

République algérienne démocratique et populaire

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la
Recherche Scientifique

Ecole Normale Supérieure de l'Enseignement
Technologique-Skikda



Département de Technologie

Filière : Génie Electrique

Mémoire

Présenté en vue de l'obtention du Diplôme de professeur d'enseignement secondaire

Thème :

Analyse et interprétation des signaux Doppler engendrés par les mouvements fœtaux d'une femme enceinte

Présenté par : SEHILI Belkis

Encadrant(e) : TAIBI Mahmoud

Jury de Soutenance :

Nom et prénom	Grade	Université	Role
TIFOUTI Issam	Professeur	Ecole normale supérieure d'AZZABA	Président
TAIBI Mahmoud	Professeur	Ecole normale supérieure d'AZZABA	Encadrant
MERIENE Ibrahim	Professeur	Ecole normale supérieure d'AZZABA	Examineur

Année Universitaire : 2024/2025

Dédicace

À ma chère famille,

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude envers chacun d'entre vous pour avoir joué un rôle essentiel dans mon parcours universitaire. Votre soutien, votre amour et votre présence ont été pour moi d'une valeur inestimable.

À mes chers parents, vous avez toujours été mes piliers, m'encourageant et me soutenant sans relâche. Votre tendresse et votre dévouement ont été ma source d'inspiration constante. Que Dieu vous protège et vous garde en bonne santé.

À mes frères Abdelmoumen et Zeid et ma sœur Nour, votre présence chaleureuse et vos encouragements ont illuminé mon chemin. Votre affection fraternelle a été pour moi un appui précieux dans chaque étape de cette aventure.

À mon cher frère Abderrahmane, qu'Allah t'accorde Sa miséricorde. Tu as quitté ce monde, mais tu es resté vivant dans mon cœur et mes prières. Qu'Allah nous réunisse dans Son paradis éternel, là où il n'y a plus de séparation.

Je vous dédie ce travail avec tout mon amour et toute ma reconnaissance. J'espère qu'il sera le reflet de vos sacrifices et de votre confiance.

Avec toute ma gratitude,

Belkis.

Remerciements

*Avant tout, je rends grâce à **Allah**, Le Tout-Puissant, pour m'avoir accordé la force, la patience et la persévérance nécessaires pour mener à bien ce travail. Sans Sa volonté et Sa miséricorde, rien de tout cela n'aurait été possible.*

*Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à **ma famille**, source inépuisable d'amour, de soutien et de réconfort. À mes chers parents, merci pour vos sacrifices, vos prières et votre foi constante en moi. À **mes frères et sœur**, votre présence bienveillante chaleureuse et vos encouragements ont été une source essentielle de motivation à chaque étape.*

*Mes remerciements les plus sincères vont à mon directeur de recherche, **Dr Taibi Mahmoud**, pour sa disponibilité, ses conseils avisés, sa rigueur et son accompagnement bienveillant. Son encadrement a grandement enrichi ce travail.*

*Je remercie vivement Monsieur **Sahraoui Khaled** pour ses conseils avisés et le partage de son expérience, qui m'ont été d'une grande aide dans ce travail et le seront sans doute dans mon parcours futur.*

Je remercie également l'ensemble des enseignants que j'ai eu la chance de côtoyer tout au long de mes années d'études. Chacun d'entre vous a contribué à ma formation, non seulement académique, mais aussi humaine.

Enfin, j'adresse ma reconnaissance à toutes les personnes qui m'ont aidé de près ou de loin, par un conseil, un mot d'encouragement, une information utile ou tout simplement par leur présence.

À vous tous, merci du fond du cœur.

Résumé

La pratique moderne de l'obstétrique et de la médecine fœtale connaît une évolution continue des approches de surveillance de l'état fœtal, cependant les techniques dominantes comme la surveillance électronique continue et l'échographie nécessitent une hospitalisation prolongée et une intervention médicale intensive. Ces contraintes cliniques pèsent sur les systèmes de santé et limitent la prestation de soins complets pour les grossesses à haut risque.

Le système "Actimètre Fœtus" présente une solution intégrée basée sur l'ingénierie avancée des systèmes embarqués. Il comprend une unité de capteurs portables contenant un accéléromètre triaxial haute précision, magnétomètre 3D, et unité Doppler ultrasonique basse consommation, complétée par une montre connectée comme interface interactive.

L'architecture technique repose sur un microcontrôleur STM32 haute performance pour le traitement numérique temps réel avec algorithmes de filtrage avancés pour améliorer la qualité du signal. Les données transmettent via Bluetooth Low Energy vers un centre centralisé équipé de systèmes d'affichage et de stockage de données médicales. La fiabilité fut vérifiée par simulation MATLAB complète garantissant la collecte et transmission précises des paramètres cliniques vitaux.

Le système cible les grossesses à haut risque, collectant les données vitales avec haute précision et les transmettant en temps réel aux équipes médicales spécialisées. Le système permet aux médecins et au personnel médical d'effectuer une surveillance continue à distance et de prendre des décisions cliniques appropriées basées sur les données transmises. Économiquement, le système réalise une amélioration significative de l'efficacité des ressources en permettant une surveillance domiciliaire sécurisée et réduisant la durée de séjour hospitalier. Il représente un modèle avancé de médecine numérique connectée avec potentiel d'intégration future aux plateformes de santé électronique.

Abstract

Modern obstetric and fetal medicine practices witness continuous evolution in fetal condition monitoring approaches, yet prevailing techniques such as continuous electronic monitoring and ultrasound examination require prolonged hospitalization and intensive medical intervention. These clinical constraints burden healthcare systems and limit comprehensive care delivery for high-risk pregnancies.

The "Actimètre Fœtus" system presents an integrated solution based on advanced embedded systems engineering. It comprises a wearable sensor unit containing high-accuracy triaxial accelerometer, 3D magnetometer, and low-power ultrasonic Doppler unit, complemented by a smartwatch functioning as an interactive interface.

The technical architecture employs a high-performance STM32 microcontroller for real-time digital signal processing with advanced filtering algorithms to enhance signal quality. Data transmits via Bluetooth Low Energy to a centralized monitoring center equipped with medical data display and storage systems. System reliability was verified through comprehensive MATLAB simulation ensuring accurate collection and transmission of vital clinical parameters.

The system targets high-risk pregnancies, collecting vital data with high precision and transmitting it in real-time to specialized medical teams. The system enables physicians and medical staff to conduct continuous remote monitoring and make appropriate clinical decisions based on transmitted data. Economically, the system achieves significant healthcare resource efficiency by enabling safe home monitoring and reducing hospital stay duration. It represents an advanced connected digital medicine model with future integration potential for electronic health platforms.

يشهد اختصاص طبّ الأم والجنين تطوّرًا متسارعًا في وسائل متابعة وضع الجنين، غير أنّ الأساليب الشائعة – مثل المراقبة الإلكترونية المتواصلة والتصوير بالأموح فوق الصوتية – تفرض بقاءً طويلًا في المستشفى وتدخّلًا طبيًا مكثّفًا، وهو ما يُثقل كاهل المنظومات الصحيّة ويحدّ من قدرة تقديم رعاية شاملة للحوامل الأكثر عُرضة للمخاطر. يقدّم نظام «مقياس نشاط الجنين» حلًّا تقنيًا متكاملًا قائمًا على هندسة الأنظمة المدمجة المتقدمة. يتكوّن من وحدة استشعار قابلة للارتداء تضمّ مُسرّعًا ثلاثي المحاور، ومقياس مغناطيسيّة ثلاثي الأبعاد، ووحدة دوبلر فوق صوتية منخفضة الاستهلاك، وتستكمل بساعة ذكيّة كواجهة تفاعليّة. يعتمد التصميم على متحكّم (STM32) عالي الأداء لمعالجة الإشارات رقميًّا في الزمن الحقيقي، مع تطبيق خوارزميات ترشيح متقدمة لتحسين جودة الإشارة. تُنقل البيانات عبر (Bluetooth Low Energy) إلى مركز مراقبة مجهّز بواجهات عرض وحفّظ للبيانات الطبيّة. وقد جرى التحقق من موثوقية النظام بمحاكاة شاملة في (MATLAB) لضمان دقّة التقاط المعايير السريرية الحيوية وإرسالها. يستهدف النظام الحوامل ذوات الخطورة المرتفعة، إذ يجمع المؤشرات الحيويّة بدقّة ويرسلها في الزمن الحقيقي إلى الفريق الطّبيّ المختص، مما يتيح مراقبةً مستمرةً عن بُعد واتخاذ قراراتٍ سريريّة. اقتصاديًّا، يُحسّن هذا الحل كفاءة الموارد الصحيّة بتمكين المراقبة المنزلية الآمنة وتقليل مدد الإقامة الاستشفائية، فيمثّل نموذجًا متقدمًا للطب الرقمي المتّصل مع قابلية التكامل مستقبلاً مع منصّات الصّحة الإلكترونيّة.

Table des matières

<i>Dédicace</i>	I
<i>Remerciements</i>	II
Résumé	III
Introduction générale	1
Chapitre 1 : Généralités sur les mouvements fœtaux et la surveillance prénatale	4
I.1 Introduction :	4
I.2. Chronologie des mouvements fœtaux pendant la gestation	4
I.3. Classification des mouvements fœtaux	6
I.4. Compte des mouvements actifs fœtaux : méthode de Boog et applications contemporaines	7
I.4.1 Principes du comptage.....	7
I.4.2 Indications et modalités de suivi	8
I.4.3 Évolution selon l'âge gestationnel.....	8
I.5. Facteurs influençant la variation des mouvements actifs fœtaux (MAF).....	9
I.5.1. Facteurs externes et perception maternelle :.....	9
I.5.2. Facteurs maternels influençant les mouvements actifs fœtaux (MAF)	10
I.6. L'évaluation de l'état du fœtus :	11
I.6.1. Mouvements respiratoires fœtaux :	11
I.6.2. Mouvements globaux actifs.....	11
I.6.3. Comportement fœtal.....	12
Les références	14
CHAPITRE II : Les ultrasons et l'effet doppler : principe et fonctionnement	15
II. Les ultrasons :	15
II.1. Introduction :	15
II.2 Éléments de base de la physique acoustique	16
II.2.1 Définition des ultrasons.....	16
II.2.2 Nature de l'onde ultrasonore :.....	16
II.2.3. La vitesse et l'accélération du mouvement vibratoire.....	17
II.3. Caractéristiques d'une onde ultrasonore.....	18
II.3.1. Domaine temporel : fréquence (f) et période (T)	18
II.3.2. Domaine spatial : longueur d'onde (λ) :	20
II.3.3. Célérité (c) :.....	20
II.3.4. L'impédance acoustique (Z) :.....	21
II.3.5. Pression acoustique, intensité acoustique et décibels (dB) :	22
II.4 Interactions des ultrasons avec les milieux Biologiques :	24
II.4.1 Les conditions de pénétration des Ultrasons :.....	24
II.5. Production d'ultrasons :	25

II.5.1 L'Effet Piézoélectrique	25
II.5.2. Définition et Origine Terminologique.....	25
II.6. Vélométrie Doppler.....	27
II.6.1. Introduction :	27
II.6.2. Principe de l'Effet doppler	28
II.6.3. Méthodes d'Acquisition Doppler	30
II.7. Conclusion :	37
Les références :	39
CHAPITRE 3 : L'échographie	41
III.1 Histoire de l'échographie.....	41
III.2 Principe de l'échographie	41
III.3. Les différents modes en échographie.....	42
III.3.1. Le mode A (modulation d'Amplitude)	42
III.3.2. Le mode B (modulation de Brillance)	43
III.3.3 Le mode M (Mouvement) et maintenant le mode TM (Time Motion).....	43
III.3.4. L'imagerie bidimensionnelle en mode B ou mode BD	44
III.3.5 Le temps réel.....	44
III.3.6. L'imagerie tridimensionnelle (3D)	45
III.4. Les échographes.....	45
III.5. Formation de l'image échographique	46
III.5.1. Amplification, démodulation et redressement :	48
III.5.2. Numérisation :	48
III.5.3 Traitement de l'image :	48
III.6. Les sondes.....	50
III.7. Avantages de l'échographie :	52
III.8. Limites de l'échographie :	52
a) Limites techniques :	52
b) Limites liées au patient :	52
c) Limites liées à l'opérateur :	52
III.9. Conclusion :	53
Les références :	53
Chapitre 4 : Simulation des mouvements de la mère et du fœtus via l'actimètre.....	55
IV .1. Introduction.....	55
Défis et contexte scientifique.....	55
Objectifs de la recherche.....	55
Importance clinique et perspectives.....	56
IV.2 Description du système actimètre_ fœtus	56
IV.2.1 Composition du dispositif.....	57

IV .2.2 Principe de fonctionnement	58
IV.2.3 Architecture du système :	59
IV.2.4 Flux des données dans le système	61
IV .3 Fonctionnement du dispositif en télémédecine.....	61
IV.4 Application clinique : apport des techniques Doppler.....	62
IV.5. Profils dynamiques des mouvements materno-fœtaux (données simulées)	63
D) Un déplacement en Zig-Zag aller/retour avec une pause intermédiaire.....	67
IV.6 Discussion.....	70
IV.7 Conclusion	71
Références :.....	72
Conclusion Générale	73
Les références :.....	74

Liste des Figures

- Figure I.1 : Exemples de mouvements fœtaux en noir et blanc
- Figure I.2 : Exemples de mouvements fœtaux en couleur
- Figure II.1 : Représentation de l'onde ultrasonore
- Figure II.2 : Propagation linéaire d'une onde ultrasonore
- Figure II.3 : Relation fréquence/longueur d'onde
- Figure II.4 : Effet piézoélectrique
- Figure II.5 : Types de piézoélectricité
- Figure II.6 : Effet Doppler (source mobile)
- Figure II.7 : Principe Doppler (vaisseau sanguin)
- Figure II.8 : Doppler continu
- Figure II.9 : Traitement du signal Doppler
- Figure II.10 : Doppler pulsé
- Figure II.11 : Fréquence de répétition (PRF)
- Figure II.12 : Système duplex
- Figure II.13 : Doppler couleur
- Figure III.1 : Mode A
- Figure III.2 : Mode B
- Figure III.3 : Mode TM (Time Motion)
- Figure III.4 : Imagerie 2D en mode B
- Figure III.5 : Temps réel
- Figure III.6 : Échographie 3D
- Figure III.7 : Échographe et sondes
- Figure III.8 : Constitution de l'image échographique
- Figure III.9 : Démodulation du signal
- Figure III.10 : Réglage du gain
- Figure III.11 : Compression logarithmique
- Figure III.12 : Étapes de formation de l'image
- Figure III.13 : Sonde sectorielle
- Figure III.14 : Sonde linéaire
- Figure III.15 : Sonde convexe
- Figure IV.1 : Accéléromètre tri-axes
- Figure IV.2 : Magnétomètre 3D
- Figure IV.3 : Capteur à ultrasons
- Figure IV.4 : Flux de données (diagramme séquence)
- Figure IV.5 : Protocole d'urgence
- Figure IV.6 : Microcontrôleur STM32
- Figure IV.7 : Architecture du système
- Figure IV.8 à IV.22 : Profils dynamiques des mouvements materno-fœtaux

Liste des Tableaux

Tableau II.1 : Applications médicales des fréquences ultrasonores

Tableau II.2 : Relation fréquence/longueur d'onde

Tableau II.3 : Célérité du son dans l'air

Tableau II.4 : Célérité en fonction du milieu

Tableau II.5 : Propriétés acoustiques des milieux biologiques

Tableau II.6 : Avantages/limites du Doppler continu

Tableau II.7 : Avantages/inconvénients du Doppler pulsé

Liste des Abréviations

SA : Semaines d'Aménorrhée

RCIU : Retard de Croissance Intra-Utérin

CTG : Cardiotocographie

RCF : Rythme Cardiaque Fœtal

ERCF : Enregistrement du Rythme Cardiaque Fœtal

US : Ultrasons

MHz : Mégahertz

PRF : Fréquence de Répétition des Impulsions

TDI : Imagerie Doppler Tissulaire

EEG : Électroencéphalogramme

MEMS : Microsystèmes Électromécaniques

BLE : Bluetooth Low Energy

ADC : Convertisseur Analogique-Numérique

DICOM : Digital Imaging and Communications in Medicine

Liste des Termes Techniques

Actimètre_fœtus

Dispositif multi-capteurs pour la surveillance des mouvements fœtaux et maternels, combinant accéléromètres, magnétomètres et capteurs ultrasonores.

Effet Doppler

Phénomène physique caractérisé par la modification de la fréquence d'une onde (ultrasonore, lumineuse, etc.) lors d'un mouvement relatif entre la source et l'observateur. Appliqué en médecine pour mesurer la vitesse des flux sanguins.

Piézoélectricité

Propriété de certains matériaux (cristaux, céramiques) à générer un champ électrique en réponse à une contrainte mécanique (effet direct), ou à se déformer sous l'effet d'un champ électrique (effet inverse). Base technologique des sondes échographiques.

Télémédecine

Pratique médicale à distance utilisant les technologies de communication pour assurer des diagnostics, suivis ou interventions, notamment via la transmission de données physiologiques en temps réel.

Échogénicité

Capacité d'un tissu biologique à réfléchir les ultrasons en échographie. Se manifeste par des nuances de gris à l'écran : hyperéchogène (clair), hypoéchogène (sombre), anéchogène (noir).

Aliasing

Artéfact en Doppler pulsé résultant d'un sous-échantillonnage, où les vitesses élevées apparaissent faussement inversées ou erronées sur le spectre. Lié au dépassement de la limite de Nyquist ($PRF/2$).

RCIU (Retard de Croissance Intra-Utérin)

Pathologie caractérisée par un développement fœtal insuffisant par rapport à l'âge gestationnel, détectable via une réduction des mouvements fœtaux et des anomalies Doppler.

PRF (Pulse Repetition Frequency)

Fréquence de répétition des impulsions ultrasonores en Doppler pulsé. Détermine la profondeur maximale d'exploration et la vitesse mesurable sans aliasing.

Bande passante

Plage de fréquences qu'un capteur ou système peut traiter efficacement. Pour les sondes échographiques, une large bande passante améliore la résolution spatiale et la pénétration.

Liste des Symboles

f : Fréquence (Hz)

λ : Longueur d'onde (m)

c : Célérité (m/s)

Z : Impédance acoustique (Rayls)

ρ : Masse volumique (kg/m³)

α : Coefficient d'atténuation (dB/cm)

ΔF : Décalage Doppler (Hz)

θ : Angle Doppler (degrés)

V : Vitesse du flux sanguin (m/s)

T : Période (s)

Introduction générale

La surveillance du bien-être fœtal constitue un enjeu majeur du suivi prénatal, tant pour la détection précoce des anomalies que pour l'optimisation de la prise en charge obstétricale. Parmi les nombreux paramètres physiologiques observés au cours de la grossesse, les mouvements fœtaux jouent un rôle fondamental en tant qu'indicateurs du développement neurologique, de la vitalité et de l'état de santé global du fœtus. Leur apparition précoce dès les premières semaines de gestation, ainsi que leur évolution tout au long de la grossesse, fournissent des informations précieuses, notamment dans le contexte de pathologies telles que le retard de croissance intra-utérin (RCIU) ou la souffrance fœtale aiguë.

Historiquement, l'observation des mouvements fœtaux a d'abord reposé sur des méthodes simples et peu invasives, telles que l'auscultation ou la perception maternelle des mouvements. Ces approches, bien que subjectives et limitées, ont constitué les premières étapes d'une surveillance prénatale qui s'est profondément transformée au fil des décennies. L'introduction de l'échographie en temps réel a marqué une révolution dans ce domaine : cette technique non invasive permet non seulement de visualiser le fœtus de manière continue, mais aussi de quantifier ses mouvements, ses rythmes respiratoires et son activité cardiaque. L'ajout de l'effet Doppler a permis d'aller plus loin encore, en offrant une évaluation détaillée du flux sanguin fœto-placentaire et en améliorant le pronostic périnatal.

Cependant, malgré les progrès notables de l'imagerie médicale, les techniques actuelles présentent certaines limites. Leur coût élevé, leur dépendance à la disponibilité du personnel médical et leur caractère ponctuel limitent leur application dans le cadre d'une surveillance prolongée et continue. Dans de nombreux contextes cliniques, notamment ceux à ressources limitées, ces contraintes freinent l'accès à une évaluation rigoureuse et régulière du bien-être fœtal.

Face à ces enjeux, de nouvelles approches technologiques émergent, visant à rendre la surveillance fœtale plus accessible, automatisée et fiable. Parmi elles, le développement de dispositifs multi-capteurs intégrés à des Holters, combinés à des accéléromètres, ouvre de nouvelles perspectives. Ces systèmes permettent de capter et de différencier les mouvements fœtaux réels des artefacts liés aux mouvements maternels, tout en analysant simultanément divers paramètres physiologiques tels que le rythme cardiaque, les mouvements respiratoires et l'activité corporelle globale du fœtus. Grâce aux avancées en traitement du signal, en intelligence artificielle et en

génie biomédical, ces dispositifs offrent une solution de surveillance continue, non invasive, et potentiellement utilisable à domicile, réduisant ainsi la nécessité d'une intervention médicale constante.

Ainsi, dans un contexte où la demande pour une surveillance prénatale fiable, longue durée et accessible ne cesse de croître, la recherche et le développement de systèmes automatisés d'analyse des mouvements fœtaux apparaissent comme une réponse innovante et prometteuse. Le présent travail s'inscrit dans cette dynamique, en explorant les bases scientifiques, technologiques et cliniques nécessaires à la conception et à l'évaluation d'un tel système.

Chapitre 1

Généralités sur les mouvements fœtaux et la surveillance prénatale

Chapitre 1 : Généralités sur les mouvements fœtaux et la surveillance prénatale

I.1 Introduction :

Les mouvements fœtaux sont des indicateurs cruciaux du développement neurologique et du bien-être général du fœtus. Apparents dès les premières semaines de gestation, ils permettent de surveiller la vitalité fœtale et d'identifier précocement d'éventuelles anomalies. Une diminution ou une absence notable de ces mouvements peut refléter des troubles, tels qu'un retard de croissance intra-utérin (RCIU) ou une souffrance aiguë, nécessitant une intervention immédiate.

Historiquement, la surveillance prénatale a évolué d'approches rudimentaires, comme l'auscultation intermittente, à des techniques plus sophistiquées telles que la cardiotocographie (CTG), introduite dans les années 1960. La CTG a permis un suivi systématique du rythme cardiaque fœtal (RCF) et des contractions utérines, améliorant considérablement l'évaluation des conditions intra-utérines. En France, cette technologie est devenue prédominante, avec une utilisation estimée à 99 % des cas dès 1989. Plus récemment, le télé monitoring a été intégré, permettant aux femmes enceintes d'enregistrer et de transmettre en temps réel les données du RCF aux professionnels de santé, ce qui améliore la flexibilité et la réactivité des soins.

Les études sur les mouvements fœtaux ont permis de mieux comprendre leur rôle dans l'évaluation du bien-être fœtal. Ces mouvements incluent les activités générales du corps, les mouvements des membres, les mouvements pseudo-respiratoires et les réactions à des stimuli. Leur observation est facilitée par des technologies modernes comme l'échographie et l'effet Doppler. L'échographie permet une visualisation précise des activités fœtales, tandis que le Doppler offre une analyse quantitative et qualitative des flux sanguins et des mouvements.

Malgré ces avancées, certaines limitations subsistent, notamment dans la différenciation des types de mouvements et la gestion des artefacts liés aux activités maternelles. Ces défis soulignent la nécessité de développer des systèmes automatisés capables de fournir une surveillance continue, précise et non invasive, tout en réduisant la charge de travail des professionnels de santé.

I.2. Chronologie des mouvements fœtaux pendant la gestation

L'étude des mouvements fœtaux est ancienne et témoigne de l'intérêt constant que les sociétés humaines ont porté à la vie intra-utérine. Déjà au IV^e siècle avant notre ère, Hippocrate évoquait l'apparition des premiers mouvements fœtaux entre 70 et 90 jours après la conception. Plus tard, au XVI^e siècle, Ambroise Paré affirmait qu'un fœtus immobile était probablement décédé, soulignant ainsi l'importance clinique accordée à ces mouvements pour évaluer la vitalité fœtale. Aujourd'hui, grâce aux progrès de l'imagerie, notamment l'échographie en temps réel, il est possible d'observer de manière fine et précise les mouvements du fœtus dès les premières semaines de gestation. Ces mouvements, loin d'être aléatoires, s'inscrivent dans un développement chronologique bien défini, qui reflète la maturation progressive du système nerveux central et du système musculo-squelettique.

Les premiers mouvements d'ondulation apparaissent dès la 7^e semaine d'aménorrhée (SA), témoignant de l'activation des circuits moteurs primitifs et des premières contractions musculaires. À 8 SA, le fœtus effectue des secousses rapides et irrégulières du tronc et de la nuque, bien qu'elles ne provoquent pas encore de changement de position. Une semaine plus tard, à 9 SA, on observe des flexions et extensions vigoureuses de la tête et du tronc, permettant au fœtus de se mouvoir librement dans l'environnement utérin. Ces mouvements, bien qu'encore non coordonnés, marquent les débuts d'une activité motrice autonome.

À partir de 13-14 SA, les mouvements gagnent en précision : le fœtus peut ouvrir et fermer les mains, croiser les jambes, et effectuer ses premières déglutitions, accompagnées des prémices de mouvements respiratoires. À 15 SA, la coordination neuromusculaire s'affine davantage, comme en témoigne la capacité du fœtus à sucer son pouce. Vers 16 SA, les mains explorent activement la cavité utérine, signalant un développement de la perception tactile. Entre 18 et 19 SA, le fœtus parvient à synchroniser pour la première fois les mouvements de respiration et de déglutition, tout en explorant son propre corps. Cette évolution progressive traduit une sophistication croissante des fonctions neurologiques.

Les semaines suivantes sont marquées par l'apparition de mouvements de plus en plus complexes. Vers 20-21 SA, le fœtus bouge ses paupières, sa bouche et ses doigts, tandis qu'à 22 SA apparaissent les premiers épisodes de hoquet, signes d'un diaphragme fonctionnel. Entre 24 et 25 SA, le fœtus réagit aux stimuli mécaniques extérieurs en tournant la tête, et entre 26 et 28 SA, il manifeste une sensibilité aux stimuli sonores, auxquels il répond par des sursauts ou des mouvements ciblés. À ce stade, les MAF (mouvements actifs fœtaux) deviennent de véritables marqueurs d'un développement neurologique avancé.

La maturation des mouvements respiratoires suit également une chronologie bien établie, étudiée notamment par Trudinger. Entre 20 et 24 SA, les respirations sont encore rapides, incoordonnées et brèves, avec des bouffées de 4 à 10 mouvements respiratoires. À partir de 28 SA, ces mouvements deviennent plus amples et réguliers. Entre 30 et 34 SA, on observe une respiration haletante, caractérisée par plusieurs efforts inspiratoires suivis d'une expiration. Enfin, après 36 SA, la respiration devient plus lente, régulière et mature, alternant phases inspiratoires et expiratoires équilibrées. À terme (39-40 SA), le fœtus présente une respiration périodique stable, qui témoigne d'un contrôle neurologique complet et fonctionnel.

Parallèlement, les mouvements globaux du fœtus révèlent également un schéma d'alternance entre phases d'activité et de repos. Ces cycles d'activité sont influencés par la maturation du système nerveux central et par la croissance du fœtus. Les périodes d'inactivité, correspondant aux phases de sommeil, dépassent rarement 35 minutes en fin de grossesse. Leur allongement progressif est dû à la diminution du volume du liquide amniotique et à l'augmentation de la densité du tissu fœtal. Les types de mouvements observés au troisième trimestre incluent de grands mouvements corporels pouvant durer plusieurs minutes, des coups de pied suffisamment puissants pour mobiliser le fœtus, et des épisodes fréquents de hoquet.

Enfin, l'importance clinique de l'observation des mouvements fœtaux ne saurait être sous-estimée. L'absence prolongée de mouvements respiratoires fœtaux, par exemple, est un indicateur fort de souffrance fœtale chronique. Toutefois, il est essentiel de noter

que des périodes d'apnée prolongée peuvent être physiologiquement normales, notamment si elles ne dépassent pas 6 secondes entre deux mouvements respiratoires consécutifs (Patrick, 1980). C'est pourquoi l'analyse des mouvements fœtaux, dans toutes leurs dimensions (globale, respiratoire, tactile, réflexive), est aujourd'hui intégrée aux scores d'évaluation prénatale tels que le score de Manning, renforçant leur valeur diagnostique.

Ainsi, l'étude chronologique des mouvements fœtaux constitue un outil de surveillance clinique essentiel. Elle permet non seulement de suivre la progression du développement fœtal, mais aussi de détecter précocement des troubles du développement ou des états de souffrance, contribuant ainsi à une meilleure prise en charge obstétricale.

I.3. Classification des mouvements fœtaux

La diversité des mouvements fœtaux observables au cours de la grossesse a conduit plusieurs chercheurs à en proposer une classification, dans le but de mieux comprendre leur nature et leur valeur diagnostique. En 1976, Timor-Tritsch et ses collaborateurs ont conduit une étude fondatrice sur ce sujet. En utilisant une méthode tocodynamométrique, ils ont analysé la rigidité de la paroi abdominale chez des femmes enceintes de moins de 26 semaines d'aménorrhée (SA), afin de détecter et caractériser les mouvements actifs du fœtus.

Leurs observations ont permis d'établir une typologie regroupant les mouvements fœtaux en quatre grandes catégories :

Les mouvements d'ensemble : ils correspondent à des rotations ou à des déplacements du corps entier du fœtus. Ce sont les mouvements les plus amples, impliquant une mobilisation globale du tronc et des membres, souvent perceptibles par la mère lorsque la paroi abdominale est suffisamment souple.

Les mouvements simples : plus localisés, ils se traduisent par de petits déplacements visibles à la surface de l'abdomen. Ces mouvements sont généralement dus à l'activité des extrémités (mains, pieds) du fœtus, provoquant des poussées ponctuelles contre la paroi utérine.

Les mouvements rapides : assimilés à des "coups de pied", ils peuvent être isolés ou répétés. Leur intensité variable traduit une activation brusque de certains groupes musculaires. Ils sont parfois associés à des phénomènes comme le hoquet, provoqué par une contraction soudaine du diaphragme.

Les mouvements respiratoires : caractérisés par leur rythme soutenu (entre 30 et 90 par minute), ils impliquent des élévations et abaissements réguliers de la cage thoracique et de l'abdomen. Bien qu'ils ne soient pas liés à une fonction respiratoire réelle in utero, ces mouvements témoignent de la maturation neurologique et diaphragmatique du fœtus.

Cette classification, bien que fondée sur des observations relativement précoces dans la gestation, demeure aujourd'hui encore une référence utile pour décrire la richesse et la variabilité de l'activité motrice fœtale. Elle contribue à affiner l'évaluation clinique du bien-être fœtal, en permettant de distinguer des types de mouvements normaux de ceux pouvant être altérés en cas de souffrance ou de pathologie développementale.



Figure I.1 : Exemples de mouvements fœtaux en noir et blanc

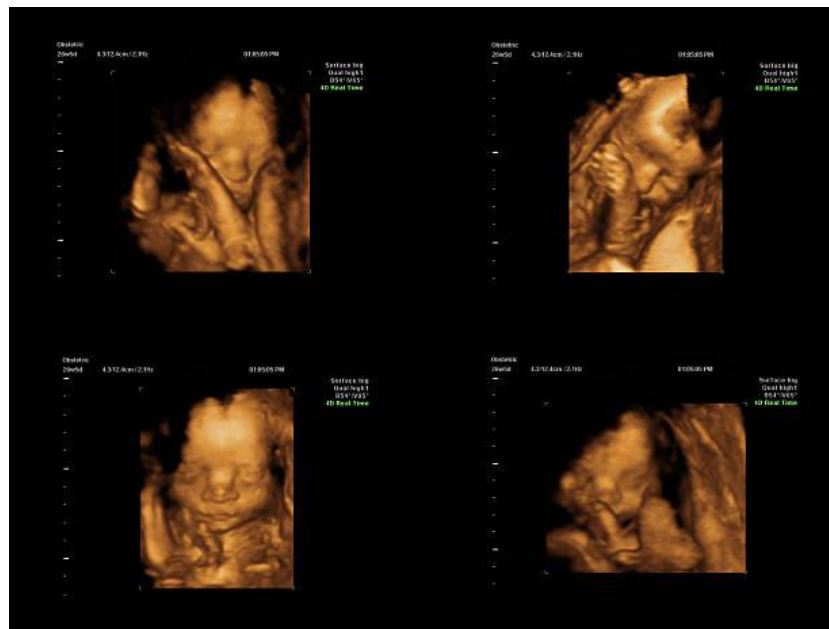


Figure I.2 : Exemples de mouvements fœtaux en couleur.

I.4. Compte des mouvements actifs fœtaux : méthode de Boog et applications contemporaines

Le comptage des mouvements actifs fœtaux, connu sous le nom de méthode de Boog, constitue une technique simple, non invasive et précieuse de surveillance du **bien-être fœtal** au cours de la grossesse. Il repose sur l'auto-perception maternelle des mouvements du fœtus, perçus à travers la paroi abdominale, et leur enregistrement dans des conditions calmes, de préférence après un repas ou en soirée, périodes où l'activité fœtale est généralement accrue.

I.4.1 Principes du comptage

Selon la méthode classique, il est attendu que la mère perçoive au moins dix mouvements en deux heures. Une absence ou une diminution significative de ces mouvements (par exemple, moins de 10 mouvements en 5 heures) constitue un **signal**

d'alerte nécessitant une évaluation médicale urgente, en particulier dans le contexte d'une grossesse à risque.

I.4.2 Indications et modalités de suivi

Le décompte des mouvements fœtaux (**DMF**) est fortement recommandé dans les contextes suivants :

Diabète préexistant ou gestationnel sous insuline ;

Hypertension artérielle ;

Retard de croissance intra-utérin (RCIU) ;

Décollement placentaire ;

Antécédent de mort fœtale in utero ;

Malformations fœtales ;

Toute perception maternelle d'une diminution de l'activité fœtale.

La procédure consiste à compter quotidiennement les mouvements à partir de 26 semaines d'aménorrhée, dans une position confortable (semi-assise ou couchée sur le côté gauche), durant une période calme et sans distraction. Les centres hospitaliers recommandent généralement de compter 6 mouvements sur une période maximale de 2 heures. Si ces 6 mouvements sont perçus avant la fin du délai, l'observation peut être interrompue ; dans le cas contraire, une consultation doit être envisagée.

Dans certaines situations cliniques, le comptage est structuré, effectué deux à trois fois par jour pendant 30 minutes, avec tenue d'une courbe de mobilité fœtale, parfois complétée par un enregistrement du rythme cardiaque fœtal (RCF).

I.4.3 Évolution selon l'âge gestationnel

Boog (1987) a démontré que la fréquence des mouvements fœtaux varie en fonction de l'âge gestationnel, avec un **pic autour de 32 SA** suivi d'une diminution progressive :

20 SA : environ 200 mouvements/jour ;

32 SA : pic à environ 575 mouvements ;

Terme : diminution à environ 280 mouvements.

Cette évolution traduit une maturation progressive du système neuromusculaire et une réduction de l'espace intra-utérin à mesure que le fœtus grandit.

I.4.4 Vers une surveillance connectée : le télémonitoring fœtal

Dans le cadre des avancées en télémédecine périnatale, le télémonitoring fœtal émerge comme une alternative prometteuse pour le suivi à distance des grossesses à risque. Cette méthode permet d'enregistrer en temps réel le rythme cardiaque fœtal ainsi que les contractions utérines, et de transmettre ces données à une équipe médicale pour analyse.

Le système repose sur l'utilisation de capteurs ultrasonores fixés sur l'abdomen maternel, reliés à un dispositif Doppler pulsé multivoies, capable de capter des signaux Doppler à différentes profondeurs utérines. Ces signaux sont ensuite traités afin d'extraire des paramètres physiologiques tels que :

L'activité cardiaque fœtale ;

Les mouvements respiratoires simulés ;
Les mouvements des membres et du tronc ;
La réponse à certains stimuli.

Le but est d'identifier précocement toute anomalie susceptible de traduire une souffrance fœtale. À terme, le projet vise la mise au point d'un système portable miniaturisé, de type montre pulsée, pour un monitoring ambulatoire personnalisé.

Dans le cadre de ce travail, l'accent a été mis sur la détection de l'activité fœtale par simulation, en utilisant l'outil MATLAB, ainsi qu'une base de données (Dataset) simulant les signaux captés par accéléromètre et magnétomètre. Cette première étape constitue une ébauche vers un système complet de télémonitoring, capable d'intégrer les signaux d'activité fœtale avec ceux de la mère, et d'ouvrir la voie à des applications cliniques avancées.

I.5. Facteurs influençant la variation des mouvements actifs fœtaux (MAF)

L'intensité, la fréquence et la perception des mouvements actifs fœtaux sont modulées par divers facteurs, externes ou propres à la mère et au fœtus. Ces variations sont souvent physiologiques, mais une attention particulière doit être portée à toute modification brutale, qui peut indiquer une souffrance fœtale.

I.5.1. Facteurs externes et perception maternelle :

Perception maternelle :

La perception des MAF dépend de plusieurs paramètres :

- **Parité** : les femmes multipares détectent les mouvements plus précocement, entre 18 et 20 semaines d'aménorrhée (SA).
- **Âge gestationnel** : la fréquence perçue atteint un pic entre 29 et 38 SA, puis diminue légèrement à terme.
- **Position maternelle** : la perception est accrue en position allongée.
- **Facteurs individuels** : l'âge de la mère et son état émotionnel influencent la sensibilité à ces mouvements.

En revanche, la position du placenta (antérieure ou postérieure) et le poids maternel n'ont pas d'impact significatif.

Stimuli externes :

Certains stimuli environnementaux peuvent moduler l'activité motrice fœtale :

- **Stimuli sonores et tactiles** : ils peuvent provoquer une augmentation transitoire de l'activité motrice.
- **Ultrasons** : une exposition aux ultrasons augmente temporairement la motricité fœtale.
- **Stimuli lumineux** : les fœtus ne réagissent pas aux stimuli lumineux à travers la paroi abdominale.
- **Contractions utérines** : en début de travail, elles peuvent stimuler l'activité motrice, mais lorsqu'elles deviennent intenses, une diminution de cette activité est observée.

Des interventions comme l'amniocentèse peuvent également augmenter les mouvements.

Facteurs propres au fœtus :

Le fœtus présente dès 20 SA une rythmicité circadienne de son activité :

Alternance entre périodes de mouvement et de repos.

Pics d'activité entre **21 h et 1 h** du matin, et autour de **7 h**.

Les mouvements respiratoires et globaux sont plus fréquents l'après-midi que le matin.

Ces fluctuations semblent corrélées aux sécrétions maternelles de cortisol, et disparaissent après la naissance.

I.5.2. Facteurs maternels influençant les mouvements actifs fœtaux (MAF)

Les mouvements actifs fœtaux peuvent être modifiés par des facteurs d'origine comportementale ou biologique chez la mère. Ces influences peuvent être transitoires ou durables, et doivent être prises en compte lors de l'interprétation des variations de l'activité fœtale.

I.5.2.1 Facteurs comportementaux

Les émotions et l'état psychologique maternels ont un effet direct sur l'activité du fœtus :

Des chocs émotionnels intenses (deuil, maladie grave) peuvent induire une augmentation brutale et marquée des mouvements fœtaux, parfois perçus comme douloureux par la mère (Sontag, 1965).

Le stress chronique est également associé à une élévation importante de la fréquence des mouvements, pouvant atteindre jusqu'à dix fois le niveau habituel.

La fatigue maternelle, les changements de position, ou une activité physique modérée sont autant de facteurs susceptibles de stimuler l'activité motrice fœtale.

I.5.2.2 Facteurs biologiques

Plusieurs substances ou états physiologiques influencent la motricité fœtale :

- **Alcool** : supprime les mouvements respiratoires pendant 30 minutes, puis réduit globalement l'activité motrice pendant environ 3 heures.
- **Tabac** : ses effets sont contradictoires ; la nicotine peut stimuler les mouvements, mais le tabagisme chronique tend à les diminuer.
- **Médicaments sédatifs** (barbituriques, benzodiazépines) : entraînent une diminution de l'activité motrice par dépression du système nerveux central.
- **Alimentation** : Les mouvements diminuent pendant le repas, puis augmentent 30 minutes après ingestion de glucose.

L'activité respiratoire suit une évolution similaire.

- L'**hypoglycémie**, en revanche, peut induire des épisodes d'apnée fœtale (Boddy & Dawes, 1975).
- **Corticoïdes** : réduisent l'activité motrice pendant 2 à 4 jours après injection.
- **Troubles métaboliques maternels** :
 - **Hypoxie** et **acidose** : réduisent ou suppriment les mouvements, notamment respiratoires.
 - **Hypercapnie** (excès de CO₂) : stimule l'activité.
 - **Hyperoxie** : n'a aucun effet notable sur les mouvements fœtaux.

I.6. L'évaluation de l'état du fœtus :

I.6.1. Mouvements respiratoires fœtaux :

Les mouvements respiratoires fœtaux (MRF) apparaissent dès la 11^e semaine d'aménorrhée (SA). Ils jouent un rôle essentiel dans l'évaluation de la maturation neurologique et de l'état de santé du fœtus.

➤ **Caractéristiques des mouvements**

Ils sont généralement rapides, superficiels, et réalisés à glotte fermée, sans modification du volume thoracique global ni déplacement intra-utérin.

Leur durée moyenne est comprise entre 0,4 et 1,2 secondes, et ils s'organisent en épisodes de 20 à 60 minutes, entrecoupés de périodes d'apnée :

- Apnées irrégulières jusqu'à 20 SA.
- Apnées plus régulières à partir de 30 SA.

➤ **Évolution selon l'âge gestationnel**

Avant 30 SA : mouvements irréguliers et incoordonnés, parfois en bouffées rapides (4 à 10 respirations).

Entre 28 et 34 SA :

Apparition d'épisodes plus amples (28–30 SA),

Respiration dite haletante (30–34 SA), avec plusieurs inspirations (2 à 5) suivies d'une phase expiratoire.

À terme : respiration plus lente, régulière, traduisant une maturation du système nerveux central.

➤ **Rythmicité et facteurs influents**

Les MRF disparaissent pendant le sommeil profond et réapparaissent durant le sommeil paradoxal.

En fin de grossesse, ils suivent un rythme diurne, avec une activité accrue entre 4 h et 7 h du matin.

La présence de ces mouvements est un indicateur de bonne santé fœtale.

Leur absence prolongée peut signaler une souffrance fœtale chronique.

En cas d'hypoxie, la fermeture réflexe de la glotte peut être altérée, exposant à une inhalation de méconium avant l'accouchement (Manning, 1977).

Toutefois, une apnée physiologique peut durer jusqu'à 6 secondes entre deux mouvements (Patrick, 1980).

I.6.2. Mouvements globaux actifs

Les mouvements globaux actifs fœtaux englobent les mouvements simples, les gestes amples à forte intensité et les mouvements d'enroulement. Leur observation constitue un indicateur majeur du développement neurologique et moteur du fœtus (De Vries et al., 1982 ; Trudinger & Lewis, 1978).

- **Fréquence et caractéristiques**

Entre 12 et 19 SA, ces mouvements représentent environ 50 % de l'activité motrice totale (De Vries et al., 1988).

L'intervalle moyen entre deux mouvements est alors de 5 à 6 minutes, pouvant aller jusqu'à 14 minutes dans certains cas (De Vries et al., 1982).

Cette fréquence reflète le développement précoce du système nerveux central.

- **Évolution au cours de la grossesse**

De 16 à 32 SA, on observe une diminution progressive du nombre de mouvements par heure.

Cette réduction peut s'expliquer par :

Une meilleure coordination motrice liée à la maturation neurologique,

Une restriction de l'espace intra-utérin due à la croissance du fœtus.

I.6.3. Comportement fœtal

Les états comportementaux du fœtus présentent une organisation similaire à celle observée chez le nouveau-né. Leur identification repose sur les travaux de **Prechtl** et **Nijhuis**, fondés sur l'observation des mouvements corporels, oculaires, et l'analyse du rythme cardiaque fœtal (RCF).

I.6.3.1 Classification de Prechtl (nouveau-né) :

S1 : Sommeil calme – yeux fermés, respiration régulière, pas de mouvements.

S2 : Sommeil paradoxal (REM) – yeux fermés, respiration irrégulière, petits mouvements.

S3 : Veille calme – yeux ouverts, absence de mouvements.

S4 : Veille active – yeux ouverts, mouvements amples.

S5 : Pleurs – yeux ouverts ou fermés, pleurs manifestes.

Les états sont mutuellement exclusifs et décrivent les principales phases comportementales du nourrisson.

I.6.3.2 Classification de Nijhuis (fœtus) :

Basée sur le RCF, les mouvements corporels et oculaires, cette classification distingue quatre états fœtaux :

1F (sommeil calme) : Mouvements rares et brefs, yeux immobiles, RCF stable (type A), avec rares accélérations.

2F (sommeil actif) : Mouvements fréquents du corps, des extrémités et des yeux ; RCF de type B, oscillant, avec nombreuses accélérations.

3F : Mouvements corporels absents, mais mouvements oculaires présents ; RCF stable (type C), sans accélérations.

4F (éveil actif) : Activité motrice intense et continue, mouvements oculaires présents ; RCF instable (type D), avec accélérations marquées voire tachycardie.

I.6.3.3 Correspondance et développement :

Les états **1F/S1** et **2F/S2** correspondent respectivement au **sommeil calme** et au **sommeil REM** du fœtus et du nouveau-né.

L'organisation des états comportementaux est progressive au cours de la grossesse, et devient généralement bien définie après 36 SA.

Les références

1. *Fetal breathing*. Boddy, K., & Dawes, G. S. (1975). *British Medical Bulletin*, 31(1), 3–7.
2. *La méthode de comptage des mouvements fœtaux : intérêt clinique*. Boog, G. (1987). *Journal de Gynécologie Obstétrique et Biologie de la Reproduction*, 16(8), 1015–1024.
3. *La diminution des mouvements actifs fœtaux au troisième trimestre* [Mémoire de master]. Bocquet, A. (2012). École de Sage-femmes Albert Fruhinsholz, Université de Lorraine.
4. *The emergence of fetal behaviour. I. Qualitative aspects*. de Vries, J. I. P., Visser, G. H. A., & Prechtl, H. F. R. (1982). *Early Human Development*.
5. *Détection et analyse des signaux ultrasonores d'un dispositif Doppler multicapteurs pour le suivi de l'activité fœtale* [Thèse de doctorat]. Kribèche, A. (2018). Université François Rabelais.
6. *Fetal breathing movements as a reflection of fetal status*. Manning, F. A. (1977). *Postgraduate Medical Journal*, 53(625), 633–636.
7. *Are there behavioural states in the human fetus?* Nijhuis, J. G., Prechtl, H. F. R., Martin, C. B., & Bots, R. S. G. M. (1982). *Early Human Development*.
8. *Patterns of human fetal breathing during the last 10 weeks of pregnancy*. Patrick, J., Campbell, K., Carmichael, L., Natale, R., & Richardson, B. (1980). *Obstetrics & Gynecology*.
9. *The behavioural states of the newborn infant*. Prechtl, H. F. R. (1974). *Brain Research*.
10. *Implications of fetal behavior and environment for adult personalities*. Sontag, L. W. (1965). *Annals of the New York Academy of Sciences*.
11. *Fetal movements: A possible indicator of fetal well-being*. Timor-Tritsch, I. E., Dierker, L. J., Hertz, R. H., Chik, L., & Rosen, M. G. (1976). *American Journal of Obstetrics and Gynecology*.
12. *Fetal breathing movements and maternal hyperoxia*. Trudinger, B. J., & Lewis, P. J. (1978). *Obstetrics & Gynecology*.

CHAPITRE 2

Les ultrasons et l'effet doppler : principe et fonctionnement

CHAPITRE II : Les ultrasons et l'effet doppler : principe et fonctionnement

II. Les ultrasons :

II.1. Introduction :

Le principe de l'échographie repose sur l'exploration du corps humain à l'aide d'onde ultrasonore. Les ultrasons sont caractérisés par leur fréquence. Plus elle est basse, plus la capacité de pénétration des ultrasons est élevée et moins la résolution est bonne. On essaie donc toujours d'utiliser les fréquences les plus élevées possibles, relativement à la profondeur des tissus. Dans le cadre de l'imagerie échographique du corps humain, les fréquences sont en général comprises entre 1 et 20MHz et sont de l'ordre de 3.5 à 5MHZ dans le cas de l'échographie abdomino-pelvienne, ce qui explique la faible résolution des images.

Le professeur de sciences naturelles à Modène « Lazzaro SPALLANZANI (1729-1799) » qui s'intéressa le premier au vol des chauves-souris et à leur faculté d'écholocation, de se déplacer en l'absence totale de lumière, allant même jusqu'à leur crever les yeux pour constater qu'elles pouvaient toujours se mouvoir sans la vue.

L'utilisation de l'ultrasonographie pour le diagnostic médical remonte au médecin autrichien Karl Dussik et à son frère physicien Frederick, qui en 1947, l'adoptèrent pour visualiser les contours de tumeurs cérébrales en enregistrant, dans deux dimensions, l'atténuation d'ultrasons émis continûment à travers la tête d'un patient.

En cardiologie, les Suédois Hertz et Edler visualisent en 1953 des sténoses mitrales et l'Allemand Effert parvient même à faire un diagnostic de tumeur intra-auriculaire. Puis les Américains Wild et Reid adaptent la technique des échos d'impulsions à l'examen des structures biologiques.

L'échographie et le sonar sont deux techniques rigoureusement identiques sur le plan théorique, seules changent les dimensions des capteurs et les ordres de grandeur des fréquences utilisées. Pour le sonar la profondeur d'exploration peut atteindre plusieurs milliers de mètres, celle-ci ne dépasse guère quelques dizaines de centimètres en échographie. En contrepartie les cibles à détecter sont, elles, beaucoup plus petites, de l'ordre du millimètre. L'échographie est une technique d'exploration du corps humain récente.

Ces avancées historiques ont permis de poser les bases théoriques de l'échographie moderne, dont les principes physiques seront détaillés ci-après.

II.2 Éléments de base de la physique acoustique

II.2.1 Définition des ultrasons

Les ultrasons (US) sont des vibrations mécaniques provoquant des variations de pression dans les milieux traversés. L'onde sonore nécessite un milieu moléculaire pour se propager (pas d'onde sonore dans le vide). L'ultrason ne fait pas partie du spectre EM Les ultrasons sont émis à une fréquence élevée ($f > 20$ KHz) par des cristaux piézo-électriques contenus dans une sonde. Ils sont inaudibles pour l'organisme. Le son, qui se propage à 330 m/sec dans l'air, se déplace à 1500 m/sec dans le corps en moyenne. Lorsqu'ils rencontrent une zone de transition entre deux éléments d'impédance acoustique différente, une partie de ces ondes ultrasonores est réfléchi. Cela constitue un écho qui est capté par la sonde, maintenant réceptrice. Ce signal est interprété par l'échographe qui affiche un point à l'écran. Sur un temps court l'ensemble de ces signaux réalise une image.

II.2.2 Nature de l'onde ultrasonore :

C'est une onde sonore ou onde acoustique, c'est-à-dire un mode de propagation de l'énergie dans un milieu matériel sans transport de matière.

Par définition, Un phénomène périodique est un phénomène qui se reproduit dans le temps en restant identique à lui-même. (*Figure II.1*)

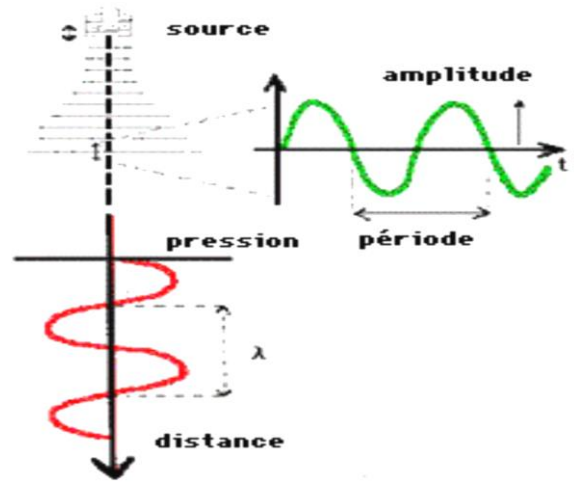
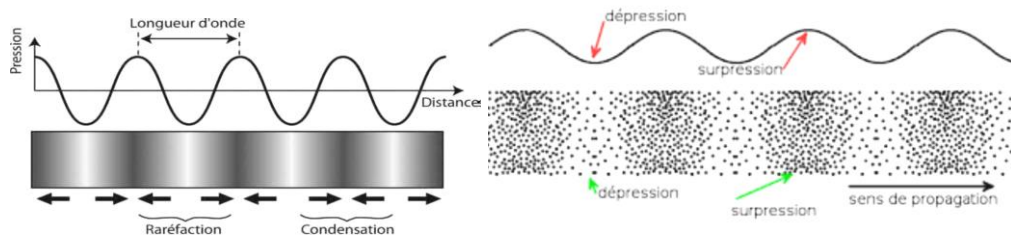


Figure II.1 : Représentation de l'onde ultrasonore en fonction du temps et de la distance

L'onde ultrasonore est une onde de pression se propageant dans un milieu élastique : variation de pression qui se déplace. Il s'agit de la propagation d'une énergie mécanique dans un milieu matériel : ce déplacement ne peut se faire dans le vide (à la différence des ondes électromagnétiques). Le milieu de propagation de l'onde ultrasonore est soumis à une succession de surpressions et de dépressions et ses particules constitutives sont alors animées d'un mouvement de va-et-vient dans l'axe de déplacement des ultrasons, de type sinusoïdal. Une comparaison peut être faite avec un ressort que l'on comprime à une extrémité à une cadence donnée : ces compressions engendrent des déformations qui se propagent le long du ressort.



a)

b)

Figure II.2. Illustration de la propagation linéaire d'une onde (ultra)sonore.
a) Déplacement longitudinal et b) transversal engendré par l'onde ultrasonore

Il s'agit d'une vibration longitudinale des molécules, phénomène prédominant lors de la propagation des ultrasons dans les tissus mous (figure II.2). Le front de l'onde ou surface d'onde est une surface telle qu'en tous points la vibration sonore est la même. Mais dans les milieux solides, comme l'os il se forme en plus une vibration transversale (déplacements de cisaillement) perpendiculairement à l'axe de propagation des ultrasons. Cette propriété est utilisée en densitométrie ultrasonore.

II.2.3. La vitesse et l'accélération du mouvement vibratoire

La vitesse de propagation ou célérité c est la vitesse de déplacement de l'onde dans le milieu. Ce sont les phénomènes vibratoires les plus simples et les plus fréquents. Ils répondent à l'équation suivante :

$$u(x, t) = A \sin(\omega t)$$

Avec :

- u : élongation
- A : amplitude
- ω : pulsation du mouvement, exprimée en $\text{radian} \cdot \text{s}^{-1}$

La période de la fonction sinus est 2π , la période T du mouvement sinusoïdal est telle que :

$$\omega T = 2\pi \Rightarrow \omega = \frac{2\pi}{T} = 2\pi f$$

a) La vitesse v du mouvement vibratoire sinusoïdal

La vitesse est donnée par :

$$v = du/dt, \text{ avec } u = A \sin(\omega t) \text{ En dérivant : } v = d(A \sin(\omega t)) / dt = A\omega \cos(\omega t)$$

Or, on sait que : $\cos(\omega t) = \sin(\omega t + \pi/2)$

$$\text{Donc : } v = A\omega \sin(\omega t + \pi/2)$$

Sachant que $\omega T = 2\pi$ et $\pi = \omega T/2$, on a : $v = A\omega \sin(\omega(t + T/4))$

b) L'accélération γ du mouvement vibratoire sinusoïdal

L'accélération est donnée par : $\gamma = dv/dt$, avec $v = A\omega \cos(\omega t)$

$$\text{En dérivant : } \gamma = d(A\omega \cos(\omega t)) / dt = -A\omega^2 \sin(\omega t)$$

Or, on sait que : $\sin(t + \pi) = -\sin t$ Donc : $\gamma = A\omega^2 \sin(\omega t + \pi)$

En utilisant $\pi = \omega T/2$, on obtient : $\gamma = A\omega^2 \sin(\omega(t + T/2))$

c) Notion de phase et de déphasage

Le mouvement $u = A \sin(\omega t)$ passe par la valeur 0 au temps $t = 0$ par choix arbitraire de l'origine des temps.

Si un second mouvement u' parfaitement identique au premier est généré avec un déphasage temporel ϕ , alors il s'écrit :

$$u' = A \sin(\omega t + \phi)$$

- Si ϕ est positif, on parle d'avance de phase.
- Si ϕ est négatif, on parle de retard de phase.
- Si $\phi = 0$ ou $k2\pi$, les mouvements sont en phase (synchrones).
- Si $\phi = \pi$ ou $(k2 + 1)\pi$, les mouvements sont en opposition de phase.
- Si $\phi = \pi/2$ ou $(k2 + 1)\pi/2$, les mouvements sont en quadrature.

II.3. Caractéristiques d'une onde ultrasonore

Plusieurs paramètres sont nécessaires pour caractériser cette onde ultrasonore.

II.3.1. Domaine temporel : fréquence (f) et période (T)

La fréquence (f) est le nombre de fois où un phénomène périodique se reproduit par unité de temps ; c'est le nombre de variations de pression par seconde. La fréquence d'un son correspond au nombre de vibrations par seconde de la source sonore. Elle s'exprime en hertz ou en s^{-1} . (1 Hz = 1 cycle/seconde)

La période (T) C'est le temps au bout duquel le phénomène de propagation se reproduit. Elle représente la durée d'un cycle. $T [en s] = 1/f$

Les sons sont classés en fonction de la vitesse de propagation des vibrations dans le milieu et de la détection possible par l'oreille :

- *infra-sons, (0 à 20 Hz), inaudibles, vitesse de propagation lente*
- *sons audibles, (20Hz à 20kHz), vitesse de propagation intermédiaire*

- *ultrasons, (20kHz à 1GHz), inaudibles, vitesse de propagation rapide*
- *Hypersons, > 1 GHz, vitesse de propagation rapide*

Les ultrasons sont des ondes sonores longitudinales de haute fréquence. A l'exception de leurs fréquences élevées, ils ne diffèrent en rien, d'un point de vue physique, avec les ondes acoustiques de fréquences audibles. (Figure II.4.)

Onde sonore selon la longueur d'onde et la fréquence

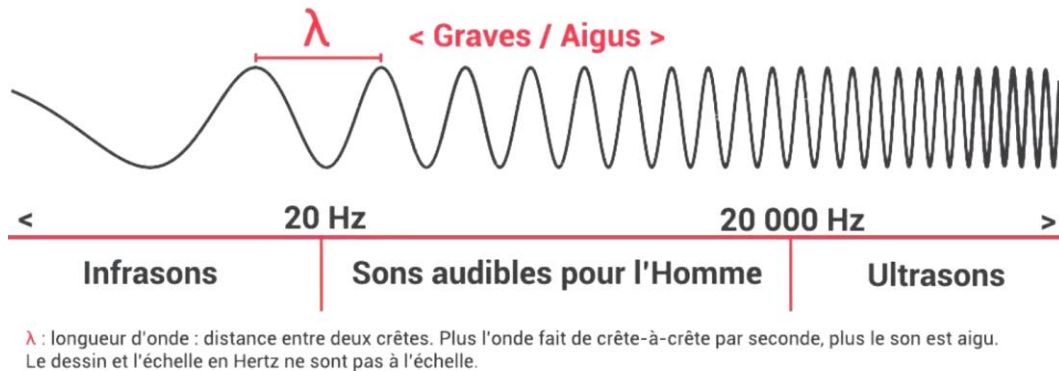


Figure II.3. Représentation d'une onde sonore selon la longueur d'onde et la fréquence.

Les fréquences utilisées en médecine sont comprises entre 1 et 30 MHz. Les ultrasons utilisés dans le diagnostic médical ont une fréquence comprise entre 1 et 12 MHz. La longueur d'onde représente le « pouvoir de résolution de l'image ». En échographie, les résolutions sont de l'ordre du millimètre. La limite supérieure entre 1012 Hz et 1013 Hz pour les cristaux et les liquides, et 109 Hz (appelées ondes hypersonores) pour les gaz correspond à des longueurs d'ondes voisines de la distance intermoléculaire.

En mode échographique, les fréquences ultrasonores les plus élevées permettent d'obtenir la meilleure résolution spatiale. La résolution spatiale augmente mais la profondeur d'exploration diminue avec la fréquence d'émission. Cependant, la profondeur accessible diminue lorsque la fréquence ultrasonore augmente.

Par conséquent, les basses fréquences, offrant une moindre résolution spatiale, sont nécessaires pour les examens nécessitant une grande profondeur d'exploration : la cardiologie, l'examen Doppler transcrânien (où il est nécessaire de franchir la barrière osseuse temporale). Des fréquences intermédiaires sont nécessaires pour l'exploration abdominale chez l'adulte et l'obstétrique. Des fréquences un peu plus élevées sont utilisées en pédiatrie ainsi que pour les muscles et tendons.

Les fréquences élevées sont applicables aux vaisseaux périphériques et aux organes superficiels. Des fréquences très élevées sont utilisables dans des applications spécialisées comme l'échographie endovasculaire, l'échographie de la peau, et le segment antérieur de l'œil.

Dans ce tableau II.1 : présenté ci-dessus, nous citons les différentes applications médicales avec leurs fréquences convenables.

Tableau II.1 les différentes applications médicales avec leurs fréquences.

Fréquence	Application
0.5 MHz	Ostéodensitométrie
1 MHz	Échoencéphalographie Mode A
2.25 MHz	Écho abdominale (sujets corpulents), Doppler transcrânien
3.5 MHz	Écho abdominale, Écho cardiaque
4 MHz	Doppler vaisseaux périphériques
5 MHz	Tissus superficiels, Écho abdominale (sujets minces), Thorax, seins, testicules, gynécologie, thyroïde, cerveau de nouveau-nés
7.5 – 10 MHz	Tissus très superficiels, œil, hanche du nouveau-né, sein, thyroïde
12 – 20 MHz	Biométrie en Mode A (ophtalmologie)

II.3.2. Domaine spatial : longueur d'onde (λ) :

La longueur d'onde : est la *distance* séparant, à un instant donné, deux points du trajet de l'onde où la pression est identique. Pour un milieu donné, la longueur d'onde diminue quand la fréquence augmente

$$\lambda = c/f \text{ [en m].}$$

Nous résumons dans ce tableau **II.2**, la relation entre la longueur d'onde et la fréquence :

Tableau II.2 la relation entre la longueur d'onde et la fréquence.

Fréquence (F)	Période (T = 1/F)	Longueur d'onde dans l'air (λ , C air = 300 m/s)	Longueur d'onde dans l'eau (λ , C eau = 1540 m/s)
400 Hz	$2,5 \times 10^{-3}$ s	0,750 m	3,85 m
4000 Hz	$2,5 \times 10^{-4}$ s	7,50 cm	38,5 cm
40×10^6 Hz	$2,5 \times 10^{-7}$ s	75 μ m	0,385 mm

Nous constatons que plus la longueur d'onde λ est petite, plus la fréquence est grande. Cela améliore la résolution spatiale, qui correspond à la plus petite distance entre deux points pouvant être distingués séparément. Étant donné que la résolution spatiale est de l'ordre de la longueur d'onde, une fréquence élevée comme 10 MHz (longueur d'onde de 0.15 mm) offre une meilleure résolution que 1 MHz (longueur d'onde de 1.5 mm) dans l'eau ou dans les tissus biologiques similaires à l'eau.

II.3.3. Célérité (c) :

La vitesse de propagation ou célérité du son dépend de la nature du milieu (solide, liquide ou gazeux), de la température et de la pression du milieu.

Dans le vide le son ne se propage pas, car il n'y a pas de matière pour transporter les ondes.

$$c = \sqrt{\frac{k}{\rho}}$$

Elle dépend uniquement du milieu.

Avec χ : Coefficient de compressibilité (raideur). $\chi = 1/K$. avec k : Module de compressibilité.

Raideur : grandeur physique caractérisant la force de rappel exercée par le milieu pour ramener à sa position d'équilibre tout élément ayant été déplacé, ρ : masse volumique.

Elle lie le domaine spatial (longueur d'onde) au domaine temporel (période).

$$c \text{ [en m/s]} = \lambda/T = \lambda \cdot f$$

Dans les tissus mous, la célérité variant peu, on considère qu'elle a une valeur moyenne de 1540 m/s : les faibles différences ne sont pas utilisées pour l'imagerie (*tableau II.3*). Au niveau de l'os, la charge calcique modifie grandement la célérité ce qui autorise une approche densitométrique. (*Tableau II.4*).

Tableau II.3 : Célérité du son dans l'air en fonction de la température.

Température	Vitesse du son
-10°C	325
0°C	330
10°C	337
20°C	343
30°C	347

Tableau II.4 : dépendance entre la célérité, la fréquence et la longueur d'onde en fonction du milieu.

Tissu	Célérité (m/s)	Fréquence F (MHz)	Longueur d'onde λ (mm)
Muscle	1540	5	0.308
Muscle	1540	10	0.154
Graisse	1450	5	0.290
Os	4080	5	0.816

II.3.4. L'impédance acoustique (Z):

L'impédance acoustique est une grandeur essentielle pour caractériser un milieu. Elle représente la résistance à la propagation de l'onde sonore et est donnée par :

$$Z = \rho \cdot c$$

Avec :

- Z : impédance acoustique ($\text{kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ ou Rayleigh - Rayls),
- ρ : masse volumique du milieu (kg/m^3),
- c : célérité du son dans le milieu (m/s).

L'impédance acoustique est indépendante de la fréquence, mais dépend de la masse volumique et de la compressibilité du milieu. Plus est élevée, plus la variation de la pression acoustique doit être importante pour produire un même déplacement des particules.

L'impédance est élevée dans les milieux denses et rigides (comme l'os) et faible dans les milieux compressibles (comme l'air). Ainsi :

- Dans l'air, l'impédance acoustique est faible, ce qui signifie que le son se propage difficilement.
- Dans les os, l'impédance est très élevée en raison de la forte densité et de la rigidité du tissu osseux.
- **Dans les tissus mous (muscles, graisse, organes)**, l'impédance se situe entre ces deux extrêmes, permettant une bonne transmission des ultrasons.

Les ultrasons se propagent efficacement dans le corps humain, mais comme l'impédance acoustique des tissus est élevée, ils rencontrent une résistance notable, ce qui favorise leur réflexion et leur utilisation en imagerie médicale (échographie). Plus l'impédance est grande, plus la célérité de l'onde ultrasonore est grande exprimée en m/s : (tableau II.5)

Tableau II.5 : propriétés acoustiques des différents milieux.

Matière	Célérité (m/s)	Masse volumique (kg/m ³)	Impédance acoustique (×10 ⁶ kg/(m ² ·s))
Air	330	1.2	0.0004
Graisse	1446-1459	920-952	1.34
Eau distillée	1480	1000	1.48
Sang	1575	1057	1.62
Muscle	1542-1626	1070-1080	1.65-1.74
Os (Corticale)	2070-5350	1380-1912	3.75-7.8
Foie	1566	1060	1.66
Rein	1567	1040	1.62
Poumon	650	400	0.26

II.3.5. Pression acoustique, intensité acoustique et décibels (dB) :

II.3.5.1. La pression acoustique

La pression acoustique instantanée $p(t)$ est la variation locale de pression par rapport à la pression ambiante P_0 . Elle s'exprime par :

$$p(t) = P_{abs}(t) - P_0$$

Avec :

- $P_{abs}(t)$: Pression absolue instantanée (en Pascals, Pa),
- P_0 : Pression atmosphérique de référence ($P_0=1.013 \times 10^5$ Pa).

Dans un milieu homogène et non dissipatif, la pression acoustique est liée à la vitesse des particules v , la masse volumique ρ et la célérité c par :

$$p = v \cdot \rho \cdot c$$

Où :

- ρ : Masse volumique du milieu (kg/m^3).
- c : Célérité de l'onde (m/s).
- v : vitesse des particules (oscillation locale du milieu, en m/s).

Cette équation découle de la linéarisation des équations de Navier-Stokes pour un fluide non visqueux.

Les oscillations de la pression acoustique $p(t)$ génèrent des effets mécaniques cycliques sur les tissus biologiques. Ces effets se traduisent par une génération de chaleur due aux frictions internes (effet thermique) et par une stimulation mécanique des cellules, utilisée notamment en thérapie ultrasonore pour favoriser la régénération tissulaire ou soulager certaines douleurs. Ces phénomènes dépendent de l'amplitude de la pression acoustique, de sa fréquence ainsi que de la durée d'exposition.

II.3.5.2. L'intensité acoustique

L'intensité acoustique I représente la puissance acoustique moyenne traversant une surface unitaire perpendiculaire à la direction de propagation. Elle s'exprime par :

$$I = (1/T) \int_0^T p(t) \cdot v(t) dt \quad (\text{en } W/m^2)$$

Avec :

T : Période de l'onde ultrasonore.

Pour une onde harmonique, I est proportionnelle au carré de la pression efficace p_{rms} :

$$I = \frac{p_{rms}^2}{\rho \cdot c} \quad \text{où: } p_{rms} = \frac{p_{max}}{\sqrt{2}}$$

Les facteurs influençant l'intensité acoustique se révèlent multiples et complexes. Parmi eux, la fréquence de l'onde joue un rôle déterminant puisque, dans des milieux biologiques, une fréquence élevée tend à réduire la pénétration de l'onde, ce qui entraîne une atténuation accrue. Autrement dit, plus la fréquence est élevée, plus l'énergie de l'onde est rapidement absorbée par les tissus, limitant ainsi la profondeur de pénétration. Par ailleurs, l'impédance acoustique, définie par le produit de la masse volumique ρ et de la célérité c de l'onde (soit $Z=\rho \cdot c$), détermine en grande partie le coefficient de réflexion aux interfaces entre différents milieux. Cette propriété physique essentielle influence la quantité d'énergie réfléchie ou transmise lors de la propagation de l'onde, ce qui a un impact direct sur l'intensité mesurée dans un environnement donné.

II.3.5.3 Échelle décibel (dB)

L'échelle décibels (dB) est une unité logarithmique utilisée pour exprimer le rapport entre deux grandeurs physiques, généralement une puissance ou une intensité acoustique, dans de nombreux domaines tels que l'acoustique, l'électronique ou les télécommunications.

La puissance sonore ou l'intensité d'un signal se situe souvent sur des ordres de grandeur très différents. Pour rendre ces différences plus maniables et faciles à interpréter, on utilise une échelle logarithmique. Le décibel sert ainsi à exprimer le rapport entre une valeur mesurée P (ou I pour l'intensité) et une valeur de référence P_0 ou I_0 selon la formule :

$$L = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{P}{P_0} \right) \quad (\text{Pour la puissance})$$

Où

$L = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{V}{V_0} \right)$ (Pour une grandeur proportionnelle à la tension ou à la pression)

Avec L est le niveau en décibels, P (ou V) est la puissance (ou la tension/pression) mesurée, et P_0 (ou V_0) représente la valeur de référence. ($P_0 = 10^{-12}W$ pour le seuil d'audition humaine).

L'échelle décibel est un outil fondamental qui permet de manipuler des rapports de puissance ou d'intensité de manière efficace et intuitive, en particulier lorsque ces rapports varient sur des intervalles très larges. Son usage s'étend de l'audition à l'imagerie médicale, facilitant la quantification et l'analyse des signaux. La compréhension de ce concept est essentielle pour l'interprétation des mesures dans le domaine de l'échographie et d'autres applications techniques, tout en répondant aux exigences de précision et de fiabilité requises en milieu médical.

II.4 Interactions des ultrasons avec les milieux Biologiques :

Lorsqu'un son audible rencontre un obstacle à sa propagation, il est réfléchi et une onde de retour de même fréquence revient sous la forme d'un écho. Cet écho sera perçu par le système acoustique de l'oreille ou tympan. La distance qui sépare la source émettrice du son de l'obstacle peut être déterminée à partir de la vitesse de propagation du son audible dans l'air (330 m/s).

De façon analogue, lorsqu'un ultrason qui se propage dans un tissu rencontre une interface tissulaire, une partie de l'ultrason est réfléchi et retourne aux cristaux de la sonde. Les cristaux déformés par l'écho ont la propriété de générer un courant qui sera enregistré. Le cristal est donc à la fois l'émetteur et le récepteur. Le délai entre la propagation de l'ultrason et la réception de son écho va permettre de déterminer la distance entre les cristaux et la surface réfléchissante. L'analyse des ultrasons modifiés après leur passage dans un milieu permet d'en extrapoler la structure, d'où l'intérêt de comprendre le comportement des ultrasons à la traversée des tissus.

Dans un milieu comme le corps humain, un faisceau ultrasonore se propage de manière complexe en subissant, essentiellement une absorption dans les milieux homogènes, des réflexions, réfraction, et diffraction (ou diffusion) dans les milieux hétérogènes. L'ensemble de ces mécanismes est responsable de l'atténuation globale du faisceau.

II.4.1 Les conditions de pénétration des Ultrasons :

La pénétration des ultrasons dans les tissus biologiques est principalement conditionnée par deux facteurs essentiels :

II.4.1.1 La fréquence des ultrasons

La profondeur de pénétration est inversement proportionnelle à la fréquence utilisée. Ainsi, à une fréquence de 1 MHz, la demi-distance de pénétration – c'est-à-dire la distance à laquelle l'intensité du faisceau est réduite de moitié – atteint environ 5 cm. En revanche, lorsque la fréquence est portée à 3 MHz, cette demi-distance se réduit à environ 1,5 cm. Ce phénomène s'explique par l'augmentation des pertes dues à l'absorption et à la diffusion à des fréquences plus élevées, limitant ainsi la capacité des ultrasons à pénétrer profondément dans le tissu.

II.4.1.2 L'impédance acoustique des tissus

La transmission des ultrasons varie également en fonction des caractéristiques

mécaniques des différents tissus, exprimées par leur impédance acoustique. Chaque tissu possède une perméabilité spécifique aux ultrasons. Par exemple, les tissus mous comme les muscles, qui présentent une structure homogène et un contenu protéique élevé, permettent une meilleure transmission des ultrasons tout en absorbant davantage l'énergie acoustique. Cette absorption accrue conduit à un réchauffement privilégié des muscles, phénomène exploité notamment dans certaines applications thérapeutiques.

En somme, l'efficacité de la pénétration des ultrasons est déterminée par la combinaison de la fréquence du signal et des propriétés acoustiques des milieux traversés. Ces paramètres doivent être soigneusement pris en compte pour optimiser l'utilisation des ultrasons dans les domaines de l'imagerie médicale et des traitements thérapeutiques.

II.5. Production d'ultrasons :

De nombreux systèmes sont capables de générer des ultrasons. Un appareil réalisant cette fonction est communément désigné sous le terme de transducteur ou convertisseur ultrasonore.

Les transducteurs ultrasonores reposent essentiellement sur l'effet piézoélectrique, bien que d'autres technologies existent, telles que les générateurs pneumatiques (exemple : sifflets, sirènes) et les systèmes électrodynamiques (comme les haut-parleurs). Dans le cas des transducteurs électriques, ce sont les propriétés des matériaux piézoélectriques qui permettent de convertir l'énergie mécanique en énergie électrique, et inversement. Les matériaux les plus utilisés actuellement sont les matériaux piézo-électriques. Ces matériaux ont l'avantage par rapport aux autres systèmes, de présenter de bonnes performances et d'être disponibles dans des géométries très diverses. Un matériau est piézoélectrique lorsqu'il apparait des charges à sa surface en réponse à une pression mécanique. Inversement une différence de potentiel électrique à la surface du matériau va induire des déformations mécaniques.

II.5.1 L'Effet Piézoélectrique

Découvert initialement par Pierre et Jacques Curie en 1880, l'effet piézoélectrique constitue un phénomène fondamental dans lequel l'application d'une force mécanique sur un matériau, tel que le quartz, induit une déformation se traduisant par la génération de charges électriques. De manière réciproque, l'application d'une différence de potentiel électrique entraîne une modification dimensionnelle du matériau, traduite par des déplacements mécaniques. Ce double mécanisme, permettant de convertir une impulsion électrique en mouvement et, inversement, de transformer une onde mécanique en signal électrique, constitue la base théorique d'un grand nombre d'applications technologiques et scientifiques.

II.5.2. Définition et Origine Terminologique

Le terme « piézoélectrique » dérive du mot grec *piezein*, signifiant « presser », ce qui reflète l'essence même du phénomène :

- Génération de pression : lorsqu'un champ magnétique agit sur le matériau, bien que dans le contexte classique, c'est la force mécanique qui provoque une séparation des charges.

- Conversion en énergie électrique : l'application d'une force mécanique induit une polarisation du cristal, générant une différence de potentiel mesurable.
Ainsi, par l'utilisation d'un courant alternatif dont la fréquence est ajustée au voisinage de la fréquence de résonance du dispositif, il est possible de créer des vibrations mécaniques contrôlées. Cette précision permet d'exploiter efficacement la capacité du transducteur à convertir l'énergie électrique en énergie mécanique ou inversement, ouvrant la voie à des applications diverses dans des domaines variés, tels que l'imagerie médicale, la détection de pressions et le domaine de l'horlogerie.
(Figure II.7)

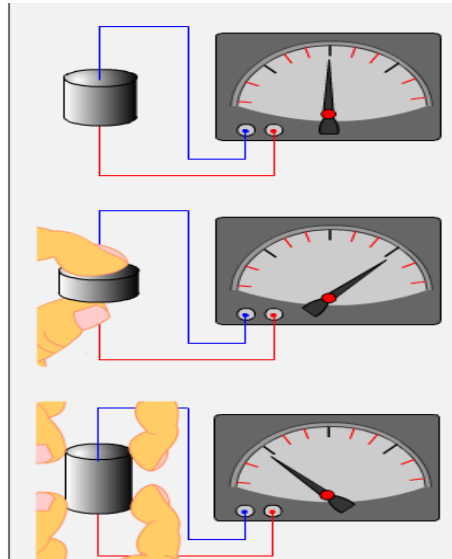


Figure II.4 : Illustration de l'effet piézoélectrique.

Il y a deux types de piézo-électricité

1. piézo-électricité naturelle : Certains cristaux tel que le quartz, sont naturellement piézoélectriques.
2. piézo-électricité artificielle : la majorité des matériaux piézo-électriques utilisés dans la fabrication des transducteurs sont au départ des matériaux ferroélectrique.

II.5.2.1 L'Effet Direct piézoélectrique

L'effet direct se manifeste par l'apparition d'un courant électrique lorsque le matériau piézoélectrique est soumis à une force mécanique. En pratique, ce phénomène est couramment exploité pour :

- La mesure de pressions : une contrainte mécanique appliquée sur un cristal de quartz induit une charge électrique proportionnelle à l'intensité de la pression, charge qui peut ensuite être amplifiée et traitée pour fournir une mesure précise.
- La régulation du temps dans les dispositifs horlogers : sous l'effet d'une excitation à une fréquence spécifique, le quartz vibre à sa fréquence naturelle. Cette vibration stable et régulière est utilisée comme référence pour établir une pulsation temporelle avec une extrême précision.

II.5.2.2 L'Effet Inverse piézoélectrique

Par contraste, lorsque l'on applique une différence de potentiel aux bornes d'un matériau piézoélectrique, celui-ci subit une modification de son épaisseur, traduisant

une déformation mécanique. Ce phénomène, aussi appelé effet inverse, permet de générer des vibrations mécaniques :

- Conversion en mouvement mécanique : la contraction ou l'expansion cyclique du matériau entraîne la création de vibrations, lesquelles, lorsqu'elles sont synchronisées, produisent un faisceau ultrasonore centré autour de la fréquence de résonance du transducteur.
- Applications opérationnelles : cette propriété est particulièrement exploitée dans des systèmes nécessitant une précision de contrôle élevée, notamment dans les techniques d'injection piézoélectrique en automobile ainsi que dans diverses applications de nanotechnologie, où de légers déplacements sont essentiels pour la manipulation à l'échelle nanométrique.

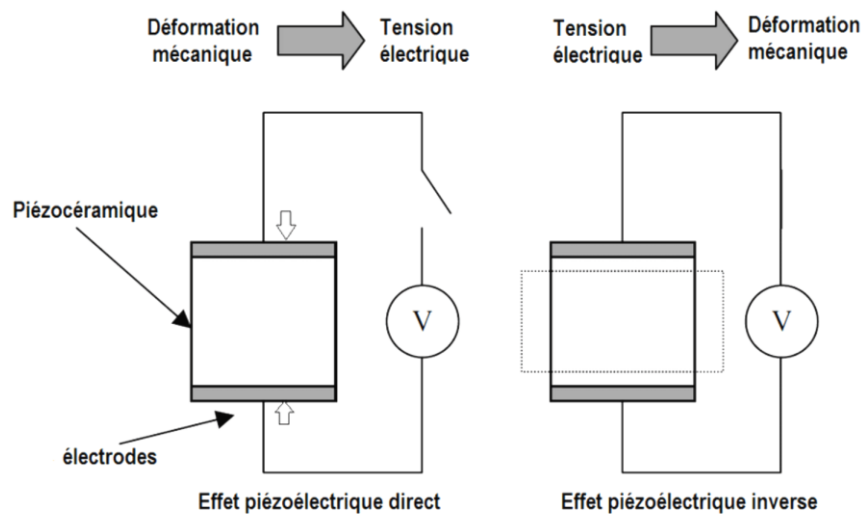


Figure II.5 : Différents effet piézoélectrique

L'effet piézoélectrique, par sa capacité à transformer l'énergie mécanique en énergie électrique et inversement, constitue une pierre angulaire des technologies modernes. Que ce soit dans le domaine de la mesure précise de pressions ou dans la réalisation de dispositifs ultrasonores de haute performance, cette propriété offre une flexibilité d'usage et une précision qui en font une solution privilégiée pour diverses applications scientifiques et industrielles. La compréhension approfondie de ces mécanismes, tant dans leur aspect direct qu'inverse, illustre l'importance de la piézoélectricité dans l'évolution technologique et l'innovation dans de nombreux domaines de recherche.

II.6. Vélométrie Doppler

II.6.1. Introduction :

La mesure des vitesses sanguines ou du débit est un terme fondamental de toute étude hémodynamique en expérimentation ou en pratique clinique et médicale (débitmètre électromagnétique, anémométrie laser...etc.) .La vélocimétrie Doppler est présentée comme une méthode semi-directe de la mesure de la vitesse du sang, mais avec une propriété très intéressante basé sur l'effet doppler ou les caractéristiques de propagation des ondes ultrasonores à travers les tissus et le sang permettent des mesures sans interférence avec l'écoulement sur des vaisseaux intacts et même dans nombre de cas, de façon transcutanée. L'effet doppler correspond au

fait qu'une personne vers laquelle se déplace une source sonore (par exemple une sirène de train), perçoit un son plus aigu que le son émis, alors qu'elle perçoit un son plus grave si la source s'éloigne. Ce phénomène a été initialement décrit par le Physicien autrichien « Johann Christian DOPPLER (1803-1853) » dans un article publié en 1842 où il explique comment la couleur d'une étoile dépend de sa vitesse par rapport à l'observateur : « plus elle s'éloigne vite, plus elle apparaît rouge ».

Doppler étudie la modification apparente de la fréquence fixe émise par une source sonore, mobile par rapport à un observateur immobile, ou encore les modifications apparentes de la fréquence d'une source immobile lorsque l'observateur se déplace par rapport à cette source. Cet effet doppler apparaît quand une onde ultrasonore rencontre un diffuseur en mouvement. L'onde reçue par ce dernier à une fréquence différente de celle de l'onde incidente. Le même phénomène apparaît quand un capteur reçoit une onde émise par un diffuseur en mouvement. Ainsi, une onde ultrasonore émise par un capteur a vu sa fréquence modifiée deux fois, au moment où elle revient vers ce dernier. Ce changement de fréquence est la conséquence de la longueur d'onde apparente résultant de la combinaison de la vitesse de l'onde avec celle de la cible et /ou celle de l'émetteur.

Une onde sonore de fréquence F , ponctuelle et immobile, se propage dans le plan sous forme de cercles concentriques séparés chacun d'une longueur d'onde. La longueur d'onde est identique quelle que soit la position de l'observateur. Celui-ci entendra donc un son de fréquence F constante.

Si la source sonore est en mouvement, la compression des couches d'air introduit une variation de la longueur d'onde. La source sonore est à vitesse v constante, comme $\lambda = v / F$ et donc $F = v / \lambda$. Une diminution de λ se traduit par une augmentation de F et inversement. L'observateur 1 entend donc un son plus aigu que l'observateur 2.

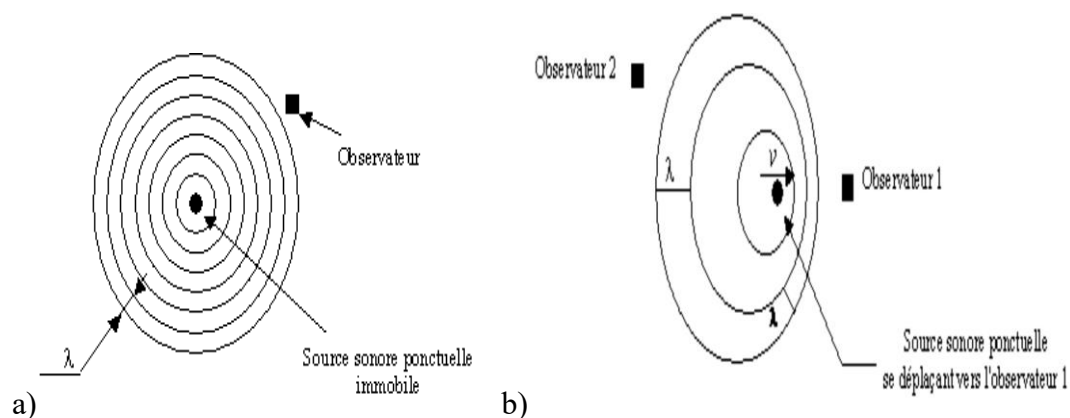


Figure II.6 : Source sonore ponctuelle a) fixe, b) en déplacement

II.6.2. Principe de l'Effet doppler

Lorsqu'un faisceau ultrasonore (US), émis par une source, traverse des tissus biologiques, il rencontre un certain nombre de cibles, ou interfaces fixes. La fréquence réfléchie par ces cibles fixes est identique à la fréquence émise : on dit

qu'il n'y a pas de différence entre la fréquence d'émission (F_0) et la fréquence de réception (F_r).

Si la cible se déplace, comme les globules rouges du sang circulant, il se produit une modification de la fréquence du faisceau réfléchi :

$$F_r = F_0 + \Delta F$$

La différence de fréquence ΔF est positive si la cible se rapproche de la source et négative si elle s'en éloigne. ΔF est appelé la *fréquence Doppler*. En exploration vasculaire, la valeur de ΔF se situe entre 50 Hz et 20 kHz ce qui, par chance, correspond à une gamme de fréquences perceptible par l'oreille humaine.

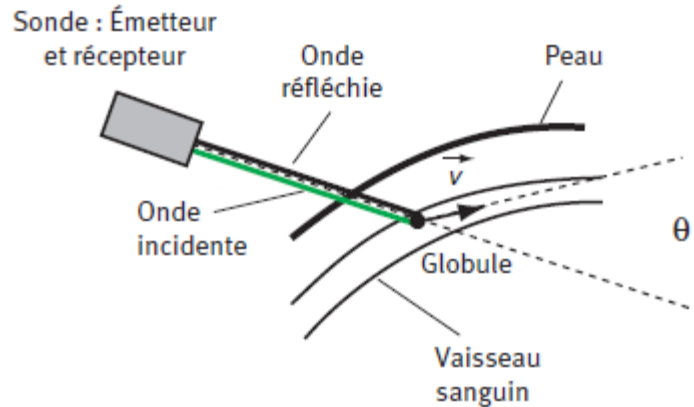


Figure II.7 : Principes de l'effet doppler (vaisseau sanguin).

Si la cible (par exemple, un segment du flux sanguin) se déplace dans l'axe du faisceau ultrasonore, le décalage de fréquence est donné par :

$$\Delta F = \frac{2V \cdot F_0}{c}$$

- V Représente la vitesse de déplacement de la cible.
- F_0 Est la fréquence d'émission.
- c est la vitesse de propagation des ultrasons dans les tissus biologiques, une constante égale à 1540 m/s.

Ce cas représente le scénario idéal où le faisceau et la vitesse de la cible sont parfaitement alignés.

Souvent, la cible se déplace selon un axe qui n'est pas colinéaire avec le faisceau ultrasonore. Dans cette situation, seule la composante de la vitesse qui se projette sur l'axe du faisceau contribue au décalage de fréquence. Autrement dit, la vitesse mesurée, ou vitesse relative, est donnée par :

$$V_{relative} = V \cdot \cos(\theta)$$

Où θ est l'angle Doppler, c'est-à-dire l'angle entre l'axe du faisceau et l'axe de déplacement de la cible. Le décalage Doppler devient alors :

$$\Delta F = 2V \cos(\theta) \cdot \frac{F_0}{c}$$

On constate ainsi que lorsque θ augmente, le facteur $\cos(\theta)$ diminue, ce qui conduit à une réduction du décalage de fréquence. Pour $\theta = 90^\circ$, $\cos(90^\circ) = 0$ et le décalage disparaît complètement, rendant la mesure impossible dans ces conditions.

Pour en déduire la vitesse de déplacement réelle du sang à partir du décalage de fréquence mesuré, la formule est réarrangée de la manière suivante :

$$V = \Delta F \cdot c / 2F_0 \cdot \cos[\theta].$$

Cette équation implique deux éléments essentiels :

- La connaissance précise de l'angle Doppler θ .
- Une calibration adéquate de l'appareil, puisque le terme $\frac{c}{2F_0}$ est déterminé par les caractéristiques de l'instrument.

En pratique, l'opérateur doit fournir la valeur de l'angle θ afin d'aligner correctement le faisceau ultrasonore avec l'axe du flux sanguin. Dans certains cas, notamment lors de l'imagerie des segments vasculaires linéaires ou des orifices, l'orientation du flux peut être estimée à partir des images obtenues par échographie.

II.6.3. Méthodes d'Acquisition Doppler

L'effet Doppler, qui repose sur la variation de fréquence induite par le mouvement relatif entre l'émetteur et la cible, s'exploite en échographie selon deux principaux modes d'acquisition : le mode continu et le mode pulsé. Le Doppler bidimensionnel, ou Doppler couleur, est dérivé du mode pulsé, mais se distingue par son traitement de signal spécifique visant à fournir une représentation en temps réel de la circulation sanguine.

II.6.3.1. Le Doppler Continu

Dans le mode Doppler continu, le capteur est équipé de deux éléments piézoélectriques :

- **Un émetteur** : délivre un faisceau d'ultrasons de manière continue.
- **Un récepteur** : capte simultanément les signaux réfléchis par les structures en mouvement.

Ces deux cristaux fonctionnent de façon simultanée, ce qui permet à l'appareil de comparer en temps réel la fréquence d'émission (F_0) à la fréquence du signal réfléchi (F_r) via un démodulateur. Le résultat est l'extraction continue de la fréquence Doppler (ΔF), qui est proportionnelle à la vitesse du flux étudié. Ce mode d'acquisition est particulièrement adapté à la vélocimétrie sanguine dans les artères superficielles.

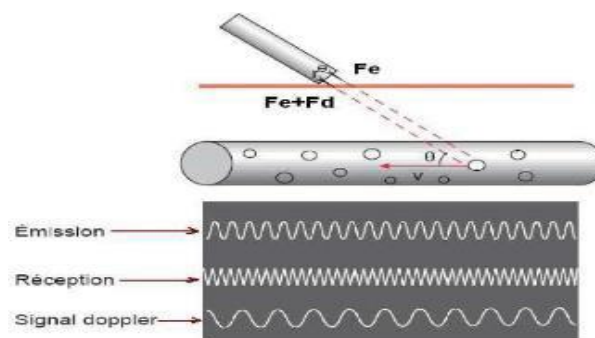


Figure II.8 Mode Doppler Continu

En pratique, le Doppler continu est couramment utilisé pour évaluer la vitesse du sang dans une artère, indépendamment de la distance entre l'émetteur et la cible. L'exemple clinique le plus courant concerne l'étude des artères sténosées. Dans ces cas, la réduction du diamètre vasculaire conduit à une accélération locale du flux sanguin, similaire à l'effet observé lorsqu'un tuyau d'eau est partiellement obstrué. Les avantages majeurs du Doppler continu incluent :

- **Une grande sensibilité** permettant de détecter des flux faibles ;
- **Une excellente précision** pour localiser rapidement une obstruction dans un vaisseau, grâce à une acquisition en temps réel.

Le signal reçu, après démodulation synchrone (avec utilisation de signaux en quadrature pour retrouver le signe de ΔF et donc le sens du déplacement), est filtré puis échantillonné. La fréquence d'échantillonnage typique (par exemple, $F_e =$

15 kHz avec une FFT sur 512 points) permet d'obtenir une résolution fréquentielle de l'ordre de 30 Hz et une fenêtre temporelle d'environ 34 ms par cycle d'échantillonnage. Sachant que $\Delta F = Fe/N = 30\text{Hz}$ et $N.Te = N/Fe = 34\text{ms}$ L'analyse spectrale (via transformation de Fourier) des variations de fréquence sur une période cardiaque fournit des informations détaillées sur les vitesses circulatoires et la dispersion de ces dernières. Ainsi, l'analyse du spectre permet de détecter des anomalies telles que :

- Une diminution de l'amplitude des composantes spectrales en présence de sténose ;
- Un déplacement vers des fréquences plus élevées et un élargissement du spectre en cas d'accélération anormale du flux.

La restitution du signal par un haut-parleur, bien que qualitative, permet également à l'opérateur d'apprécier directement l'écoulement sanguin.

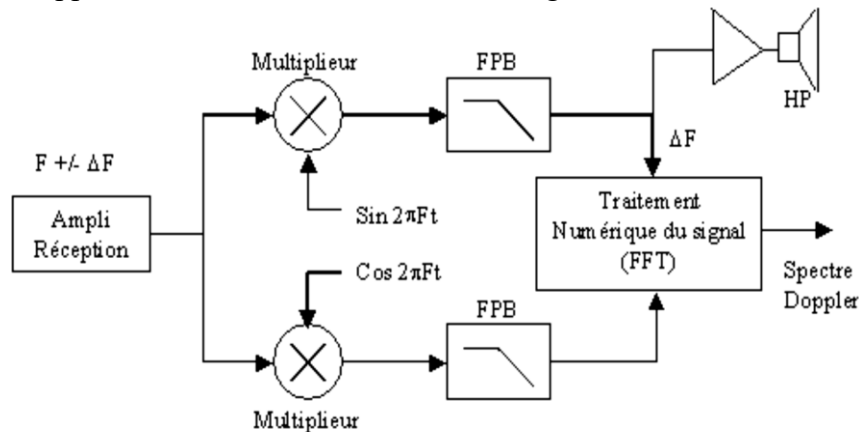


Figure II.9 Synoptique du traitement du signal Doppler en réception

Malgré ses atouts, le Doppler continu présente certaines limites :

- **Absence de résolution spatiale** : le signal reçu représente la moyenne des vitesses des flux rencontrés sur la totalité du faisceau, sans localisation précise dans la profondeur.
- **Dépendance à l'angle Doppler** : la mesure du décalage Doppler dépend du facteur $\cos(\alpha)$, où α est l'angle entre le faisceau et la direction du flux sanguin. Un angle mal contrôlé ou trop variable entraîne des erreurs de mesure, puisque $\cos(90^\circ) = 0$ annule le signal Doppler.
- **Difficulté de quantification précise** : le tracé Doppler reflète la vitesse moyenne, sans permettre de discerner la dispersion réelle des vitesses au sein du flux, notamment dans les zones de turbulence ou de bifurcation.

L'un des principaux intérêts de la vélocimétrie Doppler continu réside dans sa capacité à détecter rapidement des sténoses artérielles ou des occlusions veineuses. Par ailleurs, l'analyse spectrale permet le calcul de paramètres importants tels que l'**indice de résistance circulatoire (IR)**, défini par :

$$IR = \frac{S - D}{S}$$

Où S et D représentent respectivement les vitesses systolique et télédiastolique. Une augmentation de cet indice traduit une résistance circulatoire accrue et peut indiquer une pathologie vasculaire.

Le mode Doppler continu reste ainsi un outil essentiel en angiologie, notamment pour des diagnostics rapides chez le médecin généraliste, bien que ses limites empêchent souvent une détection précoce de certaines pathologies.

Tableau récapitulatif des avantages et inconvénients du Doppler continu :

Tableau II.6 : Avantages et limites du doppler continu.

Avantages	Limites
Grande sensibilité pour détecter des flux lents.	Absence de visualisation anatomique précise (diamètre, profondeur).
Haute précision pour situer une obstruction dans un vaisseau.	Nécessite une maîtrise de l'angle Doppler, difficile à contrôler.
Appareillage léger, compact et économique.	Signal moyen sur l'ensemble du faisceau, sans résolution spatiale.
Possibilité d'analyse spectrale pour évaluer la dispersion des vitesses.	Demande du temps, de la patience et de l'expérience pour l'interprétation.

II.6.3.2. Le Doppler pulsé

L'une des principales limites du Doppler continu est qu'il ne permet pas de distinguer l'origine des signaux en fonction de la profondeur, ce qui complique l'analyse des structures vasculaires complexes. Le Doppler pulsé répond à cette problématique en modulant la durée d'émission et de réception en fonction de la profondeur supposée du vaisseau à examiner.

Le système Doppler pulsé repose sur l'utilisation d'une sonde à cristal unique qui assure à la fois l'émission et la réception des impulsions ultrasonores. Chaque impulsion, de très courte durée, est suivie d'une période de réception durant laquelle la sonde capte successivement les échos reflétés par les différentes interfaces des tissus. Ainsi, les échos provenant des structures les plus superficielles sont détectés en premier, tandis que ceux issus des profondeurs apparaissent ultérieurement.

Formule du temps de vol (ou temps d'enregistrement) :

Le temps d'arrivée des échos est directement lié à la profondeur des structures interrogées. La relation fondamentale entre le temps de vol t , la profondeur d et la vitesse de propagation du son c est donnée par :

$$t = \frac{2d}{c}$$

Où c est la vitesse des ultrasons dans les tissus (environ 1540 m/s). Cette équation permet de sélectionner les signaux issus d'une profondeur donnée en limitant la durée d'enregistrement de la réception à un intervalle temporel précis, correspondant à la « fenêtre d'écoute ».

Une fois que tous les échos correspondant aux interfaces présentes dans cette fenêtre d'écoute ont été enregistrés, une nouvelle impulsion est émise, garantissant ainsi l'absence de superposition entre les signaux. Ce mode d'acquisition permet donc d'obtenir des informations spatialement localisées, en déterminant précisément la zone d'analyse du signal Doppler dans la profondeur.

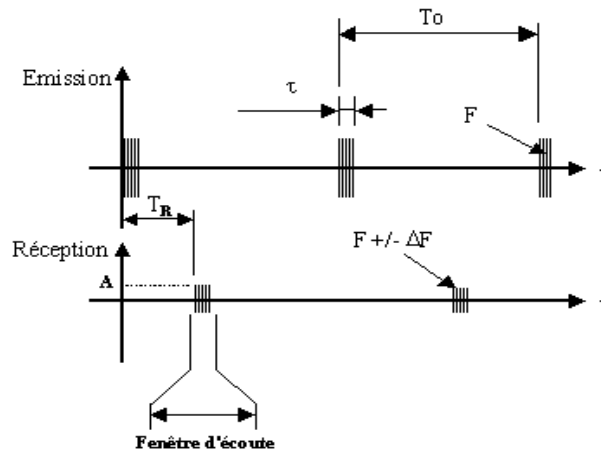


Figure II.10 : Les signaux en échographie Doppler pulsée

La fréquence de répétition des impulsions, dénommée PRF (Pulse Repetition Frequency), est un paramètre essentiel qui détermine à la fois la profondeur d'exploration et la sensibilité aux flux.

- **Pour explorer des vaisseaux profonds**

Une PRF faible est requise afin de laisser suffisamment de temps aux échos provenant de ces régions pour revenir à la sonde. La relation qui lie la profondeur d'exploration maximale d_{max} à la PRF est approximativement :

$$d_{max} = \frac{c}{2 \times PRF}$$

- **Pour les structures superficielles**

Une PRF plus élevée peut être utilisée. Toutefois, cette dernière influence également la sensibilité aux flux :

- Une PRF basse (environ 700 à 800 Hz) est préférable pour détecter des flux lents (par exemple, dans les veines ou petits capillaires).
- Pour quantifier des flux artériels rapides, une PRF élevée (de l'ordre de 2 à 4 kHz) est indispensable afin d'éviter un phénomène de repliement spectral (aliasing). Ce dernier se manifeste lorsque le décalage Doppler Δf dépasse la moitié de la PRF. Ainsi, pour éviter l'aliasing, la condition suivante doit être respectée :

$$\Delta f_{max} \leq \frac{PRF}{2}$$

Une autre formule souvent utilisée pour estimer la vitesse V à partir du décalage Doppler est :

$$V = \frac{\Delta f \cdot c}{2 \cdot F_0 \cdot \cos\theta}$$

Où F_0 est la fréquence d'émission, θ est l'angle entre le faisceau et le flux sanguin, et c la vitesse des ultrasons.

Le réglage de la PRF s'effectue en fonction de l'objectif clinique et de la profondeur à analyser. Par ailleurs, l'opérateur peut ajuster la position et la taille de la « fenêtre d'écoute » sur l'image échographique acquise en mode duplex, ce qui permet de s'assurer que l'analyse Doppler correspond précisément à la zone d'intérêt.

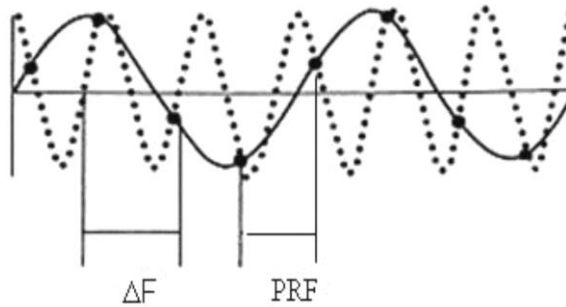


Figure II.11 : la fréquence de répétition des impulsions ultrasonores (PRF)

Le Doppler pulsé est particulièrement adapté à l'examen des vaisseaux profonds, comme les artères rénales dans le cadre du suivi de l'hypertension artérielle, ou encore l'examen transcrânien permettant d'étudier les vaisseaux intracrâniens. Dans ce dernier cas, le faisceau d'ultrasons traverse des fenêtres osseuses minces (par exemple, la fenêtre trans-temporale ou transorbitale) pour accéder aux artères du polygone de Willis ou au siphon carotidien.

Les avantages du Doppler pulsé résident notamment dans :

- **La localisation spatiale précise des signaux Doppler**, grâce à l'échantillonnage temporel contrôlé,
- **La possibilité d'obtenir simultanément une image échographique anatomique (mode B ou Duplex)**, ce qui facilite la corrélation entre la morphologie vasculaire et la dynamique du flux,
- **Une meilleure capacité de quantification** des vitesses dans une zone définie, essentielle pour le diagnostic de sténoses ou d'autres anomalies hémodynamiques.

Malgré ses nombreux atouts, le Doppler pulsé présente quelques limitations :

- **Risque d'ambiguïté fréquentielle (aliasing)** lorsqu'une PRF insuffisante est utilisée pour des flux artériels rapides, conduisant à une mauvaise estimation de la vitesse,
- **Dépendance au repérage spatial** : la qualité de l'analyse repose sur la capacité de l'opérateur à sélectionner correctement la fenêtre d'écoute sur l'image échographique.
- **Sensibilité aux petits vaisseaux et aux flux très lents**, qui peuvent être difficiles à détecter si la PRF n'est pas judicieusement réglée.

Tableau récapitulatif des avantages et inconvénients du Doppler pulsé :

Tableau II.7 : avantages et inconvénients du Doppler pulsé.

<i>Avantages</i>	<i>Inconvénients</i>
- Grande précision de tir grâce à la visualisation précise du vaisseau ciblé.	- Sensibilité réduite pour la détection de flux très lents.
- Précision dans la mesure des vitesses, permettant une quantification fiable des flux.	- Risque d'ambiguïtés fréquentielles (aliasing) et d'erreurs en profondeur, notamment pour des PRF insuffisantes.
- Identification claire du vaisseau sur une image échographique.	- Difficulté à détecter de petits vaisseaux ou à mettre en évidence des zones de flux lent ou obstrué.
- Possibilité d'effectuer des mesures complémentaires (indice	- Limitation de l'étude en profondeur : une PRF trop basse peut fausser l'origine spatiale des fréquences

de résistance, accélération, etc.).	Doppler, entraînant une mauvaise estimation de la vitesse.
- Résolution spatiale accrue permettant de localiser précisément l'enregistrement Doppler en profondeur.	- Rapport signal/bruit moyen, ce qui peut affecter la qualité du signal dans certaines conditions.
- Évaluation effectuée au centre du vaisseau, offrant des mesures représentatives du flux central.	

II.6.3.3 Les systèmes duplex

Avec ces dispositifs duplex, il devient aisé de localiser l'aire de prélèvement de la vitesse grâce à un index brillant, qui indique avec précision la position relative aux structures anatomiques visualisées sur l'image échographique. En pratique, ces systèmes permettent de réaliser sur une même acquisition la mesure simultanée de la vitesse moyenne de l'écoulement et du diamètre (ou de la section) du vaisseau, ce qui conduit à une estimation quantitative du débit sanguin.

Les systèmes duplex fonctionnent par l'acquisition alternée de l'image échographique et du signal Doppler. Cette approche combine souvent deux plages de fréquences d'émission : une fréquence plus élevée est employée pour l'acquisition de l'image (permettant une résolution spatiale optimale), tandis qu'une fréquence plus basse est utilisée pour le mode Doppler afin de maximiser la détection des variations de fréquence liées au mouvement du sang.

L'optimisation de ces systèmes résulte d'un compromis technique. En effet, la qualité de l'image ultrasonore est maximale lorsque les interfaces anatomiques sont perpendiculaires (à 90°) par rapport au faisceau d'ultrasons, condition idéale pour l'obtention d'images nettes. Toutefois, pour le signal Doppler, il est nécessaire d'avoir un angle minimum entre le faisceau et le flux sanguin afin de garantir une détection fiable du décalage de fréquence. C'est ce compromis qui oriente le réglage des systèmes duplex, assurant ainsi une balance entre la qualité d'image et la précision des mesures de vitesse.

Par ailleurs, la visualisation simultanée des vaisseaux – notamment des vaisseaux superficiels – facilite l'interprétation des signaux Doppler et permet d'identifier avec exactitude les lésions pariétales. Cette capacité est particulièrement utile pour focaliser l'examen sur des zones pathologiques, tant en amont qu'en aval d'une sténose ou d'une autre anomalie vasculaire. Néanmoins, les systèmes duplex demeurent limités pour l'étude des vaisseaux profonds, qui sont souvent peu visibles sur l'image échographique. Dans ces situations, l'orientation du flux et la détection des lésions pariétales restent incertaines, ce qui représente l'un des principaux défis cliniques dans l'imagerie Doppler.

En somme, les dispositifs duplex, en alliant la visualisation anatomique et l'évaluation hémodynamique, constituent un outil diagnostique incontournable en angiologie et en imagerie cardiovasculaire. Leur efficacité repose sur une calibration précise et un choix judicieux des paramètres d'acquisition, afin d'optimiser à la fois la qualité de l'image et la fiabilité des mesures Doppler.

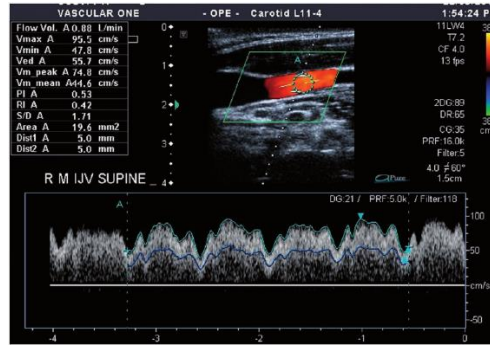


Figure II.12 : Les systèmes duplex.

II.6.3.4. Doppler bidimensionnel ou Doppler couleur

Le Doppler couleur constitue une évolution majeure dans l'imagerie ultrasonore, permettant d'associer en temps réel l'imagerie en mode B (2D) aux informations hémodynamiques acquises par le biais de l'effet Doppler. Par convention, les flux sanguins sont codifiés en couleur afin de faciliter leur interprétation : le rouge indique les flux se dirigeant vers la sonde, le bleu ceux qui s'en éloignent, et l'intensité ou la nuance de la couleur reflète la vitesse du flux. Ce procédé révolutionne l'évaluation de la vascularisation dans divers organes et facilite le diagnostic des pathologies vasculaires, tumorales et autres anomalies hémodynamiques.

Le système Doppler couleur intègre dans le même équipement une imagerie échographique rapide et la détection du signal Doppler pour chaque point de l'image. Contrairement aux systèmes monoporteurs (ou Doppler pulsé classique) qui acquièrent des informations le long d'un seul faisceau, le Doppler couleur permet une acquisition multiportée et multiligne. Grâce à un procédé d'autocorrélation, la modification de la phase entre deux impulsions successives est analysée pour fournir, presque simultanément, l'information Doppler sur toute la longueur d'une ligne d'échantillonnage.

Le signal Doppler est coloré selon des conventions usuelles :

- **Sens du flux** :
 - Rouge lorsque le flux se rapproche de la sonde.
 - Bleu lorsque le flux s'en éloigne.
- **Vélocité du flux** :
 - Les vitesses élevées apparaissent en teintes claires (tendant vers le jaune ou le blanc), traduisant une accélération du flux.
 - Un changement de teinte, ou l'apparition d'une couleur virant au blanc, peut indiquer la présence de turbulences ou d'un phénomène d'aliasing dû à un dépassement du seuil de la PRF.

L'échelle de couleur, généralement affichée en marge de l'image, indique à la fois le sens du mouvement et la vitesse, permettant une interprétation rapide du phénomène circulatoire.

Dans le Doppler couleur, chaque impulsion ultrasonore est suivie d'un temps d'attente pendant lequel l'écho est capté dans une "fenêtre d'écoute".

Le procédé d'autocorrélation permet d'extraire, sur une ligne donnée, les trois informations essentielles du signal ultrasonore :

- **L'amplitude** : qui est utilisée pour reconstruire l'image en niveaux de gris.
- **La phase** : qui donne la direction du mouvement (flux se rapprochant ou s'éloignant de la sonde).
- **La fréquence Doppler** : qui est corrélée à la vitesse du flux sanguin.

Ce traitement est effectué pour chaque pixel, ou groupe de pixels, permettant d'obtenir une carte colorée du flux sur l'ensemble de l'image échographique. Afin de pallier le faible rapport signal/bruit inhérent à ce procédé, le même tir est répété entre 16 et 32 fois par ligne d'échantillonnage.

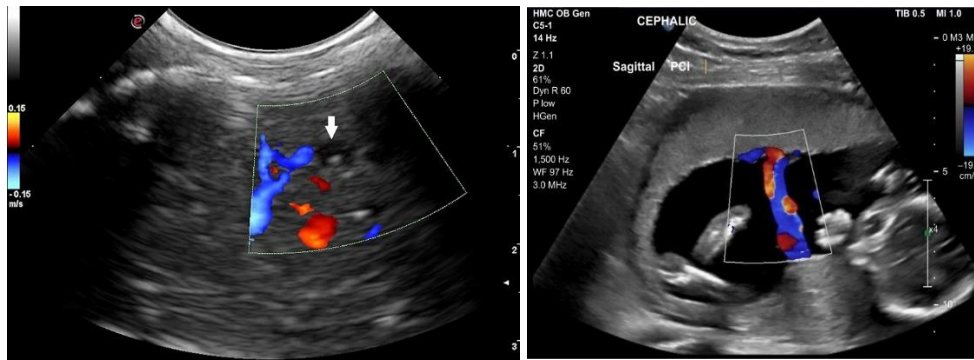


Figure II.13 : Doppler couleur

II.6.3.5 Le mode Triplex

Le mode « Triplex » combine simultanément l'imagerie en Doppler couleur (ou Doppler Énergie) avec le défilé spectral. Ce mode permet d'obtenir, en temps réel, à la fois une représentation spatiale de la circulation sanguine et une analyse spectrale fournissant des informations précises sur la vitesse, la direction et la nature du flux. Il s'avère particulièrement utile pour évaluer la dynamique hémodynamique dans les vaisseaux, orientant ainsi le diagnostic en angiologie et en cardiologie.

II.6.3.6 Doppler tissulaire ou Tissue Doppler Imaging (TDI)

Comme tout mouvement donne lieu à l'effet Doppler, il est possible de tirer profit du mouvement de paroi dus aux pulsations du cœur ou d'un vaisseau. C'est un mode qui est adapté aux vitesses relativement lentes, pour le déplacement des tissus.

La difficulté majeure de cette technique réside dans le fait qu'il faut pouvoir différencier l'effet « Doppler » dû au flux sanguin d'une part et celui dû aux mouvements de la paroi d'autre part. Deux points les différencient :

- ✓ La vitesse du flux sanguin est nettement supérieure à la vitesse du mouvement tissulaire. Par conséquent il génère des fréquences Doppler plus élevées.
- ✓ L'amplitude du signal est plus forte dans les tissus.

Actuellement cette technique n'est utilisée qu'en échographie cardiaque.

II.7. Conclusion :

L'échographie Doppler est un examen non invasif, c'est-à-dire qui ne nécessite pas d'effraction de la barrière que constitue la peau. Cela permet d'éviter les risques d'infection. De plus, cet examen est indolore et traumatique, les ultrasons étant sans danger pour les tissus. Il peut être pratiqué sur des femmes enceintes ou des enfants en bas âge. Il peut donc être répété autant de fois que nécessaire. Toutefois, comme pour toute exploration ultrasonore fœtale, l'échographie Doppler doit être réalisée avec les réglages appropriés tenant compte de la puissance acoustique émise afin d'éviter le risque de lésions fœtales potentielles. La qualité de l'imagerie obtenue par écho doppler est très variable d'un patient à l'autre. L'obésité et les déformations thoraciques rendent parfois l'examen difficilement interprétable. La sonde étant manipulée manuellement, le plan de coupe de l'image obtenue peut varier. La qualité des résultats reste donc très dépendante de l'habileté et de l'expérience de l'opérateur.

L'examen échodoppler en angiologie est devenu un examen indispensable et de première intention pour confirmer le diagnostic des lésions des vaisseaux et de guider le choix thérapeutique en fonction des lésions dépistées. Il est indispensable dans la surveillance de la thérapeutique médicale, chirurgicale et dans les suites d'une

intervention radiologique interventionnelle. Cette méthode d'exploration vasculaire est non traumatisante (pas de ponction, pas d'injection de produit iodé), et de réalisation rapide en ambulatoire.

Les références :

1. *Manuel d'acoustique fondamentale* (3^e éd.). BRUNEAU, M. (2017). Paris : Hermès Science.
2. *Imagerie médicale : Principes et applications*. DOMINGUEZ, G., & FRIJA, G. (2019). Montpellier : Sauramps Médical.
3. *Ultrasound Physics and Instrumentation* (4^e éd.). HEDRICK, W. R., et al. (2005). St. Louis : Elsevier Mosby. ISBN 978-0-323-03106-6.
4. “*Histoire de l'échographie : de Spallanzani aux applications modernes*”. POCHET, J.-M. (2016). Histoire des Sciences Médicales.
5. *Échographie Doppler : Principes et pratique clinique*. SZNUR, A., & CORREAS, J.-M. (2018). Bruxelles : De Boeck Supérieur.
6. “*Piezoelectric Materials in Medical Ultrasound Probes: A Review*”. SHRESTHA, A., & KHANAL, B. (2019). IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 66(8), 1324–1335.
7. “*Doppler Tissue Imaging: Technical Advances and Cardiac Applications*”. RADIOLOGICAL SOCIETY OF NORTH AMERICA (RSNA). (2022). Radiographics.
8. *IMAGERIE MEDICALE : Ultrason et Echographie*. BOUKLI HACENE, I. (s.d.). BM 851, Université Aboubakr Belkaïd – Tlemcen.

CHAPITRE 3

L'échographie

CHAPITRE 3 : L'échographie

III.1 Histoire de l'échographie

L'échographie est un terme constitué de deux mots : **écho** et **graphie** qui signifie dessiner l'écho (l'onde réfléchi), qui est une technique d'imagerie permettant de visualiser sur écran des structures du corps humain et animal en utilisant les ondes ultrasonores.

Son histoire débute donc avec celle des ultrasons. C'est en 1880 que les frères Pierre et Jacques Curie découvrent le principe de l'émission et de la réception des ultrasons par le phénomène de la piézo-électricité (émission d'ondes vibratoires par un cristal ou une céramique soumise à un courant alternatif et, inversement, création d'un flux électrique par une céramique lorsqu'elle subit une pression liée à une onde ultrasonore).

La première utilisation des ultrasons fut réservée à l'armée, pour détecter les sous-marins dès la 1^{re} guerre mondiale. En 1917, Paul Langevin crée le système du Sonar qui utilise la propagation des ultrasons dans l'eau.

La première utilisation des ultrasons en médecine est faite par Dussik, en Autriche, en 1947 pour explorer le cerveau. Le premier échographe est présenté en 1951 en Angleterre, conçu par Wild, médecin, et Reid, électronicien. L'effet Doppler, découvert en 1942 par Christian Doppler, et permettant de calculer la vitesse radiale des astres, est ensuite appliqué aux ultrasons et à l'échographie dans les années 1960 pour l'évaluation du flux sanguin.

Les premières indications de l'échographie concernaient le cerveau, puis le cœur, puis le fœtus, vers les années 1970. Les progrès technologiques permirent d'importantes évolutions qui, sans cesse, améliorent la qualité de l'image, facilitent la réalisation de l'examen et étendent les indications à presque tous les éléments du corps humain. L'étape la plus importante fut l'apparition des sondes en temps réel vers les années 1980. Depuis, l'utilisation de plus grandes fréquences, les sondes endocavitaires et les sondes 3D vers les années 2000, ont encore amélioré les possibilités d'investigation échographique dans toutes les spécialités médicales. Les fabricants de matériel étant toujours à la recherche d'innovations, il est probable que de nouvelles évolutions étendent encore davantage les applications de l'échographie.

III.2 Principe de l'échographie

L'échographie est une technique indolore et non dangereuse utilisée en médecine humaine et vétérinaire pour étudier l'intérieur du corps humain (animal), permettant l'observation directe des organes internes.

La technique d'échographie utilise des ondes ultrasonores de fréquence varie de **1MHz à 20 MHz** (jusqu'à 50MHz pour l'œil), elle dépend des organes ou des tissus biologiques à sonder.

Le phénomène de l'écho est dû à la réflexion des ondes sonores sur une paroi abrupte, le terme graphie désigne la représentation écrite de ces échos.

Le système d'échographie utilise une sonde, un système informatique et un système de visualisation. L'élément qui émettra les ultrasons sera la sonde. Cette dernière va en effet envoyer des ondes dans un périmètre délimité. L'échographie utilise différentes fréquences d'ondes selon l'utilisation qu'il doit en être fait.

- 1.5 - 4.5 MHz on pourra étudier les secteurs profonds tel que l'abdomen et cela à l'ordre de quelques millimètres.
- 5 MHz on va cibler les structures intermédiaires comme des cœurs à une échelle inférieure au millimètre.

- 7 MHz on verra de petites structures proches de la peau comme des veines ou artères.
- 10 - 18 MHz on étudiera de petits animaux ou alors on l'utilisera dans le cadre de l'imagerie superficielle.
- Jusqu'à 50 MHz on utilisera l'échographie pour l'observation de l'œil.

Avant une échographie un gel sera appliqué sur la partie à étudier pour améliorer le contact entre la peau et la sonde et pour qu'il y ait le moins d'interférences possibles dans la transition des ondes de la sonde à la zone étudiée.

Par le biais d'une sonde en contact avec la peau, le médecin peut visualiser sur un écran les images obtenues, ce qui lui permet de diagnostiquer des pathologies sans risques et sans douleurs pour le patient.

L'image échographique est obtenue grâce aux ultrasons après avoir traversé les différents tissus, sont réfléchis vers la sonde. Cette dernière joue alternativement le rôle d'émetteur et de récepteur dans des intervalles de temps extrêmement courts, de quelques fractions de secondes.

Dans le temps où la sonde reçoit les ultrasons, l'échographe analyse deux paramètres qui influent sur l'image :

- D'une part, le temps mis par l'écho pour revenir à la sonde, depuis son émission. Ce temps est le double de celui mis par l'ultrason pour atteindre l'interface qui a créé l'écho. La vitesse de propagation dans les tissus mous et l'eau étant constante (1540 m/s), l'échographe calcule la distance entre la sonde et l'interface pour situer le point de réflexion sur l'écran, ce qui donne le siège en profondeur de l'interface ;

- D'autre part, l'intensité de l'écho réfléchi qui est proportionnelle à la dureté de l'interface qui a réfléchi l'ultrason. La limite entre deux tissus d'impédances acoustiques très différentes (tissu mou/os ou tissu mou/air) donne des échos très intenses.

Par analogie, on appelle écho aussi bien l'onde recueillie par la sonde que le point qui représente cet écho sur l'écran. On parle d'échos denses ou fins selon qu'il s'agit d'interfaces très fortes ou peu marquées.

Le signal électrique induit par l'écho de retour est amplifié et converti, autrefois en courant cathodique générant une image sur un écran analogique, maintenant en signal numérique transcrit sur les écrans modernes.

Connaissant les temps de retour des échos, leurs amplitudes et leurs célérités, on en déduit des informations sur la nature la profondeur et l'épaisseur des tissus traversés.

III.3. Les différents modes en échographie

Les différents modes échographiques sont le reflet de la formidable amélioration technologique des appareils. Actuellement, toutes les sondes sont en « temps réel » et peuvent être utilisées en mode Time Motion (TM) et en Doppler, mais il n'est pas inutile de rappeler les autres modes plus anciens qui, étant plus « basiques », permettent de comprendre le mode de formation élémentaire de l'image échographique.

III.3.1. Le mode A (modulation d'Amplitude)

Il fut le premier type d'image obtenu à partir des premières sondes qui comportaient un seul cristal piézo-électrique (mono-élément).

Il donne une image dans une seule dimension. Il permettait de rechercher un déplacement de la faux du cerveau dans les pathologies intracrâniennes. L'écho de retour est représenté par un pic dont la hauteur (sur l'axe des ordonnées) est

proportionnelle à l'intensité de l'écho, et dont la distance par rapport au point d'émission (sur l'axe des abscisses) a été calculée en fonction du temps de retour et correspond à la profondeur de l'interface étudiée.

- Application du mode A :
 - ✓ En neurologie ce mode permettait de détecter l'existence d'un épanchement intracrânien ou d'une masse en observant si l'écho de ligne médiane était déplacé.
 - ✓ En ophtalmologie ce mode permettait de définir avec une bonne précision les dimensions du globe oculaire.

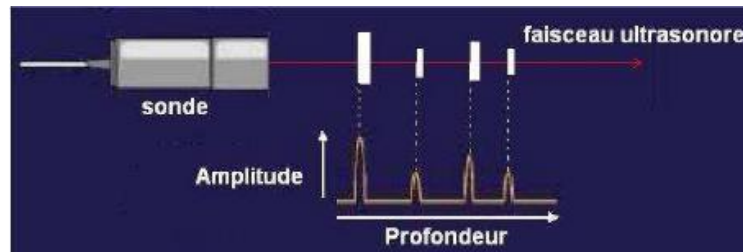


Figure III.1 Représentation de l'image échographique en mode A

III.3.2. Le mode B (modulation de Brillance)

Au début unidimensionnel, il représentait l'écho non plus par un pic mais par un point dont la brillance était proportionnelle à l'intensité de l'écho. Cette information supplémentaire sur la brillance de l'écho a permis de créer « l'échelle de gris ». La profondeur est toujours calculée comme en mode A, mais on adopte une représentation plus « anatomique », la distance est figurée sur l'axe des ordonnées en valeurs négatives : les interfaces proches de la sonde apparaissent en haut de l'image et, plus les interfaces sont profondes, plus elles apparaissent vers le bas de l'image.

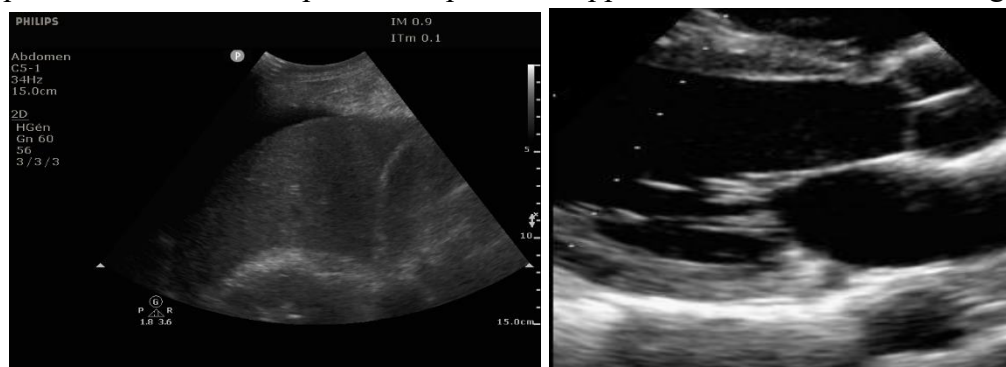


Figure III.2 Le mode B

III.3.3 Le mode M (Mouvement) et maintenant le mode TM (Time Motion)

Le mode TM (Temps Mouvement) ou M pour les anglophones (Motion) est une forme d'ultrasonographie dans laquelle une seule ligne de balayage est émise, reçue et affichée graphiquement. Un enregistrement en mode m est classiquement affiché avec l'abscisse représentant le temps et la distance en ordonnée du transducteur, cette dernière étant dérivée du retard entre l'émission d'une impulsion et sa détection. Un cristal piézoélectrique unique est utilisé et représenté dans une image représentant l'impédance acoustique (soit la densité du matériau rencontré). Ces signaux sont ensuite affichés sous forme de points dont la luminosité est proportionnelle à l'amplitude des ondes réfléchies.



Figure III.5 Image échographique en mode Temps réel

III.3.6. L'imagerie tridimensionnelle (3D)

Elle est encore plus récente, grâce à des sondes qui comportent encore plus d'éléments, disposés non plus dans un seul plan, mais sur une zone plus large, permet d'émettre les ultrasons et d'analyser les échos, non plus dans un seul plan, mais dans un volume, ce qui est principalement utilisé pour les grossesses.



Figure III.6 Echographie 3D

III.4. Les échographes

Les échographes actuels donnent tous des images en temps réel. Un échographe « classique » se compose de :

- une console de commande, avec clavier permettant d'enregistrer les données du patient, de choisir le type d'examen et la sonde à utiliser, de régler certains paramètres pour optimiser l'image (les **preset** sont des réglages préprogrammés pour chaque type d'organe), de lancer l'émission des ultrasons ou l'interrompre en **gelant** l'image, d'envoyer les images souhaitées sur un reprographe ou sur un système de stockage au format **DICOM** ;
- un système informatique très sophistiqué qui gère les impulsions électriques excitant les groupes de céramiques piézo-électriques pour produire les ultrasons, et surtout qui analyse les signaux électriques induits par les échos réfléchis, les amplifie et les traite pour former l'image de la coupe en temps réel. L'opérateur peut commander une grande partie des traitements électroniques, en particulier le **gain** qui est le renforcement des échos que l'on peut régler soit globalement, soit sélectivement en profondeur ou en proximal ;
- un écran qui permet la visualisation des images et sur lequel on peut effectuer des mesures ;
- plusieurs sondes adaptées aux différents examens ; l'ensemble est installé sur un chariot à roulettes, donc mobilisable jusqu'au lit du patient.

La miniaturisation des systèmes informatiques permet maintenant de fabriquer des échographes de moins en moins encombrants, de la taille d'une mallette, d'un ordinateur portable et même d'un smartphone.



- 1 : Sonde convexe 5 à 6 MHz (abdomen).
- 2 : Sonde linéaire 12 MHz (thyroïde, sein).
- 3 : Sonde linéaire 18 MHz (musculotendineux).
- 4 : Sonde endocavitaire 9 MHz (gynéco, prostate).
- 5 : Console de commande.
- 6 : Écran.

Figure III.7 L'échographe et ses sondes.

Un échographe possède une électronique complexe de traitement de l'image comportant plusieurs sous-ensembles :

- 1) Une amplification différentielle (Module TGC : time gain compensation)
- 2) Sélection de la gamme dynamique des échos
- 3) Détection et rectification : la partie négative du signal est redressée et affichée en Positif
- 4) Convertisseur AD et DA (analogique /digital et digital/analogique)
- 5) Une mémoire
- 6) Un post traitement
- 7) Un reformatage des données et synchronisation

III.5. Formation de l'image échographique

L'image obtenue en échographie est celle d'une tranche d'un tissu dont la position et l'épaisseur sont déterminées par les caractéristiques de l'échographe. La position de la tranche est déterminée par le plan de balayage du faisceau ultrasonore utilisé.

L'image formée représente ainsi les propriétés mécaniques des différents points de la tranche, moyennées sur son épaisseur.

Les échos provenant des différentes lignes du balayage qui composent le plan de coupe parviennent à la sonde et subissent une succession d'opérations pour fournir une image en temps réel en échelle de gris représentative des interfaces et de la diffusion.

Dans un premier temps nous ne nous intéressons qu'à la formation physique du signal échographique qui servira ensuite à former l'image, c'est-à-dire au résultat de l'interaction entre le faisceau ultrasonore incident et les tissus étudiés.

Une fois le signal ultrasonore est reçu par la sonde, les procédures suivantes sont applicables jusqu'à l'affichage des images en temps réel sur l'écran.

Constitution d'une image : L'objectif est de créer une image stockée sous forme d'une matrice (512x512). La position verticale dans la matrice est donnée par l'instant de retour TR de l'écho (profondeur). Sa position horizontale correspond à la ligne observée et l'amplitude A_i de cet écho est convertie en niveaux de gris. Chaque pixel de l'image est donc représentatif d'un écho, en position et en amplitude.

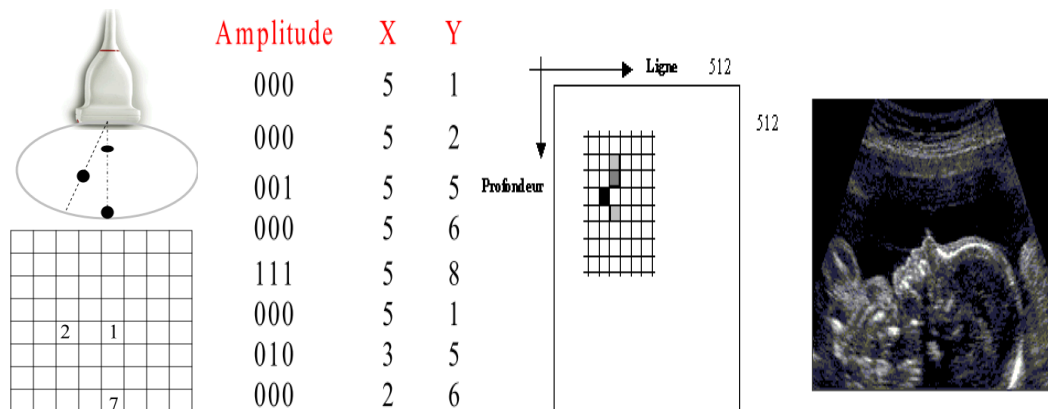


Figure III.8 Constitution de l'image échographique.

Le générateur de position détermine l'origine des échos en utilisant le temps de vol et la position des cristaux

- Les coordonnées cartésiennes sont obtenues à partir des coordonnées polaires (angle, et rayon)
- L'amplitude du signal et les coordonnées de la position pour chaque ligne de balayage sont stockées en mémoire.
- L'amplitude de chaque écho est assignée aux pixels appropriés. Le niveau d'amplitude détermine l'échelle de gris

Une image est constituée à partir d'une centaine de tirs ultrasonores. Pour remplir les 512 colonnes de la matrice on procède par interpolation des pixels les plus proches. Pour rendre moins brutales les variations de niveaux de gris, on effectue également un lissage de l'image.

L'amplitude de l'écho dépend de l'échogénicité de la cible mais aussi de la profondeur. Il faut compenser cette atténuation de profondeur pour homogénéiser le contraste en profondeur. L'opérateur applique donc un réglage de gain, fonction de la profondeur. De plus, cette mémoire image peut être lue par un processeur indépendant, chargé de la convertir en un signal analogique compatible avec le format standard vidéo d'un téléviseur classique, disposant ainsi de tous les accessoires utilisant ce format (magnétoscope, vidéoprojecteur etc...).

III.5.1. Amplification, démodulation et redressement :

Le signal électrique analogique très faible est immédiatement amplifié. La fréquence ultrasonore "porteuse" est ensuite supprimée puis un redressement est effectué.

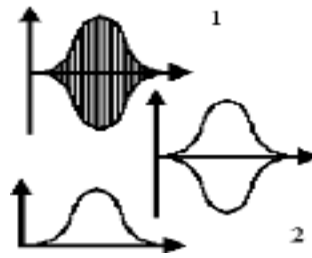


Figure III.9 Démodulation du signal reçu.

III.5.2. Numérisation :

Un convertisseur analogique/numérique : la valeur d'amplitude de chaque écho converti en valeurs binaires est également stockée dans la matrice selon l'axe z dont la profondeur dépend du nombre de bits : (6 bits = 64 niveaux de gris et 8 bits = 256 niveaux de gris)

Un convertisseur analogique/numérique assure ensuite sa numérisation comme suit :

- ✚ L'échantillonnage est adapté au remplissage d'une matrice habituellement de 512.
- ✚ La quantification s'effectue sur 16, 64 ou 256 niveaux.
- ✚ L'adressage dans la matrice dépend de la ligne ultrasonore étudiée et du temps de retour de l'écho.

III.5.3 Traitement de l'image :

III.5.3.1 Réglage du gain :

Une même interface donne un écho dont l'amplitude, à cause de l'atténuation, dépend de sa profondeur : les échos provenant de la profondeur sont plus faibles que les échos superficiels. Pour homogénéiser le contraste en profondeur, il faut appliquer compensatrice de l'atténuation.

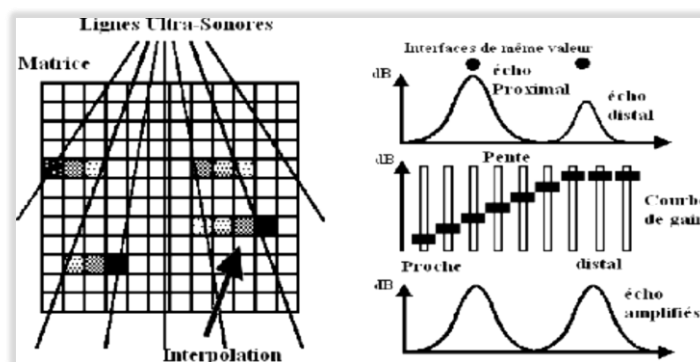


Figure III.10 :(A+B) A- Rôle de la courbe de gain. B -Remplissage de la matrice par Interpolation.

On distingue :

- ✚ Le gain général agissant de manière identique sur tous les échos.
- ✚ La pente d'amplification ou courbe de gain qui peut être linéaire ou modulable zone par zone grâce à des potentiomètres.
- ✚ Le gain proche atténuant de manière sélective les échos proximaux souvent saturés.

III.5.3.2. Interpolation :

Le nombre de lignes de tir est de l'ordre de 100 : pour remplir les 512 colonnes de la matrice, une interpolation à partir des échos les plus proches est réalisée. Ceci est particulièrement nécessaire en distalité pour les balayages sectoriels.

III.5.3.3. Lissage :

Afin de rendre moins brutales les variations d'amplitude d'échos voisins, un "moyennage" est réalisé : **lissage spatial**.

De même, **un lissage temporel** est effectué entre deux valeurs successives d'un même point de l'image.

Moyennage : fait partie des traitements d'image en informatique. Il consiste à faire une moyenne entre plusieurs pixels d'une image. Cette opération rend par conséquent l'image plus floue. On peut notamment l'utiliser afin d'afficher en noir et blanc une image qui est à la base en couleur.

III.5.3.4. Compression logarithmique :

Différence entre les échos utiles au diagnostic, entre les échos les plus faibles et les échos les plus forts il existe un rapport 100. **Comment représenter ces images (œil =64 niveaux de gris) ?**

Sur une même image, des échos très forts des obstacles réfléchissants (os, gaz, ...), et des échos très faibles (échos de structure). Le signal RF a une dynamique de l'ordre de 100 dB (rapport 100000) et la dynamique des signaux que l'œil humain peut identifier est de l'ordre de 25 à 30 dB.

Afin de répartir ces échos sur une échelle de 16 niveaux de gris, une compression logarithmique est effectuée. La pente de cette correction gamma peut être choisie par l'opérateur.

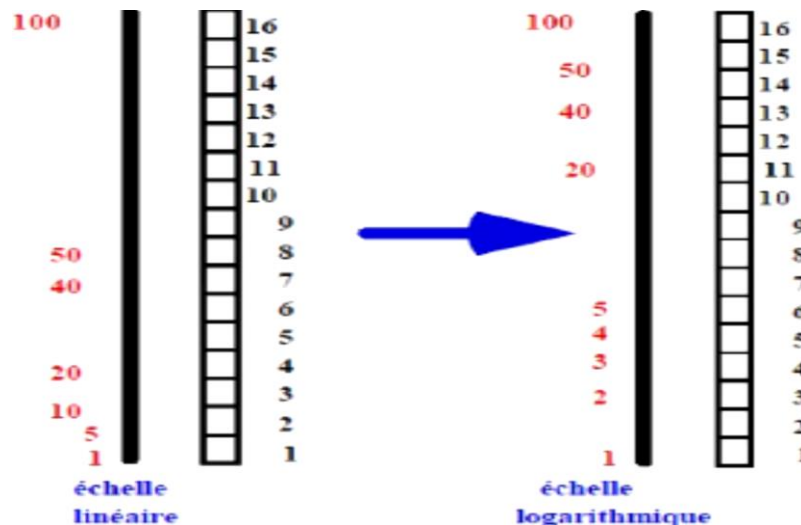


Figure III.11 : Compression logarithmique

III.5.3.5. Zoom :

L'utilisation d'une mémoire image est intéressante pour plusieurs raisons :

- Une fois stockée, l'image peut être analysée finement. On peut faire un zoom et prendre des mesures sur les organes observés en positionnant des curseurs.

Les dimensions entre curseurs sont converties directement en millimètres en fonction du zoom sélectionné.

- Il est possible de visualiser le tout ou une partie de la profondeur de l'image, ce qui réalise un effet d'agrandissement.

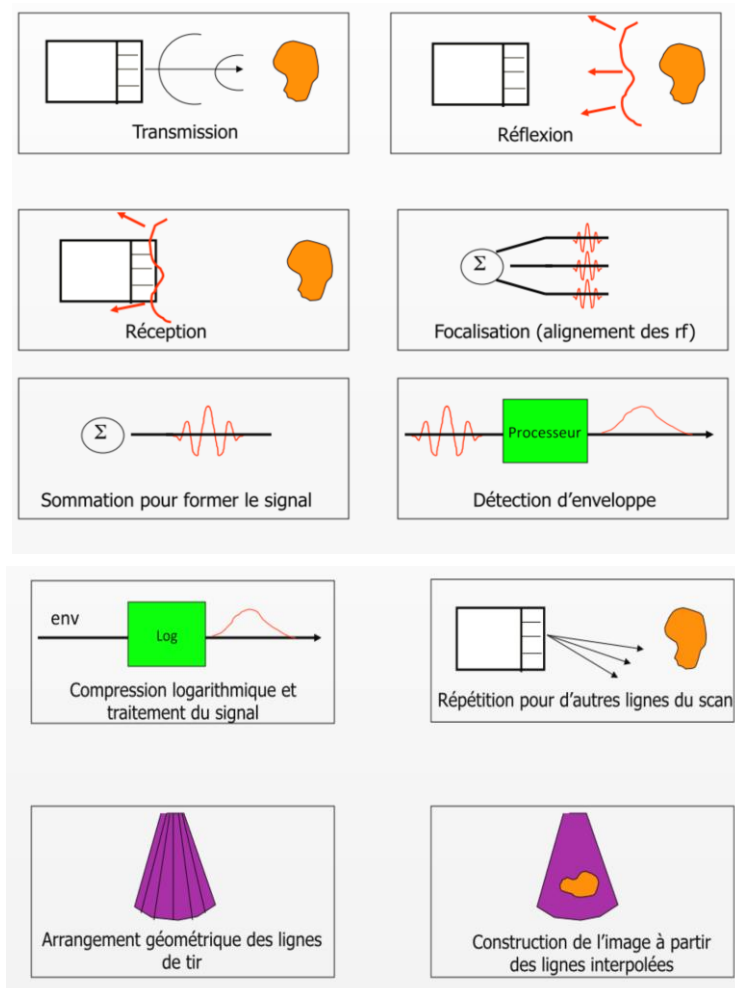


Figure III.12 : les étapes de formation d'image échographique.

III.6. Les sondes

C'est l'élément essentiel et le plus exposé de l'échographe. Très fragiles, les sondes doivent être manipulées avec précaution en évitant tous les chocs et chutes qui risquent de les endommager de façon irréversible. Elles doivent être désinfectées avec des produits adaptés pour ne pas altérer la membrane de la zone de contact. La sonde échographique utilise le principe de la piézoélectricité : des cristaux intégrés à la sonde émettent des ondes ultrasonores lorsqu'ils sont excités par un courant électrique. Ces ondes se propagent dans les tissus et sont partiellement réfléchies selon la densité des structures rencontrées. Les échos reçus par la sonde sont ensuite convertis en signaux électriques pour reconstruire une image en temps réel.

Nous ne reviendrons pas sur les anciennes sondes « mono-élément », unidimensionnelles, qui émettaient les ultrasons dans une seule direction sur une trajectoire unique. Les sondes actuelles en temps réel, ne sont plus constituées d'une seule céramique, mais d'un grand nombre de céramiques ou cristaux juxtaposés qui émettent les ultrasons, non plus sur une seule **ligne de tir** mais en formant un faisceau d'ultrasons soit en **éventail**, soit **linéaire**.

On trouve trois types de sondes externes :

- **les sondes sectorielles**, de forme étroite, plus ou moins conique : la zone d'émission des ultrasons est étroite et oscille de façon semi-circulaire, formant un faisceau qui s'élargit fortement en éventail vers la profondeur, donnant une bonne image en profondeur, mais médiocre en surface. Elles sont surtout utilisées en cardiologie.



Figure III.13 : sonde sectorielle

- **les sondes linéaires** : les éléments piézo-électriques sont parallèles et disposés en ligne droite, donnant un faisceau rectangulaire dont l'image est aussi bonne en surface qu'en profondeur. Elles ont permis le développement de l'échographie musculosquelettique grâce à des fréquences élevées de 12 à 18 MHz ;



Figure III.14 sonde linéaire

- **les sondes convexes** : les éléments sont également alignés mais sur une surface convexe, formant un faisceau en éventail mais avec une zone d'émission beaucoup plus large que les sondes sectorielles, d'où une meilleure image des zones superficielles. Elles sont les plus utilisées pour l'abdomen et le thorax, avec des fréquences de 3,5 à 5 ou 6 MHz.



Figure III.15 : Sonde convexe.

Les différentes sondes sont caractérisées par leur fréquence, qui dépend en particulier de l'épaisseur de la céramique. Mais en fait, la céramique vibre, non pas à une fréquence unique, mais également à des fréquences un peu plus basses et un peu plus élevées que la fréquence principale, réalisant une bande de fréquence appelée **bande passante**. Les sondes actuelles ont de larges bandes passantes, ce qui améliore la qualité d'image aussi bien en surface qu'en profondeur. Les faisceaux d'ultrasons émis par les sondes, mêmes linéaires, tendent toujours à s'élargir en éventail ; pour garder un bon parallélisme du faisceau qui conditionne la qualité de l'image, les sondes possèdent un système électronique qui **redresse** les ultrasons dans l'axe voulu à une certaine distance de la sonde, c'est la **focalisation** que l'on doit régler plus ou moins profonde, juste sur la zone d'intérêt.

III.7. Avantages de l'échographie :

- Technique non invasive, indolore, sans irradiation, sûre même pour les femmes enceintes.
- Peu coûteuse et réalisable au lit du patient.
- Permet une visualisation dynamique en temps réel (organes en mouvement).
- Utilisable dans presque toutes les spécialités médicales (cardio, gynéco, digestif, musculosquelettique...).
- Sert à guider les ponctions et biopsies.
- Très utile chez le nourrisson (échographie transfontanellaire) et dans le suivi de grossesse.

III.8. Limites de l'échographie :

a) Limites techniques :

- Sensible à l'air, aux os et à la qualité du contact entre la sonde et la peau.
- Présence d'artéfacts (réverbération, ombre, miroir...).
- La fréquence de la sonde limite la profondeur ou la résolution.

b) Limites liées au patient :

- Obésité, pilosité, tremblements, pansements ou incapacité à collaborer peuvent altérer l'image.

c) Limites liées à l'opérateur :

- Dépend fortement de la compétence, de l'expérience et de la rigueur de l'échographiste.

III.9. Conclusion :

L'échographie s'est imposée non seulement comme un outil de diagnostic fiable, mais également comme un moyen d'exploration dynamique et en constante amélioration. Son accessibilité, son innocuité et sa polyvalence font d'elle un pilier de l'imagerie médicale contemporaine, avec des perspectives d'avenir prometteuses grâce à l'intégration continue de nouvelles technologies telles que l'intelligence artificielle, la 3D et l'imagerie fonctionnelle.

Les références :

1. *Échographie médicale : Principes et applications*. Berger, M., & Pozzi, L. (2018). Elsevier Masson.
2. *Échographie diagnostique* (5^e éd.). Rumack, C. M., Wilson, S. R., & Charboneau, J. W. (2020). Elsevier.
3. *L'échographie : Des bases physiques à l'imagerie avancée*. Tranquart, F., & Arditi, M. (2016). Springer.
4. "Les ondes ultrasonores et leurs applications". Langevin, P. (1917). *Revue générale des sciences*, 28, 1–14.
5. "The effects of biological tissues on 15-MHz pulsed ultrasound". Wild, J. J., & Reid, J. M. (1951). *Journal of the Acoustical Society of America*, 23(5), 537–540.
6. *Recommandations pour la pratique de l'échographie en temps réel*. Société Française de Radiologie (SFR). (2021).
7. "Fetal Movement Detection Dataset Recorded Using MPU9250 Tri-Axial Accelerometer". Delay, U., Dissanayake, S., Nawarathne, T., Wasalaarachchi, W., Hetti Arachchi, A., Abeywardhana, S., Withanage, T., & Gunarathne, S. (2019). Mendeley Data, V1.

Chapitre 4

Simulation des mouvements de la mère et du fœtus
via l'actimètre

Chapitre 4 : Simulation des mouvements de la mère et du fœtus via l'actimètre

IV .1. Introduction

La surveillance efficace des grossesses à risque constitue un défi majeur en obstétrique moderne. Cette recherche s'articule autour d'une question fondamentale : peut-on concevoir des outils de surveillance fiables et facilement déployables pour le monitoring fœtal ?

Répondre à cette problématique nécessite le développement de méthodes sophistiquées permettant l'extraction, l'analyse et l'interprétation de l'information contenue dans les signaux Doppler générés par l'activité fœtale. Cette approche implique la conception d'un appareillage spécialisé ainsi que l'élaboration d'une suite d'outils algorithmiques adaptés.

Défis et contexte scientifique

L'analyse des signaux Doppler fœtaux présente des défis techniques considérables. La nature non-stationnaire de ces signaux, leur répartition sur de longues durées d'acquisition, ainsi que leur apparition irrégulière rendent leur interprétation complexe et souvent subjective. Ces contraintes ont motivé le développement de diverses approches de monitoring fœtal, intégrant des méthodes d'interprétation automatisées à différents degrés.

Le monitoring fœtal moderne s'appuie sur l'analyse précise des signaux Doppler émis par les mouvements fœtaux. Cette technologie permet l'évaluation de paramètres cruciaux tels que la réflectivité tissulaire, l'amplitude et la direction des déplacements, ainsi que l'activité cardiaque fœtale. L'évolution de ce domaine a progressé des premiers capteurs externes, mesurant les mouvements corporels et cardiaques, vers des systèmes plus sophistiqués bénéficiant des avancées récentes en traitement numérique du signal.

L'approche multimodale actuelle intègre des données biométriques, hémodynamiques (flux fœto-placentaire) et neurologiques, notamment par électroencéphalographie fœtale (EEG). Cette intégration offre une évaluation complète du développement neurologique et de l'état de vigilance fœtale. Toutefois, les contraintes liées au caractère invasif de l'EEG fœtal ont favorisé l'adoption de l'échographie Doppler temps réel comme technique de référence pour l'observation prolongée non invasive. Malgré ces avancées, ces approches demeurent coûteuses, chronophages et nécessitent une supervision médicale continue.

Objectifs de la recherche

Ce travail vise le développement d'outils innovants pour l'amélioration de l'analyse des signaux Doppler liés à l'activité fœtale. La méthodologie repose sur le traitement de données acquises par des capteurs ultrasonores positionnés sur l'abdomen maternel, interfacés avec un système Doppler pulsé multivoies. Cette configuration permet la détection de signaux émis par les structures fœtales en mouvement à différentes profondeurs, facilitant ainsi l'exploration fine des activités cardiaques et motrices.

L'objectif principal consiste en l'extraction de paramètres physiologiques clés : rythme cardiaque, mouvements pseudo-respiratoires, déplacements des membres et du tronc, ainsi que les réponses aux stimuli spécifiques. Cette extraction vise l'amélioration de

la surveillance prénatale et la définition de l'état de bien-être ou de souffrance fœtale, dans une perspective de monitoring ambulatoire des grossesses à risque.

Une attention particulière est accordée à l'optimisation du dispositif, à la méthodologie de collecte de données et à la validation d'algorithmes de traitement sur des enregistrements cliniques réels. L'intégration de la corrélation avec l'activité maternelle, mesurée par accéléromètre, constitue également un aspect important de cette approche.

Importance clinique et perspectives

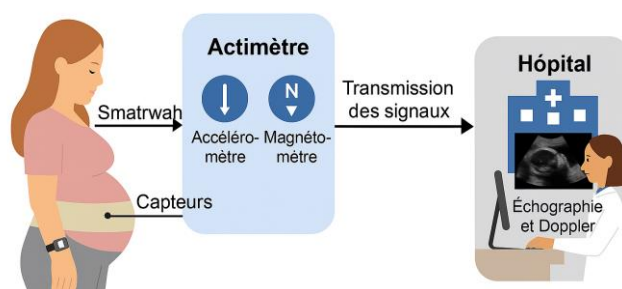
Le développement d'un système automatisé et portable tel que l'Actimètre_fœtus répond à un besoin clinique critique : assurer une surveillance continue et fiable de l'activité fœtale sans requérir une présence médicale permanente. Cette architecture multi-capteurs, associée aux capteurs de mouvements maternels, optimise la gestion des artefacts et permet l'étude des interactions mère-fœtus.

L'extraction automatisée de paramètres tels que la fréquence cardiaque, la quantification précise des mouvements (nombre, amplitude, durée, vitesse) et la détection des mouvements pseudo-respiratoires offre un outil diagnostique amélioré et une compréhension approfondie du comportement fœtal. La validation s'appuie sur un protocole d'évaluation rigoureux appliqué à un échantillon représentatif de grossesses normales et pathologiques, avec corrélation aux données échographiques et cliniques de référence.

Cette recherche s'inscrit dans le contexte émergent de la télémédecine et des nouvelles approches de surveillance prénatale, ouvrant des perspectives prometteuses pour la gestion optimisée des grossesses à risque, l'amélioration de la qualité des soins et la réduction significative des complications fœtales.

IV.2 Description du système actimètre_fœtus

Ce travail a un but pour réaliser un brevet permettant le suivi à distance des grossesses via un émetteur ayant la forme d'une montre que la femme enceinte place sur sa main et une ceinture composée de plusieurs capteurs, selon la disponibilité, on prend des capteurs pour explorer la tête, d'autres pour explorer les deux membres supérieurs et inférieurs sans oublier ceux pour explorer le ventre du fœtus. A la maison, la femme enceinte peut faire le ménage normalement sans porter la ceinture et la montre. Si elle sent un malaise, elle va immédiatement mettre la ceinture et la montre afin de relier les capteurs à une station d'exploration au niveau de l'hôpital, à ce moment, les signaux échographiques vont être envoyés à la station de l'hôpital, les médecins vont recevoir ces signaux, vont analyser les données et décident dans le cas critique de la ramener en urgence via une ambulance à l'hôpital, donc c'est le suivi à distance.



IV.2.1 Composition du dispositif

Le système actimètre_fœtus repose sur une architecture multi-capteurs intégrée dans une ceinture souple portée par la femme enceinte. Il est constitué des éléments suivants :

- Accéléromètres tri-axes (MEMS) : permettent de capter les accélérations dans les trois directions de l'espace. Ils sont utilisés pour détecter les mouvements brusques ou répétés du fœtus et les changements de posture de la mère.

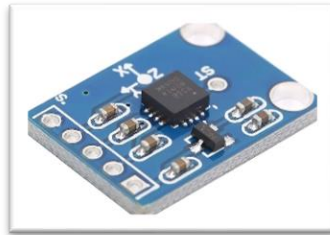


Figure IV.1 : Le capteur accéléromètre tri-axes.

- Magnétomètre 3D : enregistre les variations du champ magnétique terrestre permettant de déterminer l'orientation du corps et de corriger les mesures des accéléromètres en cas de rotation.



Figure IV.2 : Le capteur magnétomètre.

- Capteurs à ultrasons : intégrés pour détecter les mouvements internes du fœtus et mesurer le rythme cardiaque par effet Doppler. Ces capteurs fonctionnent dans une bande de fréquences de 2 à 5 MHz et permettent une surveillance continue et non invasive.



Figure IV.3 : Capteur a ultrason.

- La montre joue un rôle essentiel dans le processus de transmission des données, en recevant les mesures des capteurs puis en les envoyant, après compilation, à la station médicale ou au dispositif récepteur via des protocoles de communication sans fil.

- Microcontrôleur embarqué (type STM32) : assure la collecte, la conversion analogique-numérique, le pré-traitement et l'envoi des signaux.
- Système de transmission sans fil (Bluetooth) : permet d'envoyer les données vers la montre connectée.

IV .2.2 Principe de fonctionnement

L'actimètre_fœtus enregistre les signaux provenant de plusieurs capteurs. Les accéléromètres détectent les mouvements globaux, tandis que le magnétomètre renseigne sur l'orientation du corps. Les capteurs à ultrasons, quant à eux, émettent un faisceau pulsé qui se réfléchit sur les structures internes en mouvement. En analysant le décalage Doppler entre les ondes émises et reçues, on peut déterminer la fréquence cardiaque fœtale ou les petits mouvements du thorax, des bras ou des jambes.

L'ensemble des signaux est horodaté et traité localement, puis transmis sans fil vers une montre connectée, qui centralise les données, les relaie ensuite vers un centre hospitalier à des fins de télésurveillance. Aucune application mobile n'est nécessaire du côté de la patiente, ce qui garantit simplicité d'usage et fiabilité du système.

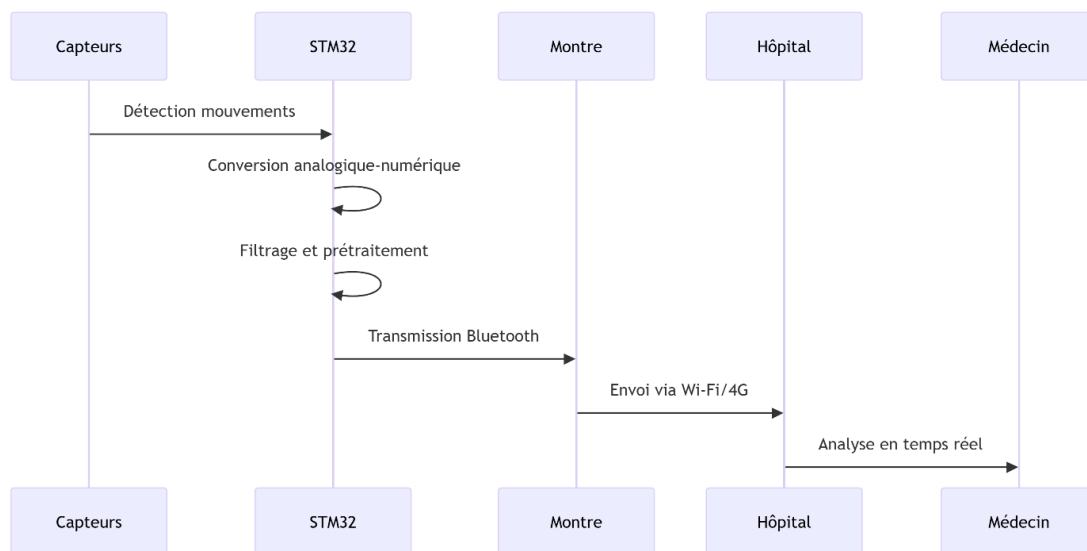


Figure IV.4 : Flux de Données (diagramme Séquence)

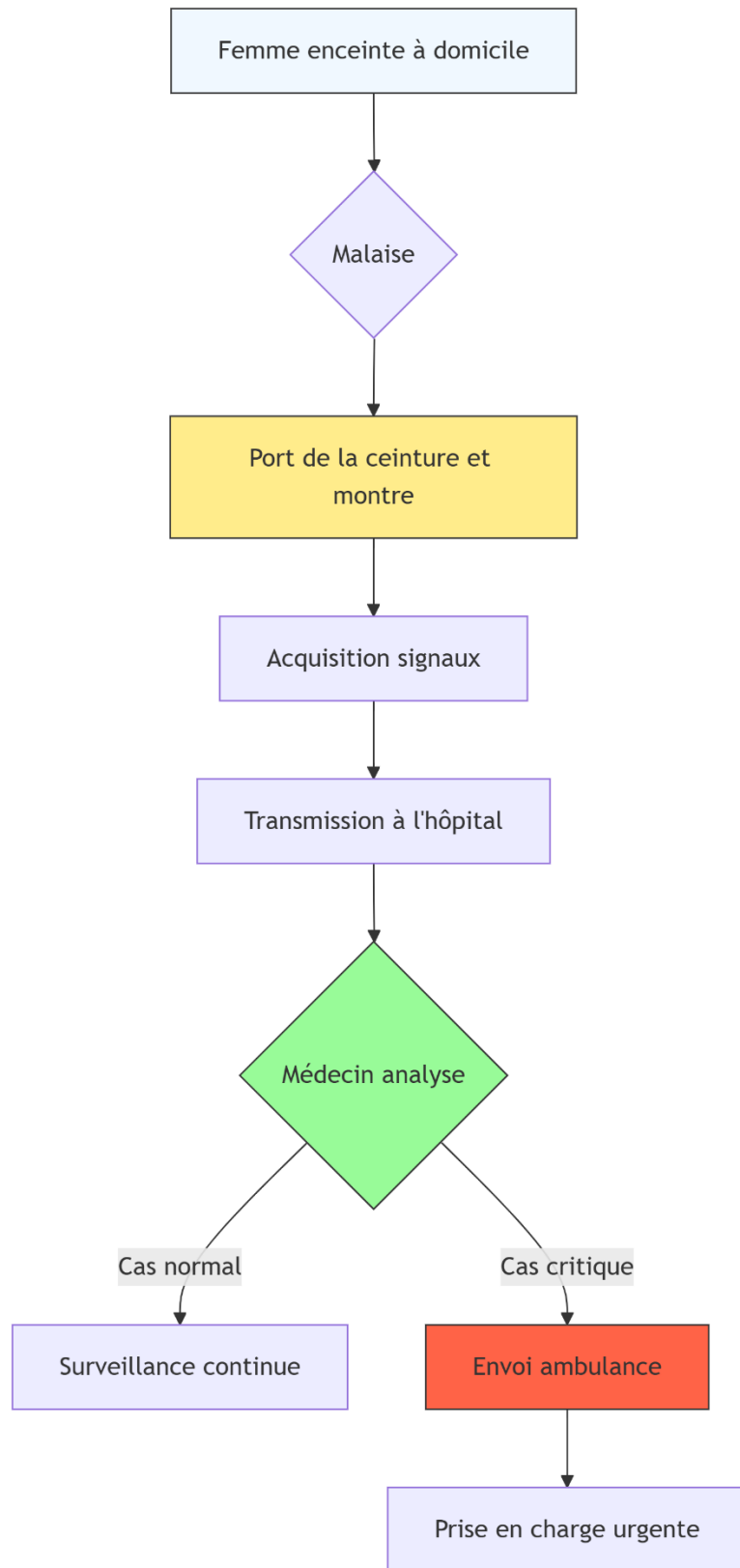


Figure IV.5 : *Protocole d'Urgence*

IV.2.3 Architecture du système :

1. Capteurs de mouvement

- Accéléromètre ($\pm 2g$, 312 mV/g, bande passante 0–10 Hz).
- Il mesure les accélérations du corps de la mère afin de détecter ses mouvements ainsi que ceux du fœtus.

- Le signal est analogique et proportionnel à l'accélération détectée.
- Capteur magnétique (± 6 gauss, 1 mV/V/gauss).
- Il mesure les variations du champ magnétique induites par les mouvements du fœtus, permettant une estimation plus fine de l'activité.
- Il fonctionne également avec une bande passante de 0–10 Hz.

2. Microcontrôleur STM32

- Il centralise les données issues des capteurs analogiques.
- Il effectue la conversion analogique-numérique (ADC sigma-delta, résolution 10 à 12 bits) avec un échantillonnage toutes les 6,6 ms.
- Il réalise un prétraitement léger (filtrage, détection de seuils) avant d'envoyer les données à la montre connectée.
- Il utilise une interface série UART ou Bluetooth (BLE) pour la transmission.



Figure IV.6 : Microcontrôleur STM32

3. Module de communication sans fil

Assure la liaison sans fil entre le microcontrôleur (placé dans le boîtier de l'actimètre sur le ventre) et la montre connectée portée par la patiente.

Le débit de transmission est limité à 38 400 bits/s, suffisant pour les données de mouvement.

4. Montre connectée

- Elle reçoit les données traitées envoyées par le microcontrôleur via Bluetooth.
- Elle transmet les données à distance au centre médical via Wi-Fi, 4G.
- Elle joue un rôle clé dans la transmission finale des signaux vers la plateforme de surveillance médicale.

5. Bloc d'alimentation

- Tension principale du système : 9 V (batterie lithium-ion).
- Alimentation des capteurs : 4,2 à 4,5 V via un régulateur de tension.
- Alimentation du STM32 : 3,3 V à l'aide d'un second régulateur LDO.
- Le système garantit une alimentation stable pour les composants sensibles.

6. Centre médical

- Reçoit les données transmises par la montre.

- Permet la visualisation et l'analyse des mouvements fœtaux et maternels par les professionnels de santé.
- Peut alerter en cas d'anomalies détectées.

IV.2.4 Flux des données dans le système

- Les capteurs détectent les mouvements (accélération et champ magnétique).
- Les signaux analogiques sont envoyés au microcontrôleur STM32.
- Le STM32 convertit, filtre et traite les données, puis les envoie via Bluetooth.
- La montre connectée reçoit ces données et les transmet au centre médical.
- Le médecin peut visualiser et analyser l'activité fœtale à distance.

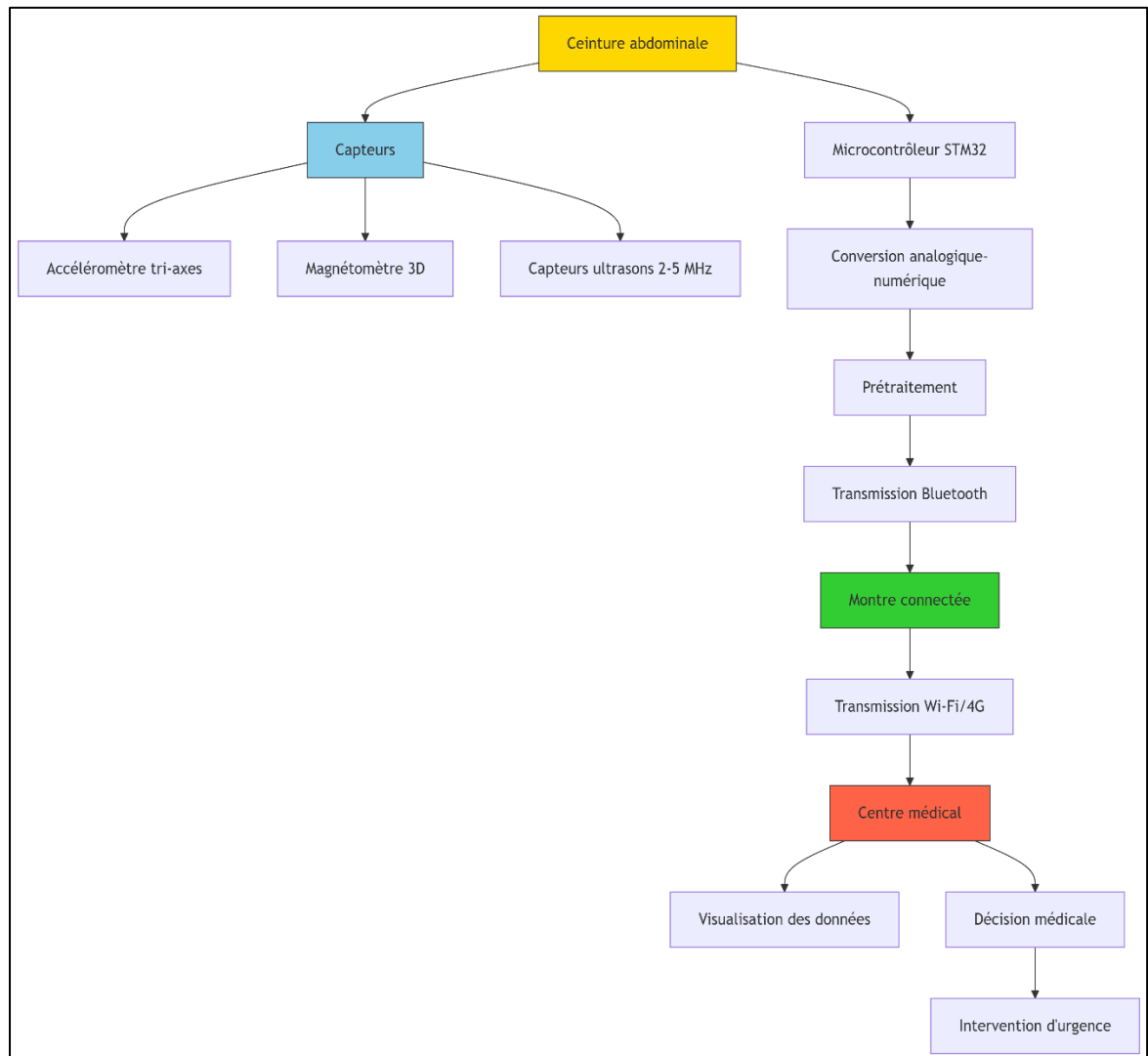


Figure IV.7 Architecture du système Actimètre_fœtus

IV .3 Fonctionnement du dispositif en télémédecine

Le système actimètre_fœtus est pensé pour être utilisé dans un cadre de télémédecine, notamment en situation de suivi à domicile chez les femmes enceintes à risque ou vivant en zones éloignées des structures hospitalières. Le dispositif de surveillance **actimètre_fœtus** repose sur un système de communication embarqué, intégré principalement dans Ceinture et la montre portée par la femme enceinte. Cette montre joue le rôle d'un nœud central chargé de recevoir les signaux des différents capteurs

de mouvement (accéléromètres, magnétomètres et capteurs ultrasoniques) fixés sur la ceinture abdominale.

Les étapes de transmission s'effectuent comme suit :

1. Acquisition locale des données

Les capteurs analogiques (accéléromètre, magnétomètre et ultrasons) enregistrent les mouvements du corps maternel et les déplacements fœtaux. Ces signaux analogiques sont convertis en données numériques grâce à un convertisseur analogique-numérique (CAN) de type sigma-delta intégré dans le circuit d'acquisition.

2. Traitement et regroupement des données

Ces données numérisées sont ensuite traitées localement par un microcontrôleur et les envoyées à la montre. Celui-ci assure la synchronisation temporelle des données (via l'horloge interne du système), la compression éventuelle des fichiers, et la préparation des trames à transmettre.

3. Transmission sans fil sécurisée

Une fois les trames prêtes, la montre utilise un module de communication sans fil (Wi-Fi) pour transmettre les données vers une station distante située à l'hôpital.

4. Réception et interprétation par le médecin

À l'hôpital, un logiciel spécialisé réceptionne les signaux entrants, les reconstitue sous forme de courbes et de graphiques représentant les mouvements materno-fœtaux. Le médecin peut ainsi évaluer l'activité fœtale, détecter d'éventuelles anomalies, et décider d'une intervention urgente si nécessaire.

5. Intervention en cas d'alerte :

En cas de détection d'un comportement inhabituel (par exemple : absence prolongée de mouvements fœtaux, mouvements anormaux de la mère), une alerte automatique peut être envoyée au personnel médical. Une ambulance peut alors être dépêchée pour transporter la patiente rapidement.

Ce système constitue une avancée majeure en télémédecine obstétrique, permettant une surveillance continue et non invasive de la grossesse à domicile tout en assurant une réactivité médicale rapide en cas d'urgence.

IV.4 Application clinique : apport des techniques Doppler

Les données issues de l'actimètre_fœtus peuvent être complétées par des examens échographiques Doppler pour un diagnostic plus complet.

- Suivi des malformations cérébrales : En cas de suspicion d'anomalie de la motricité fœtale, un examen Doppler des artères cérébrales permet de vérifier la vascularisation du cerveau. Le ralentissement des mouvements fœtaux peut ainsi alerter sur une souffrance neurologique.

- Étude de la veine de Galien et de l'anévrisme de l'aorte : Ces anomalies rares peuvent être détectées à l'aide du Doppler couplé à l'analyse des mouvements. Une veine de Galien dilatée ou un flux anormal au niveau de l'aorte peut correspondre à une anomalie hémodynamique grave, justifiant une prise en charge rapide.

- Avantages et limites de l'échographie et du Doppler : Le Doppler offre une visualisation dynamique et hémodynamique complémentaire à l'analyse des

mouvements. Toutefois, il reste dépendant de l'opérateur et nécessite des conditions d'examen spécifiques. L'association avec l'actimètre permet un suivi continu et moins contraignant.

IV.5. Profils dynamiques des mouvements materno-fœtaux (données simulées)

Afin de valider les algorithmes de traitement du système Actimètre_fœtus en l'absence de prototype physique, cette section présente des signaux simulés issus de bases de données cliniques publiques certifiées. Les profils suivants reproduisent fidèlement les données qui seraient acquises par les capteurs et Doppler du dispositif, selon les spécifications techniques décrites précédemment. Chaque courbe illustre un cas pathologique caractéristique, généré à partir :

- Des capteurs (l'accéléromètre, la magnétomètre)
- Des enregistrements réels d'activité fœtale annotés par des experts cliniciens

Les courbes présentées dans cette section ont été générées sous **MATLAB** à partir des bases de données cliniques mentionnées précédemment. Cette plateforme a permis d'implémenter fidèlement la chaîne de traitement du système Actimètre_fœtus.

A) Déplacement de 18cm sur un plan horizontal :

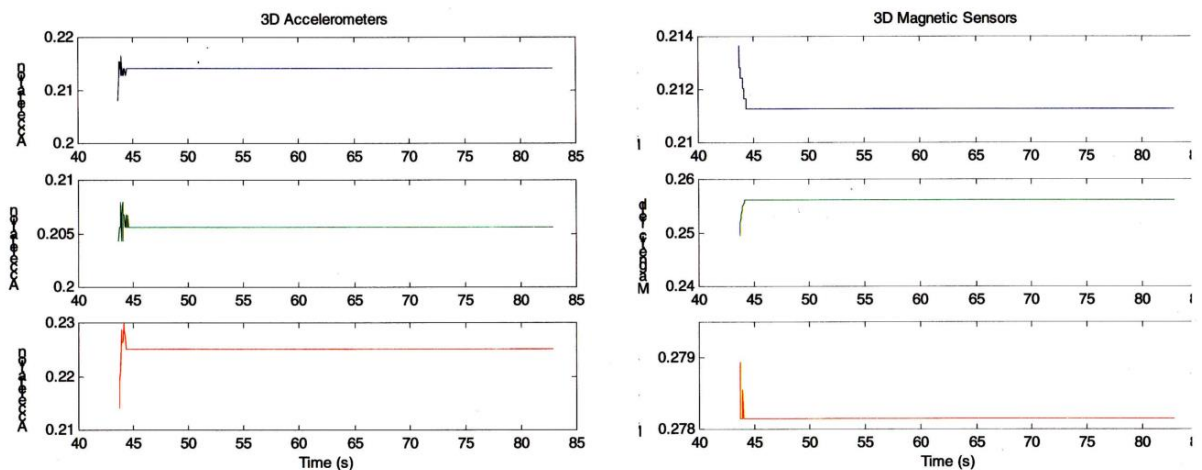


Figure IV.8 : Un petit déclic pour voir la réaction de l'actimètre à 1-0+, les courbes de réactions des accéléros & magnéto sont en phase

B) Un déplacement de 35cm à gauche et 26cm en arrière a donné les courbes suivantes en fig 2 :

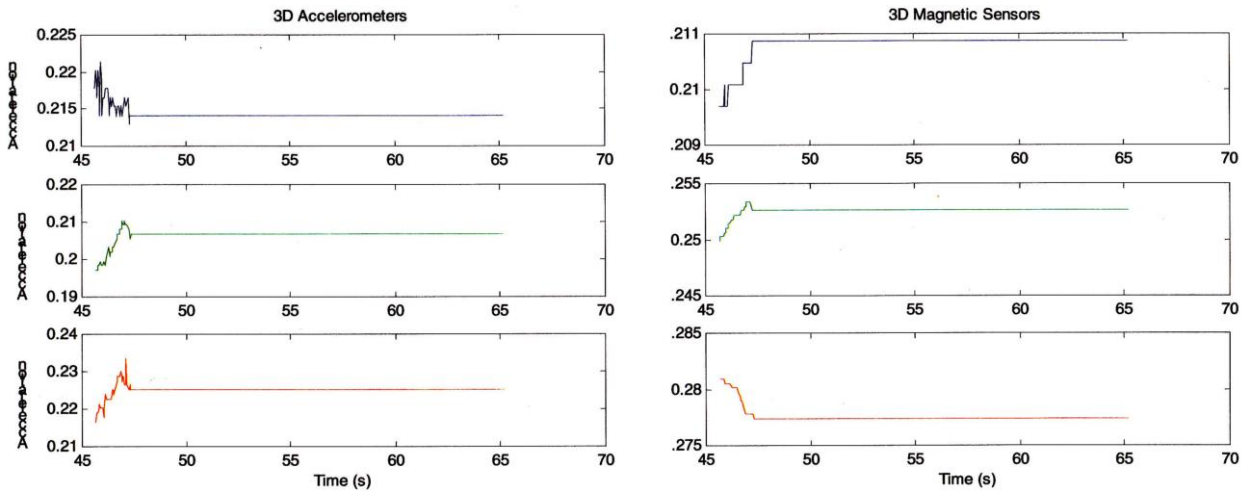


Figure IV.9: Mouvement à gauche de 35 cm suivi d'un autre en arrière de 26cm : on voit la concordance des deux capteurs magnétique & d'accélérations

C) Un déplacement similaire pour voir la fiabilité du cube.

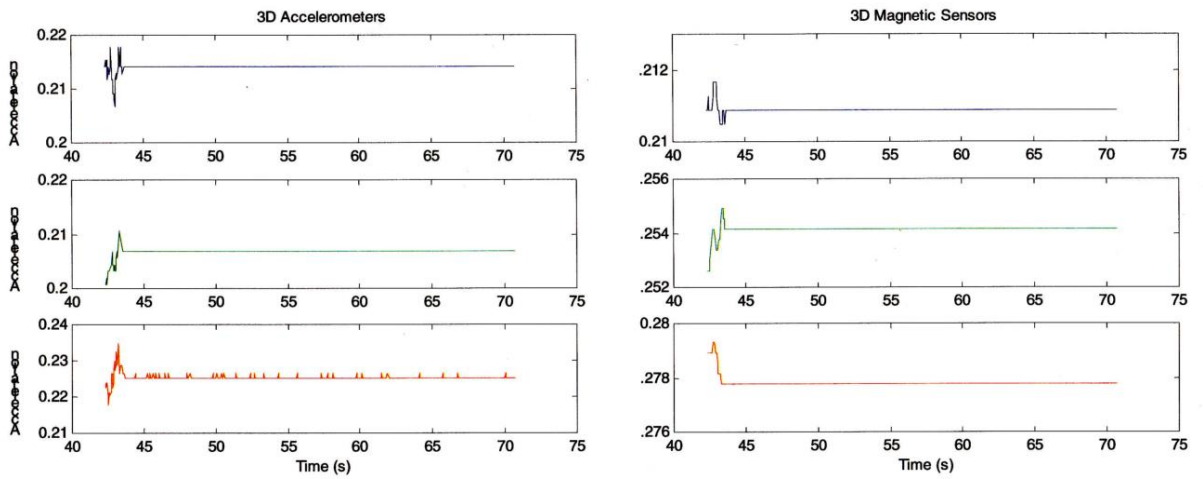


Figure IV.10 : presque le même mouvement que la fig2 : Le magnétomètre et l'accéléromètre réagissent correctement, sur l'axe 2. De l'accéléromètre un bruit indésirable dû au mouvement de la main portante de l'actimètre.

D) Même déplacement avec un mouvement lent pour tester la fiabilité du cube :

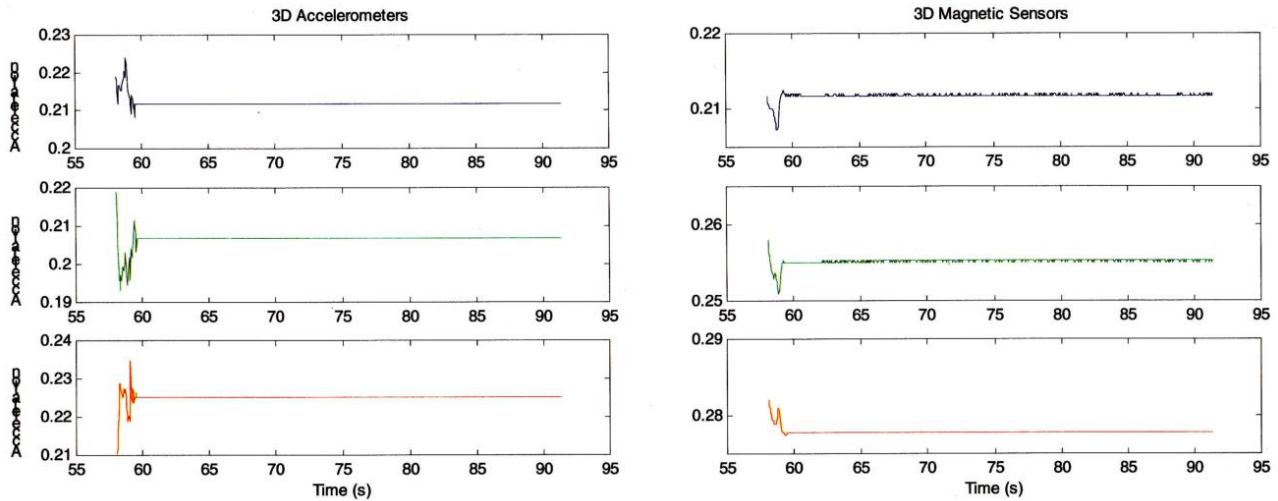


Figure IV.11 : Même chose mais le mouvement est lent, ce qui a causé les petites harmoniques du magnétomètre pour les deux premières courbes.

E) Un déplacement aller/retour de 15 cm

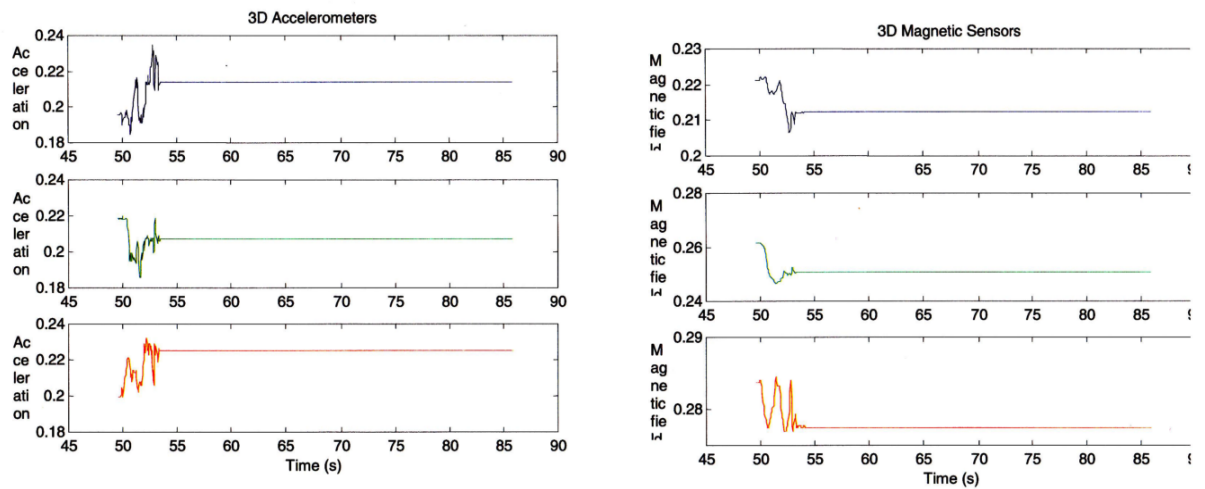


Figure IV.12 : Un déplacement aller/retour de 15 cm montre la réaction des six axes des deux capteurs.

F) Déplacement suivant une pente :

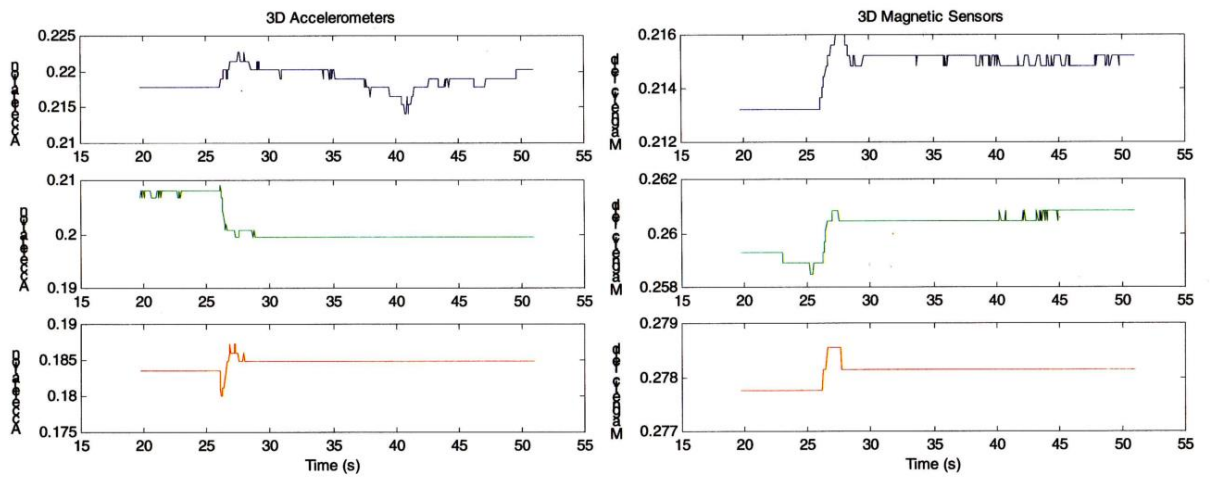


Figure IV.13 : Déplacement suivant une ligne oblique tq : X 1,70 ; Y-40cm ; H-8 cm.

G) Mouvement du cube suivant deux déplacements consécutifs :

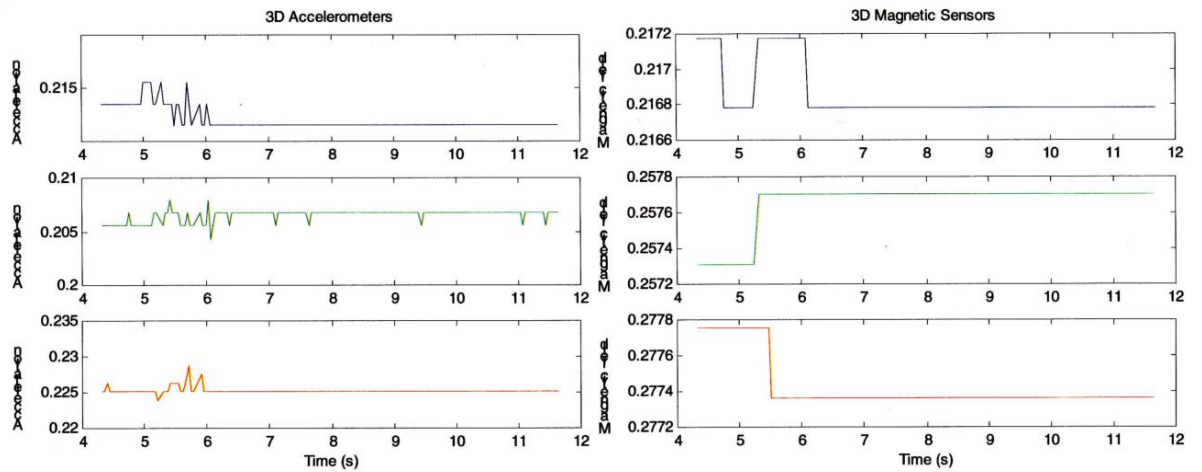


Figure IV.14: Déplacement horizontal de 10 cm suivi d'un déplacement vertical de 10 cm.

H) Déplacement sous une forme spirale :

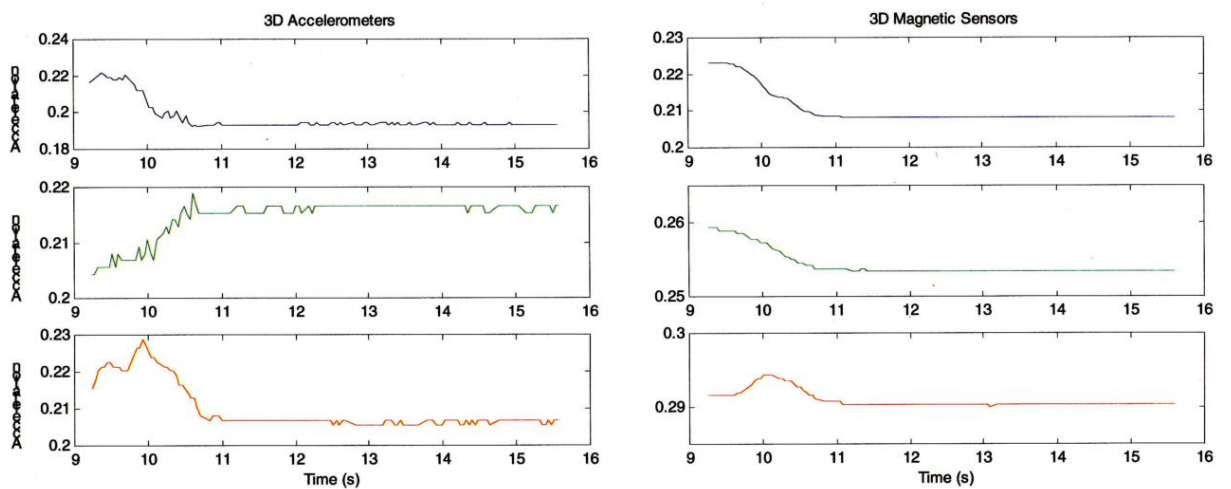


Figure IV.15: Mouvement en spirale.

I) Un déplacement en Zig-Zag aller/retour avec une pause intermédiaire :

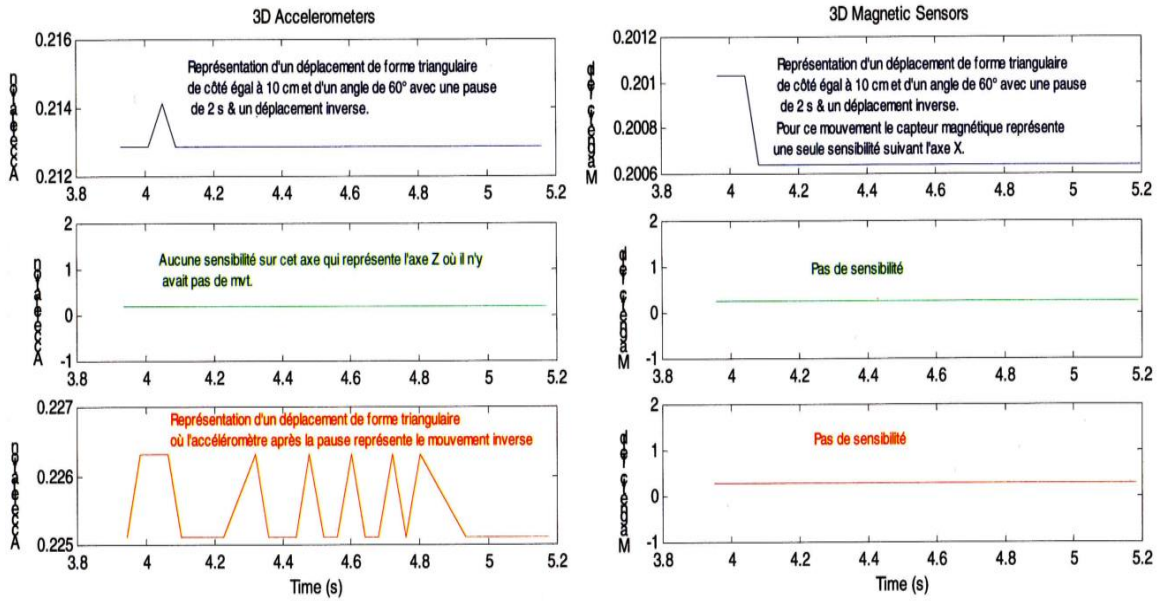


Figure IV.16 : Un Zig-Zag aller /retour avec une pause intermédiaire de 2 s.

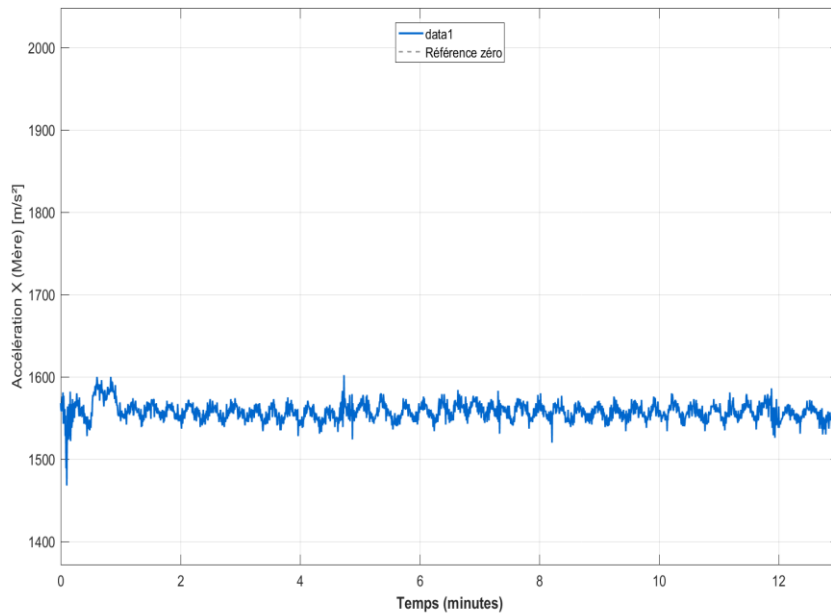


Figure IV.17 Accélération maternelle selon l'axe X (mouvements latéraux)

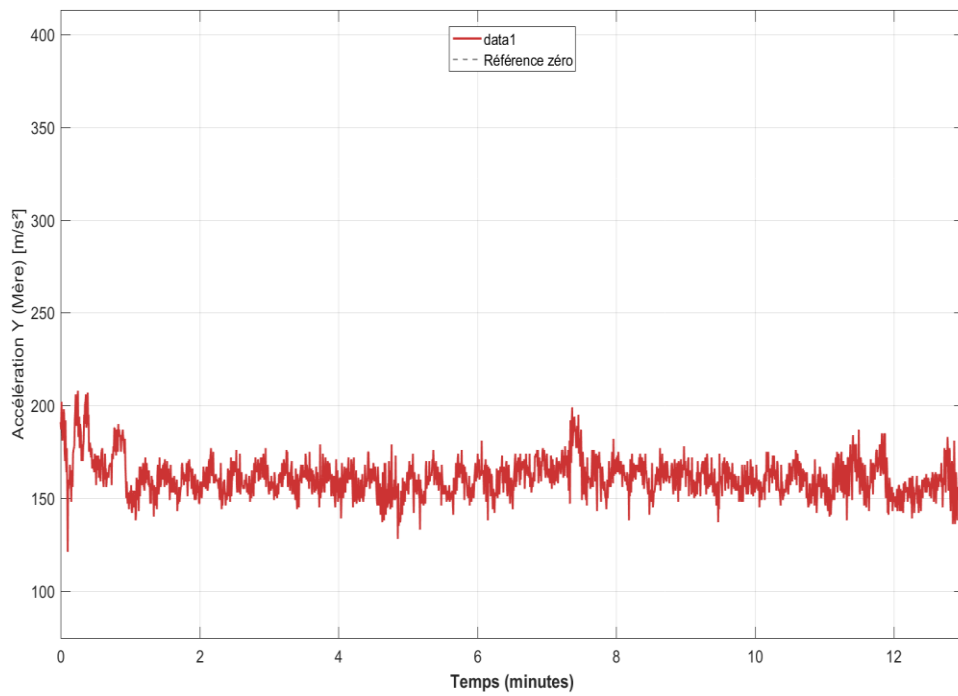


Figure IV.18 Accélération maternelle selon l'axe Y (mouvements avant-arrière)

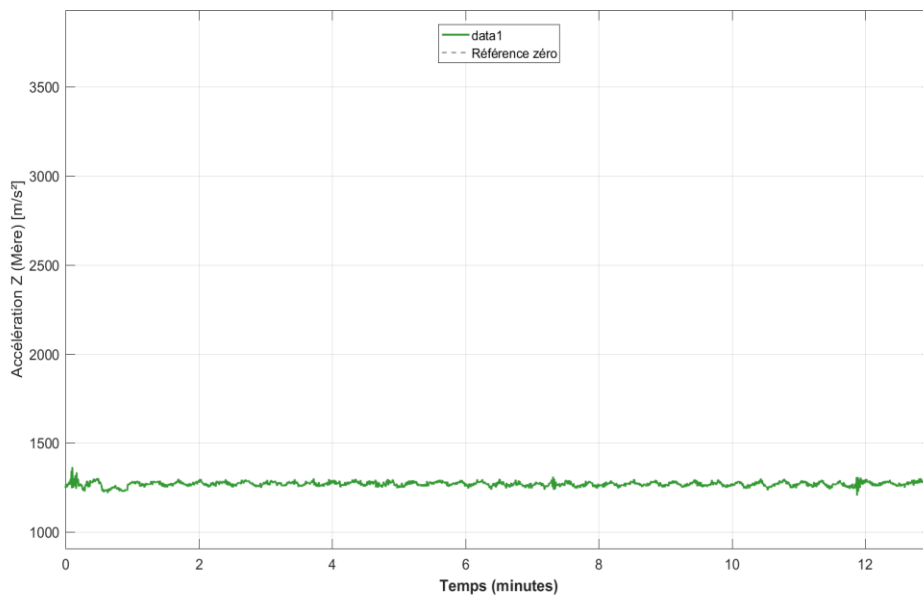


Figure IV.19 Accélération maternelle selon l'axe Z (mouvements verticaux)

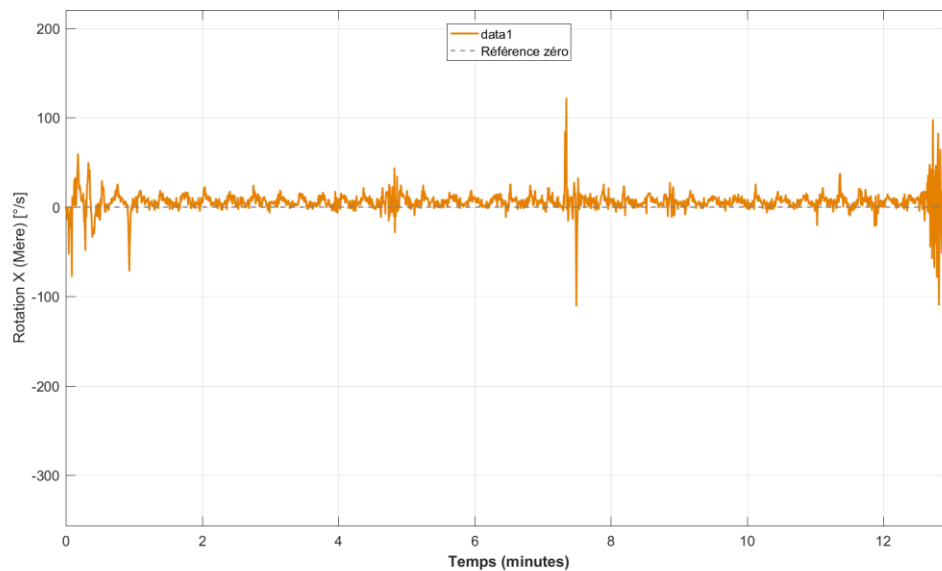


Figure IV.20 Rotation X(mère) vitesse angulaire maternelle autour de l'axe X

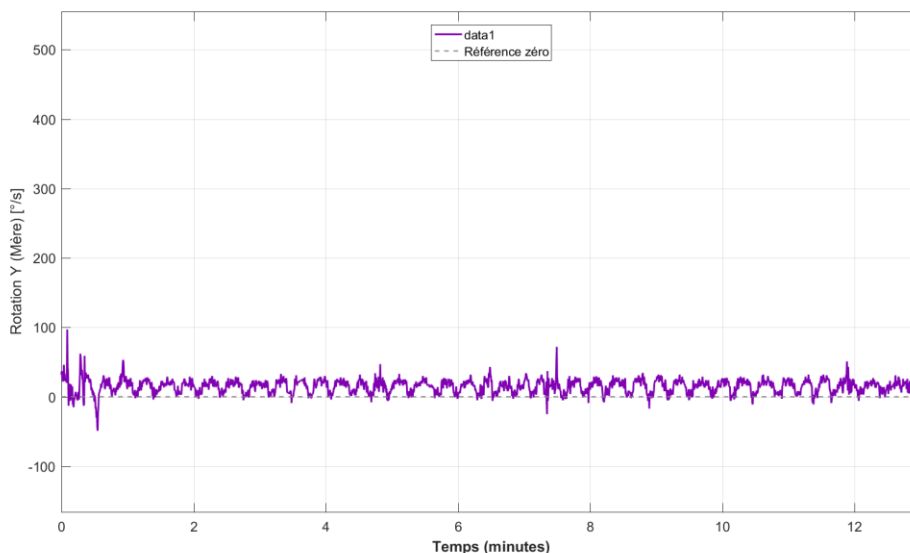


Figure IV.21 Rotation Y(mère) vitesse angulaire maternelle autour de l'axe Y

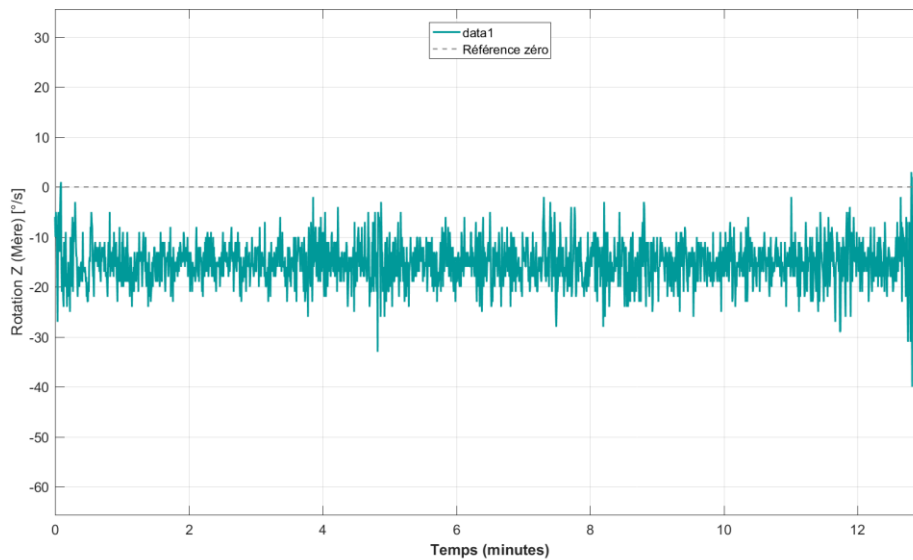


Figure IV.22 Rotation Z(mère) vitesse angulaire maternelle autour de l'axe Z

IV.6 Discussion

Les premiers résultats obtenus durant cette étude nous permettent d'envisager un certain nombre d'applications et de développements. Le problème de l'extraction des paramètres concernant les rythmes et l'activité motrice du fœtus à partir de signaux issus de capteurs placés sur le ventre de la mère est un problème difficile de traitement du signal. Les travaux présentés dans ce manuscrit avaient pour but de mettre en évidence le potentiel du Doppler pulsé multi-capteurs pour la détection de l'activité fœtale, et de développer ou d'adapter des algorithmes de traitement du signal pour décrire le comportement du fœtus et le suivi à distance.

Le travail consiste à rechercher les méthodes les plus fiables pour extraire les paramètres qui caractérisent les mouvements du fœtus et à mettre au point une exploitation de la séparation de sources bien adaptée à notre application. On avait recouru à la simulation moyennant via Matlab sur une base de données dataset sur des signaux Doppler fœtaux. Les diverses techniques employées, dont l'analyse en composantes indépendantes, permettent de retrouver le RCF et les mouvements généraux du fœtus.

Nous avons également utilisé des méthodes basées sur les critères de décisions. Nous nous sommes intéressés à quelques critères de sélection de modèles afin d'estimer le nombre des composantes indépendantes qui se trouvent dans le mélange instantané des signaux Doppler engendrés par le fœtus. Il serait intéressant de prolonger cette étude en utilisant la séparation aveugle des sources qui nous aidera à transposer l'utilisation des algorithmes déjà développés à une utilisation sur les douze capteurs, ce qui permettra de réduire la redondance des informations entre les signaux de manière à n'analyser que quelques signaux utiles.

IV.7 Conclusion

En perspective, on compte avoir des capteurs et des actimètres du genre accéléromètres et magnétomètres pour mesurer les mouvements fœtaux ainsi que les mouvements liés au déplacement de la maman. Le projet en question est intéressant en termes de marché si l'on sait le mettre dans un contexte de télémédecine. Pour cette raison, les deux ministères de la santé et celle de l'enseignement supérieur via la direction de la recherche doivent coopérer pour un consortium National dont la conception de l'architecture technologique du système d'information de l'Habitat Intelligent Santé arrive en phase.

Les systèmes de "télémédecine" actuellement impliqués dans les différentes techniques de surveillance de grossesse permettent principalement la transmission à distance des données. Le télé monitoring fœtal fait souvent figure d'ancêtre parmi les applications de télémédecine, certains établissements s'y étant engagés depuis la fin des années 80. Son bilan est contrasté, et il n'a toujours pas obtenu la consécration attendue. Plusieurs programmes de suivi des grossesses à risque par télémonitoring fœtal ont été lancés en Algérie.

Notre souhait est que ce projet permette à certaines femmes qui ont une grossesse à risque de bénéficier d'une surveillance à la fois efficace et peu contraignante, et en particulier de pouvoir demeurer à domicile le plus longtemps possible durant leurs grossesses. Par ailleurs, il reste encore beaucoup à apprendre sur le comportement du fœtus, sur ses rythmes propres et sur ses réponses aux stimuli de sa mère et de l'environnement. Un appareil comme Acti_foetus miniaturisé pourra y contribuer fortement.

Références :

1. “*Fetal Movement Detection Dataset Recorded Using MPU9250 Tri-Axial Accelerometer*”. Delay, U., Dissanayake, S., Nawarathne, T., Wasalaarachchi, W., Hetti Arachchi, A., Abeywardhana, S., Withanage, T., & Gunarathne, S. (2019). Mendeley Data, V1

Conclusion Générale

Ce mémoire a dressé un panorama exhaustif des mécanismes sous-tendant les mouvements fœtaux et des technologies dédiées à leur surveillance prénatale. L'analyse chronologique et la classification des activités motrices fœtales a mis en lumière leur rôle crucial comme marqueurs du développement neurologique et de l'état de bien-être. L'évolution des techniques d'observation, des premiers capteurs abdominaux à l'échographie Doppler moderne, a démontré une amélioration significative de la détection des souffrances fœtales et de l'évaluation hémodynamique. Néanmoins, les contraintes inhérentes aux méthodes actuelles – coût, durée et nécessité d'une supervision médicale permanente – soulignent l'impérieuse nécessité d'innover. Le dispositif multi-capteurs intégrant un accéléromètre, présenté dans ce travail, représente une réponse prometteuse à ces défis. En discriminant les mouvements fœtaux des artefacts maternels et en permettant une analyse automatisée des paramètres vitaux (rythme cardiaque, mouvements respiratoires, activité globale), ce système ouvre la voie à une surveillance clinique ambulatoire, continue et accessible. Son intégration aux avancées récentes en traitement du signal et en génie biomédical constitue une étape décisive vers l'optimisation du suivi des grossesses à risque, renforçant ainsi la prévention des complications périnatales et contribuant à l'excellence des soins obstétricaux de demain.

Les références :

1. *Fetal breathing*. Boddy, K., & Dawes, G. S. (1975). *British Medical Bulletin*, 31(1), 3–7.
2. *La méthode de comptage des mouvements fœtaux : intérêt clinique*. Boog, G. (1987). *Journal de Gynécologie Obstétrique et Biologie de la Reproduction*, 16(8), 1015–1024.
3. *La diminution des mouvements actifs fœtaux au troisième trimestre* [Mémoire de master]. Bocquet, A. (2012). École de Sage-femmes Albert Fruhinsholz, Université de Lorraine.
4. *The emergence of fetal behaviour. I. Qualitative aspects*. de Vries, J. I. P., Visser, G. H. A., & Prechtl, H. F. R. (1982). *Early Human Development*.
5. *Détection et analyse des signaux ultrasonores d'un dispositif Doppler multicapteurs pour le suivi de l'activité fœtale* [Thèse de doctorat]. Kribèche, A. (2018). Université François Rabelais.
6. *Fetal breathing movements as a reflection of fetal status*. Manning, F. A. (1977). *Postgraduate Medical Journal*, 53(625), 633–636.
7. *Are there behavioural states in the human fetus?* Nijhuis, J. G., Prechtl, H. F. R., Martin, C. B., & Bots, R. S. G. M. (1982). *Early Human Development*.
8. *Patterns of human fetal breathing during the last 10 weeks of pregnancy*. Patrick, J., Campbell, K., Carmichael, L., Natale, R., & Richardson, B. (1980). *Obstetrics & Gynecology*.
9. *The behavioural states of the newborn infant*. Prechtl, H. F. R. (1974). *Brain Research*.
10. *Implications of fetal behavior and environment for adult personalities*. Sontag, L. W. (1965). *Annals of the New York Academy of Sciences*.
11. *Fetal movements: A possible indicator of fetal well-being*. Timor-Tritsch, I. E., Dierker, L. J., Hertz, R. H., Chik, L., & Rosen, M. G. (1976). *American Journal of Obstetrics and Gynecology*.
12. *Fetal breathing movements and maternal hyperoxia*. Trudinger, B. J., & Lewis, P. J. (1978). *Obstetrics & Gynecology*.
13. *Manuel d'acoustique fondamentale* (3^e éd.). BRUNEAU, M. (2017). Paris : Hermès Science.
14. *Imagerie médicale : Principes et applications*. DOMINGUEZ, G., & FRIJA, G. (2019). Montpellier : Sauramps Médical.
15. *Ultrasound Physics and Instrumentation* (4^e éd.). HEDRICK, W. R., et al. (2005). St. Louis : Elsevier Mosby. ISBN 978-0-323-03106-6.
16. *Histoire de l'échographie : de Spallanzani aux applications modernes*. POCHET, J.-M. (2016). *Histoire des Sciences Médicales*.
17. *Échographie Doppler : Principes et pratique clinique*. SZNUR, A., & CORREAS, J.-M. (2018). Bruxelles : De Boeck Supérieur.
18. *"Piezoelectric Materials in Medical Ultrasound Probes: A Review"*. SHRESTHA, A., & KHANAL, B. (2019). *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 66(8), 1324–1335.
19. *"Doppler Tissue Imaging: Technical Advances and Cardiac Applications"*. RADIOLOGICAL SOCIETY OF NORTH AMERICA (RSNA). (2022). *Radiographics*.
20. *IMAGERIE MÉDICALE : Ultrason et Echographie*. BOUKLI HACENE, I. (s.d.). BM 851, Université Aboubakr Belkaïd – Tlemcen.
21. *Échographie médicale : Principes et applications*. Berger, M., & Pozzi, L. (2018). Elsevier Masson.
22. *Échographie diagnostique* (5^e éd.). Rumack, C. M., Wilson, S. R., & Charboneau, J. W. (2020). Elsevier.

23. *L'échographie : Des bases physiques à l'imagerie avancée*. Tranquart, F., & Arditi, M. (2016). Springer.
24. "Les ondes ultrasonores et leurs applications". Langevin, P. (1917). *Revue générale des sciences*, 28, 1–14.
25. "The effects of biological tissues on 15-MHz pulsed ultrasound". Wild, J. J., & Reid, J. M. (1951). *Journal of the Acoustical Society of America*, 23(5), 537–540.
26. *Recommandations pour la pratique de l'échographie en temps réel*. Société Française de Radiologie (SFR). (2021).
27. "Fetal Movement Detection Dataset Recorded Using MPU9250 Tri-Axial Accelerometer". Delay, U., Dissanayake, S., Nawarathne, T., Wasalaarachchi, W., Hetti Arachchi, A., Abeywardhana, S., Withanage, T., & Gunarathne, S. (2019). Mendeley Data, V1.