



# DIPLÔME NATIONAL DE DOCTORAT

(Arrêté du 25 mai 2016)

Date de la soutenance : **07 décembre 2021**

Nom de famille et prénom de l'auteur : **Madame GHIGO Nina**

Titre de la thèse : « *Imagerie ultrasonore ultra-rapide pour l'estimation en 2D du mouvement pariétal et du flux dans l'aorte abdominale* »

## Résumé



Ce travail de thèse est consacré à l'imagerie ultrasonore, aussi appelée échographie. L'objectif est de fournir aux cliniciens un mode d'imagerie permettant d'extraire simultanément le mouvement pariétal et le flux, à une cadence d'imagerie élevée, dans les vaisseaux sanguins pouvant être imagés avec une sonde convexe, telle que l'aorte abdominale.

Les maladies cardiovasculaires regroupent les maladies qui touchent le cœur, les vaisseaux sanguins, ou les deux. Leur processus de formation n'est pas encore totalement compris, bien que l'on suppose que des paramètres liés à la vitesse d'écoulement et au mouvement de la paroi pourraient être des marqueurs de certaines de ces pathologies. Ainsi en suivant l'évolution de ces marqueurs, il serait possible de quantifier l'évolution de la maladie. L'évaluation de ces marqueurs pourrait également permettre une détection précoce de ces maladies.

Le cœur induit des mouvements rapides, transitoires et complexes dans les vaisseaux sanguins et notamment dans les artères. Une modalité à haute cadence d'images est alors nécessaire pour extraire le plus d'informations possible sur l'état du système cardiovasculaire.

Les vaisseaux superficiels, comme la carotide, sont typiquement imagés avec une sonde ultrasonore linéaire. Pour étudier les vaisseaux profonds, les cliniciens privilégient les sondes convexes qui permettent d'obtenir des images ultrasonores avec un plus large champ de vue et dont la fréquence centrale relativement basse est adaptée à l'imagerie de tissus profonds.

A l'heure actuelle, aucune technique n'est utilisée en clinique pour extraire à la fois des marqueurs de flux et de la paroi à des fréquences d'imagerie élevée avec une sonde convexe. Dans cette thèse, une séquence ultrasonore et un algorithme permettant l'extraction des paramètres de flux et de tissu, à des cadences d'imagerie élevées sur des artères visualisées avec une sonde convexe, sont présentés.

Il y a trois contributions scientifiques principales dans cette thèse :

1. la conception de la séquence ultrasonore à une haute cadence d'imagerie,
2. un algorithme pour l'estimation du mouvement 2D du flux et du mouvement tissulaire,
3. une preuve de concept expérimentale.

Ce manuscrit est divisé en cinq chapitres. Le premier chapitre présente le contexte général et introduit le contexte médical et le concept de l'imagerie ultrasonore. L'intérêt de ce travail de thèse est aussi mis en évidence. L'état de l'art des méthodes d'estimation de mouvement utilisées en imagerie ultrasonore est décrit dans le second chapitre. Les méthodes Doppler et non-Doppler sont présentées ainsi que les précédents travaux réalisés sur la mesure simultanée du mouvement tissulaire et du flux. A notre connaissance, aucune étude réalisée à ce jour permet d'étudier simultanément le flux et le mouvement pariétal de vaisseaux imagés avec une sonde convexe. Ce chapitre conclue par les buts et objectifs de cette thèse. Dans le troisième chapitre, la séquence ultrasonore utilisée dans le reste de la thèse est présentée : elle permet de conserver une cadence d'imagerie assez élevée pour l'observation des phénomènes rapides, tout

en obtenant une qualité d'image suffisante pour pouvoir étudier ces phénomènes. Le quatrième chapitre décrit la méthode d'estimation 2D de mouvement dites par "oscillations transverses" utilisée dans cette thèse. La méthode d'oscillations transverses a dû être adaptée pour l'utilisation d'une sonde convexe avec une haute cadence d'imagerie. La chaîne

de traitement est ensuite présentée et la méthode a été validée *in vitro* sur un montage expérimental réalisé au laboratoire. Le cinquième chapitre vise à faire avancer la méthode vers l'étude *in vivo*. Des mesures de sécurité ont été réalisées pour prouver que l'émission ultrasonore utilisée ne présente pas de danger apparent. L'aorte abdominale d'un volontaire sain a ensuite été imagée et le flux et le mouvement de la paroi ont pu être extraits.

## **Chapitre 1**

Le coeur est l'organe central du système cardiovasculaire et joue le rôle d'une pompe responsable de la circulation sanguine. Le sang est transporté vers les organes par les artères puis retourne au coeur via le système veineux. Si une faiblesse se développe à n'importe quel endroit du système cardiovasculaire (coeur, artères, veines), l'entière du système cardiovasculaire est aussi touchée. Ainsi une maladie cardiaque s'accompagne généralement de problèmes vasculaires et réciproquement. Certaines pathologies peuvent se développer au sein des artères : plaques d'athérome, anévrismes, ou encore sténoses pour en lister quelques-unes. Pour la plupart, elles restent silencieuses et souvent indétectables jusqu'à des stades avancés et potentiellement mortels. Bien que les causes de ces maladies soient encore mal connues, la prévention reste l'approche préconisée ; l'autre possibilité étant l'intervention chirurgicale dans les cas très avancés. Il est alors essentiel de pouvoir détecter ces pathologies le plus tôt possible et de quantifier leur niveau de gravité. La méthode d'imagerie la plus utilisée pour les examens vasculaires est l'imagerie ultrasonore, ou échographie. L'imagerie ultrasonore se prête particulièrement bien à l'étude du système cardiovasculaire, car elle est non invasive, relativement peu coûteuse, transportable et les examens sont rapidement effectués. Le système artériel est sujet à des phénomènes physiques complexes et rapides. Par conséquent, une méthode d'imagerie à haute cadence (au-delà de 500 images par seconde) est nécessaire. Les méthodes ultrasonores dites « ultra-rapides » ont été développées dans les années 2000, et permettent, en insonifiant le milieu avec un large front d'onde, d'obtenir des cadences d'imagerie dépassant 10 000 images par seconde dans les vaisseaux superficiels. L'énergie ultrasonore est largement dispersée dans le milieu, ce qui diminue la qualité des images obtenues. En combinant plusieurs images, dites basse résolution, acquises avec ces méthodes ultra-rapides, une image finale de bonne qualité peut être obtenue. Ce gain en qualité d'image se fait au détriment de la cadence d'imagerie qui est divisée par le nombre d'images basse résolution combinées. Un compromis doit alors être fait entre qualité d'image et cadence d'imagerie.

Différentes sondes ultrasonores sont utilisées pour différents types d'examens. Ainsi les sondes linéaires, qui ont des fréquences élevées, sont privilégiées lors de l'examen de vaisseaux superficiels. A contrario, les sondes convexes ont des fréquences d'imagerie plus basses qui permettent une plus grande pénétration dans le milieu au détriment de la résolution d'image. Pour des vaisseaux profonds, tels que l'aorte abdominale, ce sont ces sondes qui sont privilégiées, d'autant plus qu'elles offrent un large champ de vue.

Un certain nombre de marqueurs pathologiques artériels ont déjà été développés et sont utilisés en clinique. En ce qui concerne les tissus, le diamètre artériel est mesuré lors des examens cliniques. Par exemple, le diamètre d'un anévrisme est utilisé pour caractériser l'avancement de cette pathologie. Le flux quant à lui est utilisé pour délimiter précisément les limites et la position des parois artérielles. De plus, la vitesse et la direction du sang dans l'anévrisme permettent de déterminer si celui-ci est à risque de rupture. D'autres marqueurs, plus avancés, ont été développés en recherche mais restent

peu utilisés dans la pratique clinique. Par exemple, la rigidité artérielle peut être quantifiée via la mesure de la vitesse de l'onde de pouls. Cette onde mécanique se propage au cours des cycles cardiaques le long des parois artérielles et sa vitesse de propagation est liée à rigidité vasculaire. Elle permet donc de quantifier la rigidité de la paroi qui est souvent considérée comme un des premiers signes du développement de l'athérosclérose (dépôt de plaque affaiblissement une artère). Etant donné les différents paramètres et marqueurs pathologiques existants sur le flux et le tissu, une technique permettant l'extraction simultanée de ces marqueurs est pertinente pour la caractérisation des pathologies artérielles.

En recherche, plusieurs groupes travaillent déjà sur le développement de méthodes d'imagerie simultanée du flux et du mouvement pariétale. Cependant, toutes les méthodes proposées se concentrent sur l'utilisation d'une sonde linéaire, notamment pour l'étude de la carotide. Elles ne sont donc pas directement utilisables à l'usage de sondes convexes qui sont nécessaires pour imager l'aorte abdominale. Il y a donc un réel besoin de développer une méthode permettant l'étude du flux et du mouvement pariétal de manière simultanée spécifiquement dédiée à l'utilisation de sonde convexe.

En conclusion de ce chapitre, les maladies cardiovasculaires sont un fléau mondial, premières causes de mortalité dans les pays développés. L'imagerie ultrasonore se prête particulièrement bien à l'étude du système cardiovasculaire et permet d'obtenir, via des modes d'imagerie « ultra-rapides », une haute résolution temporelle. L'utilisation de l'imagerie ultrasonore à haute cadence est donc pertinente pour l'étude du flux et du mouvement tissulaire pour la détection et caractérisation des pathologies artérielles.

## **Chapitre 2**

Ce deuxième chapitre décrit : les méthodes d'estimation de mouvement utilisées sur des images ultrasonores, les travaux précédents de la littérature sur la mesure simultanée du mouvement tissulaire et du flux et les objectifs de la thèse.

Dans la pratique clinique, les méthodes dites Doppler sont très souvent utilisées pour accéder à la vitesse du flux sanguin. Ces méthodes sont basées sur le principe Doppler : si un diffuseur se déplace dans la direction de propagation des ultrasons, son déplacement va se traduire par une modification locale de la phase et de la fréquence du signal rétrodiffusé par le milieu et reçu par la sonde. Cependant, si le mouvement est perpendiculaire à l'axe de propagation des ultrasons, la mesure n'est plus possible directement. La vitesse mesurée le long de l'axe ultrasonore est un projeté, sur cet axe, de la vitesse réelle. De nombreuses innovations aussi bien technologiques que méthodologiques, visent à réduire l'influence de l'angle entre le flux et la direction du faisceau ultrasonore, afin de rendre ces méthodes plus robustes. Des estimations de flux en 2D sont aussi maintenant possibles avec certaines approches Doppler.

D'autres méthodes d'estimation de mouvement existent, parfois inspirées du monde de la vision par ordinateur, et permettent de trouver un déplacement 2D mais elles sont encore peu utilisées en pratique. Par exemple, l'appariement de blocs consiste à diviser chaque image ultrasonore en sous-blocs et à trouver le déplacement de chaque bloc entre deux images successives, souvent en se basant sur des fonctions de corrélation. Une autre approche est l'utilisation de méthodes différentielles s'appuyant sur la conservation du flux optique : en supposant que la luminosité d'un objet est constante au cours du temps et de son déplacement, il est possible d'utiliser cette contrainte pour

calculer le déplacement entre deux images. Ce problème peut être modélisé par une relation différentielle faisant apparaître le gradient spatial et le gradient temporelle de l'intensité de l'image.

Dans la littérature, plusieurs études ont été effectuées sur la mesure simultanée dans les artères du flux vectoriel et du mouvement tissulaire depuis le début des années 2000. Des progrès conséquents ont été réalisés, au cours des dernières années, permettant de passer d'estimation de mouvement sur un unique faisceau ultrasonore à des champs de vitesse complets sur l'entièreté de l'image. Ces méthodes en sont encore à la preuve de concept clinique et commencent à prouver leur réel intérêt pour extraire des marqueurs pathologiques dans le système cardiovasculaire à des cadences d'imagerie élevées. Malgré l'intérêt clinique, aucun de ces travaux de recherche ne se concentrent sur l'utilisation des sondes convexes. Il y a plusieurs années, une technique capable de produire un flux vectoriel 2D, dite "oscillations transverses", a été développée. Plus récemment, cette méthode a été étendue à l'estimation du mouvement des tissus et a par la suite été utilisée pour la mesure simultanée flux/tissu avec une sonde linéaire.

En conclusion de ce chapitre, les méthodes qui seront utilisées au cours de cette thèse ont été sélectionnées après une étude approfondie de l'état de l'art. La méthode d'oscillations transverses semble indiquée dans le cadre de cette thèse et sera par la suite adaptée afin d'être utilisable avec une sonde convexe. Pour atteindre une fréquence d'imagerie élevée, cette méthode est couplée avec une émission ultrasonore ultra-rapide.

L'imagerie ultra-rapide fournit néanmoins des images de plus faible qualité que les émissions ultrasonores classiques. Il sera alors nécessaire de combiner plusieurs de ces images afin d'obtenir des images de qualité suffisante même dans les tissus profonds. La séquence ultrasonore doit alors être parfaitement adaptée pour un compromis entre cadence d'imagerie et qualité de l'image finale. Les objectifs de la thèse sont de : concevoir la séquence ultrasonore ultra-rapide, mettre en oeuvre la chaîne de traitement permettant l'extraction simultanée du flux et du tissu par oscillations transverses avec un estimateur de mouvement 2D et valider expérimentalement cette technique. Pour se rapprocher d'une possible application de la méthode *in vivo*, des paramètres de sécurité acoustique ont été mesurés afin de prouver que la séquence ultrasonore utilisée dans cette thèse ne présente pas de danger apparent. Une acquisition *in vivo* a alors été réalisée sur l'aorte abdominale d'un volontaire sain, et les données ont pu être traitées.

### **Chapitre 3**

Ce troisième chapitre présente toute la séquence ultrasonore mise en place lors de cette thèse pour obtenir des images ultrasonores de bonne qualité à des cadences d'imagerie élevées même lors d'étude de tissus profonds. Dans un premier temps, l'émission ultrasonore de la sonde convexe utilisée dans cette thèse (CA631- Easote® Italie) a été étudié à l'aide d'un hydrophone. Puis, une émission ultrasonore ultra-rapide permettant d'accéder à des tissus profonds a été réalisée. Ce travail a été publié dans *IEEE International Ultrasonics Symposium* : "Sequence optimization for high frame rate imaging with a convex array" (2020). Il est important de caractériser l'émission ultrasonore de la sonde utilisée. Une hypothèse courante est de considérer que la sonde n'insonifie que la région 2D qui lui fait face. Cette hypothèse est évidemment fautive et une région non négligeable est insonifiée en élévation. Cette région dépend des paramètres de la sonde et varie en fonction de la profondeur du milieu étudié. Caractériser correctement la région insonifiée par la sonde permet de localiser la provenance des échos et, ainsi,

de mieux comprendre les résultats d'estimation obtenus, en particulier si ces derniers ne sont pas conformes à ce qui est attendu.

La sonde CA631 a un focus géométrique fixé à 6.5 cm de profondeur, ce qui signifie que l'onde ultrasonore envoyée par la sonde est focalisée en élévation à la profondeur 6.5 cm. Lors des mesures avec un hydrophone, ce focus géométrique est bien observé : l'onde ultrasonore en élévation suit une forme de sablier. Ainsi à 3 cm de profondeur, la zone insonifiée en élévation est d'environ 5 mm d'épaisseur, réduite à 2.5 mm à une profondeur de 5 cm, avant d'atteindre le minimum de 1 mm à partir de 5.5 cm de profondeur. Les acquisitions de pression s'arrêtaient à une profondeur de 7 cm. On peut néanmoins supposer sans risque que la zone insonifiée en élévation va par la suite augmenter en suivant la même dynamique. Pour avoir une zone insonifiée en élévation la plus petite possible (1mm), il est nécessaire de se situer entre 5.5 et 7.5 cm avec la sonde CA631.

Un des buts de cette thèse est de fournir une séquence ultrasonore permettant d'étudier des vaisseaux profonds à une cadence d'imagerie assez élevée pour observer les phénomènes rapides ayant lieu dans les artères. L'imagerie ultrasonore classique ne permet pas d'atteindre des cadences d'imagerie supérieures à 100 images par seconde, ce qui est bien trop faible pour notre application. L'imagerie ultra-rapide, consistant à envoyer des ondes ultrasonores non focalisées dans le milieu, ne limite pas la cadence d'imagerie : celle-ci n'est alors limitée que par le temps d'aller-retour de l'onde ultrasonore. Si l'on considère que l'aorte abdominale est située à 20 cm de la peau, sous les muscles abdominaux et du gras, et qu'en moyenne après 80 ans, son diamètre est de 2 cm, la profondeur maximale à imagé pour observer ce vaisseau est d'alors 22 cm. Ceci limite notre cadence d'imagerie à 3 500 images par seconde maximum.

La cadence d'imagerie doit être assez élevée pour observer des phénomènes rapides, comme la vitesse maximale du flux et la vitesse de l'onde de pouls. Si l'on se place dans les cas les plus challengeant (aorte abdominale très rigide, flux très rapide), on peut considérer que le maximum du flux est à 120 cm/s et la vitesse maximum de l'onde de pouls est à 9 m/s. Sans rentrer plus dans les détails dans ce résumé, on peut en conclure que la cadence d'imagerie pour estimer le flux est de minimum 400 images par seconde, et de minimum 1 000 images par seconde pour estimer la vitesse de l'onde de pouls.

On peut en conclure qu'au maximum trois images basses résolutions peuvent être combinées pour respecter la limite de temps d'aller-retour de l'onde ultrasonore et être capable d'estimer des phénomènes rapides. Aucune étude n'a été réalisée pour déterminer comment acquérir ces trois images afin d'obtenir la meilleure image ultrasonore possible. Dans cette thèse, cette étude est réalisée en utilisant des distributions de sources virtuelles choisies en fonction des distributions standards utilisées avec une sonde linéaire. Les différentes distributions ont ensuite été comparées sur un fantôme expérimental (Gammex Sono403™) en fonction de critères de résolution et de contraste. La distribution optimale est la suivante :

- trois sources virtuelles sont placées uniformément sur un arc de cercle ayant pour centre le centre de la sonde convexe et pour rayon le demi-rayon de la sonde. La position de ces sources virtuelles fixe les délais à appliquer aux éléments de la sonde lors de l'émission. Une de ces sources virtuelles correspond au centre de la sonde,
- la distance entre ces sources virtuelles est fixée par l'angle entre l'axe perpendiculaire à l'élément central de la sonde et la source virtuelle non au centre de la sonde. L'angle donnant les meilleurs résultats avec cette distribution est de 20°,

- l'apodisation choisie en émission consiste en une fenêtre de Hanning sur 128 éléments, qui se décale devant chaque source virtuelle. En réception, une fenêtre de Hanning sur tous les éléments de la sonde est utilisée.

En conclusion de ce chapitre, la séquence ultrasonore la mieux adaptée à nos besoins a été développée. Elle sera utilisée dans le reste de cette thèse. Afin d'éviter au maximum les échos provenant de la zone insonifiée en élévation, il faut si possible se placer à une distance entre 5.5 et 7.5 cm de profondeur. A noter que ces études ont été réalisées sur une sonde CA631, et que certains de ces résultats ne sont pas directement applicable à une sonde convexe possédant d'autres paramètres, notamment pour la distance optimale entre les sources virtuelles.

#### **Chapitre 4**

Ce quatrième chapitre décrit : la méthode d'estimation 2D de mouvement dites par "oscillations transverses", la chaîne de traitement et les validations *in vitro* effectués. Ce travail a été publié dans *IEEE International Ultrasonics Symposium: "High Frame Rate Vector Flow Imaging with a Convex Array in a Simulated Vessel Phantom"* (2019).

Les images ultrasonores possèdent naturellement des oscillations dans la direction de propagation des ultrasons. La méthode des oscillations transverses consiste à introduire virtuellement des oscillations transverses dans ces images afin de pouvoir estimer une phase 2D. Sous l'hypothèse d'être suffisamment loin de la sonde et que l'onde soit monochromatique, la réponse impulsionnelle transverse du système d'imagerie est la transformée de Fourier de l'ouverture active (approximation de Fraunhofer). Par conséquent, les oscillations transverses peuvent être introduites en appliquant une pondération spécifique sur les éléments de la sonde. Une solution consiste à pondérer les éléments (émission ou réception) avec une fonction double Gaussienne créant des oscillations transverses dans le milieu. Une autre approche, adoptée dans cette thèse, consiste à effectuer la transformée de Fourier 2D de l'image et à isoler, avec un masque Gaussien, des fréquences transverses spécifiques. Cette introduction d'oscillations transverses directement par un filtrage fréquentiel a été développé pour une sonde linéaire, et n'a pas encore été appliqué à l'utilisation d'une sonde convexe.

Avec une sonde convexe, l'oscillation naturellement présente est dans la direction radiale. Les oscillations transverses seront introduites dans la direction tangentielle. Un estimateur de phase 2D est utilisé dans cette thèse. En séparant les oscillations 2D (dans le domaine de Fourier) en deux signaux analytiques avec une oscillation purement 1D, la variation de phase de chacun de ces signaux peut être estimée en utilisant l'autocorrélation complexe des signaux ; cette approche est similaire aux techniques Doppler 1D déjà existantes. Puis, ces deux informations 1D sont recombinaées pour obtenir le déplacement 2D du milieu. L'estimateur fonctionnant principalement dans le domaine de Fourier, les paramètres d'estimation sont facilement modifiables et l'approche est peu coûteuse en temps et puissance de calcul.

La chaîne de traitement mise en place se décompose en quatre étapes : formation des images ultrasonores, estimation du mouvement tissulaire, rehaussement du signal du sang par un filtre de paroi et estimation du flux vectoriel. Une fois les vitesses caractéristiques du flux et du tissu obtenues, la vitesse de l'onde de pouls peut être extraite.

Une première validation a été réalisée en simulation pour le flux sanguin. Cette simulation est une première étape de validation mais permet aussi de tester l'influence des paramètres des oscillations transverses. La validation expérimentale a été réalisée sur un montage produisant une onde de pouls et un flux sanguin dans un fantôme d'artère. Différents fantômes artériels ont été réalisés, possédant quatre rigidités différentes. Une bonne reproductibilité a été observée avec des vitesses d'ondes de pouls estimées suivant la dynamique attendue en fonction de la rigidité des fantômes. De plus, l'estimation du flux a été validée en comparaison avec un spectre Doppler obtenu avec un échographe clinique. Pour prouver la rigidité de l'estimation du flux, l'angle entre le fantôme et le faisceau ultrasonore central a été diminué de 90° jusqu'à 30°. Même avec une telle inclinaison, le flux est correctement estimé, bien que cette estimation soit plus bruitée. Avec une méthode d'oscillations transverses, il est déconseillé d'augmenter cet angle au-delà de 60°, ce qui n'arrive que très rarement en pratique clinique. Grâce à notre méthode, le flux vectoriel et le mouvement de la paroi peuvent être visualisés simultanément sur les images ultrasonores. Le passage de l'onde de pouls peut être observée ainsi que des mouvements complexes du flux, tels que la création de vortex. Cela représente une avancée comparé aux visualisations disponibles en clinique, qui ne permettent ni de visualiser le flux en 2D, ni d'obtenir des informations du flux et du mouvement du tissu simultanément.

En conclusion de ce chapitre, une méthode d'introduction d'oscillation tangentielle 2D rapide a été validée *in vitro* avec un estimateur de mouvement 2D basée sur la phase. Une validation en simulation a permis d'étudier les paramètres des oscillations transverses, puis une validation *in vitro* a permis de valider la méthode aussi bien sur le mouvement tissulaire que celui du flux.

## **Chapitre 5**

Une fois la méthode validée en simulation et *in vitro*, des paramètres de sécurité doivent être évalués sur la séquence ultrasonore avant de pouvoir passer à une étude clinique *in vivo*. Dans ce chapitre, une étude préliminaire des paramètres de sécurité acoustique a été réalisée, suivie d'une acquisition sur l'aorte abdominale d'un volontaire sain.

L'intensité moyenne du pic spatial ainsi que l'index mécanique de l'émission ultrasonore décrite dans le chapitre 3 ont été mesurées. Ces deux paramètres de sécurité sont en accord avec les directives de la Food and Drug Administration américaine pour une application ultrasonore abdominale.

Une fois que les paramètres de sécurité ont été validés, une acquisition sur l'aorte abdominale d'un volontaire sain a pu être réalisée. Le flux et le mouvement tissulaire ont pu être extraits. Le reflux, normalement présent dans une aorte abdominale saine a pu être observé. La vitesse de l'onde de pouls extraite est en accord avec la littérature. Cette étude *in vivo* est une preuve préliminaire du concept clinique. La méthode devra maintenant être appliquée à des sujets sains et à des patients afin de démontrer l'utilité clinique de simultanément accéder au flux et au mouvement tissulaire.

## **Conclusion**

Le but de cette thèse était de développer une séquence d'imagerie ultrasonore ultra-rapide permettant d'extraire simultanément les vitesses du flux et de la paroi sur des vaisseaux profonds imagés avec une sonde convexe, telle que l'aorte abdominale. Pour cela, une séquence ultrasonore « ultra-rapide » a été spécialement développée pour étudier les tissus profonds, qui sont un défi à imager à la fois en posant une limite forte sur la cadence d'imagerie et en résultant en des images ultrasonores relativement bruitées. Puis, une méthode permettant d'extraire simultanément le

mouvement 2D du tissu et du flux a été développée. La validation a été effectuée sur un montage expérimental spécialement développé pour le projet, où une onde de pouls se propage dans un fantôme d'artère en présence de flux. Les estimations se sont révélées précises et cohérentes, avec des écarts types et des erreurs faibles, tant pour le flux que pour le mouvement des tissus. Des fantômes de différentes rigidités ont été imagés et l'onde de pouls extraite de chacun d'eux est cohérente avec les courbes attendues. Une fois la méthode validée, des mesures de sécurité acoustique ont été réalisées sur la séquence d'émission ultrasonore. Ces valeurs étant en accord avec les régulations de la Food and Drug Administration américaine (FDA), une acquisition *in vivo* a pu être réalisée sur l'aorte abdominale d'un volontaire sain, et le mouvement pariétal ainsi que le flux ont pu être extraits.

Comme tout travail de recherche, cette thèse présente certaines limites et des points qui auraient pu être approfondis. Tout d'abord, seule la technique d'oscillations transverses a été utilisée, et aucune comparaison avec d'autres techniques d'estimation n'a été réalisée. Le choix de la technique d'oscillations transverses a été guidé par les travaux antérieurs du laboratoire et le fait que la méthode avait déjà été validée pour le tissu et le flux simultanément avec une sonde linéaire. Toutefois, cela ne signifie pas que d'autres méthodes ne pourraient pas donner des résultats similaires, voire meilleurs. De plus, les paramètres des oscillations transverses doivent être choisis avec soin car ils ont un profond impact sur la qualité des estimations. Pour chaque sonde convexe différente, une gamme optimale de fréquences transverses doit être étudiée. Pour la sonde CA631 d'Esote, nous conseillons d'utiliser une fréquence transverse comprise entre 1 et 1,3°. Comme le flux et le mouvement de la paroi ont des propriétés différentes, il pourrait être utile d'utiliser deux fréquences transverses différentes pour extraire les deux mouvements, comme cela est parfois fait avec une sonde linéaire. Ici, la même fréquence transverse de 1,2° a été utilisée et a permis d'obtenir des estimations pertinentes tant sur le flux que sur le mouvement de la paroi.

Des mesures d'indice de sécurité acoustique préliminaires ont été effectués sur la séquence ultrasonore proposée au cours de cette thèse. Ce test de sécurité n'est pas complet, et certains indices de sécurité n'ont volontairement pas été mesurés, comme les mesures de température. Pour évaluer ces paramètres, les mesures de température doivent être effectuées sur une période de 30 minutes, d'abord dans l'air, puis dans l'eau. Comme la sonde convexe n'a jamais été utilisée au laboratoire pendant une période aussi longue, nous n'avons pas pris le risque d'endommager certains de ses éléments en prenant ces mesures.

Les perspectives comprennent une étude plus approfondie des paramètres de sécurité qui pourrait conduire à une preuve de concept clinique, où des aortes abdominales saines et malades devraient être considérées. Les paramètres avancés accessibles par notre méthode (tels que la vitesse de l'onde de pouls, le taux de cisaillement moyen et maximal de la paroi) devront être extraits. Couplés à des tests statistiques, ils permettront de mesurer précisément l'intérêt et l'apport de la méthode pour la détection de pathologies vasculaires.

L'utilisation d'une sonde 1D génère plusieurs limitations et problèmes. Le placement de la sonde est particulièrement crucial et cela augmente l'inconsistance inter et intra opérateur. L'utilisation d'une sonde matricielle pour l'imagerie ultrasonore 3D permettrait de s'affranchir de ces problèmes de placement et de mouvements hors du plan. Cependant, l'imagerie ultrasonore 3D reste confrontée à des problèmes techniques majeurs : la taille des éléments rend difficile l'obtention d'un bon rapport signal/bruit et le nombre élevé d'éléments entraîne un coût de calcul important pour le traitement du

signal et de l'image. De plus, leur faible ouverture ne semble pas appropriée pour les scanners abdominaux.

Dans le futur, nous espérons que cette thèse pourra apporter des informations précieuses sur la formation des maladies vasculaires dans les vaisseaux profonds, qui est aujourd'hui peu comprises. De nouvelles informations sur l'écoulement et l'interaction des tissus pourraient être utiles pour évaluer un modèle théorique d'artère, afin de prédire son évolution en présence de pathologies.