muscle contraction. This device was designed as an alternative to the neurotoxins usually used to treat movement disorders. **METHODS:** We evaluated the effects of single and 3 repeat treatments with a cryoprobe device (-55 degrees C) on a sciatic nerve rat model. Long-term effects of repeated treatment were evaluated through assessments of physiological function and histological analysis. **RESULTS:** There was consistent weakening of physiological function after each treatment, with recovery of normal function by 8 weeks posttreatment. Histological findings showed axonal degeneration with no disruption to the epineurial or perineurial structures. Progressive axonal regeneration was followed by normal recovery by 24 weeks post-treatment. **CONCLUSIONS:** Low-temperature treatment of motor nerves did not result in permanent or long-term changes to nerve function or structure.

Huottilainen, E., et al. (2014). "Inaccuracies in additive manufactured medical skull models caused by the DICOM to STL conversion process." *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* **42**(5): e259-e265.

**Introduction** The process of fabricating physical medical skull models requires many steps, each of which is a potential source of geometric error. The aim of this study was to demonstrate inaccuracies and differences caused by DICOM to STL conversion in additively manufactured medical skull models. **Material and methods** Three different institutes were requested to perform an automatic reconstruction from an identical DICOM data set of a patients undergoing tumour surgery into an STL file format using their software of preference. The acquired digitized STL data sets were assessed and compared and subsequently used to fabricate physical medical skull models. The three fabricated skull models were then scanned, and differences in the model geometries were assessed using established CAD inspection software methods. **Results** A large variation was noted in size and anatomical geometries of the three physical skull models fabricated from an identical (or "a single") DICOM data set. **Conclusions** A medical skull model of the same individual can vary markedly depending on the DICOM to STL conversion software and the technical parameters used. Clinicians should be aware of this inaccuracy in certain applications.

Ilfeld, B. M. and J. J. Finneran (2020). "Cryoneurolysis and Percutaneous Peripheral Nerve Stimulation to Treat Acute Pain." *Anesthesiology* **133**(5): 1127-1149.

Two regional analgesic modalities currently cleared by the U.S. Food and Drug Administration hold promise to provide postoperative analgesia free of many of the limitations of both opioids and local anesthetic-based techniques. Cryoneurolysis uses exceptionally low temperature to reversibly ablate a peripheral nerve, resulting in temporary analgesia. Where applicable, it offers a unique option given its extended duration of action measured in weeks to months after a single application. Percutaneous peripheral nerve stimulation involves inserting an insulated lead through a needle to lie adjacent to a peripheral nerve. Analgesia is produced by introducing electrical current with an external pulse generator. It is a unique regional analgesic in that it does not induce sensory, motor, or proprioception deficits and is cleared for up to 60 days of use. However, both modalities have limited validation when applied to acute pain, and randomized, controlled trials are required to define both benefits and risks.

Isin, Y., et al. (2020). "A CT study of the femoral and sciatic nerve periacetabular moving in different hip positions." *J Orthop Surg Res* **15**(1): 404.

**BACKGROUND:** Femoral and sciatic nerves could be damaged during various stages of the periacetabular osteotomy. Changing the position of the hip could be the most effective way of preventing nerve injuries. The purpose of the present study was to investigate the distances of the nerves to various bony landmarks with different hip positions in computerized pelvic scanograms of healthy adults. **MATERIALS AND METHODS:** Fifteen healthy male adults (30 hips) (age 30 +/- 6) were included. Scans were performed at three different hip positions measured by goniometer (neutral "N," flexion (30-45 degrees ) + abduction (30-45 degrees ) + external rotation (20 degrees ) "F" and neutral+ abduction (30-45 degrees ) + external rotation (20 degrees ) (Nabext) at three different levels (sourcil "1," the middle of the femoral head "2," and lower border of triradiate cartilage "3." **RESULTS:** At the sourcil level, the femoral nerve was found to be the furthest distance from the anterior acetabulum in the neutral position compared to flexion or neutral plus abduction, external rotation ( $p < 0.001$ ). For the sciatic nerve, at level 2, hip flexion resulted in a greater distance than in the neutral position ( $p = 0.001$ ). For level 3, hip flexion caused a decrease in the distance of the sciatic nerve to the acetabulum compared to both neutral positions (N or Nabex) ( $p = 0.001$ ). **CONCLUSIONS:** During a pubic cut of the osteotomy, the femoral nerve moves closer to the anterior acetabulum wall with hip flexion or abduction plus external rotation. During an ischial cut, the sciatic nerve gets closer to the ischium with hip flexion while it moves away from the bone during retroacetabular cut. Level-III Study.

Janzen, N. K., et al. (2005). "The effects of intentional cryoablation and radio frequency ablation of renal tissue involving the collecting system in a porcine model." *J Urol* **173**(4): 1368-1374.

**PURPOSE:** Ablative techniques for the treatment of urological malignancy are gaining acceptance and they are likely to become more widely used in clinical practice. Indications and limitations of the technologies are still evolving. In a porcine model we evaluated the safety and efficacy of cryotherapy and radio frequency ablation (RFA) of cortical and deep renal tissue. **MATERIALS AND METHODS:** In 11 swine argon gas based cryoablation or RFA of renal tissue adjacent to the collecting system was performed using a laparoscopic or percutaneous approach. Lesions created in renal units 30 days or 2 hours prior to harvest were termed chronic or acute. Using single or multiple 17 gauge cryoneedles or 3.0 mm cryoprobes and 2 freeze-thaw cycles (10-minute freeze and 5-minute thaw) 13 acute and 10 chronic cryolesions were made. Using a single 16 gauge umbrella-shaped RFA probe and 2 heating cycles to maximum impedance 13 acute and 4 chronic RFA lesions were made. Gross and microscopic tissue analysis was performed to assess lesion size and renal parenchymal, collecting system and arterial effects. Acute cryolesion size estimation by laparoscopic or transcutaneous ultrasound (US) was compared with pathological lesion size. **RESULTS:** Acute cryolesions on hematoxylin and eosin staining demonstrated uniform coagulative necrosis of renal parenchyma and chronic cryolesions demonstrated uniform necrosis with fibrous scar formation. Interlobar artery (adjacent to renal pyramid) preservation occurred in 7 of 13 acute and 5 of 9 chronic cryolesions. Urothelial architecture was preserved in 8 of 13 acute and 7 of 9 chronic cryolesions. Acute and chronic RFA lesions demonstrated indeterminate necrosis on hematoxylin and eosin staining, although triphenyl tetrazolium chloride staining of gross specimens confirmed necrosis most definitively in renal cortex. Interlobar artery preservation occurred in 6 of 13 acute and 3 of 4 chronic RFA lesions. Urothelial architecture was preserved in 1 of 13 acute and 2 of 4 chronic RFA lesions. Acute cryolesion dimensions measured by laparoscopic US equaled or underestimated lesion size measured grossly in all 6 cases. Lesion dimensions measured by transcutaneous US equaled or underestimated true lesion size in 3 of 6 cases. In 3 of 6 lesions transcutaneous US overestimated true lesion size by

20%, 76% and 260%, respectively. CONCLUSIONS: Renal cortical tissue can be effectively destroyed by cryoablation or RFA. However, treatment of deep parenchymal lesions with either modality may result in incomplete ablation. Cryosurgery but not RFA spares the collecting system in an acute setting. However, healing or regrowth of the urothelium may occur with time after RFA. Laparoscopic US is more accurate for cryolesion monitoring than transcutaneous US.

Kamina, P. and J.-J. Santini (1997). Anatomie, introduction à la clinique 6 Nerfs des membres coupés des membres. Paris, Maloine.

Kennedy, J. E. (2005). "High-intensity focused ultrasound in the treatment of solid tumours." Nat Rev Cancer **5**(4): 321-327.

Traditionally, surgery has been the only cure for many solid tumours. Technological advances have catalysed a shift from open surgery towards less invasive techniques. Laparoscopic surgery and minimally invasive techniques continue to evolve, but for decades high-intensity focused ultrasound has promised to deliver the ultimate objective - truly non-invasive tumour ablation. Only now, however, with recent improvements in imaging, has this objective finally emerged as a real clinical possibility.

Kennedy, J. E., et al. (2003). "High intensity focused ultrasound: surgery of the future?" Br J Radiol **76**(909): 590-599.

For 50 years, high intensity focused ultrasound (HIFU) has been a subject of interest for medical research. HIFU causes selective tissue necrosis in a very well defined volume, at a variable distance from the transducer, through heating or cavitation. Over the past decade, the use of HIFU has been investigated in many clinical settings. This literature review aims to summarize recent advances made in the field. A Medline-based literature search (1965-2002) was conducted using the keywords "HIFU" and "high intensity focused ultrasound". Additional literature was obtained from original papers and published meeting abstracts. The most abundant clinical trial data comes from studies investigating its use in the treatment of prostatic disease, although early research looked at applications in neurosurgery. More recently horizons have been broadened, and the potential of HIFU as a non-invasive surgical tool has been demonstrated in many settings including the treatment of tumours of the liver, kidney, breast, bone, uterus and pancreas, as well as conduction defects in the heart, for surgical haemostasis, and the relief of chronic pain of malignant origin. Further clinical evaluation will follow, but recent technological development suggests that HIFU is likely to play a significant role in future surgical practice.

Khanmohammadi, S., et al. (2023). "Cryoablation for the Palliation of Painful Bone Metastasis: A Systematic Review." Cardiovasc Intervent Radiol **46**(11): 1469-1482.

BACKGROUND: Cryoablation is a minimally invasive procedure to treat painful bone metastases in patients with cancer. We designed a systematic review to understand the safety and effects of cryoablation on the pain and quality of life (QoL) of cancer patients. METHOD: We searched PubMed, ISI, Cochrane library, and Scopus databases using the keywords "Cryoablation," "Pain," and "Bone metastasis." Inclusion criteria were: (1) Original studies published until September 8, 2022; (2) studies on patients over 18 years and affected by bone metastasis; (3) bone metastasis treated with stand-alone cryoablation; (4) studies reporting patients' pain before and at least one time-point following cryoablation; and (5) English-language studies. RESULTS: We screened 696 articles. Fifteen studies on 376 patients were included. Time points for pain assessment ranged from 1 day to 6 months. Spine was the most frequent treated location. All studies reported a significant pain reduction between 1 day and 6 months after the cryoablation procedure. The highest mean difference between pre- and post-procedure scores was 5.8 (VAS scale) after 4 weeks. The overall rate of minor and major complications was

12.74%. Cryoablation improved the QoL of cancer patients and decreased the need for analgesics. CONCLUSION: Cryoablation is a safe and useful procedure for palliating painful bone metastasis and increasing the QoL of cancer patients. Future studies should adopt a standardized pain reporting scale to allow for meta-analysis.

Kim, H. K., et al. (2014). "Tumor-specific immunity induced by cryoablation in a murine renal cell carcinoma model." *Korean J Urol* **55**(12): 834-840.

PURPOSE: To evaluate tumor-specific immunity and define the mechanisms involved in the cryoimmunologic response, we compared the tumor control efficacy and immunologic responses of cryoablation with those of surgical excision in a tumor rechallenge model. MATERIALS AND METHODS: Sixty BALB/c mice with RENCA tumors that were generated in the left flank area underwent cryoablation or radical excision. The mice successfully treated were rechallenged with RENCA or an undifferentiated colon carcinoma cell line, CT26, in the contralateral right flank area. The recurrence rate after tumor rechallenge in each group was then observed. To assess the immunologic response of each treatment modality, fluorescent-activated cell sorting (FACS) analysis and a cytotoxicity assay using (51)Cr release were performed. RESULTS: After reinoculation of the RENCA cells, the rate of tumor growth was significantly higher in the surgical excision group than in the cryoablation group (94.4% vs. 11.1%,  $p=0.001$ ). In the cryoablation group, the tumor growth rate was significantly increased after rechallenge of CT26 cells compared with RENCA (94.1% vs. 11.1%,  $p=0.001$ ). The cryoablation group showed an elevated CD3, CD4, CD8 T, and natural killer cell count in the FACS analysis and also showed significantly increased cytotoxicity in the (51)Cr release assay compared with the excision group. CONCLUSIONS: These results showed that cryoablation, compared to surgical resection, was more effective in preventing tumor growth after rechallenge with RENCA cells and that this response was tumor-specific, because the CT26 cells did not have the same effect.

Klumpp, D. and M. Zimmermann (1980). "Irreversible differential block of A- and C-fibres following local nerve heating in the cat." *J Physiol* **298**: 471-482.

1. Local heating of a nerve was used to block conduction in the myelinated or A-fibres while preserving normal function in most of the non-myelinated or C-fibres. Compound action potentials of A- and C-fibres, and impulses in single C-fibres were recorded to measure the block. 2. Most experiments were done on the posterior tibial nerve of the cat's hind limb. Conducted heat was applied in successive periods of about 2 min each to 15 mm of the exposed nerve. 3. The range of temperatures used was between 45 and 52 degrees C. Below 46 degrees C no conduction block was obtained. With increasing temperature the cumulative time of heating required to produce a block in at least 99% of A-fibres decreased from around 110 min at 46.5 degrees C to 10 min at 51 degrees C. 4. In the posterior tibial nerve the C-fibre compound action potential was reduced to 0.66 of control (mean of twenty-two experiments) when the A-fibre action potential was less than 1% of control. The corresponding value of this selectivity coefficient was 0.20 in seven superficial peroneal and sural nerves. 5. Once a conduction block of A-fibres was reached the remaining C-fibres showed normal functioning, including conduction of repetitive impulses at up to 30 Hz evoked by electrical nerve and adequate skin stimulation. C-fibre conduction persisted for at least 33 h, but not longer than 3 days. 6. This pure C-fibre nerve might be useful for studying central nervous system effects of C-fibres.

Koch, G., et al. (2017). "[Image-guided tumor ablation]." *Prog Urol* **27**(15): 853-864.

INTRODUCTION: Ablative techniques for destroying in situ a tumoral process aim at tissue necrosis by the application of several physical principles. MATERIAL AND METHODS: We searched MEDLINE((R)), Embase((R)), using (MeSH) words; from January 2005 through May 2017, and we looked for all the studies. Investigators graded

the strength of evidence in terms of methodology, language and relevance. **RESULTS:** Forty-seven articles were analyzed. We described ablative techniques and sorted them in thermal and non-thermal therapies according to the used physical principle and their frequency of use in the urological pathology. **CONCLUSION:** Percutaneous ablative therapies are mini-invasive techniques, which have an important role in tumors focal treatment. This article is a review of the ablative therapies and describes their physical principles, their equipment and their recent technological modifications, which have been developed to improve the clinical success of these techniques.

Koo, T. K. and M. Y. Li (2016). "A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research." J Chiropr Med **15**(2): 155-163.

**OBJECTIVE:** Intraclass correlation coefficient (ICC) is a widely used reliability index in test-retest, intrarater, and interrater reliability analyses. This article introduces the basic concept of ICC in the content of reliability analysis. **DISCUSSION FOR RESEARCHERS:** There are 10 forms of ICCs. Because each form involves distinct assumptions in their calculation and will lead to different interpretations, researchers should explicitly specify the ICC form they used in their calculation. A thorough review of the research design is needed in selecting the appropriate form of ICC to evaluate reliability. The best practice of reporting ICC should include software information, "model," "type," and "definition" selections. **DISCUSSION FOR READERS:** When coming across an article that includes ICC, readers should first check whether information about the ICC form has been reported and if an appropriate ICC form was used. Based on the 95% confident interval of the ICC estimate, values less than 0.5, between 0.5 and 0.75, between 0.75 and 0.9, and greater than 0.90 are indicative of poor, moderate, good, and excellent reliability, respectively. **CONCLUSION:** This article provides a practical guideline for clinical researchers to choose the correct form of ICC and suggests the best practice of reporting ICC parameters in scientific publications. This article also gives readers an appreciation for what to look for when coming across ICC while reading an article.

Kremkau, F. W. (1979). "Cancer therapy with ultrasound: a historical review." J Clin Ultrasound **7**(4): 287-300.

The 45-year history of research in cancer therapy involving ultrasound may be divided into the four periods of initiation, enthusiasm, pessimism and revival. There have been three approaches to the subject: studies have sought to measure the effects on tumors of a) ultrasound alone; b) ultrasound in combination with radiotherapy, and c) ultrasound in combination with chemotherapy. With the first approach the results have varied. In some cases, decreased growth rates or regressions of tumors have been reported; in other cases, either no effect has been observed or growth has been increased. With the second approach, for some tumors, combined treatment has produced greater effects on tumors than has x-ray alone, whereas in other tumors the addition of ultrasound has produced no change. With the third approach, enhancement of the effects of drugs has been observed in melanoma and mouse tumor cells treated with ultrasound and several anticancer drugs. The mechanism of action in most (but not all) cases has appeared to be absorption heating. The potential of ultrasound to provide local tumor control and to enhance other therapy modes has motivated the current efforts by several groups to further study and understand its actions on malignancies.

Larson, T. R., et al. (1996). "Temperature-correlated histopathologic changes following microwave thermoablation of obstructive tissue in patients with benign prostatic hyperplasia." Urology **47**(4): 463-469.

**OBJECTIVES:** To determine the intraprostatic pathologic changes following accurately measured doses of transurethral microwave thermal energy in patients with benign prostatic hyperplasia. **METHODS:** Eight patients scheduled for prostate surgery were treated for approximately 1 hour without anesthesia using a newly designed microwave

treatment catheter that allows a close impedance match to prostate tissue and concentrates thermal energy preferentially in the anterior and lateral prostate gland. Interstitial, urethral, and rectal temperatures were continuously measured using a novel stereotactic thermal mapping technique. Serial sections of prostate tissue harvested during subsequent surgery were evaluated pathologically with prostate mapping. RESULTS: Microwave treatment resulted in marked and continuous intraprostate temperature elevation, while urethral and rectal temperatures remained low. Peak intraprostate temperatures in individual patients reached as high as 80 degrees C. Mean temperature reached a maximum of 54 degrees C at a radial distance of approximately 0.5 cm from the urethra and remained 45 degrees C or higher up to a distance of 1.6 cm. The predominant pathologic findings were uniform hemorrhagic necrosis and tissue devitalization without significant inflammation. The mean distance from the urethra to the viable-necrotic tissue border was 1.6 +/- 0.2 cm (range, 0.5 to 2.5). At this border, no more than 1 mm in thickness, temperature averaged 45.7 +/- 0.6 degrees C, and there was a suggestion that pure stromal nodules were more resistant to thermal injury. CONCLUSIONS: Microwave treatment can destroy obstructive prostate tissue while maintaining innocuous urethral and rectal temperatures. Temperatures of 45 degrees C or higher for approximately 1 hour cause uniform thermoablation of prostate tissue.

Lazorthes, G. (1955). Le Système nerveux périphérique , description, systématisation, exploration clinique, abord chirurgical, par Guy Lazorthes. Paris, Masson (Nancy, impr. de Berger-Levrault).

Lee, T., et al. (2014). "Focal laser ablation for localized prostate cancer: principles, clinical trials, and our initial experience." Rev Urol **16**(2): 55-66.

Focal therapy of prostate cancer is an evolving treatment strategy that destroys a predefined region of the prostate gland that harbors clinically significant disease. Although long-term oncologic control has yet to be demonstrated, focal therapy is associated with a marked decrease in treatment-related morbidity. Focal laser ablation is an emerging modality that has several advantages, most notably real-time magnetic resonance imaging (MRI) compatibility. This review presents the principles of laser ablation, the role of multiparametric MRI for delineating the site of significant prostate cancer, a summary of published clinical studies, and our initial experience with 23 patients, criteria for selecting candidates for focal prostate ablation, and speculation regarding future directions.

Letcher, F. S. and S. Goldring (1968). "The effect of radiofrequency current and heat on peripheral nerve action potential in the cat." J Neurosurg **29**(1): 42-47.

Li, H., et al. (2015). "Changes in the blood-nerve barrier after sciatic nerve cold injury: indications supporting early treatment." Neural Regen Res **10**(3): 419-424.

Severe edema in the endoneurium can occur after non-freezing cold injury to the peripheral nerve, which suggests damage to the blood-nerve barrier. To determine the effects of cold injury on the blood-nerve barrier, the sciatic nerve on one side of Wistar rats was treated with low temperatures (3-5 degrees C) for 2 hours. The contralateral sciatic nerve was used as a control. We assessed changes in the nerves using Evans blue as a fluid tracer and morphological methods. Excess fluid was found in the endoneurium 1 day after cold injury, though the tight junctions between cells remained closed. From 3 to 5 days after the cold injury, the fluid was still present, but the tight junctions were open. Less tracer leakage was found from 3 to 5 days after the cold injury compared with 1 day after injury. The cold injury resulted in a breakdown of the blood-nerve barrier function, which caused endoneurial edema. However, during the early period, the breakdown of the blood-nerve barrier did not include the opening of tight junctions, but was due to other factors. Excessive fluid volume produced a large increase

in the endoneurial fluid pressure, prevented liquid penetration into the endoneurium from the microvasculature. These results suggest that drug treatment to patients with cold injuries should be administered during the early period after injury because it may be more difficult for the drug to reach the injury site through the microcirculation after the tissue fluid pressure becomes elevated.

Lu, D. S., et al. (2002). "Effect of vessel size on creation of hepatic radiofrequency lesions in pigs: assessment of the "heat sink" effect." AJR Am J Roentgenol **178**(1): 47-51.

OBJECTIVE: The effect of vessels and their size on radiofrequency lesion creation in the liver was evaluated with respect to potential for vascular injury and perfusion-mediated "heat sink" effect. SUBJECTS AND METHODS: Radiofrequency lesions targeted to tissue adjacent to a variety of vessels were created in vivo in the liver of 10 Yorkshire pigs. Postablation contrast-enhanced CT and then histopathologic analysis of the vessels and lesions were performed after sacrifice of the pigs. Degree of vascular injury and viability of perivascular hepatocytes were recorded and tabulated according to vessel size for both CT and histologic data sets. RESULTS: At CT, 42 (95%) of 44 veins greater than 3 mm remained patent, and four (20%) of 20 veins less than 3 mm were occluded. Heat sink effect, indicated by invagination of enhancing tissue between vessel and radiofrequency lesion, was observed in 32 (73%) of 44 veins greater than 3 mm and in zero of 20 veins less than 3 mm. On histopathology, 111 (100%) of 111 vessels less than 3 mm showed at least partial vessel wall injury, characterized by endothelial cell necrosis and luminal thrombus. In 24 vessels greater than 3 mm, the extent of vessel wall injury decreased with increasing vessel diameter. Viable perivascular tissue indicative of heat sink effect was identified in 12 of 24 veins greater than 3 mm, increasing to seven of seven veins greater than 5 mm. None of 96 vessels less than 2 mm and three of 111 vessels less than 3 mm showed any heat sink effect. CONCLUSION: There appears to be a narrow transition zone for hepatic vessels at 2-4 mm, beyond which the heat sink effect was seen consistently and substantial vascular injury was rare.

Ma, J. (2008). "Dixon techniques for water and fat imaging." J Magn Reson Imaging **28**(3): 543-558.

In 1984, Dixon published a first paper on a simple spectroscopic imaging technique for water and fat separation. The technique acquires two separate images with a modified spin echo pulse sequence. One is a conventional spin echo image with water and fat signals in-phase and the other is acquired with the readout gradient slightly shifted so that the water and fat signals are 180 degrees out-of-phase. Dixon showed that from these two images, a water-only image and a fat-only image can be generated. The water-only image by the Dixon's technique can serve the purpose of fat suppression, an important and widely used imaging option for clinical MRI. Additionally, the availability of both the water-only and fat-only images allows direct image-based water and fat quantitation. These applications, as well as the potential that the technique can be made highly insensitive to magnetic field inhomogeneity, have generated substantial research interests and efforts from many investigators. As a result, significant improvement to the original technique has been made in the last 2 decades. The following article reviews the underlying physical principles and describes some major technical aspects in the development of these Dixon techniques.

Mackaya, T. (2019). Numerical and experimental study of flow of yield stress fluids in porous media : contribution to the development of an innovative porosimetry technique

Etude numérique et expérimentale d'écoulements de fluides à seuil en milieux poreux : contribution au développement d'une méthode innovante de porosimétrie, Ecole nationale supérieure d'arts et métiers - ENSAM.

In order to characterize porous samples, mercury injection porosimetry (MIP) is still one of the mostly used technique, but also probably one of the mostly criticized due to the

toxicity of this fluid. Among possible alternatives to MIP, yield stress fluids porosimetry (YSM) has the advantages to be non-toxic and cheap. Starting from flow-rate/pressure gradient  $Q(\nabla P)$  experimental data, the inversion process in YSM allows to determine a pore-size distribution (PSD) of the studied porous sample which, up to this day, was always idealized as a bundle of parallel capillaries with circular cross-sections. Moreover, during all the previous works on YSM, for simplicity reasons, the slip of the fluid against the pore walls was neglected. In this work, this phenomenon very characteristic of the flow of complex fluids is taken into account in the inversion process through a mechanism involving a slipping layer. In addition, during this work, the influence of the non-circularity of the pores cross-sections on the PSDs obtained by YSM has been investigated. New YSM experimental data acquired on both samples of sintered silicate and Bentheimer sandstones have been processed by incorporating these features of slip and non-circular pore cross sections. The results show that these features strongly influence the obtained PSDs, and therefore open new doors for the future of YSM.

Pour caractériser les échantillons poreux, la porosimétrie par injection de mercure (MIP) demeure l'une des techniques les plus utilisées, mais également la plus décriée en raison de la toxicité de ce fluide. Parmi les potentielles alternatives au MIP, la porosimétrie par injection de fluides à seuil (YSM) a l'avantage d'être non-toxique et peu coûteuse. En partant de données expérimentales débits/gradient de pression  $Q(\nabla P)$ , le processus d'inversion en YSM permet d'obtenir une distribution en tailles de pores (DTP) de l'échantillon poreux qui, jusqu'à lors, était toujours modélisé comme un faisceau de pores tous parallèles à section droite circulaire. Par ailleurs, dans tous les travaux antérieurs en YSM, pour des raisons de simplicité, le glissement du fluide contre les parois des pores était négligé. Dans ce travail, ce phénomène très caractéristique de l'écoulement des fluides complexes est pris en compte dans le processus d'inversion à travers un mécanisme impliquant une couche de glissement. En outre, au cours de ce travail, l'impact de la non-circularité des sections droites des pores sur les DTPs obtenues par YSM a été étudié. L'exploitation de nouvelles données expérimentales obtenues sur des échantillons de silicate fritté et de grès de Bentheimer montrent que ces aspects de glissement et de non-circularité des sections droites des pores influencent de façon considérable les DTPs obtenues, et donc ouvre de nouvelles portes pour le futur de la YSM.

McHugh, M. L. (2012). "Interrater reliability: the kappa statistic." *Biochem Med (Zagreb)* **22**(3): 276-282.

The kappa statistic is frequently used to test interrater reliability. The importance of rater reliability lies in the fact that it represents the extent to which the data collected in the study are correct representations of the variables measured. Measurement of the extent to which data collectors (raters) assign the same score to the same variable is called interrater reliability. While there have been a variety of methods to measure interrater reliability, traditionally it was measured as percent agreement, calculated as the number of agreement scores divided by the total number of scores. In 1960, Jacob Cohen critiqued use of percent agreement due to its inability to account for chance agreement. He introduced the Cohen's kappa, developed to account for the possibility that raters actually guess on at least some variables due to uncertainty. Like most correlation statistics, the kappa can range from -1 to +1. While the kappa is one of the most commonly used statistics to test interrater reliability, it has limitations. Judgments about what level of kappa should be acceptable for health research are questioned. Cohen's suggested interpretation may be too lenient for health related studies because it implies that a score as low as 0.41 might be acceptable. Kappa and percent agreement are compared, and levels for both kappa and percent agreement that should be demanded in healthcare studies are suggested.

Messmer, P., et al. (2007). "A CT Database for Research, Development and Education: Concept and Potential." Journal of Digital Imaging **20**(1): 17-22.

Both in radiology and in surgery, numerous applications are emerging that enable 3D visualization of data from various imaging modalities. In clinical practice, the patient's images are analyzed on work stations in the Radiology Department. For specific preclinical and educational applications, however, data from single patients are insufficient. Instead, similar scans from a number of individuals within a collective must be compiled. The definition of standardized acquisition procedures and archiving formats are prerequisite for subsequent analysis of multiple data sets.

Myers, R. R., et al. (1981). "Biophysical and pathological effects of cryogenic nerve lesion." Ann Neurol **10**(5): 478-485.

Changes in endoneurial fluid pressure (EFP) and morphology were studied in rat sciatic nerves frozen for 60 seconds with a cryoprobe designed for human cryoanalgesia. The onset of increased EFP was rapid, and a peak of 23 cm H<sub>2</sub>O was reached within 90 minutes after injury. EFP levels returned to normal 32 days after freezing. The peak value represents the highest EFP yet recorded in an experimental neuropathy. Microscopic examination revealed severe vascular injury as the probable mechanism of edema, with leakage of horseradish peroxidase tracer at the site of injury and diapedesis of polymorphonuclear cells through vessel walls. Wallerian degeneration was also observed in segments of nerve distal to the site of injury. Analysis of EFP data revealed a biphasic pattern of endoneurial edema: initial marked pressure elevation subsides within hours but is followed by a second peak several days later. We interpret this to suggest superposition of two separate pathological processes following cold injury. At first, extensive vascular damage permits plasma and cellular extravasation, which rapidly increases EFP. Subsequently, nerve fibers undergo wallerian degeneration, a process associated with elevated EFP, which is maximal 6 days after injury.

Nahum Goldberg, S. and D. E. Dupuy (2001). "Image-guided radiofrequency tumor ablation: challenges and opportunities--part I." J Vasc Interv Radiol **12**(9): 1021-1032.

Ogneva, I. V., et al. (2010). "Transversal stiffness and Young's modulus of single fibers from rat soleus muscle probed by atomic force microscopy." Biophys J **98**(3): 418-424.

The structural integrity of striated muscle is determined by extra-sarcomere cytoskeleton that includes structures that connect the Z-disks and M-bands of a sarcomere to sarcomeres of neighbor myofibrils or to sarcolemma. Mechanical properties of these structures are not well characterized. The surface structure and transversal stiffness of single fibers from soleus muscle of the rat were studied with atomic force microscopy in liquid. We identified surface regions that correspond to projections of the Z-disks, M-bands, and structures between them. Transversal stiffness of the fibers was measured in each of these three regions. The stiffness was higher in the Z-disk regions, minimal between the Z-disks and the M-bands, and intermediate in the M-band regions. The stiffness increased twofold when relaxed fibers were maximally activated with calcium and threefold when they were transferred to rigor (ATP-free) solution. Transversal stiffness of fibers heavily treated with Triton X-100 was about twice higher than that of the permeabilized ones, however, its regional difference and the dependence on physiological state of the fiber remained the same. The data may be useful for understanding mechanics of muscle fibers when it is subjected to both axial and transversal strain and stress.

Paramasivam, V., et al. (2020). "3D Printing of Human Anatomical Models for Preoperative Surgical Planning." Procedia Manufacturing **48**: 684-690.

Rapid Prototyping (RP) is an emerging technology, especially in a Three-Dimensional Printing (3DP) application. 3DP is used in many fields such as aeronautical, automotive,

architecture, medical, and many others. 3DP can be effectively used in anatomical education for medical students who are pursuing their undergraduate degrees. It can also be used for pre-operative surgical planning by experts before surgery. Some complex organs of the human body which cannot be seen visible even after dissection of the cadaver can be printed using a 3D printer which provides haptic studies on organs and bones to students. These 3D printed parts can be used in pre-operative planning such as analysis and diagnosis formulation of affected organs. Further, it can be used in explaining the operative procedures to patients which helps them to understand and cooperate with the medical procedures. Therefore, this project aims at 3DP of complex organs and bones for anatomical studies and pre-operative planning procedures. As a first step in the project, some of the human bones were printed and analyzed for its quality.

Pennes, H. H. (1948). "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm." J Appl Physiol **1**(2): 93-122.

Ravi, T., et al. (2020). "3D Printed Patient Specific Models from Medical Imaging - A General Workflow." Materials Today: Proceedings **22**: 1237-1243.

Scanning Technologies such as the Computer Topography (CT) or Magnetic Resonance Imaging (MRI) gather three-dimensional data (3D) that can be viewed on 2D Screens. However, actual 3D models allow a better interaction with real objects. Developments in image partition algorithms and improved accessibility of three-dimensional (3D) printers has resulted in manufacturing cost effective patient-specific models without proficient knowledge. In this paper, a general workflow is executed to transform the medical image such as Computer Tomography (CT) to 3D printable physical model. The process is split into four stages: image acquisition, image partition, mesh adjustment and 3D printing. The efficacy of this streamlined workflow has been demonstrated by producing heart, kidneys, liver and lungs using Stratasys Object260 Connex 3D printer. This paper concludes with a general method to convert a medical image to 3D printable solid model and it works for the extensive array of organs and anatomical regions of interest. Also provided an outline of open-source software's which can be used for medical image partition by end users who are not specialized in image processing.

Robertson, W. J. and B. T. Kelly (2008). "The safe zone for hip arthroscopy: a cadaveric assessment of central, peripheral, and lateral compartment portal placement." Arthroscopy **24**(9): 1019-1026.

**PURPOSE:** This study evaluated 11 arthroscopic portals (4 central, 4 peripheral, and 3 peritrochanteric) with regard to their proximity to neurovascular structures and the extra-articular path taken before entering their intended compartments. **METHODS:** We established 11 standard portals in 10 cadaveric hips, under arthroscopic and fluoroscopic visualization, using 3/16-inch Steinmann pins. Each hip was dissected, and the relation of the pins to the pertinent anatomy was recorded to the nearest 1 mm. **RESULTS:** Only 2 of the 11 portals, the anterior and midanterior portals, came within 2 cm of a neurovascular structure before entering their respective compartments. The anterior portal placed the lateral femoral cutaneous nerve at risk, lying at a mean of 15.4 mm (range, 1 to 28 mm) away. The midanterior portal lies a mean of 19.2 mm (range, 5 to 42 mm) from the ascending branch of the lateral circumflex femoral artery. In addition, a small terminal branch of this artery courses a mean of 14.7 mm (range, 2 to 33 mm) and 10.1 mm (range, 1 to 23 mm) from the anterior portal and midanterior portal, respectively. **CONCLUSIONS:** This study showed that 11 arthroscopic portals can be safely inserted into the central, peripheral, and peritrochanteric compartments of the hip. The midanterior and anterior portals pass in close proximity to a small terminal branch of the ascending lateral circumflex femoral artery. The greatest risk still comes from the proximity of the anterior portal to the lateral femoral cutaneous nerve. However, a slightly

more lateral location seems to provide substantial benefits. **CLINICAL RELEVANCE:** This study investigated 11 arthroscopic hip portals inserted in a standardized fashion. This knowledge should help surgeons place the necessary portals both safely and accurately.

Robicsek, F., et al. (1990). "Biological thresholds of cold-induced phrenic nerve injury." J Thorac Cardiovasc Surg **99**(1): 167-170.

The effects of controlled cooling on phrenic nerve signal conduction were investigated by cooling an isolated segment of the phrenic nerve with a constant but variable temperature probe. The conduction of a standard electrical stimulus applied to the nerve proximal to the cooled section was measured by detector electrodes sutured to the diaphragm. Nerve conduction of the applied stimulus ceased between 10 degrees and 12 degrees C but returned within seconds after the probe was removed. The delay in the return of conduction increased as nerve temperature decreased until at a temperature of 4 degrees C the ability to conduct did not return after 4 hours. The amount of fat surrounding the nerve and the blood flow rate along the cooled portion of the nerve were observed to ameliorate the effects of low temperature on stimulus conduction. Total body cooling also appears to offer some protection against loss of conduction.

Rzepliński, R., et al. (2021). "Method of creating 3D models of small caliber cerebral arteries basing on anatomical specimens." Journal of Biomechanics **125**: 110590.

The cerebral circulation is a common site of vascular lesions and concurrent hemodynamic accidents, which often lead to serious neurological disabilities. Recent advances in understanding pathogenesis, improving diagnostics and developing new treatment methods for these conditions result from an interdisciplinary approach to the problem – linking clinical sciences, basic medical sciences and hemodynamical analyses. Most common techniques used in such studies include computational fluid dynamics, which allows for development of 3D models of cerebral vasculature, basing on radiological studies. However, these methods remain flawed, mainly because of their spatial resolution, which is not high enough to visualize the smallest arterial branches (perforating branches) in the models. That leaves the perforators (<1.0 mm) out of most of the contemporary studies, whilst their clinical importance is widely recognized in clinical practice. Obstruction of these vessels by atherosclerotic plaques, thrombi or implantation of flow diverting stents may result in neurological complications such as paralysis or coma. Our research team has recently developed a new method of creating 3D models of the cerebral arterial system based on anatomical specimens and micro computed tomography (micro-CT). We have infused fresh brainstem vasculature specimens with contrast medium, subsequently scanned them using an industrial-grade micro-CT system and finally, created spatial models, which included branches of diameter less than 0.1 mm. None of the current methods have been able to produce models of detail as high as this, which allows us to presume, that our procedure may open up new opportunities for hemodynamical studies within cerebral circulation and beyond.

Sabel, M. S. (2009). "Cryo-immunology: a review of the literature and proposed mechanisms for stimulatory versus suppressive immune responses." Cryobiology **58**(1): 1-11.

The use of cryosurgery to ablate tumors is expanding, primarily due to its technical ease and minimal morbidity. A potential secondary advantage to the in situ freezing of malignant disease is the cryo-immunologic response, the generation of an anti-tumor immune response triggered by the natural absorption of the malignant tissue. While initially proposed based on clinical observations of distant disease regressing after cryoablation of a primary tumor, results from preclinical studies have been mixed and the existence of a cryo-immunologic response has been controversial. Recent studies have shed light on the potential mechanism by which cryoablation may modulate the immune

system, also reveals that both immunostimulatory and immunosuppressive responses may be triggered. This article reviews the existing evidence regarding tumor cryoimmunology and puts forward hypotheses regarding patient, tumor and technical factors that may influence the resultant immune response and warrant further investigation.

Seegenschmiedt, M. H., et al. (1990). "Interstitial thermoradiotherapy: review on technical and clinical aspects." Am J Clin Oncol **13**(4): 352-363.

Interstitial hyperthermia (IHT) combined with brachycurietherapy (thermoradiotherapy) has gained increasing popularity among radiation oncologists due to its potential as an effective radio- and chemosensitizer. IHT offers considerable advantages over percutaneous methods: confined treatment volume, better sparing of normal tissue, accessibility of deeper tumors, more homogeneous therapeutic temperature distribution, and better control and evaluation of thermal parameters using extensive "thermal mapping" procedures. This article addresses technical principles and clinical applications of IHT methods, radiofrequency (RF), microwave (MW), and hot source (HS) hyperthermia. Clinical phase I/II studies have used IHT palliatively for primary advanced, persistent, or local recurrent tumors, which have responded poorly to conventional treatment. The preliminary clinical data on greater than 500 patients treated with interstitial thermoradiotherapy are extremely promising despite the broad variation among the different treatment approaches. The observed complete response (CR) rate in various clinical trials ranges between 11 and 74%. The differences between the various techniques are minor, with a CR of 57% for interstitial RF hyperthermia (169 of 299 patients) and 60% for interstitial MW hyperthermia (130 of 215 patients). Despite extensive pretreatment, the total observed complication rate of 22% for RF hyperthermia (67 of 299) and 21% for MW hyperthermia (45 of 215) is acceptable. The prognostic treatment factors identified are tumor volume, applied radiation dose, sufficiently high minimum tumor temperatures, and good thermal parameters, i.e., good quality of the hyperthermia treatment sessions. Technical innovations may facilitate and improve clinical applications and should allow broad clinical implementations of IHT, e.g., intraoperative hyperthermia, and even intracavitary hyperthermia. From these experiences it would appear that IHT is an effective and safe treatment modality, especially when combined with radiotherapy for tumor palliation. Prospective randomized multicentric studies have already been initiated to investigate its role in palliative and adjuvant tumor therapy.

Sidana, A., et al. (2010). "Cryoimmunotherapy in urologic oncology." Urology **75**(5): 1009-1014.

Cryoablation is gaining acceptance as a primary treatment of localized as well as a salvage therapy of metastatic urologic malignancies. Anecdotal clinical reports suggest cryoablation can induce a systemic anti-tumor immune response; this phenomenon has been confirmed in animal models. To capitalize on this stimulatory effect of cryotherapy for control of advanced malignancies, it must be further intensified. This article reviews the existing evidence regarding cryoimmunology and discusses the mechanisms for generation of an anti-tumor immune response. Several immunotherapy approaches that can be combined with cryoablation to devise a cryoimmunotherapeutic strategy with potential to affect the progression of metastatic disease are described.

Simon, C. J., et al. (2005). "Microwave ablation: principles and applications." Radiographics **25 Suppl 1**: S69-83.

Microwave ablation is the most recent development in the field of tumor ablation. The technique allows for flexible approaches to treatment, including percutaneous, laparoscopic, and open surgical access. With imaging guidance, the tumor is localized, and a thin (14.5-gauge) microwave antenna is placed directly into the tumor. A microwave generator emits an electromagnetic wave through the exposed, noninsulated

portion of the antenna. Electromagnetic microwaves agitate water molecules in the surrounding tissue, producing friction and heat, thus inducing cellular death via coagulation necrosis. The main advantages of microwave technology, when compared with existing thermoablative technologies, include consistently higher intratumoral temperatures, larger tumor ablation volumes, faster ablation times, and an improved convection profile. Microwave ablation has promising potential in the treatment of primary and secondary liver disease, primary and secondary lung malignancies, renal and adrenal tumors, and bone metastases. The technology is still in its infancy, and future developments and clinical implementation will help improve the care of patients with cancer.

Smith, H. P., et al. (1981). "Radiofrequency neurolysis in a clinical model. Neuropathological correlation." *J Neurosurg* **55**(2): 246-253.

Reports differ on which nerve fibers are affected by radiofrequency lesions made in peripheral nerves, some stating that primarily the myelinated delta and unmyelinated C fibers are destroyed, others stating that the destruction affects all sizes of nerve fibers and both myelinated and unmyelinated fibers. This study was designed to confirm one of those two findings, and to study the role that different temperatures might play in determining which fibers are affected. Radiofrequency lesions (85 degrees C for 2 minutes) were made in dogs by placing a temperature-monitored electrode into the lumbar intervertebral foramina. The dogs were killed at intervals up to 6 weeks after rhizotomy, and the lesions were studied by light and electron microscopy. In all lesions, there was a total loss of unmyelinated fibers and a nearly total loss of myelinated fibers. In other dogs, 2-minute lesions were made at 45 degrees, 55 degrees, 65 degrees, and 75 degrees C, and the lesions examined 1 week later. Again, all sizes and all types of fibers were destroyed.

Stoor, P., et al. (2014). "Rapid prototyped patient specific implants for reconstruction of orbital wall defects." *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* **42**(8): 1644-1649.

Defects of orbital walls can be reconstructed using implants. The authors report a safe and accurate method to reconstruct bone defects in the orbital area using patient specific implants. A detailed process description of computer aided design (CAD) reconstructive surgery (CRS) is introduced in this prospective study. The 3D volumetric virtual implant was design using MSCT data and PTCProEngineer™ 3D software. The intact orbital cavity of twelve patients was mirrored to the injured side. Specific ledges steered the implant into correct place. Postoperatively the position was assessed using image fusion. One implant (8%) was rejected due to chemical impurities, two (16%) had a false shape due to incorrect CAD. Data of thin bone did not transfer correctly to CAD and resulted in error. One implant (8%) was placed incorrectly. Duration of the CRS was in average 1.17 h, correspondingly 1.57 h using intraoperative bending technique. The CRS process has several critical stages, which are related to converting data and to incompatibility between software. The CRS process has several steps that need further studies. The data of thin bone may be lost and disturb an otherwise very precise technique. The risk of incorporating impurities into the implant must be carefully controlled.

Stuchly, M. A., et al. (1981). "Dielectric properties of animal tissues in vivo at frequencies 10 MHz--1 GHz." *Bioelectromagnetics* **2**(2): 93-103.

An open-ended coaxial line sensor in conjunction with an automatic network analyzer was used to measure in vivo the permittivity of several feline tissues (skeletal and smooth muscle, liver, kidney, spleen, and brain--gray and white matter) at frequencies between 10 MHz and 1 GHz. The estimated uncertainties of measurement were between 1.5% and 5%. The data are in general agreement with previously obtained data in vitro and in vivo. Significant differences in the properties of different types of the same tissue (eg,

skeletal and smooth muscle) were observed. Many tissues were found to be non-homogeneous in its permittivity.

Tabuse, Y., et al. (1986). "Percutaneous microwave tissue coagulation in liver biopsy: experimental and clinical studies." Nihon Geka Hokan **55**(3): 381-392.

Tomaszewski, K. A., et al. (2016). "Surgical anatomy of the sciatic nerve: A meta-analysis." J Orthop Res **34**(10): 1820-1827.

The sciatic nerve has varying anatomy with respect to the piriformis muscle. Understanding this variant anatomy is vital to avoiding iatrogenic nerve injuries. A comprehensive electronic database search was performed to identify articles reporting the prevalence of anatomical variations or morphometric data of the sciatic nerve. The data found was extracted and pooled into a meta-analysis. A total of 45 studies (n = 7068 lower limbs) were included in the meta-analysis on the sciatic nerve variations with respect to the piriformis muscle. The normal Type A variation, where the sciatic nerve exits the pelvis as a single entity below the piriformis muscle, was most common with a pooled prevalence of 85.2% (95%CI: 78.4-87.0). This was followed by Type B with a pooled prevalence of 9.8% (95%CI: 6.5-13.2), where the sciatic nerve bifurcated in the pelvis with the exiting common peroneal nerve piercing, and the tibial nerve coursing below the piriformis muscle. In morphometric analysis, we found that the pooled mean width of the sciatic nerve at the lower margin of the piriformis muscle was 15.55 mm. The pooled mean distance of sciatic nerve bifurcation from the popliteal fossa was 65.43 mm. The sciatic nerve deviates from its normal course of pelvic exit in almost 15% of cases. As such we recommend that a thorough assessment of sciatic nerve variants needs to be considered when performing procedures in the pelvic and gluteal regions in order to reduce the risk of iatrogenic injury. (c) 2016 Orthopaedic Research Society. Published by Wiley Periodicals, Inc. J Orthop Res 34:1820-1827, 2016.

Tomatis A, N. Y., Carcenac, A ; Nahon, O ; Lay, F ; Lechevallier, E ; Coulange, C (2016). "Prise en charge endoscopique des tumeurs urothéliales du haut appareil urinaire." Progrès en Urologie **16**: 151-154.

Treanor, W. J., et al. (1953). "Block of conduction in bullfrog nerve fibers by heat." Am J Physiol **175**(2): 258-262.

Tyreus, P. D. and C. J. Diederich (2002). "Theoretical model of internally cooled interstitial ultrasound applicators for thermal therapy." Phys Med Biol **47**(7): 1073-1089.

Interstitial ultrasound applicators for high-temperature thermal therapy are currently being developed for treating cancerous and benign disease. Internally cooled, direct-coupled (ICDC) applicators, composed of a segmented array of cylindrical ultrasound transducers, have demonstrated capabilities of producing controllable and conformal heating distributions along the applicator length and angular orientation. In this study, 2D transient acoustic and biothermal models of ICDC applicators were developed using a mixed implicit and explicit finite difference solution with variable node spacing in cylindrical coordinates for enhanced speed, stability and accuracy. The model incorporates dynamic behaviour of acoustic parameters and blood perfusion as a function of temperature and thermal dose. Acoustic intensity distributions were modelled as a composite of measured and theoretical intensity distributions. The shape and time evolution of temperature contours and thermal lesions for 90 degrees, 200 and 360 degrees angularly directional applicators and multi-transducer applicators were modelled for heating durations between 1 and 5 min. Model parameters were selected to match previously reported ex vivo and in vivo studies of 2.2 mm diameter ICDC devices in thigh muscle and liver (15-30 W cm<sup>-2</sup> applied power density, 0.5-5 min treatment times, 2.8-3.6 cm diameter thermal lesions). The temperatures and lethal thermal dose (600 EM43

degrees C) contours calculated using the models were in excellent agreement with temperatures and thermal lesion dimensions (visible coagulation) determined experimentally. The differences between maximum radial depths of coagulation calculated using the r-z and r-theta models were small, less than approximately 2 mm for 10-15 mm lesions. There was a strong correlation between the calculated 50 degrees C contour and the radial, angular and axial lesion dimensions obtained for 3-5 min heating protocols. The models developed in this study have significant application in design studies and potential future use in treatment planning of ICDC interstitial ultrasound thermal therapy.

Verma, T., et al. (2018). "Application of three dimensional printing in surgery for cam type of femoro-acetabular impingement." *J Clin Orthop Trauma* **9**(3): 241-246.

Surgical treatment of femoroacetabular impingement (FAI) focuses on improving the clearance for hip motion and alleviation of femoral abutment against the acetabular rim. Cam type of impingement is managed by performing an osteochondroplasty to remove the excess impinging bone from the head neck junction, thus improving the head neck offset. This procedure can be done by safe surgical dislocation, arthroscopy assisted mini-open method or all arthroscopy technique. Whatever be the approach, adequate excision of the Cam deformity is necessary to avoid suboptimal results. Under-excision leads to persistent symptoms and progression of disease, while over-excision can lead to weak bone vulnerable to fracture or disturb the labral seal. Various techniques utilized for intra-operative evaluation of amount of excision required described in literature are fluoroscopy, spherometer gauges, intra-operative Computed Tomography (CT) scan, navigation etc. Rapid prototyping, also called as three dimensional (3D) printing, is a technology to create dimensionally accurate model from a computer-assisted design. Accurate physical models can be designed from the medical imaging data like CT scans and 3D printed to aid in various medical applications. Its application in orthopaedic field is on a rise, recently. However, there is no report on utilization of this technique in surgeries for FAI. We have reported a case of Cam type FAI in an eighteen year old boy, which we treated surgically by performing osteochondroplasty using safe surgical dislocation. We did CT based virtual surgical planning to design femoral head and neck jigs, which were 3D printed and used intra-operatively to guide for adequate and optimum excision of bone at head neck junction. We found these customized jigs accurate and useful for the surgery. However, a comparison study with various other techniques is warranted for a detailed research on its usefulness and challenges. The main purpose of this article is to elaborate on the technical steps for designing of jigs for 3D printing to guide in osteochondroplasty surgery for FAI.

Wan-Ae-Loh, P., et al. (2020). "Evaluation of the sciatic nerve location regarding its relationship to the piriformis muscle." *Folia Morphol (Warsz)* **79**(4): 681-689.

**BACKGROUND:** The localisation of sciatic nerve (SN) is essential for the achievement of several procedures performed in the gluteal region. This study proposed to investigate the location of SN regarding its relationship to the piriformis (PM) by the line joining the posterior superior iliac spine (PSIS), ischial tuberosity (IT) and greater trochanter (GT). **MATERIALS AND METHODS:** SN-PM relationship was examined in 204 specimens from 102 embalmed cadavers (55 males, 47 females). Distances between PSIS, IT and GT were measured. Midpoints of SN at the lower edge of PM (S1) and IT-GT line (S2) were marked. Perpendicular line from S1 to PSIS-GT (S1-R) and to PSIS-IT (S1-Q), were created and measured. Distances of PSIS-R, PSIS-Q (S1) and IT-S2 were measured and calculated into percentage of PSIS-GT, PSIS-IT and IT-GT lengths, respectively. **RESULTS:** Regarding the classification of Beaton and Anson, three types of SN-PM relationship (a, b and c) were obtained. The percentage of type a, b and c was 74.02, 22.55 and 3.43, respectively. Symmetrical SN-PM relationship was found in 75.49%. The mean length of PSIS-IT, PSIS-GT and IT-GT in all types was 129.63 +/-

11.89 mm, 151.34 +/- 14.78 mm and 73.02 +/- 10.20 mm, respectively. A statistically significant difference was found between types a and b ( $p = 0.013$ ) in PSIS-IT length, whereas mean length of IT-GT and PSIS-GT showed no statistically significant difference between SN-PM types. PSIS-IT line passed SN at the lower edge of PM (S1) in 112 specimens (54.90%). In these cases, S1 and Q were the same point. A statistically significant difference was also found between types a and b ( $p = 0.023$ ) in PSIS-Q (S1) length. The mean lengths of PSIS-Q (S1), PSIS-R and IT-S2 in term of percentage of PSIS-IT, PSIS-GT and IT-GT line in all types were 60.06 +/- 5.90%, 54.19 +/- 6.10%, and 37.87 +/- 8.27%, respectively. The mean lengths of S1-R and S1-Q were 30.07 +/- 8.30 mm and 6.54 +/- 7.99 mm. Therefore, SN at S1 could be located at the point of 54.19 +/- 6.10% of PSIS-GT length (R) with a distance of 30.07 +/- 8.30 mm perpendicular to PSIS-GT line (S1-R). Since the PSIS-IT line did not pass SN at S1 in every case, it might not be suitable for localizing SN at S1. SN at S2 could be located at the point of 37.87 +/- 8.27% of IT-GT line. No significant difference was found between types. CONCLUSIONS: Sciatic nerve can be localised by PSIS-GT and IT-GT lines without statistically significant difference between types (a, b, and c) of SN-PM relationship.

Wang, L., et al. (2017). "Comparison of Two Three-Dimensional Printed Models of Complex Intracranial Aneurysms for Surgical Simulation." *World Neurosurgery* **103**: 671-679.

**Objective** To compare two 3-dimensional (3D) printed models of intracranial aneurysms for simulation and training for complex aneurysm surgery. **Methods** The study included 6 complex or large aneurysm cases. We printed two 3D models of complex aneurysms based on computed tomography angiography data using a 3D printer: a whole model, which was all-in-one printed hollow aneurysm method with colorful and multiple materials and included the hollow aneurysm, adjacent arteries, skull base, and nerves, and a regional model that included the hollow aneurysm and adjacent arteries. The 3D models were used for surgical planning and for practice in craniotomy and clipping. Neurosurgeons rated the models via questionnaires. **Results** Both 3D aneurysm models were accurate: the diameter, width, and neck of the aneurysms in the models were not significantly different from the computed tomography angiography data ( $P > 0.05$ ). Furthermore, the models were useful for selecting clips before surgery. The whole 3D model improved understanding of the surgical view more than the regional model did ( $P < 0.05$ ); however, the clip application felt more realistic in the regional model ( $P < 0.05$ ). The process time for making the whole model is shorter ( $P < 0.05$ ) but more expensive ( $P < 0.05$ ) compared with the regional model. **Conclusions** The whole and regional 3D printed aneurysm models were accurate. The whole model was more useful for planning the trajectory of approach to the aneurysm when it was located in close proximity to bone and nerves, whereas the regional 3D aneurysm model was appropriate for aneurysms not involving bone and nerves. This will help neurosurgeon choose the proper 3D model for the complex aneurysm surgery according to the comparison.

Weill, A., et al. (1998). "Acetabulum malignancies: technique and impact on pain of percutaneous injection of acrylic surgical cement." *Eur Radiol* **8**(1): 123-129.

The aim of our study was to describe the technique of percutaneous injection of acrylic surgical cement into acetabulum malignancies [percutaneous acetabuloplasty (PCA)] and determine its efficiency in relieving pain. Eighteen patients (8 men, 10 women; aged 40-81 years) with painful acetabular malignancies (18 lesions; 17 metastases, 1 multifocal bone sarcoma) were treated with PCA. Procedures were done using lateral approach with fluoroscopic guidance. The 18 procedures were evaluated and resulted in 4 (22 %) total improvement, 7 (39 %) clear improvement, 4 (22 %) moderate improvement, 1 (6 %) no improvement, and 2 (11 %) worsening in keeping with a cement leak in contact with the sciatic nerve and a leak towards the joint. Follow-up ranged from 2 to 48 months (average 9.4 months). We observed 2 cases of recurrence of pain at 6

and 39 months, both in keeping with local tumoral progression. PCA of malignancies is a minimally invasive and low-cost procedure that provides immediate and long-term pain relief.

Wright, A. S., et al. (2003). "Hepatic microwave ablation with multiple antennae results in synergistically larger zones of coagulation necrosis." *Ann Surg Oncol* **10**(3): 275-283.

**BACKGROUND:** Microwave ablation is a promising treatment for unresectable liver tumors. Unlike radiofrequency ablation, microwave ablation may be performed with multiple simultaneously active antennae. **METHODS:** Microwave ablation was performed in an in vivo porcine liver model by using a single antenna (n = 11) or three antennae in a triangular array, activated either sequentially (n = 11) or simultaneously (n = 13). Lesions were measured and assigned a qualitative shape score. **RESULTS:** Single-antenna microwave lesions had a mean volume of 7.4 +/- 3.9 cm<sup>3</sup>, compared with 14.6 +/- 5.2 cm<sup>3</sup> and 43.1 +/- 4.3 cm<sup>3</sup> for sequential and simultaneous multiple-probe ablations, respectively (P <.001; analysis of variance). Simultaneous lesions were rounder than sequential ablations and were more effective near blood vessels. Simultaneous lesions created with probe separation of < or =1.7 cm were round and confluent, whereas clefts were present with distances >1.7 cm (P <.001). **CONCLUSIONS:** Microwave ablation has several theoretical advantages over currently available radiofrequency devices. Simultaneous three-probe microwave ablation lesions were three times larger than sequential lesions and nearly six times greater in volume than single-probe lesions. Additionally, simultaneous multiple-probe ablation results in qualitatively better lesions, with more uniform coagulation and better performance near blood vessels. Simultaneous multiple-probe ablation may decrease inadequate treatment of large tumors and decrease recurrence rates after tumor ablation.

Xu, D. and M. Pollock (1994). "Experimental nerve thermal injury." *Brain* **117** ( Pt 2): 375-384.

Thermal injury to rat sciatic nerve was produced by local heating (47 and 58 degrees C) and studied physiologically and morphologically. Unmyelinated nerve fibres showed a greater direct vulnerability to hyperthermia; first manifest as a reversible conduction block of C fibre action potentials and at higher temperatures by immediate and selective axonal degeneration. By contrast, lower grade nerve thermal injury resulted in delayed, selective loss of myelinated fibres. Evidence from this study suggests that this is secondary to a heat-induced angiopathy, immediately and diffusely manifest in the vasa nervorum and giving rise to a progressive and ultimately severe reduction in nerve blood flow. The relative sparing of unmyelinated fibres is likely to be a result of their greater resistance to ischaemia. The pathological vulnerability of unmyelinated fibres to thermal injury, coupled with the susceptibility of large myelinated nerve fibres to secondary ischaemia, largely resolves previous contradictions in the literature.

Yang, Q., et al. (2021). "Clinical features and outcomes of metastatic bone tumors of the pelvis." *J Int Med Res* **49**(6): 3000605211013152.

**OBJECTIVE:** The number of patients with metastatic bone tumors of the pelvis (MBTP) has increased, and the risk of metastasis and recurrence in the pelvic bones is difficult to assess. Therefore, we investigated the clinical features and oncological outcomes of patients with MBTP. **METHODS:** We analyzed the clinical features and oncological outcomes of MBTP in 72 patients (42 men, 30 women; mean age, 50.5 years) from 2008 to 2017. Recurrence in the pelvic bones and survival rates were analyzed with regard to patients' potential contributing factors. **RESULTS:** Enneking region I was the area most commonly containing MBTP (47.3%). Low- and high-grade tumors were identified in 40 and 32 patients, respectively. The most common pathological type was adenomatous carcinoma (34.7%), and the most common primary lesion was lung cancer (20.8%). The 3-year overall recurrence rate within the pelvic bones was 34.7%, and the 5-year overall survival rate was 29.2%. **CONCLUSION:** Patients with MBTP have a high risk of

recurrence in the pelvic bones and poor survival after multimodal treatment. Pelvic recurrence might be affected by the metastatic involvement, tumor grade, surgical margins, and type of surgery, whereas the survival rate tends to be associated with the tumor grade.

Yushkevich, P. A., et al. (2006). "User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: significantly improved efficiency and reliability." *Neuroimage* **31**(3): 1116-1128.

Active contour segmentation and its robust implementation using level set methods are well-established theoretical approaches that have been studied thoroughly in the image analysis literature. Despite the existence of these powerful segmentation methods, the needs of clinical research continue to be fulfilled, to a large extent, using slice-by-slice manual tracing. To bridge the gap between methodological advances and clinical routine, we developed an open source application called ITK-SNAP, which is intended to make level set segmentation easily accessible to a wide range of users, including those with little or no mathematical expertise. This paper describes the methods and software engineering philosophy behind this new tool and provides the results of validation experiments performed in the context of an ongoing child autism neuroimaging study. The validation establishes SNAP intrarater and interrater reliability and overlap error statistics for the caudate nucleus and finds that SNAP is a highly reliable and efficient alternative to manual tracing. Analogous results for lateral ventricle segmentation are provided.

Zheng, W., et al. (2018). "Application of 3D-printing technology in the treatment of humeral intercondylar fractures." *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* **104**(1): 83-88.

Purpose of the study This study was aimed to compare conventional surgery and surgery assisted by 3D-printing technology in the treatment of humeral intercondylar fractures. In addition, we also investigated the effect of 3D-printing technology on the communication between doctors and patients. Material and methods A total of 91 patients with humeral intercondylar fracture were enrolled in the study from March 2013 to August 2015. They were divided into two groups: 43 cases of 3D-printing group, 48 cases of conventional group. The individual models were used to simulate the surgical procedures and carry out the surgery according to plan. Operation duration, blood loss volume, fluoroscopy times and time to fracture union were recorded. The final functional outcomes, including the motion of the elbow, MEPS and DASH were also evaluated. Besides, we made a simple questionnaire to verify the effectiveness of the 3D-printed model for both doctors and patients. Results The operation duration, blood loss volume and fluoroscopy times for 3D-printing group was  $76.6 \pm 7.9$  minutes,  $231.1 \pm 18.1$  mL and  $5.3 \pm 1.9$  times, and for conventional group was  $92.0 \pm 10.5$  minutes,  $278.6 \pm 23.0$  mL and  $8.7 \pm 2.7$  times respectively. There was statistically significant difference between the conventional group and 3D-printing group ( $p < 0.05$ ). However, No significant difference was noted in the final functional outcomes between the two groups. Furthermore, the questionnaire showed that both doctors and patients exhibited high scores of overall satisfaction with the use of a 3D-printing model. Discussions This study suggested the clinical feasibility of 3D-printing technology in treatment of humeral intercondylar fractures. Level of evidence Level II prospective randomized study.

Zhou, L., et al. (2003). "Cryoanalgesia: electrophysiology at different temperatures." *Cryobiology* **46**(1): 26-32.

Somatosensory evoked potentials (SEP) and sensory conduction velocity (SCV) were measured in rabbit sciatic nerves following graded cold lesioning. The SEP disappeared when injury was induced at temperatures below -60 degrees C, but returned on day 41 +/- 4 (mean +/- SD). SEP returned on day 56 +/- 11 days when the lesion was induced at 100 to -180 degrees C. The SEP latency was prolonged after creating lesions at -100 to -180 degrees C, compared with both the sham operated and the -20 degrees C groups. These

experiments suggest the cryolesions produced at temperatures between -60 and -100 degrees C are most suitable for altering the electrophysiological conduction of the nerve, and may result in suitable post-operative analgesia.

## OPTIMISATION DE LA PROTECTION DU NERF SCIATIQUE LORS DES ABLATHERMIES DU BASSIN

### Résumé

La thermoablation est une technique de destruction tumorale percutanée. Cette technique mini-invasive utilise des imageurs pour guider durant l'intervention les sondes de thermoablation jusqu'à la zone cible et pour guider la mise en place d'outils de protection des structures anatomiques sensibles. La thermoablation de lésion osseuse du bassin est une technique à risque par proximité du nerf sciatique. Sa protection est essentielle pour éviter une lésion nerveuse thermique iatrogène. L'hydrodissection du nerf sciatique est une technique de protection active par éloignement du nerf de la zone soumise à des températures extrêmes, et par régulation thermique autour du nerf.

Le but de ce travail est de faire l'état de l'art de l'anatomie du nerf sciatique à sa sortie du bassin, de définir les rapports qu'il a avec le muscle piriforme et l'os iliaque. Une modélisation 3D de la région glutéale a été réalisée pour effectuer des simulations d'une hydrodissection du nerf lors d'ablathermies du bassin. Puis un dispositif d'injection motorisé contrôlé en température a été dessiné.

Mots-clés : anatomie, nerf sciatique, thermoprotection, hydrodissection motorisée

### Abstract

Thermoablation is a percutaneous technique for tumor destruction. This minimally invasive technique uses medical imaging to guide the thermoablation probes to the target area during the procedure and to guide the tools to protect sensitive anatomical structures. Thermoablation of a pelvic bone lesion is a high-risk technique due to the proximity of the sciatic nerve. Its protection is essential to avoid iatrogenic thermal nerve injury. Hydrodissection of the sciatic nerve is an active protection technique that removes the nerve from the area exposed to extreme temperatures and regulates the temperature around the nerve.

The aim of this study was to review the anatomy of the sciatic nerve as it exits the pelvis and to define its relationship with the piriformis muscle and the pelvic bone. A 3D model of the gluteal region was created to simulate hydrodissection of the nerve during pelvic ablathermy. A temperature-controlled motorized injection device was then designed.

Key words: anatomy, sciatic nerve, thermoprotection, motorized hydrodissection