



Université de Bourgogne  
UFR des Sciences de Santé  
Circonscription Médecine



**ANNEE 2023**

N°

**IN VIVO PERCUTANEOUS MICROWAVE ABLATION WITH ECO SYSTEM IN SWINE  
KIDNEY AND LIVER: COMPARISON OF ABLATION-ZONE SIZE TO MANUFACTURER  
PREDICTIONS AND ASSESSMENT OF NEW ANTENNA DESIGN**

**ABLATION PERCUTANEE PAR MICRO ONDE SUR MODELE PORCIN HEPATIQUE ET  
RENAL IN VIVO : COMPARAISON DES ZONES D'ABLATION AVEC LES DONNEES  
CONSTRUCTEUR ET EVALUATION D'UN NOUVEAU TYPE D'ANTENNE.**

**THESE**  
Présentée

à l'UFR des Sciences de Santé de Dijon  
Circonscription Médecine

et soutenue publiquement le 20 octobre 2023

pour obtenir le grade de Docteur en Médecine

par Mr BONNEFOY Théo  
Né(e) le 15 décembre 1994  
A Dijon.

## **AVERTISSEMENT**

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à la disposition de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur.

Ceci implique une obligation de citation et de référencement dans la rédaction de vos travaux.

D'autre part, toutes contrefaçons, plagiat, reproductions illicites encourrent une poursuite pénale.

De juridiction constante, en s'appropriant tout ou partie d'une œuvre pour l'intégrer dans son propre document, l'étudiant se rend coupable d'un délit de contrefaçon (au sens de l'article L.335.1 et suivants du code de la propriété intellectuelle). Ce délit est dès lors constitutif d'une fraude pouvant donner lieu à des poursuites pénales conformément à la loi du 23 décembre 1901 dite de répression des fraudes dans les examens et concours publics.

**ANNEE 2023**

N°

**IN VIVO PERCUTANEOUS MICROWAVE ABLATION WITH ECO SYSTEM IN SWINE  
KIDNEY AND LIVER: COMPARISON OF ABLATION-ZONE SIZE TO MANUFACTURER  
PREDICTIONS AND ASSESSMENT OF NEW ANTENNA DESIGN**

**ABLATION PERCUTANEE PAR MICRO ONDE SUR MODELE PORCIN HEPATIQUE ET  
RENAL IN VIVO : COMPARAISON DES ZONES D'ABLATION AVEC LES DONNEES  
CONSTRUCTEUR ET EVALUATION D'UN NOUVEAU TYPE D'ANTENNE**

**THESE**  
Présentée

à l'UFR des Sciences de Santé de Dijon  
Circonscription Médecine

et soutenue publiquement le 20 octobre 2023

pour obtenir le grade de Docteur en Médecine

par Mr BONNEFOY Théo

Né(e) le 15 décembre 1994

A Dijon

Année Universitaire 2023-2024  
au 1<sup>er</sup> **Septembre 2023**

**Doyen :**  
Assesseurs :

**M. Marc MAYNADIÉ**  
M. Pablo ORTEGA-DEBALLON  
Mme Laurence DUVILLARD

## PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

			<b>Discipline</b>
M.	Jean-Louis	<b>ALBERINI</b>	Biophysiques et médecine nucléaire
M.	Sylvain	<b>AUDIA</b>	Médecine interne
M.	Marc	<b>BARDOU</b>	Pharmacologie clinique
M.	Jean-Noël	<b>BASTIE</b>	Hématologie - transfusion
M.	Emmanuel	<b>BAULOT</b>	Chirurgie orthopédique et traumatologie
M.	Christophe	<b>BEDANE</b>	Dermato-vénérologie
M.	Yannick	<b>BEJOT</b>	Neurologie
M.	Moncef	<b>BERHOUMA</b>	Neurochirurgie
Mme	Christine	<b>BINQUET</b>	Epidémiologie, économie de la santé et prévention
M.	Mathieu	<b>BLOT</b>	Maladies infectieuses
M.	Philippe	<b>BONNIAUD</b>	Pneumologie
M.	Alain	<b>BONNIN</b>	Parasitologie et mycologie
M.	Bernard	<b>BONNOTTE</b>	Immunologie
M.	Olivier	<b>BOUCHOT</b>	Chirurgie cardiovasculaire et thoracique
M.	Belaid	<b>BOUHEMAD</b>	Anesthésiologie - réanimation chirurgicale
M.	Benjamin	<b>BOUILLET</b>	Endocrinologie
M.	Alexis	<b>BOZORG-GRAYELI</b>	Oto-Rhino-Laryngologie
Mme	Marie-Claude	<b>BRINDISI</b>	Nutrition
M.	Alain	<b>BRON</b>	Ophtalmologie
Mme	Mary	<b>CALLANAN (WILSON)</b>	Hématologie type biologique
M.	Patrick	<b>CALLIER</b>	Génétique
Mme	Catherine	<b>CHAMARD-NEUWIRTH</b>	Bactériologie - virologie; hygiène hospitalière
M.	Pierre-Emmanuel	<b>CHARLES</b>	Réanimation
M.	Jean-Christophe	<b>CHAUVET-GELINIER</b>	Psychiatrie d'adultes, Addictologie
M.	Nicolas	<b>CHEYNEL</b>	Anatomie
M.	Alexandre	<b>COCHET</b>	Biophysique et médecine nucléaire
M.	Luc	<b>CORMIER</b>	Urologie
M.	Yves	<b>COTTIN</b>	Cardiologie
M.	Charles	<b>COUTANT</b>	Gynécologie-obstétrique
Mme	Catherine	<b>CREUZOT-GARCHER</b>	Ophtalmologie
M.	Frédéric	<b>DALLE</b>	Parasitologie et mycologie
M.	Alexis	<b>DE ROUGEMONT</b>	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière
M.	Hervé	<b>DEVILLIERS</b>	Médecine interne
Mme	Laurence	<b>DUVILLARD</b>	Biochimie et biologie moléculaire
M.	Olivier	<b>FACY</b>	Chirurgie générale
Mme	Laurence	<b>FAIVRE-OLIVIER</b>	Génétique médicale
Mme	Patricia	<b>FAUQUE</b>	Biologie et Médecine du Développement
Mme	Irène	<b>FRANCOIS-PURSELL</b>	Médecine légale et droit de la santé
Mme	Marjolaine	<b>GEORGES</b>	Pneumologie
M.	François	<b>GHIRINGHELLI</b>	Cancérologie
M.	Charles	<b>GUENANCIA</b>	Physiologie
M.	Pierre Grégoire	<b>GUINOT</b>	Anesthésiologie – réanimation chirurgicale
M.	Frédéric	<b>HUET</b>	Pédiatrie
Mme	Agnès	<b>JACQUIN</b>	Physiologie
M.	Pierre	<b>JOUANNY</b>	Gériatrie
M.	Philippe	<b>KADHEL</b>	Gynécologie-obstétrique

M.	Sylvain	<b>LADOIRE</b>	Histologie
M.	Gabriel	<b>LAURENT</b>	Cardiologie
M.	Côme	<b>LEPAGE</b>	Hépatogastroentérologie
M.	Romarc	<b>LOFFROY</b>	Radiologie et imagerie médicale
M.	Luc	<b>LORGIS</b>	Cardiologie
M.	Jean-François	<b>MAILLEFERT</b>	Rhumatologie
M.	Cyriaque Patrick	<b>MANCKOUNDIA</b>	Gériatrie
M.	Sylvain	<b>MANFREDI</b>	Hépatogastroentérologie
M.	Laurent	<b>MARTIN</b>	Anatomie et cytologie pathologiques
M.	Pierre	<b>MARTZ</b>	Chirurgie orthopédique et traumatologie
M.	David	<b>MASSON</b>	Biochimie et biologie moléculaire
M.	Marc	<b>MAYNADIÉ</b>	Hématologie – transfusion
M.	Marco	<b>MIDULLA</b>	Radiologie et imagerie médicale
M.	Thibault	<b>MOREAU</b>	Neurologie
Mme	Christiane	<b>MOUSSON</b>	Néphrologie
M.	Paul	<b>ORNETTI</b>	Rhumatologie
M.	Pablo	<b>ORTEGA-DEBALLON</b>	Chirurgie Générale
M.	Pierre Benoit	<b>PAGES</b>	Chirurgie thoracique et vasculaire
M.	Jean-Michel	<b>PETIT</b>	Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques
M.	Christophe	<b>PHILIPPE</b>	Génétique
(Disponibilité du 01/06/2023 au 31/05/2024)			
M.	Lionel	<b>PIROTH</b>	Maladies infectieuses
Mme	Catherine	<b>QUANTIN</b>	Biostatistiques, informatique médicale
M.	Jean-Pierre	<b>QUENOT</b>	Réanimation
M.	Patrick	<b>RAT</b>	Chirurgie générale
M.	Patrick	<b>RAY</b>	Médecine d'urgence
M.	Jean-Michel	<b>REBIBOU</b>	Néphrologie
M.	Frédéric	<b>RICOLFI</b>	Radiologie et imagerie médicale
M.	Maxime	<b>SAMSON</b>	Médecine interne
M.	Emmanuel	<b>SIMON</b>	Gynécologie-obstétrique
M.	Éric	<b>STEINMETZ</b>	Chirurgie vasculaire
Mme	Christel	<b>THAUVIN</b>	Génétique
M.	Benoit	<b>TROJAK</b>	Psychiatrie d'adultes ; addictologie
M.	Gilles	<b>TRUC</b>	Oncologie-Radiothérapie
M.	Pierre	<b>VABRES</b>	Dermato-vénérologie
(Mission temporaire à Londres du 01/09/2023 au 31/08/2025)			
M.	Bruno	<b>VERGÈS</b>	Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques
M.	Narcisse	<b>ZWETYENGA</b>	Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie

## PROFESSEURS EMERITES

M.	Laurent	<b>BEDENNE</b>	(01/09/2021 au 31/08/2024)
M.	Laurent	<b>BRONDEL</b>	(01/09/2021 au 31/08/2024)
M.	François	<b>BRUNOTTE</b>	(01/09/2020 au 31/08/2023)
M.	Pascal	<b>CHAVANET</b>	(01/09/2021 au 31/08/2024)
M.	Jean	<b>CUISENIER</b>	(01/09/2021 au 31/08/2024)
M.	Jean-Pierre	<b>DIDIER</b>	(01/11/2021 au 31/10/2024)
Mme	Monique	<b>DUMAS</b>	(01/06/2022 au 31/05/2025)
M.	Serge	<b>DOUVIER</b>	(15/12/2020 au 14/12/2023)
M.	Maurice	<b>GIROUD</b>	(01/09/2022 au 31/12/2025)
M.	Patrick	<b>HILLON</b>	(01/09/2022 au 31/08/2025)
M.	Paul	<b>SAGOT</b>	(02/11/2022 au 31/10/2025)

## MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES PRATICIENS HOSPITALIERS DES DISCIPLINES MEDICALES

			Discipline Universitaire
Mme	Lucie	<b>AMOUREUX BOYER</b>	Bactériologie
Mme	Julie	<b>BARBERET</b>	Biologie et médecine du développement et de la reproduction- gynécologie médicale
Mme	Louise	<b>BASMACIYAN</b>	Parasitologie-mycologie
Mme	Shaliha	<b>BECHOUA</b>	Biologie et médecine du développement
M.	Guillaume	<b>BELTRAMO</b>	Pneumologie
Mme	Marie-Lorraine	<b>CHRETIEN</b>	Hématologie (Disponibilité du 17/04/2023 au 16/04/2024)
Mme	Vanessa	<b>COTTET</b>	Nutrition
M.	Damien	<b>DENIMAL</b>	Biochimie et biologie moléculaire
M.	Valentin	<b>DERANGERE</b>	Histologie
M.	Jean-David	<b>FUMET</b>	Cancérologie radiothérapie
Mme	Ségolène	<b>GAMBERT</b>	Biochimie et biologie moléculaire
Mme	Françoise	<b>GOIRAND</b>	Pharmacologie fondamentale
M.	David	<b>GUILLIER</b>	Anatomie, chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique, brulologie
M.	Alain	<b>LALANDE</b>	Biophysique et médecine nucléaire
Mme	Stéphanie	<b>LEMAIRE-EWING</b>	Biochimie et biologie moléculaire
Mme	Anne-Sophie	<b>MARIET</b>	Biostatistiques, informatique médicale
M.	Thomas	<b>MOUILLOT</b>	Physiologie
M.	Maxime	<b>NGUYEN</b>	Anesthésie réanimation
M.	Alain	<b>PUTOT</b>	Gériatrie (Disponibilité pour convenances personnelles)
Mme	Claire	<b>TINEL</b>	Néphrologie
M.	Antonio	<b>VITOBELLO</b>	Génétique
M.	Paul-Mickaël	<b>WALKER</b>	Biophysique et médecine nucléaire

## PROFESSEUR ASSOCIE DES DISCIPLINES MEDICALES

M.	Ludwig Serge	<b>AHO GLELE</b>	Hygiène hospitalière
M.	Victorin	<b>AHOSSI</b>	Odontologie
M.	Jacques	<b>BEURAIN</b>	Neurochirurgie
M.	Jean-Michel	<b>PINOIT</b>	Pédopsychiatrie

## MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES DE MEDECINE GENERALE

Mme	Katia	<b>MAZALOVIC</b>	Médecine Générale
Mme	Claire	<b>ZABAWA</b>	Médecine Générale

## PROFESSEURS ASSOCIES DE MEDECINE GENERALE

M.	Clément	<b>CHARRA</b>	Médecine Générale
M.	Arnaud	<b>GOUGET</b>	Médecine Générale
M.	François	<b>MORLON</b>	Médecine Générale
M.	Rémi	<b>DURAND</b>	Médecine Générale
Mme	Anne	<b>COMBERNOUX-WALDNER</b>	Médecine Générale

## MAITRES DE CONFERENCES ASSOCIES DE MEDECINE GENERALE

M.	Jérôme	<b>BEAUGRAND</b>	Médecine Générale
M.	Benoit	<b>DAUTRICHE</b>	Médecine Générale

M.	Alexandre	<b>DELESVAUX</b>	Médecine Générale
M.	Olivier	<b>MAIZIERES</b>	Médecine Générale
Mme	Ludivine	<b>ROSSIN</b>	Médecine Générale

#### **CONFERENCES DES UNIVERSITES**

Mme	Anaïs	<b>CARNET</b>	Anglais
Mme	Catherine	<b>LEJEUNE</b>	Pôle Epidémiologie

#### **PROFESSEURS DES UNIVERSITES**

Mme	Marianne	<b>ZELLER</b>	Physiologie
-----	----------	---------------	-------------

#### **PROFESSEURS AGREGES de L'ENSEIGNEMENT SECONDAIRE**

Mme	Marceline	<b>EVRARD</b>	Anglais
Mme	Lucie	<b>MAILLARD</b>	Anglais

#### **PROFESSEUR CERTIFIE**

M.	Philippe	<b>DE LA GRANGE</b>	Anglais
----	----------	---------------------	---------

#### **PROFESSEURS DES UNIVERSITES - PRATICIENS HOSPITALIERS DES DISCIPLINES PHARMACEUTIQUES**

M.	Mathieu	<b>BOULIN</b>	Pharmacie clinique
M.	François	<b>GIRODON</b>	Sciences biologiques, fondamentales et cliniques
Mme	Evelyne	<b>KOHLI</b>	Immunologie
M.	Antonin	<b>SCHMITT</b>	Pharmacologie

#### **MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES PRATICIENS HOSPITALIERS DES DISCIPLINES PHARMACEUTIQUES**

Mme	Amélie	<b>CRANSAC</b>	Pharmacie clinique
M.	Philippe	<b>FAGNONI</b>	Pharmacie clinique
M.	Marc	<b>SAUTOUR</b>	Botanique et cryptogamie

L'UFR des Sciences de Santé de Dijon, Circonscription Médecine, déclare que les opinions émises dans les thèses qui lui sont présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'elle n'entend ne leur donner ni approbation, ni improbation.

## **COMPOSITION DU JURY**

Président : Monsieur le Professeur Romaric LOFFROY

Membres :

Monsieur le Professeur Marco MIDULLA

Monsieur le Docteur Olivier CHEVALIER

Monsieur le Docteur Kévin GUILLEN

Monsieur le Docteur Adrien ACQUIER



## SERMENT D'HIPPOCRATE

*"Au moment d'être admis(e) à exercer la médecine, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité.*

*Mon premier souci sera de rétablir, de préserver ou de promouvoir la santé dans tous ses éléments, physiques et mentaux, individuels et sociaux.*

*Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté, sans aucune discrimination selon leur état ou leurs convictions.*

*J'interviendrai pour les protéger si elles sont affaiblies, vulnérables ou menacées dans leur intégrité ou leur dignité.*

*Même sous la contrainte, je ne ferai pas usage de mes connaissances contre les lois de l'humanité.*

*J'informerai les patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences.*

*Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des circonstances pour forcer les consciences.*

*Je donnerai mes soins à l'indigent et à quiconque me les demandera.*

*Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.*

*Admis(e) dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me seront confiés. Reçu(e) à l'intérieur des maisons, je respecterai les secrets des foyers et ma conduite ne servira pas à corrompre les mœurs.*

*Je ferai tout pour soulager les souffrances. Je ne prolongerai pas abusivement les agonies. Je ne provoquerai jamais la mort délibérément.*

*Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.*

*J'apporterai mon aide à mes confrères ainsi qu'à leurs familles dans l'adversité.*

*Que les hommes et mes confrères m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses ; que je sois déshonoré(e) et méprisé(e) si j'y manque."*

## REMERCIEMENTS

Au Professeur Romaric Loffroy, merci de m'avoir accordé votre confiance en me confiant ce travail de thèse.

Au Professeur Marco Midulla, merci pour vos enseignements et votre bienveillance envers les internes.

Au Docteur Olivier Chevalier, le maître du carcinome-hépatocellulaire, du carcinome fibrolamellaire et de l'abouchement bas du cystique.

Au Dr Adrien Acquier, merci de la confiance que tu nous accordes aussi bien dans le travail qu'en dehors, ton enthousiasme sans faille n'a d'égal que ton sens de la musique et de la danse.

Au Dr Kevin Guillen, merci de m'avoir accompagné du début à la fin de ce travail de thèse mais surtout à l'Auberge de la Charmes.

A ma famille, mes parents, ma sœur, mon frère, sans qui rien n'aurait pu être possible, toutes ces années à me supporter sans relâche dans les meilleurs moments comme les moins bons, je vous dois tout ce que j'ai aujourd'hui, merci pour tout ce que nous partageons ensemble et pour tout ce que nous continuerons à partager, je vous aime.

A Pauline, pour avoir été un soutien sans aucune faille pendant près de 6 ans maintenant, merci de m'avoir suivi dans toutes ces aventures plus folles les unes que les autres, de l'extrême Sud à l'extrême Nord, du haut des Andes au fond des Océans tu es et tu resteras sans aucun doute la plus belle rencontre de ma vie, je t'aime.

A mes grand-mères Danielle et Aicha et mes grand-pères Bernard et Mohammed.

A mes oncles Hamid et Monir.

A mes amis \* :

Yassin, Joris, Oussema le noyau dur, ceux qui ont été là le jour où tout a commencé, des drifts de yaya en scooter jusqu'aux albums secrets de Jojo on en aura traversé des histoires et j'espère que ça continuera.

Vadot, le tibia de criquet toujours là quand il faut et toujours là où il ne faut pas.

Julian, ça va que tu es intelligent, un chauve sans dent c'est peu vendeur

Judec, le faucon royal, l'aigle de la côte d'or.

Vavan, à ta spéciale, et à ta maîtrise des Sultans.

Buc, en hommage au silurebuc et à ces soirées Bayonnaises.

Bastos, l'homme le plus à droite de la gauche, mon colocataire du mois de Janvier, à ces afters bonnes musiques.

Turf, à tout ce que tu es, merci de nous faire rire en permanence.

Paulo, le meilleur skieur d'entre nous même si il le dissimule bien pour nous épargner.

Micka, le Elon Musk portugais.

Toinou, L'ogre de Troyes, la bête de l'Aube, à tes histoires invraisemblables.

Gros Louis, à tous les enfants que tu as mangé.

La Frick, l'homme le plus nul au Loup Garou.

Dams, le meilleur danseur de la bande.

Mathou, du lycée à aujourd'hui, pas grand monde n'aurait mis une pièce sur nous.

Mich Guich, à tes protestations et au tour de France.

A la bande de loustiques : Christo, toto, jofesse, labess.

Walzer, à tes combos Blazer/Survet Dortmund.

A Jeanne, Alice et Déborah, des vendredi pub avec JAF, des journées portes ouvertes difficiles d'Alice, on en aura parcouru du chemin jusqu'ici, merci pour tout.

A Lise, tellement fier de ce que tu as accompli, je te souhaite le meilleur pour tout ce qui arrive, à toi, à Basile et à Thomas.

*\* Milesi, l'HPME l'homme le plus moche d'Europe, à toute ces parties d'escrime à main nue et à cette fédération dont jamais tu n'auras la présidence.*

A mes co-internes et maintenant amis :  
Pat et Jory, une vraie révélation dans le travail comme en dehors, deux idiots comme on en fait peu, heureusement pour nous plus solide en radiologie que dans les rues de l'Alpes.

Aurore, amie puis collègue en passant par colocataire à mâcon.

Felix, le mentor de Johnny Cadillac, premier visage croisé en radiologie, merci pour ton accueil et ton partage.

Mickael, le lanceur d'alerte, à tes imitations légendaires et inépuisables.

MAF, la maman du groupe, au sens propre comme au figuré.

Alexis, l'homme qui se révèle au Perudo.

ML maintenant devenu chef, du scanner spectral à la fusion, de smash boss à Zwift, merci pour tout ce que tu as pu m'enseigner durant mon internat.

FL, le Pogacar de la radiologie Dijonnaise.

Au plus vieux, Siauve, Stan, Fabien, Louis, Greg, Diane, Franck, Marc comme aux plus jeunes Ariana, Pierre-Antoine, Victor, Hamza, Clément, Hermine, Perrine, Alexandre et Gatien.

Merci au chef et cheffes; Ségolène, Halimé, Morgane, François, Pierre, Brivaël, Laura, Angélique et Julien de m'avoir accompagné dans ma formation et de m'avoir fait adorer la radiologie.

Merci à l'ensemble des équipes du CHU, de mâcon et de Chalon, avec une attention particulière pour Mounir sans qui mon premier semestre n'aurait pas été ce qu'il a été.

## TABLE OF CONTENTS

<b>INTRODUCTION :</b> .....	<b>15</b>
<b>AUTHORS AND AFFILIATIONS</b> .....	<b>18</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>19</b>
<b>INTRODUCTION</b> .....	<b>20</b>
<b>MATERIALS AND METHODS</b> .....	<b>22</b>
Animals .....	22
Procedures .....	22
Ablation-zone Size Measurement .....	23
Statistical Analysis .....	24
<b>RESULTS</b> .....	<b>25</b>
Animals and Procedures .....	25
Safety .....	25
Macroscopic Findings.....	26
Microscopic Findings.....	27
<b>DISCUSSION</b> .....	<b>28</b>
<b>CONCLUSION</b> .....	<b>30</b>
<b>REFERENCES</b> .....	<b>32</b>

**TABLE OF TABLES**

Table 1. Main characteristics of the five study animals..... 36  
Table 2. Microwave ablation parameters by needle type and organ. .... 37  
Table 3. Mean SD values of distances on the x and y axes (mm) and of surface areas (in mm<sup>2</sup>)..... 38  
Table 4. Difference between predicted and measured surface areas (mm<sup>2</sup>), as a percentagea. .... 39

**TABLES OF FIGURES**

Figure 1. Example: Hisphere 14G needle for liver ablation<sup>a</sup>. .... 40  
Figure 2. Mean measured values of x and y in mm and surface area in mm<sup>2</sup> are shown in blue and corresponding predicted values are in orange. The E parameter combination is not shown, due to the absence of predictive data. .... 41  
Figure 3. Macroscopic appearance of ablation zones: four examples..... 42  
Figure 4. Example of a renal ablation zone..... 43

## **ABREVIATIONS AND ACRONYMS**

**CT** : Computed tomography

**MRI** : magnetic resonance imaging

**MWA** : Microwave ablation

**RFA** : Radiofrequency ablation

**SD** : Standard deviation

**SRIS** : Syndrome de réponse immunitaire systémique



## **INTRODUCTION :**

La thermoablation tumorale fait désormais partie intégrante de la prise en charge des patients en oncologie et les indications tendent à s'élargir considérablement au cours des prochaines années. La nature peu invasive de cette technique offre de nombreux avantages par rapport à la chirurgie conventionnelle, notamment une morbidité réduite et des séjours hospitaliers plus courts. Il est important de noter que pour les petites tumeurs, les résultats sont comparables à ceux de la chirurgie [1]. Il existe des indications bien standardisées pour certaines tumeurs, notamment le carcinome hépatocellulaire non résecable et les métastases hépatiques [2-5]. La thermoablation fait également partie des traitements recommandés pour les petites tumeurs rénales primaires [6,7]. Plus récemment, la thermoablation a donné de bons résultats dans le traitement du cancer du poumon et des tumeurs osseuses [8-10].

Le carcinome hépatocellulaire et le carcinome rénal sont des tumeurs malignes fréquentes associées à une mortalité importante [11,12]. La détection et le traitement précoces de ces tumeurs sont donc un enjeu majeur de santé publique. La radiologie diagnostique et interventionnelle est essentielle pour atteindre ces objectifs. Plus précisément, le carcinome hépatocellulaire est le seul type de cancer dont le diagnostic peut être confirmé par la tomodensitométrie (TDM) ou l'imagerie par résonance magnétique (IRM) selon les critères de Barcelone, sans documentation histologique [13]. De plus, parmi les carcinomes rénaux, près de 50 % sont asymptomatiques, mais 90 % peuvent être détectés par tomodensitométrie [14].

Parmi les trois principales techniques de thermoablation, les micro-ondes et la radiofréquence utilisent la chaleur, tandis que la cryoablation induit la formation d'une cryosphère grâce à l'administration d'un gaz réfrigérant (généralement de l'argon). La méthode non thermique la plus récente, l'électroporation irréversible, utilise des champs électriques pulsés à haute tension pour créer des nanopores dans la membrane cellulaire [15]. La cryoablation peut être réalisée sous anesthésie locale, alors que toutes les autres techniques nécessitent une anesthésie générale.

Dans l'ablation par radiofréquence (RFA), un courant électrique alternatif à haute fréquence excite les ions à l'intérieur du tissu, créant ainsi un échauffement par friction. L'ablation par micro-ondes (MWA) implique l'application d'un champ électromagnétique qui fait osciller les molécules polaires, telles que l'eau, provoquant également un échauffement par friction. La production locale de chaleur se produit de manière plus contrôlée avec la MWA qu'avec la RFA, en particulier dans les tissus riches en eau et à forte impédance [1]. En plus de leur action locale, la RFA et la MWA induisent une réponse inflammatoire qui peut endommager les cellules néoplasiques situées à distance de la lésion cible [1].

La principale limite de la RFA est sa susceptibilité à l'effet de dissipation thermique (heat-sink effect), dans lequel le flux sanguin des vaisseaux environnants dissipe la chaleur générée par le courant électrique. Le refroidissement ainsi induit diminue la taille de la zone ablatée. L'ablation par MWA est moins sujette à cet effet et peut donc produire des volumes d'ablation plus importants que la RFA, en particulier si la cible est proche des vaisseaux sanguins [16]. Un autre avantage de la MWA, notamment par rapport à la cryoablation, est qu'une seule antenne peut être utilisée, bien qu'il existe également des techniques reposant sur plusieurs antennes. La MWA n'induit pas de syndrome de réponse immunitaire systémique (SRIS), qui est une complication bien documentée de la RFA lors du traitement de lésions de grande taille. En outre, la durée de la procédure est nettement plus courte avec l'ablation par micro-ondes [17,18]. Enfin, l'ablation par micro-ondes est la seule méthode permettant une thermocoagulation sur le trajet de retrait de l'antenne permettant d'obtenir une hémostase efficace et limitant ainsi le risque de complications hémorragiques.

Lors de la thermoablation, la destruction de la totalité de la tumeur et l'obtention d'une marge saine suffisante (5 à 10 mm) est cruciale pour éviter une récurrence locale. La taille de la zone d'ablation est donc un élément clé. Les fabricants de dispositifs de thermoablation fournissent des tableaux de prédiction de taille de zone d'ablation en fonction de la puissance appliquée et du temps d'application. Cependant, la plupart des fabricants établissent ces références en effectuant des procédures d'ablation sur des échantillons animal ex vivo, ECO® Microwave System Co a utilisé des organes non perfusés

de porcs à température ambiante pour établir ces tableaux. Il n'est pas certain que ces données reflètent la taille de la zone d'ablation in vivo chez l'homme.

Pour simplifier la projection des zones d'ablations et préserver les structures adjacentes, les fabricants tendent de plus en plus à obtenir des volumes d'ablation aussi sphériques que possible, la MWA étant connue pour produire une ablation ellipsoïdale en raison d'une propagation plus importante de l'énergie le long de l'axe de l'antenne.

L'objectif principal de cette étude était de déterminer si la taille des zones d'ablation hépatique et rénale in vivo chez le porc différait significativement des tailles prédites par le fabricant de l'appareil. Un objectif secondaire était de déterminer la taille des zones d'ablation obtenues en utilisant un nouveau type d'antenne micro-ondes (ECO-200 G, ECO Microwave System Co, Nanjing, Chine) dont le fabricant affirme qu'elle produit des surfaces d'ablation allant jusqu'à 48 x 50 mm.

## **AUTHORS AND AFFILIATIONS**

Théo Bonnefoy<sup>1</sup>, Tarris Georges<sup>2</sup>, Kévin Guillen<sup>1,3</sup>, Olivia Poupardin<sup>4</sup>, Olivier Chevallier<sup>1,3</sup>, Ludwig Serge Aho Glele<sup>5</sup>, Jean-Michel Correas<sup>6</sup>, Romaric Loffroy<sup>1,3,4</sup>

- <sup>1</sup> Department of Vascular and Interventional Radiology, Image-Guided Therapy Center, François-Mitterrand University Hospital, 14 Rue Paul Gaffarel, BP 77908, 21000 Dijon, France
- <sup>2</sup> Department of Pathology, François-Mitterrand University Hospital, 14 Rue Paul Gaffarel, BP 77908, 21000 Dijon, France
- <sup>3</sup> ICMUB Laboratory, UMR CNRS 6302, University of Burgundy, 9 Avenue Alain Savary, 210000 Dijon, France
- <sup>4</sup> Biossan Advancing Biomedical and Experimental Research, Pole Agricole Auxois Sud, 21320 Créancey, France
- <sup>5</sup> Department of Epidemiology, Statistics and Clinical Research, François-Mitterrand University Hospital, 14 Rue Paul Gaffarel, BP 77908, 21000 Dijon, France
- <sup>6</sup> Department of Adult Radiology, Necker University Hospital, 149 rue de Sèvres, 75015 Paris, France

### **Corresponding Author**

Prof. Romaric Loffroy, MD, PhD, FCIRSE

Postal Address: Department of Vascular and Interventional Radiology, Image-Guided Therapy Center, François-Mitterrand University Hospital, 14 Rue Paul Gaffarel, BP 77908, 21079 Dijon, France

Tel : +33 380 281 250 Fax : +33 380 293 680

E-mail : [romaric.loffroy@chu-dijon.fr](mailto:romaric.loffroy@chu-dijon.fr)

## ABSTRACT

**Objectives:** Percutaneous microwave ablation (MWA) of small tumors is effective and minimally invasive, allowing use in patients at high surgical risk. To achieve local disease control, the entire tumor and a surrounding safety margin must be destroyed. The applied power (Watts) and application time (minutes) needed to achieve this goal are predicted from data provided by device manufacturers and usually obtained after ex vivo ablations in animals. With ex vivo organs, changes in tissue composition and the absence of heat dissipation by blood flow may limit relevance to in vivo procedures. The objective of this study was to compare ablation-zone sizes measured after in vivo microwave ablation (MWA) in swine to the sizes predicted by the device manufacturer.

**Methods:** Five pigs underwent 40 MWA procedures using various power-time-organ combinations; 18 hepatic and 20 renal zones were evaluable. The MWA devices used were from a single manufacturer (ECO Microwave System Co, Nanjing, China). The animals were killed, and the ablation zones were excised and sliced. For each zone, the slice in which the ablated tissue dimensions were greatest was selected and used to compute the ablated surface area.

**Results:** For seven of eight power-time-organ combinations, significant differences were found between predicted and measured surface areas ( $P < 0.05$  for all comparisons). The difference ranged from -45% to +54%.

**Conclusions:** The predictive data provided by manufacturers for MWA zone size may lack reliability. Intraoperative and postoperative monitoring of ablation zone size is crucial to ensure complete destruction of the tumor and safety margin.

**Keywords:** Microwave ablation; Percutaneous; Interventional radiology; In vivo animal model

## INTRODUCTION

Tumor thermoablation is now an integral part of cancer management, and indications are expected to expand considerably over the next few years. The minimally invasive nature of this technique provides many advantages over conventional surgery, including decreased morbidity and shorter hospital stays. Importantly, for small tumors, outcomes are comparable to those of surgery [1]. Well-standardized indications exist for some tumors, notably unresectable hepatocellular carcinoma and liver metastases [2-5]. Thermoablation is also among the recommended treatments for small primary kidney tumors [6,7]. More recently, thermoablation has produced good outcomes when used to treat lung cancer and bone tumors [8-10].

Both hepatocellular carcinoma and renal cell carcinoma are common malignancies associated with substantial mortality [11,12]. The early detection and treatment of these tumors therefore produces major public health benefits. Diagnostic and interventional radiology is key to achieving these benefits. More specifically, hepatocellular carcinoma is the only cancer type whose diagnosis can be confirmed by computed tomography (CT) or magnetic resonance imaging (MRI) using the Barcelona criteria, without histological documentation [13]. Moreover, among renal carcinomas, nearly 50% are asymptomatic but 90% can be visualized by CT [14].

Of the three main thermoablation techniques, microwave and radiofrequency apply heat, whereas cryoablation causes ice formation via the delivery of a refrigerant gas (usually argon). The more recent, non-thermal method known as irreversible electroporation uses high-voltage, pulsed, electrical fields to create nanopores in the cell membrane [15]. Cryoablation can be performed under local anesthesia, whereas all the other techniques require general anesthesia.

In radiofrequency ablation (RFA), a high-frequency alternating electric current agitates the ions within the tissue, creating frictional heating. Microwave ablation (MWA) involves the application of an electromagnetic field that oscillates polar molecules, such as water, also causing frictional heating. Local heat production occurs in a more controlled manner with MWA than with RFA, particularly in water-rich and high-impedance tissues [1]. In addition to their local action, RFA and

MWA induce an inflammatory response that can damage cancer tissue located at a distance from the target lesion [1].

The main limitation of RFA is its susceptibility to the heat-sink effect, in which blood flow within nearby vessels dissipates the heat generated by the electrical current. The cooling thus induced decreases the size of the ablated zone. MWA ablation is less prone to this effect and, therefore, can produce larger ablation volumes compared to RFA, particularly if the target is close to blood vessels [16]. Another advantage of MWA, notably versus cryoablation, is that a single energy-delivering antenna can be used, although techniques relying on multiple antennas exist also. MWA does not induce systemic immune response syndrome, which is a well-documented complication of RFA used to treat large lesions. Furthermore, procedure time is significantly shorter with MWA [17,18]. Finally, MWA is the only method allowing thermocoagulation along the antenna-withdrawal path, or track ablation, which achieves effective hemostasis, thereby limiting the risk of bleeding complications.

During thermal ablation, destruction of the entire tumor and of a sufficient (5 to 10 mm) tumor-free margins is crucial to prevent ablation-site recurrence. The size of the ablation zone is therefore a key consideration. Manufacturers of ablation devices provide charts that predict ablation-zone size according to the power applied and to the application time. However, most manufacturers obtain their predictive data by performing ablation procedures on ex vivo samples from animals, ECO<sup>®</sup> Microwave System Co used non-perfused organs from pigs at room temperature to establish those charts. Whether these data reflect in vivo ablation-zone size in humans is unclear.

In the interests of easier projection of ablation zones and better control of the local environment, manufacturers are increasingly tending to obtain ablation volumes as spherical as possible, MWA is known to produce ellipsoid ablation due to a wider propagation of energy along the axe of the antenna.

The primary objective of this study was to determine whether ablation-zone sizes after in vivo hepatic and renal MWA in pigs differed significantly from the sizes predicted by the device manufacturer. A secondary objective was to determine MWA zone sizes obtained using a new type of

microwave antenna (ECO-200 G, ECO Microwave System Co, Nanjing, China) claimed by its manufacturer to produce ablation surface areas of up to 48 x 50 mm.

## **MATERIALS AND METHODS**

### **Animals**

The study was conducted in compliance with the European directive on animal experimentation (Directive EU/2010/63). We studied five, female, large white pigs (*Sus scrofa domestica*) purchased from GAEC Boccard, Auxan, France. For each, body weight was between 70.6 and 76 kg and age between 4 and 6 months (**Table 1**). The livers and kidneys of pigs and humans share many similarities in terms of morphology, size, and vascularization. Moreover, coagulation is closely similar in the two species. We performed in vivo MWA procedures then compared the ablation surface areas to those predicted by the device manufacturer.

Throughout the MWA procedure, systolic blood pressure, heart rate, and peripheral oxygen saturation were monitored closely to ensure optimal hemodynamic stability. All five animals exhibited satisfactory perfusion of the target organs defined by a constant cardiac activity and hemodynamic stability. Target-organ perfusion is a major difference between in vivo and ex vivo MWA and may alter the size of the ablation zone.

### **Procedures**

After intramuscular administration of 0.4 mg/kg of the sedative neuroleptic azaperone (Stresnil<sup>®</sup>, Elanco, IN), each animal was placed in the prone position. Anesthesia was induced by an intramuscular injection of 5 mg/kg tiletamine hydrochloride/zolazepam hydrochloride (Zoletil<sup>®</sup> 100, Virbac AH, Carros, France). The animal was intubated and anesthesia



maintained by isoflurane inhalation (Isoflu-Vet<sup>®</sup>, DECHRA Veterinary Products SAS, Montigny-le-Bretonneux, France).

Saline was given through a catheter placed in an ear vein. This catheter was used to administer 3 mg/kg ketoprofen (Ketofen<sup>®</sup> 10%, Ceva, Marseille, France) to limit lung macrophage demargination and 0.1 mg/kg butorphanol (Butador<sup>®</sup>, Boehringer Ingelheim, Ingelheim, Germany) to prevent pain. An arterial catheter was placed to allow continuous blood pressure monitoring. Finally, a urinary catheter was inserted.

The microwave generator (ECO-200G) and antennas were from a single manufacturer (ECO Microwave System Co, Nanjing, China). The generator was used at an operating frequency of 2.45 GHz, in continuous and pulsed modes with standard and spherical antennas, respectively. Cooling system using NaCl solution at room temperature (20°C) with safety shutdown if solution temperature exceeds 35°C. Each MWA procedure was performed using a single antenna, which was inserted by an experienced interventional radiologist (RL or JMC) under ultrasound guidance (Aplio i800, Canon Europe, Uxbridge, Middlesex, UK). At the liver, all ablations were with the spherical ECO-100CL8C HiSphere antenna. At the kidney, either the recently introduced, new spherical ECO-100CL5C HiSphere antenna or a standard antenna was used. Power and time were selected based on the ablation-zone size predicted by the manufacturer for the type of antenna used (**Table 2, Figure 1**). The ablation procedures were performed in random order to limit bias, before each ablation an organ and an ablation parameter were randomly selected within the limits of four hepatics ablations and four kidney ablations for each pig, total number of ablations for each parameter was not adjusted between each pig.

### **Ablation-zone Size Measurement**

The animals were killed by intra-venous administration of Pentobarbital sodique, 0.1 mL/kg (Euthasol-Vet<sup>®</sup>, DECHRA Veterinary Products SAS, Montigny-le-Bretonneux, France) immediately after the last MWA procedure and dissected, procedure times from

anesthesia to dissection range from 03h50 (Fig 5) to 06h35 (Fig 1), all dissections were performed under the same amount of time, within one hour of the euthanasia. The ablation zones were identified macroscopically by targeting the characteristic necrosis zones in cocarde shape and, if needed, by *ex vivo* ultrasound and hand palpation of hard nodule. Each zone was excised and fixed in formalin (Figure 2). Figure 3 and Figure 4 show examples of ablation zones.

For the macroscopic evaluation, each sample was cut by a qualified pathologist to ensure accurate and reproducible measurement of each ablation zone. The cuts were perpendicular to the major axis of the interest area to minimize measurement bias, especially if ablation zone was ellipsoid which can lead to an artificial increase in surface measurement if the cut is not perpendicular to the major axis. Image J software was then used to measure the length and width (x and y) of ablation zone contained within each slice. Care was taken to include the slice through the largest macroscopic ablation zone. The surface area of the largest ablation zone was computed using the mathematical formula appropriate for the shape of the zone, i.e., circular or elliptical.

The microscopic study was carried out on nine, randomly selected ablation zones. The percentages of each zone with necrosis and thermocoagulation were determined.

### **Statistical Analysis**

Normal distribution of each variable (x, y, area) has been demonstrated by a Kolmogorov-Smirnov test. Continuous quantitative variables (x, y, surface area) were described as mean $\pm$ SD and compared by applying the linear regression *t* test regardless of the ablations' parameters used, statistical studies cannot be applied independently to each parameter due to the small number of data. The statistical analyses were done using STATA version 15.1 (StataCorp, College Station, TX).

## RESULTS

### Animals and Procedures

**Table 1** shows the body weight, procedure time, and systolic blood pressure in the five animals. Body weight and systolic blood pressure during the procedures showed only limited variability across animals.

Forty MWA procedures were performed, four in the liver and two in each kidney of each pig. **Table 2** reports the combinations of power and time for the liver and kidney and for each antenna design. Two liver ablation zones were excluded because they were located by mistakes in the spleen; the procedures in these two zones were done using the B and C parameter combinations in **Table 2**.

For the procedures done with the E parameter combination (45 Watts for 8 min, kidney), no predictive data were available from the manufacturer, as the antenna (ECO-100CL5G HiSphere) had been only recently introduced. Consequently, the ablation-zone sizes for the procedures done with E were not included in the statistical analysis.

Due to the randomization, the number of procedures differed across parameter combinations (**Table 2**).

### Safety

Only one complication was reported in subject number five, a medium-abundance hemoperitoneum for which the primary hemorrhagic site was not determined, possibly related to the abdominal wall dissection as it was not detected during the per-procedure ultrasonography and no hemodynamic instability was reported prior to euthanasia.

Of the 38 ablation zones, 21 were located near the hepatic or renal capsule, no evidence of tissue destruction was found in the structures located outside the liver or kidney near the ablation target. Euthanasia was necessary due to the large areas of ablation within the

target organs and the need to remove large volumes of tissue that contained all the ablation zones, the functional integrity of the organs could not be preserved.

### **Macroscopic Findings**

By univariate analysis, the x and y dimensions and the ablation surface areas differed significantly from those predicted by the manufacturer ( $P=0.0001$  for all comparisons) (**Table 3** and **Figure 2**).

**Table 4** reports the differences, as percentages, between the measured and predicted ablation-zone surface areas. Substantial differences were found, except with parameter combination H (40 W, 8 min, kidney). With one parameter combination (G, 30 W, 5 min, kidney), the measured surface area was 54% larger than predicted. For the remaining six parameter combinations, the measured surface areas were smaller than predicted, and the differences were at times considerable, i.e., -43% and -45% for D and F, the two kidney procedures with the new 16 G HiSphere antenna. Using a standard antenna instead (G, H, and I) had widely variable effects, with differences of +54%, +2%, and -30%, respectively.

Of the 36 ablations included in the statistical data, 21 were performed in the juxtacapsular zone, which led to an underestimate of their surface area because at least one of the two x or y axes was not fully included in the measurement, this concerned 29% of ablations for parameter A, 40% for B, 17% for C, 100% for D, 75% for F, 100% for G, 100% for H and 70% for I, i.e. 28% of all liver ablations and 89% of all kidney ablations.

The two ablations done with the E parameter combination, for which predictive data were unavailable, produced similar ablated surface areas of 330 mm<sup>2</sup> and 325 mm<sup>2</sup>, respectively.

Of the 36 ablations carried out, accepting a macroscopic difference between the x and y axes of  $\pm 1$  mm, we obtained 6 spherical ablation surfaces and 30 ellipsoids.

## **Microscopic Findings**

Only nine ablation zones were examined histologically examination. The results varied widely, with the proportion of ablation zone containing necrosis and thermocoagulation ranging from 8% to 100% and from 0% to 100%, respectively.

## DISCUSSION

Our in vivo study of 18 liver and 20 kidney MWA procedures in five pigs with ex vivo determination of ablation-zone size by pathological examination used a variety of power-time combinations and three antenna designs. Ablation-zone size was often substantially different from the size predicted by the manufacturer based on MWA procedures on ex-vivo animal organs. These major differences are of concern. In most instances, the ablated zone was smaller than predicted, although in one case it was 54% larger. None of the animals experienced death or major complications.

Another study used a similar design to ours, comparing ablation-zone sizes predicted from ex-vivo bovine hepatic MWA to the sizes obtained during 18 in vivo renal MWA procedures in three pigs [19]. When a single antenna was used, the difference in greatest ablation zone diameter between the in vivo procedures and the predictions ranged from +40% to -47.05%. The mean difference was  $-8.6\% \pm 30.1\%$ , with the in vivo ablation zones being smaller. Similarly, in 20 patients who underwent 25 MWA procedures to treat liver tumors, the ablation zones assessed immediately post-ablation by CT were significantly smaller than the ex vivo reference values provided by the manufacturers [20].

In our study, the differences between measured and predicted values were greatest with the D and F parameter combinations, which consisted in 30 W-8 min and 60 W-12 min, respectively, at the kidney, with a spherical antenna designed to produce spherical rather than elliptical ablation volumes which is theoretically more acceptable due to its ease of modelling in order to guarantee the best processing conditions. The surface areas were 43% and 45% smaller, respectively, than predicted. One possible explanation is an interaction between the ultrasound waves and the coating present on these antennas. Another hypothesis is that the pulsed emission that creates a spherical ablation zone may deliver less energy or be more quickly inhibited by the blood flow to the target, particularly in highly vascular organs such as the kidney, compared to the emissions that create ellipsoids.

Simulation platforms are being evaluated for MWA procedures. A simulation model based on CT images segmented by a clinician and taking into account the density, dielectric properties, thermal conductivity, and the heat capacity of the healthy and tumor tissues was created for two liver tumors in human patients [21]. A computational model of MWA based on finite element modeling has also been

reported [22]. Such models could be used to determine the optimal power and time parameters for MWA. A 2022 review supports the usefulness of these numerical approaches [23].

One limitation of our study is the limited sample size. The three Rs principle for animal experiments includes restriction of the number of animals used. Second, the livers and kidneys were healthy and apparently free of abnormalities. Energy propagation is affected by tissue composition, particularly in water-rich tissues, and by local blood flow. Tumor tissue is usually highly vascularized, a feature that might create different ablation-zone sizes from those recorded in our study [24,25]. Third, we used a macroscopic technique to measure ablation-zone size. Other methods such as shear-wave imaging or microwave tomography may be more accurate but were not available to us [26,27]. Some ablation zones were located adjacent to the hepatic or renal capsule, that is, not entirely surrounded by parenchyma. The size of these zones may have been underestimated by our technique. We measured surface area and not volume. Moreover, we did not assess the intra-observer and inter-observer reproducibility of our ablation-zone measurement method. Fourth, microscopic studies were done on only 9 of the 38 ablation zones. The proportions of tissue with necrosis and thermocoagulation varied widely. The tissue fixation procedure may have affected the measurements. Also, ablated tissue is difficult to distinguish microscopically from the thermocoagulation tail. However, the microscopic appearance of the ablated tissue was not the focus of our study. Fifth, we assessed prediction data from a single manufacturer. Finally, we studied a single animal species, for which correlations of ablation-zone sizes with those in humans have not been determined. Sixth, for the C parameters ablations the constructor recommends a cooled saline at 10°C where we used a saline at room temperature (20°C).

## CONCLUSION

Although MWA is now an established method for treating tumors at several sites, the predicted ablation-zone sizes provided by manufacturers may not be reliable. Our study highlights the crucial importance of accurate ablation-zone size monitoring during MWA to achieve destruction of the entire tumor and of a sufficient safety margin. Post-MWA evaluation is also important to determine whether a further procedure is needed. Finally, we provide preliminary information on the ECO-100CL5C HiSphere 16G antenna, which requires further evaluation.

**Author Contributions:** Conceptualization, J.M.C. and R.L.; methodology, T.B., T.G., K.G., J.M.C. and R.L.; software, O.P.; validation, O.C., J.M.C. and R.L.; formal analysis, L.S.A.G.; investigation, R.L.; resources, O.P.; data curation, K.G.; writing—original draft preparation, T.B., K.G. and R.L.; writing—review and editing, T.B., T.G., K.G., O.C., L.S.A.G., J.M.C. and R.L.; visualization, R.L.; supervision, R.L.; project administration, O.P.; funding acquisition, R.L. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

**Funding:** This research received external funding from ECO Microwave System Co, Nanjing, China.

**Institutional Review Board Statement:** Institutional review board was obtained for this experimental study, and our ethics committee approved the study.

**Informed Consent Statement:** Not applicable for this animal study.

**Data Availability Statement:** The data presented in this study are available on request from the corresponding authors. The data are not publicly available due to identity reason.

**Conflicts of Interest:** The authors declare no conflict of interest.



**THESE SOUTENUE PAR Mr Bonnefoy Théo**

**CONCLUSIONS**

La radiologie et le radiologue ont aujourd'hui un rôle actif dans la prise en charge des patients en oncologie, qu'il soit diagnostique ou thérapeutique.

Ce travail de thèse a pour but de comparer les surfaces d'ablation micro-ondes réelles In Vivo sur modèle animal à celles annoncées par le constructeur obtenues Ex Vivo.

Un total de 18 ablations hépatiques et 20 ablations rénales ont été réalisées sur modèle animal puis analysées, permettant de mettre en évidence des variations significatives de surface d'ablation avec les données théoriques allant de - 45 à + 54 % en fonction des paramètres d'ablation utilisés.

Ainsi ce travail de thèse permet de mettre en lumière l'intérêt particulier que le radiologue doit porter à la surveillance active des surfaces d'ablation en per-opératoire afin de garantir des marges d'ablations suffisantes et un résultat oncologique satisfaisant, les données constructeur pouvant varier de manière significative avec les surfaces d'ablations obtenues en milieu réel.

Le Président du jury,



Pr.Loffroy

Vu et permis d'imprimer  
Dijon, le 23 Août 2023  
Le Doyen



Pr. M. MAYNADIÉ

## REFERENCES

1. Chu KF, Dupuy DE. Thermal ablation of tumours: Biological mechanisms and advances in therapy. *Nat Rev Cancer*. 2014;14(3):199-208. doi:10.1038/nrc3672
2. Dou Z, Lu F, Ren L, Song X, Li B, Li X. Efficacy and safety of microwave ablation and radiofrequency ablation in the treatment of hepatocellular carcinoma: A systematic review and meta-analysis. *Medicine (Baltimore)*. 2022;101(30):e29321. doi:10.1097/MD.00000000000029321
3. Finotti M, D'Amico FE, Romano M, Brizzolari M, Scopelliti M, Zanusi G. Colorectal liver metastases: A literature review of viable surgical options with a special focus on microwave liver thermal ablation and mini-invasive approach. *J Pers Med*. 2022;13(1):33. doi:10.3390/jpm13010033
4. Tomita K, Matsui Y, Uka M, et al. Evidence on percutaneous radiofrequency and microwave ablation for liver metastases over the last decade. *Jpn J Radiol*. 2022;40(10):1035-1045. doi:10.1007/s11604-022-01335-5
5. Zhou F, Yu X ling, Liang P, et al. Microwave ablation is effective against liver metastases from gastric adenocarcinoma. *Int J Hyperthermia*. 2017:1-6. doi:10.1080/02656736.2017.1306120
6. De Cobelli F, Papa M, Panzeri M, et al. Percutaneous microwave ablation versus cryoablation in the treatment of T1a renal tumors. *Cardiovasc Intervent Radiol*. 2020;43(1):76-83. doi:10.1007/s00270-019-02313-7
7. Meng H, Yang H, Jia H, et al. Efficacy and safety of CT-guided microwave ablation for stage T1a renal cell carcinoma in patients with a solitary kidney. *Int J Hyperthermia*. 2021;38(1):691-695. doi:10.1080/02656736.2021.1915503
8. Nijland H, Zhu J, Kwee T, Hao D, Jutte P. Experiments on physical ablation of long bone using microwave ablation; defining optimal settings using ex- and in-vivo experiments. *PLoS One*. 2023;18(4):e0284027. doi:10.1371/journal.pone.0284027

9. Al-Hakim RA, Abtin FG, Genshaft SJ, Kutay E, Suh RD. Defining new metrics in microwave ablation of pulmonary tumors: Ablation work and ablation resistance score. *J Vasc Interv Radiol*. 2016;27(9):1380-1386. doi:10.1016/j.jvir.2016.05.026
10. Cazzato RL, De Rubeis G, De Marini P, et al. Percutaneous microwave ablation of bone tumors: A systematic review. *Eur Radiol*. 2021;31(5):3530-3541. doi:10.1007/s00330-020-07382-8
11. Chidambaranathan-Reghupaty S, Fisher PB, Sarkar D. Hepatocellular carcinoma (HCC): Epidemiology, etiology and molecular classification. In: *Advances in Cancer Research*. Vol 149. Elsevier; 2021:1-61. doi:10.1016/bs.acr.2020.10.001
12. Makino T, Kadomoto S, Izumi K, Mizokami A. Epidemiology and prevention of renal cell carcinoma. *Cancers*. 2022;14(16):4059. doi:10.3390/cancers14164059
13. Yang JD, Heimbach JK. New advances in the diagnosis and management of hepatocellular carcinoma. *BMJ*. 2020:m3544. doi:10.1136/bmj.m3544
14. Gray RE, Harris GT. Renal cell carcinoma: Diagnosis and management. *Am Fam Physician*. 2019;99(3):179-84.
15. Kok HP, Cressman ENK, Ceelen W, et al. Heating technology for malignant tumors: A review. *Int J Hyperthermia*. 2020;37(1):711-741. doi:10.1080/02656736.2020.1779357
16. Yu NC, Raman SS, Kim YJ, Lassman C, Chang X, Lu DSK. Microwave liver Ablation: influence of hepatic vein size on heat-sink effect in a porcine model. *J Vasc Interv Radiol*. 2008;19(7):1087-1092. doi:10.1016/j.jvir.2008.03.023
17. Chong CCN, Lee KF, Cheung SYS, et al. Prospective double-blinded randomized controlled trial of Microwave versus RadioFrequency Ablation for hepatocellular carcinoma (McRFA trial). *HPB*. 2020;22(8):1121-1127. doi:10.1016/j.hpb.2020.01.008
18. Pandolfo SD, Carbonara U, Beksac AT, et al. Microwave versus cryoablation and radiofrequency ablation for small renal mass: A multicenter comparative analysis.

*Minerva Urol Nephrol.* 2023;75(1). doi:10.23736/S2724-6051.22.05092-3

19. Marcelin C, Leiner J, Nasri S, et al. In vivo percutaneous microwave ablation in kidneys: Correlation with ex vivo data and ablation work. *Diagn Interv Imaging.* 2018;99(1):3-8. doi:10.1016/j.diii.2017.09.002
20. Winokur RS, Du JY, Pua BB, et al. Characterization of in vivo ablation zones following percutaneous microwave ablation of the liver with two commercially available devices: Are manufacturer published reference values useful? *J Vasc Interv Radiol.* 2014;25(12):1939-1946.e1. doi:10.1016/j.jvir.2014.08.014
21. Radmilović-Radjenović M, Bošković N, Sabo M, Radjenović B. An analysis of microwave ablation parameters for treatment of liver tumors from the 3D-IRCADb-01 database. *Biomedicines.* 2022;10(7):1569. doi:10.3390/biomedicines10071569
22. Deshazer G, Merck D, Hagmann M, Dupuy DE, Prakash P. Physical modeling of microwave ablation zone clinical margin variance: Modeling of microwave ablation zone clinical margin variance. *Med Phys.* 2016;43(4):1764-1776. doi:10.1118/1.4942980
23. Radmilović-Radjenović M, Bošković N, Radjenović B. Computational modeling of microwave tumor ablation. *Bioengineering.* 2022;9(11):656. doi:10.3390/bioengineering9110656
24. Bottiglieri A, Ruvio G, O'Halloran M, Farina L. Exploiting tissue dielectric properties to shape microwave thermal ablation zones. *Sensors.* 2020;20(14):3960. doi:10.3390/s20143960
25. Rossmanna C, Haemmerich D. Review of temperature dependence of thermal properties, dielectric properties, and perfusion of biological tissues at hyperthermic and ablation temperatures. *Crit Rev Biomed Eng.* 2014;42(6):467-492. doi:10.1615/CritRevBiomedEng.2015012486
26. Kaye EA, Cornelis FH, Petre EN, et al. Volumetric 3D assessment of ablation zones after thermal ablation of colorectal liver metastases to improve prediction of local

tumor progression. *Eur Radiol.* 2019;29(5):2698-2705. doi:10.1007/s00330-018-5809-

0

27. Scapaticci R, Lopresto V, Pinto R, Cavagnaro M, Crocco L. Monitoring thermal ablation via microwave tomography: An ex vivo experimental assessment.

*Diagnostics.* 2018;8(4):81. doi:10.3390/diagnostics8040081

## TABLES AND FIGURES :

**Table 1. Main characteristics of the five study animals.**

<b>Characteristics</b>	<b>Mean±SD</b>	<b>Range</b>
Weight (Kg) (5 animals)	73±2	70-76
Operating time (h) (40 procedures)	4±1.1	3-6
Systolic blood pressure (mmHg)		
Pig 1	104±10	83-124
Pig 2	121±15	98-148
Pig 3	118±11	93-139
Pig 4	111±13	87-134
Pig 5	110±11	93-125

Kg, kilogram; h, hour; SD, standard deviation.

**Table 2. Microwave ablation parameters by needle type and organ.**

<b>Antenna</b>	<b>Organ</b>	<b>Designation<sup>a</sup> (N of MWAs)</b>	<b>Power (W)</b>	<b>Time (min)</b>	<b>Surface area predicted (mm x mm)</b>
ECO-100 CL9C	Liver	A (7)	30	5	19 x 22
HiSphere 14G		B (5)	40	8	30 x 31
		C (6)	80	10	40 x 40
ECO-100CL5C	Kidney	D (2)	430	8	21 x 22
HiSphere 16G		E (2)	45	8	NA
		F (4)	60	12	36 x 37
ECO-100CL5C	Kidney	G (5)	30	5	23 x 36
Standard 16G		H (4)	40	8	33 x 47
		I (3)	50	8	35 x 50

N, number; MWA, microwave ablation; W, watt; min, minute; NA, not available; mm, millimeter; <sup>a</sup>

Each power-time-organ combination is designated by a letter.

**Table 3. Mean SD values of distances on the x and y axes (mm) and of surface areas (in mm<sup>2</sup>).**

<b>Parameter designations</b>	<b>x predicted (mm)</b>	<b>y predicted (mm)</b>	<b>Surface area predicted (mm<sup>2</sup>)</b>	<b>x measured mean±SD (mm)</b>	<b>y measured mean±SD (mm)</b>	<b>Surface area measured mean±SD (mm<sup>2</sup>)</b>
A	19	22	328	14±9	21±7	277±297
B	30	31	730	23±5	29±8	564±236
C	40	40	1256	35±1	39±4	1074±128
D	21	22	363	13±3	21±7	206±26
E	NA	NA	NA	19±1	22±1	327±3
F	36	37	1046	21±2	32±7	571±20
G	23	36	650	31±5	40±7	1007±275
H	33	47	1218	33±7	47±4	1235±312
I	35	50	1374	31±8	38±11	960±448

SD, standard deviation; mm, millimeter; NA, not available.



**Table 4. Difference between predicted and measured surface areas (mm<sup>2</sup>), as a percentagea.**

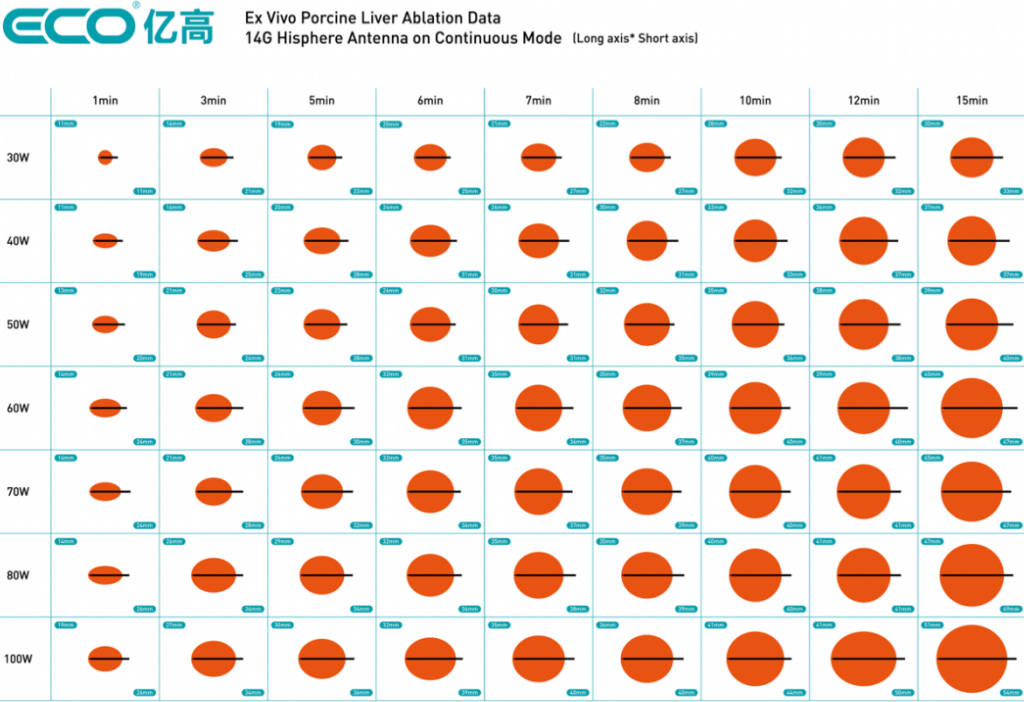
<b>Designation<sup>b</sup></b>	<b>Power (W)</b>	<b>Time (min)</b>	<b>Predicted SA (mm<sup>2</sup>)</b>	<b>Measured SA (mm<sup>2</sup>)</b>	<b>Difference (%)</b>
A	30	5	328	277	- 15
B	40	8	730	564	- 22
C	80	10	1256	1073	- 14
D	30	8	363	206	- 43
F	60	12	1046	571	- 45
G	30	5	650	1007	+ 54
H	40	8	1218	1253	+ 2
I	50	8	1374	960	- 30
A	30	5	328	277	- 15

SA, surface area; mm, millimeter; W, watt; Min, minute; NA, not available.

<sup>a</sup>The E parameter combination is not shown, as no predictive data were available.

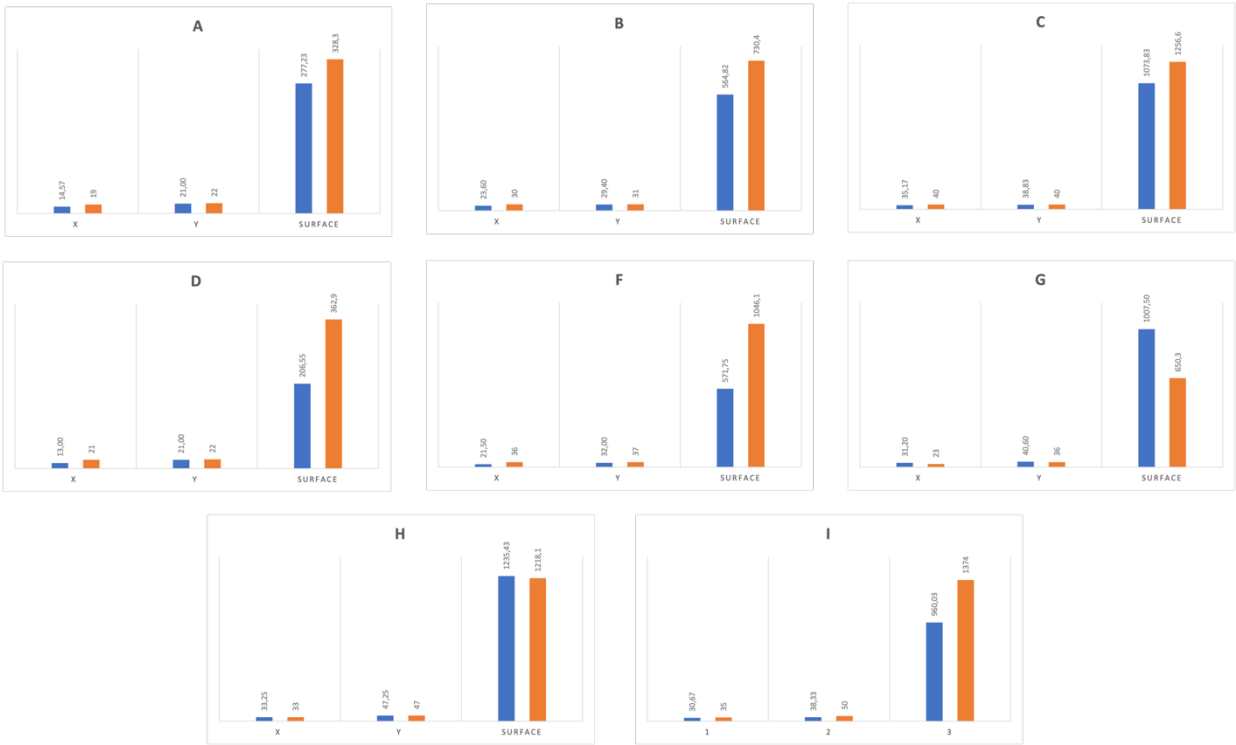
<sup>b</sup>Each power-time-organ combination is designated by a letter.

Figure 1. Example: Hisphere 14G needle for liver ablation<sup>a</sup>.



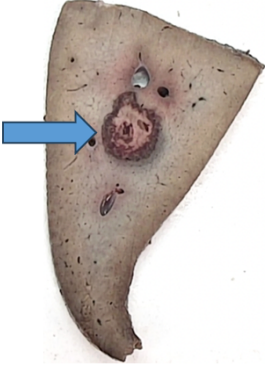
<sup>a</sup>The data are from ex-vivo porcine liver ablation with the following cooling temperatures: output power, 30–60 W and saline at room temperature (20°C); output power, 70–100 W and cooled saline; output power, 30–60 W and saline at room temperature (20°C); and output power, 70–100 W and cooled saline (10°C).

**Figure 2. Mean measured values of x and y in mm and surface area in mm<sup>2</sup> are shown in blue and corresponding predicted values are in orange. The E parameter combination is not shown, due to the absence of predictive data.**



**Figure 3. Macroscopic appearance of ablation zones: four examples.**

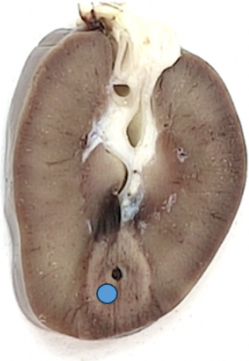
- A. Complete hepatic tissue ablation (arrow)
- B. Incomplete hepatic tissue ablation (star)
- C. Complete renal tissue ablation (circle)
- D. Incomplete renal tissue ablation (triangle)



A



B



C



D

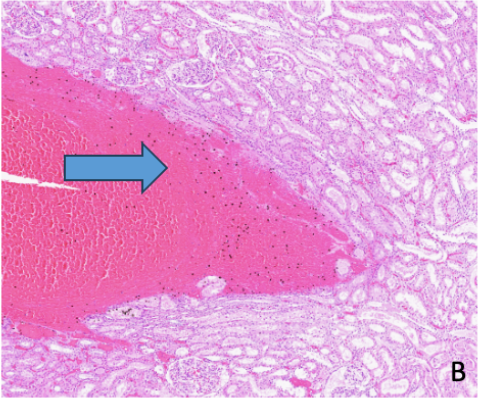
**Figure 4. Example of a renal ablation zone.**

**A.** Macroscopic section: the star indicates the ablation zone

**B.** Microscopic features: the arrow indicate the necrosis



A



B

**Titre de la thèse :** In vivo percutaneous microwave ablation with eco system in swine kidney and liver: comparison of ablation-zone size to manufacturer predictions and assessment of new antenna design.

Ablation percutanée par micro-ondes sur modèle porcin hépatique et rénal in vivo : comparaison des zones d'ablation avec les données constructeur et évaluation d'un nouveau type d'antenne.

**Auteur :** Bonnefoy Théo

### **Résumé :**

**Objectifs :** L'ablation percutanée par micro-ondes (MWA) des petites tumeurs est efficace et peu invasive, ce qui permet de l'utiliser chez des patients présentant un risque chirurgical élevé. Pour obtenir un contrôle local de la maladie, la lésion entière doit être détruite avec une marge de sécurité suffisante. La puissance appliquée (watts) et le temps d'application (minutes) nécessaires pour atteindre cet objectif sont prédits à partir des données fournies par les fabricants et généralement obtenues après ablations ex vivo sur modèle animal. Avec les organes ex vivo, les changements dans la composition des tissus et l'absence de dissipation de la chaleur par le flux sanguin peuvent limiter la pertinence de l'extrapolation aux procédures in vivo. L'objectif de cette étude était de comparer les tailles des zones d'ablation mesurées après une ablation par micro-ondes (MWA) in vivo chez le porc aux tailles prédites par le fabricant du dispositif.

**Méthodes :** Cinq porcs ont subi 40 procédures d'ablation par micro-ondes en utilisant différentes combinaisons puissance-temps-organe ; 18 zones hépatiques et 20 zones rénales ont pu être évaluées. Les appareils MWA utilisés provenaient d'un seul fabricant (ECO Microwave System Co, Nanjing, Chine). Les animaux ont été euthanasiés et les zones d'ablation ont été excisées et découpées en tranches. Pour chaque zone, la tranche dans laquelle les dimensions du tissu ablaté étaient les plus grandes a été sélectionnée et utilisée pour calculer la surface ablatée.

**Résultats :** Pour sept des huit combinaisons puissance-temps-organe, des différences significatives ont été constatées entre les surfaces prédites et mesurées ( $P < 0,05$  pour toutes les comparaisons). Les différences de surface d'ablation observées allant de -45% à +54%.

**Conclusions :** Les données prédictives fournies par les fabricants pour la taille de la zone d'ablation peuvent manquer de fiabilité. La surveillance peropératoire et postopératoire de la taille de la zone d'ablation est cruciale pour garantir la destruction complète de la tumeur avec une marge de sécurité suffisante.

**Mots-clés :** Percutanée, thermo-ablation, micro-onde, in vivo, radiologie interventionnelle