



TECHNIQUES ET DISPOSITIFS POUR L'ABLATION TUMORALE PERCUTANÉE EN CANCÉROLOGIE

TECHNIQUES AND DEVICES FOR PERCUTANEOUS TUMOR ABLATION IN ONCOLOGY

RUPIN Pierre¹, PEPE Valentina¹, BROS Aurélie¹, WISNIEWSKI Sandra¹, GARNON Julien², GOURIEUX Bénédicte¹.

¹ Service Pharmacie-Stérilisation, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg, 1 place de l'hôpital 67000 STRASBOURG.

² Service Radiologie interventionnelle, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg, 1 place de l'hôpital 67000 STRASBOURG.

*Auteur correspondant : Pierre Rupin, Interne en Pharmacie, Service Pharmacie-Stérilisation, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg, 1 place de l'hôpital 67000 STRASBOURG.
pierre.rupin7@orange.fr*

RESUMÉ

Les différentes techniques d'ablation tumorale percutanée se sont développées rapidement ces vingt dernières années. Alternatives à la chirurgie ouverte, elles sont utilisées dans le traitement des tumeurs de plusieurs organes : os, poumon, rein, foie...

Elles reposent sur l'utilisation d'aiguilles ou applicateurs percutanés et sont associées aux techniques d'imagerie (échographie, scanner, IRM).

Il existe deux types d'ablation :

- thermique : ablation par radiofréquence, micro-ondes, cryothérapie ou laser
- non thermique : électroporation.

Chaque technique présente des caractéristiques différentes (puissance, forme et nombre des applicateurs, taille d'ablation, compatibilité d'imagerie) dont les connaissances sont essentielles pour choisir la plus adaptée à la tumeur à traiter.

L'objectif est de réaliser une revue de l'ensemble des techniques d'ablation tumorale percutanée et des caractéristiques des dispositifs associés disponibles et utilisés au cours de tels actes interventionnels.

Mots clés : Dispositifs médicaux, ablation tumorale, percutanée.

ABSTRACT

Various percutaneous tumour ablation techniques have rapidly emerged over the last twenty years.

As an alternative to open surgery, these techniques are used in the treatment of various tumours (bone, lung, kidney, liver...).

They are used with percutaneous needles or applicators, and are associated with imaging techniques (ultrasound, scanner, MRI).

There is two types of ablation:

- thermal: ablation by radiofrequency, microwave, cryotherapy or laser.

- non-thermal: electroporation.

Each technique has different characteristics (power, shape or number of the applicators, ablation size, imaging compatibility). Knowledge of these characteristics is essential to choose the most suitable technique according to the tumour to treat.

The objective is to review all percutaneous tumour ablation techniques and the characteristics of the associated devices available and used during the interventional procedures.

Keywords : medical devices, tumour ablation, percutaneous.

Les images et photos présentées dans ce travail ont été réalisées lors de l'usage personnel des différents dispositifs médicaux et sont propriétés intellectuelles des auteurs.

I. INTRODUCTION :

Dans le domaine de la cancérologie, la fin des années 1990 a vu l'émergence de l'ablation tumorale percutanée avec le traitement des tumeurs du foie par radiofréquence [1]. Depuis, de nouvelles techniques d'ablation thermiques se sont développées telles que l'ablation par microondes, cryothérapie ou laser, mais également non thermiques comme l'ablation par électroporation (Figure 1). Ces progrès technologiques ont permis d'étendre les indications d'ablations vers d'autres organes (os, poumon, rein...). Chaque technique présente des spécificités propres, et également des avantages et des contraintes d'utilisation [2].

Aussi, la compréhension des principes de bases des différentes techniques ablatives est impérative pour favoriser un choix adapté de la technique de traitement et des dispositifs médicaux associés (tableaux I et II).

L'objectif de ce travail est donc de décrire pour chaque technique les principes d'utilisation et de détailler, en fonction des fournisseurs, les principales caractéristiques des dispositifs médicaux associés.

II. PRINCIPES GENERAUX DE L'ABLATION TUMORALE PERCUTANEE :

Les techniques d'ablation tumorale percutanée nécessitent l'utilisation de dispositifs médicaux couramment nommés aiguilles ou applicateurs. Ces dispositifs sont caractérisés par un diamètre ne dépassant généralement pas 1,8mm (13 Gauges) (tableau II), et reliés directement à un générateur d'énergie externe. Le petit diamètre de ces dispositifs permet alors leur insertion dans la tumeur à travers la peau, technique dite « percutanée ».

En revanche pour s'assurer du bon placement des dispositifs au sein des tissus tumoraux, ces techniques d'ablation percutanée nécessitent l'utilisation concomitante de technologies d'imagerie médicale : l'échographie, le scanner ou l'IRM.

- L'échographie repose sur la capacité des ultrasons à se propager à des vitesses différentes dans le corps en fonction des tissus qu'ils traversent. Le réfléchissement de ces ultrasons par les tissus permet d'obtenir une image de la zone examinée. Cette technique est utilisée dans le domaine médical depuis les années 1940 et est aujourd'hui une modalité d'imagerie répandue, facile d'utilisation et peu coûteuse.
- Le scanner découvert dans les années 1970, utilise la propriété d'absorption des rayons X et apparaît comme la modalité d'imagerie de choix grâce à son utilisation répandue. Il permet de localiser précisément les lésions les plus petites et profondes. En revanche, en plus d'être irradiant, lors de l'acte d'ablation, il est souvent nécessaire d'utiliser un produit de contraste présentant des contraintes d'utilisation pour pouvoir visualiser certaines tumeurs ou la zone de nécrose induite. Le caractère

intermittent du guidage (dû au délai entre l'obtention de deux images) est également un inconvénient.

- L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une modalité d'imagerie non irradiante plus récente (années 1990) mais moins répandue du fait du nombre restreint d'appareils disponibles et de son coût. Cependant, elle dispose d'une résolution en contraste supérieure, et permet de mesurer certains paramètres physico-chimiques au sein des lésions induites comme la température. Son utilisation dans l'ablation tumorale percutanée est toutefois soumise à certaines contraintes comme des actes plus longs [3] ou l'utilisation de dispositifs IRM compatible en titane ou en alliage de nickel, majorant le coût.

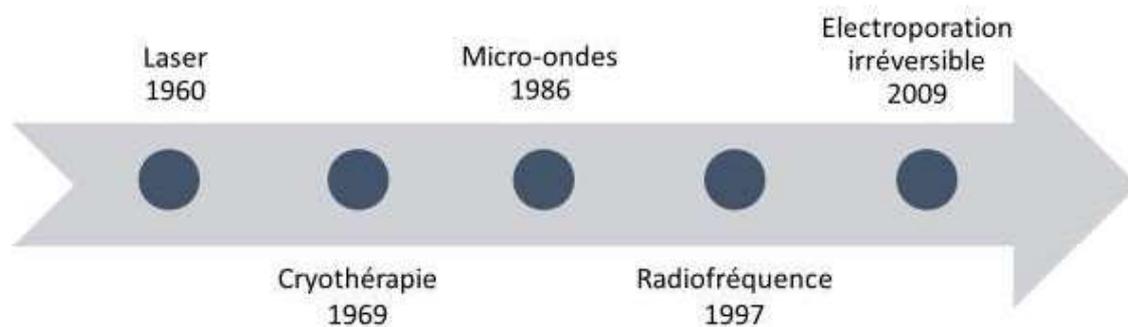


Figure 1 : Echelle du temps des premières utilisations des différentes techniques dans l'ablation tumorale.

III. ABLATION TUMORALE PAR RADIOFREQUENCE :

3.1 Principe de l'ablation :

Le principe de la radiofréquence découvert en 1891 par d'Arsonval repose sur la capacité d'une onde de radiofréquence à élever la température tissulaire en passant au travers [1]. Développée dans le domaine de la cancérologie dans les années 1990 [4] (Figure 1), l'ablation tumorale par radiofréquence est maintenant une technique répandue.

Son utilisation repose sur l'émission entre deux électrodes d'un courant électrique alternatif par un générateur dont la fréquence varie entre 420 et 500 KHz (tableau I), qui va orienter les ions des tissus situés à proximité de l'aiguille selon la direction du flux électrique. Les ions vont alors subir une agitation à la fréquence du courant et provoquer une élévation thermique des tissus environnants dont l'intensité dépend de leur conduction thermique.

Par cet effet, la température atteinte au sein de la zone cible varie entre 60 et 100 °C. A cette température, les tissus subissent des dommages cellulaires suivis d'une nécrose et coagulation irréversibles.

Les dispositifs d'ablation par radiofréquence peuvent atteindre des températures supérieures à 100 °C. Cependant, à partir de 110 °C, la température provoque une carbonisation et une vaporisation des tissus. Dans ce cas, l'efficacité et le volume d'ablation sont diminués car ces effets réduisent les conduction électrique et thermique du tissu.

L'efficacité de l'ablation dépend également de sa durée. Théoriquement, pour qu'elle soit optimale, la température cible doit être maintenue entre 8 et 20 minutes [5].

3.2 Caractéristiques des dispositifs :

Il existe deux types de radiofréquence : monopolaire et bipolaire

Pour la radiofréquence monopolaire, une électrode est située à l'extrémité d'un applicateur inséré au sein de la tumeur. La seconde électrode est une plaque de dispersion cutanée, positionnée proche de la zone à traiter pour transformer l'énergie reçue en chaleur. La majorité des électrodes actuelles utilise ce type de radiofréquence [5].

Pour la radiofréquence bipolaire, deux électrodes sont insérées en périphérie de la tumeur. Ces électrodes peuvent être situées à l'extrémité de deux applicateurs différents, ou présentes sur un seul applicateur. Ce type de radiofréquence ne nécessite pas de plaque de dispersion. La conduction électrique est limitée au volume compris entre les deux électrodes. La nécrose induite est plus rapide et offre l'avantage de protéger les tissus adjacents. Ce type de radiofréquence offre la possibilité d'effectuer des ablations multipolaires car certains générateurs permettent de générer le courant séquentiellement entre plusieurs paires d'électrodes [6].

Il existe également plusieurs types d'aiguilles, dont le diamètre externe varie entre 14 et 17 Gauges (G) (tableau II) :

- droites avec une seule extrémité active métallique ;
- multipoints avec de multiples électrodes (électrode en parapluie, étoile, étalée ou multicrochets). Ce type d'électrode permet d'augmenter la distribution spatiale de l'énergie délivrée [5] (Figure 2).

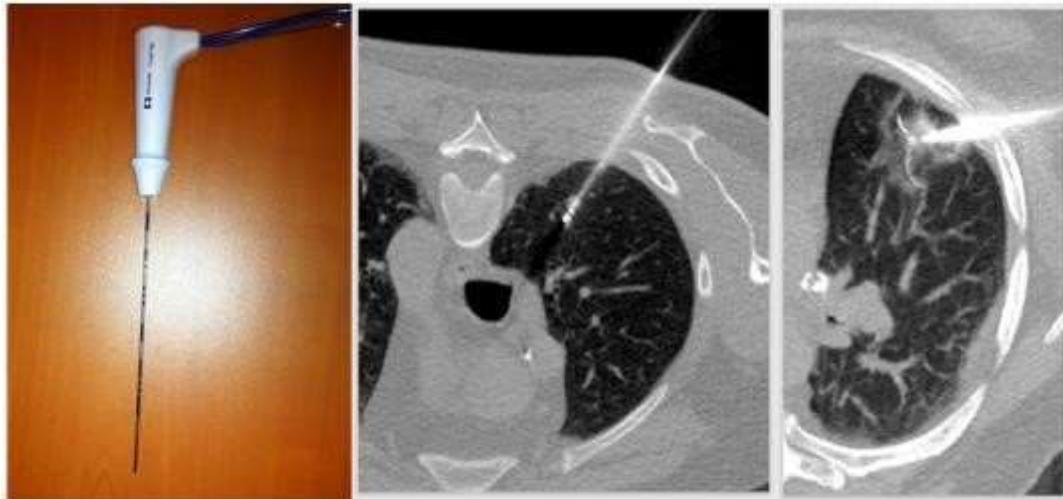


Figure 2 : Dispositif Cool-tip® (MEDTRONIC) et coupes scannographiques d'ablations par radiofréquence de tumeurs du poumon

3.3 Avantages et inconvénients :

La radiofréquence est utilisée depuis plusieurs années. Elle est à faible risque de saignement lors de l'ablation, facile d'accès et à moindre coût.

En revanche, il est difficile d'effectuer des ablations de taille supérieure à 3 cm de façon reproductible et l'ablation par radiofréquence ne permet pas la visualisation de la zone d'ablation durant l'intervention tout en ayant une faible compatibilité avec le guidage par IRM [5]. De plus, la localisation de la tumeur et la proximité de vaisseaux sanguins peuvent engendrer une perte d'efficacité, le flux sanguin de ces derniers induisant une « déperdition calorifique ». C'est le cas pour les vaisseaux sanguins avec un diamètre supérieur à 4 mm [7].

IV. ABLATION TUMORALE PAR LASER :

4.1 Principe d'ablation :

La première utilisation du laser dans le traitement percutané des ablations tumorales a été décrite au début des années 1960 par McGuff et al [8] (Figure 1). Son principe repose sur la transmission d'une énergie lumineuse, dont la diffusion tissulaire dépend de la longueur d'onde du laser, à une zone cible.. Au sein de cette dernière, l'énergie lumineuse est transformée en énergie thermique (80 à 100 °C) responsable d'une dénaturation protéique provoquant une nécrose et coagulation tissulaire.

Il existe plusieurs types de générateurs de laser :

- neodymium yttrium aluminium garnet (Nd YAG) ;
- argon ; - diode.

Le générateur à diode est préféré car il est portable et applicable sur la plupart des tissus. Il peut fonctionner à basse puissance pour générer un effet thermique pur et à fréquence plus élevée pour générer une vaporisation et cavitation [9].

La durée d'application dépend de la localisation de la tumeur, allant de 10 min pour une tumeur osseuse [10] à 15 à 20 min pour une tumeur hépatique [11]. La nécrose induite est proportionnelle à la quantité d'énergie délivrée, de l'ordre de 1000 J sur un diamètre de 10 à 15 mm.

4.2 Caractéristiques des dispositifs :

Les générateurs sont reliés à une fibre optique de 400 µm de diamètre, dénudée à son extrémité pour permettre la délivrance de l'énergie lumineuse.

4.3 Avantages et inconvénients :

L'ablation tumorale par laser est une technique utilisée pour la destruction de petites tumeurs. La nécrose tumorale est bien limitée à la zone traitée et son utilisation est compatible sous contrôle IRM.

En revanche, elle n'est pas adaptée aux tumeurs de grandes tailles qui nécessitent la multiplication des fibres et des points d'applications. Son utilisation dans les tumeurs du foie semble également limitée par le taux de complications rédhibitoires, notamment les récidives.

[10,12].

V. ABLATION TUMORALE PAR MICRO-ONDES :

5.1 Principe de l'ablation :

L'ablation tumorale par micro-ondes a été décrite pour la première fois au Japon en 1986 par Tabuse et al [13] (Figure 1). A la différence de la radiofréquence, la fréquence des micro-ondes est plus élevée : 915 MHz (générateur basse fréquence) ou 2,45 GHz (générateur haute fréquence) (tableau I). Cette technique ne nécessite pas de plaque de dispersion cutanée et les micro-ondes n'ont pas de déperdition calorifique créée par le flux sanguin.

La diffusion de l'onde dépend de la permittivité des tissus et a été décrite comme supérieure dans les tissus tumoraux par rapport aux tissus sains [14]. Les micro-ondes émises par les antennes au sein de la tumeur interagissent avec les molécules d'eau, provoquant leur agitation. L'énergie fournie par les micro-ondes est alors convertie en énergie thermique provoquant l'élévation de la température (jusqu'à 180 °C), qui contrairement à la radiofréquence, induit

moins de phénomènes de carbonisation ou de vaporisation. En effet, les micro-ondes ne subissent pas les variations d'impédances, caractérisées par la mesure de l'opposition d'un circuit électrique au passage d'un courant alternatif sinusoïdal. La température atteinte induit alors une nécrose par coagulation importante et rapide [15] et améliore l'efficacité de l'ablation [14].

5.2 Caractéristiques des dispositifs :

Les générateurs utilisés permettent d'obtenir avec une seule antenne des ablations dont le diamètre transverse est de 3,5 cm. Les antennes sont droites, de diamètre 14 ou 16 G avec une longueur allant de 15 à 20 cm (tableaux II). Il est possible d'activer plusieurs antennes simultanément ou séquentiellement, l'espacement idéal devant être compris entre 1,7 cm et 2 cm selon la puissance utilisée [16] (Figure 3). En raison d'un échauffement rapide de la totalité de la longueur de l'antenne, l'utilisation des micro-ondes est limitée à 60 watts pour éviter les brûlures et lésions sur le trajet de l'aiguille. Pour limiter cet effet, les applicateurs des antennes possèdent un système de refroidissement interne à l'eau ainsi qu'un système anti-retour [17], ce qui a également permis d'augmenter la puissance limite à 140 watts sur certains dispositifs.

5.3 Avantages et inconvénients :

Comparée à d'autres techniques d'ablation et pour certaines applications, l'ablation par microondes a l'avantage de la rapidité et du plus faible nombre d'applicateurs nécessaires, à taille tumorale égale [5]. De plus, en s'affranchissant de la déperdition calorifique due aux vaisseaux sanguins, cette technique présente des avantages dans l'ablation de lésions hypervascularisées.

Enfin, le guidage lors de l'ablation peut se faire par échographie, scanner ou IRM.

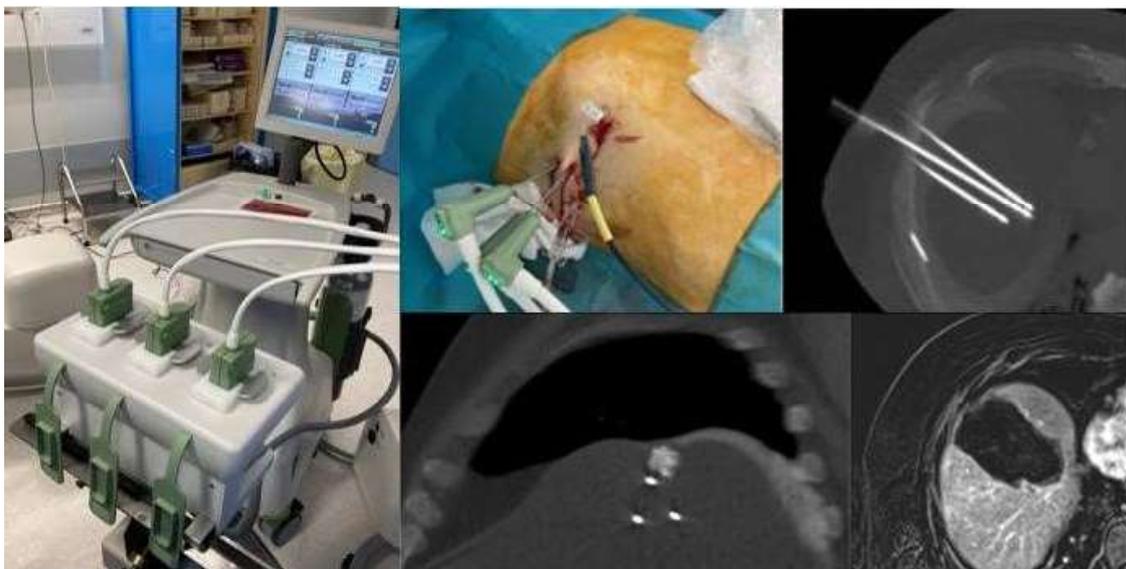


Figure 3 : Générateur / dispositifs Neuwave® (J&J) et coupes scannographiques d'une ablation de tumeur du foie par micro-ondes

VI. ABLATION TUMORALE PAR CRYOTHERAPIE :

6.1 Principe de l'ablation :

Décrite par Cooper en 1963 (Figure 1), la cryoablation est une technique chirurgicale plus ancienne [18]. Cette technique repose sur l'utilisation de l'effet Joule-Thomson, phénomène au cours duquel la température d'un gaz varie en fonction de son expansion.

Les progrès technologiques ont permis d'élaborer des cryosondes avec une chambre de décompression au sein de laquelle l'utilisation de l'argon comme gaz cryogène permet d'atteindre des températures jusqu'à -185°C (-110°C à l'extrémité de la sonde).

La température négative congèle alors les tissus environnants, s'accompagnant de deux effets principaux se cumulant pour augmenter la taille de l'ablation :

- effet cellulaire immédiat : à partir de -40°C , la formation des cristaux de glace intracellulaires induit une déshydratation intracellulaire et la dénaturation des protéines. La phase ultérieure de réchauffement génère, elle, une rupture des membranes cellulaires par les cristaux de glace associée à une dévascularisation, source de nécrose centrale.
Entre 0°C et -20°C , les cristaux sont majoritairement extracellulaires, entraînant une hyperosmolarité et une déshydratation intracellulaire. Les cristaux vont aussi diffuser au travers des micropores membranaires, endommageant les membranes cellulaires. Cet effet nécessite plusieurs cycles pour assurer une mort cellulaire efficace.
- effet vasculaire retardé : 3 à 4 heures après la congélation, les lésions endothéliales induisent des micro-thrombi des vaisseaux ensuite responsables de la mort cellulaire.

Un cycle complet de cryothérapie comporte une phase de congélation suivi d'une phase de décongélation. Le nombre et la durée des cycles sont l'objet de débats mais le plus souvent un traitement optimal de cryothérapie comporte 2 cycles. La première phase de congélation dure en moyenne 10 minutes. La phase de décongélation passive ou active dure en moyenne également 10 minutes. 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 [19].

6.2 Caractéristiques des dispositifs :

La forme et la taille de la boule de glace créée par une cryosonde dépendent 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 et retirer l'applicateur, de l'hélium permet d'obtenir une température de 33°C . Certaines cryosondes possèdent elles une résistance électrique à leur extrémité qui permet de chauffer à plus de 180°C [5].

6.3 Avantages et inconvénients :

Le principal avantage est la visibilité en temps réel avec les techniques d'imagerie (scanner et IRM) de la boule de glace qui délimite la zone où la température de 0 °C est atteinte [20] (Figure 4).

Suite à la procédure, le relargage d'antigènes membranaires et intracellulaires va entraîner à la périphérie de la zone d'ablation des phénomènes de cicatrisation. Plusieurs études démontrent que le développement des nouveaux vaisseaux sanguins induit la mise en contact des cellules en apoptose, du tissu sain et des cellules inflammatoires. Cet effet serait alors favorable à l'induction d'une réponse immunitaire anti-tumorale [21–23].

En revanche, comme pour la radiofréquence, l'apport de chaleur par les vaisseaux de gros diamètre peut limiter l'action de la cryoablation à leur contact et donc induire une persistance de résidus tumoraux.

De plus, l'utilisation de la cryothérapie présente deux inconvénients : la durée de la procédure (environ 30 minutes par cycle d'ablation) et son coût [24,25].

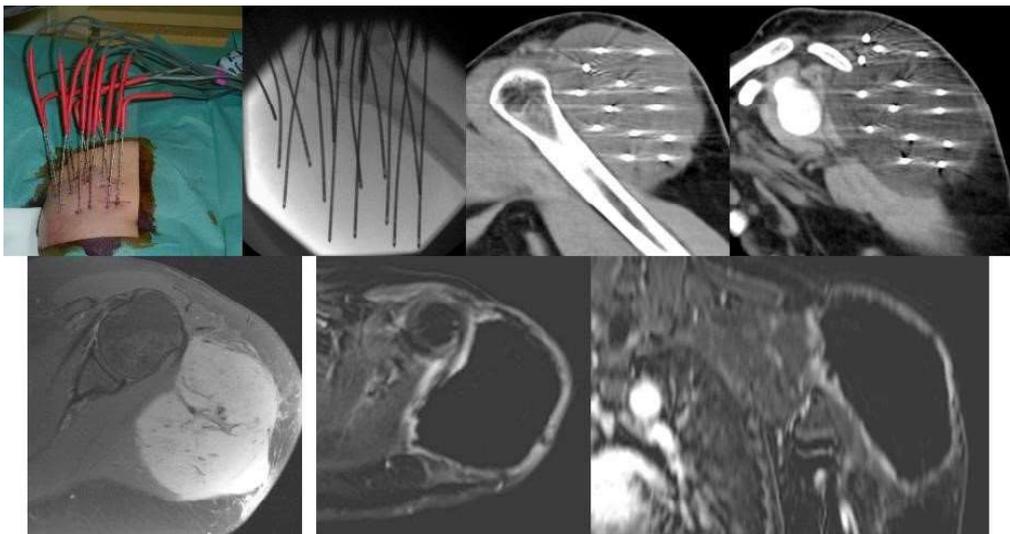


Figure 4 : Photo et coupes scannographiques de l'ablation par cryothérapie d'une tumeur desmoïde



Figure 5 : Générateur et dispositif Galil® (Boston) d'ablation par cryothérapie

VII. ABLATION TUMORALE PAR ELECTROPORATION :

7.1 Principe d'ablation :

A la différence des autres techniques, l'électroporation est une technique de destruction non thermique. Les cellules autour des antennes sont soumises à un champ électrique qui interagit avec la couche phospholipidique de la membrane cellulaire. Cette interaction va ouvrir de manière réversible ou irréversible les pores de la membrane cellulaire.

L'électroporation réversible ouvre temporairement les pores des cellules auxquelles le champ électrique est appliqué. Utilisée initialement pour faire pénétrer des gènes étrangers dans la cellule [2], elle est maintenant utilisée en concomitance avec la chimiothérapie pour faire pénétrer les molécules cytotoxiques au sein des cellules cancéreuses. Pour les cellules saines non soumises au champ électromagnétique, les molécules cytotoxiques ne peuvent pénétrer dans la cellule, limitant la toxicité de la chimiothérapie.

L'électroporation irréversible (IRE) est une méthode plus récente (2009) [20] (Figure 1) ouvrant définitivement les pores membranaires, induisant la mort cellulaire par la perte d'homéostasie cellulaire. Ce type d'électroporation est utilisé en radiologie interventionnelle et permet d'induire un effet cytotoxique sans l'ajout concomitant de molécule cytotoxique. Mais à la différence de l'électroporation réversible, elle exerce également son effet sur les cellules saines.

7.2 Caractéristiques des dispositifs :

L'utilisation de l'électroporation irréversible nécessite la génération du champ électromagnétique entre deux applicateurs, de diamètre 19 G et de longueur environ 15 cm

(tableaux II). Ceux-ci sont placés dans la région cible et permettent d'appliquer un haut gradient de voltage, de 1000 à 3000 volts / centimètre (tableau I). Les applicateurs peuvent être séparés de 2 cm au maximum et appliqués parallèlement (Figure 6), impliquant leur multiplication (jusqu'à 6) pour le traitement de tumeur de grande taille.

7.3 Avantages et inconvénients :

Le haut gradient de voltage appliqué peut entraîner des troubles cardiaques et neurologiques lors de son utilisation. Pour limiter ces effets délétères, les ablations sont réalisées au cours d'une anesthésie générale et couplées à l'électrocardiogramme (ECG) [26].

En revanche, comme pour l'ablation par micro-onde, l'électroporation s'affranchit de la perte calorifique générée par le flux sanguin, et permet de réaliser des ablations proches de gros vaisseaux sanguins. De plus, il pourrait exister à la périphérie de la zone d'ablation par électroporation irréversible, une zone d'électroporation réversible à laquelle il serait possible d'associer un traitement médicamenteux.

L'autre avantage de l'ablation par électroporation réside dans le fait qu'elle préserve l'architecture du tissu conjonctif, réduisant le risque de sténose biliaire ou de perforation digestive.

Bien que cette technique soit récente, les résultats en oncologie paraissent prometteurs et des données complémentaires sur le suivi oncologique sont nécessaires [5].

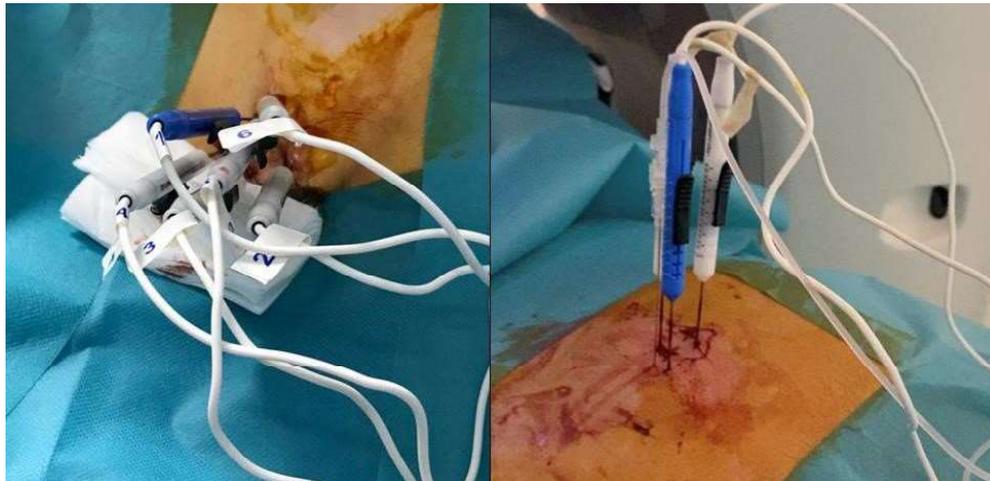


Figure 6 : Dispositifs d'ablation par électroporation irréversible

VIII. CONCLUSION :

L'ablation tumorale percutanée est un domaine en constante évolution. Alternative à la chirurgie ouverte, ces actes sont aujourd'hui de plus en plus pratiqués. Les différentes techniques se sont développées ainsi que le nombre de fournisseurs commercialisant ces dispositifs ayant chacun leurs spécificités. Leur connaissance est primordiale car le choix de la technique et des dispositifs repose alors sur plusieurs facteurs comme le type de tumeur, sa taille ou sa localisation. Ce choix doit être discuté et décidé lors de réunions de concertation

pluridisciplinaires (RCP) au cours desquelles l'efficacité oncologique reste le premier objectif lors du choix d'une modalité thérapeutique.

Tableau I : Principales caractéristiques des différentes techniques d'ablation tumorale percutanées.

TECHNIQUE D'ABLATION	Nombre de consommables simultanés	Ablation Thermique/ Non Thermique	Fréquence (Hz)	Puissance	Température d'ablation (°C)	Visibilité (Scanner/IRM)	Avantages	Inconvénients
RADIOFREQUENCE	1 à 6	Thermique	420-500 10 ³ Hz	< 150 W	60-110 °C	Scanner / IRM	Technique connue et répandue Facile d'accès Coût moindre	Non reproductible si taille de la tumeur > à 3cm Faible compatibilité du guidage par IRM Sensible à la déperdition calorifique
MICRO-ONDE	1 à 3	Thermique	0,915-2,45 10 ⁹ Hz	60 W à 140 W	160-180 °C	Scanner / IRM	Rapide Non soumise à la déperdition calorifique	Risque de brûlure et lésion le long de l'aiguille
CRYOTHERAPIE	2 7 6 ou plus	Thermique	/	/	33 à -186 °C	Scanner / IRM	Visibilité en temps réel de la boule de glace Réponse immunitaire antitumorale	Sensible à la déperdition calorifique Durée de procédure longue Coût élevé
LASER	2 7 6 ou plus	Thermique	/	2 W	80-100 °C	IRM	Nécrose limitée à la zone traitée Compatible sous contrôle IRM	Pas adaptée aux tumeurs de grandes tailles Complication réchibitoire dans les tumeurs du foie
ELECTROPORATION	2 à 6	Non Thermique	/	1 à 3 KV	/	Scanner / IRM	Non soumise à la déperdition calorifique Préserve l'architecture du tissu conjonctif	Peut entraîner des troubles cardiaques et neurologiques

Tableau II : Liste des différents fournisseurs de dispositifs d'ablation tumorale percutanée sur le marché français en 2020. Liste non exhaustive.

TECHNIQUE	FOURNISSEUR NOM COMMERCIAL	INDICATIONS FOURNISSEUR	CARACTERISTIQUES DES DISPOSITIFS
MICRO-ONDES	MEDTRONIC THERMOSPHERE	Destinés à l'ablation de tumeur par micro-ondes Conçue pour réaliser l'ablation percutanée, laparoscopique ou intra opératoire de tissu mou, y compris l'ablation partielle ou complète de tumeurs hépatiques non résécables.	Diamètre aiguille : 13G Longueur : 15-20cm-30cm Forme : droite Générateur : EMPRINT
	J&J NEUWAVE	Ablation des tissus mous dans le cadre d'interventions chirurgicales ouvertes et percutanées, et en association avec les laparoscopies. Elle n'est pas conçue pour la chirurgie cardiaque.	Diamètre aiguille : 17G-15G Longueur : 15-20cm Forme : droite Gamme PR Probe : 1cm de zone d'émission Gamme LR Probe : 2cm de zone d'émission Générateur : CERTUS140

<p>ABLATECH AMICA</p>	<p>Hépatiques : Pour patients avec résection impossible ou refusant la chirurgie. CHC : < à 5 nodules ne dépassant pas 40mm sans envahissement systémique ou local. Métastases : idem nodules, Pour lésion plus volumineuse : peut être associé à la chimio embolisation Rénal : si souhait de préserver parenchyme rénal. Pour tumeur ne dépassant pas 40mm, exophytiques et sans envahissement systémique ou local Pulmonaire : pour patient présentant tumeurs ou métastases pulmonaire inopérables, unilatérale ou bilatérale, en raison du nombre, de la distribution et de l'absence de réserve pulmonaire ou de comorbidités médicales. lésion < à 50mm et max 4 à 5 lésions/poumon</p>	<p>Diamètre aiguille : 14G-16G Longueur : 15-20cm Forme : droite</p> <p>Générateur : AMICA micro-ondes</p>
<p>ANGIODYNAMICS SOLERO</p>	<p>Ablation des tissus mous pendant les actes de chirurgie. Le système Solero MTA n'est pas destiné à un usage cardiaque.</p>	<p>Diamètre aiguille : 15G Longueur : 14cm-19cm-29cm Forme : droite Générateur : SOLERO</p>

<p align="center">CRYOABLATION</p>	<p align="center">BOSTON (ABLATECH / GALIL) ICEROD & ICESEED & ICESPHERE</p>	<p>Indiqué dans les domaines de :</p> <ul style="list-style-type: none"> - la chirurgie générale : ablation fibroadénome du sein - radiologie interventionnelle : Ablation tissus cancéreux ou des tumeurs bénignes / traitement palliatif de la douleur - gynécologie : Ablation des néoplasies malignes ou dysplasies bénignes des organes génitaux externes - l'urologie : Ablation des tissus en cas de cancer ou d'hyplasie bénignes de la prostate 	<p>Sondes ICEROD/ICESEED/ICESPHERE</p> <p>Diamètre aiguille : 17G Longueur : 17,5cm Forme : droite ou angle 90°C Taille du glaçon généré à -40°C : ICEROD : 16x41mm ICESEED : 11x20mm ICESPHERE : 16x25mm</p> <p>Générateur : ICEFX Cryoablation system, Visual-ICE et Visual ICE MRI Cryoablation System</p>
<p align="center">RADIOFREQUENCE</p>	<p align="center">BOSTON LEVEEN</p>	<p>La gamme d'électrodes aiguilles Leveen est conçue pour une utilisation associée au générateur RF 3000 pour la nécrose par coagulation thermique de tissus mous, y compris l'ablation partielle ou totale de lésions hépatiques non résécables.</p>	<p align="center"><u>Electrode parapluié</u></p> <p>Diamètre de l'électrode : 2cm-3cm-3,5cm-4cm-5cm Diamètre canule : 13G-14G-15G-17G Longueur canule : 12cm-15cm-25cm</p> <p align="right">Générateur : RF3000</p>

<p>MEDTRONIC OSTEOCOOL / COOL-TIP</p>	<p>Cool-TIP (Monopolaire) : Le dispositif d'ablation par radiofréquence Cool-tip™ Série E* est conçu pour l'ablation thermique des tumeurs des tissus mous.</p> <p>Osteocool : Traitement palliatif dans les procédures rachidiennes par ablation de lésions malignes métastatiques du corps vertébral. Coagulation et ablation des tissus osseux lors d'interventions chirurgicales, y compris traitement palliatif de la douleur associée à des lésions métastatiques impliquant les os chez des patients pour lesquels les traitements standard ont échoué ou pour lesquels ils ne sont pas candidats. Ablation de tumeurs osseuses bénignes comme l'ostéome ostéoïde.</p>	<p><u>COOL-TIP</u> Diamètre aiguille : 17G Longueur : 10cm-15cm-20cm-25cm Forme : droite</p> <p>Générateur : Cool-tip™ RF Ablation System E Series</p> <p><u>OSTEOCOOL</u> Diamètre aiguille : 17G Longueur : 10cm-15cm-20cm-25cm</p> <p>Générateur : OsteoCool™ RF Generator OC01</p>
<p>TERUMO MEDSPHERE</p>	<p>Procédures d'ablations des lésions et des organes (foie, reins, poumons, os, thyroïde)</p>	<p><u>Electrode parapluie:</u> Diamètre de l'électrode : 2cm-3cm-4cm Diamètre canule : 15G-17G Longueur canule : 10cm-15cm-20cm-25cm</p> <p><u>Electrode droite:</u> Diamètre canule : 16G-17G-18G-19G Longueur canule : 7cm-10cm-15cm-25cm Générateur : Medsphere RFG-150</p>
<p>ELECTROPORATION ANGIODYNAMICS NANOKNIFE</p>	<p>Ablation chirurgicale des tissus mous.</p>	<p>Diamètre aiguille : 19G Longueur aiguille : 15cm-25cm</p> <p>Générateur : Nanoknife 3.0</p>

LASER	CERAM OPTEC SIA	Thérapies mini-invasives utilisées dans les domaines de la phlébologie, de l'urologie, de la proctologie, de la gynécologie, de l'ORL et de la chirurgie thoracique.	NR
--------------	----------------------------	----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	----

IX. CONFLITS D'INTERETS :

Les auteurs n'ont pas de conflit d'intérêt à déclarer en lien avec le sujet présenté dans cet article.

X. REFERENCES :

- [1] Mcgahan J P, Browning P D, Brock J M and Tesluk H 1990 Hepatic Ablation Using Radiofrequency Electrocautery: *Invest. Radiol.* **25** 267–70.
- [2] Seror O 2015 Traitements ablatifs : comment choisir la bonne méthode pour mon patient ? *J. Radiol. Diagn. Interv.* **96** 172–9.
- [3] Nour S G and Lewin J S 2005 Radiofrequency thermal ablation: the role of MR imaging in guiding and monitoring tumor therapy *Magn. Reson. Imaging Clin. N. Am.* **13** 561–81.
- [4] Koch G, Cazzato R L, Caudrelier J, Cathelineau X, Lang H and Gangi A 2017 Techniques d'ablation tumorale *Prog. En Urol.* **27** 853–64.
- [5] Buy X, Lang H, Garnon J and Gangi A 2011 Thermoablation percutanée des cancers rénaux : radiofréquence ou cryoablation ? *J. Radiol.* **92** 774–88.
- [6] Ahmed M, Brace C L, Lee F T and Goldberg S N 2011 Principles of and Advances in Percutaneous Ablation *Radiology* **258** 351–69.
- [7] Lu D S K, Raman S S, Vodopich D J, Wang M, Sayre J and Lassman C 2002 Effect of Vessel Size on Creation of Hepatic Radiofrequency Lesions in Pigs: Assessment of the “Heat Sink” Effect *Am. J. Roentgenol.* **178** 47–51.
- [8] MCGUFF P E, BUSHNELL D, SOROFF H S and DETERLING R A 1963 STUDIES OF THE SURGICAL APPLICATIONS OF LASER (LIGHT AMPLIFICATION BY STIMULATED EMISSION OF RADIATION) *Surg. Forum* **14** 143–5.
- [9] Gangi A, Gasser B, De Unamuno S, Fogarrassy E, Fuchs C, Siffert P, Dietemann J-L and Roy C 1997 New Trends in Interstitial Laser Photocoagulation of Bones *Semin. Musculoskelet. Radiol.* **1** 331–8.
- [10] Muralidharan V and Christophi C 2001 Interstitial laser thermotherapy in the treatment of colorectal liver metastases *J. Surg. Oncol.* **76** 73–81.
- [11] Giovannini M 2009 Quel traitement percutané pour un carcinome hépatocellulaire ? *Cancéro Dig.* **1** 96.

- [12] Heisterkamp J, van Hillegersberg R, Mulder P G, Sinofsky E L and IJzermans J N 1997 Importance of eliminating portal flow to produce large intrahepatic lesions with interstitial laser coagulation *Br. J. Surg.* **84** 1245–8.
- [13] Tabuse Y, Tabuse K, Mori K, Nagai Y, Kobayashi Y, Egawa H, Noguchi H, Yamaue H, Katsumi M and Nagasaki Y 1986 Percutaneous microwave tissue coagulation in liver biopsy: experimental and clinical studies *Nihon Geka Hokan Arch. Jpn. Chir.* **55** 381–92.
- [14] Goldberg S N, Grassi C J, Cardella J F, Charboneau J W, Dodd G D, Dupuy D E, Gervais D, Gillams A R, Kane R A, Lee F T, Livraghi T, McGahan J, Phillips D A, Rhim H and Silverman S G 2005 Image-guided Tumor Ablation: Standardization of Terminology and Reporting Criteria *Radiology* **235** 728–39.
- [15] Simon C J, Dupuy D E and Mayo-Smith W W 2005 Microwave Ablation: Principles and Applications *RadioGraphics* **25** S69–83.
- [16] Wright A S, Lee F T and Mahvi D M 2003 Hepatic microwave ablation with multiple antennae results in synergistically larger zones of coagulation necrosis *Ann. Surg. Oncol.* **10** 275–83.
- [17] Brace C L 2009 Microwave Ablation Technology: What Every User Should Know *Curr. Probl. Diagn. Radiol.* **38** 61–7.
- [18] Copper I S 1963 Cryogenic surgery: a new method of destruction or extirpation of benign or malignant tissues *N. Engl. J. Med.* **268** 743–9.
- [19] Sabel M S 2009 Cryo-immunology: A review of the literature and proposed mechanisms for stimulatory versus suppressive immune responses *Cryobiology* **58** 1–11.
- [20] de Baere T and Deschamps F 2014 Nouvelles techniques d'ablation tumorale en cancérologie (micro-onde, électroporation) *J. Radiol. Diagn. Interv.* **95** 665–71.
- [21] Kim H K, Pyun J H, Cho S, Kang S G, Lee J G, Kim J J, Cheon J, Park H S and Kang S H 2014 Tumor-specific immunity induced by cryoablation in a murine renal cell carcinoma model *Korean J. Urol.* **55** 834–40.
- [22] Sidana A, Chowdhury W H, Fuchs E J and Rodriguez R 2010 Cryoimmunotherapy in Urologic Oncology *Urology* **75** 1009–14.
- [23] Callstrom M R, Charboneau J W, Goetz M P, Rubin J, Atwell T D, Farrell M A, Welch T J and Maus T P 2006 Image-guided ablation of painful metastatic bone tumors: a new and effective approach to a difficult problem *Skeletal Radiol.* **35** 1–15.
- [24] Beland M D, Dupuy D E and Mayo-Smith W W 2005 Percutaneous cryoablation of symptomatic extraabdominal metastatic disease: preliminary results *AJR Am. J. Roentgenol.* **184** 926–30.

- [25] Ball C, Thomson K R and Kavnoudias H 2010 Irreversible electroporation: a new challenge in “out of operating theater” anesthesia *Anesth. Analg.* **110** 1305–9.
- [26] Scheltema M J V, van den Bos W, Wagstaff P G K, Postema A W, de Bruin D M, Laguna Pes M P and de la Rosette J J M C H 2016 Irreversible electroporation, a new modality in Focal Therapy for prostate cancer *Arch. Esp. Urol.* **69** 337–44.