



UNIVERSITE KASDI MRBAHOURGLA
FACULTE DES MATHEMATIQUES ETDES SCIENCES DE LA
MATIERE
DEPARTEMENT DE PHYSIQUE

MEMOIRE DE MASTER/PROFESSIONNEL

Spécialité" physique Médicale"

Présenté par :

KARKOURI Ibtissam

BENAMOR Sara

THEME

**LE ROLE DES PARAMETRES ACOUSTIQUE DANS LE
DIAGNOSTIC MEDICAL(LA FIBROSE DUFOIE)**

Soutenu le 18/06/2023

Devant le jury :

BENHAMIDA Soufiane	MCA	Université Ouargla	Président
AYAT Zahia	MCA	Université Ouargla	Examinateur
REMITA Naamane	MAA	Université Ouargla	Encadreur

2022/2023

Remerciements

*Nous remercions Dieu Tout-Puissant qui nous a permis de mener à bien cette recherche scientifique et qui l' a inspiré ,avec santé ,bien-être et , Nous adressons nos sincères remerciements et notre reconnaissance au **Mr.RemitaNaamane (maitre-assistant université Ouargla)** pour tous les précieux conseils et informations qu' il nous a fournis et qui ont contribué à compléter le sujet de notre étude dans ses différents aspects , Je remercie **Mr.esBenhamida Soufiane (maitre de conférences université Ouargla)**de présider le jury de ce mémoire, Je tiens également à remercier **Melle.Ayat Zahia (maitre de conférences université Ouargla)**, de m'avoir fait l'honneur d'être membre du jury de ce mémoire. Dieu merci à tous les professeurs et professeure de département de physique, université de Ouargla.*

Enfin jetiensàremercier tous quim'ont aidé àfairecetravail.

Dédicaces

Dévouement

Zut d'abord, je tiens à remercier DIEU de m'avoir donné la force et le courage de mener à lion ce modeste travail, à son prophète MOHAMMED (paix et salut sur lui) je tiens à dédier cet humble travail à :

MA tendre mère :

Quoi que je fasse ou que je dise, je ne saurais point te remercier comme il se doit. Ton affection me couvre, ta bienveillance me guide et ta présence à mes côtés toujours été ma source de force pour affronter les différents obstacles

MON cher père :

Tu as toujours été à mes côtés pour me soutenir et m'encourager. Que ce travail traduit ma gratitude et mon affection

mes chers frères : source de joie et de bonheur, Sami, Abed, Essaima, Yousri, Hassan.

A toute ma famille, à mon cousin et aux bourgeons de la famille, à la fiancée de mon frère, Un cadeau spécial pour mon oncle Adel, à mon fiancé « Abdel Bari » et à ma seconde famille.

A mes amis et ceux avec qui j'ai apporté beaucoup de souvenirs. Et je dédie ce cadeau à ceux qui ont lutté, lutté et travaillé ensemble, à celui avec le cœur tendre et celui avec le sourire constant, à :

"Ibtissam Karkouri"

A celui qui m'a appris les premières lettres « de l'Aïd Naima », à tous mes professeurs, y compris mon directeur de thèse : « Remita Naamane » Il a tous mes remerciements et mon appréciation, que Dieu le protège et lui accorde la santé et le bien-être.

sara

Dédicaces

Dieu soit loué, qui m'a ouvert les portes du succès, éclairé mon chemin et compensé ce
que j'ai raté.

Merci pour les écueils que j'ai rencontrés sur le chemin de mon chemin, car ils m'ont
appris que celui qui ne souffre pas n'apprend pas, et que l'échec est le début du
succès.

À vous, mon cher père, "**Abdel kadir**", et ma mère "**Ayda**",
vous qui me motivez à étudier, vous qui m'avez appris le
sens du sérieux, et le sens de ne pas abandonner, quelles
que soient les difficultés que vous rencontrez. A mes frères "**Nadjib, Ahmad, Djarire**
abed almoaiz"

et souris "**Saliha, Insaf, Dalai**, et proches en Dieu qui ont prié
pour moi et m'ont tendu la main

À ceux qui m'ont soutenu moi et mon ami dans la note

A mon superviseur, qui m'a aidé dans cette consultation
qui ne les ont pas oubliés, mon coeur Et à tous ceux et ma plume

Ibtissam

Sommaire

Introduction générale.....	01
----------------------------	----

Chapitre I : Les ultrasons et les paramètres acoustique

I-1 -Histoire d'ultrasonore	03
I-2-Définition ultrasonore	03
I-3-Transducteur ultrasonore.....	04
I-4-La nature des ultrasons et son principe physique	04
I-5-Paramètres physiques	05
I-5-1-Impédance acoustique.....	05
I-5-2-Vitesse ultrasonore	06
I.5.3. L'atténuation de l'intensité	07
I-6- Les phénomènes d'interactions.....	08
I-6-1. Réflexion.....	08
I-6-2-L'absorption.....	10
I-7- L'image ultrasonore.....	10
I-7-1-Introduction, Principe de formation l'image ultrasonore	10
I-8-Applications échographiques	12
I-9-Conclusion.....	12

Chapitre II : Les types des tissus dans le corps humain

II-1-Introduction.....	13
II-2-Définition des tissus	13
II-3- Les grandes familles des tissus.....	13
II-3-1- Tissus durs.....	13
II-3-2-Tissus mous.....	14
II-3-2-1- Tissus hépatiques (le foie)	14
II-3-2-1-1- Anatomie du foie	14
II-3-2-1-2- Les maladies du foie	16

Sommaire

a) La stéatose	16
b) La fibrose	16
b-1- Différents stades de la fibrose hépatique	16
c) La cirrhose hépatique	18
II-4-Quelques techniques d'exploration du corp humain.....	18
II-5-Conclusion.....	21

Chapitre III : Matériels et méthodes

III-1- Méthodes d'estimation des paramètres acoustiques à partir des signaux (rf).....	22
III-1.1. Dispositif expérimental.....	22
III-1.2. Représentation du signal échographique en termes de Fonction de transfert.....	22
III-2- Estimation des paramètres quantitatifs.....	25
III-2-1- Coefficient de rétrodiffusion.....	25
III-2-2- Coefficient de l'atténuation.....	29
III-2-3- La vitesse	31
III-3-Conclusion.....	33.

Chapitre IV : Résultats et discussions

IV-1-Description des données.....	34
IV-1-1- La Vitesse	34
IV-1-2- Atténuation.....	35
IV-1-3- Coefficient de rétrodiffusion (CRD).....	35
Conclusion	41
Références	42

Liste des figures

Figures	Titres	Page
Figure I.1	Schéma représentant les éléments essentiels d'un transducteur ultrasonore	04
Figure I.2	atténuation de l'intensité en fonction de la pénétration et de la fréquence. $f_3 > f_2 > f_1$	08
Figure I.3	Phénomène de réfraction	10
Figure I.4	(A) image échographique en mode B avec un obstacle (encerclé) dans de l'eau	11
Figure II.1	Vue postérieure de la zone non péritoinies du foie	15
Figure II.2	Score Métavir : Illustration des stades de la fibrose hépatique selon le score Métavir. (EP : espace porte et VCL : veine centrolobulaire).	17
Figure II.3	– Photographie microscopique d'un fragment de tissu hépatique au stade F 4 coloré au picrosirius	18

Liste des figures

Figure II.4	Image obtenue lors d'une échographie d'une femme enceinte.	19
Figure III.1	Représentation schématique du dispositif expérimental ultrasonore in vitro	22
Figure III.2	Schéma représentatif du volume insonifié par un transducteur focalisé avec les notations utilisées dans les équations	23
Figure III.3	Courbes de rétrodiffusion avant et après la correction d'atténuation	28
Figure III.4	Représentation schématique pour l'estimation d'atténuation selon la méthode de substitution	31
Figure III.5	Représentation schématique de la méthode de substitution pour l'estimation de la vitesse ultrasonore (SoS).	32
Figure IV.1	SCOR-MET vs Vitesse	33
Figure IV.2	SCOR-MET vs Atténuation	34
Figure IV.3	SCOR-MET vs CRD	34
Figure IV.4	Vitesse vs Atténuation	35
Figure IV.5	Vitesse ultrasonore vs CRD	36

Liste des Tableaux

Tableau	Titres	Page
Tableau I.1	Impédance acoustique	06
Tableau I.2	Vitesse ultrasonore	07
Tableau III.1	Coefficients de réflexion et de transmission à incidence normale pour différentes interfaces	26

Liste des symboles

C	Vitesse de propagation de l'onde ultrasonore.
P	Densité du tissu étudié.
Z	Impédance acoustique.
R	Coefficient de réflexion,
T	Coefficient de transmission ,
Z_1	Impédance du milieu 1,
Z_2	Impédance du milieu 2,
θ_i	Angle d'incidence,
θ_t	Angle de l'onde transmise.
K	Nombre d'onde.
ρ	Rayon effectif du diffuseur.
$D(M_i, f)$	La transformée de Fourier de $d(M_i, t)$
$A(M_i, f)$	La transformée de Fourier de $\alpha(M_i, t)$
$R(M_i, f)$	La transformée de Fourier de $r(M_i, t)$
$A_0(z, f)$	représente l'atténuation au niveau de sérum physiologique
$A_{foie}(z', f)$	représente l'atténuation au niveau du foie
z_0	la distance entre la sonde et la face antérieure de l'échantillon
$\eta(z, f)$	Coefficient de rétrodiffusion.
$S(z, f)$	Spectre de puissance du signal échographique.
$S_{ref}(z, f)$	Spectre de puissance du signal de référence.
$1/(0.63)^2$	Compensation du fonction de la fenêtre de Hamming.
$A(z, f)$	Fonction de transfert d'atténuation dans le sérum physiologique.

Abréviations

RF Signal radiofréquence.

SOS Vitesse ultrasonore.

AC Coefficient de l'atténuation.

CRD Coefficient de rétrodiffusion.

INTRODUCTION GÉNÉRALE

Introduction générale

Les ultrasons sont devenus une méthode de diagnostic médical largement utilisée. La grande diversité de leurs applications a focalisé une quantité phénoménale de travaux depuis le début des années 1970. Ils sont beaucoup utilisés pour la caractérisation des tissus biologiques (cœur, foie et prostate, . . . etc.) in vitro et in vivo. Cette technique a commencé à offrir des perspectives assez intéressantes pour le traitement de certaines tumeurs cancéreuses.

Les recherches actuelles, sur l'imagerie médicale quantitative, s'intéressent essentiellement à l'amélioration de la qualité des images et l'extraction des paramètres quantitatifs qui sont nécessaires à la caractérisation tissulaire, afin de soutenir le diagnostic des différentes pathologies comme par exemple la fibrose hépatique qui est l'objet de ce travail.

Les méthodes de diagnostic de cette dernière ont progressé au cours des dernières années (FibroTest, Fibromètre et Elastographie). Cependant, la biopsie du foie reste la « goldstandard » pour évaluer le stade et l'activité de la fibrose hépatique en dépit de certaines limitations.

Parmi d'autres techniques intéressantes, la méthode de caractérisation quantitative ultrasonore semble être l'une des plus prometteuses, car elle offre de nombreux avantages : manque de rayonnement, faible coût et par rapport à la biopsie du foie. Ces techniques reposent, essentiellement sur l'utilisation des signaux ultrasonores radiofréquences (RF). Il a été aussi montré que la modification de la microstructure des tissus biologiques se répercute directement sur les signaux radiofréquences donc sur les paramètres acoustiques de ces derniers.

A l'aide d'algorithmes spécifiques, des paramètres ultrasonores sont extraits à partir de ces signaux radiofréquences. Les paramètres les plus souvent utilisés, en tant que moyen de discrimination des tissus biologiques, sont la vitesse ultrasonore (SOS), le coefficient de l'atténuation(CA),et le coefficient de rétrodiffusion (CRD).

Le but de ce travail est de détecter et de déterminer les stades de la fibrose en utilisant les paramètres ultrasonores tel que SOS, CA et CRD. Et tester la capacité de chacun de leurs paramètres à séparer et distinguer les différents stades de la fibrose.

Introduction générale

A cet effet, nous avons divisé ce mémoire en quatre chapitres

Chapitre I: de ce travail, est consacré à une étude bibliographique concernant Transducteur ultrasonore ,La nature des ultrasons et son principe physique,Paramètres physiques ,Applications échographiques .

Chapitre II : nous présentons brièvement l'anatomieet l'histologie du tissu hépatique avec ses maladies courantes, tels que lela stéatose,la fibrose,la cirrhose hépatique. Nous allons nous baser principalement sur cette dernière (la fibrose hépatique) car c'est l'objet de notre étude et nous terminons par présenter les différentes méthodes d'explorations le foie.

Chapitre III : présente un état de l'art détaillé sur la description du dispositif expérimental.

Chapitre IV : est dédié aux résultats obtenus del'analyse des paramètres ultrasoniques(CRD ,SOS,CA)des différents stades de la fibrose, et à leurs discussions.

Une conclusion générale mentionne les principaux résultats obtenus et les perspectives de ce travail dans le domaine de la recherche des ultrasons comme moyen de discrimination des tissus hépatiques sain ou fibrotic.

CHAPITRE I :
LES ULTRASONS ET LES
PARAMETRES ACOUSTIQUE

Chapitre I : Les ultrasons et les paramètres acoustique

Dans ce premier chapitre nous étudierons les principales propriétés des ultrasons et leurs effets sur les milieux biologiques (interactions ultrasonores), nous aborderons également les modes d'imagerie pour l'analyse des tissus biologiques, nous terminerons l'analyse des signaux visant la quantification des paramètres acoustiques.

Les applications des ultrasons en imagerie médicale seront abordées à la fin de ce chapitre.

I-1 -Histoire d'ultrasonore :

Il a été découvert en 1822 après JC, pendant cette période, un physicien suisse a effectué un calcul, qui est l'utilisation d'une cloche à eau à l'intérieur du lac, dans le but de calculer la vitesse du son. C'est la première tentative dans ce domaine, et après cela, de nombreuses expériences ont été construites. Après cela, la théorie du son a été lancée en 1877 après JC, qui expliquait les bases du son physique, puis le dispositif sonar a été inventé en 1914 après JC, aux États-Unis, et il a été utilisé pour déterminer la navigation maritime et dans le domaine de la médecine. Il avait une grande place dans les cliniques médicales pour les maladies des yeux, du cœur et des nerfs, et il était le résultat d'une coordination entre biologistes et physiciens, et il était largement utilisé dans le domaine de la médecine. En 1942, pour la première fois pour détecter les tumeurs cérébrales, puis s'installe chez les gynécologues pour détecter le fœtus et l'appareil à ultrasons présente de nombreux avantages dans le domaine de la médecine Par exemple, les rayons sortent d'un appareil pour examen et ne causent aucun dommage au corps ou aux tissus[2] .

I-2-Définition ultrasonore :

Ce sont des ondes avec des fréquences plus élevées que les ondes sonores normales (audibles). La fréquence fait référence au nombre d'ondes sonores émises par un corps vibrant par seconde. La fréquence est mesurée en unités appelées Hertz, et Hertz est un cycle (vibration) par seconde. L'oreille humaine peut entendre les fréquences qui se situent entre (20 et 20 000) hertz, alors que la fréquence des ultrasons commence à 20 000 hertz, les scientifiques, ont développé une variété d'utilisations des ultrasons en médecine et dans l'industrie.

En plus des hautes fréquences, ces ondes ont des caractéristiques qui les distinguent des sons que les humains entendent. Par exemple, leurs longueurs d'onde sont plus courtes que

Chapitre I : Les ultrasons et les paramètres acoustique

les ondes sonores audibles, ce qui les fait réfléchir facilement lorsqu'elles sont exposées à de petits obstacles, créant des échos, tandis que des ondes sonores plus longues traversent ces petits obstacles avec peu de réponse. Les ultrasons sont utiles pour les chauves-souris et les dauphins, ainsi que pour certains autres animaux qui peuvent entendre des fréquences supérieures à 20 000 Hz. Les chauves-souris sont connues pour émettre de courts cris ultrasonores qui rebondissent sur les objets proches, créant des échos que les chauves-souris utilisent pour localiser les insectes ou d'autres objets qu'elles mangent., et aussi les aider à éviter les obstacles [3].

I-3-Transducteur ultrasonore :

Le transducteur à ultrasons est un appareil qui convertit l'énergie électromagnétique en énergie mécanique (énergie sonore). Ils sont généralement constitués de céramiques piézoélectriques ou d'autres matériaux magnétiques.

Il résonne à des fréquences ultrasonores. L'effet piézoélectrique de la matière convertit les signaux électriques en vibrations mécaniques[4].

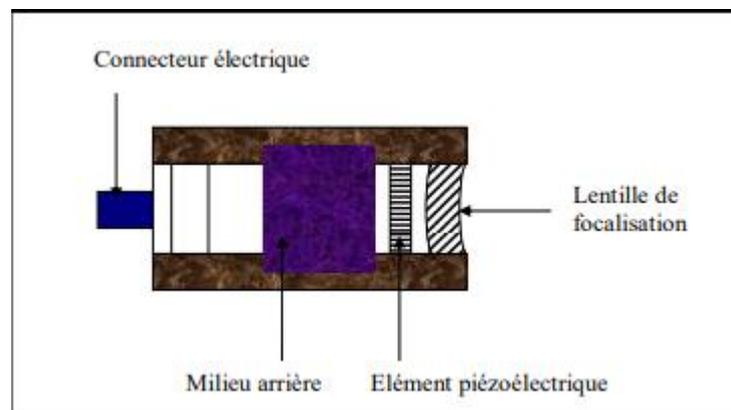


Fig. I.1. Schéma représentant les éléments essentiels d'un transducteur ultrasonore [5].

I-4-La nature des ultrasons et son principe physique :

- L'ultrason est une vibration mécanique qui a la même nature physique que le son.
- Les sons visés sont les sons dont les fréquences sont supérieures aux fréquences sonores audibles (20 kHz) et relèvent de l'imagerie médicale.
- La gamme de fréquences des ultrasons est généralement de 1 à 20 MHz

Chapitre I : Les ultrasons et les paramètres acoustique

-Les ultrasons sont des ondes de pression qui se propagent pas à pas

-Dans un milieu homogène, sons et ultrasons se propagent à une vitesse constante et identique, c'est-à-dire que cette vitesse dépend de la nature du milieu et non de la fréquence de l'onde sonore[6].

I-5-Paramètres physiques :

Les paramètres physiques du tissu les plus étudiés sont :

I-5-1-Impédance acoustique :

Considérons la propagation d'une onde plane progressive selon l'axe des z dans le sens des z positifs, soit $\phi(z, t) = A \exp i(\omega t - k z)$.

Le module de la vitesse peut alors se déduire du potentiel des vitesses

$$V(z, t) = \frac{\partial \phi(z, t)}{\partial z} = -ik\phi \quad (\text{I.1})$$

De même, la pression acoustique peut se déduire du potentiel des vitesses à partir de l'équation d'Euler

$$P_0 \frac{\partial v(z, t)}{\partial t} = P_0 \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial \phi(z, t)}{\partial z} \right) = -\frac{\partial p(z, t)}{\partial z} \quad (\text{I.2})$$

$$\text{On a donc, } P(z, t) = -P_0 \frac{\partial \phi(z, t)}{\partial t} = -iP_0 \omega \phi(z, t) \quad (\text{I.3})$$

De façon générale, le rapport entre pression et vitesse particulière définit l'impédance spécifique.

Dans le cas présent, c'est-à-dire pour une onde plane monochromatique progressive, elle vaut donc : $Z = P_0 C$ (I.4)

Il s'agit ici d'une quantité réelle indépendante de la fréquence. Elle définit l'impédance caractéristique du milieu. Elle est l'analogue de l'impédance d'un milieu diélectrique $\sqrt{\mu/\epsilon}$.

Chapitre I : Les ultrasons et les paramètres acoustique

Dans le cas général, l'impédance spécifique est un complexe. C'est vrai en particulier pour une onde sphérique comme nous le verrons ultérieurement.

Voici quelques valeurs usuelles de l'impédance caractéristique à une température de 20°C et sous pression atmosphérique. L'unité est le Rayleigh : $1\text{ rayl} = 1\text{ kg}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{s}^{-1}$ [7].

Milieu	Impédance caractéristique
Eau	$Z_{eau} = 1.48 \cdot 10^6 \text{ rayl}$
Air	$Z_{air} = 415 \text{ rayl}$
Solide	$Z_{solide} \approx 30 \cdot 10^6 \text{ rayl}$

I-5-2-Vitesse ultrasonore :

L'onde ultrasonore est caractérisée par sa fréquence f (Hz) et sa longueur d'onde λ (m). Ces deux caractéristiques permettent de déterminer la vitesse de propagation des ultrasons dans

$$\text{le milieu. } c \text{ (m/s)} = \sqrt{\frac{1}{K\rho}} \quad (\text{I.5})$$

Où K représente la compressibilité et ρ la densité.

La vitesse de propagation des ultrasons change selon le milieu, par exemple dans les tissus biologiques mous elle est de l'ordre de 1450 m/s, et elle peut atteindre 1600 m/s pour les muscles.

Les différentes études menées dans le foie, aussi bien in vitro que in vivo, ont montré une baisse de la vitesse avec l'augmentation de l'infiltration de la graisse ainsi qu'avec l'augmentation du taux de la fibrose hépatique. La vitesse peut être utilisée comme paramètre de diagnostic.

Dans le tableau .I.1, sont reportées les valeurs moyennes de la vitesse ultrasonore et de l'impédance acoustique dans différents organes normaux du corps humain[8].

Tisse	Vitesse ultrasonore(m/s)	Impédance acoustique ($\text{kg}/\text{m}^2/\text{s}$). 10^6
Graisse	1446	1.33

Muscle	1542-1626	1.65-1.74
Sang	1566	1.66
Os	2070-5350	3.75-7.38
Cerveau	1505-1612	1.55-1.66
Foie	1566	1.66
Rein	1567	1.62
Rateu	1566	1.66
Poumon	650	0.26

I.5.3. L'atténuation de l'intensité :

En échographie classique d'observation, l'intensité ultrasonore I_0 appliquée est égale à $0,1 \text{ W/cm}^2$. En physiothérapie, l'intensité est comprise entre 1 et 3 W/cm^2 . L'intensité sonore s'atténue au cours du trajet du faisceau d'ultrasons dans le milieu examiné. L'onde cède une partie de son énergie. $I=I_0 e^{-\mu l}$ (I.6)

- I_0 : puissance au début du parcours,

- μ : coefficient d'atténuation,

- L : épaisseur traversée.

La décroissance exponentielle de l'intensité du faisceau est forte au début du trajet de l'onde, l'atténuation est plus rapide si la fréquence de l'onde ultrasonore croît.

Intensité

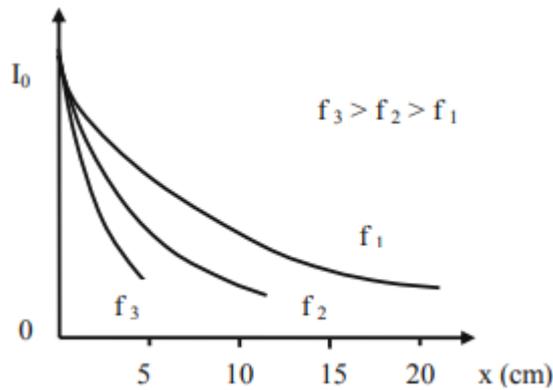


Figure (I.2) : atténuation de l'intensité en fonction de la pénétration et de la fréquence. $f_3 > f_2 > f_1$

L'atténuation est généralement exprimée en décibels : $L = 10 \log \frac{I}{I_0}$ (I.7)

Lors d'un examen, les conditions dans lesquelles se crée l'atténuation conditionnent la formation des images : l'optimisation de la qualité de ces images impose dès lors de régler les paramètres de l'onde.

Ainsi le choix pratique des fréquences n'est pas uniquement effectué en fonction de la profondeur d'exploration à atteindre mais également en fonction de la finesse des informations que l'on souhaite recueillir, paragraphe 2.1 ci-après. Par exemple, figure 8 :

- l'examen d'une zone située à une profondeur de 20 cm est effectué en utilisant la fréquence f_1 .
- une zone située à 5 cm de profondeur est également atteinte avec la fréquence f_1 , mais la fréquence f_3 permet de recueillir des informations plus fines (avec plus de détails) [10].

I-6- Les phénomènes d'interactions :

I-6-1. Réflexion :

Quand un faisceau d'ondes ultrasonores arrive au niveau d'une interface, une partie est réfléchi (l'onde réfléchi) et l'autre partie traverse l'interface et continue sa propagation (l'onde transmise).

Dans le cas particulier où l'onde incidente est perpendiculaire à l'interface, les ondes réfléchies et transmises sont également perpendiculaires à l'interface. Par contre,

Chapitre I : Les ultrasons et les paramètres acoustique

quand le faisceau d'ultrasons rencontre une interface avec un angle oblique, une partie du signal est réfléchié avec un angle de réflexion égal à l'angle incident, alors que le reste est réfracté.

Cela signifie que la partie transmise du signal, qui dans le cas précédent continuait sa propagation en conservant la même direction, va être déviée d'un angle dépendant de l'impédance des deux milieux. Et on définit les équations suivantes pour les coefficients de réflexion R et de transmission T :

$$R = \frac{z_2 \cos(\theta_i) - z_1 \cos(\theta_t)}{z_2 \cos(\theta_i) + z_1 \cos(\theta_t)} \quad T = \frac{2z_1 \cos(\theta_i)}{z_2 \cos(\theta_i) + z_1 \cos(\theta_t)} \quad (I.8)$$

-R : Coefficient de réflexion,

-T : Coefficient de transmission ,

- Z_1 : Impédance du milieu 1,

- Z_2 : Impédance du milieu 2,

- θ_i : Angle d'incidence,

- θ_t : Angle de l'onde transmise.

Comme le montrent ces formules, la proportion des ondes réfléchies est dépendante de la différence d'impédance acoustique entre les deux milieux. Si des tissus mous organiques sont en contact avec l'air ou des structures minéralisées telles que des os ou des calculs[10].

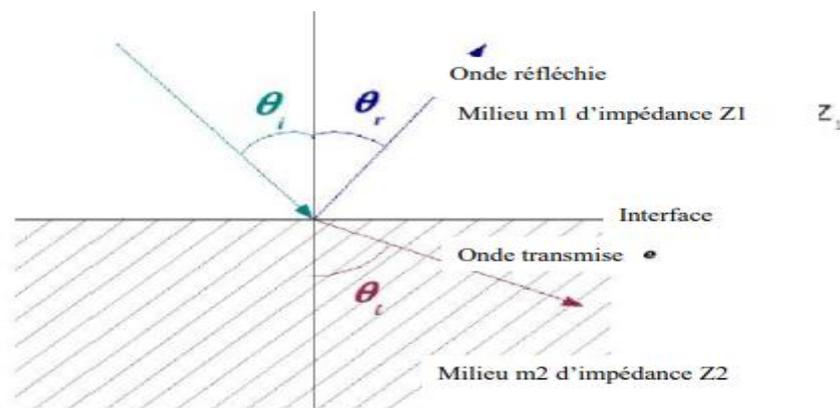


Fig. I-3. Phénomène de réfraction[10].

I-6-2-L'absorption :

L'absorption est principalement due aux pertes visqueuses et aux phénomènes de relaxation au niveau macromoléculaire et au niveau cellulaire (transformation de l'énergie en chaleur). L'absorption dépend des constituants biochimiques du milieu et donc susceptible de refléter une information de type histochimique. La propagation des ondes acoustiques dans les milieux biologiques sera différente de celle dans l'eau[11].

I-7- L'image ultrasonore:

I-7-1-Introduction, Principe de formation l'image ultrasonore

Echographie est l'application clinique la plus répandue des ultrasons. Un transducteur électro-acoustique est excité électriquement afin de produire une oscillation mécanique rapide à sa surface en contact avec le milieu à examiner. Le mouvement est transmis aux tissus en contact avec la sonde. Une onde est ainsi générée et se propage dans les tissus. On suppose les tissus biologiques homogènes (les propriétés ne dépendent pas de la position) et isotropes (les propriétés ne dépendent pas de la direction). Ainsi, l'onde générée se déplace de façon rectiligne sans être déviée ni déformée. En effet, mise à part la graisse, les tissus biologiques mous contiennent une part importante d'eau. Leurs propriétés acoustiques fluctuent donc faiblement autour de celle de l'eau (Duck, 1990). La légère différence de propriété est néanmoins suffisante pour qu'une petite partie de l'onde soit diffusée et réfléchiée par les hétérogénéités rencontrées au cours de sa propagation. Néanmoins, les os et les poches d'air (bulle, poumon...) sont des réflecteurs parfait aux ultrasons. Il est donc impossible d'imager au travers et au delà de ces milieux. Une onde contenant une information sur les tissus mous traversés est rétrodiffusée vers le transducteur. L'onde acoustique qui revient à la surface du transducteur au cours du temps est à nouveau convertie en signal électrique. Ce signal est appelé ligne d'échos ou signal radiofréquence (RF). En considérant constante la vitesse de propagation du son c , le signal qui revient au temps t après l'émission a été rétrodiffusé par les tissus à une distance $ct/2$ du transducteur (le facteur deux est dû au trajet aller retour de l'onde). Le signal RF à l'instant t contient donc une information relative aux tissus situés autour de cette distance. Au fur et à mesure qu'elle se propage dans les tissus, l'onde est atténuée. L'amplitude du signal RF diminue donc en fonction du temps. Afin de contrer cet effet, une correction est appliquée sur les lignes radiofréquence. Cette correction est appelé TGC (time gain

Chapitre I : Les ultrasons et les paramètres acoustique

compensation). Cependant, lorsque le signal qui revient a traversé une grande distance, il est très atténué et se noie dans le bruit généré par les circuits de réception. Ce phénomène limite la profondeur d'imagerie. L'atténuation de l'onde est très dépendante de sa fréquence démission. De ce fait, la profondeur d'imagerie est limitée avec la fréquence. Une fréquence élevée implique une atténuation plus importante. Le signal reçu est un signal oscillant autour de 0 avec une amplitude dépendante de l'inhomogénéité rencontrée .L'enveloppe du signal est appelée échographie en mode A. Ce mode A permet donc de connaître la position des réflecteurs sur une ligne radiofréquence. Nous sommes en présence d'une imagerie à une dimension[12].

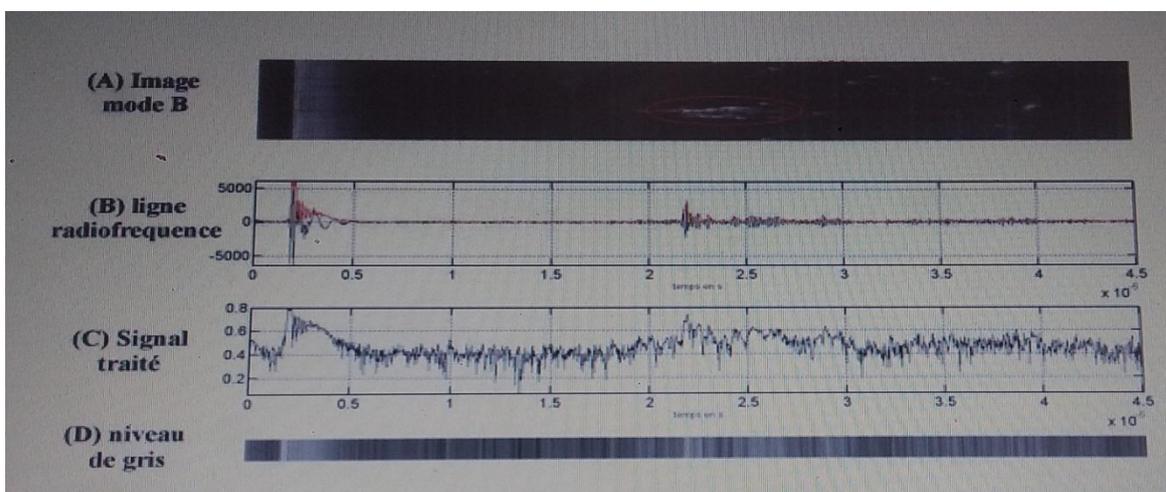


Figure I.4 : (A) image échographique en mode B avec un obstacle (encadré) dans de l'eau. La présence de bulles, réflecteurs parfaits, est visible dans le cercle en pointillé. (B) ligne RF (noire) et son enveloppe (rouge) correspondant à la ligne rouge sur (A). (C) le signal après traitement et (D) couleur correspondante en niveau de gris pour cette ligne.

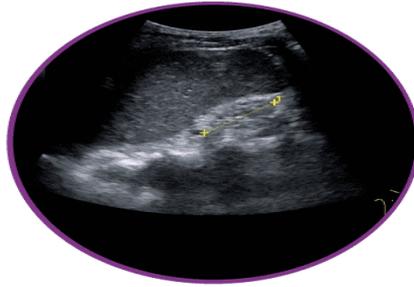
La création d'une image deux dimensions s'obtient en émettant des ultrasons dans plusieurs directions. Les signaux reçus en mode A sont codés en niveau de gris et juxtaposés afin d'obtenir une image. Plus le signal sera fort plus le point sera lumineux. Afin de rendre visible à œil nu les plus infimes variations, une échelle logarithmique est appliquée sur les signaux. Ce mode d'échographie, le plus répandu est désigné sous le terme mode B[12].

I-8-Applications échographiques :

Il existe de nombreuses applications de l'échographie, nous avons basé sur les applications en médecine :

Chapitre I : Les ultrasons et les paramètres acoustique

- L'échographie médicale est une technique d'imagerie diagnostique basée sur celle-ci.
- Il visualise les structures internes du corps telles que les muscles, les articulations et les organes internes. Les images ultrasonores sont appelées sonogrammes.
- Dans ce processus, des impulsions d'ultrasons sont envoyées au tissu à l'aide d'une sonde.
- Le son résonne sur le tissu, où différents tissus réfléchissent le son à des degrés divers. Ces échos sont enregistrés et affichés sous forme d'images [13].



Ultrasonography

- Les ondes ultrasonores sont utilisées pour casser les calculs dans les reins.
- Des ondes sonores à haute énergie traversent le corps sans le blesser et cassent la pierre en petits morceaux.
- Ces petits morceaux traversent les voies urinaires et sortent du corps plus facilement qu'une grosse pierre[13].

L'échographie est utilisée dans le domaine de la médecine pour diagnostiquer certaines maladies, car elle permet au médecin de voir, d'examiner ou d'inspecter la cavité abdominale et le cœur. Elle est également utilisée pendant l'accouchement et la grossesse pour surveiller l'état du fœtus. circulation sanguine cérébrale, examen des seins, diagnostic pédiatrique et de nombreuses autres applications médicales[14].

I-9-Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons exposé un contexte bibliographique des ultrasons dans les tissus biologiques du corps humain. Nous avons présenté un aperçu sur les bases physiques des ultrasons notamment l'histoire des ultrasons, la définition de l'onde ultrasonore et les caractéristiques de son émission et de sa réception via un transducteur dédié ainsi à sa propagation dans les milieux biologiques. A la fin, nous avons présenté les applications des ultrasons, les avantages et les limites. Le chapitre suivant, sera basé uniquement sur l'étude de tissu du foie humain qui est l'objectif de notre travail .

CHAPITRE II :
LES TYPES DES TISSUS DANS LE
CORPS HUMAIN

II-1 Introduction :

La cellule primitive est l'élément premier de tout organisme vivant, elle est très nombreuse dans les organismes multicellulaires (1) dans la mesure où l'homme en fait partie, nous parlerons maintenant des cellules dont l'assemblage se forme selon des divisions (2).

Les tissus sont des groupes de cellules spécialisées et cohésives qui composent les tissus, et ces cellules remplissent une ou plusieurs fonctions spécifiques dans leur spécialisation. Ainsi, la définition biologique du tissu est un groupe de cellules spécialisées, ayant une disposition et une localisation morphologique définies, en vue d'une activité physiologique définie. Il faut souligner, d'ores et déjà, qu'un tissu n'est jamais totalement indépendant. Son association avec d'autres constituera à son tour le niveau supérieur : l'organe. Le fonctionnement d'un organe résultera du fonctionnement de tous les tissus qui le composent [15].

II-2-Définition des tissus :

On reconnaît, dans l'organisme, différents niveaux d'organisation structurale qui correspondent, en allant du plus complexe vers le plus élémentaire, aux systèmes et appareils, aux organes, aux tissus, aux cellules, aux organites, aux macromolécules et aux petites molécules. Les tissus sont faits exclusivement de cellules et de MEC. Seules varient d'un tissu à l'autre la nature des cellules, la composition moléculaire de la MEC et la proportion relative des cellules et de la MEC.

Ainsi, les tissus -1^{er} niveau d'organisation supra cellulaire – peuvent donc être définis comme des ensembles coopératifs de cellules différenciées qui forment une triple association : territoriale, fonctionnelle et biologique [16].

II-3- Les grandes familles des tissus:

II-3-1- Tissus durs :

Tissus dur existe dans le corps entre autres dans les Tendons le cartilage du nez, les os, le sang et les muscles qui soutien et la liaison des autres tissus de l'organisme.

Chapitre II : Les types des tissus dans le corps humain

Il permet aussi le transport de la nourriture nécessaire au fonctionnement de l'organisme .

Exemple de tissu dur : Structure macroscopique

En coupe, l'os présente de la superficie vers la profondeur 3 zones distinctes :

- Le périoste
- l'os cortical ou os compact
- l'os spongieux ou os trabéculaire [17].

II-3-2- Tissus mous:

Est un tissu connectif, soutiennent et relient les organes et les autres tissus du corps, il possède plusieurs fonctions dans le corps, il lui donne forme et structure au corps, aussi protéger les organes, et font circuler les liquides comme le sang .

Exemple de tissu mou :

La peau, Tissu adipeux, Vaisseaux lymphatiques, Tissus hépatiques (le foie) etc.

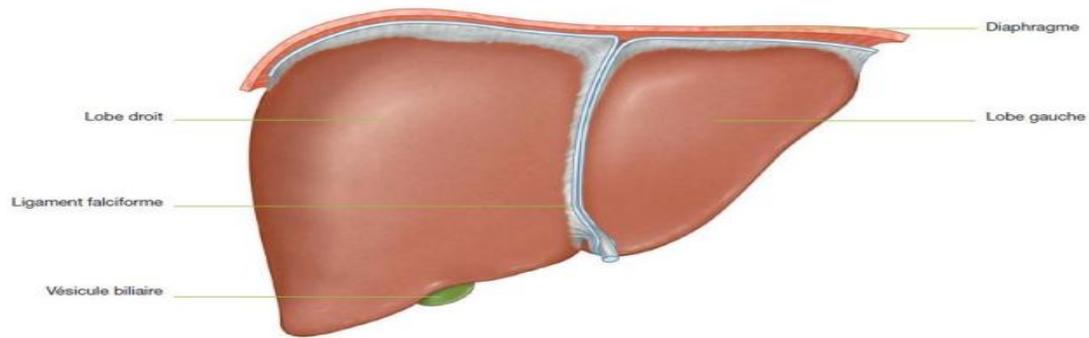
Dans ce paragraphe en va basé sur le tissu hépatique [17].

3-2-1- Tissus hépatiques (le foie) :

3-2-1-1- Anatomie du foie :

Le foie (du latin ficatum, qui désignait le foie d'une oie engraisée aux figues) est une glande annexe de l'appareil digestif. Centrale énergétique de l'organisme et organe producteur de la bile, son rôle est de générer les sécrétions nécessaires à la digestion du bol alimentaire

Chapitre II : Les types des tissus dans le corps humain



Le foie est le viscère le plus volumineux de l'organisme et par conséquent un des plus vascularisé (il contient plus de 10 % du sang total). Il se situe sous le diaphragme, dans la partie supérieure droite de la cavité abdominale. Il est au dessus de l'estomac et le recouvre en partie. Il présente une couleur rouge brun et une surface granuleuse. Cet organe mesure en moyenne 28 cm de large, 16 cm de haut et 8 cm d'épaisseur. Son poids propre est d'environ 1,5 kg auquel il faut ajouter les 800 grammes de sang généralement présents dans le foie.

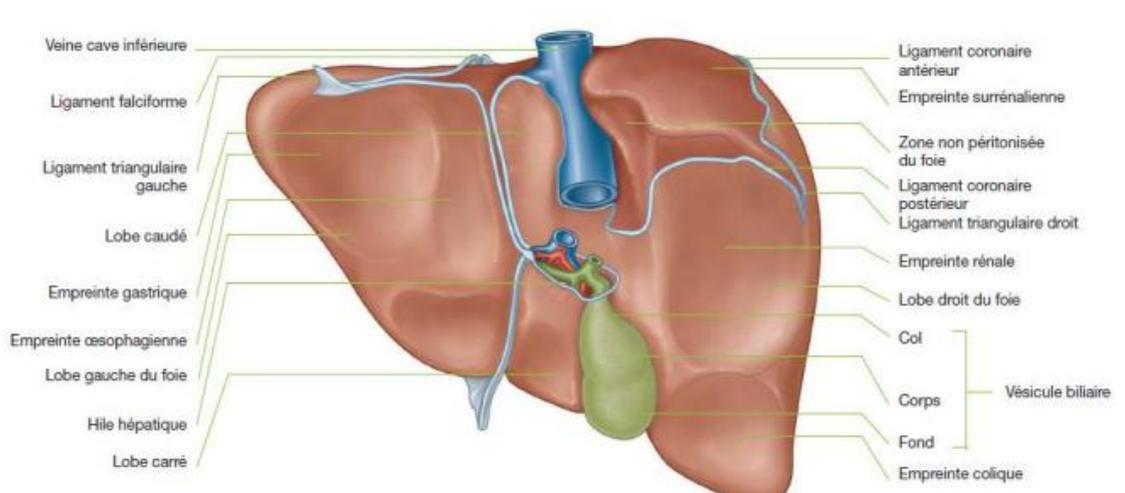


Figure II.1 :Vue postérieure de la zone non péritoines du foie

Le foie se divise en quatre lobes, tous divisés en segments (huit segments au total). Le lobe hépatique droit est le plus volumineux. Il est séparé du lobe hépatique gauche par le ligament suspenseur falciforme, qui suspend le foie au diaphragme et à la paroi abdominale. Le lobes carré et caudé se situent entre les lobes droit et gauche. Ils sont séparés par un sillon appelé le hile du foie, situé au centre de la face inférieure du foie. C'est par ce hile qu'arrivent l'artère hépatique et la veine porte ainsi que les voies biliaires

Chapitre II : Les types des tissus dans le corps humain

(canal hépatique commun et conduit cystique qui forment le canal cholédoque). La vésicule biliaire est d'ailleurs liée au lobe hépatique droit et caudé du foie.

La circulation du sang et de la bile dans le foie [18].

3-2-1-2- Les maladies du foie :

a) La stéatose :

La stéatose hépatique est une maladie du foie où le foie devient "gras". Elle est fréquemment associée à l'obésité, le diabète, l'hypertension, la surconsommation d'alcool ou à un taux de cholestérol élevé. Souvent, cette maladie peut être prévenue ou disparaître en apportant quelques modifications simples au mode de vie des personnes touchées.

La stéatose hépatique correspond à un excès de graisses dans votre foie, elle est également appelée maladie du "foie gras".

L'accumulation de gras dans les cellules du foie peut être associée à une consommation d'alcool ou n'avoir pas de rapport avec l'ingestion d'alcool [19].

b) La fibrose :

La fibrose hépatique est une accumulation dans le foie de tissu conjonctif secondaire aux lésions hépatocellulaires d'étiologie diverse ; ce tissu représente la cicatrisation en réponse aux agressions hépatiques répétées. Habituellement, la fibrose progresse et perturbe l'architecture hépatique et à terme les fonctions hépatiques, la régénération hépatocytaire tentant de remplacer et de réparer les tissus lésés. L'extension de ces modifications architecturales aboutit à la [cirrhose](#)[20].

b-1- Différents stades de la fibrose hépatique

Les différents stades de fibrose sont décrits à l'aide du score METAVIR comme suit :

- Stade F0 : Les espaces portes sont de taille normale. Il faut rappeler que la taille des espaces portes est variable en fonction du degré de division de l'arbre portal. Elle peut être au mieux appréciée en fonction du diamètre des canaux biliaires qu'ils contiennent.

Chapitre II : Les types des tissus dans le corps humain

- Stade F1 : Fibrose périportale, les espaces portes sont élargis par des prolongements fibreux fins et étoilés s'étendant dans la région périportale. Il n'y a pas de jonction fibreuse entre les différents espaces portes et / ou veines centrolobulaire.

- Stade F2 : Fibrose portale avec quelques septas. A ce stade, la majorité des espaces portes sont élargis par une fibrose périportale et il existe quelques bandes fibreuses qui traversent la carotte biopsique et relient espaces portes et veines centrolobulaires (au moins une sur une biopsie longue de 1 cm). Le plus souvent, les deux structures reliées par les bandes fibreuses ne sont pas

Intégralement présentes sur la biopsie mais la constatation de ponts fibreux traversant la biopsie dans toute sa largeur suffit pour affirmer l'existence de septa

- Stade F3 : Fibrose septale sans cirrhose. La majorité des espaces portes et veines centrolobulaires sont interconnectés par des bandes fibreuses, mais certains espaces portes sont encore identifiables isolément dans les travées fibreuses. Il manque sur la majorité de la biopsie, l'architecture nodulaire habituellement associée à la cirrhose. La figure 2.10 illustre les différents stades de la fibrose classés selon le score Métavir.

- Stade F4 : Cirrhose hépatique. La présence d'une fibrose mutilante associée à une organisation nodulaire du parenchyme résiduel est présente sur la majorité de la carotte biopsique. Sur une biopsie, la fragmentation du parenchyme, l'organisation nodulaire et la présence de quelques bandes de collagène en périphérie de petits nodules parenchymateux, qui ne sont parfois visibles que sur la coloration par le piccoSiruis, suffisent généralement à affirmer la cirrhose [21]. Pour cela, on va développer ici la notion de la cirrhose.

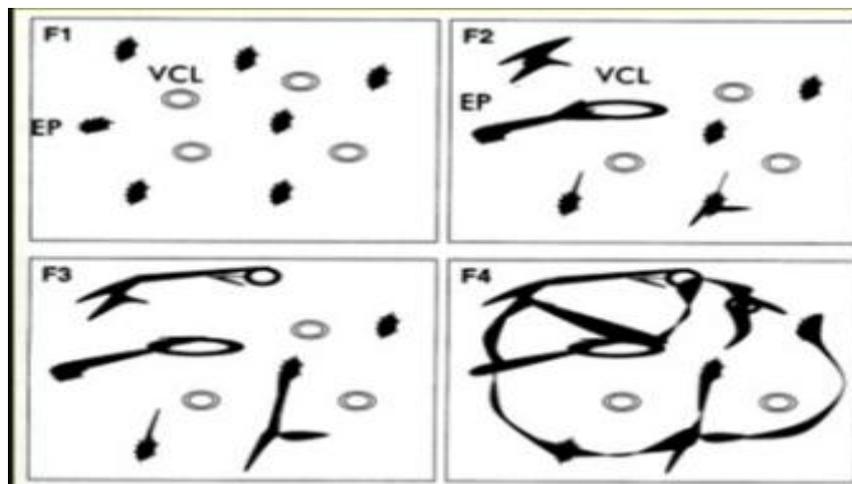


Figure II.2 : Score Métavir : Illustration des stades de la fibrose hépatique selon le score Métavir. (EP : espace porte et VCL : veine centrolobulaire).

c) La cirrhose hépatique :

La cirrhose du foie est un problème de santé publique majeur [22]. Elle est la conséquence de toute maladie hépatique chronique : hépatite virale, hépatite

alcoolique, hépatite autoimmune. . . [23]. En fait, la cirrhose est un état qui résulte de lésions au foie ou d'une cicatrisation permanente du foie. C'est le stade final de plusieurs formes différentes de la maladie du foie et on sait qu'elle cause plusieurs autres problèmes de santé, incluant le saignement variqueux, l'ascite et l'encéphalopathie hépatique [24]. La cirrhose du foie est une maladie chronique, diffuse et généralement irréversible

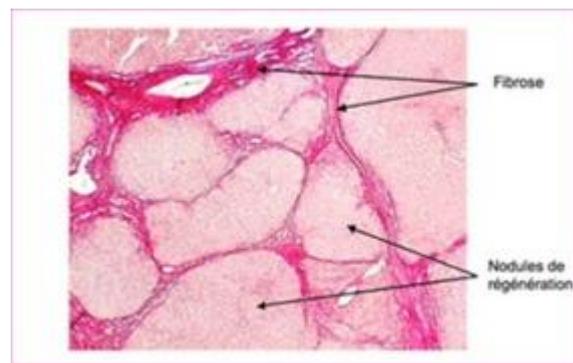


Figure II.3 : Photographie microscopique d'un fragment de tissu hépatique au stade F 4 coloré au picrosirius [23].

II-4-Quelques techniques d'exploration du corps humain :

a. Le scanner :

Le scanner appelé aussi scanographe, scanner à rayon X, scanneur, tomodynamomètre c'est une technique d'imagerie médicale qui permet d'étudier différentes parties du Corps humain comme notamment le cerveau, la cage thoracique, l'abdomen ou bien encore les os, le scanner permet de rechercher des anomalies qui ne sont pas visibles sur des radiographies de bases. Le scanner permet aussi de mettre en évidence des infections, une hémorragie, des kystes ou bien encore des tumeurs et de localiser avec précision un organe par rapport à un autre [25].

b. Echographie :

L'échographie est une imagerie qui est à la fois morphologique et fonctionnelle selon le cas, elle permet l'étude de multiples organes de l'abdomen, du petit bassin du cou (thyroïde, ganglions, foie, rate, pancréas...) mais aussi des vaisseaux (artères et veines) des ligaments et du cœur. Elle recherche des anomalies qui pourraient atteindre ces organes (tumeurs, infection, malformations) et peut parfois guider un prélèvement en profondeur. Au cours d'une grossesse, elle permet d'étudier la validité et le développement du fœtus, de dépister des anomalies ou encore de déterminer le sexe de l'enfant [25].

Principe :

L'échographie consiste à appliquer une sonde (comme un stylo) contre la peau en regard de l'organe à explorer, Cette sonde émet des ultrasons qui traversent les tissus puis lui sont renvoyés sous la forme d'un écho. Ce signal, une fois recueilli va être analysé par un système informatique qui retransmet en direct une image sur un écran vidéo. L'appareil d'échographie s'appelle un échographe, celui-ci est composé de quatre éléments principaux qui sont : la sonde reliée à l'appareil par un câble. Elle émet les ultrasons et reçoit le signal après

- son passage à travers les tissus. L'écran vidéo sur lequel les images sont visionnées en direct
- Le système informatique
- Le panneau de commande, composé de multiples touches et applications.
- L'examen est pratiqué par un radiologue. Avant l'examen, le patient doit se déshabiller selon l'endroit où sera pratiquée l'échographie. Pendant l'échographie, le patient est allongé sur une couchette. Un gel froid est appliqué sur la peau du patient afin d'améliorer le contact avec la sonde. Cette sonde sera ensuite déplacée en regard de la région à examiner. Parfois, pour une étude plus fine de certains organes (vessie, ovaires, utérus) ; la sonde sera introduite dans les voies naturelles (anus, vagin) [25].

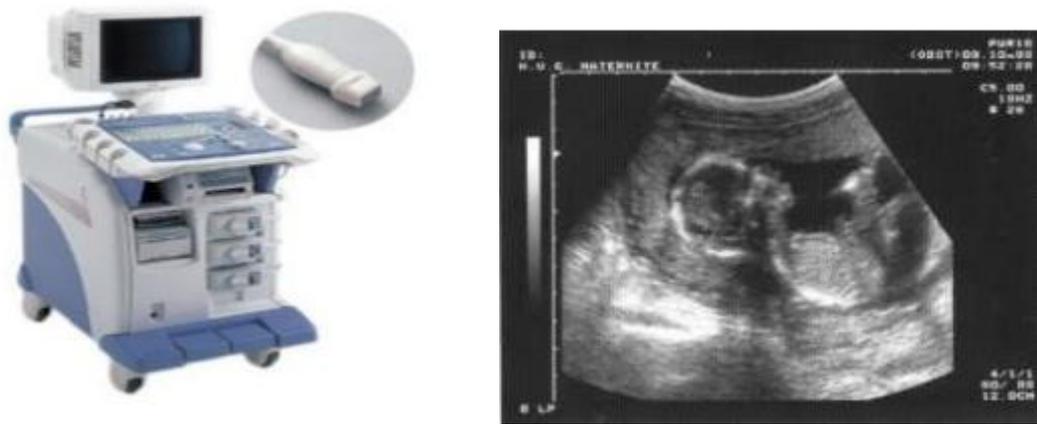


Figure II.4 : Image obtenue lors d'une échographie d'une femme enceinte.

c. L'imagerie par résonance magnétique (IRM) :

L'IRM est une imagerie qui est morphologique, il étudie avec une grande précision de nombreux organes tels que le cerveau, les colonnes vertébrales, les articulations et les tissus mous. L'IRM est d'une grande utilité lorsqu'une analyse très fine est nécessaire et que certaines lésions ne sont pas visibles sur les radiographies standards, le scanner ou l'échographie, il utilise un champ magnétique (aimant) et des ondes radio, aucune radiation ionisante n'est émise, il permet de faire des images en coupes dans différents plans et de reconstruire en trois dimension la structure analysée [25].

d. Tomodensitométrie (TDM)

La TDM est un examen d'imagerie médicale qui aide au diagnostic du cancer, à l'évaluation de l'efficacité d'un traitement ou au suivi après la fin des traitements. Un scanner permet d'obtenir des images précises de l'intérieur du corps grâce à l'utilisation de rayons X. Cet examen est utilisé pour examiner n'importe quelle partie du corps:les organes (tels que le cerveau, le foie, les poumons, le pancréas par exemple), mais aussi les vaisseaux sanguins, la moelle épinière, les os et les articulations. L'appareil de scanner ressemble à un large anneau, dans lequel tourne un émetteur-récepteur de rayons X qui permet d'obtenir des images « en coupes » du corps humain. Pendant l'examen, vous êtes allongé sur un lit (ou table d'examen) qui se déplace à l'intérieur de l'anneau. À chaque tour de l'émetteur-récepteur, une image est prise. Le scanner réalise ainsi une succession d'images de l'intérieur du corps, généralement plusieurs centaines de coupes en quelques

Chapitre II : Les types des tissus dans le corps humain

secondes. Les coupes sont ensuite assemblées par un ordinateur pour reconstituer des images en 2 ou 3 dimensions qui sont interprétées par un radiologue. L'injection d'un produit dit « de contraste » dans la circulation sanguine est souvent nécessaire pour améliorer la visibilité de certains organes et détecter des anomalies.[26].

II-5-Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté un contexte scientifique sur l'étude du foie humain où nous avons vu la structure générale du lobule hépatique, qui est l'unité structurale et fonctionnelle du foie. Ensuite nous avons exposé les différentes pathologies du foie où nous sommes focalisées à détailler les propriétés de la pathologie de la fibrose hépatique. La progression de cette fibrose, par la formation active de dépôts de collagène dans les espaces portes hépatiques, peut conduire au développement d'une cirrhose.

CHAPITRE III :
MATERIELS ET METHODES

Ce chapitre est consacré à la description du dispositif expérimental utilisé pour l'acquisition des signaux radiofréquences (RF) obtenus à partir des échantillons de foie humain. Puis nous présentons les différentes méthodes d'évaluation des paramètres quantitatifs ultrasonores (tels que la vitesse ultrasonore, le coefficient d'atténuation, le coefficient de rétrodiffusion).

III-1- Méthodes d'estimation des paramètres acoustiques à partir des signaux (rf)

III-1-1 -Dispositif expérimental

La figure 3.1 montre le schéma descriptif du dispositif expérimental ultrasonore. La chaîne de mesure comporte (Figure III.1) :

- Un transducteur ultrasonore.

- Un moteur disposé sur une table anti-vibration permettant de déplacer le transducteur ultrasonore suivant les trois directions de l'espace (XYZ).

- Un bac rempli de sérum physiologique à 0.9% contenant l'échantillon à explorer.

- Un générateur d'impulsion (Sofranel 5900 PR) fonctionnant en mode émission-réception.

- Un oscilloscope numérique (de type Lecroy 9350AL 500 MHz, Genève, Suisse).

- Un ordinateur pour stocker et traiter les données expérimentales[1].

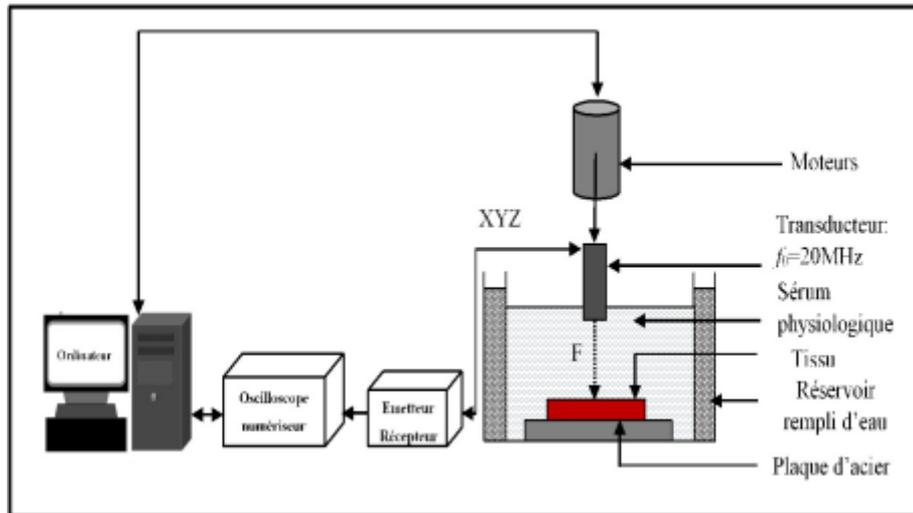


Figure III.1 : Représentation schématique du dispositif expérimental ultrasonore in vitro [1].

III-1-2- Représentation du signal échographique en termes de Fonction de transfert

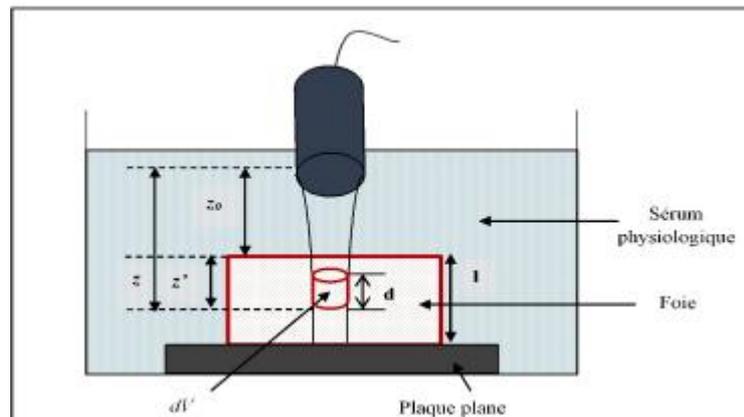


Figure III.2 : Schéma représentatif du volume insonifié par un transducteur focalisé avec les notations utilisées dans les équations [1].

Le signal rétrodiffusé par un volume dV , Figure (III-2), situé à la distance z de la matrice interne du tissu peut être décrit, dans le domaine fréquentiel, selon l'équation

$$S(M_i, f) = E(f) \cdot H_t(f) \cdot D^2(M_i, f) \cdot A^2(M_i, f) \cdot R(M_i, f) \quad (\text{III.1})$$

$E(f)$: La transformée de Fourier de $e(t)$

$H_t(f)$: La transformée de Fourier de $h(t)$

$D(M_i, f)$: La transformée de Fourier de $d(M_i, t)$

Chapitre III : Matériels et méthodes

$A(M_i, f)$: La transformée de Fourier de $\alpha(M_i, t)$

$R(M_i, f)$: La transformée de Fourier de $r(M_i, t)$

comme suit :

$$S(z, f) = E(f) \times H_t(f) \times A^2(z, f) \times D^2(z, f) \times T_f^2 \times R(z, f) \quad (\text{III-2})$$

Où T_f^2 est le coefficient de double transmission au niveau de l'interface eau /foie.

Cette relation suppose que les dimensions axiales et latérales du volume dV sont petites devant les dimensions z . Ainsi, le terme d'atténuation peut être considéré comme constant pour tous les points de ce volume, et donc on peut admettre que le terme

$A^2(M, f)$ devienne $A^2(z, f)$. Où z est la distance séparant le début du volume de mesure dV du transducteur, $E(f)$ est le signal émis par l'émetteur-récepteur, $H(f)$ est la fonction de transfert incluant les conversions électro-acoustique, acousto-électrique et la fonction d'appareil. $A(z, f)$ est la fonction transfert d'atténuation dans le sérum physiologique puis dans le tissu au dessus du volume exploré dV . $D^2(z, f)$ est le terme de diffraction pour tous les diffuseurs qui se trouvent dans un volume isochrone. $R(z, f)$ représente le coefficient de rétrodiffusion induit par la présence des diffuseurs dans le volume.

On peut écrire le terme de l'atténuation $A(z, f)$ de façon à séparer les effets d'atténuation au niveau du sérum physiologique de l'échantillon comme suit [27] :

$$A(z, f) = A_0(z_0, f) \times A_{foie}(z', f) \quad (\text{III.3})$$

Où $A_0(z, f)$: représente l'atténuation au niveau de sérum physiologique

$A_{foie}(z', f)$: représente l'atténuation au niveau du foie

z_0 : la distance entre la sonde et la face antérieure de l'échantillon

$$z' = z - z_0$$

L'estimation des paramètres ultrasonores quantitatifs, en mode échographique, repose sur l'hypothèse d'un milieu dont les diffuseurs sont distribués de façon aléatoire et uniforme

Chapitre III : Matériels et méthodes

(on parlera dans ce cas d'un milieu statistiquement homogène). En un autre terme, ce qui signifie que dans la zone de mesure la fonction de transfert de rétrodiffusion ne dépend pas de la position M_i des diffuseurs mais seulement de la fréquence f , alors

$R(M, f) \approx R(f)$ [28]. Dans ces conditions, l'équation (III-2), s'écrit :

$$S(z, f) = G(f) \times A_0^2(z_0, f) \times A_{foie}^2(z', f) \times D^2(z, f) \times T_F^2 \times R(f) \quad (\text{III.4})$$

Où

T_f : Coefficient de transmission

$G(f) = E(f) \times H_t(f)$ (un terme dépendant de la source)

$D^2(z, f)$ et $A^2(z, f)$ dépendent de la position et $R(f)$ dépende du diffuseur

Les hypothèses permettant d'établir la modélisation des équations(III-2) et (III-3) sont les suivantes :

- Les distances z_i entre tous les points du transducteur et de volume diffusant dV sont supposées être égales et suffisamment grandes devant les dimensions du transducteur, de manière à ce que les effets d'atténuation et de diffraction soient complètement séparés[28].
- Les dimensions du volume dV (dx, dy, dz) sont assez petites devant la distance z . Ainsi le terme d'atténuation peut être supposé constant pour tous les points de dV . En utilisant cette approximation, le terme $D_v^2(z, f)$ peut être calculé en intégrant la fonction de diffraction sur le volume dV
- La surface explorée du foie doit être relativement plane.

L'évaluation du coefficient de rétrodiffusion n'est pas chose aisée en soi car elle doit être indépendante du système de mesure. Il faut donc s'affranchir des fonctions d'appareils de toute la chaîne d'acquisition ultrasonore, à commencer par les effets de diffraction liés à la géométrie de la sonde et aux effets de l'atténuation durant la propagation de l'onde dans le foie.[29] Pour cela, on effectue une mesure d'un signal de référence qui est réfléchi par une plaque d'acier, « miroirultrasonore », que l'on considère comme parfaite située à la même distance z du transducteur que le volume dV .

En appliquant la même description que celle utilisée pour l'obtention de l'équation(III.3), le signal de référence (sans l'échantillon) S_{ref} s'écrit de la manière suivante :

$$S_{ref}(z, f) = G(f) \times A_0^2(z, f) \times D_s^2(z, f) \times R_p(f) \quad (III.5)$$

Où R_p représente le coefficient de réflexion du réflecteur plan et D_s la fonction de diffraction dans le sérum physiologique.

III-2- Estimation des paramètres quantitatifs

III-2-1- Coefficient de rétrodiffusion

Une estimation du coefficient de rétrodiffusion $\eta(z, f)$ pour la taille asymétrique dV peut être obtenue en normalisant le spectre de puissance du signal ultrasonore $S(z, f)$ l'équation (III-3) et est une transformation carrée instantanée par le spectre de puissance du signal de référence $S_{ref}(z, f)$.

$$\eta(z, f) = \frac{|S(z, f)|^2}{|S_{ref}(z, f)|^2} = \frac{|G(f)|^2 \times |A_0^2(z_0, f)|^2 \times |A_{foir}^2(z - z_0, f)|^2 \times |D_v^2(z, f)|^2 \times |T_{foie}^2(f)|^2 \times |R(f)|^2}{|G(f)|^2 \times |A_0^2(z, f)|^2 \times |D_s^2(z, f)|^2 \times |R_p(f)|^2} \quad (III.6)$$

Nous avons placé l'échantillon dans la région focale du transducteur ,les dimensions du volume insonifié restent toujours petites devant z . Ainsi, l'épaisseur z' étant petite, on peut donc négliger les effets de l'atténuation dans le sérum physiologique pour cette distance. Le volume dV est suffisamment petit et les vitesses de propagation dans le foie, et dans le sérum physiologique sont suffisamment proches, alors on peut faire l'approximation suivante $|D_v^2(z, f)|^2 \approx |D_s^2(z, f)|^2$ [30]. En négligeant les pertes du faisceau ultrasonore à la traversée de l'interface sérum physiologique/foie, on peut également considérer que le coefficient de transmission $T_f(f) \approx 1$ [2,22]D'après les valeurs portées dans le Tableau(III.1)

<i>Interface</i>	<i>Réflexion (R)</i>	<i>Transmission (T)</i>
<i>Tissus mous/eau</i>	0.0032	0.9968
<i>Tissus mous/huile de ricin</i>	0.0040	0.9960
<i>tissus mous/air</i>	0.0088	0.0012
<i>Tissus mous/sang</i>	0.0089	0.9911
<i>Tissus adipeux/eau</i>	0.0028	0.9972
<i>Tissus adipeux/sang</i>	0.0083	0.9917
<i>Os/eau</i>	0.1837-0.5385	0.5615-0.8163
<i>Os/air</i>	0.99918-0.99957	0.00022-0.00043
<i>Eau/air</i>	0.9989	0.0011
<i>Foie/eau</i>	0.002-0.003	0.997-0.998
<i>Foie/sang</i>	0.001-0.003	0.997-0.999
<i>Muscle/eau</i>	0.0023	0.9977
<i>Muscle/ huile de ricin</i>	0.0017	0.9983

Tableau III.1 : Coefficients de réflexion et de transmission à incidence normale pour différentes interfaces [31] .

et la $T = \frac{4Z_2Z_1}{(Z_2+Z_1)}$ on peut voir que : $T_f(f) = 4 \frac{Z_0 \times Z_f}{Z_f \times Z_0} \approx 0.99$

Il est habituel de négliger l'atténuation dans le sérum physiologique (assimilé à de l'eau). Dans ces conditions, l'équation du coefficient de rétrodiffusion est donnée par la relation suivante :

$$\eta(z,f) = \frac{|S(z,f)|^2}{|S_{ref}(z,f)|^2} = |A_{foir}^2(z - z_0, f)|^2 \times \frac{|R(f)|^2}{|R_p(f)|} \quad (III.7)$$

En considérant la plaque d'acier (le réflecteur) comme un miroir acoustique parfait, alors $R_p \approx 1$ [32]. le coefficient de rétrodiffusion non corrigé de l'effet d'atténuation s'écrit :

$$\eta(z,f) = \frac{|S(z,f)|^2}{|S_{ref}(z,f)|^2} = |A_{foir}^2(z - z_0, f) \times |R(f)|^2| \quad (III.8)$$

Ce rapport spectral est qualifié d'apparent parce qu'il fait intervenir les effets de l'atténuation. De cette relation, on peut déduire une courbe de rétrodiffusion «apparente» moyenne exprimée en dB, et non corrigée des effets d'atténuation, par la relation suivante :

$$\eta(z, f)_{db} = 10 \log_{10} \left[\frac{\langle |S(z,f)|^2 \rangle}{|S_{ref}(z,f)|^2} \right] \quad (3.7)$$

Désigne la moyenne latérale des spectres de puissance des signaux (i), provenant d'une région (normale à l'axe du faisceau ultrasonore) qui se trouve à une distance z du transducteur. Pour mesurer le coefficient de rétrodiffusion dans n'importe quelle zone du champ ultrasonore, il est nécessaire de le corriger de l'effet d'atténuation. Le terme de la correction de l'effet d'atténuation en amplitude, pour un aller-retour, peut être exprimé par [33,32,34]

$$A(z, f) = e^{2\alpha(f)2z} \quad (\text{III.9})$$

Où : $\alpha(f)$ est le coefficient d'atténuation en amplitude du milieu exprimé en (dB/cm) lorsque la distance z est exprimée en cm, f : est la fréquence en MHz, $2z$: est le trajet acoustique

(aller-retour) à travers le foie.

L'estimation de la courbe de rétrodiffusion moyenne $\eta(z, f)$ (noté également B_c) corrigée des effets d'atténuation exprimée en dB, est donnée par l'équation suivante[33] :

$$\eta(z, f)B_c = 10 \log_{10} \left\{ \frac{\langle |S_{\text{echantillon}}(z, f)|^2 \rangle}{\langle |S_{\text{ref}}(z, f)|^2 \rangle} e^{2(A_c)2z'} \frac{1}{(0.63)^2} \frac{R_p^2 k^2 \alpha^2}{8\pi d \left[1 + \left(\frac{k\alpha^2}{4F} \right)^2 \right]} \right\} \quad (\text{III.10})$$

$\langle |S_{\text{echantillon}}(z, f)|^2 \rangle$: représente le spectre moyen du signal rétrodiffusé par un volume dV de l'échantillon situé au voisinage de la profondeur z et délimité par la largeur du faisceau en cette profondeur et par la taille de la fenêtre de segmentation. $\langle |S_{\text{ref}}(z, f)|^2 \rangle$: représente le spectre du signal réfléchi par un réflecteur plan placé à la distance focale du transducteur, $e^{2(A_c)2z'}$: définit le terme de correction de l'atténuation.

Le dernier terme de l'équation (III.10), compense les effets de la dépendance en fréquence du profil du faisceau ultrasonore, a représente le rayon du transducteur, k le nombre d'onde et R_p le coefficient de réflexion en amplitude sur la plaque plan (supposé égal à un pour un réflecteur parfait), d l'épaisseur de la fenêtre de segmentation et F la distance focale du transducteur.

$\frac{1}{(0.63)^2}$: représente la compensation du fonction de la fenêtre de Hamming.

Pour minimiser les erreurs sur le coefficient de rétrodiffusion, il faut introduire un terme pour compenser l'effet de l'atténuation et calibrer les signaux RF avec un signal de référence (sérum physiologique) tiré de la plaque l'acier aux mêmes profondeurs. Les courbes rétrodiffusées ont été tracées avant et après la compensation de l'atténuation Figure (III.3). Nous avons obtenu une superposition des courbes rétrodiffusées après compensation ce qui signifie que ces courbes ne dépendent pas de la profondeur, mais reflètent uniquement les changements dans la rétrodiffusion ultrasonore, et qui sont dues aux changements de la microstructure tissulaire (taille, densité et compressibilité des diffuseurs). Les figures (III.3.a) et (III.3.b) illustrent respectivement les courbes de rétrodiffusion d'un échantillon de foie humain, mesurées à différentes profondeurs, avant

Chapitre III : Matériels et méthodes

et après correction de l'effet d'atténuation dans la bande passante (6 – 30) MHz. La comparaison de ces deux courbes montre bien que le coefficient de rétrodiffusion est bien corrigé de l'effet de l'atténuation du fait qu'il présente une bonne superposition des différentes courbes de rétrodiffusion Figure (III.3.b).

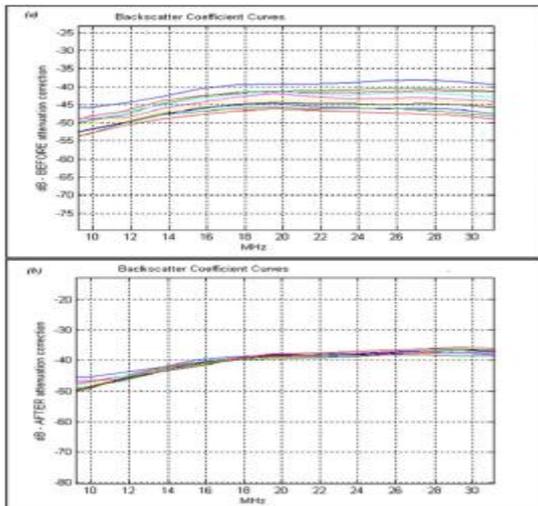


Figure III.3 : Courbes de rétrodiffusion avant et après la correction d'atténuation. (a) des courbes de coefficient de rétrodiffusion obtenues à partir d'une fenêtre de signal à chaque fois plus profondément à l'intérieur de l'échantillon de foie non corrigées de l'atténuation. (b) les courbes de coefficient de rétrodiffusion obtenues à partir d'une fenêtre à chaque fois plus à l'intérieur de l'échantillon de foie corrigé pour l'atténuation du signal

III-2-2- Coefficient de l'atténuation

L'atténuation ultrasonore est un paramètre très important dans les tissus biologiques. Les mesures d'atténuation tissulaire sont devenues un domaine d'intérêt pour de nombreux chercheurs afin de réaliser des diagnostics médicaux. Ce paramètre correspond à une diminution de l'amplitude des ondes ultrasonores lors de la propagation. Cette atténuation dépend de la nature et de la structure du milieu [35].

L'atténuation est le principal paramètre à prendre en compte pour la réalisation de l'image (formation et contenu informationnel). Comme cité précédemment, la méthode la plus souvent utilisée pour mesurer le coefficient d'atténuation, in vitro, est la méthode de substitution en réflexion. En plus de la méthode par substitution décrite précédemment, des méthodes élaborées pour estimer le coefficient d'atténuation dans le domaine spectral en fonction de la profondeur existent et nous pouvons citer : la méthode de la différence

Chapitre III : Matériels et méthodes

spectrale [38], la méthode ou algorithme des bandes de fréquence [39] et la méthode ou algorithme du centroïde[40].

Ces méthodes sont basées sur le signal acquis en réflexion. Pour évaluer l'atténuation dans le foie, on procède à une évaluation des spectres de puissance des signaux radiofréquences réfléchis, en présence et en absence de l'échantillon, par une plaque d'acier considérée comme un miroir parfait.

En absence du foie, le spectre de référence du signal $S_{ref}(z, f)$ est donné par l'équation

$$|s_{ref}(z, f)|^2 = |G(f)|^2 \times |A_0^2(z, f)|^2 \times |D_8^2(z, f)|^2 \times |R_p(f)|^2 \quad (\text{III.11})$$

Avec : z est la distance capteur-rélecteur et R_p est le coefficient de réflexion sérum-rélecteur et D_s représente la fonction de diffraction dans le milieu de référence (sérum physiologique).

En présence du foie, le spectre de puissance du signal RF est donné par :

$$|s(z, f)|^2 = |G(f)|^2 \times |A_0^2(z - d, f)|^2 \times |A_{foie}^2(d, f)|^2 \times |D_v^2(z, f)|^2 \times |T_{foie}^2(f)|^2 \times |R_p(f)|^2 \quad (\text{III.12})$$

R_p est le coefficient de réflexion foie-rélecteur, et $A_{foie}(d, f)$ est la fonction d'atténuation dans la tranche de foie d'épaisseur d . On peut considérer que l'épaisseur d est petite devant la distance z , et donc supposer que $A_0(z - d, f) \approx A_0(z, f) \approx 0$. Et si l'on considère que les vitesses de propagation, dans les deux milieux (Tableau 1.1) ne sont pas très différentes, ce que vérifient généralement les tissus mous, on peut faire l'hypothèse suivante : $D_s \cong D_v$. Selon ces hypothèses, la fonction de transfert d'atténuation est obtenue en établissant le rapport des spectres de puissance des signaux $S(z, f)$ et $S_{ref}(z, f)$ (Figure 3.9) soit,

$$\frac{|S(z, f)|^2}{|S_{ref}(z, f)|^2} = |A_{foie}^2(d, f)|^2 \times |T_{foie}^2(f)|^2 \quad (\text{III.13})$$

et $T_{foie} \approx 1$.

La perte due à l'atténuation du signal échographique en amplitude, durant le « voyage » de l'onde ultrasonore dans les tissus biologiques, est régie par une simple loi exponentielle et s'exprime, pour un aller simple, par la relation [30] : $A(d, f) = e^{-\alpha(f)d}$. Dans ce cas, la relation(III.13) devient :

$$\frac{|S(z,f)|^2}{|S_{ref}(z,f)|^2} = |A_{foie}^2(d, f)|^2 \times |T_{foie}^2|^2 = e^{-2\alpha(f)2d} \times |T_{foie}^2|^2 \quad (III.14)$$

Le coefficient d'atténuation, en fonction de la fréquence, $\alpha(f)$ est exprimé par:

$$\alpha(f)_{Np.mm^{-1}} = -\frac{1}{2d} \ln \left[\frac{|S(z,f)|^2}{|S_{ref}(z,f)|^2} \right] \quad (III.15)$$

avec $\alpha(f)$ en Neper/mm si l'épaisseur de l'échantillon est exprimée en mm. Très souvent le coefficient d'atténuation est exprimé en dB/mm. Sachant que :

$$1 \text{ Neper} = 8.686 \text{ dB} = \frac{20}{\ln(10)} \text{ dB} \quad (III.16)$$

Alors l'estimation du coefficient de l'atténuation $\alpha(f)$ (noté également AC) en fonction de la fréquence est exprimée en $(\text{dB.MHz}^{-1}.\text{mm}^{-1})$ et s'écrit comme suit [39,40 ,33,41]

$$\alpha(f) = \text{AC} = -\frac{1}{2d} \times 10 \log_{10} \left[\frac{|S(z,f)|^2}{|S_{ref}(z,f)|^2} \right] \quad (III.17)$$

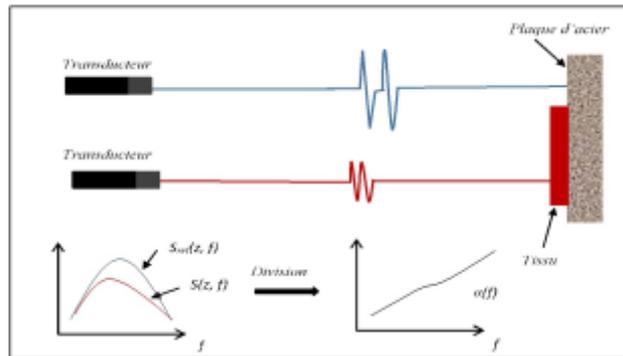


Figure III.4 : Représentation schématique pour l'estimation d'atténuation selon la méthode de substitution. En divisant le spectre de puissance du signal réfléchi de la plaque d'acier sans l'échantillon $S_{ref}(f)$, par le spectre de puissance du signal réfléchi de la plaque d'acier avec l'échantillon $S(f)$, on obtient une courbe qui est fonction de Fréquence $\alpha(f)$ et dont le coefficient angulaire est obtenu par régression linéaire [42].

Certains travaux ont démontré que pour une bande de fréquences limitée, le coefficient d'atténuation dépend quasi linéairement de la fréquence, ce qui permet de déterminer la pente du coefficient de l'atténuation [43]. Plus la fréquence est élevée, plus l'atténuation est importante. Il est possible alors d'appliquer un ajustement linéaire par la méthode des moindres carrés permettant d'obtenir l'expression du coefficient d'atténuation par la relation : $\alpha(f) = \beta.f + \alpha_0$ (III.18)

Où β et α_0 sont des constantes réelles. Dans ce cas, β représente la pente du coefficient d'atténuation exprimé en dB/mm. MHz.

III-2-3- La vitesse

La vitesse de propagation des ultrasons est l'un des paramètres acoustiques les plus importants du milieu. Les tissus mous du corps humain sont constitués de 80 % eau. La vitesse de propagation est du même ordre que le son dans l'eau, et sa valeur moyenne se situe dans la gamme de 1540 m / s. Notez que la vitesse des ultrasons varie autour de cette valeur pour les os et l'air. Ont fait l'objet de nombreuses études dans les tissus biologiques [45,46,47],

La vitesse de propagation des ultrasons à travers l'échantillon [44,45,46] peut être calculée et le protocole de mesure de la vitesse est basé sur trois mesures consécutives du temps de vol (Figure III.5) : le temps de vol t_{pf} pour la distance transducteur-plaque en acier avec l'échantillon, TP pour la distance transducteur-plaque en acier sans échantillon, et t_s le temps de vol pour la distance transducteur - interface (eau/échantillon). Ainsi, la valeur de cette vitesse a été obtenue à partir des valeurs moyennes à chaque point du balayage de la sonde. L'estimation de la vitesse ultrasonore (SoS) est donnée par l'équation suivante[39]:

$$\text{SoS} = v_{s\emptyset} \left(\frac{t_p - t_s}{t_{pf} - t_s} \right) \quad (\text{III.19})$$

SoS : Vitesse ultrasonore .

Où : $v_{s\emptyset}$ est la vitesse ultrasonore dans le sérum physiologique

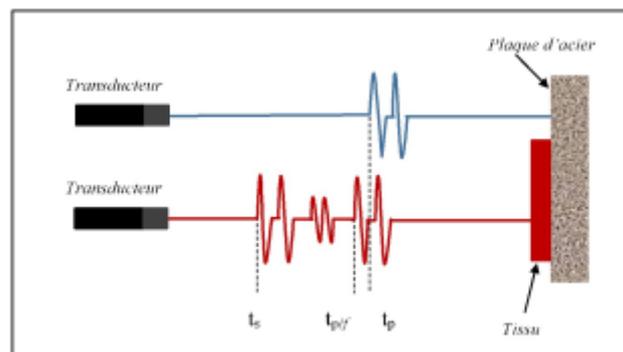


Figure III.5 : Représentation schématique de la méthode de substitution pour l'estimation de la vitesse ultrasonore (SoS).

III-3-Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre le dispositif expérimental pour l'acquisition des données ultrasonores, ainsi, que les différentes méthodes utilisées pour estimer les paramètres ultrasonores (vitesse ultrasonore, coefficient d'atténuation, coefficient de rétrodiffusion). A travers le score de Métavir, nous avons identifié les différents stades de la fibrose hépatique. Ensuite, nous avons présenté les différentes méthodes pour la quantification de la fibrose. Ces méthodes présentent des limites dans la discrimination de premiers stades de la fibrose. Néanmoins, la biopsie reste le seul examen précis et fiable pour quantifier une fibrose pouvant entraîner une thérapie.

CHAPITRE IV :
RESULTATS ET DISCUSSION

Chapitre IV : Résultats et discussion

Dans ce chapitre, nous présenterons les paramètres de test de performance en distinguant les stades de la fibrose hépatique, en mettant en évidence les résultats de différents tests de paramètres acoustiques (vitesse, atténuation, **Coefficient de rétrodiffusion**) sur des échantillons de foie en laboratoire (in vitro).

IV-1-Description des données:

Ce chapitre est entièrement conçu autour d'une base des données ultrasonores obtenue en Laboratoire d'Imagerie Paramétrique, Université Paris VI.

-Nous discuterons ces résultats

IV-1-1- La Vitesse :

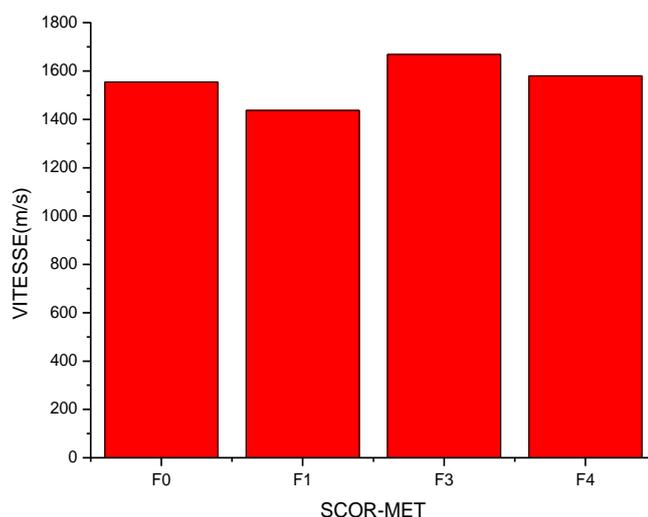


Fig. (IV-1) : SCOR-MET vs VITESSE

Grâce à (Fig. (IV-1) : SCOR-MET vs Vitesse), il y a une disparité dans la valeur de la vitesse lorsque la vitesse atteint une valeur plus élevée en (f3) en raison de la présence d'une grande fibrose dans le foie, et la valeur de la vitesse est inférieure en (f1) en raison de la présence d'une fibrose plus faible dans le foie, et dans (f0.f4) ils ont la même valeur Vitesse, mais (f0) est considéré comme le premier stade de la cirrhose du foie dans lequel il n'y a pas de cirrhose, et (f4) est le stade de la cirrhose du foie, ce qui signifie qu'ils sont devenus une seule masse. Il y a chevauchement en deux étapes f4 et f0.

IV-1-2- Atténuation :

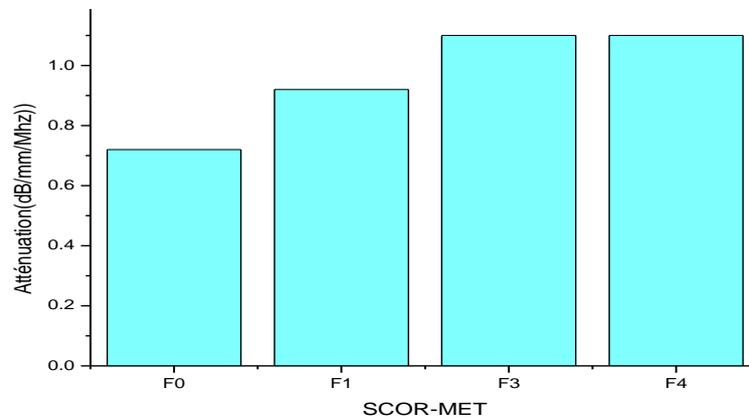


Fig. (IV-2) : SCOR-MET vs Atténuation

nous montre que la valeur de l'atténuation augmente avec les stades croissants de la cirrhose du foie, car nous remarquons la valeur la plus élevée à (f0, f4), la valeur la plus faible à (f0) et la valeur moyenne à (f1), et cette différence est due au fait qu'au stade (f0) les formes de fibrose Il n'y a pas de foie, c'est-à-dire qu'il n'est pas visible, et en (f3) et Jawad il y a beaucoup de cirrhose, et en (f4) le stade de la cirrhose Cela est dû à l'égalité entre (f4, f3) dans le pourcentage d'atténuation dans le stade (f3, f4) car il n'y a pas de distinction entre les deux stades.

IV-1-3- Coefficient de rétrodiffusion (CRD):

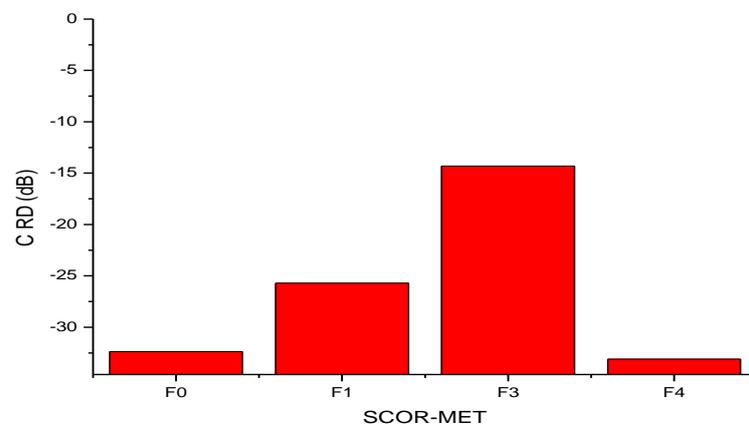


Fig. (IV-3) :SCOR-MET vs CRD.

Chapitre IV : Résultats et discussion

(Fig. (IV-3) :SCOR-MET vs CRD) nous montre qu'il y a la valeur la plus élevée dans le SCDR dans les stades de la cirrhose du foie au stade (f3), et une valeur moyenne à (f1) et la valeur la plus faible à (f0, f4). nombre de fibrose et en f3 il y a un grand nombre de fibrose. Le stade f4 est considéré comme le stade de la cirrhose du foie, qui est le retour de la fibrose sous la forme d'une masse unique avec le foie.

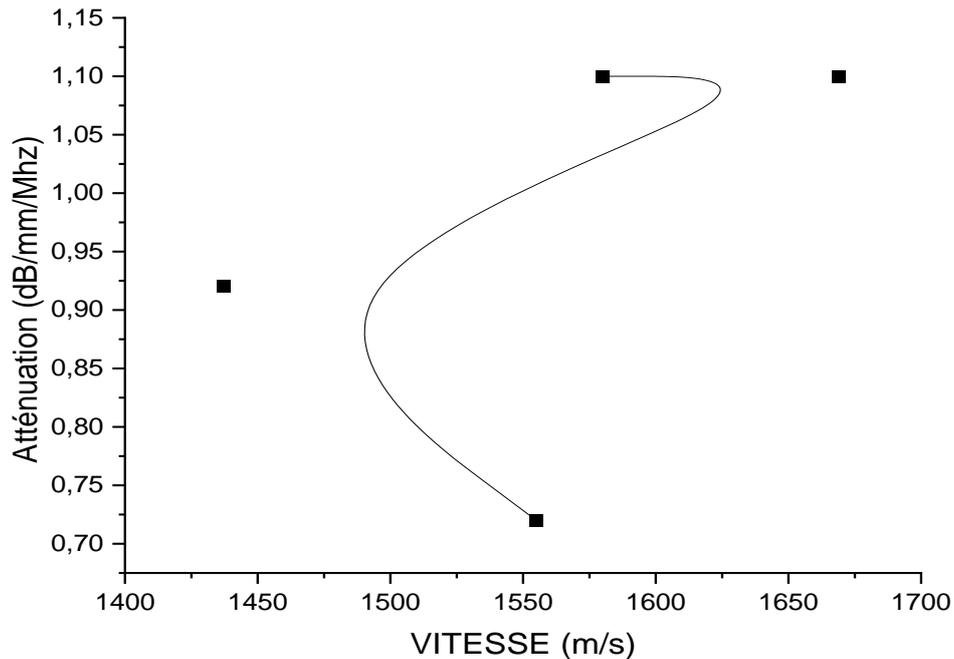


Fig. (IV-4) : VITESSEvsAtténuation

On remarque à travers la courbe graphique (1), qui nous montre les changements de vitesse en termes de dilution.

-Lorsque la valeur de vitesse est de 1555, on remarque que la valeur d'atténuation atteint 0,72 (dB/mm/Mhz).

-Lorsque la valeur de vitesse est de 1437 (m/s), on remarque une augmentation de la valeur d'atténuation, atteignant 0,92 (dB/mm/Mhz).

-Lorsque la valeur de vitesse est en 1579.77,1669(m/s) la valeur de vitesse continue d'augmenter jusqu'à atteindre une valeur de 1,1(dB/mm/Mhz).

Description des données

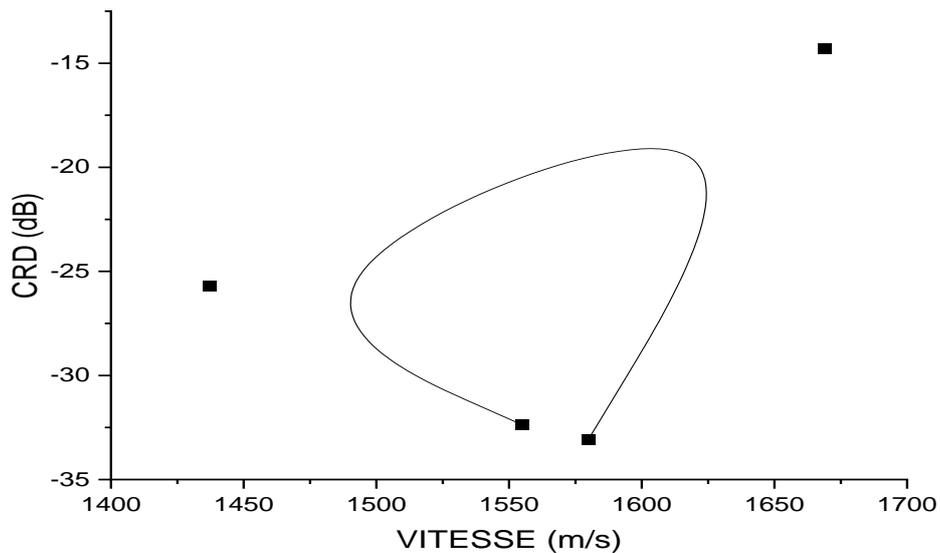


Fig. (IV-5) : Vitesse ultrasonore vs CRD

Nous pouvons voir à travers la courbe graphique (2), qui montre les changements de vitesse en termes de C RD(dB).

-Lorsque la valeur de vitesse était de 1555 (m/s), nous remarquons que la valeur de C RD était de -32,37 (dB).

-Lorsque la valeur de vitesse était de 1437 (m/s), nous remarquons que la valeur de C RD était de -25,71 (dB).

-Lorsque la valeur de la vitesse était de 1669 (m/s), nous remarquons que la valeur C RD atteignait -14,31 (dB).

-Lorsque la valeur de la vitesse était de 1579,77 (m/s), on remarque que la valeur de C a atteint une valeur de -33,1 (dB).

- Ces courbes nous montrent les résultats de la corrélation entre les paramètres ultrasonores, où l'on note que la bonne corrélation est entre le coefficient d'atténuation (dB/mm/Mhz) et la vitesse(m/s) des ultrasons.

Chapitre IV : Résultats et discussion

- Parmi les différents résultats étudiés ci-dessus, pour notre part, aucune des combinaisons mesurées ne peut distinguer entre les stades de fibrose et de travail en particulier entre (F0, F0) et (F4, F0).

La distinction entre ces deux phases est certainement très difficile, étant donné la définition d'autre part, les médecins ont vu "F1", suivie par le stade précoce de la décision du médecin de traiter et de surveiller adéquatement la progression de la maladie, mais le chevauchement entre F0 et F4 continuera d'exister, selon notre cas et les études antérieures sur ce sujet.

Pour cette raison, il a semblé nécessaire de choisir la sensibilité des différents groupes.

Dans notre travail, nous avons tenu à vérifier la corrélation entre la vitesse des ondes ultrasoniques avec le coefficient CRD, et la connexion de la vitesse des ondes ultrasoniques et l'atténuation où nous avons incubé à travers notre étude, c'est la meilleure corrélation entre la vitesse des ondes ultrasonores et le coefficient CRD.

CONCLUSION

Conclusion

Conclusion :

Les travaux que nous avons effectués dans le cadre de ces travaux visent à distinguer les phases de fibrose foie en utilisant différents ensembles de paramètres pour les ultrasons.

Des études ont montré que la fibrose hépatique conduit à des changements dans le tissu hépatopathie, qui peut provenir d'un état grave en raison de types bactériens de maladie du foie, comme l'hépatite ou l'alcoolisme chronique.

Ce qui rend généralement difficile à détecter par les médecins, parce que l'examen aux ultrasons a un haut niveau de subjectivité, à cette fin techniques d'échographie quantitative (Q US)

Pour surmonter cette contrainte et soutenir le diagnostic clinique de l'échographie et avec ce encore pas toutes les technologies.

Pour détecter les changements dans les phases de fibrose hépatique, nous avons utilisé trois paramètres ultrasoniques (coefficient d'atténuation, vitesse des ultrasons, coefficient de rétrodiffusion) dans notre étude.

Afin de tester sa capacité à distinguer les stades contestés de fibrose foie (F0,F1,F3,F4), en particulier entre (F3,F4), sur la base des résultats de notre étude, nous avons constaté que le meilleur facteur pour distinguer les différents stades de la fibrose est le coefficient de rétrodiffusion.

Une autre étude pourrait compléter la possibilité de combiner les différentes paires d'échographies de magnitude pour obtenir des résultats plus précis pour les phases d'hépatite et de séparation, en particulier entre les phases (F0,F4) (F0, F1).

REFERENCES

Références

Références :

- [1] Razika BOUZITOUNE, Caractérisation Ultrasonore des Stades de la Fibrose Hépatique: Approche multiparamétrique, Doctorat en Sciences , Année 2008
- [2] www.qssqs.com ,l'histoire de l'histoire de l'invention de l'appareil à ultrasons, par sila, 2018/03/08.
- [3] Omar Hussein Ibrahim, ultrason et son dans la médecine et la science modernes, univ.Mossoul, 2021, p11.
- [4] m.ar.pztpiezo.com, principe de fonctionnement du transducteur à ultrasons, 26/07/2021.
- [5] Schéma représentant les éléments essentiels d'un transducteur ultrasonore.
- [6] Naamane Remita, caractérisation ultrasonore de la fibrose hépatique par l'étude de la taille moyenne des diffuseurs, univ.skikda, soutenue le : 28/01/2009.
- [7] Arnaud Tourin et Mathias Fink, cours ondes acoustiques, 2016/2017, p22-23.
- [8] https://www.editions-ellipses.fr/PDF/9782340035843_extrait.pdf(67)
- [9] Nora Issouli et Samira Kechemir, étude d'un système d'échographie et application d'algorithmes pour la détection d'anomalies de la prostate (Mémoire de Master) uinv.tizo-ouzou, 2016/2017, p06.
- [10] M. CHENOT JEREMY, Guidage par l'imagerie ultrasonore des traitements par ultrasons focalisés de haute intensité, L'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1,2011,p24/25.
- [11] <https://byjus.com/physics/applications-ultrasound/>
- [12] <https://feziaa.com/a>
- [13] <http://www.lereservoir.eu.pdf>p1

Références

- [14] G. Poirier, M. Catala, G.-M. André, R. Gherardi, G.-F. Bernaudin, Histologie Les tissus, Masson, Paris, 2006.
- [15] Hélène Walter-le Berre, Las tissus biologiques : structure, comportement mécanique et modélisation, 10 février 2017, p22, p18 .
- [16] American Cancer Society. About Soft Tissue Sarcoma .2014: <https://www.cancer.org/cancer/soft-tissue-sarcoma/about.html>.
- [17] <https://mawdoo3.com/>
- [18] Pr. RAMDANE ZATOUT, Université de Ouargla ,ANATOMIE DE L'ABDOMEN
- [19] [livi.fr/sante/maladie-digestive/stéatose - hépatique/](http://livi.fr/sante/maladie-digestive/stéatose-hépatique/).
- [20] www.msmanuals.com
- [21] P. Marcellin, T. Asselah, Hépatites virales, progrès en hépato-gastroentérologie 9, 2008.
- [22] T. Deffieux, Palpation par force de radiation ultrasonore et échographie ultrarapide : Appli
- [23] Centre Hépato-Biliaire - Hôpital Universitaire Paul Brousse, 2014, <http://www.centrehepato-biliaire.org/m>
- [24] Fondation canadienne du foie, 2015, <http://www.liver.ca/fr/liver-disease/>
- [25] BOURAHLA OUEDIA ,BANOUH LILIA ,UNIVERSITE MOULOUD MAMMARI DE TIZI-OUZOU ,Acquisition et formation d'image en IRM.2016-2017p(10.12.14)
- [26] INSTITUT NATIONAL DU CANCER ,LESCANNER OU TOMODENSITOMETRIE(TDM),SEPTEMBRE 2020,p3.
- [27] Mahmoud Meziri, "Approche multiparamétrique de la caractérisation de la Fibrose hépatique par ultrasons à 20 MHz: une étude in vitro", thèse de doctorat d'état université BADJI Mokhtar ANNABA, 2006.

Références

- [28] F.L. Lizzi, M. Greendaum, E.J. Feleppa, and Marek Elbaum, "Theoretical framework for spectrum analysis in ultrasonic tissue characterization", *J. Acoust. Soc. Am.*, 73:1366-1373, 1983
- [29] M.Fink, J . F . Cardoso, P.Laugier ., Analyse des effets de la diffraction en échographie médicale, *Ultrasonic Imaging*, 26(1-2) :59-80,1984.
- [30] W.A. Verhoef, M.J.T.M. Cloostermans, J.M. Thijssen, Diffraction and dispersion effets on the estimation of ultrasound attenuation and velocity in biological tissues, *IEEE. Transactions on Biomedical Engineering*, 32(7) : 521-529, 1985
- [31]W.N.Mcdikcken ,*Diagnostic Ultrasonics:Principles and Use of Instruments* ,New York:john Willy & Sons, 1997.
- [32] M. Ueda, Y. Ozawa, Spectral analysis of echos from backscattering coefficient measurement, *Acoustical Society of America*, 77(1) : 38-47, 1985.
- [33] V. Roberjot, S.L. Bridal, P. Laugier, G. Berger, Absolute backscatter coefficient over a wide range of frequencies in a tissue mimicking phantom containing two populations of scatterers, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq.* 43(5) : 970–978, 1996
- [34] M. O'Donnell, J.G. Miller, Quantitative broadband ultrasonic backscatter : an approach to non-destructive evaluation in acoustically inhomogeneous materials, *Applied Physics*, 52(2) : 1056-1065, 1981
- [35] J. Ophir, T. H. Shawker, N. F. Maklad, J. G. Miller, W. Flax Stephen, P.A. Narayana, J. P. Jones, Attenuation estimation in reflection : progress and prospects, *Ultrasonic Imaging*, 6(4) : 349-395, 1984.
- [36] D.L. King, F.L. Lizzi, E.J. Feleppa, P.M. Wai, M.M. Yaremko, M.C. Rorke, J. Herbst, Focal and diffuse liver disease studied by quantitative microstructural sonography, *Radiology*, 155(2) : 457-462, 1985.
- [37] R.M. Golub, R.E. Parsons, B. Sigel, E.J. Feleppa, J. Justin, H. Zaren, M. Rorke, J. Sokil-Melgar, H. Kimitsuki, Differentiation of breast tumors by ultrasonic tissue characterization, *Ultrasound in Medicine*, 12(10) : 601-608, 1993.

Références

- [38] R.E. Parsons, B. Sigel, E.J. Feleppa, I. Kcdama, L.A. Loiacono, J. Justin, V.K. Swami, H. Kimitsuki, M.C. Rorke, M.M. Yaredo, C.D. Long, A. Can, F.L. Lizzi, Age determination of experimental venous thrombi by ultrasonic tissue characterization, *Vascular Surgery*, 17(3) : 470-478, 1993.
- [39] A.F.M. Van der Steen, H.M. Cuipers, J.M. Thijssen, P.C.M. de Wilde, Influence of histochemical preparation on acoustic parameters of liver tissue : a 5-MHz study, *Ultrasound. In Medicine & Biology*, 17(9) : 879–891, 1991.
- [40] F. Hottier, J.L. Bernatets., Estimation of ultrasonic attenuation in biological tissues, *Acta Electronica*, 26(1-2) : 33-58, 1984.
- [41] R. Kuc, M. Schwartz, Estimating the acoustic attenuation coefficient slope for liver from reflected ultrasound signals. *IEEE Transactions on sonics and ultrasonics*, 26(5) : 353 - 361, 1979.
- [42] W.C. A. Pereira, C. B. Machado, C.A. Negreira, R. Canetti, *Ultrasonic Techniques for Medical Imaging and Tissue Characterization, Piezoelectric Transducers and Applications*, Chapter : 17, pp 433-465, 2008.
- [43] H. Pauly, P. Schwan, Mechanism of absorption of ultrasound in liver tissue, *Acoustical Society of America*, 50(2) : 692-699, 1971.
- [44] J.C. Bamber and C.R. Hill, Acoustic properties of normal and cancerous human liver Dependence on pathological condition, *Ultrasound. in Medicine & Biology*, 7(2) : 121- 133, 1981.
- [45] D. E. Robinson, C. F. Chen, L. S. Wilson, Measurement of velocity of propagating from ultrasonic pulse-echo data, *Ultrasound in Medicine & Biology*, 8(4) : 413-420, 1982
- [46] L. S. Wilson, D. E. Robinson, C.F. Chen, K.A. Griffithis, A. Manoharan, B.D. Doust, Evaluation of ultrasonic attenuation in diffuse diseases of spleen and liver, *Ultrasonic Imaging*, 9(4) : 236-247, 1987.

الملخص

لقد عرف التصوير بالموجات فوق الصوتية نجاحا كبيرا في عدة مجالات ومن بينها المجال الطبي، فأصبح جاهزا في الدراسات الطبية خاصة في دراسة الأنسجة البيولوجية.

كما يهدف عملنا هذا الى الكشف عن مراحل التليف الكبدي (F0,F1,F3,F4)، وذلك باستخدام المقادير الصوتية، السرعة، التوهين ومعامل التشتت العكسي، وكانت نتائج هذه الدراسة جد واضحة في التمييز بين النسيج الكبدي السليم والمتلف.

وأعطت هذه الدراسة التحديد الدقيق لمراحل التليف الكبدي (F0,F1,F3,F4). وكانت النتائج ايجابية لآكن كان هناك صعوبة التمييز بين المرحلتين (F0,F4)

كلمات مفتاحية : الموجات فوق الصوتية ، مراحل التليف الكبدي(F0,F1,F3,F4), السرعة، التوهين ،معامل التشتت العكسي

Résumé

L'imagerie par ultrasons a connu un grand succès dans plusieurs domaines, dont le domaine médical, et elle s'est imposée dans les études médicales, notamment dans l'étude des tissus biologiques.

Notre travail vise également à détecter les stades de la fibrose hépatique (F0, F1, F3, F4), en utilisant des mesures d'acoustique, de vitesse, d'atténuation et de coefficient de diffusion inverse, et les résultats de cette étude ont été très clairs dans la distinction entre foie sain et pathologique.

Cette étude a permis de définir précisément les stades de la fibrose hépatique (F0, F1, F3, F4). Les résultats étaient positifs, mais il était difficile de distinguer les deux phases (F0, F4).

Mots clés: ultrasons, les stades de la fibrose hépatique (F0, F1, F3, F4), vitesse, d'atténuation, coefficient de diffusion inverse

Abstract

Ultrasound imaging has known great success in several fields, including the medical field, and it has become ready in medical studies, especially in the study of biological tissues.

Our work also aims to detect the stages of hepatic fibrosis (F0, F1, F3, F4), using measurements of acoustic, velocity, attenuation and reverse scattering coefficient, and the results of this study were very clear in distinguishing between healthy and pathologic liver tissue.

This study gave an accurate definition of the stages of hepatic fibrosis (F0, F1, F3, F4). The results were positive, but it was difficult to distinguish between the two phases (F0, F4).

Key words: Ultrasound, the stages of hepatic fibrosis (F0, F1, F3, F4), velocity, attenuation, reverse scattering coefficient