



**HAL**  
open science

# Imagerie ultrasonore ultrarapide 4D par adressage orthogonal du réseau de sonde matricielle : adressage

## Ligne-Colonne

Jack Sauvage

► **To cite this version:**

Jack Sauvage. Imagerie ultrasonore ultrarapide 4D par adressage orthogonal du réseau de sonde matricielle : adressage Ligne-Colonne. Imagerie médicale. Sorbonne Université, 2019. Français. NNT : 2019SORUS535 . tel-03144240

**HAL Id: tel-03144240**

**<https://theses.hal.science/tel-03144240>**

Submitted on 17 Feb 2021

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

# Sorbonne Université

Ecole doctorale SMAER U391

*Equipe*

*Physics for Medicine Paris - INSERM U1273*

---

## Imagerie ultrasonore ultrarapide 4D par adressage orthogonal du réseau de sonde matricielle 2D : adressage Ligne-Colonne

---

Par Jack SAUVAGE

Thèse de doctorat de Physique des ondes - acoustique médicale

Dirigée par Mathieu PERNOT

Présentée et soutenue publiquement le 17/12/2019

Devant un jury composé de :

BOSSY Emmanuel,	Professeur Université de Grenoble UMR5588	Rapporteur
CATHELIN Stefan,	Professeur Université Claude Bernard Lyon U1032	Rapporteur
GRIMAL Quentin,	Professeur à L'université Pierre et Marie Curie LIB	Examineur
BONNEFOUS Odile,	Principal Scientist chez Philips France	Examinatrice
PERNOT Mathieu,	DR, INSERM U1273	Directeur de thèse
DEFFIEUX Thomas,	CR, INSERM U1273	Co-encadrant de thèse
TANTER Mickaël,	DR, INSERM U1273	Directeur de laboratoire













## Remerciements

Cette thèse a été réalisée au sein du laboratoire Physique pour la Médecine Paris (unité INSERM 1273), équipe dirigée par **Mickaël Tanter**. C'est dans des conditions exceptionnelles de travail que j'ai pu réaliser mes travaux sous la direction de **Mathieu Pernot** et de **Thomas Deffieux**, de 2016 à 2019.

Dans un premier temps, je souhaite de tout cœur remercier **Mickaël Tanter**. Tu te bats à chaque instant pour nous offrir des conditions optimales de travail. Nous pouvons à peine imaginer à quel point la gestion d'une équipe de recherche constitue un exercice à haute difficulté, mais en portant l'humain au premier plan, en se rendant disponible et à l'écoute pour nous, tu contribues largement à notre épanouissement professionnel, et pour cela je souhaite t'exprimer ma sincère gratitude. En nous proposant des sujets aussi passionnants et porteurs, et en nous permettant d'aller défendre nos travaux à travers le monde, nous bénéficions d'un vrai tremplin pour entrer dans le monde de la recherche. Ce fut pour moi un honneur d'avoir fait partie de l'aventure de l'équipe sous ta responsabilité.

Je tiens tout particulièrement à remercier **Mathieu Pernot**, mon directeur de thèse qui m'a donné sa confiance dans la réalisation de ce projet. Merci pour ton support infailible et ta patience. Ton expertise scientifique dépasse de loin le niveau d'entropie présent sur ton bureau, et c'est dire ! Ton optimisme est une chance pour quiconque travaille à tes côtés, et ton dynamisme contribue en grande partie à l'avancée des projets. J'ai été très heureux de mener ces travaux sous ta direction.

Mes remerciements s'adressent également à **Thomas Deffieux**, co-encadrant de mes travaux de thèse. Merci infiniment pour le temps que tu m'as accordé, tes relectures et tes conseils. Sache que j'ai grandement apprécié partager avec toi toutes ces discussions scientifiques devant un tableau, que des feutres vellede trop paresseux voulaient nous priver, heureusement sans succès. Ton œil avisé et ton savoir pointu nous ont permis d'éviter de nombreux pièges. Merci également pour ton oreille attentive, je suis persuadé que tu feras un excellent directeur de thèse.

Merci à **Stéfan Catheline** et **Emmanuel Bossy** qui m'ont fait l'honneur d'accepter de rapporter mes travaux de thèse. Je remercie également sincèrement **Odile Bonnefous** et **Quentin Grimal** pour leur participation au jury de la soutenance.

Au cours de ces trois années, nous avons eu la chance de travailler en collaboration avec l'entreprise Vermon. A ce titre, je tiens à remercier tout particulièrement **Martin Flesch** pour m'avoir transmis son savoir sur la RCA à la suite de sa thèse. Merci Martin pour ta disponibilité. J'ai également eu le grand plaisir de rencontrer **Guillaume Férin, Bogdan Rosinski** ainsi que **An Nguyen Dinh**. Ce fut un réel plaisir de travail ensemble dans un cadre vertueux.

Lors de mes travaux, j'ai eu l'immense chance de rencontrer et de travailler avec **Jonathan Porée**. Tu es l'une des personnes qui a le plus compté pour moi ces dernières années. Merci pour ton immense soutien, tant sur le plan scientifique que moral en riant à mes pires blagues, pour cela je te suis éternellement redevable. J'ai beaucoup apprécié nos discussions sur le rayonnement de la RCA, souvent sans modération, quelque part autour de 20h et 3h du matin. Les moments passés au Japon lors du séminaire IEEE de Kobe resteront gravés dans ma mémoire comme une expérience professionnelle et humaine hors norme, et je suis ravi de l'avoir partagé avec toi. Merci également pour ton talent au « chifoumi » qui nous a peut être ouvert les portes d'Hawaii lors d'une rencontre lunaire, perdus dans les quartiers Kyotoïtes, à ce moment précis j'ai su qu'il ne pouvait plus rien nous arriver ! J'espère pouvoir revoir rapidement ta barbe paradisiaque. Plus qu'un mentor, tu as été pour moi un véritable grand frère.

A mes deux co-bureaux **Claire Rabut** et **Charlie Demené**, merci de m'avoir supporté pendant ces trois années. Claire tu as été d'un optimisme et d'une volonté sans failles, ce qui m'a souvent aidé pour regarder les choses selon un angle différent. Nous avons commencé notre travail au sein du laboratoire au même moment lors de notre stage, ce qui porte notre bilan à 4 ans et demi de cohabitation, ce qui n'est évidemment pas rien, mais quel plaisir ! Merci pour le chocolat, le café, les attentions, la musique (au grand dam de Charlie), les sursauts, les questions, et surtout ta bonne humeur. Je me sentirai un peu orphelin à ton départ. Charlie, pour tous tes conseils et nos discussions qui m'ont beaucoup fait progresser. Je me souviendrai grâce à toi qu'une question bien posée vaut mieux qu'une simple bonne réponse. Ton regard affuté n'a d'égal que ton talent au karaoké. Je te souhaite le meilleur à toi et ta jeune famille.

Le laboratoire est riche de personnalités dévouées et aux qualités exceptionnelles. Je tiens à remercier celles et ceux qui ont de près comme de loin contribué à mon épanouissement durant ces trois années.

Dans un premier temps, je tiens à remercier **Patricia Daenens**. Patricia, tu tiens un rôle majeur dans l'équilibre du laboratoire, tu es notre maman à tous. Tu supportes nos besoins compulsifs et notre incapacité à organiser les paillasses, pour cela tu mérites une reconnaissance de premier rang ! (pardon pour les clés USB disparues ... c'était moi... et les cahiers de manip aussi...et également ...). J'ai découvert avec toi le plaisir de venir avant 9h (chose qui me semblait être impossible jusque-là), pour simplement partager un moment de discussion en salle café avec toi.

**Hicham Serroune**, notre ingénieur préféré, merci d'être toujours prêt à nous sortir d'un pépin technique, même au lendemain d'une honteuse défaite du PSG (je suis toujours disposé pour te placer un petit pont). Tu es un vrai athlète de la bonne humeur.

**Igor Dimitrijevic**, mon objectif ultime reste de te battre aux échecs ! Merci pour l'apprentissage du gambit du roi, que je joue désormais systématiquement en pensant à toi et peu m'importe si j'en deviens trop prévisible. Je te souhaite le meilleur pour ta nouvelle famille !

Merci à **Jean-François Aubry** de m'avoir ouvert les portes du filtrage pseudo-inverse et de la matrice de propagation (si si). Et bien entendu pour ton sens de la dérision ainsi que nos quelques échanges malgré nos sujets éloignés.

Toute ma gratitude à **Sophie Pezet** pour m'avoir aidé à identifier le réseau vasculaire dans le cerveau du rat. Merci également pour toute ta bienveillance.

Merci à **Béatrice Walker** de m'avoir fourni une aide précieuse en début de thèse dans la conception des séquences ultrasonore sur Verasonics et également pour le regard attentif que tu portes sur ton entourage. Le curcuma n'a plus de secrets pour moi maintenant.

Merci à **Alexandre Dizieux** pour ton calme et ton attention. Si la qualité du combattant devait être proportionnelle à son ouverture d'esprit, alors je ne pèserai pas grand-chose dans un octogone face à toi.

Je tiens à remercier **Antoine Bergel** de m'avoir hébergé une nuit, ce qui a conduit à une situation des plus cocasses. Je te remercie également pour l'attention que tu as portée à mon deuxième métacarpe un jour où tu m'as vivement conseillé de rejoindre les urgences alors que je délirais à cause d'une fracture hélicoïdale. Pour autant, c'est ta qualité humaine que je tiens à souligner qui égale ta passion pour ton travail. Ce fut un réel plaisir de partager

tous ces moments de bonnes bières comme de pommes de terre surprises, saveur teq-paf (oh mon dieu !)... les ingrédients d'une belle amitié.

Merci à **Mafalda Correia**. Je me souviens avec nostalgie de mes tous premiers pas au laboratoire lors de mon stage en 2015, tu m'avais alors montré comment déboguer et construire une séquence ultrasonore ! je te dois beaucoup. Travailler avec toi est un plaisir alliant un caractère à la fois trempé et calme !

Merci à **Guillaume Goudot** pour m'avoir aiguillé sur les symptômes de l'athérosclérose, un sujet passionnant. Merci pour ta relecture. Merci également d'avoir été mon médecin officieux, tant lors de mes nausées dans la chambre d'hôtel à Washington que pour l'auscultation de mon genou dans ton bureau (j'ai quand même dû retirer mon pantalon, et je n'aurais fait ça avec personne d'autre qu'un médecin !).

J'ai également une pensée toute particulière pour toutes les personnes qui ont résidé dans le bureau C-08 du laboratoire. **Marion Imbault** merci de m'avoir encadré lors de mon stage de fin d'étude. **Justine Robin**, pour nos échanges sur le féminisme et ta discrétion concernant l'organisation chaotique de mes codes Matlab. **Jérôme Baranger** pour ton altruisme exemplaire et nos moultes échanges sur le *beamformer*. **Hanna Bendjador** également pour nos échanges sur les simulations k-wave qui m'ont fait « phaser » très curieusement. Merci à **Sofiane Decombas** pour ton sourire si réconfortant à toute épreuve. Merci à vous tous d'avoir su porter un regard attendri et d'avoir manipulé avec douceur mes méninges lors de mes nombreux « bug » en chaussettes, debout au beau milieu de votre bureau.

Merci au bureau voisin également et aux créatures qui l'ont composé. **Baptiste Heiles**, j'ai eu un plaisir immense à travailler avec toi. Merci pour ton second degré et pour ton amitié sans failles. **Laura Zamfirov** ta rigueur de biologiste m'a toujours rendu très circonspect face à ma méthode de travail, mais je me suis senti rassuré depuis que j'ai compris que je tenais mieux l'alcool que toi, on ne peut pas être bon dans tous les domaines... **Vincent Hingot** je souhaite te remercier d'avoir toujours accueilli mes questions à bras ouverts, quelles que fussent leur véracité, tu réussis toujours à en faire ressurgir du sens. **Kailiang Xu** merci pour la personne au si grand cœur que tu es. Ce fut une tristesse absolue de te voir nous quitter si vite et nous priver de tes interventions les plus excentriques (que je tairai ici). J'ai hâte de venir te rendre visite à Shanghai. **Arthur Chavignon** merci pour



tes blagues, j'ai cru longtemps devoir assumer seul le rôle du clown pas toujours très drôle. Merci également pour ton aide et ton sens de l'équipe. Merci aussi à **Heiva Le Blay** de supporter tous ces personnages ! Vous avez tous été des piliers pour moi et de véritables amis.

Un merci hyper chaleureux à l'inénarrable **Florian Laszlo**. Merci pour ton sens de l'humour démesuré comme pour ton attention parfaitement adaptée aux circonstances (mais oui !). J'ai découvert une personne de haute qualité qui me surprend chaque jour. Tu as su coiffer au poteau les plus grands hédonistes de notre temps, tout en saupoudrant par ci par là de la joie et en toutes circonstances.

Je remercie tout particulièrement **Mathieu Blons** pour l'excellent stage qu'il a réalisé avec nous. J'espère de tout cœur que tu as passé de bons moments à nos côtés et que ma pédagogie boiteuse ne t'a pas dérouté. Ce fut un grand plaisir de travailler avec toi. Bonne chance et bon courage pour la thèse.

Je remercie aussi tous ceux qui font ou ont fait partie de l'équipe et qui m'ont aidé dans cette aventure : **Alexandre Houdouin, Elliot Teston, Julien Claron, Nathalie Ialy-Radio, Thu-Mai Nguyen, Clément Papadacci, Olivier Couture, Philippe Matéo, Philippe Hannic, Florian Segura, Thomas Bancel, Marta Matei, Mohamed Nouhoum, Olivier Pedreira, Daniel Suarez, Noémi Renaudin, Line Rahal, Baptiste Pialot, Adrien Bertolo, Clémentine Morisset, Victor Finel, Charlotte Constant** et le légendaire **Olivier Villemain**.

Des années de thèse se conjuguent également en termes de sacrifices, et c'est souvent les proches qui en font les frais. Cette thèse leur est avant tout dédiée.

A ce titre je tiens particulièrement à réitérer tout mon amour et ma bienveillance à mes amis qui ont toujours su rester derrière moi. Je bénéficie d'un groupe de frères et sœurs qui me tarde de retrouver et qui font de ma vie un spectacle : **Pierre-Henri Pontailier** à la prise de son, **Pierre Tanguy** à la batterie, **Nadir Moussaoui** au chant, **Mehdi Bourgeois** à la programmation, **Charles-Henri Lamourère** à la rescousse, **Victoire Dupont** au vin blanc, **Lucas Faivre** au perroquet, **Pol-Marie Pouchard** à l'élévation, **Nina Avramovic** aux costumes, **Roxane Deloche** aux textes excentriques, **Léna Ansari**

aux textes excentriques II, **Lucas Baron** au camion, **Paola Bouchet** à la sérénité, **Mathilde Sarlat** aux petits soins, **Florent Bobet** le lutteur rouge, **Théo Nasca** aux claquettes, **Timothé Jacquet** et **Jean Bernier** à la caméra, **Farouk Bejaoui** en cuisine, **Simon Ksiazenicki** pour l'interview et le nouveau de la bande qui a récemment ouvert les yeux, **Orso**.

Merci à toi **Pauline Archambaud**, partager ma vie avec toi est une joie. J'ai la mesure du sacrifice que tu as fait pour que nous soyons ensemble. Merci de m'épauler jour après jour et de combler cette aventure de bonheur, de gourmandises, d'éclats de rire et d'émotions.

Enfin, rien n'aurait pu être réalisé sans le soutien inconditionnel de ma famille, à qui je dois mon entière dévotion. A toi Emma, et toi Fabien, vous savez déjà à quel point je vous aime.

A mon père et à ma mère : Bien que riche en rencontres et découvertes, je suis heureux de mener un terme à cette aventure afin de mieux vous retrouver. Ce travail vous est entièrement dédié.



## Résumé

Le développement de l'échographique 3D constitue un axe majeur en imagerie biomédicale, tant pour la recherche que pour les industriels. Reconstituer spatialement et en temps réel l'anatomie du patient devient une nécessité pour le praticien. Elle l'est tout autant pour le chercheur qui souhaite affiner ses connaissances sur le fonctionnement du corps humain.

Avec l'avènement de l'imagerie ultrarapide 4D au laboratoire *Physics for Medicine Inserm 1273*, la possibilité d'acquérir dans les trois dimensions et avec une haute résolution spatio-temporelle a été démontrée. Plusieurs des modalités phares de l'imagerie 2D ultrarapide ont pu être étendues à l'imagerie volumique (Doppler de puissance ultrasensible 3D, élastographie 3D ...). Leur dissémination en clinique bénéficierait grandement aux praticiens.

Cependant les moyens nécessaires à leur mise en œuvre sont encore trop importants pour espérer une transposition à court ou moyen terme vers les services de radiologie. Pour cause, les limitations découlant de l'architecture de la sonde elle-même. En effet, les sondes matricielle 2D haute gamme sont très complexes à fabriquer et demandent des moyens colossaux pour pouvoir être pilotées sans réduction de voie. C'est dans ce cadre que développer des stratégies intelligentes est devenu un enjeu central. Plusieurs approches basées sur des géométries originales ont été réalisées par la communauté depuis une vingtaine d'années. Parmi elles, l'adressage orthogonal par lignes et colonnes du réseau matriciel, ou *Row and Column Addressing RCA*, propose une solution transducteur tout à fait adaptée à l'imagerie ultrarapide par ondes planes. Avec cette approche, la grille matricielle 2D de  $N^2$  éléments, se présente comme une organisation orthogonale de  $N+N$  voies, représentant un facteur de réduction de  $N/2$ . Cela permet de voir la sonde comme deux réseaux 1D orthogonaux avec une large élévation. Grâce à cette solution, la sonde peut être pilotée par un seul échographe standard, tout en conservant une ouverture d'imagerie étendue. Un second avantage déterminant associé à l'adressage RCA réside dans la possibilité de concevoir des sondes haute fréquence sans compromis sur l'échantillonnage spatial (pitch).

Du fait de cette architecture, les degrés de liberté permettant la focalisation sont réduits à un seul axe par transmission ou réception. Heureusement, l'image peut être réalisée en dissociant les voies de focalisation entre les étapes d'émission et de réception. Cette considération présente un changement de paradigme important étant donné que l'ouverture de la sonde ne fonctionne plus dans un régime d'émission/réception. La focalisation

synthétique en émission et naturelle en réception sont alors effectuées selon des directions différentes, ce qui pose un nouveau compromis en termes de résolution spatio-temporelle.

Au cours de ces travaux de thèse, les performances de la RCA associées à l'imagerie ultrarapide 4D vont être étudiées pour divers cas.

Nous allons tout d'abord rappeler le principe d'imagerie 4D ultrarapide RCA avec sommation orthogonale OPW. Le phénomène de formation d'artefacts associés à la décimation de la loi de focalisation synthétique est développé analytiquement. Un nouveau compromis en termes de résolution spatio-temporel et de contraste est proposé. Ensuite, une acquisition montrera la faisabilité de la stratégie RCA et OPW ultrarapide pour quantifier la vitesse de flux et le Doppler de puissance *in vivo* chez l'homme, dans un large champ de vue.

Dans un second volet, et après avoir présenté le contexte de l'imagerie vectorielle vasculaire, nous allons développer une stratégie d'imagerie 3D vectorielle pour la RCA. En prenant en compte la complexité et la rapidité des flux présents dans la carotide, une stratégie de la séquence ultrasonore sera exposée et réalisée *in vitro*.

Le troisième axe présente un nouveau prototype de sonde RCA haute fréquence, conçu pour l'imagerie sur petit rongeur. Les performances de la sonde sont évaluées en mode Doppler de puissance 3D rendant compte de l'arborescence vasculaire *in vivo* chez le rat. Ensuite, un protocole d'imagerie fonctionnelle est réalisé pour obtenir des cartes d'activations 3D sur l'ensemble du cerveau.

La dernière partie propose, à travers deux nouvelles approches innovantes, d'optimiser les capacités d'imager avec la RCA. Dans un premier temps, nous implémenterons la méthode de transmission multi-ondes planes afin d'améliorer les capacités en pénétration. Ensuite, nous proposerons d'appliquer une approche d'estimation du Doppler de puissance, non plus basée sur la focalisation synthétique mais sur le principe de décorrélation spatiale et temporelle du sang. Cette méthode nous permet de retrouver l'intensité du signal flux sans artefacts liés à la décimation angulaire en focalisation synthétique. Grâce à une cadence accrue et une excellente dynamique, nous avons réussi à suivre, *in vitro*, le déplacement de particules lors d'un cycle cardiaque sur un fantôme de bifurcation de carotide.

**Mots clés** : *ultrasons, 3D, ultrarapide, matrice 2D, RCA, Doppler, fonctionnel, vectoriel, vasculaire, athérosclérose*

## Abstract :

The development of 3D ultrasound is a major issue in biomedical imaging for both research and industry. To reconstitute spatially and in real time the anatomy of the patient, 3D becomes a necessity for the physician. It is equally so for the research communittee who wish to refine his knowledge on the human body.

With the advent of 4D ultrafast imaging at the *Physics for Medicine Inserm 1273* laboratory, the ability to acquire in all three dimensions and with a high spatio-temporal resolution has been demonstrated. Several of the most effective 2D ultrafast imaging modalities have been extended to volume imaging (3D ultrasensitive power Doppler, 3D elastography ...). Their dissemination in clinic would greatly benefit to physicians.

However the necessary means to implement ultrafast 4D are still too heavy and expensive to hope for a transposition in the short or mid-term to the radiology departments. It's due to the limitations underlying the architecture of the probe itself. Indeed, high-end 2D matrix probes are very complex to manufacture and require colossal means to be driven in full populated mode. It is in this context that developing smart strategies has become a central issue. Several approaches based on channels reduction geometries have been carried out by the community for about twenty years. Among them, orthogonal Row and Column Addressing RCA of the matrix array represent a transducer solution quite adapted to the ultrafast imaging using plane waves. With this approach, the 2D matrix grid of  $N^2$  elements, can be seen as an orthogonal organization of  $N + N$  channels, corresponding with a factor reduction of  $N / 2$ . It allows to see the probe as two orthogonal 1D arrays with a large elevation dimension. Thanks to this solution, the probe can be driven by a single standard ultrasound scanner, while maintaining a large imaging aperture. A second decisive advantage associated with RCA addressing lies in the possibility of designing very high frequency probes without compromising the spatial sampling (pitch).

Because of this architecture, the focus degrees of freedom are reduced to one axis each for transmission or reception. Fortunately, the image can be build by dissociating the focus channels between in transmit and receive stages. This consideration presents a significant paradigm shift as the probe no longer operates in transmit / receive mode. The synthetic focus in emission and natural reception are then carried out in different directions, which poses a new trade-off in terms of spatio-temporal resolution.

During this thesis work, the performances of the RCA associated with 4D ultrafast imaging will be studied for various cases.

We will first introduce the principle of ultrafast RCA 4D imaging with OPW orthogonal summation. The phenomenon of formation of artifacts associated with the decimation of the synthetic focusing law is developed analytically. A new trade-off in terms of spatio-temporal resolution and contrast is exposed. Then, an acquisition will demonstrate the feasibility of the ultrafast 4D RCA and OPW strategy to quantify the *in vivo* power Doppler in a wide field of view.

In a second part, and after presenting the context of vascular 3D vectorial imaging, we will develop a 3D vector imaging strategy for the RCA. Taking into account the complexity and high flow rate velocity present in the carotid, a strategy on the ultrasonic sequence will be proposed and realized *in vitro*.

The third axis presents a RCA prototype with high central frequency, designed for small rodent imaging. The performance of the probe is evaluated in 3D power Doppler mode on rat brain. Then, a functional imaging protocol is performed to obtain 3D activation maps on the whole brain.

The last part proposes two new innovative approaches to optimize the imaging performances of the RCA. As a first step, we will implement the planar multi-plane wave transmission strategy to improve penetration capabilities. Then, we will propose to apply a power Doppler estimation approach, no longer based on synthetic focus but on the principle of spatial and temporal decorrelation of blood. This method allows us to recover the intensity of the flow intensity signal without artifacts related to the angular decimation of the synthetic focus. Thanks to an increased frame rate and excellent dynamics, we managed to track particles displacement *in vitro* along one cardiac cycle.

**Keywords** : *ultrasound, 3D, ultrafast, 2D matrix, RCA, Doppler, functional, vectorial, vascular, atherosclerosis*

# Sommaire

Remerciements .....	6
Résumé.....	13
Abstract : .....	15
Sommaire.....	17
<b>Chapitre 1. Introduction : vers l'imagerie échographique 4D ultrarapide RCA.....</b>	<b>23</b>
<b>1.1. Aperçu général des modalités en imagerie biomédicale.....</b>	<b>25</b>
1.1.1. Tomodensitométrie par rayons X.....	25
1.1.2. Tomographie par émission de positons : TEP.....	27
1.1.3. Imagerie par résonance magnétique nucléaire .....	28
1.1.4. Imagerie par spectroscopie infrarouge du champ proche.....	31
1.1.5. Imagerie clinique ultrasonore : échographie.....	33
1.1.6. Conclusion intermédiaire sur la place de l'échographie .....	37
<b>1.2. Eléments théoriques en imagerie ultrasonore.....</b>	<b>39</b>
1.2.1. Formation du faisceau ultrasonore.....	39
1.2.2. Reconstruction de l'image .....	43
1.2.3. Estimation de la vitesse en modalité Doppler pulsé.....	50
<b>1.3. L'imagerie ultrasonore 3D et 4D.....</b>	<b>54</b>
1.3.1. Imagerie 3D par balayage mécanique.....	54
1.3.2. Evolution des sondes : une course vers la résolution en élévation.....	55
1.3.3. Imagerie ultrarapide 4D : .....	57
1.3.4. Réduction du nombre de voies .....	59
1.3.5. Imagerie ultrarapide 4D avec la RCA.....	63
<b>1.4. Conclusion du chapitre .....</b>	<b>65</b>
<b>Objectifs de la thèse .....</b>	<b>65</b>
Chapitre 2 : Imagerie vasculaire ultrarapide 3D avec la RCA : .....	66
Chapitre 3 : Imagerie ultrarapide vectorielle 3D de la carotide avec un transducteur RCA....	66
Chapitre 4 : Imagerie fonctionnelle 3D chez le rat avec une RCA.....	66
Chapitre 5 : Perspectives d'amélioration d'imagerie avec la RCA.....	66



1.5. Références bibliographiques.....	67
<b>Chapitre 2. Imagerie vasculaire ultrarapide 3D avec la sonde RCA .....</b>	<b>75</b>
2.1. Introduction du chapitre.....	76
2.1.1. Construction d'un volume avec la RCA.....	77
2.1.2. Simulation Field II de PSF en OPW .....	90
<b>2.2. Imagerie Ultrarapide 4D vasculaire avec une sonde RCA : .....</b>	<b>97</b>
2.2.1. Sonde RCA vasculaire et interfaçage : .....	97
2.2.2. Protocole expérimental <i>in vitro</i> .....	99
2.2.3. Résultats expérimentation <i>in vitro</i> .....	103
2.2.4. Protocole expérimental <i>in vivo</i> .....	105
2.2.5. Résultats acquisition <i>in vivo</i> .....	108
<b>2.3. Discussions et perspectives .....</b>	<b>110</b>
2.3.1. Imagerie volumétrique avec la RCA.....	110
2.3.2. Conception d'une sonde .....	111
2.3.3. Discussions autour des mesures <i>in vivo</i> et <i>in vitro</i> .....	111
2.3.4. Perspectives.....	112
<b>2.4. Références bibliographiques.....</b>	<b>114</b>
<b>Chapitre 3. Imagerie ultrarapide vectorielle 3D avec un transducteur en adressage ligne-colonne.....</b>	<b>117</b>
<b>3.1. L'imagerie ultrasonore vectorielle de la carotide : un état de l'art.....</b>	<b>118</b>
3.1.1. Athérosclérose de l'artère carotidienne.....	118
3.1.2. Imagerie vasculaire vectorielle 2D .....	123
3.1.3. Imagerie vasculaire vectorielle 3D .....	125
3.1.4. Objectifs du chapitre.....	127
<b>3.2. Quantification 3D de la vitesse axiale avec la RCA .....</b>	<b>128</b>
3.2.1. Matériels et méthodes .....	128
3.2.2. Résultats .....	133
<b>3.3. Imagerie vasculaire 3D ultrarapide à faible nombre de voie : <i>Ultrafast 4D RCA vector flow imaging</i> .....</b>	<b>141</b>
3.3.1. Méthode d'orientation des faisceaux en 3D avec la RCA.....	141

3.3.2. Application aux données <i>in vitro</i> .....	148
3.3.3. Résultats .....	151
<b>3.4. Discussion et perspectives.....</b>	<b>158</b>
3.4.1. Quantification des vitesses axiale RCA 3D.....	158
3.4.2. Imagerie vectorielle RCA 3D.....	159
3.4.3. perspectives.....	160
<b>3.5. Références bibliographique .....</b>	<b>162</b>
<b>Chapitre 4. Imagerie fonctionnelle 3D chez le petit animal avec une RCA .....</b>	<b>165</b>
<b>4.1. Imagerie fonctionnelle ultrasonore cérébrale: un état de l'art.....</b>	<b>166</b>
4.1.1. Le couplage neuro-vasculaire.....	166
4.1.2. Modalités de mesure indirecte du couplage neuro-vasculaire .....	167
4.1.3. L'imagerie fonctionnelle ultrasonore.....	168
4.1.4. Objectifs du chapitre.....	173
Imagerie cérébrale chez le petit rongeur .....	173
Réalisation d'un protocole fonctionnel sur l'ensemble du cerveau .....	173
<b>4.2. Imagerie 3D ultrarapide angiographie cérébrale chez le rat .....</b>	<b>174</b>
4.2.1. Matériel et méthodes.....	174
4.2.2. Résultats .....	179
<b>4.3. Imagerie fonctionnelle 3D du rat avec la RCA .....</b>	<b>184</b>
4.3.1. Matériels et méthodes .....	184
4.3.2. Résultats .....	185
<b>4.4. Discussions et perspectives .....</b>	<b>188</b>
4.4.1. Angiographie 3D vasculaire avec la RCA.....	188
4.4.2. fUS 3D avec la RCA : une première preuve de concept.....	189
<b>4.5. Conclusion .....</b>	<b>191</b>
<b>4.6. Références bibliographiques.....</b>	<b>192</b>
<b>Chapitre 5. Autres approches innovantes d'imagerie avec la RCA : <i>Multiplane Wave imaging</i> et Imagerie de Doppler croisé <i>XDoppler</i> .....</b>	<b>197</b>
<b>5.1. Introduction.....</b>	<b>199</b>

<b>5.2. Imagerie 3D ultrarapide par transmission multi-ondes planes avec une sonde RCA :</b>	<b>200</b>
5.2.1. Principe de transmission condensée multi-ondes planes : <i>multiplane wave imaging</i> .....	200
5.2.2. Matériels et méthodes .....	203
5.2.3. Résultats .....	205
5.2.4. Discussions et perspectives.....	210
<b>5.3. Imagerie de Doppler croisé –XDoppler- avec la sonde RCA :</b>	<b>213</b>
5.3.1. Principe d’imagerie par Doppler croisé par décorrélation spatiale du sang :.....	213
5.3.2. Imagerie par Doppler croisé –XDoppler- avec la RCA :.....	219
5.3.3. Implémentation sur fantôme de flux <i>in vitro</i> .....	224
5.3.4. Modèle de bifurcation de carotide avec diffuseurs PVA.....	227
5.3.5. Discussions et perspectives.....	231
<b>5.4. Conclusion du chapitre</b> .....	<b>239</b>
5.4.1. Imagerie Multi-Ondes planes <i>OMPW</i> avec la RCA.....	239
5.4.2. Imagerie Doppler croisé avec la RCA.....	239
<b>Références bibliographiques :</b> .....	<b>241</b>
<b>Conclusion générale</b> .....	<b>243</b>
Imagerie vasculaire ultrarapide 3D avec la sonde RCA .....	243
Imagerie ultrarapide vectorielle 3D avec une sonde en adressage ligne-colonne.....	244
Imagerie fonctionnelle 3D chez le petit animal avec une RCA .....	244
Autres approches innovantes d’imagerie avec la RCA : <i>Multiplane Wave imaging</i> et Imagerie de Doppler croisé <i>XDoppler</i> .....	244
<b>Contributions scientifiques</b> .....	<b>247</b>
Peer-reviewed Journal Articles : .....	247
Non Peer-reviewed Articles : .....	247
Posters et presentations:.....	247
Prix international : .....	248
Review d’article scientifique : .....	248

*« Les grandes passions se préparent en de grandes rêveries »*

*Gaston Bachelard*



---

**Chapitre 1. Introduction : vers  
l'imagerie échographique 4D  
ultrarapide RCA**

---



## 1.1. Aperçu général des modalités en imagerie biomédicale

L'arborescence des modalités d'imagerie médicale est vaste. Elle prend racine avec les découvertes majeures réalisées en physique au début du XX<sup>e</sup> siècle et ne cesse d'évoluer depuis. Chaque branche présente ses spécificités permettant de répondre à des besoins précis pour le diagnostic en clinique ou pour la recherche biomédicale. Nombreuses et variées, elles peuvent également être complémentaires et associées les unes aux autres.

Ce prologue propose un recensement des modalités principales existantes. Il est certes général et non exhaustif, mais reste pour le moins essentiel. Plus particulièrement, cette partie a pour ambition de situer l'échographie dans le vaste paysage que forme l'imagerie biomédicale.

### 1.1.1. Tomodensitométrie par rayons X

L'imagerie tomodensitométrique ou CT-scan - *computed tomography* – repose sur le rayonnement des ondes électromagnétiques à très faible longueur d'onde -les rayons X- qui ont la capacité de pénétrer les tissus en fonction de leur densité [1]. En traversant le corps, une part de rayonnement peut être projetée rendant possible la mesure de l'absorption par l'intermédiaire d'un réseau de détecteurs. Cette modalité est particulièrement efficace pour discriminer les cellules osseuses des cellules musculaires, ce qui confère une approche de choix pour diagnostiquer des fractures osseuses, des cas d'infections pulmonaires ou l'exploration de la composition tissulaire de l'encéphale (Figure 1 a.).

La reconstruction 3D d'un objet ne peut pas être réalisée avec une seule projection. Pour déterminer la distribution spatiale des structures, il est nécessaire d'irradier le sujet selon plusieurs directions et de mesurer le profil d'atténuation pour chaque point de vue. Le principe de base consiste donc à faire tourner la source de rayon X autour de l'objet à examiner. Une somme de l'ensemble des valeurs d'atténuation, autrement appelée intégrale de projection, est mesurée et enregistrée pour chaque angle. Les données brutes sont ensuite représentées dans un sinogramme qui correspond à l'espace de Radon de l'objet, du nom du mathématicien autrichien. Après transformation, la distribution spatiale de l'atténuation peut enfin être établie dans l'espace.

La résolution spatiale actuelle de l'imagerie par rayon X est d'environ 1 à 10 mm, voir inférieure dans certain cas. Son interprétation ne présente pas de difficultés majeures et peut



être complémentaire à d'autres modalités d'imagerie comme l'imagerie ultrasonore ou le TEP-scan, qui seront présentés plus loin.

En la combinant à des agents de contraste radioactifs, la tomодensitométrie peut servir à l'imagerie vasculaire en faisant ressortir la marque du réseau sanguin. Cette méthode d'angiographie par rayons X est très utile pour identifier des pathologies liées à l'arbre vasculaire et permet entre autres de mesurer le degré de sténose dans les artères ou bien de réaliser un suivi suite à un anévrismes [2] ou à une embolie.

La tomодensitométrie a connu une formidable explosion de développement technologique au cours du dernier quart de siècle et est devenu une modalité indispensable dans les services cliniques. C'est aussi une des raisons pour laquelle la dose d'irradiation appliquée n'a pas été considérée comme un facteur de risque vital pendant cette phase de développement. Cependant, la prise de conscience accrue de la dose de rayonnement annuelle subie par les patients limite la fréquence des examens qui représentent la plus grande partie de l'exposition aux rayons X liée à la médecine.

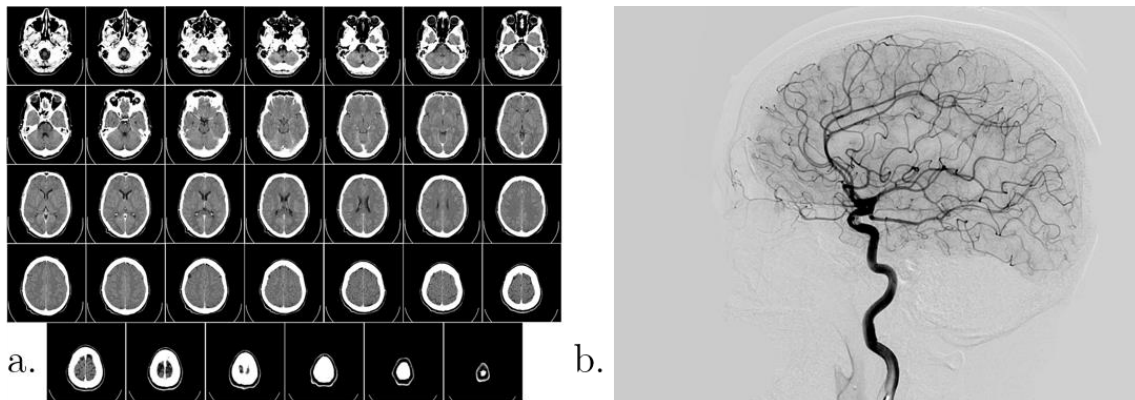


Figure 1: Tomodensitométrie par rayons X du cerveau. Figure **a.** : Coupes transverses de la densité tissulaire cérébrale chez un patient humain. Figure **b.** angiographie par tomодensitométrie de la carotide et sa perfusion cérébrale. Réalisé avec agent de contraste. On visualise le parcours de la carotide interne jusqu'au polygone de Willis. Cette représentation est utile pour détecter des cas anévrisme par exemple.(open source et Healthtide)

Fortement invasive et dangereux à longue exposition tant pour le patient que pour l'opérateur, la tomодensitométrie présente également des effets secondaires ainsi que certaines contre indications (par exemple : femme enceinte, prothèses, pacemaker) avec risques de complications liées au produits iodés (insuffisance cardiaque, rénale, syndrome

néphrotique, Myélome). Le coût de fonctionnement d'un scanner et son entretien constituent également des facteurs limitant son utilisation.

### 1.1.2. Tomographie par émission de positons : TEP

La Tomographie par Emission de Positons TEP -ou *positon emission tomography* PET-repose sur le principe de la scintigraphie en imagerie nucléaire. Un positon est l'antiparticule associée à l'électron qui possède une charge électrique +1. Il émerge par exemple lors de la désintégration d'un isotope. Dans le cadre de l'imagerie TEP, des traceurs sont injectés par voie intraveineuse qui sont constitués d'isotopes de courte demi-vie (~100 min). Le plus souvent rencontré est le fluor 18, incorporé dans une molécule de glucose, mais d'autres marqueurs comme le carbone 11 ou l'azote 13 peuvent être utilisés. Ces traceurs aux propriétés connues vont alors se fixer sur des tissus spécifiques, par exemple les tissus cancéreux, le myocarde ou le cerveau, et émettre un rayonnement photonique lors de leur désintégration. Une caméra à rayon gamma vient capter le rayonnement photonique généré en tournant autour du patient permettant la reconstitution 3D de l'activité métabolique marquée (Figure 2 a.).

Contrairement au scanner par rayons X, qui donne un rendu structurel, le TEP constitue une technique d'imagerie fonctionnelle permettant de déceler certaines pathologies induisant une altération physiologique. Il est possible de réaliser un examen ciblé suivant la molécule qui est injectée. Par exemple, elle peut être utilisée pour révéler des réseaux fonctionnels dans le cerveau [3] [4] comme présenté dans la Figure 2 b..

Le TEP offre une modalité de reconstruction 3D nucléaire puissante et très sensible mais nécessite des installations dédiées et sécurisées. Par ailleurs, en raison de son caractère radioactif, le nombre d'examens est limité par patient et par année. Il souffre également d'une faible résolution spatiale (quelques millimètres) et temporelle (plusieurs secondes) et doit être souvent couplé à une modalité d'imagerie complémentaire comme l'IRM ou le scanner pour rendre compte de l'organisation anatomique sous-jacent. Une synchronisation entre modalité TEP et imagerie échographique commence à se développer et permettrait une voie d'exploration associative performante [5] [6].

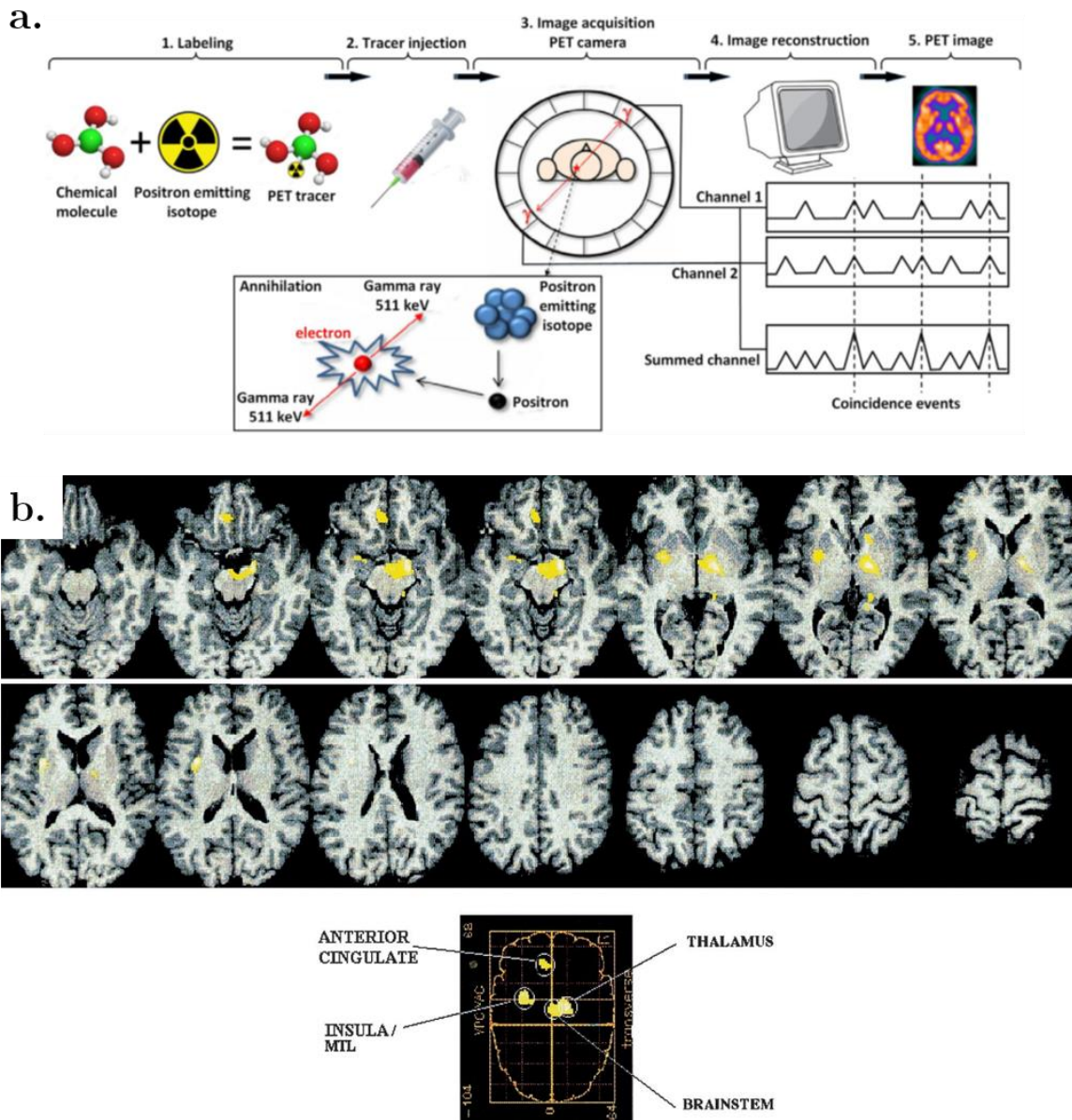


Figure 2: Principe du TEP scan. En **a.** schéma des étapes constitutives du protocole d'acquisition en TEP scan (tiré de Mohammadi-Nejad 2018). Figure **b.**, tomographie par émissions de positons du cerveau utilisant des traceurs de deuterium et oxygen 18. Superposition à des coupes axiales obtenues par IRM. On observe des augmentations dans certaines zones incluant le thalamus sous stimulation électrique du cortex moteur impliqué dans le contrôle de la douleur. (Source L. Garcia-Larrea et al 1999)

### 1.1.3. Imagerie par résonance magnétique nucléaire

L'Imagerie par Résonance Magnétique nucléaire –IRM- repose sur les propriétés magnétiques du spin des molécules d'hydrogène fortement présentes dans le corps (80% d'eau) après

induction d'un champ magnétique à l'aide d'une bobine. La résonance magnétique nucléaire forme un couplage entre un champ magnétique et un moment magnétique du noyau des atomes, ou spin. A l'émission du champ par la bobine, les molécules basculent dans un plan perpendiculaire au champ induit. En fin d'émission, les signaux résultant du repositionnement du spin des atomes d'hydrogène sont enregistrés à travers une antenne. Selon que les tissus observés sont plus ou moins denses en eau, le signal diffère et une carte en 3D de densité peut être établie.

Des méthodes d'angiographie sont très couramment utilisées en clinique pour détecter les malformations artérioveineuses ou après accident vasculaire, Hadizadeh et al [7]. Elles peuvent faire appel à des agents de contraste comme du gadolinium pour augmenter artificiellement l'aimantation du sang. Avec un grand nombre d'images obtenus, la réponse cérébrale à différents stimulus peut être observée (Figure 3 a.). En revanche, cet agent de contraste est contre-indiqué chez des patients atteints d'insuffisance rénale et peut provoquer des réactions inflammatoires.

L'IRM a permis le développement d'une modalité de référence *-gold standard-* dans le cadre de l'étude fonctionnelle cérébrale : l'IRM fonctionnel –IRMf. Elle permet de voir l'activité cérébrale de manière indirecte en se basant sur le principe de couplage neuro-vasculaire. Les régions du cerveau activées lors d'une tâche vont provoquer une augmentation de la consommation d'oxygène et du flux sanguin. La concentration en oxy-Hémoglobine (sang riche en oxygène) et en désoxy-hémoglobine, aux propriétés magnétiques différentes, peut alors être captée par le scanner. La variation du signal magnétique constitue alors ce que l'on appelle le signal BOLD –*Blood Oxygenation Level Dependent-* et peut être regardée en fonction des tâches ou stimulations réalisées sur/par le sujet [8]. Des zones du cerveau sont alors dites 'activées' par la stimulation lorsque l'augmentation du signal BOLD corrèle avec le paterne d'activation (Figure 3 b. et c.). L'IRMf est largement utilisée en imagerie cognitive pour l'étude des aires de langage [9] [10], de la perception visuelle [11] voir même auditive [12].

A la pointe de l'imagerie médicale, non-invasive et non-ionisante, les modalités IRM présentent cependant certaines limitations. Les inconvénients majeurs résident dans leur portabilité, leur coût parfois exorbitant, leur maintenance et leur accessibilité limitée. Par ailleurs, l'IRM reste dotée d'une sensibilité limitée et peut présenter certaines contre-indications pour des patients munis de *pacemaker* par exemple.



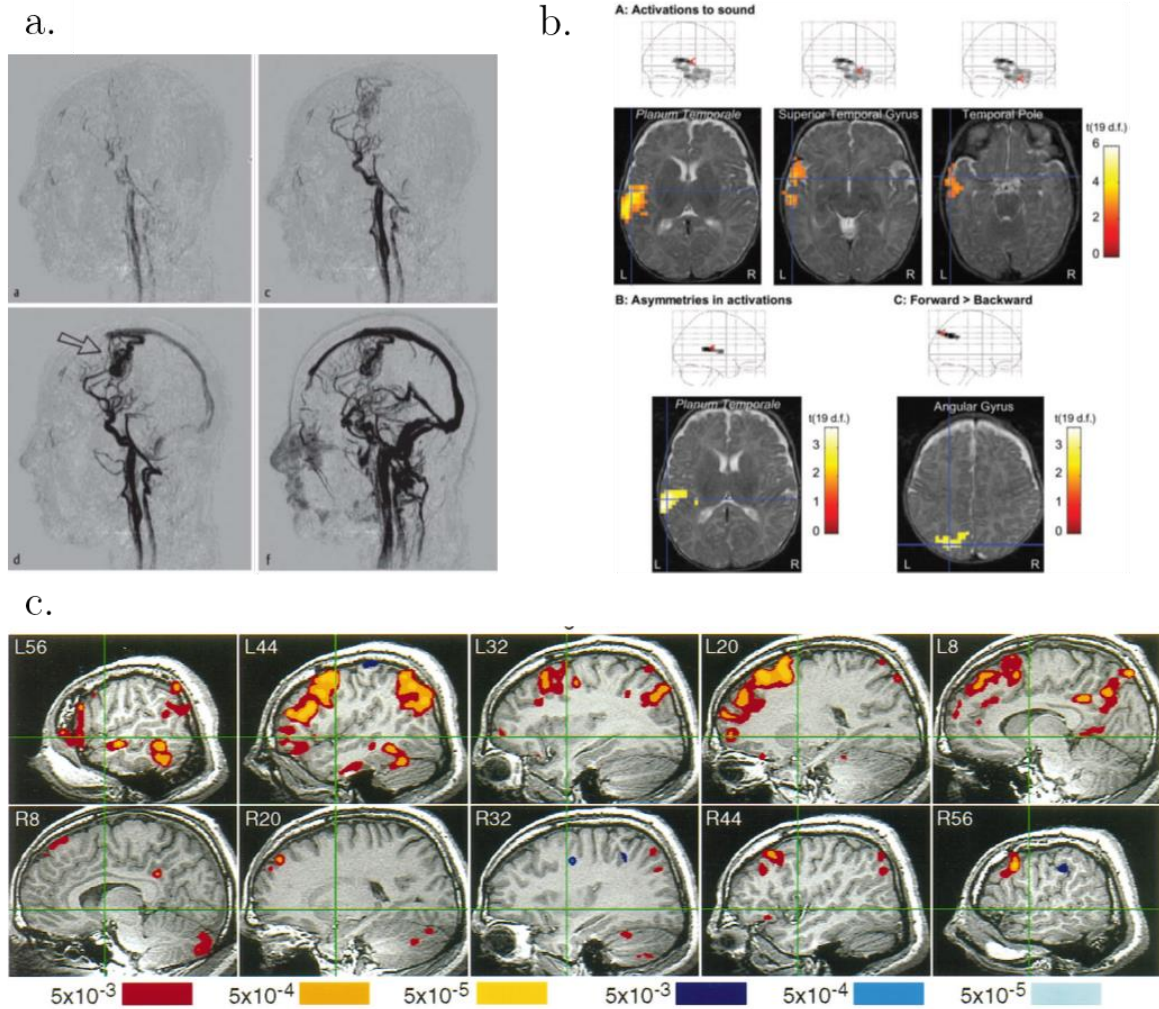


Figure 3: Exemples d'imagerie 3D basées sur l'acquisition IRM: Figure **a.** angiographie avec agent de contraste (angiogramme cérébral). L'agent de contraste est injecté dans la carotide d'un patient mâle atteint d'une malformation artérioveineuse sévère (indiquée par la flèche). On peut suivre le bolus parcourant la carotide, son embranchement dans le polygone de Willis et son passage dans le réseau veineux (adapté de Hadizadeh et al, 2014). Figure **b.** : IRMf montrant la réponse hémodynamique de la zone associée à la parole chez le nouveau née. (A) activation induit par stimulation sonore : discours parlé (orienté avant puis arrière), suivi de périodes silencieuses. (B) carte d'asymétrie de l'activation sonore montrant une activation significative dans l'hémisphère gauche. (C) carte statistique de la comparaison entre la parole avant et arrière montrant une plus grande activation de la parole avant dans le gyrus gauche. (adapté de Dehaene-Lambertz et al 2014) .Figure **c.** Aires du langage détectées chez un adulte de 26 ans avec IRMf . Cartes d'activation dans l'hémisphère droit. (adapté de Binder et al 1997)

### 1.1.4. Imagerie par spectroscopie infrarouge du champ proche

Des modalités d'imagerie optique ont été développées pour l'imagerie médicale initialement apparue il y a une trentaine d'années [13] et ont été rapidement adoptées pour l'imagerie fonctionnelle cérébrale.

Le principe d'imagerie en champ proche par infrarouge -*Near InfraRed Spectroscopy* NIRS- est une modalité émergente par laquelle le tissu est illuminé avec un faisceau de lumière infra-rouge. Du fait de la multidiffusion, l'énergie optique peut être captée quelques centimètres plus loin par une optode, schématisée Figure 4. Le sang présente une absorption plus faible que les tissus environnant, offrant une fenêtre de pénétration autour des longueurs d'onde infra-rouges. Cette propriété permet une mesure non invasive des spectres d'absorption du sang pour cartographier la concentration en hémoglobine. Un réseau de récepteurs permettra alors de quantifier l'énergie photonique rétrodiffusée à la surface de la zone illuminée et de réaliser la carte superficielle.

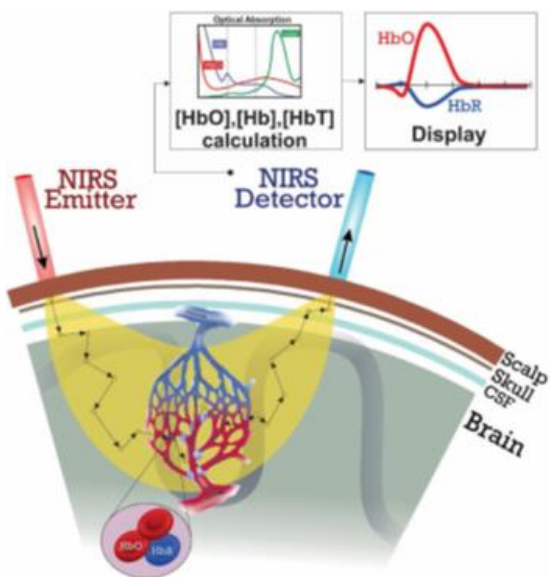


Figure 4 : Schéma du système d'acquisition NIRS. La lumière générée est dirigée vers la tête. La lumière est ensuite diffusée vers un détecteur à la suite d'un chemin oblique vers la surface de la peau. (tiré de Mohammadi-Nejad 2018)

Son application à l'imagerie fonctionnelle fNIRS permet également de mesurer l'augmentation de l'apport en oxygène lors de l'activité cérébrale [14]. Cette méthode repose sur la mesure de concentration d'oxygène dans le sang aux propriétés d'absorption différente selon qu'il est chargé ou non en oxygène [15]. On peut ainsi imager le couplage neuro-vasculaire par mesure du signal BOLD au même titre que le fait l'IRMf. Cependant, les systèmes NIRS ne permettent que quelques mesures qui sont largement distribuées spatialement. Les grands écarts entre les mesures entraînent inévitablement une faible résolution spatiale et une capacité réduite à la localisation. Cela limite donc la capacité de cartographier complètement le cerveau.

Afin de surmonter ces inconvénients, des systèmes de tomographie par diffusion optique - *Diffuse optical tomography* DOT- ont été développés. L'ensemble des mesures peut faire

l'objet d'une opération d'inversion du problème de diffusion pour créer une reconstruction 3D des coefficients de diffusion liés aux variations hémodynamiques.

Dans les cas les plus courants, le DOT est appliqué pour la détection des tumeurs du sein et l'imagerie cérébrale [16]. L'approvisionnement plus important en sang des tumeurs par rapport aux tissus fournit une variation d'absorption que peut cibler l'image. De façon similaire, des saignements dans le cerveau peuvent être détectés.

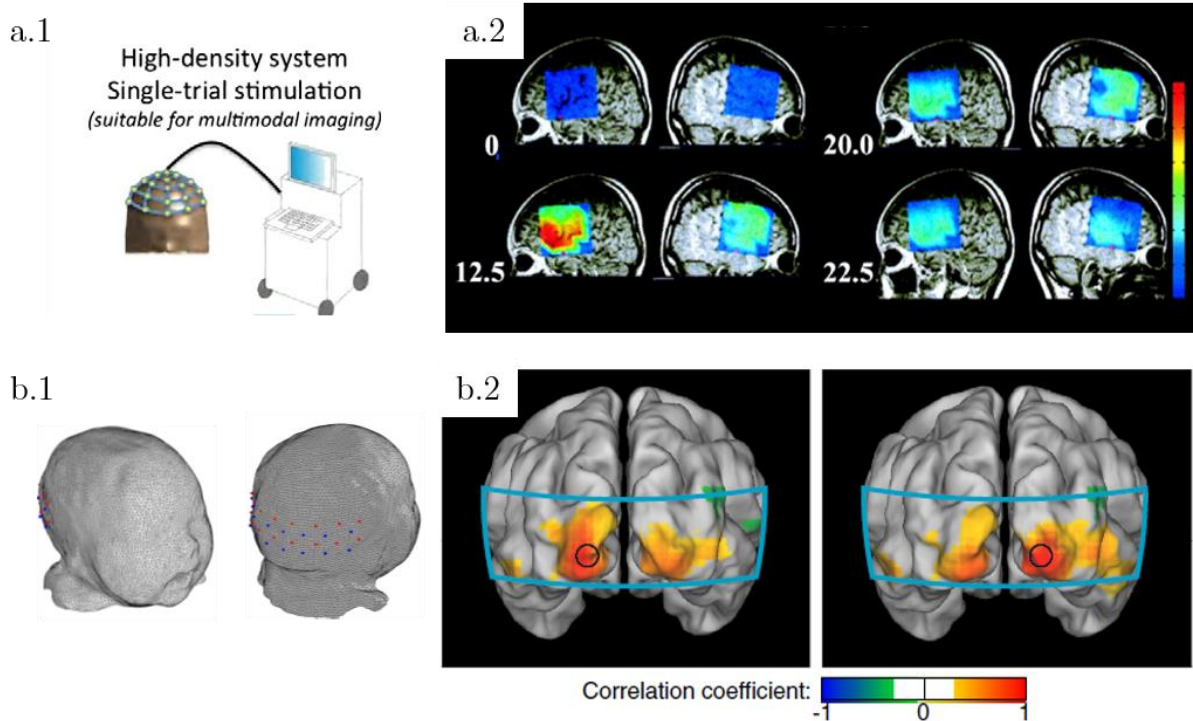


Figure 5: En **a.1** schéma d'un système multi-voies fNIRS. En **a.2** carte de couleur montrant l'augmentation de la réponse d'hémoglobine en réponse à une tâche (Acquisition fNIRS avec 24 voies : 12+12). La carte est superposée à une acquisition IRM. (Adapté de de Ferrari et al). En **b.1** model de tête pour acquisition fDOT avec 18 sources et 16 détecteurs placés dans la zone du cortex visuel. En **b.2**, carte de corrélation obtenue chez le nouveau née pour une tâche visuelle montrant une réponse latéralisé dans le cortex visuel.de la zone occipitale. La région couverte par le réseau est affiché en cyan. (adapté de White et al 2011)

Ces approches sont sans danger pour l'organisme et disposent d'une résolution temporelle performante ( $\sim 10$  ms). En revanche, le jeu de diffusions multiples des ondes lumineuses lors de la pénétration dans les strates tissulaires vient drastiquement limiter la profondeur d'imagerie. Un enjeu consiste à développer de meilleures approches de reconstruction du système inverse pour optimiser la reconstruction de l'image en profondeur. Cependant,

l'imagerie par tomographie optique reste restreinte à une pénétration de quelques centimètres et demeure donc une approche limitée à l'étude des couches superficielles du tissu.

### 1.1.5. Imagerie clinique ultrasonore : échographie

#### 1.1.5.1. Développement dans la seconde moitié du XX<sup>ème</sup> siècle.

L'imagerie échographique, bien avant d'être une modalité médicale, trouve son origine embryonnaire avec les travaux de Paul Langevin et Constantin Chilowsky sur le SONAR (SOUND Navigation And Ranging) [17] couplés à la première démonstration de l'effet piezoélectrique des frères Pierre et Jacques Curie en 1880 [18]. Du fait de ces origines, la manière que l'on a de produire une image est longtemps restée intimement liée à l'écholocalisation sous-marine.

C'est lors des années 1950 que l'échographie prit sa teneur médicale et a initié son incessante évolution. Dans sa forme primitive, une première publication suggérant les ultrasons pour le domaine médical fut réalisée par Karl Theodore Dussik en 1942 [19] [20]. Cette étude concernait l'atténuation des ultrasons dans le cerveau qu'il baptisa l'échoencephalographie. L'imagerie échographique se développa ensuite lors d'une période d'expérimentations actives, au cours des années 50. Parmi les précurseurs, on peut citer Ludwig et Struthers qui réalisèrent une détection des calculs biliaires par ultrasons [21], Wild et Neal et *al* qui réalisèrent les premières acquisitions ultrasonores du cancer du sein [22] ou Mundt et *al* [23] pour l'imagerie oculaire ultrasonore.

Dans ces études, l'écho est représenté sur son axe temporel, méthode qui est basée sur le principe de l'*echos ranging* directement inspiré du SONAR. Cette visualisation est appelée A-mode pour *Amplitude Mode*. Plus tard, Edler et Hertz élaborèrent une méthode de transmission d'impulsions successives pour cartographier la variation spatiale d'une région à une autre du coeur [24] [25]. Cette modalité est connue sous le nom de *Motion mode* (M mode). Un développement d'imagerie majeure fut ensuite réalisé par Wild et Reid en 1954 [22] montrant comment obtenir une visualisation 2D avec un transducteur associé à une rotation mécanique. La représentation en niveau de gris ainsi que la compensation du gain en fonction de la profondeur par TGC – pour *Time Gain Compensation* - ont montré des améliorations considérables pour l'époque. Ces images statiques des organes offrirent ce que l'on appelle communément le *Brightness mode* (B mode).



L'imagerie échographique bénéficia également des efforts consacrés à la mise au point de réseaux d'antennes 1D puis 2D, utilisant des dispositifs périodiques et apériodiques permettant d'incorporer une orientation du faisceau [26]. Les travaux de Somer en 1968 utilisant un réseau composé de 21 éléments espacés à  $\lambda/2$  furent capital pour orienter le faisceau à  $90^\circ$  avec pilotage électronique [27].

#### 1.1.5.2. Principes et modalités de bases

L'imagerie échographique est basée sur l'écoute des ondes mécaniques ultrasonores rétrodiffusées par le milieu tissulaire biologique. Des ondes de compression sont utilisées dans la gamme ultrasonore autour du Mega Hertz, et transmises par une barrette de transducteurs dans le corps du patient.

Les tissus possèdent des propriétés physiques proches de l'eau, qui représente 70 à 80 % de leur composition, tout en conservant un caractère élastique. La propagation des ultrasons s'effectue donc à une vitesse proche de celle de  $1540 \text{ m.s}^{-1}$  avec quelques variations notables en fonction de la nature des tissus (muscle, graisse *etc* ...) et de leur densité. Le milieu est caractérisé par son impédance acoustique (exprimée en Rayleigh ou  $\text{kg/s}^2/\text{m}^2$ ) qui peut varier du fait de l'organisation micro ou macrostructurale du milieu.



Figure 6: Exemples d'images 2D B-Mode de tissu conventionnellement rencontrés en clinique. Figure **a.** image anatomique du tissu mammaire représenté sous un angle trapézoïdale obtenue avec une sonde linéaire (avec la courtoisie de Philips Healthcare). Figure **b.** coupe 2D d'une carotide ulcérée avec plaques d'athérome. (avec la courtoisie de Kluwer Academic/Plenum Publishers)

Ainsi, lorsqu'une onde de nature mécanique parvient à une rupture d'impédance, une partie est réfléchi. Selon la taille apparente des interfaces devant la longueur d'onde employée, le

retour peut se faire soit dans un régime de rétro diffusion ou de réflexion spéculaire. La partie de l'énergie qui est retournée vers la barrette permet la réalisation d'une carte de l'échogénéicité du milieu.

Les sondes échographiques sont constituées de réseaux de transducteurs en cristaux céramiques capables de fonctionner en émission/réception grâce à l'effet piezo-électrique observé par Jacques et Pierre Curie en 1880 [18]. Leur organisation périodique dépend de l'usage souhaité. Les sondes linéaires sont les plus fréquemment rencontrées et sont souvent utilisées pour l'imagerie vasculaire (Figure 6 a. et b.). Des sondes à surface courbe vont permettre d'élargir le champ de vue, utile pour l'imagerie abdominale ou obstétricale (Figure 8 a. et b.). Les sondes *phased array* permettent également d'autoriser un champ de vue large tout en gardant une ouverture limitée, ce qui est très adapté à l'imagerie cardiaque nécessitant une transmission et réception intercostale du faisceau ultrasonore (Figure 7 b.).

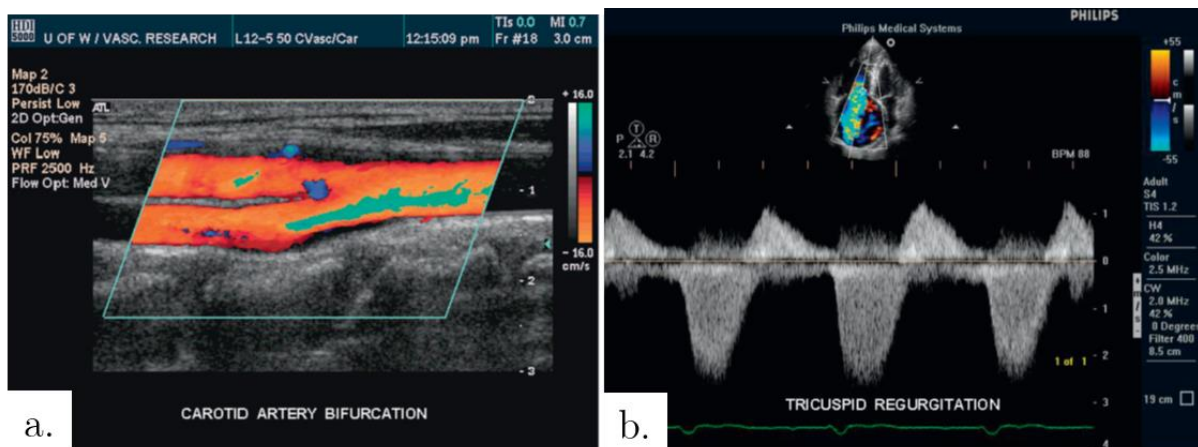


Figure 7: Modes de visualisation du flux sanguin par ultrasons : Figure a. Doppler de couleur exposant la cartographie des vitesses au niveau de la bifurcation d'une carotide. On peut observer la présence d'artefact d'aliasing en tâches cyan. Figure b. Visualisation comparée du cœur montrant une malformation cardiaque de régurgitation tricuspidiennne. En haut B-mode des ventricules du myocarde avec insert de Doppler de couleur. En bas spectrogramme obtenue par Doppler pulsé. (courtoisie de Philips Healthcare, adapté de T. L. Szabo 2014)

L'échographie a l'avantage de pouvoir explorer les tissus en profondeur grâce à une relative transparence ultrasonore dans la gamme de fréquence utile de quelques centaines de kHz à quelques Mhz. La modalité de base est appelée le B-mode et constitue donc une image anatomique des organes et de leurs interfaces. Une simple analyse anatomique permet déjà au clinicien une gamme d'interprétation sur la structure tissulaire. Le geste échographique

en B-mode est très courant en clinique et préconisé par exemple en échographie mammaire (Figure 6 a.), pour l'examen des plaques carotidiennes (Figure 6 b.), en imagerie abdominale (Figure 8 b.) ou obstétricale.

Une machine échographique conventionnelle regroupe également un certain nombre de modalités d'imagerie dédiées à la visualisation des écoulements sanguins. En général, elles sont qualifiées de mode Doppler qui se déclinent en plusieurs catégories. Nous verrons que ces modalités n'utilisent pas directement une mesure de l'effet Doppler au sens strict décrit par Christian Doppler, mais une mesure indirecte du décalage fréquentiel.

Le Doppler Couleur permet de réaliser des cartes de la vascularisation du milieu après une série de tirs successifs. A partir des échantillons on peut estimer un déphasage moyen et en déduire la valeur de la vitesse dans l'axe du faisceau ultrasonore [28] dans le plan de l'image (Figure 7 a.). Sur les échographes conventionnels, cette modalité ne permet pas une mesure quantitative de la vitesse du flux en chaque point de l'image. Lorsque des mesures précises de la dynamique vasculaire sont nécessaires, le clinicien peut passer en mode Doppler pulsé. Un plus grand nombre d'échantillons temporels est alors acquis pour pouvoir travailler sur une transformée de Fourier du signal rétrodiffusé. En revanche le champ n'est plus balayé et l'analyse cartographique perdue (Figure 7 b.). Un nouveau paradigme est arrivé avec

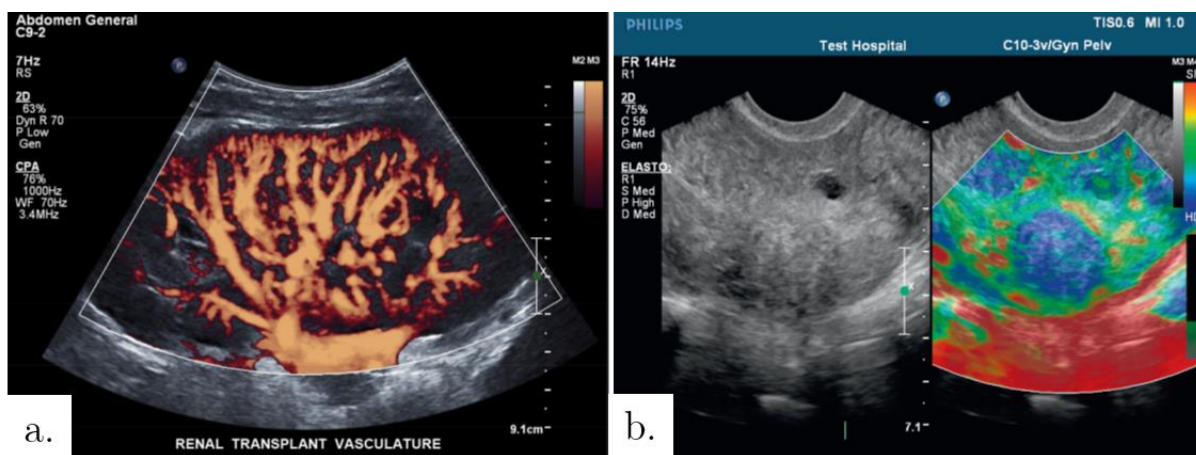


Figure 8: Deux exemples de modalités utilisées avec une sonde courbe. En a. Doppler de puissance de l'arbre artériel du rein. Diagnostic réalisé lors du contrôle de la l'état du greffon rénal. Image prise sur un système Philips EPIQ7. En b. élastographie pelvienne superposée au Bmode montrant une région à faible dureté invisible en Bmode. (Avec la courtoisie de Philips Healthcare)

l'imagerie par ondes planes permettant d'associer cartographie et quantification du flux, nous y reviendrons en détails.

L'énergie du flux sanguin enregistré sur un ensemble de tirs permet également de déterminer la carte de Doppler de puissance, utile par exemple pour rendre l'arborescence du réseau vasculaire plus persistant et créer un contraste. Cependant, l'information dynamique disparaît du fait de l'opération d'intégration temporelle au profit de la persistance de l'organisation complexe des vaisseaux (Figure 8 a.).

Les propriétés d'élasticité des tissus peuvent fournir une mesure complémentaire déterminante, par exemple pour sonder la présence de tumeurs. La simple information sur l'échogénicité n'est pas toujours une donnée suffisante pour détecter des anomalies. L'élastographie est une modalité qui propose de réaliser une carte de la dureté de l'organe en suivant la propagation d'ondes de cisaillement générées *in situ*. En fonction de la mesure de la vitesse de propagation de ces ondes transverses (de l'ordre du mètre par secondes dans les tissus) une estimation du module d'Young peut être établie et une carte de l'élasticité de l'organe superposée au B-mode (Figure 8 b.).

Avec le développement des microprocesseurs, des convertisseurs analogiques/numériques puis du stockage en mémoire RAM, une révolution a été amorcée sur les modes d'acquisition. Une des conséquences fut la dissémination des systèmes ultrasonores dans les départements de radiologie clinique. La conjecture de Moore sur l'évolution des puissances de calcul continue à se vérifier (par exemple pour la technologie GPU de calcul parallèle) et permet d'envisager des avancées technologiques très importantes et d'élargir le spectre des applications.

#### 1.1.6. Conclusion intermédiaire sur la place de l'échographie

L'échographie est devenue une des modalités les plus répandue en clinique. Sa démocratisation s'explique essentiellement par son faible coût, sa facilité d'utilisation et son accès rapide. Elle présente aussi l'avantage d'être à la fois non-invasive, de ne nécessiter aucune préparation des patients. Avec les échographes modernes, le clinicien peut facilement obtenir une représentation en temps réel statique ou dynamique des tissus et accéder aux informations liées à l'écoulement sanguin avec une grande simplicité [29].

Les hautes performances en termes de résolution spatiale et temporelle lui confèrent un appui solide dans l'arborescence des modalités d'imagerie. Pour autant, il est sage de retenir sa

capacité associative aux autres modalités soeurs. Elle peut effectivement fournir un appui déterminant lorsqu'elle est associée à d'autres modalités en apportant des informations à la fois dynamiques et spatialisées.

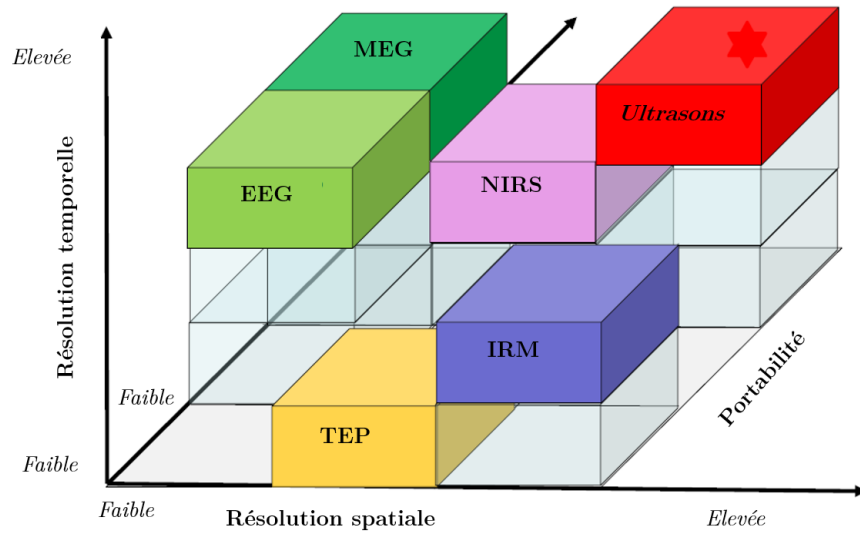


Figure 9: schéma résumant les performances des modalités d'imagerie représenté dans un diagramme tri-axes (résolution temporelle, spatiale et portabilité).

## 1.2. Éléments théoriques en imagerie ultrasonore

Nous proposons dans cette seconde partie de résumer les étapes principales constituant la formation de l'image échographique. Il s'agit avant tout de définir les outils qui ont été utilisés dans l'ensemble des travaux de cette thèse.

Dans un premier temps nous rappelons certaines propriétés fondamentales de la théorie de la diffraction en champ lointain des ultrasons, en milieu linéaire et homogène. Avec ces quelques principes nous pourrions expliquer le processus de reconstitution de l'image ultrasonore à travers une ouverture. Ensuite, nous expliquerons le processus de quantification des vitesses basé sur une interprétation de l'effet Doppler. Certaines approches techniques du traitement des données numériques employées dans ses travaux seront également exposées.

### 1.2.1. Formation du faisceau ultrasonore

En étudiant le phénomène de diffraction, on peut obtenir la sensibilité spatiale et temporelle du système d'imagerie. En d'autres termes, cela consiste à comprendre où et quand l'énergie est transmise dans le milieu puis récupérée par le transducteur. La littérature propose de nombreuses démonstrations à ce sujet [30]–[33]. Les stratégies d'imagerie se sont multipliées au cours des années de développement, c'est pourquoi il est essentiel d'analyser la réponse du système considéré, avant de discuter la reconstitution de l'image.

#### 1.2.1.1. Diffraction à travers une ouverture $a(x_0, y_0)$

Lorsqu'une ouverture rayonne des ultrasons, un faisceau d'interférences se forme par la superposition infinitésimale d'ondes planes ou sphériques dans toutes les directions [34]–[36]. C'est le phénomène de diffraction. Le théorème intégral de la diffraction en milieu linéaire et homogène donne le champ rayonné en  $\vec{r} = (x, y, z)^T$  par une ouverture plane  $\Pi$  située en  $\vec{r}_0 = (x_0, y_0, z_0 = 0)^T$  suivant :

$$\phi(\vec{r}, t) = \int_{\Pi} \frac{v_n \left( \vec{r}_0, t - \frac{|\vec{r} - \vec{r}_0|}{c} \right)}{2\pi |\vec{r} - \vec{r}_0|} d\vec{r}_0 \quad (1)$$

Cette équation représente l'intégrale de Rayleigh pour une vitesse normale répartie sur la surface  $v_n = v_0 \exp(i\omega t)$ , avec  $c$  la célérité et  $\phi$  le champ de potentiel acoustique [37]. Cette formulation décrit le champ résultant de la contribution de petites aires élémentaires d'une ouverture : c'est un cas particulier du principe de Huygens. Cette formulation peut être



simplifiée sous la forme de l'intégrale de Fresnel qui décrit le rayonnement en champ proche. Une seconde approximation très utile décrivant la diffraction en champ lointain peut être obtenue en considérant l'approximation de Fraunhofer [38]. En considérant un régime monochromatique avec  $k = \frac{2\pi}{\lambda}$ , et une fonction d'ouverture  $a(x_0, y_0)$  placée en  $z=0$ , on peut réécrire le champ dans la zone focale  $z_f$  comme :

$$\phi(x, y, z_f) = \frac{e^{ikz_f}}{j\lambda z_f} \int_{\Pi} a(x_0, y_0) \exp\left(-i \frac{2\pi}{\lambda z_f} (x_0 x + y_0 y)\right) dx_0 dy_0 \quad (2)$$

Sous ces conditions, la diffraction peut alors s'interpréter comme un filtre spatial linéaire par translation suivant  $x$  et  $y$ , dont l'opérateur fait passer du plan  $z_0 = 0$  au plan  $z = z_f$ . Cette expression reste valable pour une ouverture plane focalisant dans le plan  $z = z_f$  (Goodman [34]).

La réponse impulsionnelle de cet opérateur constitue le noyau de la transformée de Fourier spatiale et peut se traduire par l'expression :

$$\boxed{\phi(x, y, z_f) \cong \mathcal{F}\{a(x_0, y_0)\}} \quad (3)$$

L'approximation de Fraunhofer permet donc une approche bien plus simple pour caractériser la réponse en champ lointain des systèmes d'imagerie [39].

### 1.2.1.2. Diffraction d'un réseau de transducteurs périodisé

Ainsi, une ouverture  $a(x_0, y_0)$  et son faisceau au plan focal sont reliés par une opération de transformée de Fourier. Dans le cadre de l'imagerie médicale,  $a(x_0, y_0)$  constitue un réseau de dimension  $D$  de transducteurs piezoélectriques de largeur  $W$  qui sont organisés avec une périodicité spatiale  $d_x$  (représenté Figure 10 **a.**). On peut l'exprimer en une seule dimension suivant l'équation :

$$a(x_0) = \Pi\left(\frac{x_0}{D}\right) \cdot \Pi\left(\frac{x_0}{W}\right) \otimes \text{III}\left(\frac{x_0}{d_x}\right) \quad (4)$$

Avec  $\Pi$  une fonction rectangulaire et  $\text{III}$  une fonction peigne de Dirac. La transformation de Fourier spatiale traduisant la diffraction du plan  $z = 0$  au plan focal donne alors le rayonnement  $A(x, z_f)$  de la forme :

$$A(x_1, z_f) = \text{sinc}\left(\frac{x_1}{\lambda z_f} W\right) \left[ \text{sinc}\left(\frac{x_1}{\lambda z_f} D\right) \otimes_{x_1} \text{III}\left(\frac{x_1}{\lambda z_f} d_x\right) \right] \quad (5)$$

Avec le sinus cardinal qui a pour expression :  $\text{sinc}(u) = \frac{\sin(\pi u)}{\pi u}$ . Cette fonction  $A$  donne une approximation du champ de pression rayonné par l'ouverture de la sonde (illustré Figure 10 b.) [40]. Elle traduit l'apparition de lobes de réseaux du fait de la périodisation spatiale en  $d_x$ .

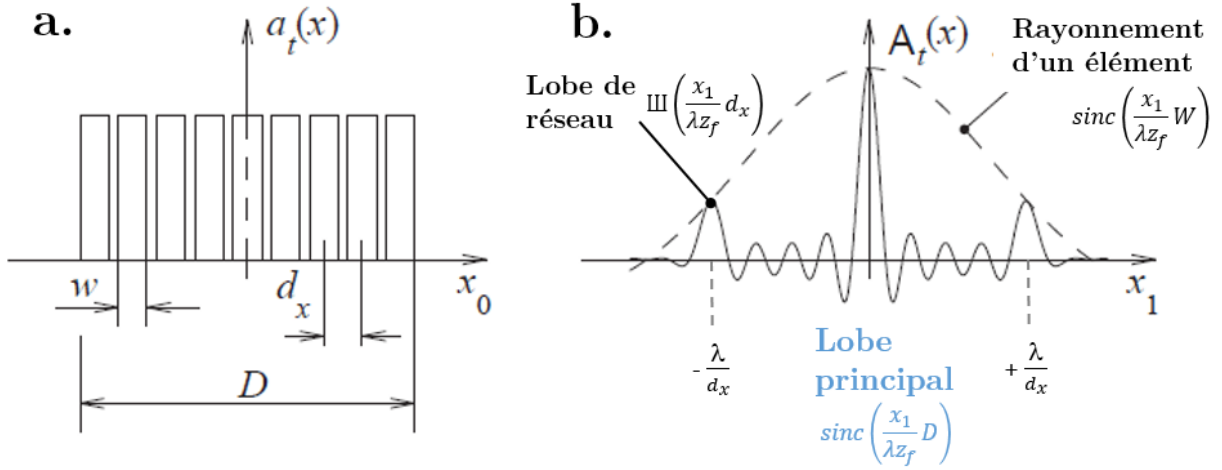


Figure 10: En **a.**, fonction d'ouverture  $a_o(x_0)$  d'un réseau périodisé de transducteurs de largeur  $D$  (de largeur  $W$  et de période spatiale  $d_x$ ). En **b.** motif de rayonnement correspondant à une opération de transformation de Fourier (adapté de Nikolov et al 2002).

Un profil de faisceau idéal pour l'imagerie serait une fonction de Dirac. Cela reviendrait donc à employer une sonde infiniment large. Evidemment, la taille  $D$  du réseau est finie, et va déterminer la largeur du lobe principal et donc la résolution du système. Il est mesuré par exemple par la largeur à mi-hauteur -*Full Width at Half Maximum* FWHM.

Les lobes de réseaux quant à eux sont fixés par le pas inter-éléments qui périodise le spectre spatial du champ rayonné en fonction de la fréquence utilisée :  $f_c = c/\lambda$ . Un critère sur le pas  $d_x = \lambda/2$  permet de rejeter ces répliques à  $90^\circ$  de l'axe normal à l'ouverture de la sonde. C'est le cas des sondes cardiaques qui inspectent le milieu dans un champ de vue autour de  $[-45^\circ, +45^\circ]$ . Certaines sondes sont réalisées avec un pas  $d_x = \lambda$ , ce qui vient rapprocher les répliques vers le lobe principal mais permet de concevoir des ouvertures plus larges, et donc d'affiner le potentiel de résolution latérale.



D'un point de vue général, les lobes secondaires sont liés à la pondération de la fonction d'ouverture, autrement appelée fonction d'apodisation. Une fonction de Hanning permet par exemple de diminuer ces lobes secondaires mais implique par la même occasion un élargissement du lobe principal.

### 1.2.1.3. Fonction d'ouverture effective : régime émission/réception

En général, l'échographie se présente sous forme d'imagerie active, c'est-à-dire que l'on introduit de l'énergie pour écouter la réponse du milieu. On doit donc considérer deux étapes successives de rayonnement mettant en jeu deux ouvertures. L'ouverture en transmission  $a_t$  et l'ouverture en réception  $a_r$ .

Toujours avec l'approche de diffraction de Fraunhofer, et en étendant le raisonnement sur une surface 2D, le champ focal rayonné par ces ouvertures peut s'exprimer suivant :

$$A_t(\mathbf{x}, \mathbf{y}, z_f) \cong \mathfrak{F}\{a_t(x_0, y_0)\} \quad (6)$$

$$A_r(\mathbf{x}, \mathbf{y}, z_f) \cong \mathfrak{F}\{a_r(x_0, y_0)\} \quad (7)$$

Où  $A_t$  et  $A_r$  sont les champs de rayonnement obtenus dans le plan focal  $(x, y, z=z_f)$  pour les fonctions d'ouvertures en transmission et réception. Le système d'imagerie peut être décrit selon une approche linéaire et s'exprimer comme le rayonnement aller-retour  $A_{t/r}$ , qui s'écrit comme le produit entre ces deux champs [41], [42] :

$$\mathbf{A}_{t/r}(\mathbf{x}, \mathbf{y}, z_f) = \mathbf{A}_t(\mathbf{x}, \mathbf{y}, z_f) \cdot \mathbf{A}_r(\mathbf{x}, \mathbf{y}, z_f) \quad (8)$$

Cette fonction traduit le processus de rayonnement dans les deux sens, émission et réception. La fonction  $A_{t/r}$  correspond alors à la sensibilité spatiale, indispensable pour caractériser le système d'imagerie.

Dans la majeure partie des cas, les sondes échographiques fonctionnent en émission/réception grâce au principe de réciprocité de l'effet piezoelectrique, ce qui permet de faire coïncider les ouvertures,  $a_r=a_t=a(x_0, y_0)$ . On obtient donc un profil spatial en  $\text{sinc}^2$ . Pourtant, la séparation de ces deux fonctions peut apporter certains avantages en conférant un a priori spatial différent. Cette idée a été par exemple exploitée par Von Ramm et al [44] pour la conception de réseaux de dimensions intermédiaire (entre le 1D et le 2D), nous y reviendrons. Le fonctionnement à ouverture non équivalente est également la particularité du modèle de sonde utilisée tout au long de cette thèse. L'analyse du profil de rayonnement

est donc essentielle lorsque deux ouvertures en émission et réception différentes sont considérées.

## 1.2.2. Reconstruction de l'image

### 1.2.2.1. Principe général

Il est donc essentiel dans un premier temps de connaître la réponse du système pour obtenir une bonne image. Une fois considérée, et du fait de la linéarité de la propagation, nous pourrions déduire à quel degré de précision nous pouvons retourner temporellement aux points sources [45] [46].

Le principe de l'imagerie implique de choisir un modèle physique adapté. Heureusement, l'équation de propagation linéaire en milieu homogène constitue une bonne première approximation pour décrire le transit des ultrasons dans les structures biologiques en 3D [47].

En un point  $\vec{r} = (x, y, z)^T$  d'un volume homogène, l'équation de propagation en régime linéaire s'écrit :

$$0 = \Delta \phi(\vec{r}, t) - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 \phi(\vec{r}, t)}{\partial t^2} \quad (11)$$

Avec la notation :

$$\square \phi(\vec{r}, t) = 0 \quad \square = \Delta - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} \quad (12)$$

Et  $\phi(\vec{r}, t)$  le champ de potentiel acoustique,  $c$  la célérité des ondes longitudinales et  $\square$  l'opérateur Alembertien. En présence d'un terme source  $s(\vec{r}, t)$  on obtient directement :

$$\square \phi(\vec{r}, t) = s(\vec{r}, t) \quad (13)$$

La propagation peut se voir comme un filtrage linéaire spatio-temporel mettant en jeu des sources disposées dans l'espace et les fonctions de Green [48]. En choisissant la fonction de Green en milieu libre reliant linéairement les points  $\vec{r}$  et  $\vec{r}_0$ , on peut remonter à une formulation intégrale :

$$\phi(\vec{r}, t) = \iiint G(\vec{r}, t | \vec{r}_0, t_0) s(\vec{r}_0, t_0) d^3 \vec{r}_0 dt_0 \quad (14)$$

Ce qui décrit le champ comme la somme du transport de sources ponctuelles élémentaires situées en  $\vec{r}_0 = (x_0, y_0, z_0)^T$  à l'instant  $t_0$ . Cette intégrale de volume est mathématiquement une convolution reliant le champ acoustique et les sources à l'intérieur du volume considéré. La propagation constitue donc un système linéaire dont la sortie du système peut s'écrire comme le produit de convolution entre la source et sa réponse impulsionnelle :

$$\phi(\vec{r}, t) = G(\vec{r}, t) \otimes_{\vec{r}} \otimes_t s(\vec{r}, t) \quad (15)$$

Où les symboles  $\otimes$  représentent le produit de convolution à travers la variable en indice. Cette expression traduit donc le champ de potentiel comme la résultante d'un point source monochromatique après translation dans l'espace et le temps.

Une façon de voir l'imagerie consiste donc à retourner aux différents points sources  $s(\vec{r}, t)$  de l'espace en partant du champ de potentiel observé. Comme le milieu est homogène, l'invariance par translation s'étend aux 4 dimensions  $(x, y, z, t)$ . L'objectif de l'imagerie ultrasonore réside dans la capacité à retrouver la position des sources  $s(\vec{r}, t)$ . Si on connaît le champ  $\phi(\vec{r}, t)$ , on peut retrouver leur origine à l'aide d'une opération de déconvolution :

$$s(\vec{r}, t) = \phi(\vec{r}, t) \otimes_{\vec{r}} \otimes_t G^{-1}(\vec{r}, t) \quad (16)$$

Seulement, en pratique le champ  $\phi(\vec{r}, t)$  n'est connu qu'à travers une surface finie  $\Pi$  de coordonnées  $\vec{r}_0 = (x_0, y_0, z_0 = 0)^T$ , qui est définie par la fonction d'ouverture  $a(x_0, y_0)$ . L'opérateur de déconvolution peut être vu comme un retard des loi sphériques associées au champ récupéré sur le réseau de transducteurs en  $\vec{r}_0$ .

Le champ connu  $\phi$  peut être assimilé à des données Radio Fréquences  $RF$  qui représentent le signal ultrasonore dans le domaine temps d'acquisition (le temps rapide) et dimension spatiale de la surface d'ouverture, soit  $RF(x_0, y_0, t)$ . Si on repasse sous forme intégrale, l'image est formée en appliquant un retard approprié aux données  $RF$  pour revenir à la source :

$$s(x, y, z) = \int_{x-L}^{x+L} \int_{y-L}^{y+L} RF[x_0, y_0, \tau(x_0, x, y_0, y, z)] dx_0 dy_0 \quad (17)$$

Où  $\tau$  désigne la loi de retard qui permet de migrer de l'espace  $(x_0, y_0, t)$  vers l'espace image  $(x, y, z)$  et  $L$  représente la demi-ouverture de la surface active selon les dimensions  $x$  ou  $y$  et permet d'exprimer le  $F$ -number :  $F = z/2L$ . C'est ce que l'on appelle communément l'étape de formation de faisceaux ou *beamforming* en anglais.

En pratique, si l'on considère un réseau linéaire de  $N_e$  éléments orientés dans l'axe azimutal  $x_0$  et  $y_0$ , et placé en  $z = 0$ , l'opération de *beamforming* peut être effectuée par la sommation cohérente des contributions sur chaque élément  $(x_i, y_j)$  en retardant avec la loi appropriée les  $RF(x_0, y_0, t)$  et pondéré par un coefficient d'apodisation  $a_{ij}$ :

$$s(x, y, z) = \sum_{j=1}^{N_e} \sum_{i=1}^{N_e} a_{ij} RF(x_i, y_j, \tau(x_i, x, y_j, y, z)) \quad (18)$$

La composition de la loi de retard peut être décomposée en deux termes,  $\tau = \tau_t + \tau_r$ , qui correspondent au retard en émission et en réception. Si  $\tau_r$  traduit le retard lié à la rétrodiffusion sphérique en réception et reste la même suivant les modalités,  $\tau_t$  sera déterminée par la stratégie choisie. Pour alléger la lecture, nous ne considérerons désormais que les dimensions du plan  $(x, z)$ .

### 1.2.2.2. Formation de voie en imagerie conventionnelle focalisée

En imagerie conventionnelle focalisée, chaque sous ouverture  $[x-L, x+L]$  est utilisée pour générer un champ focalisé qui vient illuminer le milieu colonne par colonne. On doit donc déplacer le point focal latéralement pour construire l'image complète. Typiquement, un

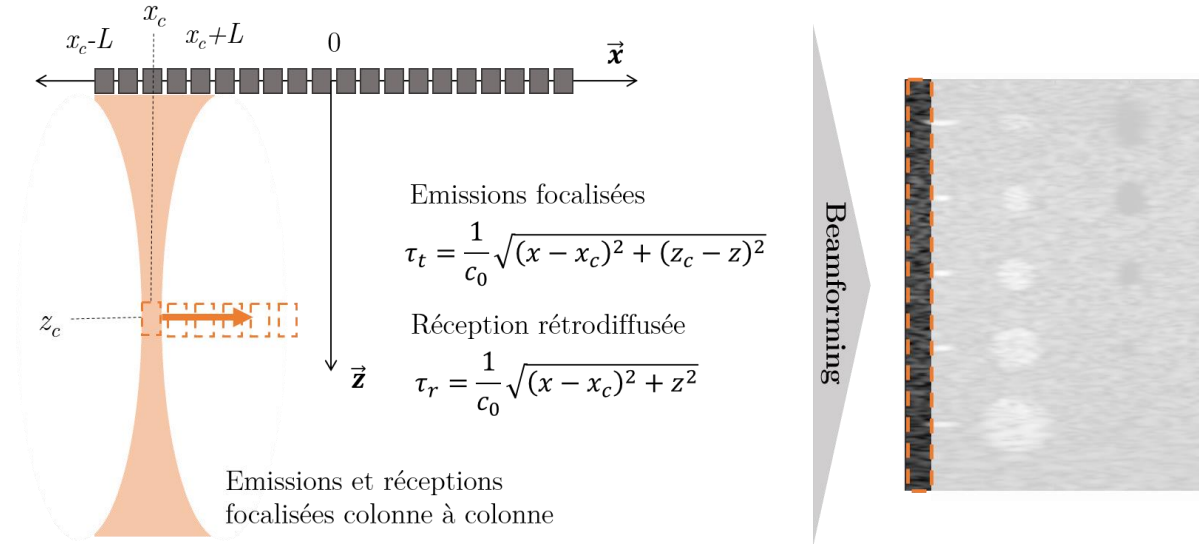


Figure 11: Schéma du principe d'imagerie conventionnelle focalisée. Une fois l'émission et la réception réalisées sur un faisceau focalisé on obtient l'échogénéité de la colonne en  $x_c$ . Le processus doit donc être répété de nombreuses fois avant de pouvoir construire l'image complètement

réseau de transducteurs est constitué entre 128 et 256 éléments, il faut donc une centaine d'émissions/réceptions pour reconstituer l'information  $s(x,z)$  (Figure 11).

On peut obtenir un contraste d'excellente qualité dans l'ensemble de l'image mais à condition de focaliser également à plusieurs profondeurs. C'est pour cette raison que la cadence d'imagerie obtenue ne dépasse pas en générale les 50 Hz.

### 1.2.2.3. Imagerie ultrarapide par ondes planes

Le besoin d'augmenter la cadence d'imagerie a longtemps constitué un défi pour l'exploration des effets dynamiques du corps. Le concept d'imagerie ultrarapide échographique a commencé à voir le jour avec le développement des systèmes de traitement analogiques en parallèle avec Delannoy et *al* en 1979 [49], [50]. Plus tard, Shattuck et *al* [51] conçurent un système, baptisé Explososcan, permettant d'obtenir simultanément des lignes de B-modes et donc d'augmenter la cadence d'acquisition des données *RF*.

Allié à ces avancées technologiques, un virage radical fut réalisé en changeant le paradigme d'émission/réception focalisé des ultrasons par l'emploi d'ondes planes [52]. L'imagerie ultrarapide par ondes planes pris naissance avec le besoin d'imager les ondes de cisaillement dans le corps humain [53] [54] [55].

A chaque transmission, l'onde plane inspecte l'ensemble du milieu selon un angle  $\alpha$ . Les échos provenant de tous les diffuseurs sont ensuite stockés en parallèle dans la mémoire RAM sur tous les éléments pour ainsi former une image après *beamforming* (Figure 12). La formation du faisceau en réception s'effectue donc pour tous les pixels. Cette méthode permet de considérablement augmenter la cadence d'imagerie (typiquement 20000 images par secondes). Cependant la qualité du B-mode est moindre étant donné qu'une seule onde plane ne permet pas de générer un faisceau focalisé en transmission. Il reste possible de reconstituer synthétiquement la focalisation en transmission en employant plusieurs ondes planes d'angles différentes [55]. La sommation cohérente entre ces ondes planes –appelé *coherent compounding*– s'apparente donc aux méthodes d'imagerie synthétiques [56]–[58] mais avec l'avantage d'un meilleur rapport signal à bruit puisque l'énergie est générée par l'ensemble du réseau. Il a été montré qu'avec 40 ondes planes, la qualité d'image B-mode était équivalente au mode focalisé. Le *coherent compounding* permet de faire augmenter le contraste de l'image. La cadence réelle à laquelle sont obtenue les images correspondent à

$f_{PRF}/N$ , où  $f_{PRF}$  est la fréquence de répétition des tirs pulsés et  $N$  le nombre d'ondes planes choisi.

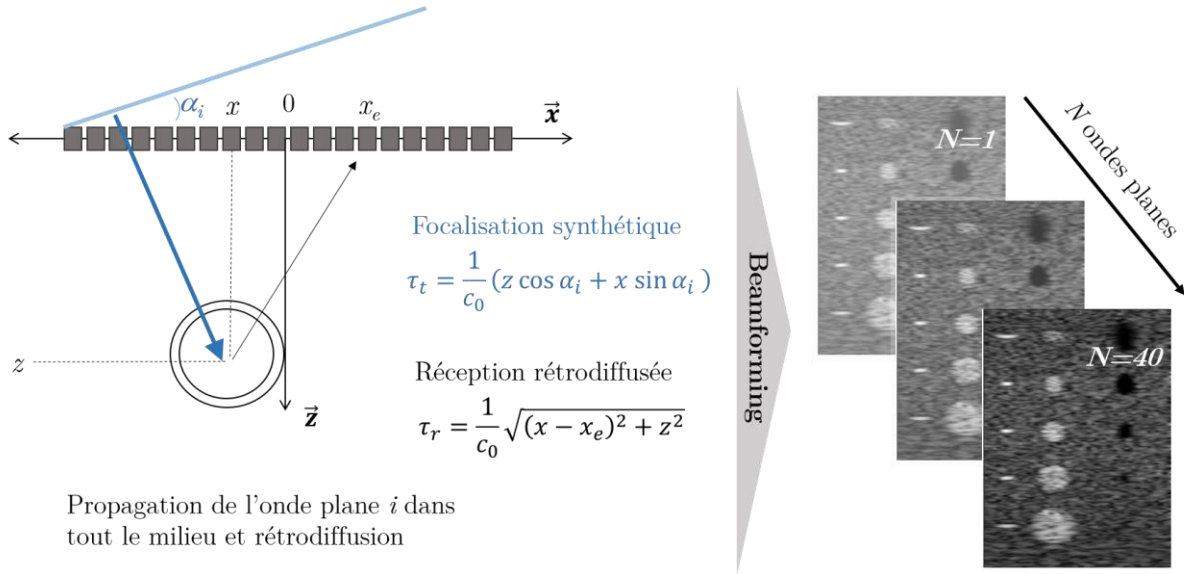


Figure 12: Schéma du principe d'imagerie par ondes planes. Propagation d'une onde plane envoyée par l'ensemble du réseau et récupération sur toute la barrette. Une image peut être formée à chaque transmission. Une combinaison d'images utilisant des ondes d'angles différents permet d'obtenir un meilleur contraste.

#### 1.2.2.4. Echantillonnage en quadrature et beamforming IQ

Le champ capté par la sonde est échantillonné en signal discret par des convertisseurs Analogiques/Numériques. Une fois refocalisé, il est représenté sous forme de B-mode en récupérant son enveloppe, souvent représentée avec une échelle logarithmique. Puisque que les signaux  $RF$  captés par la sonde sont réels, leur spectre est caractérisé par une symétrie hermitienne, dont les fréquences négatives peuvent être supprimées sans perte d'information. Une transformation de Hilbert peut être choisie afin d'en extraire un signal analytique  $RF_{an}$  dans l'espace complexe dont les parties réelle et imaginaire oscillent à la même fréquence  $f_c$ . L'enveloppe complexe est obtenue en démodulant ce signal analytique par la fréquence centrale.

L'approche que nous utilisons ici consiste à réaliser l'acquisition des données par modulation en quadrature de phase. Les signaux réels sont interprétés en signaux complexes  $IQ$  -pour *In phase Quadrature signal*. Cette étape encapsule à la fois la démodulation des signaux ultrasonores et la rotation en quadrature de la transformation de Hilbert. Le module

permettra de retrouver l'enveloppe, et la phase de distinguer le sens du flux (essentiel lorsque l'on est en modalité Doppler). La représentation IQ permet de diminuer l'échantillonnage par un facteur 2 sans perte d'information et sans modifier l'approche de *beamforming*.

En pratique, le signal  $RF$  réel est échantillonné à une fréquence égale à quatre fois la fréquence centrale du pulse  $f_s = f_c/4$ . On obtient un jeu de quatre échantillons par période (1,2,3,4), (mode d'échantillonnage appelé 200% car il permet d'échantillonner un signal dont la bande fréquence est égale à 200% de la fréquence centrale). Il est également possible de réaliser cette approche en ne récupérant que les échantillons 1 et 2, c'est le mode 100%. Du fait de l'échantillonnage dans le temps d'acquisition rapide, la loi de retard peut être désynchronisée avec la position de l'échantillon dans les RF. Plusieurs approches sont possibles pour améliorer le prélèvement des données le long de la ligne de retard  $\tau$ . L'implémentation simple que nous choisissons d'employer ici consiste à réaliser une interpolation IQ entre deux échantillons successifs. Une opération de recalage des phases par une rotation dans le plan complexe (comme illustré sur la Figure 13) :

$$I = RF[1] \cos \xi + RF[2] \sin \xi \quad (19)$$

$$Q = RF[2] \cos \xi - RF[1] \sin \xi \quad (20)$$

Le signal complexe  $IQ$ , peut alors être construit suivant :  $IQ(x_i, t) = I + iQ$ . L'opération de formation de voie pour construire l'image à partir des données complexes peut alors s'écrire dans le plan :

$$s(x, z) = \sum_{i=1}^{N_e} a_i IQ(x_i, \tau(x, x_i, z)) \quad (21)$$

Où  $a_i$  correspond à la fonction d'apodisation en réception. Pour mieux rendre compte des détails des tissus à plus faible échogénicité, l'affichage peut finalement être représenté avec une compression logarithmique de l'intensité du signal complexe  $s(x, z)$  :

$$BMode(x, z) = 20 \log_{10} \left( \left| \frac{s(x, y)}{s_{ref}(x, y)} \right| \right) \quad (22)$$

Où  $s_{ref}$  constitue le seuil de normalisation, la valeur maximum dans l'image sera souvent choisie dans les chapitres suivants.

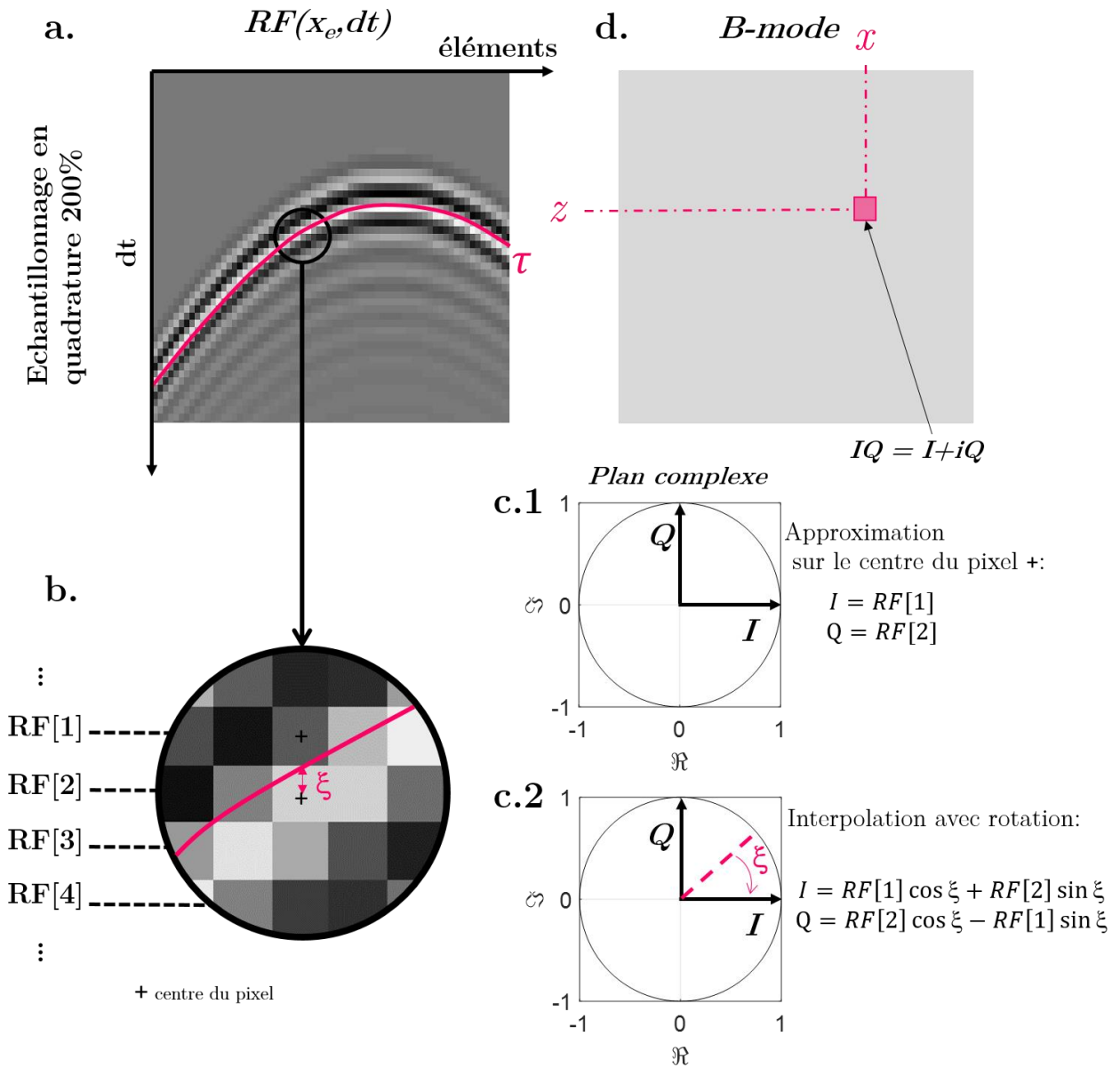


Figure 13: Principe de construction du pixel complexe à partir des données RF réelles. En **a.** données RF obtenues à partir d'un tir d'onde plane en présence d'un diffuseur (échantillonnage en quadrature 200%). La loi de retard associé à la reconstruction du pixel en  $(x, z)$  est superposée en rouge. Un zoom est effectué en **b.** avec les numéros des échantillons annotés RF[1], RF[2], RF[3] et RF[4]. La formation du pixel ne concerne que RF[1] et RF[2] ici. En **c.1.** la projection dans le plan complexe est représentée formant la variable IQ. La loi de retard peut être ajustée à l'échantillonnage en quadrature en prenant en considération le déphasage  $\xi$ . Cela se traduit par une rotation dans le plan complexe représenté en **c.2.** Après *beamforming*, le module  $|IQ|$  permet de retrouver l'information du B-mode en  $(x, z)$ .



### 1.2.3. Estimation de la vitesse en modalité Doppler pulsé

La cartographie de flux par imagerie échographique est généralement réalisée en mode Doppler. Elle a le plus souvent pour objectif de mesurer l'écoulement du sang. Pourtant ce principe n'est pas basé sur une mesure directe de l'effet Doppler. L'estimation est menée indirectement, grâce à la répétition des pulsations émises à une cadence connue  $f_{PRF}$ . Ce qui est détecté est un déphasage des échos successifs et non plus le décalage fréquentiel que subissent les ultrasons comme l'avait décrit Christian Doppler. Associé avec la démodulation et l'échantillonnage du signal en quart de longueur d'onde, le Doppler pulsé permet de remonter aux informations sur la vitesse de façon unidimensionnelle et sans pertes.

#### 1.2.3.1. Du temps rapide (*fast time*) au temps long (*slow time*)

Qu'est-ce que le *fast-time* ? Lors de l'écoute d'un tir, la dimension  $t$  liée à la propagation du signal est échantillonnée à une fréquence  $f_s$  qui est plusieurs fois supérieure à la fréquence centrale, et peut atteindre plusieurs dizaines de MHz en convenance avec le critère de Shannon. Cet échantillonnage donne donc un signal en temps discret  $s(t_s) - t_s$  pour *sampling time*. La plage temporelle  $t_s$  est appelée temps rapide –ou *fast-time*.

Qu'est-ce que le *slow-time* ? Une série de tirs successifs à des intervalles de répétition  $t_{PRI}$ , c'est à dire à une fréquence de répétition de  $f_{PRF}=1/t_{PRI}$ , permet d'obtenir une deuxième dimension temporelle. Elle défile beaucoup plus lentement que le *fast-time*. En général  $f_{PRF}$  est de l'ordre de quelques kHz. Cet échantillonnage donne l'axe de temps discret  $t_k$ . C'est cet axe que l'on appelle la dimension dans le *slow-time* du signal. Le signal  $RF$  constitue donc une matrice de 2 dimensions temporelle :  $RF(x_i, y_j, t_s, t_k)$

En considérant un signal impulsionnel  $s(t)$  de fréquence centrale  $f_0 = \omega/2\pi$  qui se propage dans un milieu à une vitesse  $c_0$  de la forme :

$$s(t) = \Re\{A(t)e^{j2\pi f_0 t}\} = A(t)\cos(\omega t - \Psi) \quad (23)$$

Avec  $A(t)$  l'amplitude en fonction du temps (généralement une fonction Gaussienne),  $t$  la dimension temporelle et  $\psi$  un déphasage quelconque. Si un transducteur émet un tel signal vers un diffuseur positionné à une distance  $d$ , alors le temps  $t$  entre l'émission et la réception

d'un écho sera de  $t=2d/c_0$ . Le facteur 2 vient du fait que l'onde doit parcourir un aller-retour entre transducteur et diffuseur<sup>1</sup>.

Si le diffuseur est en mouvement en se déplaçant vers le transducteur à une vitesse  $v_z$ , alors entre deux tirs successifs espacés d'un intervalle  $t_{PRI}$ , le diffuseur aura parcouru une distance  $\Delta z$ , valant  $t_{PRI} \cdot v_z$ . L'écho du signal  $s(t)$  sera enregistré avec un temps retardé  $\Delta\tau$  valant :

$$\Delta\tau = \frac{2\Delta z}{c_0} = \frac{2t_{PRI}v_z}{c_0} = \frac{2v_z}{c_0 f_{PRF}} \quad (24)$$

En se focalisant à un instant donné du *fast-time*, on peut représenter le signal enregistré à la suite des  $i=1, \dots, k$  tirs successifs tout le long du *slow-time*. Comme le diffuseur se rapproche du transducteur, alors le signal enregistré  $s(t)$  est déphasé de  $\Delta\tau$  à chaque réception :

$$\begin{aligned} s(1) &= A(t)\cos(2\pi f_0 t - \psi) \\ s(2) &= A(t - \Delta\tau)\cos(2\pi f_0(t - \Delta\tau) - \psi) \\ s(3) &= A(t - 2\Delta\tau)\cos(2\pi f_0(t - 2\Delta\tau) - \psi) \\ &\vdots \\ s(k) &= A(t - k\Delta\tau)\cos(2\pi f_0(t - k\Delta\tau) - \psi) \end{aligned} \quad (25)$$

On peut ignorer la phase  $\psi$  et développer sous la forme :

$$s(k) = A(t - k\Delta\tau)\cos(2\pi f_0 t - k \frac{4\pi f_0 v_z}{c_0 f_{PRF}}) \quad (26)$$

On obtient alors que le signal reçu fluctue au cours des  $k$  répétitions successives avec une pulsation :

$$\boxed{\omega_D = \frac{4\pi f_0 v_z}{c_0 f_{PRF}}} \quad (27)$$

Dont l'expression correspond, à  $2\pi$  près, à la fréquence de décalage rencontré dans le cas du Doppler continu [29] [60] :

$$f_D = 2f_{us} \frac{v}{c_0} \cos \theta = \frac{1}{2\pi} \frac{\partial \phi_k}{\partial t} \quad (28)$$

Avec  $\phi_k$  la phase du signal à chaque réception  $k$ . L'interprétation majeure est que la fréquence centrale du signal dans le *slow-time* est proportionnelle à la fréquence Doppler. On peut

---

<sup>1</sup> On réalise un raisonnement à une seule dimension :  $z$ . Un flux orienté fera simplement intervenir un facteur en  $\cos(\theta)$

donc mesurer la vitesse axiale  $v_z$  à l'aide d'impulsions successives à condition que la fréquence d'échantillonnage respecte le critère de Nyquist.

### 1.2.3.2. Estimateur de vitesse

La variation de phase entre tirs successifs est liée à la fréquence Doppler [59] [61]. Au cours de l'acquisition de deux échantillons dans le *slow time*  $t_k$ , le signal complexe va être mis en rotation en présence de mouvement. Les composantes en phases  $I(k)$  et  $I(k+1)$  ainsi que les composantes en quadrature  $Q(k)$  et  $Q(k+1)$  seront tournées de  $\omega_D$  dans le plan complexe. Sachant que la phase instantanée peut être calculée avec l'expression :

$$\phi_k = \arctan[Q_k/I_k] \quad (29)$$

Des estimateurs de la variation de phase peuvent être réalisés. Une approximation de cette dérivée est donnée par Jensen et *al* [59] et réalise la moyenne des différences finies entre les l'instant  $k$  et  $k+1$  :

$$\frac{d\phi_k}{dt} \approx \frac{\sum_{k=1}^K I_k Q_{k+1} - Q_k I_{k+1}}{\sum_{k=1}^K I_k^2 + Q_k^2} \quad (30)$$

Avec  $K$  le nombre d'ensemble permettant de moyenniser l'estimation de la phase. Si  $K = 1$  l'estimation sera simplement réalisée en regardant deux échantillons. Un ensemble plus grand est donc souvent nécessaire pour affiner l'estimation de la rotation de phase mais peut entraîner certains problèmes techniques. L'estimation de la différence de phase peut être réalisée de manière alternative en regardant la corrélation entre deux signaux. Dans le plan complexe, la corrélation peut se voir comme une mesure de déphasage entre deux signaux. La corrélation entre  $IQ(k)$  et son conjugué  $IQ^*(k)$  donnera une bonne estimation de l'énergie du signal par exemple [39]. En revanche, la corrélation  $IQ(k).IQ^*(k+1)$  a deux instants,  $k$  et  $k+1$ , donnera un complexe dont l'argument correspond à la rotation entre  $IQ(k)$  et  $IQ(k+1)$ , qui correspond à la fréquence de rotation  $\omega_D$  :

$$\omega_D \approx -\arg[IQ_k IQ_{k+1}^*] \quad (31)$$

C'est le principe de l'autocorrélateur développé par Namekawa et *al* en 1982 [62] puis par Kasai et *al* en 1985 [28].

En réalisant la moyenne des estimations de phase sur un ensemble de  $K$  tirs successifs, nous obtenons la méthode de corrélation croisée suivant :

$$\bar{\omega}_D \approx -\frac{1}{K} \sum_{k=1}^{K-1} \arg[IQ_k IQ_{k+1}^*] \quad (32)$$

Où \* correspond au complexe conjugué. En injectant l'expression de la pulsation Doppler on retrouve :

$$\bar{v}_z \approx -\frac{c_0 f_{PRF}}{4\pi f_0} \frac{1}{K} \sum_{k=1}^{K-1} \text{arg}[IQ_k IQ_{k+1}^*] \quad (33)$$

Cette expression sera référencée comme l'estimateur de Kasai au cours de ce manuscrit. D'autres approches proposent une estimation de la vitesse en estimant le temps de corrélation [63] ou basée sur la corrélation 2D spatiale du signal  $IQ$  [64]. Dans la méthode de corrélation dans le domaine temporel, le retard de corrélation est estimé en effectuant la corrélation croisée entre les segments du signal, pour ensuite calculer la vitesse. Cependant la méthode de Kasai est de loin la plus utilisée par les échographes cliniques car très peu gourmande en temps de calcul.

### 1.3. L'imagerie ultrasonore 3D et 4D

Malgré l'avantage d'être à la fois non-ionisante, non invasive, portable et très accessible, les applications échographiques ont longtemps été réduites à l'imagerie 2D. Une représentation des images limitée au plan force l'opérateur à reconstruire mentalement les structures dans l'espace. L'élaboration d'un bon diagnostic demande beaucoup de pratique et d'expérience. Pour cette raison, l'échographie reste une modalité fortement opérateur dépendant. D'autre part, le 2D n'est pas très adaptée pour le monitoring en intervention chirurgicale puisque la région d'intérêt ne peut se contenir dans le plan.

Un axe majeur de la recherche en imagerie ultrasonore consiste donc en la reconstitution des informations spatiales tout en conservant une haute résolution spatio-temporelle ainsi qu'une grande ergonomie pour les applications cliniques.

#### 1.3.1. Imagerie 3D par balayage mécanique

Pour reconstituer l'information en 3D, une première approche simple consiste à réaliser un balayage du réseau 1D par tomographie. Dans sa version la plus simple une tomographie de l'échogénicité du volume peut être reconstituée plans après plans à main levée -*freehanded ultrasound methods* [65], [66]. Des stratégies d'assistance mécanique ont été proposées pour guider le geste du praticien, mais sans supprimer pour autant les inconvénients liées au facteur inter-opérateurs. En intégrant le balayage dans la sonde, cette approche peut directement être prise en charge par des systèmes d'imagerie [67]. Un grand nombre d'applications cliniques bénéficient de ce mode d'inspections 3D [68] [69], comme le dépistage du cancer de la prostate, du contrôle du greffon de rein, de l'imagerie obstétricale ou cardiaque. La Figure 14 présente quelques exemples.

L'approche par tomographie a amorcé une forte démocratisation de l'imagerie volumique en offrant un outil performant pour le diagnostic ou le monitoring en intervention. Cependant, elle ne consiste pas une solution d'imagerie dynamique et à haute résolution spatiale et temporelle.

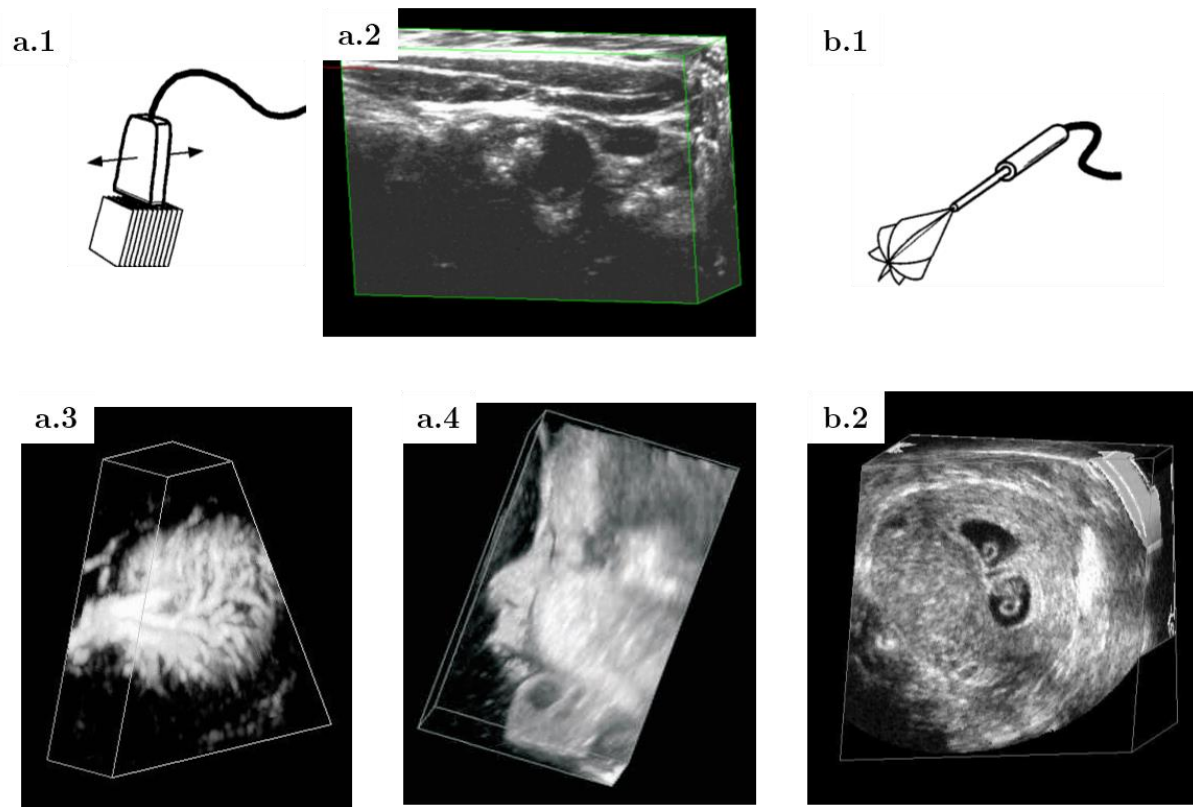


Figure 14: Exemples de reconstitution 3D par séquençage du faisceau obtenus avec une sonde linéaire en main libre ( **a.1**) ou bien avec une sonde à balayage rotationnel en **b.1**. La figure **a.2** montre l'image 3D d'une artère carotide avec symptôme d'athérosclérose. En **a.3** arbre vasculaire 3D d'un rein. Exemple d'acquisition en exploration obstétricale montrant un fœtus *in utero* en **a.4**. Acquisition 3D endovaginale de l'utérus en **b.2** d'une femme enceinte de jumeaux. (adapté de Fenster et al 2001)

### 1.3.2. Evolution des sondes : une course vers la résolution en élévation

L'évolution des sondes ultrasonores concentre beaucoup d'intérêts et forme l'élément clé du développement de l'imagerie 3D. La conception des sondes a fait l'objet de beaucoup de travaux de recherche dans le domaine biomédical.

#### 1.3.2.1. Réseaux intermédiaires : 1.25D 1.5D et 1.75D

L'évolution des réseaux de transducteur pour l'imagerie 3D s'est effectuée avec l'apparition de réseaux intermédiaires. De tels réseaux sont constitués de plusieurs lignes de transducteurs pour corriger l'imprécision des sondes 1D. Elles offrent une solution plus ou moins élaborée pour répondre au problème lié à l'élévation du réseau. On rencontre trois catégories dans la littérature : les réseaux 1.25D, 1.5D et 1.75D.

Le réseau 1.25D propose plusieurs rangées d'éléments dans la dimension en élévation (typiquement trois rangées), contrairement aux sondes 1D qui n'en ont qu'une seule. Les rangées externes sont connectées au canal principal par un multiplexeur placé dans la tête de la sonde. Cette organisation permet d'avoir une meilleure résolution en élévation sans nombre supplémentaire de voies électroniques [70]. En revanche la tâche focale ne peut pas être déplacée dans la direction de l'élévation, ce qui ne constitue pas une solution pour l'imagerie 3D.

Une sonde 1.5D a la particularité de faire fonctionner toutes ses rangées externes individuellement [71]. Cette organisation des rangées externes permet une focalisation dynamique en élévation [72] et des études comparatives ont permis de souligner l'efficacité accrue par rapport aux réseaux 1D. Cependant aucun contrôle des lois de retard n'est possible selon la direction en élévation.

Les sondes 1.75D constituent des modèles équivalent aux sondes 1.5D avec la principale différence que les éléments peuvent être contrôlés individuellement [73] [74]. Il y a donc autant de voies électroniques qu'il y a d'éléments, ce qui permet de diriger le faisceau dans tout l'espace.

### 1.3.2.2. Matrices 2D

La seule différence entre l'organisation 1.75D et les matrices 2D est le nombre d'éléments. La matrice 2D est composée d'autant d'éléments dans la direction azimutale qu'en élévation. Elles correspondent donc à une extension directe des sondes classique 1D. Dans sa version rectangulaire, ses éléments sont alignés régulièrement selon des pas  $d_x$  et  $d_y$  équivalents (Figure 15 b.). Les matrices 2D sont dites « denses » lorsqu'elles sont totalement remplies et qu'aucune méthode de réduction n'est appliquée. Cette organisation surfacique permet d'orienter le faisceau dans toutes les directions et donc offre une capacité de focalisation à haut degré de liberté [75] [76].

A l'aide du principe de réception parallèle des données, le modèle de matrice dense a été développé par Von Ramm et al à partir de 1984 [51], [77], [78] concrétisant la première unité échographique de recherche à haute cadence d'acquisition : l'explososcan.

De nombreuses modalités cliniques qui utilisent des matrices 2D se développent encore actuellement notamment dans des versions miniaturisées [79].

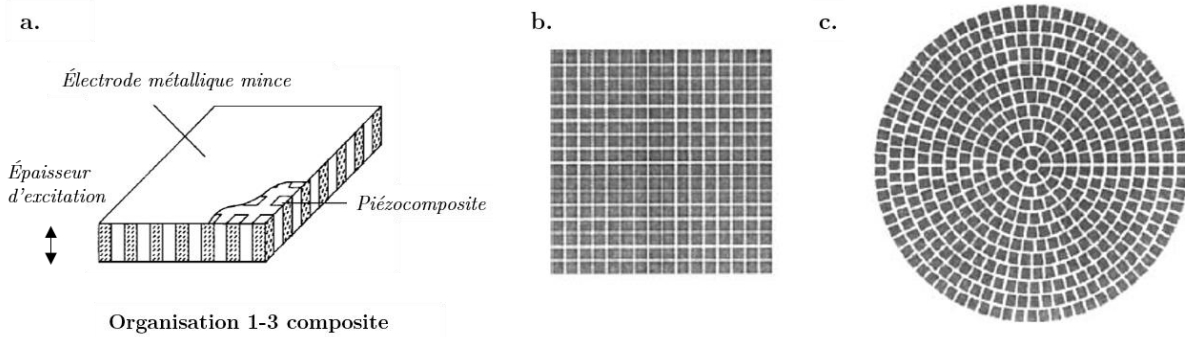


Figure 15: Organisation de la matrice 2D dense. En **a.** schéma de la connectivité 1-3 composite (adapté de G Hayward et *al* 1990). Architecture de transducteur rectangulaire dense (**b.**) et circulaire (**c.**) (adapté de Mendelsohn et *al* 2002).

### 1.3.3. Imagerie ultrarapide 4D :

#### 1.3.3.1. A la pointe du progrès

Avec l'avènement des matrices 2D denses, l'imagerie volumique en temps réel d'organes entiers est désormais possible en clinique sur des échographes haut de gamme mais reste toutefois limitée par des faibles cadences ( $<20 \text{ volumes.s}^{-1}$ ) et nécessite un système de multiplexage spécifique. L'imagerie ultra-rapide 3D par ondes planes ou divergentes a été proposée pour réaliser une imagerie volumique à très haute cadence (jusqu'à  $10000 \text{ volumes.s}^{-1}$ ) [80]. Avec une telle résolution temporelle, de nouvelles modalités 3D ont pu voir le jour comme l'élastographie quantitative 3D – *3D Shear wave elastography* [81], la tractographie 3D des fibre cardiaque [82], [83], l'imagerie 3D quantitative du débit sanguin [84] ou l'angiographie vasculaire 3D en Doppler ultrasensible [85]. L'imagerie ultrarapide 4D nécessite de piloter l'ensemble des éléments d'une matrice 2D indépendamment pour effectuer la focalisation dynamiquement dans toutes les directions du volume. Le problème lié à l'élévation est résolu par la flexibilité de la focalisation dynamique, donnant une réponse impulsionnelle totalement isotrope. L'utilisateur peut naviguer dans le volume acquis et accéder à des informations qui n'auraient pas pu être obtenues en imagerie 2D conventionnelle. Des structures complexes peuvent être entièrement visualisées (réseau cérébral, fibre myocarde, profil d'écoulement sanguin) offrant l'accès à de nouvelles métriques avec exactitude (mesure du débit sanguin, dimensionnement d'une tumeur). L'augmentation de la cadence permet également d'envisager une amélioration de la



visualisation directe *-monitoring-* lors d'intervention chirurgicale (par exemple en complétant le B-mode 3D avec un Doppler ultrasensible 3D en temps réel).

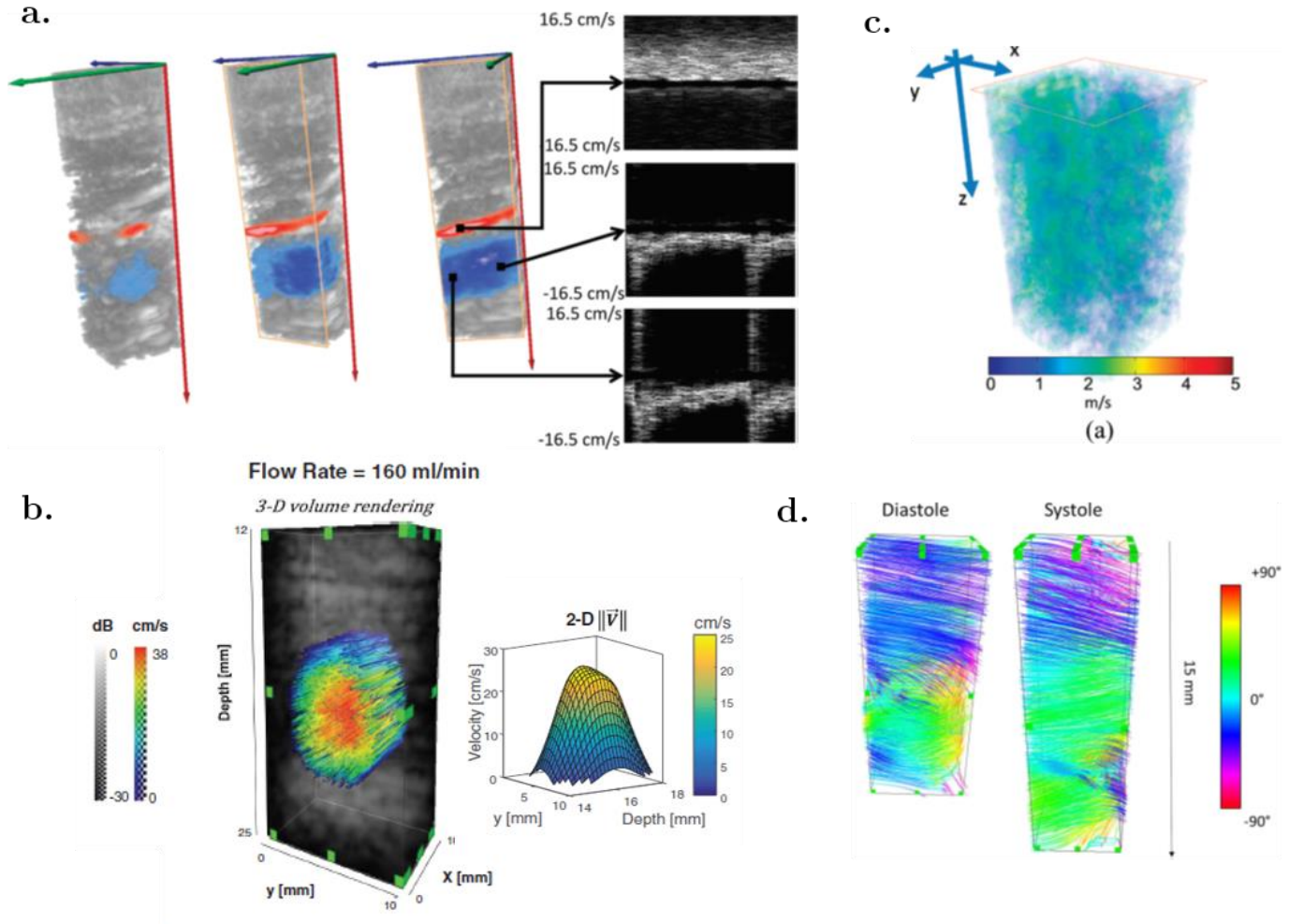


Figure 16: Exemples d'Imagerie ultrarapide 4D obtenues avec un système 1024 voies et une sonde matricielle dense  $32 \times 32$ : En **a.**, Doppler ultrasensible ultrarapide alliant cartographie du Doppler de puissance en 3D et quantification du flux (Provost et al 2015). En **b.** élastographie 3D (Gennisson et al 20015). En **c.** imagerie vectorielle 3D de la carotide (Correia et al 2016) . Enfin en **d.**, tractographie des fibres cardiaques (Papadacci et al 2017).

### 1.3.3.2. Limitations

La principale difficulté ne réside pas dans la conception du réseau 1-3 composite en lui-même mais dans la connexion individuelle des éléments. Elle est d'autant plus complexe pour les matrices 2D à haute fréquence en raison des dimensions des pitches spatiaux. Puisque les composants piézoélectriques sont sensibles aux températures élevées, une surchauffe en

fonctionnement pose également problème. Par exemple, le PZT5H présente une température de curie de  $195^\circ$ , à laquelle il perd sa polarisation. La taille réduite de la surface des éléments fait diminuer la capacité électrique.

Techniquement, le problème lié aux transducteurs 2D vient du grand nombre d'éléments à connecter. La plupart des réseaux 1D sont composés de 128 éléments, cela suggère donc qu'idéalement une matrice 2D devrait être composée de  $128 \times 128 = 16384$  éléments arrangés dans une grille rectangulaire pour exposer une même largeur d'imagerie. Cela pose évidemment un certain nombre de problèmes. Un échographe étant généralement constitué de 256 voies, il faudrait rassembler 64 échographes pour piloter une telle sonde. Cette perspective entraînerait un coût de développement prohibitif. Les moyens à développer pour piloter 1024 voies sont déjà importants comparés à la surface d'imagerie produite. Les seuls systèmes capable de réaliser ce pilotage actuellement sont des plateformes de recherche [86] [80] (*Physics for Medicine Paris* INSERM 1273 et *Danmarks Tekniske Universitet* in Lyngby). Elles associent quatre unités échographiques de 256 voies chacune pour être capable de contrôler une sonde matricielle de  $32 \times 32 = 1024$  éléments. La dissémination en clinique de l'imagerie ultrarapide 4D est ainsi fortement limitée par la complexité et le coût de sa mise en œuvre.

Par conséquent, les modalités de pointes basées sur les matrices 2D sont complexes et coûteuses et restent actuellement au stade de prototype de recherche. À ce titre, la réduction du nombre de voies est devenue un point clé de développement de l'imagerie médicale 3D. Par ailleurs, la tendance actuelle propose de nouveaux systèmes toujours plus légers et financièrement abordables. C'est dans ce sens que la transposition des avancées de pointe que propose l'ultrarapide 4D vers le clinique doit être menée. Ce qui constitue un enjeu de taille.

#### 1.3.4. Réduction du nombre de voies

La réduction du nombre de voies est devenue un point clé de développement de l'imagerie médicale 3D. Beaucoup de recherches et de développements ont été menés. Nous proposons ici d'en présenter certains des plus marquants.

##### 1.3.4.1. *$\mu$ beamforming*

Une solution élégante pour réduire la taille du câble et la quantité de donnée est proposée par les méthodes de micro-beamforming [87] [88] [89] [90]. Cette approche consiste à diviser

une matrice dense 2D en sous-ouvertures pilotables avec un échographe standard. Cela permet de continuer de disposer des milliers d'éléments de la matrice en ne transmettant et recevant que suivant quelques-uns. Cette méthode est réalisée grâce à une première étape de formation de voie *-beamforming-* directement intégrée dans la tête de la sonde. La préformation du faisceau est donc directement appliquée à un niveau intermédiaire entre les sous-groupes d'éléments et le câble coaxial via un circuit intégré. Beaucoup de solutions commerciales ont été développées autour de cette technologie. On peut citer la sonde X6-1 xMatrix créée par Philips (Koninklijke Philips Electronics N.V., Amsterdam, Pays-Bas), la sonde 3V de General Electrics (GE Company, Fairfield, Connecticut, USA) ou encore la sonde matricielle 4Z1c de chez Siemens (Siemens Healthcare, Ultrasound Business Unit, Mountain view, USA CA).

Pourtant avec cette solution, la reconstruction d'image perd en flexibilité et implique un développement coûteux de circuits intégrés ASIC. D'autre part, elle est incompatible avec une cadence ultrarapide.

#### 1.3.4.2. Multiplexage

Le multiplexage est une solution naturelle pour limiter le nombre de voies en mode acquisition. Cette approche propose de conditionner l'adressage des voies du circuit en utilisant des commutateurs analogiques [91]. Elle se présente sous de nombreuses formes et est de plus en plus implémentée sur les appareils échographiques haut de gamme, en clinique comme en recherche (Verasonics UTA 1024-MUX Adapter). Cependant elle ne résout pas le problème lié à la sonde 2D dense. Par ailleurs, elle nécessite d'accumuler plusieurs événements d'acquisition réduisant la cadence de tirs. Par exemple, pour piloter une matrice de 1024 éléments avec une unité de 256 voies, 16 événements doivent être réalisés.

#### 1.3.4.3. Matrices sparse array

Une approche très performante consiste à directement réduire le nombre d'éléments actifs de la sonde en la rendant éparses *-Sparse array* [92] [40] [89]. C'est une technique de sous-échantillonnage du réseau matriciel dense. La configuration des éléments actifs doit bien entendu correspondre aux besoins d'imagerie souhaités en termes de résolution et contraste. Les sondes *sparse* s'organisent selon deux catégories : La première regroupe les sondes présentant une organisation déterministe et la seconde une distribution stochastique des éléments sur la surface.

La distribution déterministe consiste à organiser les éléments avec régularité dans le plan d'ouverture [41] [94]. Une périodicité radiale a également fait l'objet de nombreuses innovations et l'utilisation de configurations spéciales en spirale a été proposée par Martinez-Graullera et *al* 2010 [95] et Ramalli et *al* 2015 [96], avec des résultats en simulation numérique très prometteurs.

Les sondes *sparse* avec organisation stochastique proposent de casser la régularité de la distribution pour limiter la formation de lobes de réseaux [43], [92], [97]. Cependant, le nombre de configurations explorées est limité et il n'est pas possible d'assurer que la configuration optimale soit résolue. Le niveau de lobes secondaires reste important. A ce titre des approches itératives numériques d'optimisation stochastique cherchent à obtenir la configuration idéale [98]. Ces méthodes sont très lourdes en temps de calcul et peuvent converger prématurément.

Dans les deux catégories, l'architecture *sparse* fait réduire nettement la sensibilité du transducteur du fait de la réduction de la surface active. Elles pourraient être utilisées en imagerie ultrarapide par ondes planes ou divergentes, mais sans garantir de conserver la forme du front d'onde. Pour ces raisons, elle ne constitue pas une solution adéquate à notre problématique.

#### 1.3.4.4. Adressage orthogonal du réseau matricielle 2D : sondes RCA

Le concept de sondes adressées en lignes et colonnes avec  $N+N$  éléments a été introduit pour résoudre le problème d'adressage de la matrice dense 2D à  $N \times N$  éléments. Il a été initialement proposé par Lockwood et *al* dans une mention théorique [99], et permet d'aborder la matrice 2D par ses indices de lignes et de colonnes –*Row and Column Addressing* RCA. Cette architecture réduit le nombre de voies par un facteur  $N/2$ . Les cristaux 1-3 composite constituent toujours la partie acoustique du réseau mais adressés cette fois-ci orthogonalement par les électrodes. Cela permet de considérer la matrice comme deux réseaux 1D interchangeables et superposés avec une large élévation. Cette stratégie présente l'avantage d'exposer une grande surface active en comparaison aux sondes *sparse*, et son architecture est totalement adaptée à l'imagerie par les ondes planes.

Initialement, l'architecture RCA a été utilisée pour représenter le milieu en mode bi-plan. Ce mode d'affichage consiste à visualiser le volume selon deux plans perpendiculaires comme le feraient deux réseaux 1D orthogonaux. Lockwood et *al* a eu l'idée de bénéficier de

l'organisation orthogonale de la RCA en alternant de réseau lors des étapes d'émission et de réception (Figure 17). Il en résulte deux faisceaux orthogonaux qui permettent d'accéder à l'information volumique. Ce fonctionnement présente beaucoup de similitudes avec les réseaux de Mills développés pour des applications en radio télécommunication en 1953 [100].

A notre connaissance, le premier prototype de matrice RCA en piézocomposite a été réalisé et évalué par Jesse T Yen et *al* en 2009 [101]. Deux solutions d'interconnexion des voies ont été proposées. Une première matrice RCA dont les électrodes sont directement connectées sur la surface supérieure et inférieure du 1-3 composite, donc sans réel retour à la masse électronique. Une seconde composée de deux couches superposées –*Dual layer*– formant deux réseaux indépendants et séparés par une lame métallique de remise à la masse. Cette deuxième solution présente une bien meilleure sensibilité mais à l'inconvénient de fixer le régime de fonctionnement des voies. Il est donc impossible d'inter-changer les réseaux, ce qui limite considérablement les possibilités d'investigation. Ces travaux ont confirmé la capacité de l'architecture RCA à reconstruire des données volumiques en B-mode 3D et en temps réel.

Le récent développement de sonde ultrasonore cMUT –*Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers*– [102] a permis la conception de sondes avec une meilleure bande passante comparée aux technologies céramiques. Une génération de sonde RCA cMUT a pu

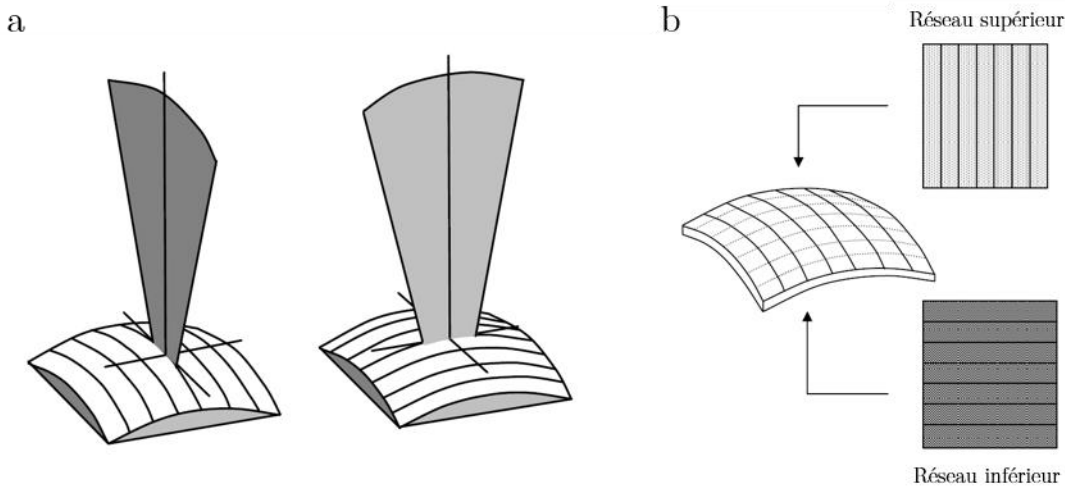


Figure 17: Schéma du principe de *cross electrodes* comme présenté par Lockwood et *al* en 2003 qui a inspiré la conception des prototypes de matrices RCA quelques années plus tard.

être réalisée dans une organisation 32+32 éléments [103]. En assignant les tensions de polarisation stratégiquement des patterns complexes d'adressages ont pu être réalisés [104].

Ces travaux forment un axe très prometteur pour le développement des matrices RCA. Pour autant, le coût de développement des sondes cMUT reste très contraignant et difficile à amortir pour un laboratoire de recherche. La compatibilité *in vivo* n'est également pas encore tout à fait établie. Pour ces raisons, l'axe des travaux de recherche présentés dans ce manuscrit seront focalisés à la technologie piézocomposite.

### 1.3.5. Imagerie ultrarapide 4D avec la RCA

Grâce aux travaux de thèse de M Flesch et *al*, dans le cadre d'une collaboration entre le laboratoire Physics for Medicine Paris Inserm1273 et Vermon, une méthodologie d'imagerie innovante a été développée pour adapter l'ultrarapide 4D à l'architecture RCA [105], [106]. Bien que la structure de la RCA semble naturelle pour la transmission d'ondes planes, la dissociation des voies de focalisation en émission et réception forme un faisceau anisotrope en imagerie synthétique.

L'approche proposée par M Flesch consiste à combiner successivement deux étapes orthogonalement pour palier à cet inconvénient –*Orthogonal Plane Wave Compounding* OPW- comme schématisé sur la Figure 18. Cette stratégie a été validée par simulation numérique puis émulée sur une sonde matricielle 32×32. Elle a permis de confirmer que l'association entre modalité ultrarapide 4D et RCA était viable et présente une sensibilité 6dB plus faible que la matrice dense en considérant une surface et un nombre de voies équivalent.

Un processus de fabrication a ensuite été méticuleusement mis en place afin de choisir la meilleure stratégie de conception de sonde. Ces travaux ont abouti à la réalisation d'un premier prototype de sonde vasculaire RCA de fréquence de fonctionnement centré à 7 Mhz que nous présenterons dans le chapitre suivant. De premières acquisitions très prometteuses ont été réalisées *in vitro* et *in vivo*, démontrant que la stratégie RCA est une solution des plus pertinentes pour les applications cliniques 4D futures. Il reste donc à implémenter des modalités ultrarapides à la RCA et à caractériser les capacités d'imagerie. C'est à cet instant précis que s'ouvrent les travaux de cette thèse.

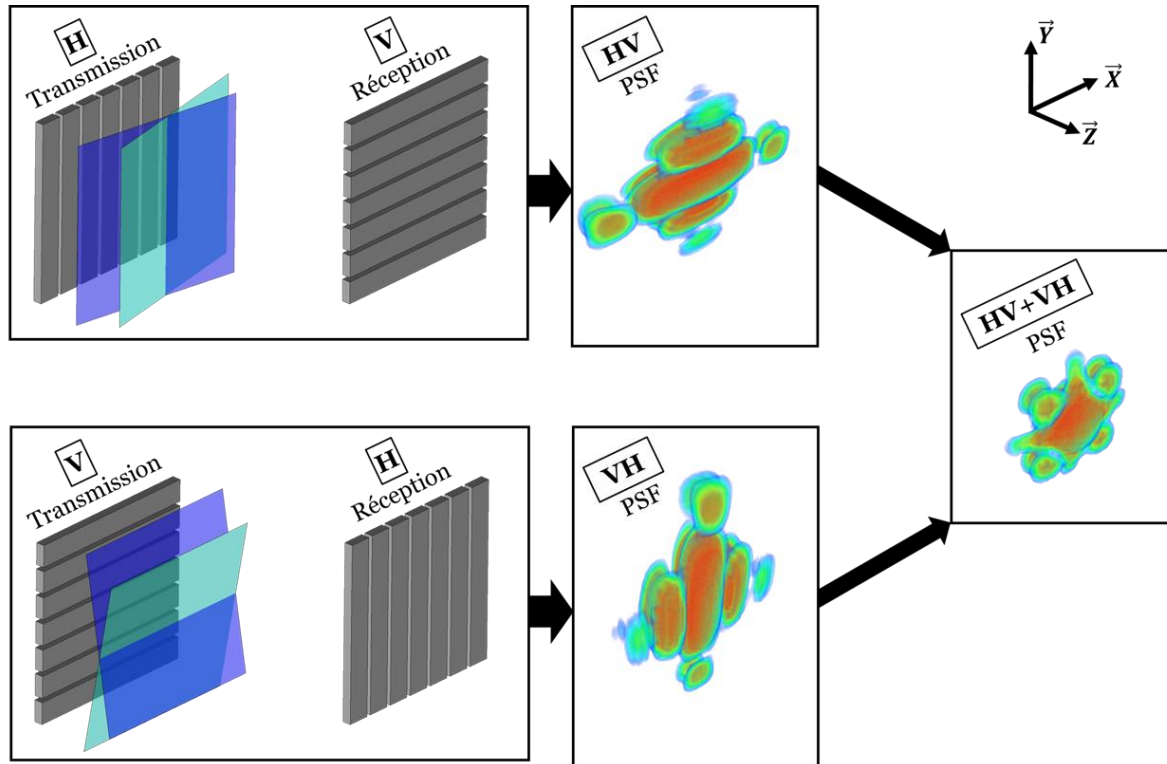


Figure 18: Schéma des étapes de l'OPW montrant la reconstitution d'une PSF à symétrie centrale en combinant deux étapes de formation d'image orthogonales. (source Fleisch et al 2017).

## 1.4. Conclusion du chapitre

Ce chapitre introductif nous a permis de poser le contexte de l'imagerie ultrasonore dans le paysage de l'imagerie médicale, tant clinique qu'en phase de recherche. Les avantages de l'imagerie échographique résident avant tout dans son caractère économique, accessible et non-invasif. Elle présente également des atouts significatifs en termes de résolution spatio-temporelle, particulièrement lorsqu'elle est associée à une modalité ultrarapide. En revanche, sa transposition à l'imagerie 3D reste encore en phase de gestation. Les échographes de dernière génération commencent peu à peu à intégrer des systèmes de rendus 3D performant. Beaucoup d'industriels ont employé des moyens colossaux pour parvenir à réaliser des rendus 3D de bonne qualité. Cependant, du fait de la complexité des systèmes à mettre en oeuvre de nombreuses modalités de pointe restent à l'étape d'étude pré-clinique.

Pour tenter de compenser ce problème, des solutions de simplification des systèmes d'acquisitions existent. Nous avons choisi d'en présenter certains ici qui sont proches de notre problématique. Une solution combinant à la fois une haute résolution spatio-temporelle, une grande sensibilité, une bonne flexibilité, une excellente ouverture d'imagerie et un coût de développement très économique est, selon nous, l'approche par adressage orthogonale de la matrice 2D – RCA. En raison de ses atouts, et alliée à la modalité ultrarapide, elle offre des perspectives très encourageantes pour l'imagerie ultrasonore de demain. Nous pensons que la RCA permettrait, non seulement, d'accélérer la dissémination des modalités échographiques 4D futures à des coûts abordables.

Afin d'accompagner le lecteur, certains aspects théoriques de l'imagerie ultrasonore ont été exposés. Ces notions ont été soulignées puisqu'elles constituent les éléments indispensables à la compréhension des chapitres à venir.

## Objectifs de la thèse

L'objectif principal de cette thèse est de démontrer que l'approche RCA permet l'imagerie ultrarapide volumétrique *in vivo* sur l'homme et l'animal dans des applications d'imagerie vasculaire. Le second objectif de ce travail est de proposer des approches innovantes permettant de surpasser les limites propres aux réseaux RCA.

Les travaux présentés dans ce manuscrit ont été menés entre octobre 2016 et septembre 2019 au sein du laboratoire *Physics for Medicine Paris*. Ces travaux font suite aux travaux



de M. Flesch et une partie (chapitres 2, 3 et 4) s'inscrit dans le cadre du projet ANR ULTRAFast 4D en collaboration avec Vermon et Supersonic Imagine.

La suite du manuscrit est organisée suivant quatre chapitres avec les points suivants :

**Chapitre 2 : Imagerie vasculaire ultrarapide 3D avec la RCA :**

Implémentation et caractérisation du principe d'imagerie par ondes planes avec la RCA. Etude des performances d'acquisition *in vivo* chez un volontaire sain.

**Chapitre 3 : Imagerie ultrarapide vectorielle 3D de la carotide avec un transducteur RCA**

Etude de faisabilité en mode Couleur Doppler. Mise en place d'une stratégie de reconstitution des vitesses en 3D.

**Chapitre 4 : Imagerie fonctionnelle 3D chez le rat avec une RCA**

Angiographie cérébrale 3D. Développement de la RCA pour l'imagerie haute fréquence fonctionnelle chez petit animal.

**Chapitre 5 : Perspectives d'amélioration d'imagerie avec la RCA**

Exploration de nouvelles modalités pour la RCA. Augmentation de la sensibilité en pénétration. Imagerie par cohérence croisée.

## 1.5. Références bibliographiques

- [1] T. M. Buzug, “Computed Tomography,” in *Springer Handbook of Medical Technology*, R. Kramme, K.-P. Hoffmann, and R. S. Pozos, Eds. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2011, pp. 311–342.
- [2] Z. L. Yang, Q. Q. Ni, U. J. Schoepf, C. N. De Cecco, H. Lin, T. M. Duguay, C. S. Zhou, Y. E. Zhao, G. M. Lu, and L. J. Zhang, “Small Intracranial Aneurysms: Diagnostic Accuracy of CT Angiography,” *Radiology*, vol. 285, no. 3, pp. 941–952, Jun. 2017.
- [3] L. García-Larrea, R. Peyron, P. Mertens, M. C. Gregoire, F. Lavenne, D. Le Bars, P. Convers, F. Mauguière, M. Sindou, and B. Laurent, “Electrical stimulation of motor cortex for pain control: a combined PET-scan and electrophysiological study,” *PAIN*, vol. 83, no. 2, pp. 259–273, Nov. 1999.
- [4] M. E. Phelps, “Positron computed tomography studies of cerebral glucose metabolism in man: Theory and application in nuclear medicine,” *Seminars in Nuclear Medicine*, vol. 11, no. 1, pp. 32–49, Jan. 1981.
- [5] J. Provost, A. Garofalakis, J. Sourdon, D. Bouda, B. Berthon, T. Viel, M. Perez-Liva, C. Lussey-Lepoutre, J. Favier, M. Correia, M. Pernot, J. Chiche, J. Pouysségur, M. Tanter, and B. Tavitian, “Simultaneous positron emission tomography and ultrafast ultrasound for hybrid molecular, anatomical and functional imaging,” *Nat Biomed Eng*, vol. 2, no. 2, pp. 85–94, Feb. 2018.
- [6] A. Garofalakis, T. Viel, D. Bouda, P. K. Vaddeboina, G. Leenders, B. Tavitian, J. Provost, and M. Tanter, “A Positron Emission Tomography registered Ultrafast Sonography prototype for preclinical in-vivo studies,” in *2016 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, 2016, pp. 1–3.
- [7] D. R. Hadizadeh, C. Marx, J. Gieseke, H. H. Schild, and W. A. Willinek, “High temporal and high spatial resolution MR angiography (4D-MRA),” *Fortschr Röntgenstr*, vol. 186, no. 9, pp. 847–859, Sep. 2014.
- [8] N. K. Logothetis, J. Pauls, M. Augath, T. Trinath, and A. Oeltermann, “Neurophysiological investigation of the basis of the fMRI signal,” *Nature*, vol. 412, no. 6843, pp. 150–157, Jul. 2001.
- [9] J. R. Binder, S. M. Rao, T. A. Hammeke, J. A. Frost, P. A. Bandettini, A. Jesmanowicz, and J. S. Hyde, “Lateralized Human Brain Language Systems Demonstrated by Task Subtraction Functional Magnetic Resonance Imaging,” *Arch Neurol*, vol. 52, no. 6, pp. 593–601, Jun. 1995.
- [10] J. R. Binder, J. A. Frost, T. A. Hammeke, R. W. Cox, S. M. Rao, and T. Prieto, “Human Brain Language Areas Identified by Functional Magnetic Resonance Imaging,” *J. Neurosci.*, vol. 17, no. 1, pp. 353–362, Jan. 1997.
- [11] R. B. Tootell, J. B. Reppas, K. K. Kwong, R. Malach, R. T. Born, T. J. Brady, B. R. Rosen, and J. W. Belliveau, “Functional analysis of human MT and related visual cortical areas using magnetic resonance imaging,” *J. Neurosci.*, vol. 15, no. 4, pp. 3215–3230, Apr. 1995.
- [12] G. Dehaene-Lambertz, “Functional Neuroimaging of Speech Perception in Infants,” *Science*, vol. 298, no. 5600, pp. 2013–2015, Dec. 2002.
- [13] J. S. Wyatt, D. T. Delpy, M. Cope, S. Wray, and E. O. R. Reynolds, “QUANTIFICATION OF CEREBRAL OXYGENATION AND HAEMODYNAMICS IN SICK NEWBORN INFANTS BY NEAR INFRARED SPECTROPHOTOMETRY,” *The Lancet*, vol. 328, no. 8515, pp. 1063–1066, Nov. 1986.
- [14] M. Ferrari and V. Quaresima, “A brief review on the history of human functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) development and fields of application,” *NeuroImage*, vol. 63, no. 2, pp. 921–935, Nov. 2012.
- [15] A.-R. Mohammadi-Nejad, M. Mahmoudzadeh, M. S. Hassanpour, F. Wallois, O. Muzik, C. Papadelis, A. Hansen, H. Soltanian-Zadeh, J. Gelovani, and M. Nasiriavanaki, “Neonatal brain resting-state functional connectivity imaging modalities,” *Photoacoustics*, vol. 10, pp. 1–19, Jun. 2018.
- [16] B. R. White, S. M. Liao, S. L. Ferradal, T. E. Inder, and J. P. Culver, “Bedside optical imaging of occipital resting-state functional connectivity in neonates,” *NeuroImage*, vol. 59, no. 3, pp. 2529–2538, Feb. 2012.

- [17] C. Chilowsky and P. Langevin, "Procédés et appareils pour la production de signaux sous-marins dirigés et pour la localisation à distance d'obstacles sous-marins. French patent, 1916, vol. 502913.," *French patent, 1916, vol. 502913*.
- [18] J. Curie and P. Curie, "Développement par compression de l'électricité polaire dans les cristaux hémihédres à faces inclinées," *Bulletin de Minéralogie*, vol. 3, no. 4, pp. 90–93, 1880.
- [19] K. T. Dussik, "Über die Möglichkeit, hochfrequente mechanische Schwingungen als diagnostisches Hilfsmittel zu verwerten," *Z. f. d. g. Neur. u. Psych.*, vol. 174, no. 1, pp. 153–168, Dec. 1942.
- [20] M. A. Shampo and R. A. Kyle, "Karl Theodore Dussik—Pioneer in Ultrasound," *Mayo Clinic Proceedings*, vol. 70, no. 12, p. 1136, Dec. 1995.
- [21] H. T. Ballantine, R. H. Bolt, T. F. Hueter, and G. D. Ludwig, "On the Detection of Intracranial Pathology by Ultrasound," *Science*, vol. 112, no. 2914, pp. 525–528, 1950.
- [22] J. J. Wild and J. M. Reid, "Echographic visualization of lesions of the living intact human breast," *Cancer Res.*, vol. 14, no. 4, pp. 277–282, May 1954.
- [23] G. H. Mundt and W. F. Hughes, "Ultrasonics in Ocular Diagnosis\*," *American Journal of Ophthalmology*, vol. 189, pp. xxviii–xxxvi, May 2018.
- [24] C. H. Hertz and I. Edler, "Die Registrierung von Herzwandbewegungen mit Hilfe des Ultraschall-Impulsverfahrens," 1956. [Online]. Available: <https://www.ingentaconnect.com/content/dav/aaau/1956/00000006/00000004/art00007>. [Accessed: 24-Aug-2019].
- [25] A. M. K. Thomas, A. K. Banerjee, and U. Busch, *Classic Papers in Modern Diagnostic Radiology*. Springer Science & Business Media, 2004.
- [26] J. L. Allen, "Array antennas: New applications for an old technique," *IEEE Spectrum*, vol. 1, no. 11, pp. 115–130, Nov. 1964.
- [27] J. C. Somer, "Electronic sector scanning for ultrasonic diagnosis," *Ultrasonics*, vol. 6, no. 3, pp. 153–159, Jul. 1968.
- [28] C. Kasai, K. Namekawa, A. Koyano, and R. Omoto, "Real-Time Two-Dimensional Blood Flow Imaging Using an Autocorrelation Technique," p. 7.
- [29] T. L. Szabo, *Diagnostic ultrasound imaging: inside out*, Second edition. Amsterdam ; Boston: Elsevier/AP, Academic Press is an imprint of Elsevier, 2014.
- [30] G. E. Tupholme, "Generation of acoustic pulses by baffled plane pistons," *Mathematika*, vol. 16, no. 02, p. 209, Dec. 1969.
- [31] P. R. Stepanishen, "Transient Radiation from Pistons in an Infinite Planar Baffle," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 48, no. 1A, pp. 101–101, Jul. 1970.
- [32] P. R. Stepanishen, "The Time-Dependent Force and Radiation Impedance on a Piston in a Rigid Infinite Planar Baffle," p. 9.
- [33] J. A. Jensen and N. B. Svendsen, "Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized, and excited ultrasound transducers," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 39, no. 2, pp. 262–267, Mar. 1992.
- [34] J. W. Goodman, *Introduction to Fourier Optics*. Roberts and Company Publishers, 2005.
- [35] B. M. Bolotovskii and E. A. Galst'yan, "Diffraction and diffraction radiation," *Phys.-Usp.*, vol. 43, no. 8, p. 755, 2000.
- [36] G. R. Harris, "Review of transient field theory for a baffled planar piston," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 70, no. 1, pp. 10–20, Jul. 1981.
- [37] J. W. Strutt, *The theory of sound*, 2nd ed. New York, NY: Dover, 1945.
- [38] J. H. Talbot, "Fraunhofer diffraction pattern of a random distribution of identical apertures in a plane screen," *Proc. Phys. Soc.*, vol. 89, no. 4, pp. 1043–1053, Dec. 1966.

- [39] R. S. C. Cobbold, *Foundations of Biomedical Ultrasound*. Oxford University Press, 2006.
- [40] D. Brandwood, *Fourier Transforms in Radar and Signal Processing, Second Edition*. Artech House, 2012.
- [41] G. R. Lockwood, Pai-Chi Li, M. O'Donnell, and F. S. Foster, "Optimizing the radiation pattern of sparse periodic linear arrays," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 43, no. 1, pp. 7–14, Jan. 1996.
- [42] S. I. Nikolov, "Synthetic aperture tissue and flow ultrasound imaging," p. 334.
- [43] D. H. Turnbull and F. S. Foster, "Beam steering with pulsed two-dimensional transducer arrays," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 38, no. 4, pp. 320–333, Jul. 1991.
- [44] O. T. von Ramm, S. W. Smith, and F. L. Thurstone, "Gray Scale Imaging With Complex TGC And Transducer Arrays," in *Application of Optical Instrumentation in Medicine IV*, 1976, vol. 0070, pp. 266–270.
- [45] M. Fink, "Principles and techniques of acoustical imaging," in *Imaging Processes and Coherence in Physics*, vol. 112, M. Schlenker, M. Fink, J. P. Goedgebuer, C. Malgrange, J. Ch. Vieénot, and R. H. Wade, Eds. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 1980, pp. 438–452.
- [46] M. Fink, "Time reversal of ultrasonic fields. I. Basic principles," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 39, no. 5, pp. 555–566, Sep. 1992.
- [47] J. C. Gore and S. Leeman, "Ultrasonic backscattering from human tissue: a realistic model," *Phys. Med. Biol.*, vol. 22, no. 2, pp. 317–326, Mar. 1977.
- [48] G. Barton and G. Barton, *Elements of Green's Functions and Propagation: Potentials, Diffusion, and Waves*. Clarendon Press, 1989.
- [49] B. Delannoy, R. Torguet, C. Bruneel, E. Bridoux, J. M. Rouvaen, and H. Lasota, "Acoustical image reconstruction in parallel-processing analog electronic systems," *Journal of Applied Physics*, vol. 50, no. 5, pp. 3153–3159, May 1979.
- [50] B. Delannoy, R. Torguet, C. Bruneel, and E. Bridoux, "Ultrafast Electronical Image Reconstruction Device," in *Echocardiology*, C. T. Lancée, Ed. Dordrecht: Springer Netherlands, 1979, pp. 447–450.
- [51] D. P. Shattuck, M. D. Weinshenker, S. W. Smith, and O. T. von Ramm, "Explososcan: A parallel processing technique for high speed ultrasound imaging with linear phased arrays," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 75, no. 4, pp. 1273–1282, Apr. 1984.
- [52] M. Tanter and M. Fink, "Ultrafast imaging in biomedical ultrasound," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 61, no. 1, pp. 102–119, Jan. 2014.
- [53] L. Sandrin, S. Catheline, M. Tanter, X. Hennequin, and M. Fink, "Time-Resolved Pulsed Elastography with Ultrafast Ultrasonic Imaging," *Ultrason Imaging*, vol. 21, no. 4, pp. 259–272, Oct. 1999.
- [54] M. Tanter, J. Bercoff, L. Sandrin, and M. Fink, "Ultrafast compound imaging for 2-D motion vector estimation: application to transient elastography," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 49, no. 10, pp. 1363–1374, Oct. 2002.
- [55] G. Montaldo, M. Tanter, J. Bercoff, N. Benech, and M. Fink, "Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 56, no. 3, pp. 489–506, Mar. 2009.
- [56] J. A. Jensen, S. I. Nikolov, K. L. Gammelmark, and M. H. Pedersen, "Synthetic aperture ultrasound imaging," *Ultrasonics*, vol. 44, pp. e5–e15, Dec. 2006.
- [57] S. I. Nikolov and J. A. Jensen, "In-vivo synthetic aperture flow imaging in medical ultrasound," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 50, no. 7, pp. 848–856, Jul. 2003.
- [58] C. R. Cooley and B. S. Robinson, "Synthetic focus imaging using partial datasets," in *1994 Proceedings of IEEE Ultrasonics Symposium*, 1994, vol. 3, pp. 1539–1542 vol.3.
- [59] J. A. Jensen, *Estimation of Blood Velocities Using Ultrasound: A Signal Processing Approach*. Cambridge University Press, 1996.

- [60] J. A. Jensen, S. I. Nikolov, K. L. Hansen, M. B. Stuart, C. A. V. Hoyos, M. Schou, M. L. Ommen, S. H. Øygaard, L. T. Jørgensen, M. S. Traberg, T.-Q. Nguyen, E. V. Thomsen, N. B. Larsen, C. Beers, B. G. Tomov, and M. B. Nielsen, "History and Latest Advances in Flow Estimation Technology: From 1-D in 2-D to 3-D in 4-D," p. 11.
- [61] D. H. Evans, J. A. Jensen, and M. B. Nielsen, "Ultrasonic colour Doppler imaging," *Interface Focus*, vol. 1, no. 4, pp. 490–502, Aug. 2011.
- [62] K. NAMEKAWA, "Imaging of blood flow using auto-correlation," *Ultrasound Med Biol*, vol. 8, p. 138, 1982.
- [63] O. Bonnefous and P. Pesqué, "Time domain formulation of pulse-Doppler ultrasound and blood velocity estimation by cross correlation," *Ultrasonic Imaging*, vol. 8, no. 2, pp. 73–85, Apr. 1986.
- [64] T. Loupas, J. T. Powers, and R. W. Gill, "An axial velocity estimator for ultrasound blood flow imaging, based on a full evaluation of the Doppler equation by means of a two-dimensional autocorrelation approach," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 42, no. 4, pp. 672–688, Jul. 1995.
- [65] T. R. Nelson and T. T. Elvins, "Visualization of 3D ultrasound data," *IEEE Computer Graphics and Applications*, vol. 13, no. 6, pp. 50–57, Nov. 1993.
- [66] T. R. Nelson and D. H. Pretorius, "Three-dimensional ultrasound imaging," *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 24, no. 9, pp. 1243–1270, Dec. 1998.
- [67] A. Fenster, D. B. Downey, and H. N. Cardinal, "Three-dimensional ultrasound imaging," p. 34.
- [68] M. G. Linguraru, N. V. Vasilyev, P. J. del Nido, and R. D. Howe, "Atrial Septal Defect Tracking in 3D Cardiac Ultrasound," in *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2006*, 2006, pp. 596–603.
- [69] A. Gee, R. Prager, G. Treece, and L. Berman, "Engineering a freehand 3D ultrasound system," *Pattern Recognition Letters*, vol. 24, no. 4, pp. 757–777, Feb. 2003.
- [70] D. G. Wildes, R. Y. Chiao, C. M. W. Daft, K. W. Rigby, L. S. Smith, and K. E. Thomenius, "Elevation performance of 1.25D and 1.5D transducer arrays," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 44, no. 5, pp. 1027–1037, Sep. 1997.
- [71] P. G. Barthe and M. H. Slayton, "Characterization of 1.5-D ultrasound transducer arrays," in *1996 IEEE Ultrasonics Symposium. Proceedings*, 1996, vol. 2, pp. 1489–1493 vol.2.
- [72] B. A. J. Angelsen, H. Torp, S. Holm, K. Kristoffersen, and T. A. Whittingham, "Which transducer array is best?," *European Journal of Ultrasound*, vol. 2, no. 2, pp. 151–164, Apr. 1995.
- [73] A. T. Fernandez, K. L. Gammelmark, J. J. Dahl, C. G. Keen, R. C. Gauss, and G. E. Trahey, "Synthetic elevation beamforming and image acquisition capabilities using an 8 /spl times/ 128 1.75D array," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 50, no. 1, pp. 40–57, Jan. 2003.
- [74] A. T. Fernandez and G. E. Trahey, "Two-dimensional phase aberration correction using an ultrasonic 1.75D array: case study on breast microcalcifications," in *IEEE Symposium on Ultrasonics, 2003*, 2003, vol. 1, pp. 348–353 Vol.1.
- [75] R. W. Prager, U. Z. Ijaz, A. H. Gee, and G. M. Treece, "Three-dimensional ultrasound imaging," *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 224, no. 2, pp. 193–223, Feb. 2010.
- [76] Y. Mendelsohn and E. Wiener-Avnear, "Simulations of circular 2D phase-array ultrasonic imaging transducers," *Ultrasonics*, vol. 39, no. 9, pp. 657–666, Aug. 2002.
- [77] O. T. von Ramm and S. W. Smith, "Real time volumetric ultrasound imaging system," *J Digit Imaging*, vol. 3, no. 4, p. 261, Nov. 1990.
- [78] O. T. von Ramm, S. W. Smith, and H. G. Pavy, "High-speed ultrasound volumetric imaging system. II. Parallel processing and image display," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 38, no. 2, pp. 109–115, Mar. 1991.

- [79] E. D. Light, S. Mukundan, P. D. Wolf, and S. W. Smith, "Real-Time 3-D Intracranial Ultrasound with an Endoscopic Matrix Array Transducer," *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 33, no. 8, pp. 1277–1284, Aug. 2007.
- [80] J. Provost, C. Papadacci, J. E. Arango, M. Imbault, M. Fink, J.-L. Gennisson, M. Tanter, and M. Pernot, "3D ultrafast ultrasound imaging *in vivo*," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 59, no. 19, pp. L1–L13, Oct. 2014.
- [81] J. Gennisson, J. Provost, T. Deffieux, C. Papadacci, M. Imbault, M. Pernot, and M. Tanter, "4-D ultrafast shear-wave imaging," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 62, no. 6, pp. 1059–1065, Jun. 2015.
- [82] C. Papadacci, E. A. Bunting, and E. E. Konofagou, "3D Quasi-Static Ultrasound Elastography With Plane Wave In Vivo," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 36, no. 2, pp. 357–365, Feb. 2017.
- [83] C. Papadacci, E. A. Bunting, E. Y. Wan, P. Nauleau, and E. E. Konofagou, "3D Myocardial Elastography In Vivo," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 36, no. 2, pp. 618–627, Feb. 2017.
- [84] M. Correia, J. Provost, M. Tanter, and M. Pernot, "4D ultrafast ultrasound flow imaging: *in vivo* quantification of arterial volumetric flow rate in a single heartbeat," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 61, no. 23, pp. L48–L61, Dec. 2016.
- [85] J. Provost, C. Papadacci, C. Demene, J.-L. Gennisson, M. Tanter, and M. Pernot, "3-D ultrafast doppler imaging applied to the noninvasive mapping of blood vessels in Vivo," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 62, no. 8, pp. 1467–1472, Aug. 2015.
- [86] J. A. Jensen, H. Holten-Lund, R. T. Nilsson, M. Hansen, U. D. Larsen, R. P. Domsten, B. G. Tomov, M. B. Stuart, S. I. Nikolov, M. J. Pihl, Y. Du, J. H. Rasmussen, and M. F. Rasmussen, "SARUS: A synthetic aperture real-time ultrasound system," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 60, no. 9, pp. 1838–1852, Sep. 2013.
- [87] B. Savord and R. Solomon, "Fully sampled matrix transducer for real time 3D ultrasonic imaging," in *IEEE Symposium on Ultrasonics, 2003*, Honolulu, HI, USA, 2003, pp. 945–953.
- [88] R. Fisher, K. Thomenius, R. Wodnicki, R. Thomas, S. Cogan, C. Hazard, W. Lee, D. Mills, B. Khuri-Yakub, A. Ergun, and G. Yaralioglu, "Reconfigurable arrays for portable ultrasound," in *IEEE Ultrasonics Symposium, 2005.*, Rotterdam, The Netherlands, 2005, vol. 1, pp. 495–499.
- [89] J. Kortbek, J. A. Jensen, and K. L. Gammelmark, "Sequential beamforming for synthetic aperture imaging," *Ultrasonics*, vol. 53, no. 1, pp. 1–16, Jan. 2013.
- [90] G. Matrone, A. S. Savoia, M. Terenzi, G. Caliano, F. Quaglia, and G. Magenes, "A volumetric CMUT-based ultrasound imaging system simulator with integrated reception and  $\mu$ -beamforming electronics models," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 61, no. 5, pp. 792–804, May 2014.
- [91] S. Moore, *Designing with Analog Switches*. CRC Press, 1991.
- [92] R. E. Davidsen and S. W. Smith, "Sparse geometries for two-dimensional array transducers in volumetric imaging," in *1993 Proceedings IEEE Ultrasonics Symposium*, 1993, pp. 1091–1094 vol.2.
- [93] G. R. Lockwood, J. R. Talman, and S. S. Brunke, "Real-time 3-D ultrasound imaging using sparse synthetic aperture beamforming," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 45, no. 4, pp. 980–988, Jul. 1998.
- [94] S. S. Brunke and G. R. Lockwood, "Broad-bandwidth radiation patterns of sparse two-dimensional vernier arrays," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 44, no. 5, pp. 1101–1109, Sep. 1997.
- [95] O. Martínez-Graullera, C. J. Martín, G. Godoy, and L. G. Ullate, "2D array design based on Fermat spiral for ultrasound imaging," *Ultrasonics*, vol. 50, no. 2, pp. 280–289, Feb. 2010.

- [96] A. Ramalli, E. Boni, A. S. Savoia, and P. Tortoli, "Density-tapered spiral arrays for ultrasound 3-D imaging," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, vol. 62, no. 8, pp. 1580–1588, Aug. 2015.
- [97] B. Diarra, M. Robini, P. Tortoli, C. Cachard, and H. Liebgott, "Design of Optimal 2-D Nongrid Sparse Arrays for Medical Ultrasound," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, no. 11, pp. 3093–3102, Nov. 2013.
- [98] B. Diarra, "Study and optimization of 2D matrix arrays for 3D ultrasound imaging," phdthesis, Université Claude Bernard - Lyon I; Università degli studi (Florence, Italie), 2013.
- [99] C. E. Morton and G. R. Lockwood, "Theoretical assessment of a crossed electrode 2-D array for 3-D imaging," in *IEEE Symposium on Ultrasonics, 2003*, Honolulu, HI, USA, 2003, pp. 968–971.
- [100] B. Y. Mills and A. G. Little, "A High-resolution Aerial System of a New Type," *Aust. J. Phys.*, vol. 6, no. 3, pp. 272–278, 1953.
- [101] Chi Hyung Seo and J. T. Yen, "A 256 x 256 2-D array transducer with row-column addressing for 3-D rectilinear imaging," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 56, no. 4, pp. 837–847, Apr. 2009.
- [102] O. Oralkan, A. S. Ergun, J. A. Johnson, M. Karaman, U. Demirci, K. Kaviani, T. H. Lee, and B. T. Khuri-Yakub, "Capacitive micromachined ultrasonic transducers: next-generation arrays for acoustic imaging?," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 49, no. 11, pp. 1596–1610, Nov. 2002.
- [103] A. S. Logan, L. L. P. Wong, A. I. H. Chen, and J. T. W. Yeow, "A 32 x 32 element row-column addressed capacitive micromachined ultrasonic transducer," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 58, no. 6, pp. 1266–1271, Jun. 2011.
- [104] K. Chen, B. C. Lee, K. E. Thomenius, B. T. Khuri-Yakub, H.-S. Lee, and C. G. Sodini, "A Column-Row-Parallel Ultrasound Imaging Architecture for 3-D Plane-Wave Imaging and Tx Second-Order Harmonic Distortion Reduction," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 65, no. 5, pp. 828–843, May 2018.
- [105] M. Flesch, "Nouveaux transducteurs ultrasonores pour l'imagerie Doppler ultrarapide du cerveau," 2017.
- [106] M. Flesch, M. Pernot, J. Provost, G. Ferin, A. Nguyen-Dinh, M. Tanter, and T. Defieux, "4D *in vivo* ultrafast ultrasound imaging using a row-column addressed matrix and coherently-compounded orthogonal plane waves," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 62, no. 11, pp. 4571–4588, Jun. 2017.







---

**Chapitre 2.      Imagerie vasculaire  
ultrarapide 3D avec la sonde  
RCA**

---

## 2.1. Introduction du chapitre

Les sondes matricielles 2D formées de  $N^2$  voies électroniques sont à la base de l'imagerie ultrarapide 3D [1], dont la cadence d'imagerie peut dépasser 10000 volumes.s<sup>-1</sup>. La flexibilité de cette approche 3D a permis de nouvelles preuves de concept basées sur l'émission d'ondes planes comme l'élastographie 3D [2], l'élastographie quasi statique [3], l'imagerie 3D quantitative des flux sanguins [4] ou l'angiographie 3D [5].

Cependant, l'adressage de tous les éléments de la matrice 2D requiert un très grand nombre de voies électroniques et un système de pilotage spécifique, complexe et coûteux. A titre d'exemple, une sonde de 32×32 éléments nécessite la synchronisation de quatre unités échographiques de 256 voies chacune pour piloter les 1024 éléments. Par ailleurs, la sonde matricielle 2D implique une connexion indépendante des éléments piezoelectriques. La conception devient alors indéniablement problématique particulièrement à haute fréquence lorsque la densité des éléments augmente. Pour ces raisons, l'imagerie ultrarapide 4D reste aujourd'hui limitée par sa complexité et son coût intrinséquement lié à la sonde matricielle 2D.

Dans ce contexte, la réduction du nombre de voies est devenu un élément clé à franchir pour la dissémination des nouvelles modalités d'imagerie 3D vers le clinique. Plusieurs stratégies de réduction du nombre de voies ont vu le jour et ont été présentées. L'adressage par lignes et colonnes du réseau ou RCA (pour *Row-Column Addressing*), initialement introduite par Lockwood *et al* [6], permet de surmonter la difficulté d'interconnexion en réduisant le nombre de voie par un facteur  $N/2$ , en passant de  $N^2$  à  $N+N$ . Elle s'érige comme une alternative simple, flexible et peu coûteuse.

La RCA propose un changement de paradigme dans le processus d'imagerie et nécessite une nouvelle stratégie pour convenablement restituer l'information spatiale dans le volume. Cela nécessite de combiner orthogonalement les deux voies de focalisation en réception et émission.

Une approche originale à été introduite par Flesch *et al* [7] qui propose de combiner orthogonalement deux étapes d'imagerie – l'*Orthogonal Plane Wave compounding* OPW. Ce chapitre a pour vocation de détailler la stratégie d'imagerie en ondes planes avec cette stratégie, ainsi que de montrer les premiers résultats d'imagerie volumique vasculaire à l'aide d'un prototype RCA.

Dans un premier temps, il sera discuté comment la dissociation orthogonale des deux voies de focalisation permet la formation d'une image 3D ainsi que les répercussions sur la fonction d'étalement du point - *Point Spread Function* PSF - du système. La position et l'amplitude des lobes de réseau introduit seront discutés.

Ensuite nous présenterons des résultats *in vitro* et *in vivo* de cartographie 3D de l'intensité de flux – Doppler de puissance 3D – réalisés à l'aide d'un prototype de sonde RCA adapté à l'imagerie vasculaire superficielle de vaisseaux à gros calibres.

### 2.1.1. Construction d'un volume avec la RCA

Comme décrit dans le chapitre introductif, un réseau RCA est en substance une matrice 2D où l'interconnexion électrique est effectuée par indice de lignes et colonnes. Cette interconnexion peut se faire par exemple au dessus et au dessous de la couche de matériaux acoustique – le *stack* acoustique.

Cela permet en première approximation de voir la sonde comme deux réseaux 1D superposés, orientés orthogonalement et avec une large dimension en élévation. Une loi de focalisation sphérique est proscrite car les lois de retard ne peuvent se faire que selon un seul degré de liberté : l'axe azimutal du réseau considéré. Pour reconstruire un volume sous ces contraintes géométriques, seule une focalisation cylindrique est alors envisageable.

La formation d'une image peut se voir grâce à une combinaison linéaire de la réponse impulsionnelle du système en émission et en réception [8]. La RCA se distingue par le fait que ces deux fonctions en émission et réception ne sont plus superposées mais orthogonales. En partant du principe qu'une focalisation est réalisée selon une première dimension en transmission et l'autre selon la dimension orthogonale en réception, le produit résultant de ces deux lois cylindriques perpendiculaires nous permet tout de même de retrouver localement l'information. Cette approche peut être qualifiée de focalisation 'unilatérale' - ou *one way focusing* - pour chaque direction  $x$  et  $y$  du plan de la sonde. La localisation n'est effective que dans la direction radiale du cylindre, contrairement aux sondes à adressage dense 2D, où la focalisation sphérique permet une focalisation dans toute les directions latérales pour chaque émission et chaque réception.

Les applications d'imagerie ultrarapide par ondes planes consistent à combiner seulement quelques ondes planes pour conserver une haute cadence d'imagerie même si cela se fait au détriment de la finesse de la focalisation synthétique en émission. Fort heureusement, en utilisant des sondes matricielles denses dont l'ouverture en émission et en réception

restent identiques, cette décimation de la focalisation synthétique est systématiquement rattrapée par la focalisation naturelle – quasi idéale - en réception.

Cet aspect n'est plus vrai pour les sondes RCA. La dissociation orthogonale des deux voies de focalisations va discriminer les deux contributions. La qualité de l'image sera ainsi très déterminée par la distribution angulaire dans l'axe de transmission avec la formation de lobes de réseaux qui persisteront dans le champ de vue. La focalisation naturelle n'est plus apte à réduire ces lobes de réseau car réalisée selon un autre axe, l'axe orthogonal uniquement.

Il incombe donc de décrire la réponse impulsionnelle du système d'imagerie d'une sonde RCA. Le champ de focalisation synthétique devient un caractère persistant pouvant sérieusement compromettre l'interprétation de l'image.

Dans cette partie, nous considérons  $R$  (pour *row*) le premier réseau 1D de  $N_e$  éléments, décrit par les indices de lignes et de direction azimutal  $\vec{x}$ , et  $C$  (pour *column*) le second réseau avec  $N_e$  indices de colonne orientés dans l'axe  $\vec{y}$ , la configuration correspondant à transmettre avec le réseau  $R$  et recevoir avec le réseau  $C$  est noté  $RC$ . La configuration analogue  $CR$  peut être alors réalisée en transmettant avec les colonnes et en recevant avec les lignes.

La sommation orthogonale  $RC+CR$  est notée  $OPW$  - pour '*Orthogonal Plane Wave*' - et est caractérisée par une résolution spatiale équivalente en  $\vec{x}$  et  $\vec{y}$ . Montrons que ce résultat reste fortement influencé par la qualité de la focalisation synthétique et la formation de lobes de réseaux même lorsque l'échantillonnage du réseau en  $d_x$  et  $d_y$  est respecté.

#### 2.1.1.1. Focalisation en réception du réseau

La focalisation en réception (ou naturelle) d'un réseau est liée à son ouverture physique  $a(x_0)$  échantillonnée par les  $N_e$  éléments. La fonction d'ouverture d'un réseau 1D  $a^{1D}$  dont les éléments de largeur  $w$  sont espacés d'un pas  $d_x$ , peut s'écrire sous la forme [12], [13]:

$$a^{1D}(x_0) = \Pi\left(\frac{x_0}{2L_x}\right) \left[ \Pi\left(\frac{x_0}{w}\right) \otimes \text{III}\left(\frac{x_0}{d_x}\right) \right] \quad (1)$$

Où,  $\Pi$  est une fonction porte égale à 1 dans l'intervalle  $[-L_x, L_x]$  et nulle ailleurs,  $\Pi$  est la fonction porte définie dans l'intervalle  $[-w/2, w/2]$  décrivant un élément du réseau de largeur  $w$ , et  $\text{III}$  est une fonction peigne de Dirac :  $\text{III}\left(\frac{x}{d_x}\right) = \sum_{-\infty}^{+\infty} \delta(x - nd_x)$ . Pour simplifier l'écriture, on peut raisonner avec un réseau constitué uniquement d'éléments

ponctuels omnidirectionnels permettant de supprimer le terme lié à la largeur des éléments  $\Pi(x/w)$ . La fonction d'ouverture peut alors se voir simplement comme la multiplication entre une fonction porte  $\Pi_{2L}$  et le peigne de Dirac :

$$a^{1D}(x_0) = \Pi\left(\frac{x_0}{2L_x}\right) \text{III}\left(\frac{x_0}{d_x}\right) \quad (2)$$

Si nous considérons un réseau échantillonné 2D dans le plan  $(x, y)$ , limité dans l'espace  $[-L_x, L_x]$  et  $[-L_y, L_y]$  et de pas  $d_x$  et  $d_y$ , son ouverture  $a^{2D}(x, y)$  devient la multiplication de deux ouvertures à variables séparées :

$$a^{2D}(x_0, y_0) = a^{1D}(x_0)a^{1D}(y_0) = \Pi\left(\frac{x_0}{2L_x}\right) \text{III}\left(\frac{x_0}{d_x}\right) \Pi\left(\frac{y_0}{2L_y}\right) \text{III}\left(\frac{y_0}{d_y}\right) \quad (3)$$

D'après le résultat fondamental du théorème d'échantillonnage de Whittaker-Shannon, démontré par Goodman [14] considérant un régime monochromatique et avec l'approximation de Fraunhofer, alors l'amplitude de la réponse impulsionnelle  $p(x, y, z, \omega)$  au plan focal d'une sonde 2D est définie par la transformée de Fourier  $A^{2D}(f_x, f_y)$  de sa fonction d'ouverture  $a^{2D}(x_0, y_0)$  exprimée aux fréquences spatiales  $f_x$  et  $f_y$  [14] [15] :

$$p(x, y, z, \omega) \approx \mathcal{F}\{a^{2D}(x_0, y_0)\} = A^{2D}(f_x, f_y) \quad (4)$$

$$p(x, y, z, \omega) = 2L_x L_y d_x d_y \sum_{n=-\infty}^{+\infty} \text{sinc}\left[\frac{2L_x}{\lambda}\left(u - \frac{n\lambda}{d_x}\right)\right] \sum_{m=-\infty}^{+\infty} \text{sinc}\left[\frac{2L_y}{\lambda}\left(v - \frac{m\lambda}{d_y}\right)\right] \quad (5)$$

Où  $u = \sin(\theta)\cos(\phi)$  et  $v = \sin(\theta)\sin(\phi)$  représentent les vecteurs directions du champ. Pour un tel réseau, l'échantillonnage des éléments peut induire des lobes aux locations suivantes :

$$u_{GL} = \pm \frac{n\lambda}{d_x} \quad ; \quad v_{GL} = \pm \frac{m\lambda}{d_y} \quad (6)$$

A partir de ce point, nous allons pouvoir plus simplement développer la réponse impulsionnelle d'un réseau RCA défini par deux fonctions d'ouverture  $a^R(x_0, y_0)$  et  $a^C(x_0, y_0)$  désignant les réseaux lignes  $R$  et colonnes  $C$  respectivement :

$$a^R(x_0, y_0) = \Pi\left(\frac{x_0}{2L_x}\right) \text{III}\left(\frac{x_0}{d_x}\right) \Pi\left(\frac{y_0}{2L_y}\right) \quad (7)$$

$$a^C(x_0, y_0) = \Pi\left(\frac{x_0}{2L_x}\right) \Pi\left(\frac{y_0}{2L_y}\right) \text{III}\left(\frac{y_0}{d_y}\right) \quad (8)$$

Si l'on considère  $p_n^R$  comme étant le champ de pression de la focalisation naturelle du réseau  $R$  en réception ainsi que  $p_n^C$  l'équivalent reçu par le réseau orthogonal  $C$ , alors nous pouvons écrire après diffraction monochromatique :

$$p_n^R(x, y, z, \omega) \approx \mathcal{F} \left\{ \Pi \left( \frac{x_0}{2L_x} \right) \cdot \text{III} \left( \frac{x_0}{d_x} \right) \cdot \Pi \left( \frac{y_0}{2L_y} \right) \right\} = \mathcal{F} \left\{ a(x_0, y_0) \cdot \text{III} \left( \frac{x_0}{d_x} \right) \right\} \quad (9)$$

$$p_n^C(x, y, z, \omega) \approx \mathcal{F} \left\{ \Pi \left( \frac{x_0}{2L_x} \right) \cdot \Pi \left( \frac{y_0}{2L_y} \right) \cdot \text{III} \left( \frac{y_0}{d_y} \right) \right\} = \mathcal{F} \left\{ a(x_0, y_0) \cdot \text{III} \left( \frac{y_0}{d_y} \right) \right\} \quad (10)$$

Où  $a(x_0, y_0)$  désigne l'ouverture non échantillonnée dans le plan  $(x_0, y_0, z=0)$ . L'échantillonnage spatial est effectué selon une seule des deux directions orthogonales. Ainsi, l'ouverture en réception est très large dans la direction en élévation. Afin de simplifier notre raisonnement, on décide de se placer dans l'hypothèse qu'elle est infinie dans l'axe non échantillonné. Dans ce cas on retrouve une expression classique exprimant la réponse du champ de pression comme un produit de convolution sur l'axe échantillonné:

$$p_n^R(x, z, \omega) = \left[ 2L_x \text{sinc} \left( \frac{2L_x x}{\lambda z} \right) \otimes_x d_x \text{III} \left( \frac{x}{\lambda z} d_x \right) \right] \quad (11)$$

$$p_n^C(y, z, \omega) = \left[ 2L_y \text{sinc} \left( \frac{2L_y y}{\lambda z} \right) \otimes_y d_y \text{III} \left( \frac{y}{\lambda z} d_y \right) \right] \quad (12)$$

En réalité, cette approximation sur la large élévation illustre finalement l'incapacité des réseaux  $R$  et  $C$  à focaliser dans leur dimension en élévation, orthogonal à l'axe du peigne de Dirac. Evidemment, des lobes de réseaux sont toujours présents dans l'axe échantillonné par le pas inter-éléments  $d_x$  et  $d_y$ . Cependant, et à partir de maintenant, nous allons considérer un échantillonnage spatial  $d_x$  et  $d_y$  ainsi qu'une taille des éléments  $w$  suffisamment petits (environ  $\lambda$ ) pour assurer l'émission d'ondes planes dans un domaine angulaire restreint. Les ondes planes seront émises dans l'ensemble de ce travail dans un intervalle de  $[-15^\circ, 15^\circ]$ .

A partir de maintenant, l'étude pourra donc se focaliser uniquement de l'effet de la décimation de la focalisation synthétique en émission par des ondes planes sur la réponse impulsionnelle du système.

## 2.1.1.2. Focalisation synthétique en émission avec une sonde RCA

Considérant un volume  $(x, y, z)$  où  $x$  et  $y$  représentent les dimensions latérales,  $z$  la profondeur dans le milieu en face de la sonde RCA placée en  $z=0$  et d'une ouverture rectangulaire  $2L_{x/y}$  où :  $x = \pm L_x$  et  $y = \pm L_y$ . Dans un régime monochromatique de pulsation  $\omega$ , le champ de pression synthétique  $p_s$  de  $N$  ondes planes de direction  $\vec{k}$  peut être exprimé comme la sommation cohérente des  $N$  champs de pression orientés au point focal [9], [10]:

$$p_s(x, y, z, \omega) = \sum_{i=1}^N p_{\alpha_i} e^{j(\vec{k} \cdot \vec{r} - \omega t)} \quad (13)$$

Où  $\alpha_i$  représente l'orientation de l'onde plane selon l'axe choisi  $x$  ou  $y$ ,  $i \in \mathbb{N}_+^* \leq N$  est l'indice de transmission. Le vecteur position est  $\vec{r} = (x \ y \ z)^T$ . Le vecteur d'onde 3D a pour expression :  $\vec{k} = k_0 \cdot (\sin\alpha_i \cos\phi \ \sin\alpha_i \sin\phi \ \cos\alpha_i)^T$  ; avec  $k_0 = 2\pi/\lambda$ .

Cette équation décrit la formation de la focalisation synthétique par la combinaison de  $N$  ondes planes orientées. L'angle  $\alpha_i$  correspond à l'angle de transmission et permet d'orienter le plan entre l'axe latéral et  $z$ , alors que  $\phi$  correspond à l'angle en élévation entre  $x$  et  $y$ .

Dans le cas de la RCA  $\phi$  ne peut prendre que deux valeurs :  $\phi \in [0 ; \pi/2]$ . En fixant  $\phi = 0$ , c'est-à-dire en transmettant avec le réseau R, le vecteur d'onde devient  $\vec{k} = k_0 \cdot (\sin\alpha_i \ 0 \ \cos\alpha_i)^T$ . A contrario, si  $\phi = \pi/2$ , transmission avec C, alors la propagation des plans d'ondes sera dirigé par  $\vec{k} = k_0 \cdot (0 \ \sin\alpha_i \ \cos\alpha_i)^T$ . Cela permet d'écrire les champs de focalisation synthétique  $p_s^R$  et  $p_s^C$ , respectivement transmis par le réseau R et C, comme :

$$p_s^R(x, z, \omega) = \sum_{i=1}^N p_{\alpha_i} e^{j(k_0(x \sin\alpha_i + z \cos\alpha_i) - \omega t)} \quad (14)$$

$$p_s^C(y, z, \omega) = \sum_{i=1}^N p_{\alpha_i} e^{j(k_0(y \sin\alpha_i + z \cos\alpha_i) - \omega t)} \quad (15)$$

D'après l'approximation des petits angles, si l'on se place au point focal - en  $z = z_f$  - il est possible d'écrire:

$$p_s^R(x, z_f, \omega) = \sum_{i=1}^N p_{\alpha_i} e^{j(k_0 x \alpha_i - \omega t)} \quad (16)$$



$$p_s^C(y, z_f, \omega) = \sum_{i=1}^N p_{\alpha_i} e^{j(k_0 y \alpha_i - \omega t)} \quad (17)$$

Ou même en explicitant la longueur d'onde  $\lambda$  :

$$p_s^R(x, z_f, \omega) = e^{-j\omega t} \sum_{i=1}^N p_{\alpha_i} e^{j\frac{2\pi}{\lambda} x \alpha_i} \quad (18)$$

$$p_s^C(y, z_f, \omega) = e^{-j\omega t} \sum_{i=1}^N p_{\alpha_i} e^{j\frac{2\pi}{\lambda} y \alpha_i} \quad (19)$$

En écrivant cette dernière expression sous la forme d'une intégrale continue on retrouve l'opérateur de transformation de Fourier d'une fonction à variable  $\alpha$  dans le domaine des fréquences spatiales  $\left(\frac{x}{\lambda}, \frac{y}{\lambda}\right)$  :

$$p_s^R(x, z_f, \omega) = e^{-j\omega t} \int_{-\infty}^{+\infty} p(\alpha) e^{j\frac{2\pi}{\lambda} x \alpha} d\alpha \quad (20)$$

$$p_s^C(y, z_f, \omega) = e^{-j\omega t} \int_{-\infty}^{+\infty} p(\alpha) e^{j\frac{2\pi}{\lambda} y \alpha} d\alpha \quad (21)$$

Où  $p(\alpha)$  représente la fonction d'ouverture angulaire, choisie pour la séquence d'ondes planes ultra-rapide. Nous pouvons décrire directement la distribution de la fonction angulaire  $p(\alpha)$  :

$$p(\alpha) = \Pi\left(\frac{\alpha}{2\alpha_{max}}\right) \cdot \text{III}\left(\frac{\alpha}{\Delta\alpha}\right) \quad (22)$$

Où la fonction  $\Pi(\cdot)$  représente une fonction porte égale à 1 sur l'intervalle  $[-\alpha_{max}, \alpha_{max}]$  et 0 ailleurs, et  $\text{III}(\cdot)$  la fonction peigne de Dirac d'une périodicité  $\Delta\alpha$  :  $\text{III}_{\Delta\alpha}(\alpha) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} \delta(\alpha - n\Delta\alpha)$ .

Les relations (20) et (21) sont corollaires à la définition du champ de pression comme la transformation de Fourier de la fonction d'ouverture d'un réseau sous l'approximation de Fraunhofer, à la différence qu'ici elle fait intervenir une fonction liée uniquement à la distribution du champ en ondes planes. On peut donc considérer le champ de pression synthétique de  $N$  ondes planes comme la transformée de Fourier de la fonction angulaire  $p(\alpha)$  évaluée aux fréquences spatiales  $\left(\frac{x}{\lambda}, \frac{y}{\lambda}\right)$  :

$$p_s^R(x, z_f, \omega) = e^{-j\omega t} \mathcal{F}_x \left\{ \Pi\left(\frac{\alpha}{2\alpha_{max}}\right) \cdot \text{III}\left(\frac{\alpha}{\Delta\alpha}\right) \right\} \quad (23)$$

$$p_s^C(y, z_f, \omega) = e^{-j\omega(t)} \mathcal{F}_y \left\{ \Pi\left(\frac{\alpha}{2\alpha_{max}}\right) \cdot \text{III}\left(\frac{\alpha}{\Delta\alpha}\right) \right\} \quad (24)$$

Soit :

$$p_s^R(x, z_f, \omega) = e^{-j\omega t} \left[ \text{sinc} \left( 2\alpha_{max} \frac{x}{\lambda} \right) \otimes_x \frac{1}{\lambda} \text{III} \left( \frac{x}{\lambda} \Delta\alpha \right) \right] \quad (25)$$

$$p_s^C(y, z_f, \omega) = e^{-j\omega t} \left[ \text{sinc} \left( 2\alpha_{max} \frac{y}{\lambda} \right) \otimes_y \frac{1}{\lambda} \text{III} \left( \frac{y}{\lambda} \Delta\alpha \right) \right] \quad (26)$$

Où  $\otimes_x$  et  $\otimes_y$  sont les opérateurs de produit de convolution le long des fréquences spatiales. Dans les deux dernières équations, la fonction peigne de Dirac  $\text{III}(\cdot)$  implique l'apparition de lobes de réseaux sur l'axe des fréquences spatiales. Les positions  $x_{GL}$  et  $y_{GL}$  de ces lobes de réseaux peuvent être trouvées avec l'expression :

$$x_{GL} = \frac{n\lambda}{\Delta\alpha} \quad (27)$$

$$y_{GL} = \frac{n\lambda}{\Delta\alpha} \quad (28)$$

Où  $n$  est un entier naturel  $\geq 0$ ,  $\lambda$  la longueur d'onde du champ émis et  $\Delta\alpha$  le pitch angulaire entre les ondes planes. Cette relation montre que sous certaines approximations (monochromaticité, omnidirectionnalité des éléments, champ lointain) la position des lobes dépend de l'espacement entre ces ondes planes  $\Delta\alpha$  et de la fréquence donnée par  $\lambda$ .

Les relations (27) et (28) illustrent le fait que des lobes de réseau situés en  $x_{GL}$  et  $y_{GL}$  se rapprochent du lobe principal lorsque le pas angulaire  $\Delta\alpha$  augmente. Si le pas angulaire est suffisamment petit, les premiers lobes ( $n=1$ ) se trouvent alors en dehors du champ pour  $x_{GL} = 2L_x$  ou bien  $y_{GL} = 2L_y$ , alors la décimation angulaire respecte un critère de Nyquist que l'on peut définir par l'introduction d'un facteur de décimation  $D$  [9] :

$$D = \frac{2 \Delta\alpha L_{x/y}}{\lambda} \quad (29)$$

Lorsque  $D=1$ , le critère est respecté et aucun lobe de réseau ne sera introduit dans le champ d'ouverture rectangulaire  $[-L_x, +L_x]$ . Une augmentation de ce facteur  $D$  matérialise alors un sous-échantillonnage et donc la migration des lobes de réseaux vers le lobe principal.

D'ordre général, la base des ondes planes impose une décimation angulaire de la loi de focalisation hyperbolique. Il a été montré dans le cadre de l'imagerie 2D qu'un nombre d'environ 40 ondes planes permettait d'égaliser l'imagerie focalisée en termes de contraste, rapport signal à bruit et résolution latérale [10], ce qui permet un gain substantiel en terme de cadence d'imagerie. Pour atteindre une cadence d'imagerie plus élevée, il faut

nécessairement réduire le nombre de transmissions et donc le nombre d'angles utilisés. Passer à un nombre de transmissions  $N_{TX} < N$  bien plus faible avec  $\alpha_{max}$  constant n'affecte pas peu ou prou la largeur du lobe principal dans les cas classiques d'imagerie. Cette décimation de la distribution  $p(\alpha)$  à ouverture angulaire constante se traduit inévitablement par un pas angulaire  $\Delta\alpha$  plus important.

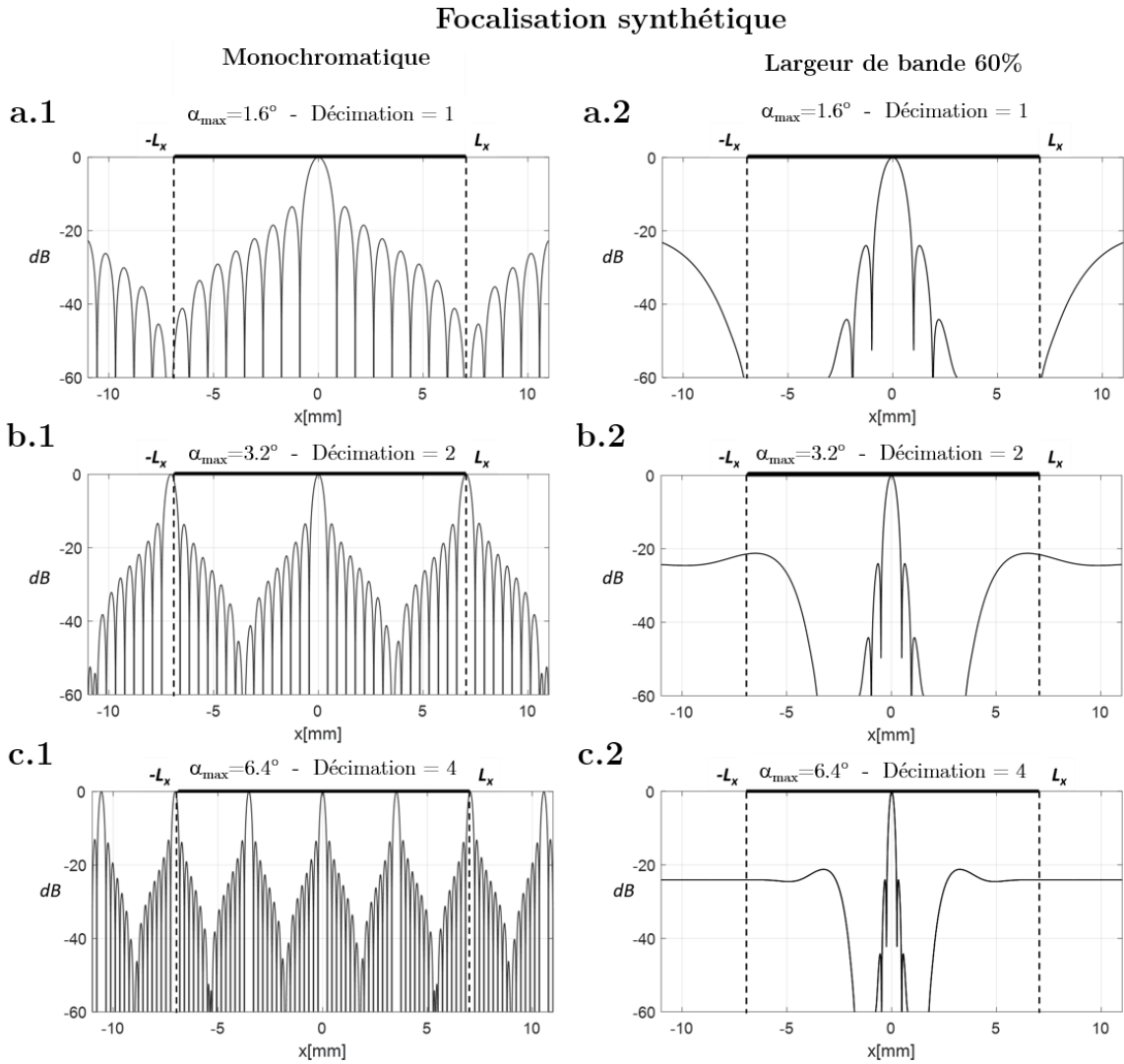


Figure 19: Diagramme de focalisation synthétique avec émission de 16 ondes planes centrées à 15.625 MHz illustrant l'apparition des lobes de réseaux et leur position en fonction du pas angulaire  $\Delta\alpha$  et du facteur de décimation de la loi hyperbolique optimale D. A gauche, les diagrammes représentés montrent le cas monochromatique, à droit les cas à large bande passante (60% de la fréquence centrale). Trois valeurs sont choisies pour la décimation :  $D=1, 2$  et  $4$ . Dans le premier cas les lobes de réseaux sont hors de l'ouverture. Avec  $D=2$ , Les répliques entrent dans le champ de vue. Notons que la réponse est centrée et qu'un décalage fera immédiatement entrer un lobe dans le champ. Avec  $D=4$ , les lobes sont encore plus proches du lobe principal. Remarquons que dans le cas polychromatique le diagramme atteint une asymptote aux extrémités. Cela ne serait plus le cas en considérant la largeur des éléments et donc une directivité non omnidirectionnelles

Si un sous échantillonnage ( $D > 1$ ) ne présente pas un problème majeur pour l'imagerie 2D où la résolution en réception vient fortement atténuer les lobes présents dans le champ de vue, il devient problématique dans le cas de la RCA où les deux voies de focalisation sont dissociées. Il faut donc absolument les rejeter dès la focalisation en transmission pour ne pas former des artefacts de réplique du lobe principal.

### Diffraction de la loi de focalisation synthétique en émission et naturelle en réception

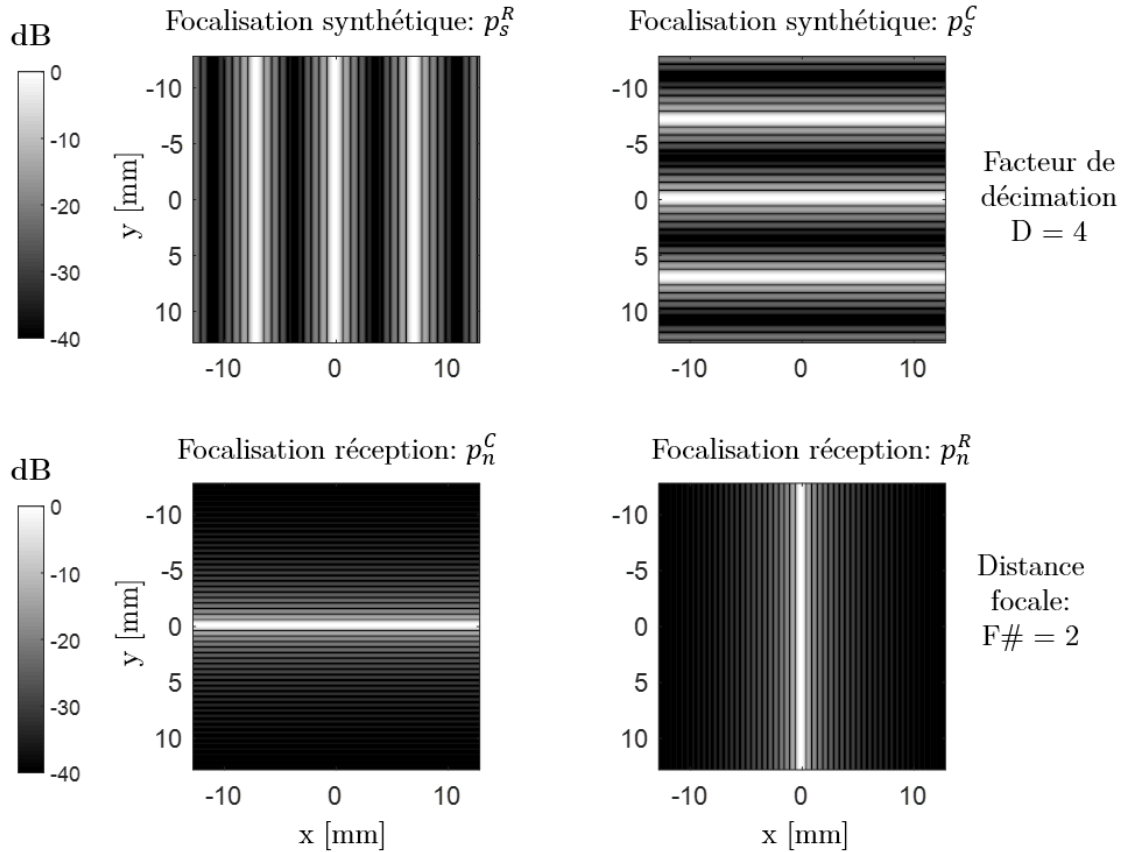


Figure 20: Représentation dans le plan focal  $(x,y)$  des focalisation synthétiques –  $p_s$  – et naturelles –  $p_n$  – pour les réseaux R et C. Les réponses impulsionnelles sont représentées en contraste de gris et sur une échelle logarithmique. En haut, la focalisation synthétique considérant un facteur de décimation  $D = 4$  pour laisser apparaître les lobes. En bas la focalisation naturelle considérant des éléments ponctuels. Le champ focal en réception est représenté à une distance valant  $50 \text{ mm}$  –  $F\# = 2$  – pour mieux distinguer la forme du sinus cardinal.

La Figure 19 illustre l'influence de la décimation angulaire sur la position des lobes lors de la focalisation synthétique. Pour différents facteurs de décimation et un même nombre de transmission  $N_{TX}$  constant.

On observe bien que les lobes se rapprochent du lobe principal lorsque  $\Delta\alpha$  augmente.

La comparaison entre les cas monochromatique et polychromatique illustre le fait que la position des lobes dépend également de la longueur d'onde. En présence d'un signal large bande, les lobes secondaires ne se somment plus constructivement à la même position mais à plusieurs pôles voisins correspondant aux fréquences mises en jeu, d'où l'aspect étalé des lobes après une sommation plus chaotique.

Les profils représentés ici ne prennent pas en compte la directivité des éléments, d'où un comportement asymptotique aux extrémités [11].

### 2.1.1.3. Dissociation de focalisation en transmission et réception

Comme nous l'avons exposé précédemment, imager en 3D avec une sonde RCA consiste à combiner orthogonalement les deux voies de focalisation : focalisation synthétique en transmission et focalisation naturelle en réception. La focalisation spatiale et temporelle d'un système d'imagerie en émission et réception peut être caractérisée par la fonction d'étalement du point ou *point spread function* en anglais (PSF). Il s'agit de l'image d'un point situé en  $r_0$ . On peut le voir comme la réponse impulsionnelle spatiale et temporelle de l'ensemble du processus d'imagerie à travers le réseau. La PSF correspondant à une focalisation synthétique avec le réseau  $R$  est une focalisation en réception avec le réseau  $C$  sera noté  $h^{RC}$  et vice versa pour la focalisation synthétique avec le réseau de colonnes  $h^{CR}$ . En combinant les expressions précédentes, on peut en déduire le principe de focalisation orthogonale comme la multiplication des deux focalisations [8] [16] (se référer au chapitre introduction) :

$$h^{RC}(x, y, z, \omega) = p_s^R \cdot p_n^C \quad (30)$$

$$h^{CR}(x, y, z, \omega) = p_s^C \cdot p_n^R \quad (31)$$

Soit en développant avec les équations (11) (12) et (25) (26), et en considérant les pas d'échantillonnage spatiaux  $d_x$  et  $d_y$  suffisamment petits pour ne pas introduire de lobes de réseaux, on obtient :

$$h^{RC}(x, y, z, \omega) = \left[ \text{sinc} \left( 2\alpha_{max} \frac{x}{\lambda} \right) \otimes_x \text{III} \left( \frac{x}{\lambda} \Delta\alpha \right) \right] \cdot \left[ 2L_y \text{sinc} \left( \frac{2L_y y}{\lambda z} \right) \right] \quad (32)$$

$$h^{CR}(x, y, z, \omega) = \left[ \text{sinc} \left( 2\alpha_{max} \frac{y}{\lambda} \right) \otimes_y \text{III} \left( \frac{y}{\lambda} \Delta\alpha \right) \right] \cdot \left[ 2L_x \text{sinc} \left( \frac{2L_x x}{\lambda z} \right) \right] \quad (33)$$

## Réponses impulsionnelles pour l'émission/réception

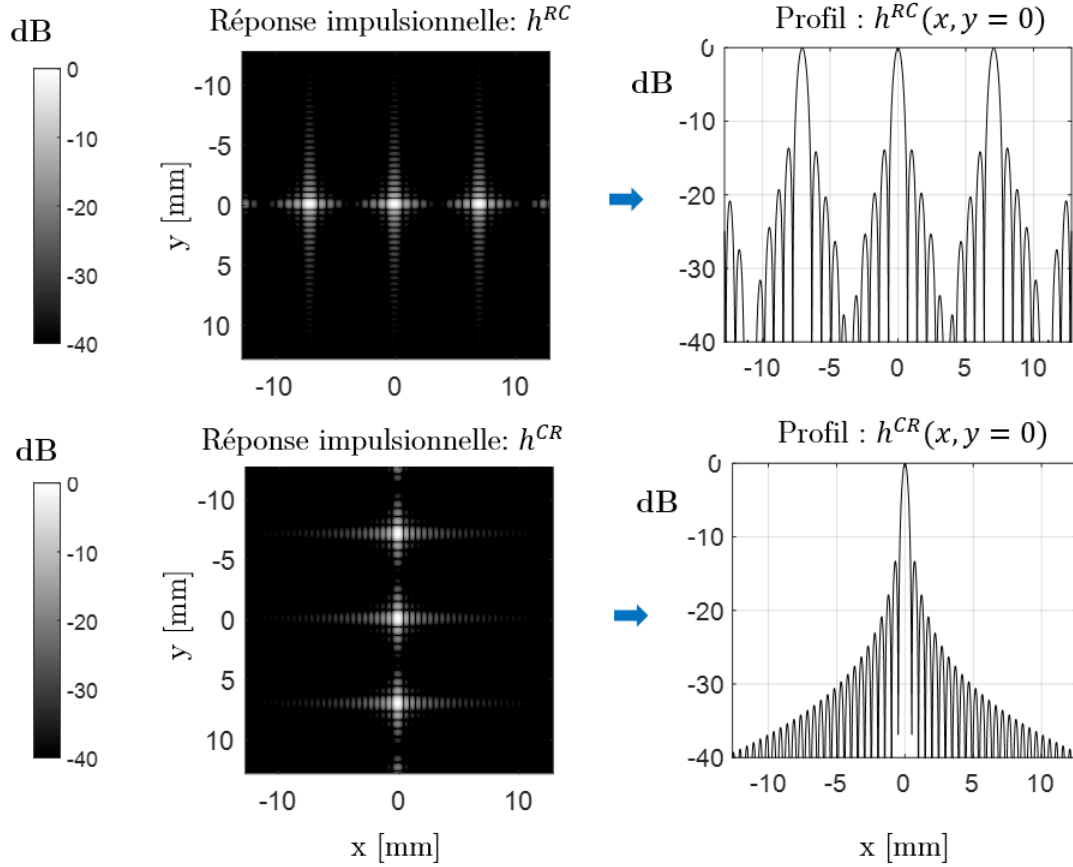


Figure 21: Représentation des réponses impulsionnelles en régime monochromatique  $h^{RC}$  et  $h^{CR}$ , réponses du système de focalisation unilatérale. A gauche la représentation est réalisée dans le plan focal à un  $F\# = 2$ . A droite, selon l'axe  $(x, y=0, z=z_f)$  pour mieux apprécier les lobes secondaires. Les lobes de réseaux persistent dans la direction de la focalisation synthétique

Cette expression illustre l'approche de focalisation 'unilatérale' ou *one way focusing* où seulement une focalisation est réalisée latéralement. La Figure 21 représente ces deux expressions (32) et (33) dans le plan focal. Pour chacune des réponses impulsionnelles, les lobes de réseau créés par la décimation d'ondes planes en transmission ne sont pas réduits par la focalisation en réception qui est dans l'axe orthogonal.

Par conséquent le critère sur le pitch angulaire  $\Delta\alpha$  reste un paramètre déterminant pour convenablement former un volume sans artefacts de répliques à l'intérieur du champ de vue.

Il est également primordial de souligner le fait que la simple focalisation 'one way focusing' est portée par une seule fonction en sinus cardinal par axe  $x$  ou  $y$ . Cela constitue une différence majeure de l'imagerie à émission/réception équivalente ou la dynamique

de la PSF peut être caractérisée par un sinus cardinal au carré. Un contraste moins important est prévisible avec la RCA comparé au sonde 2D dense [7].

#### 2.1.1.4. Orthogonal plane wave compounding

Focalisations synthétique et naturelle ne sont pas équivalentes d'un point de vue spatial, ce qui confèrera une anisotropie à la PSF dans le lobe principal. Par ailleurs, la focalisation synthétique n'est généralement pas optimale à haute cadence d'imagerie, et la PSF devient allongée dans le plan de transmission. C'est pour retrouver une symétrie d'axe que l'Orthogonal Plane Wave compounding (OPW) a été proposée [7]. Cette approche consiste en la réalisation successive de deux volumes avec des directions de transmission/réception alternées et sommées de façon cohérente. Nous pouvons l'écrire comme la somme cohérente des deux PSF :

$$h^{OPW} = h^{RC}(x, y, z, \omega) + h^{CR}(x, y, z, \omega) \quad (34)$$

Qui, en développant à l'aide des expressions précédentes, prend la forme explicite :

$$h^{OPW} = \left[ \text{sinc} \left( 2\alpha_{max} \frac{x}{\lambda} \right) \otimes_x \text{III} \left( \frac{x}{\lambda} \Delta\alpha \right) \right] \cdot \left[ \text{sinc} \left( \frac{L_y y}{\lambda z} \right) \right] \\ + \left[ \text{sinc} \left( 2\alpha_{max} \frac{y}{\lambda} \right) \otimes_y \text{III} \left( \frac{y}{\lambda} \Delta\alpha \right) \right] \cdot \left[ \text{sinc} \left( \frac{L_x x}{\lambda z} \right) \right] \quad (35)$$

La Figure 22 représente l'expression dans le plan focal avec un facteur de décimation  $D = 4$ . Cette approche permet de retrouver une résolution spatiale symétrique dans les deux directions latérales mais implique deux fois plus de transmissions et donc une réduction d'un facteur 2 de la cadence d'imagerie.

Par ailleurs, la méthode OPW n'est pas disposée à supprimer les lobes de réseau induits par la décimation angulaire. La focalisation optimale en réception est sommée à la focalisation synthétique pour chaque direction - et non plus multipliée - se traduisant par une diminution de -6dB des lobes. Par conséquent, la stratégie d'imagerie par onde plane avec une sonde RCA sera très sensible aux artefacts de répliques.

Dans le but de rejeter ces répliques induite par la décimation angulaire, il est crucial de respecter un critère sur l'espacement des ondes planes. Suivant l'expression (15) et (16), et avec une ouverture rectangulaire et plane, ces lobes de réseau doivent respecter  $x_{GL} > 2DL_x$  et  $y_{GL} > 2DL_y$ , amenant au critère :

$$\Delta\alpha \leq \frac{\lambda}{2L_{x/y}} \quad (36)$$

Pour une fréquence d'excitation de 6.25 MHz, soit 240  $\mu\text{m}$  dans l'eau, et une sonde de demi-ouverture  $L_{x/y} = 13.6$  mm, le pitch angulaire  $\Delta\alpha$  ne doit pas dépasser  $0.5^\circ$  entre chaque onde plane pour rejeter les artefacts de réplique. La Figure 23 illustre la réponse impulsionnelle pour un facteur de décimation  $D=1$  soit  $\Delta\alpha = 0.5^\circ$ . Les lobes de réseau ont migré hors du champ de vue.

### Réponses impulsionnelles OPW

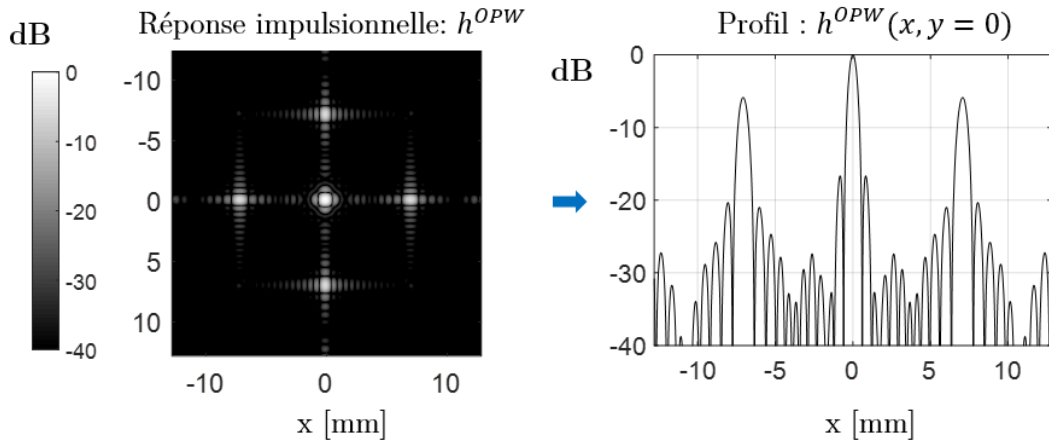


Figure 22: réponse impulsionnelle  $h^{OPW}$  pour un réseau RCA de 128+128 éléments, à une fréquence centrale de 6.25MHz est un pas  $d_x=d_y = 200$   $\mu\text{m}$ . Le pitch angulaire est fixé à  $\Delta\alpha=2^\circ$  pour exposer les lobes de réseaux induits par la focalisation synthétique.



## Réponses impulsionnelles OPW D=1

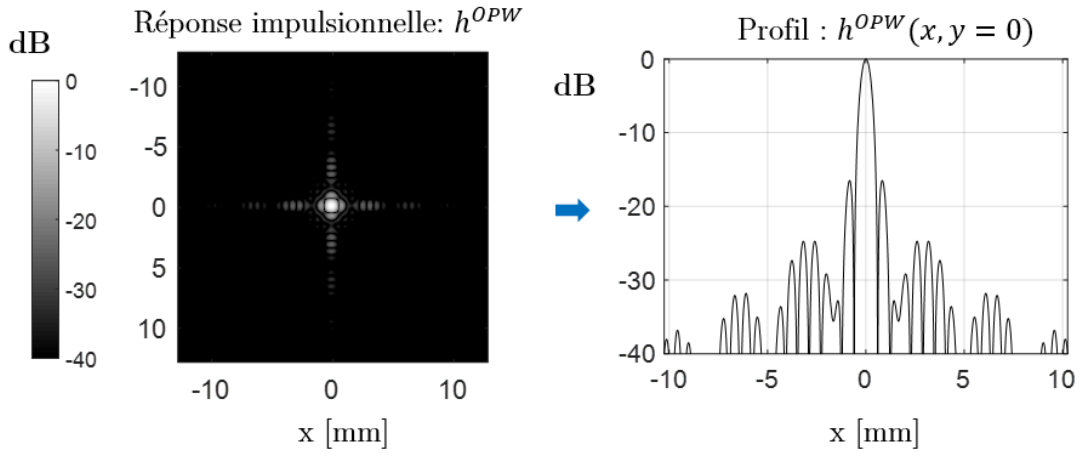


Figure 23: réponse impulsionnelle  $h^{OPW}$  pour un réseau RCA de 128+128 éléments, à une fréquence centrale de 6.25MHz est un pas  $d_x=d_y= 200 \mu\text{m}$ . Le pitch angulaire est fixé à  $\Delta\alpha=2^\circ$  pour exposer les lobes de réseaux induits par la focalisation synthétique.

### 2.1.2. Simulation Field II de PSF en OPW

#### 2.1.2.1. Justification du modèle de simulation

L'approche de combinaison de PSF orthogonales proposée par l'approche OPW est étudiée ici par simulation sous Field II développé par Jørgen Arendt [17]. Le contexte du programme Field II est basé sur le calcul des réponses impulsionnelles spatiales de système linéaire dont le champ peut être traduit par un produit de convolution [18]–[20]. Cette réponse donne le champ ultrasonore émis à un point spécifique de l'espace et en fonction du temps lorsque le transducteur est excité par un Dirac. Le champ généré par n'importe quelle excitation peut alors être déduit par un simple produit de convolution entre la réponse impulsionnelle spatiale et le signal excitateur.

Avec cette approche, il est possible de modéliser n'importe quel système linéaire et d'utiliser des transducteurs à un ou plusieurs éléments. Dans notre cas, nous allons pouvoir apprécier facilement l'effet des signaux à large bande sur la PSF. Nous évaluerons d'autre part les conséquences du mouvement sur la réponse du système OPW RCA.

La convolution est également un outil très peu coûteux en temps de calcul permettant d'obtenir des résultats rapidement, surtout dans le cadre de simulation en 3D. Le modèle de simulation permet également de considérer le facteur induit par la directivité de chaque élément.

### 2.1.2.2. Paramètres de simulation

Pour modéliser la sonde RCA, une matrice de 128+128 éléments espacés de 200  $\mu\text{m}$  a été modélisée. Ainsi, l'ouverture de la sonde est de  $\pm 12.8$  mm sur les deux axes  $x$  et  $y$  en  $z=0$ . Chaque élément est subdivisé en 256 sous-échantillons élémentaires de  $200 \times 50$   $\mu\text{m}$ , soit 256 réponses impulsionnelles par élément, avant d'être moyennés pour fournir la réponse d'une ligne ou d'une colonne. A chaque transmission sont réalisés  $256 \times 128 \times 2 = 65536$  produits de convolution pour construire la PSF  $h^{OPW}$ .

Un diffuseur est positionné à une distance égale à 25.6 mm correspondant à une distance focale équivalent à un F-number de 1. Le signal d'excitation correspond à un signal impulsionnel centré à  $f_c = 6.25$  MHz et deux cycles pour une largeur de bande de 90% de la fréquence centrale. La fréquence d'échantillonnage est fixée en quadrature à  $f_s = f_c \times 4$ .

Nous souhaitons observer l'effet de la séquence angulaire sur la PSF dans deux configuration différentes. Dans le cas où le pitch angulaire respecte le critère angulaire  $\Delta\alpha = 0.5^\circ$  le facteur de décimation correspond à  $D=1$ .

Ensuite, en présence d'un pas angulaire plus élevé  $\Delta\alpha = 2^\circ$ , le facteur de décimation est égal à  $D=4$ . Le nombre croissant d'ondes planes  $N_{TX}$  fait augmenter l'ouverture angulaire  $\alpha_{\max}$ . Dans les deux configurations, 4 séquences d'ondes planes sont réalisées :  $N_{TX} = [8 \ 16 \ 32 \ 64]$ . La fréquence de répétition des impulsions transmise est fixée à  $f_{PRF} = 17.9$  kHz. Les cadences d'imagerie sont alors respectivement de 2250 Hz, 1112 Hz, 556 Hz et 278 Hz. La simulation est réalisée en présence d'une particule en mouvement avec une vitesse  $|\vec{v}| = 20 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$  orientée dans le plan  $(x, z)$  à  $72^\circ$  par rapport à l'axe de la sonde. La vitesse axiale est égale à  $v_z = -6.4 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$ , la vitesse latérale  $v_x = -19 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$  et  $v_y = 0 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$ . La vitesse de Nyquist caractérise la vitesse axiale maximale mesurable par le système sans aliasing et est donnée par :

$$V_{Nyquist} = \frac{c_0 f_{PRF}}{4 f_c N_{TX}} \quad (37)$$

Ici, pour les quatres séquences elles valent respectivement 27.5, 13.7, 6.9 et 3.4 cm.s<sup>-1</sup>.

La mesure de la PSF en présence d'une particule en mouvement se déplaçant dans le plan (x,y=0,z) est réalisée à dans chaque séquence correspondant à 23%, 47%, 92% et 190% de la vitesse de Nyquist.

$N_{TX}$	$V_{Nyquist}$	% Nyquist
<b>8</b>	27.5	23%
<b>16</b>	13.7	47%
<b>32</b>	6.9	92%
<b>64</b>	3.4	190%

Table 1: Résumé des paramètres pour le calcul de la PSF en présence d'un diffuseur se déplaçant à  $v = 20$  cm.s<sup>-1</sup> dans le plan (x,y=0,z) et dans un axe orienté à 72° du transducteur. La vitesse axiale est de 6.4 cm.s<sup>-1</sup>. La fréquence de répétition des pulsation est fixée à  $f_{PRF} = 17900$  Hz.

### 2.1.2.3. Résultats de simulation

La Figure 24 représente les PSF  $h^{RC}$ ,  $h^{CR}$  et  $h^{OPW}$  obtenues avec un diffuseur immobile à une distance focale de la sonde RCA de 25.6 mm (F-number = 1). Quatre séquences avec un pas angulaire respectant le critère angulaire de  $\Delta\alpha=0.5^\circ$  sur la focalisation synthétique sont représentées. Ici, la largeur du lobe principal est réduite avec le nombre de transmission  $N_{TX}$ , autrement dit avec l'ouverture angulaire  $\alpha_{max}$ . Les lobes de réseau induit par la focalisation synthétique sont bien rejetés en dehors du champ de vue.

La Figure 25 présente de façon équivalente les résultats pour un facteur de décimation  $D=4$  ne respectant plus le critère sur le pas angulaire entre les ondes planes. Les lobes de réseau synthétiques sont présents dans les PSF  $h^{RC}$  et  $h^{CR}$  autour de  $x_{GL}$  et  $y_{GL} = \pm 7.5$ mm. Ils persistent dans la PSF finale  $h^{OPW}$  car non atténués par la sommation orthogonale. Le régime polychromatique montre des lobes plus larges mais moins intenses. Cela s'explique par la largeur de bande du signal en régime impulsionnel. La position des lobes dépendant également de la fréquence, la sommation des sinus cardinaux s'effectue constructivement dans le lobe principal, mais pas toujours dans les lobes secondaires, leur position variant en fonction de la longueur d'onde  $\lambda$ .

PSF Orthogonal Plane Wave compounding OPW  
 Facteur de décimation  $D = 1$  -  $\Delta\alpha = 0,5^\circ$

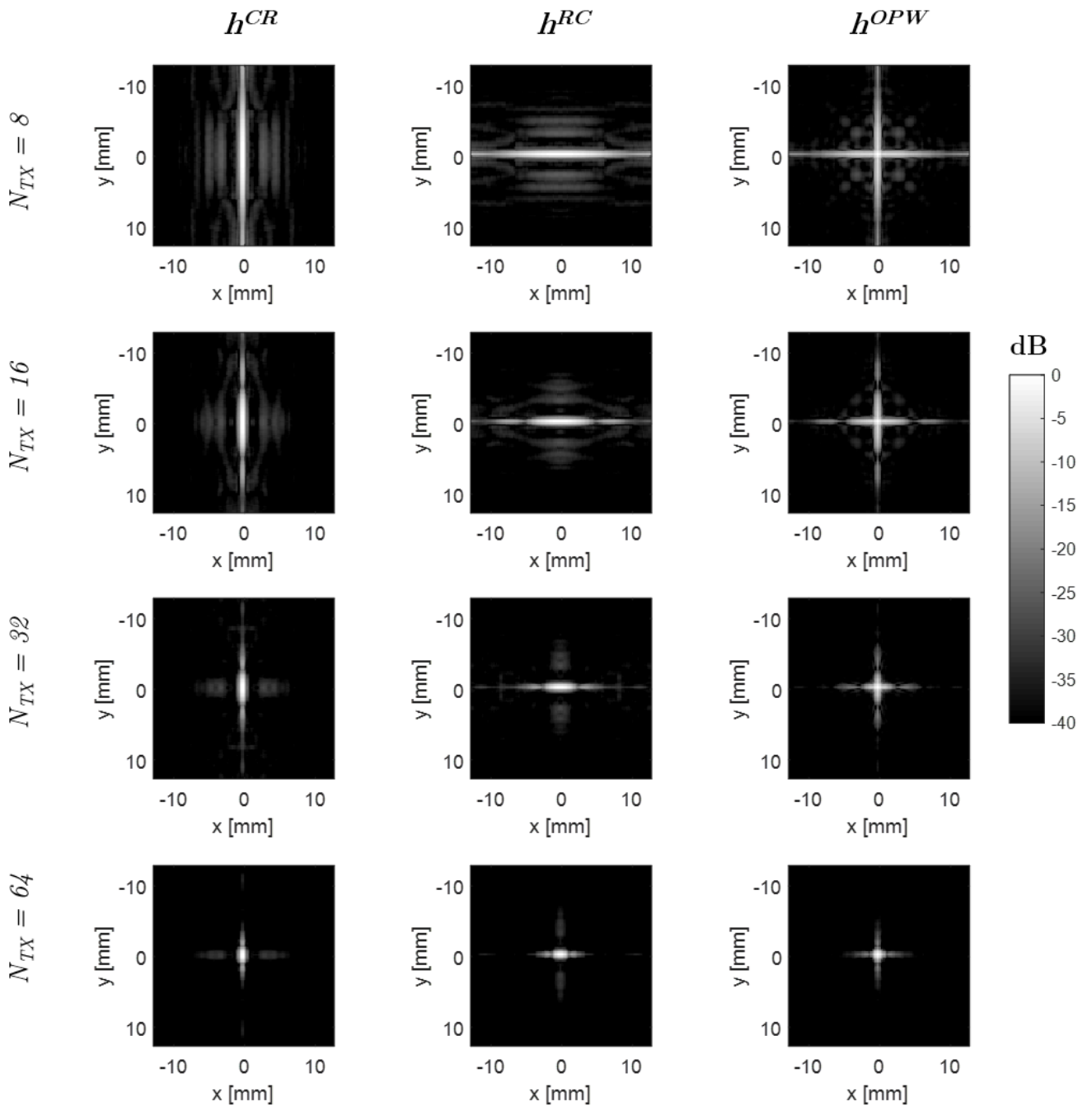


Figure 24: PSF dans le plan  $(x, y)$  pour un facteur de décimation  $D=1$  et un nombre croissant d'ondes planes:  $\Delta\alpha = 0.5^\circ$ . de gauche à droite  $h^{CR}$ ,  $h^{RC}$  et le sommation cohérente des deux  $h^{OPW}$ . De haut en bas, les PSF obtenus pour un nombre d'ondes planes  $N_{TX} = 8, 16, 32$  et  $64$ .

PSF Orthogonal Plane Wave compounding OPW  
 Facteur de décimation  $D = 4$  -  $\Delta\alpha = 2^\circ$

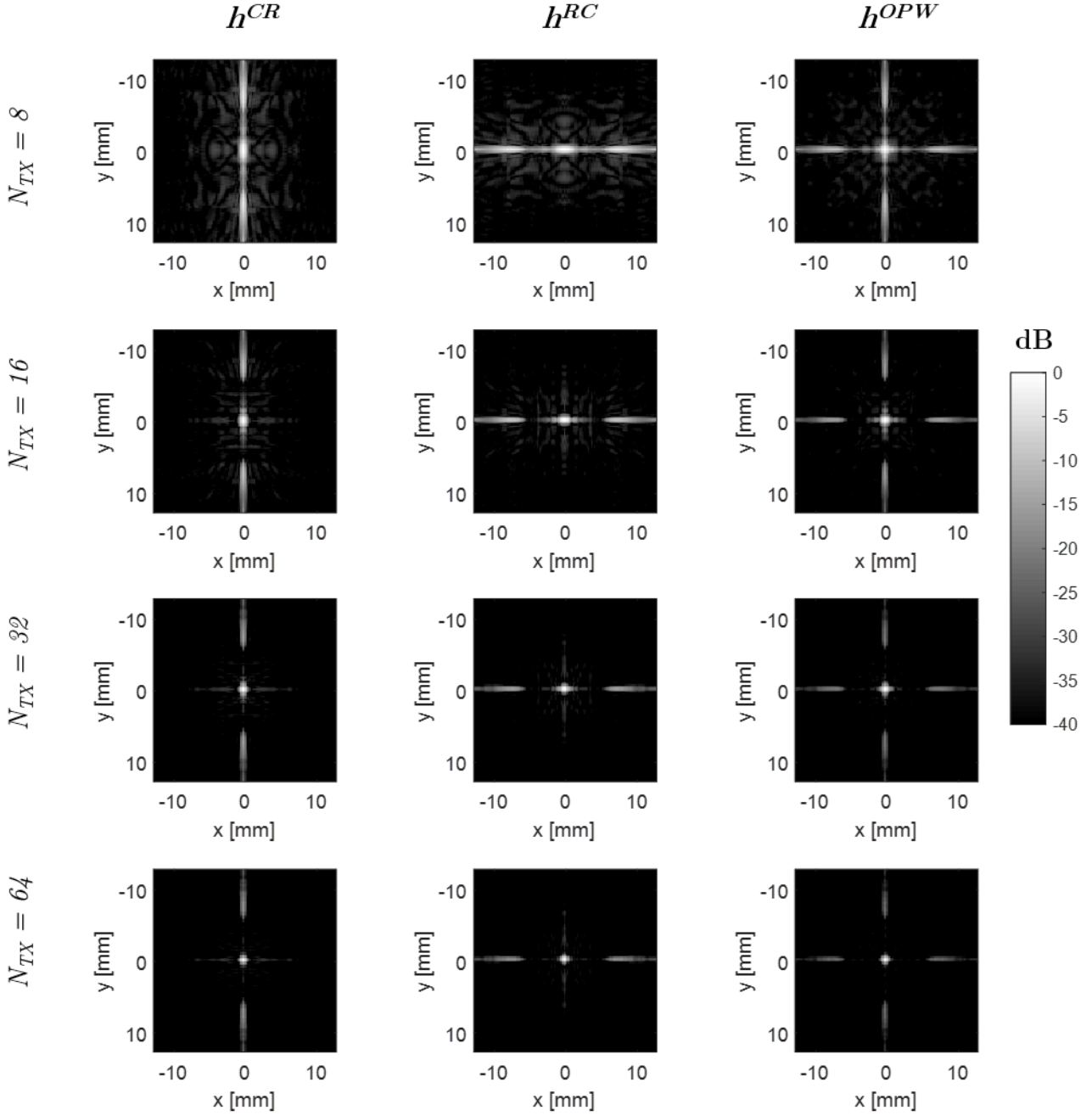


Figure 25: PSF dans le plan  $(x,y)$  pour un facteur de decimation  $D=4$ ,  $\Delta\alpha = 2^\circ$  et un nombre croissant d'ondes planes:  $\Delta\alpha = 0.5^\circ$ . de gauche à droite  $h^{CR}$ ,  $h^{RC}$  et le sommation cohérente des deux  $h^{OPW}$ . De haut en bas, les PSF obtenus pour un nombre d'ondes planes  $N_{TX} = 8, 16, 32$  et  $64$ .

La Figure 26 représente une comparaison des profils des PSF  $h^{OPW}(x,y=0)$  en présence d'un diffuseur immobile (gauche) et d'un diffuseur en mouvement animé d'une vitesse  $v = 20 \text{ cm.s}^{-1}$  ( $v_x=19, v_y=0, v_z=6.2 \text{ cm.s}^{-1}$ ) (droite). Un facteur de décimation  $D=1$  (en haut) est fixé pour rejeter les lobes, et un facteur  $D=4$  (en bas) pour observer l'effet du compounding sur les lobes

On observe dans un premier temps en présence d'un diffuseur statique (0% de la vitesse de Nyquist) que le lobe principal devient plus fin avec l'ouverture angulaire à  $D=1$ , on retrouve le fait que la largeur angulaire est liée à la résolution latérale du système.

Avec un facteur de décimation  $D=4$ , les premiers lobes de réseau diminuent avec le nombre d'angles  $N_{TX}$  grâce à la sommation cohérente des ondes planes, passant de -10dB à 8 ondes planes à -23 dB à 32 ondes planes. Les lobes secondaires diminuent également avec la combinaison d'ondes planes, ce qui est classiquement observé en imagerie 2D et 3D.

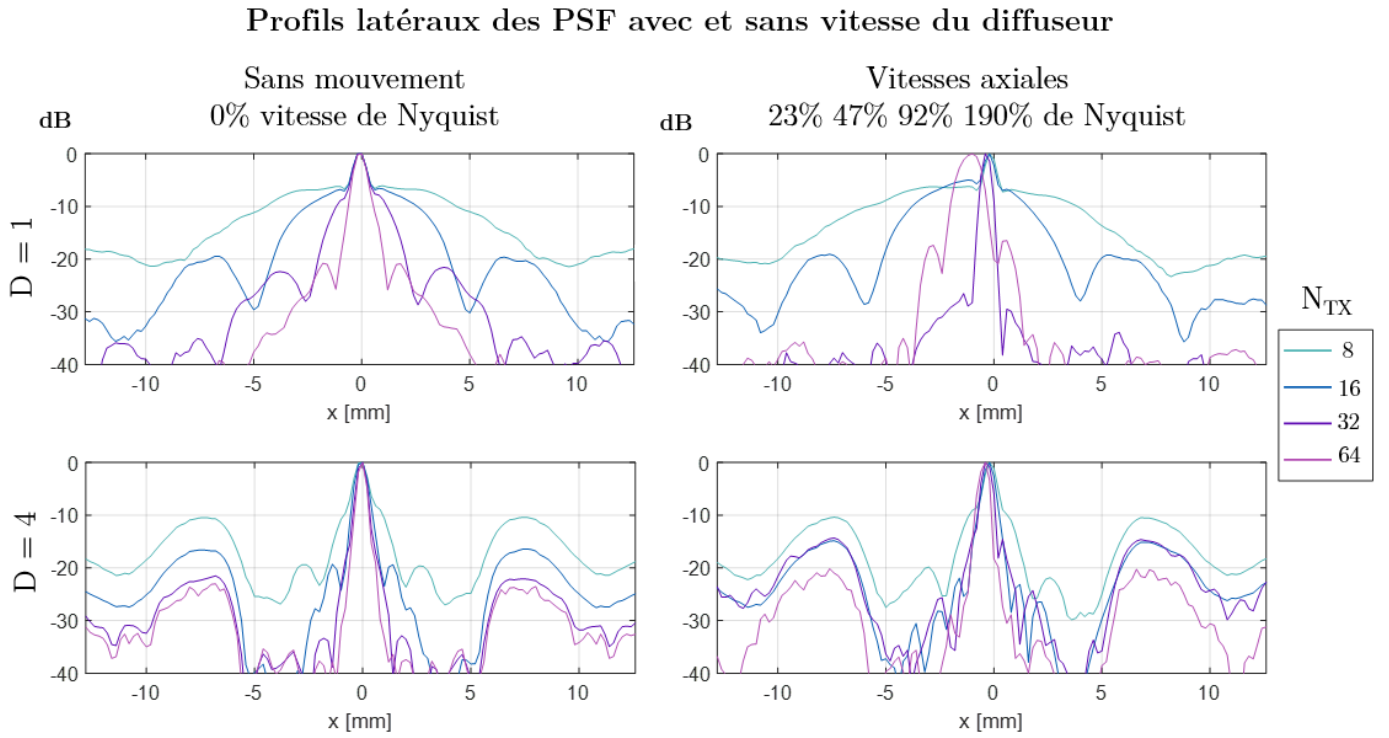


Figure 26: Diagramme des PSF à travers l'axe  $x$  et pour  $y=0$ . En haut : les séquences avec un facteur de décimation  $D=1$ ,  $\Delta\alpha = 0.5^\circ$ , et Bas : pour un facteur  $D = 4$ , soit  $\Delta\alpha = 2^\circ$ . Gauche : pour particule sans mouvement, et droite : pour une particule se déplaçant à une vitesse de  $20 \text{ cm.s}^{-1}$  :  $v_x=19, v_y=0, v_z=6.2 \text{ cm.s}^{-1}$ . On observe la déformation de la PSF et le rehaussement des lobes de réseaux avec le mouvement de la particule.

A droite de la Figure 26 sont représentés les mêmes diagrammes des PSF avec le diffuseur en mouvement. On observe premièrement que le lobe principal est légèrement dévié vers les  $x$  négatifs d'une distance de 0.08, 0.18, 0.39 et 0.7 mm (respectivement pour les séquences à  $NTX = 8, 16, 32$  et  $64$ ), comme attendu, du fait de la progression de la particule (Figure 26 droite bas).

En revanche, à 64 ondes planes (rose haut droite), le lobe principal est dévié à  $x = -1$  mm, ce qui est au-delà de la position réelle du diffuseur. Ce phénomène de déviation inattendu est principalement un effet de la vitesse axiale sur la focalisation synthétique du champ. Il a été montré dans Denarie et al 2013 que le mouvement pouvait dévier le lobe principal à cause d'interférences destructives des onde splanes en sommation. Ce décalage latéral  $\delta_{lat}$  a été exprimé dans [9] suivant :

$$\delta_{lat} = \frac{2 \cdot v_z}{D \cdot f_{PRF} \cdot \tan(\Delta\alpha)} \quad (38)$$

Où  $D$  est le facteur de décimation,  $v_z$  la vitesses axiale du diffuseur et  $f_{PRF}$  la fréquence de répétition des pulsations. Avec les données de simulation, on obtient une valeur de  $\delta_{lat} = 1$  mm, ce qui recoupe exactement avec le diagramme de la simulation Figure 26 (droite-bas). L'expression (42) montre également que la défocalisation est inversement proportionnelle au pas angulaire.

Pour les séquences à  $D=4$  (bas droite) on n'observe plus de phénomène de défocalisation. L'amplitude des lobes de réseau ne décroît plus aussi rapidement que dans le cas du diffuseur immobile, valant -10dB à 8 transmissions et -15dB à 32. Il semble même qu'un seuil soit atteint avant la limite d'aliasing des 16 transmits (soit 47% de la vitesse de Nyquist). Cet effet est caractéristique d'un phénomène de décorrélation, lorsque la phase des IQ devient significative devant  $\pi/2$ . La sommation d'ondes planes entre deux transmissions s'effectuera avec une cohérence plus faible. Il s'en suivra un rapport entre lobe principal et lobe secondaire plus faible d'où la persistance des lobes lorsque l'on se rapproche de la vitesse de Nyquist, et cela même avant aliasing.

L'imagerie de flux avec la RCA va être plus sensible au mouvement axial que l'imagerie à matrice dense 2D du fait de la dissociation des deux voies de foacalisation. Il est possible en augmentant le pas angulaire de rendre le système moins sensible à la défocalisation et d'augmenter la résolution latérale, mais au prix de l'introduction des lobes de réseau.

## 2.2. Imagerie Ultrarapide 4D vasculaire avec une sonde RCA :

Dans cette partie, nous étudions la capacité de l'approche RCA pour reconstituer le champ vasculaire 3D d'un vaisseau de gros calibre. Dans un premier temps, une série d'acquisitions dans un protocole expérimental *in vitro* sur fantôme de flux permet de quantifier le phénomène de formation de lobes de réseaux induit par la distribution angulaire ainsi que la performance du *compounding* pour l'atténuer, cela à des vitesses de flux différentes. Ensuite, à la lumière des résultats, une acquisition *in vivo* de carotide sur volontaire sein constituant un première preuve de concept *in vivo* d'imagerie Doppler 3D à large ouverture et seulement 256 voies est présentée.

### 2.2.1. Sonde RCA vasculaire et interfaçage :

En collaboration avec le groupe Vermon (Vermon Tours France), un premier prototype de sonde RCA dédiée à l'imagerie vasculaire a été conçu. Nous exposons brièvement les étapes essentielles de sa conception. Pour plus de détails, le lecteur pourra se référer à la thèse de M Flesch [21].

Une couche plane de matériaux céramique piezoélectrique PZT 5 de surface  $25.6 \times 25.6$  mm<sup>2</sup> et d'une épaisseur de 240µm forme le point de départ de la conception. Pour assurer une planéité optimale lors des étapes de découpe, l'ensemble est disposé sur une lame plane qui sert de référence mécanique, permettant de limiter les déplacements lors de la manipulation. Une première couche flexible dotée de filaments cuivrés et parallèlement alignés est connectée à la face inférieure de la surface de céramique selon les indices de lignes. Pour individualiser les éléments d'indice ligne  $R$ , une étape de découpe est réalisée entre les filaments de cuivre tous les 200 µm, de sorte que chaque ligne de découpe longe les pistes cuivrées. Tous les éléments de même indice ligne sont alors interconnectés matérialisant un élément à large élévation (autrement dit un barreau). Ensuite, un deuxième flexible de cuivre est associé à la face antagoniste de la plaque de céramique. Orienté orthogonalement, ce deuxième flexible interconnecte les éléments d'indices colonnes. La découpe entre les voies d'adressage est cette fois ci partielle pour ne pas détériorer le flexible opposé et donc sectionner des voies. Après découpage, la partie acoustique de la matrice obtenue peut être vue comme un réseau composite 1-3 proche d'une conception traditionnelle [22] à la différence que l'adressage est organisé par rangées orthogonales. Des couches d'amortissement (backing et raidisseur) sont ensuite ajoutées en amont pour limiter les réverbérations ainsi que les couches adaptatrices d'impédance



sur la face en contact avec le milieu à imager. Après arrimage de l'ensemble acoustique à un boîtier, la sonde peut enfin être connectée à un câble coaxial de 256 voies.

Ce premier prototype de sonde offre une surface totale de  $25.6 \times 25.6 \text{ mm}^2$  pour 128+128 voies par réseau. La fréquence centrale est de 7 MHz avec un pitch inter-éléments de 200  $\mu\text{m}$ .

L'ensemble des électrodes connectées aux faces supérieur et inférieur de la matrice 1-3 composite, sont reliées à une unité échographique de recherche munie de 256 voies. Cette architecture de sonde ne permet pas une mise à la masse réelle, ce qui est généralement critique pour la bonne transmission et réception de signaux RF par le câble coaxial. C'est l'état de faible impédance de l'échographe à un voltage nul qui assure un retour à la masse, qui sera qualifié de retour à une masse virtuelle. Cela a un impact important sur les performances du transducteur mais permet de garder une grande flexibilité lors du pilotage des voies.

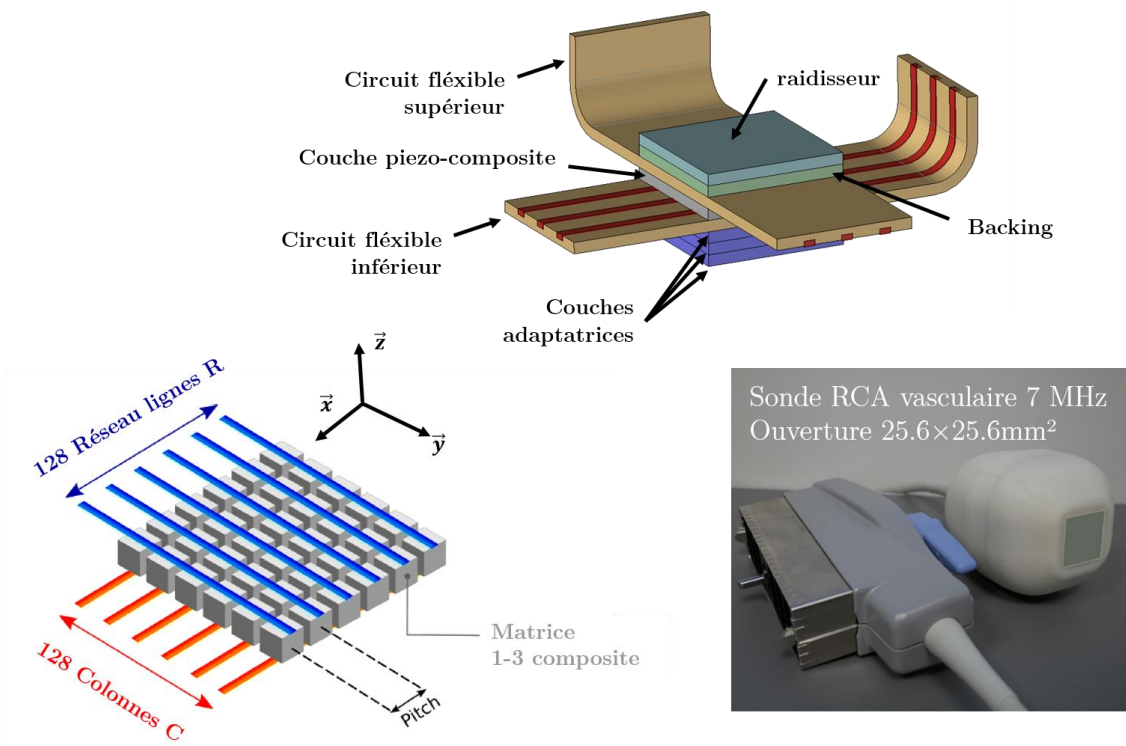


Figure 27:Description du prototype de sonde RCA vasculaire. Haut : Schéma du stack acoustique avec circuits flexibles de 128 voies chacun collés au réseau 1-3 piezo composite, couche d'amortisseurs pour limiter les réverbérations et couche adaptatrices pour la transmission dans le milieu. Bas gauche : détail schématisé de l'adressage. Bas droite : photo final après empacktage avec le câble coaxial et connecteur (Avec la courtoisie de M. Fleisch)

## 2.2.2. Protocole expérimental *in vitro*

### 2.2.2.1. Implémentation des séquences *in vitro*

Les séquences OPW sont implémentées sur une unité de recherche échographique Vantage 256 voies de l'entreprise Verasonics (Verasonics, Kirkland, WA, USA). Les séquences consistent en une durée de 1 seconde de tirs à une pulsation de répétition en fréquence (PRF) de  $f_{PRF} = 10$  kHz. Chaque impulsion transmise est à une fréquence centrale de  $f_c = 6.25$  MHz et deux cycles. Les données radio fréquence brutes (RF) reçues sur chaque voie électronique sont échantillonnées à  $f_s = 25$  MHz, soit quatre fois la fréquence centrale de l'impulsion, permettant de récupérer l'information en phase et en quadrature de phase sans pertes (In phase and Quadrature IQ signal). Seulement les deux premiers échantillons par périodes sont conservés lors de la sauvegarde pour limiter la quantité de données (mode 100%). Plus de détails peuvent être trouvés en annexe sur cette approche d'échantillonnage en quadrature. La profondeur d'imagerie est fixée à 61.4 mm, ce qui correspond à 1024 échantillons enregistrés par transmission.

	<b>N<sub>TX</sub> = 2</b>									
$\theta_x$ [°]	0°	-								
$\theta_y$ [°]	-	0°								
	<b>N<sub>TX</sub> = 4</b>									
$\theta_x$ [°]	-1°	-	1°	-						
$\theta_y$ [°]	-	-1°	-	1°						
	<b>N<sub>TX</sub> = 8</b>									
$\theta_x$ [°]	-3°	-	-1°	-	1°	-	3°	-		
$\theta_y$ [°]	-	-3°	-	-1°	-	1°	-	3°		

Tableau 2: Exemple de l'organisation chronologique de l'orientation des ondes plane pour former un volume OPW

Les séquences consistent dans la transmission d'un angle donné par le réseau d'indices lignes  $R$  puis par le réseau d'indices colonnes  $C$  avant de passer à l'angle suivant dans la distribution choisie. Ainsi, pour une distribution angulaire donnée  $[\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_N]$ , la première onde plane  $\alpha_1$  est transmise par le réseau  $R$  lors du premier transmis et immédiatement par le réseau  $C$  lors du second événement avant de passer à la deuxième valeur angulaire  $\alpha_2$ . Le résumé de la chronologie des transmissions pour l'acquisition d'un volume OPW est donné dans le Tableau 2. L'ensemble des données Radio Fréquence est ensuite sauvegardé avant *beamforming* en vue d'un post traitement indépendant.

### 2.2.2.2. Dispositif du protocole *in vitro*

Le protocole *in vitro* est réalisé sur un fantôme de flux Doppler (Modèle 523A, ATS Laboratories Inc, USA) traversé par un tube sans paroi d'un diamètre de 2 mm. La sonde RCA est disposée sur la partie supérieure du fantôme. Le tube est centré dans le champ de vue à l'aide d'une pré-visualisation B-Mode 2D en temps réel réalisé par le réseau  $R$ . La sonde est maintenue immobile pour toutes les acquisitions.

Une pompe péristaltique (modèle 700-D ATS Laboratories Inc, USA) injecte à flux constant un fantôme de sang artisanal composé d'eau dégazée et de particules de cellulose. Un agitateur vient entretenir la suspension des particules de cellulose avant injection dans le tube. L'angle entre la surface de la sonde et le tube est de  $\theta = 72^\circ$  correspondant à l'orientation de la simulation numérique. Deux vitesses de flux sont fixées dans le fantôme :  $v = 25 \text{ cm.s}^{-1}$  et  $v = 50 \text{ cm.s}^{-1}$ . Elles ont été estimées par mesure de débit et considérant un écoulement de Poiseuille dans le tube de 2 mm de diamètre. Par rapport à l'axe de la sonde, elles correspondent à des vitesses axiales de  $v_z = -7.7 \text{ cm.s}^{-1}$  et  $v_z = -15.4 \text{ cm.s}^{-1}$  respectivement, considérant  $v_z = v \cos\theta$ . Ces vitesses sont choisies élevées pour se rapprocher des conditions réelles présentes dans les vaisseaux de gros calibre comme les artères carotidiennes lors de l'injection de sang après systole.

L'ensemble du tube est à une profondeur comprise entre 32 et 40 mm de profondeur et à travers l'ouverture de la sonde. Le champ de vue incluant le tube forme donc des volumes de  $25.6 \times 25.6 \times 8 \text{ mm}^3$ .

La fréquence de répétition des tirs  $f_{PRF}$  est fixée à 10 kHz. La fréquence centrale d'émission centrée est à  $f_c = 6.25 \text{ MHz}$  est deux cycles soit une bande passante de 90% de  $f_c$ . Chacune des acquisitions est réalisée pendant 1 seconde afin de conserver le nombre de transmissions entre les séquences et ainsi l'énergie introduite. Chaque acquisition est répétée 5 fois pour apprécier la répétabilité expérimentale.

### 2.2.2.3. Implémentation des séquences pour les mesures *in vitro*

Plusieurs séquences ultrasonores ont été retenues pour les mesures sur fantôme avec un nombre croissant d'onde planes de transmission :  $N_{TX} = 2, 4, 8, 12, 16$  et 20 correspondant à des cadences d'imagerie respectivement de 5000, 2500, 1250, 834, 625, et 500 Hz.

Deux configurations de distribution angulaire sont testées.

Dans un premier cas, l'ouverture angulaire totale est maintenue constante à  $10^\circ$  (soit  $\alpha_{max} = \pm 5^\circ$ ) afin de conserver la largeur de lobe principal et donc la résolution latérale. Ces configurations correspondent à des facteurs de décimation respectivement de  $D =$

20, 6.6, 4, 2.8 et 2.2 pour les séquences avec  $N_{TX} = 4, 8, 12, 16$  et 20 ondes planes. Dans un second temps, le facteur de décimation est maintenu à  $D=4$  correspondant à un écart angulaire de  $\Delta\alpha=2^\circ$ , de telle sorte que les lobes de réseau de la focalisation synthétique restent visibles dans le champ de l'imagerie. On peut ainsi apprécier l'effet du *compounding* sur la forme de ces lobes.

Le Table 3 résume les dix séquences appliquées au fantôme et en présence des deux vitesses de flux retenues.

Considérant les deux vitesses de flux sus-cités, pour rappel  $v_z = -7.7 \text{ cm.s}^{-1}$  et  $v_z = -15.4 \text{ cm.s}^{-1}$ , on s'attend donc à avoir un phénomène d'aliasing pour les séquences d'une cadence d'imagerie inférieure à 1250 Hz lorsque  $v_z = -7.7 \text{ cm.s}^{-1}$  et inférieure à 2500 Hz pour  $v_z = -15.4 \text{ cm.s}^{-1}$ .

$N_{TX}$	Ouverture angulaire constante $\alpha_{max} = \pm 5^\circ$	Ecart angulaire constant $\Delta\alpha = 2^\circ$	Cadence d'imagerie [Hz]	Vitesse de Nyquist [ $\text{cm.s}^{-1}$ ]
2	-	$\alpha_{max} = 0^\circ$	5000	30.8
4	$\Delta\alpha = 10^\circ$	$\alpha_{max} = 1^\circ$	2500	15.4
8	$\Delta\alpha = 3.3^\circ$	$\alpha_{max} = 3^\circ$	1250	7.7
12	$\Delta\alpha = 2^\circ - \alpha_{max} = 5^\circ$		840	5.1
16	$\Delta\alpha = 1.4^\circ$	$\alpha_{max} = 7^\circ$	625	3.8
20	$\Delta\alpha = 1.1^\circ$	$\alpha_{max} = 9^\circ$	500	3.0

Table 3: Résumé des séquences d'ondes planes utilisées pour l'acquisition *in vitro* sur fantôme de flux Doppler. La fréquence de répétition des pulsations  $f_{PRF} = 10 \text{ kHz}$ . La fréquence centrale de l'impulsion est de  $f_c = 6.25 \text{ MHz}$ . La cadence d'imagerie et donc la vitesse de Nyquist décroissent avec le nombre d'ondes planes nécessaire pour réaliser un volume  $s^{OPW}$ . Chaque séquence est répétée 10 fois.

#### 2.2.2.4. Post traitement des données *in vitro*

L'ensemble des étapes de post-traitement sont réalisées avec Matlab (2018b, The Mathworks Inc, Natick, MA, USA). Le beamforming est implémenté en langage CUDA C et est exécuté sur une unité graphique (NVIDIA GeForce GTW TITAN X). L'algorithme de *beamforming* est basé sur une approche conventionnelle de délai et somme (*Delay And Sum* DAS). Les résultats montrés ici sont reconstruits dans une grille

de  $25.6 \times 25.6 \times 8 \text{ mm}^3$  de voxels réguliers de dimension  $200 \times 200 \times 200 \text{ }\mu\text{m}^3$  correspondant à une largeur d'environ 83% de la longueur d'onde. Pour chaque profondeur d'imagerie, une sous-ouverture du réseau est utilisée pour la somme des RF retardée lors du *beamforming*. La taille de cette sous ouverture est maintenue égale à la distance focale, ce qui se traduit par un coefficient *F-number* de 1. Chaque sous-ouverture est pondérée par une fonction d'apodisation de Hanning pour limiter les effets de bord en réception. Après *beamforming* et démodulation, les IQ sont sommés de façon cohérente pour retrouver la focalisation synthétique. Les deux matrices  $s^{RC}(x, y, z, t)$  et  $s^{CR}(x, y, z, t)$  ainsi obtenues forment des matrices 4D qui peuvent alors être sommées orthogonalement ( $s^{RC} + s^{CR}$ ) pour retrouver le volume  $s^{OPW}$  dont les résolutions latérales  $x$  et  $y$  sont équivalentes.

Pour supprimer les informations basses fréquences associées aux parois et aux vibrations présentes au sein du fantôme, un filtrage passe-haut à réponse impulsionnelle finie d'ordre 4 (FIR) de Butterworth et à une fréquence de coupure de 60 Hz est appliqué dans la dimension temporelle. La réponse impulsionnelle du filtre nécessite de supprimer les 150 premiers échantillons du signal filtré  $s^{OPW}(x, y, z, t)$  dans chaque cas. On peut considérer que  $s^{OPW}$  décrit les informations liées à l'écoulement uniquement.

L'intensité  $I(x, y, z)$  du flux, le Doppler de Puissance, est alors calculée en réalisant la sommation sur l'ensemble des  $T$  échantillons suivant :

$$I(x, y, z) = \sum_{t=1}^T |s^{OPW}(x, y, z, t)|^2 \quad (39)$$

Où  $T$  correspond au nombre total d'échantillons temporels au bout de la seconde d'acquisition. Les rendus 3D sont réalisés à l'aide du logiciel Amira (volren, 6.0 Beta, Visualization Sciences Group, Burlington, MA, USA).

Deux régions d'intérêts (ROI) sont systématiquement sélectionnées et extraites du volume de Doppler de puissance  $I(x, y, z)$ . La première  $ROI_{IN}$  est choisie à l'intérieure du tube et la seconde en dehors  $ROI_{OUT}$ . Le contraste des images Doppler de puissance a été calculé comme le rapport de l'énergie à l'intérieur et l'énergie à l'extérieur suivant l'expression :

$$Contrast = 10. \log_{10} \left( \frac{\sum_{x, y, z \in ROI_{IN}} I(x, y, z)}{\sum_{x, y, z \in ROI_{OUT}} I(x, y, z)} \right) \quad (40)$$

Enfin, le contraste est représenté en fonction du nombre de transmissions  $N_{TX}$  et affiché en échelle logarithmique (dB) pour chaque séquence. La déviation standard est reportée

sur le diagramme suivant les cinq itérations de séquence. Nous rappelons que pour chaque séquence, l'ensemble d'intégration est réalisé sur une durée équivalente à une 1 seconde.

### 2.2.3. Résultats expérimentation *in vitro*

La Figure 28 représente le Doppler de puissance  $I(x,y,z)$  normalisé acquis *in vitro* en présence d'un flux de  $25 \text{ cm.s}^{-1}$ . Le nombre d'ondes planes croît de  $N_{tx} = 4, 8, 12$  et  $20$ , ce qui correspond respectivement à 2500, 1250, 834 et 500 volumes par seconde. L'ouverture angulaire maximale en émission a été fixée à  $\pm 5^\circ$  pour toutes les acquisitions.

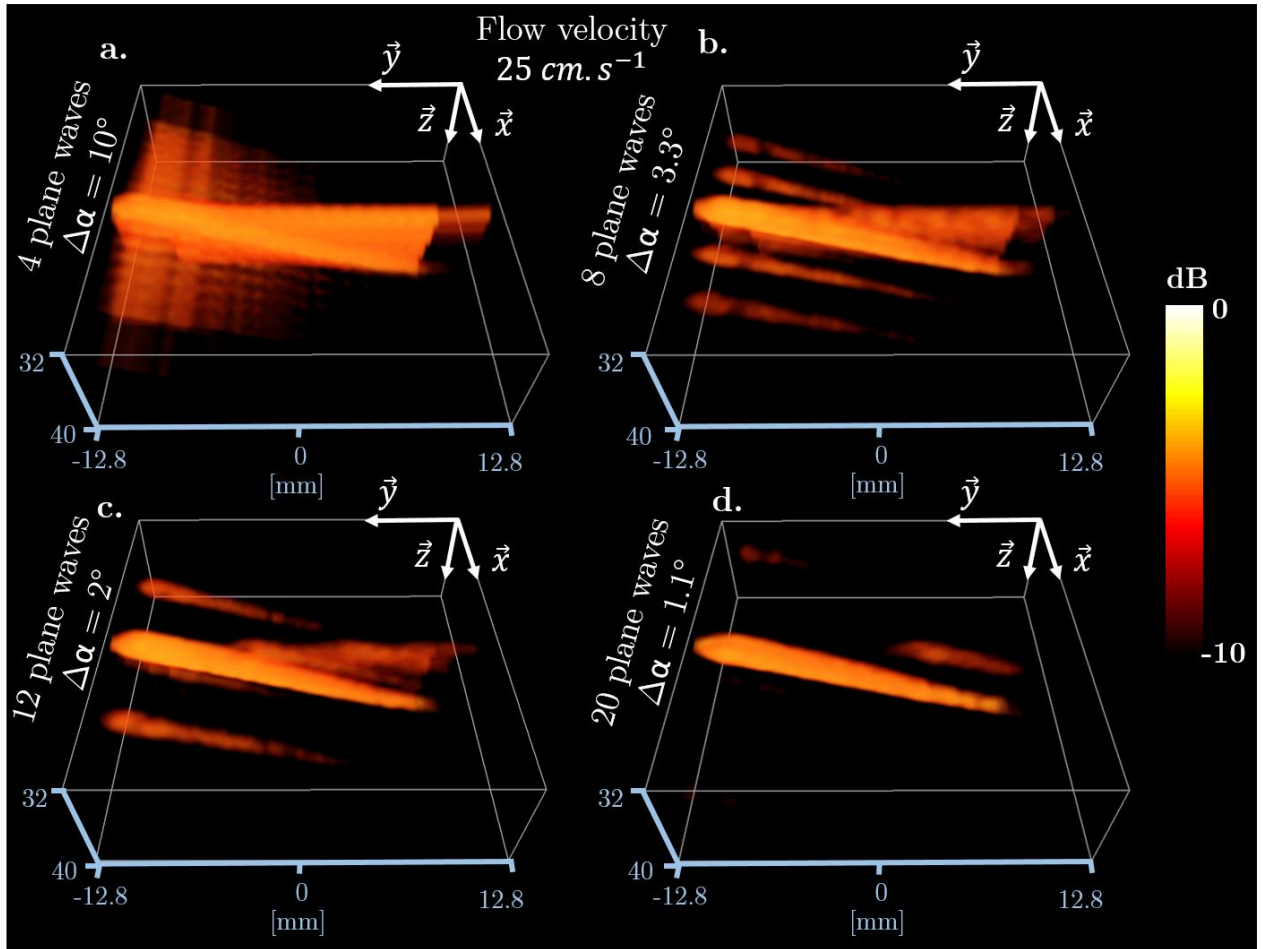


Figure 28: Reconstructions de volume Doppler de puissance pour un nombre croissant d'ondes planes à un débit de  $25 \text{ cm.s}^{-1}$  (c'est-à-dire une valeur décroissante du pas angulaire  $\Delta\alpha$ ). L'ouverture angulaire en émission a été fixée à  $\pm 5^\circ$  pour les différentes acquisitions. En **a.**  $N_{tx} = 4$  ondes planes (2 sur  $x$  et 2 sur  $y$ ) et pas angulaire =  $10^\circ$ . En **b.**  $N_{tx} = 8$  ondes planes et le pas angulaire =  $3,3^\circ$ . En **c.**  $N_{tx} = 12$  ondes planes et le pas angulaire =  $2^\circ$ . En **d.**  $N_{tx} = 20$  ondes planes et le pas angulaire =  $1,1^\circ$ . En abaissant le pas angulaire, les lobes du réseau migrent hors de l'ouverture.

Les Figure 28 **a.** **b.** **c.** et **d.** illustrent l'effet du facteur de décimation  $D = 20, 6.6, 4, 2.8$  et  $2.2$  de la séquence angulaire sur le power Doppler  $I(x,y,z)$ . Dans ce cas, l'ouverture angulaire  $\alpha_{\max}$  correspond au paramètre invariant. Les lobes de réseau forts sont dus à la mauvaise focalisation synthétique lorsqu'on utilise un nombre limité d'ondes planes. Les niveaux des lobes de réseau diminuent avec le nombre d'ondes planes et sont éloignés du lobe principal lorsque le pas angulaire est diminué.

La Figure 29 représente le résultat de la quantification du contraste sur le Doppler de puissance 3D lorsque le facteur de décimation décroît, i.e  $\Delta\alpha$  décroît. Les Figure 29 **a.** représentent les régions sélectionnées pour calculer le contraste à la profondeur de  $z = 36$  mm. Le diagramme en Figure 29 **b.** reporte l'axe latéral en  $y = 4$ mm (représenté en cyan) et confirme la conjoncture avancée à la Figure 28: Reconstructions de volume Doppler de puissance pour un nombre croissant d'ondes planes à un débit de  $25$   $\text{cm.s}^{-1}$  (c'est-à-dire une valeur décroissante du pas angulaire  $\Delta\alpha$ ). L'ouverture angulaire en émission a été fixée à  $\pm 5^\circ$  pour les différentes acquisitions. En **a.**  $N_{\text{tx}} = 4$  ondes planes (2 sur x et 2 sur y) et pas angulaire =  $10^\circ$ . En **b.**  $N_{\text{tx}} = 8$  ondes planes et le pas angulaire =  $3,3^\circ$ . En **c.**  $N_{\text{tx}} = 12$  ondes planes et le pas angulaire =  $2^\circ$ . En **d.**  $N_{\text{tx}} = 20$  ondes planes et le pas angulaire =  $1,1^\circ$ . En abaissant le pas angulaire, les lobes du réseau migrent hors de l'ouverture. selon laquelle l'amplitude des lobes de réseaux et des lobes secondaires diminuent avec le nombre d'ondes planes utilisées pour la formation du volume. Le contraste augmente linéairement de  $11.5$  dB à  $4 N_{\text{TX}}$  à  $18$  dB à  $20 N_{\text{TX}}$ .

La Figure 30 représente de manière équivalente les résultats obtenues sur le Doppler de puissance 3D avec un facteur de décimation constant  $D=4$ , volontairement choisi afin de laisser apparaître les lobes et étudier leur comportement. Le nombre d'ondes planes a été augmenté de 2 à 20 correspondants à des ouvertures angulaires de  $0^\circ$  à  $9^\circ$ .

Les Figure 30 **a.** et **b.** correspondent à des vitesses de flux différents. Pour  $25$   $\text{cm.s}^{-1}$  (Fig 12 **a.2**) les lobes sont à la même position pour toutes les séquences. Leur amplitude diminue avec le nombre d'ondes planes comme prévu. La courbe de contraste présentée en **a.3** révèle une augmentation de 9 à 15 dB de 2 et 12 angles respectivement. Un seuil est atteint à 12 angles soit 834 Hz en cadence d'imagerie. Le contraste ainsi que les lobes ne diminuent plus avec le nombre de transmissions au-dessous de 834 Hz. D'autre part, à cette cadence, la vitesse de Nyquist ( $v_n=5.1$   $\text{cm.s}^{-1}$ ) vient d'être franchie, nous exposant à un phénomène d'aliasing.

La Figure 30 **b.2** montre le profil du power Doppler en présence du flux à  $50$   $\text{cm.s}^{-1}$ , soit une vitesse axiale estimée à  $v_z = 15$   $\text{cm.s}^{-1}$ . Cette fois ci, l'amplitude des lobes cesse de

décroître dès le seuil de 4 ondes planes, et la courbe de contraste présentée en **b.3** atteint son seuil à 2500 Hz de cadence. Le niveau des lobes observé en **b.2** reste autour de -6 dB, le *compounding* ne remplit plus son rôle pour diminuer les lobes. Il est intéressant de noter que le niveau de contraste est plus faible que celui relevé à 25 cm.s<sup>-1</sup> et est très rapidement saturé à 8 ondes planes, Figure 30 **b.2**, au lieu de 12, Figure 30 **a.2**.

#### 2.2.4. Protocol expérimental *in vivo*

La réponse acoustique de la séquence utilisée pour les mesures *in vivo* a été mesurée préalablement à l'aide d'un interféromètre étalonné dans de l'eau dégazée. L'indice mécanique (*Mechanical Index* MI) et la réponse moyenne temporelle des pics d'intensité (*Intensity Spatial-Peak Time Average* Ispta) ont été mesurés à MI = 0,41 et Ispta = 63 mW.cm<sup>2</sup>. Les limitations préconisées pour l'imagerie vasculaire par l'agence américaine des produits alimentaires et médicamenteux (*Food and Drug Administration* FDA) fixées à MI < 2 et Ispta < 720 mW.cm<sup>2</sup> sont respectées.

Les acquisitions *in vivo* ont été réalisées sur l'artère carotide d'un volontaire masculin en bonne santé. La sonde a été positionnée à l'aide d'un mode B temps réel 2D calibré de la même manière que les expériences *in vitro* afin de correctement cibler la partie commune de l'artère juste avant le lancement de l'acquisition. Une acquisition de 1 000 transmissions d'une seconde a été réalisée avec une fréquence centrale de  $f_c = 6,25$  MHz avec une impulsion de 2 cycles soit une bande passante de 90%. Un ensemble de  $N_{TX} = 12$  ondes planes composée des angles  $[-5 -3 -1 1 5 5]^\circ$  avec un pas angulaire de  $2^\circ$ , sont émis par la sonde. Cette séquence a été choisie pour effectuer des acquisitions avec un taux de volume de 840 Hz et une vitesse de Nyquist de 5.1 cm.s<sup>-1</sup>, permettant de pouvoir quantifier des flux à 30 cm.s<sup>-1</sup> considérant une orientation à  $80^\circ$  de l'axe de la sonde.



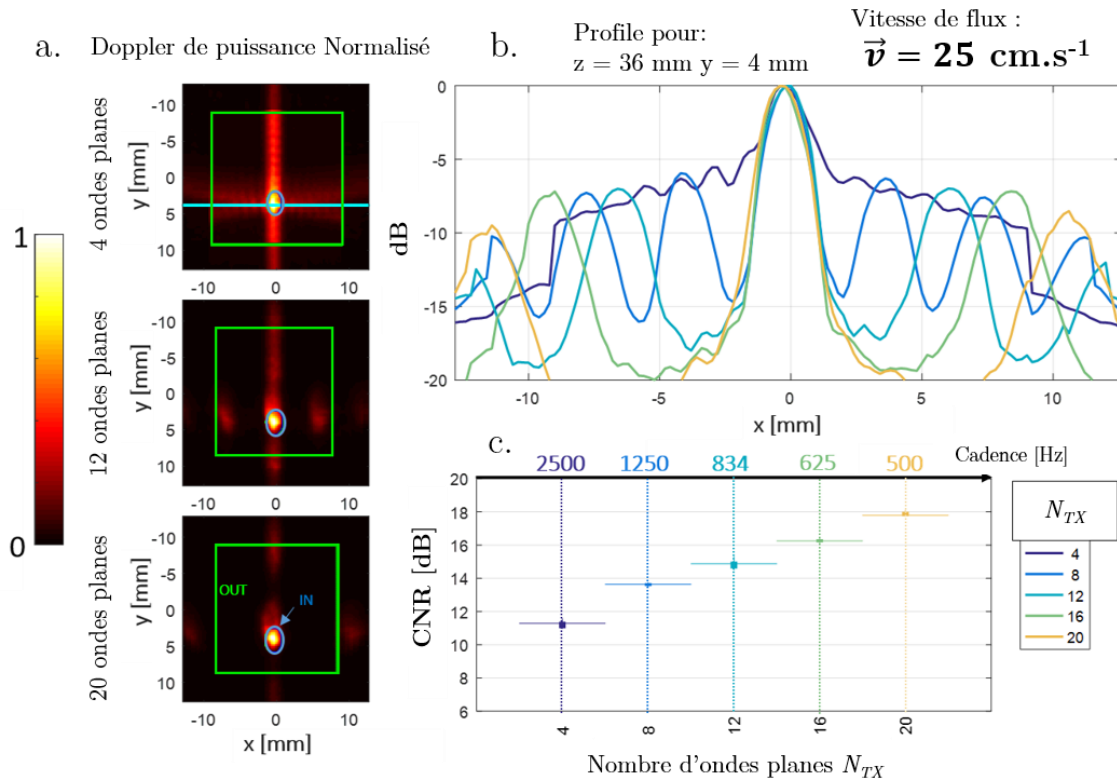


Figure 29: Qualité du Doppler de puissance. Reconstitutions de volume Doppler de puissance en fonction du nombre d'ondes planes émises pour une ouverture angulaire fixée ( $\pm 5^\circ$ ). **a.** Coupe  $x$ - $y$  Doppler à puissance normalisée à une profondeur  $z = 36 \text{ mm}$  (échelle linéaire). Le rapport de contraste par rapport au bruit est calculé sur un volume représenté par la case verte pour la région  $ROI_{OUT}$  et le profil bleu pour la région  $ROI_{IN}$  à l'intérieur du tube. De haut en bas, 3 configurations sont affichées en termes de  $N_{TX}$ : 4, 12 et 20. En **b.** profils de puissance Doppler le long de la direction  $x$  (ligne cyan) à  $y = 4 \text{ mm}$ . La courbe **c.** : contraste en fonction du nombre d'ondes planes.

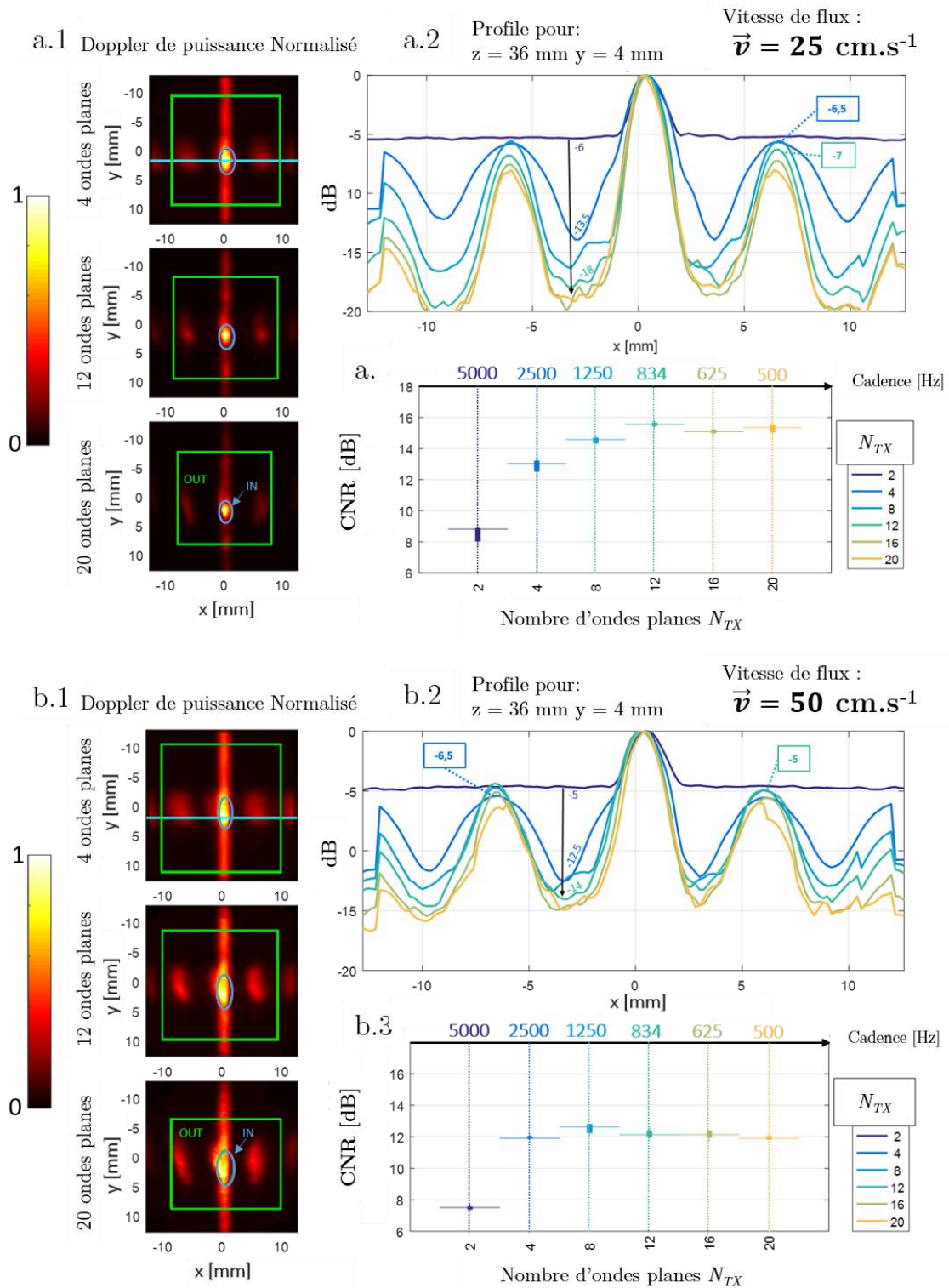


Figure 30: Qualité du power Doppler 3D en fonction du nombre d'ondes planes émises pour un pas angulaire fixe  $\Delta\alpha=2^\circ$  ( $D=4$ ) et pour deux flux différents:  $25 \text{ cm.s}^{-1}$  et  $50 \text{ cm.s}^{-1}$ : Figures **a.** et **b.** respectivement. En **a.1** et **b.1** coupes  $x$ - $y$  Doppler de puissance normalisées à une profondeur  $z = 36 \text{ mm}$  (échelle linéaire). Le rapport de contraste par rapport au bruit est calculé sur un volume représenté par la case verte pour la région  $\text{ROI}_{\text{out}}$  et le profil bleu pour la région  $\text{ROI}_{\text{in}}$  à l'intérieur du tube. De haut en bas, 3 configurations correspondent aux affichages en  $N_{\text{Tx}}$ : 4, 12 et 20. Figures **a.2** et **b.2** : profils de puissance Doppler le long de la direction  $x$  (ligne cyan) à  $y = 4 \text{ mm}$ . En **a.3** et **b.3** contraste en fonction du nombre d'ondes planes.

Les données RF ont été sauvegardées et le post-traitement a été effectué a posteriori sur une unité indépendante et suivant les protocoles *in vitro*. Seule l'étape de filtrage a fait l'objet d'un traitement différent.

Afin de mieux s'affranchir du signal tissulaire, un filtrage par décomposition en valeurs singulières SVD est réalisé sur l'ensemble de 840 volumes  $s^{OPW}(x,y,z,t)$ . Cette méthode construit une base de vecteurs sur un a priori spatio-temporel pour discriminer le signal tissu du signal sanguin [23] [24]. Un développement plus détaillé du filtrage SVD associé à des données 3D est proposé en annexe.

Deux régions sont reconstituées : une aire de 12 à 24 mm de profondeur contenant la majeure partie de l'artère carotide et de la veine jugulaire, et une seconde partie superficielle contenant une branche artérielle plus petite à 7 à 12 mm de profondeur.

Après filtrage, et afin de visualiser le signal Doppler pulsé de la carotide et de quantifier la vitesse du flux, les données 4D ont été divisées dans le temps en 64 sous-ensembles d'une taille de fenêtre de 76 ms avec un chevauchement de 60 ms. Le spectrogramme du Doppler pulsé a été obtenu à partir de la transformation de Fourier effectuée sur la fenêtre glissante. Après normalisation, l'intensité du spectre supérieur à 0.7 est représenté pour chaque sous ensemble dans un diagramme temps/vitesse afin de suivre l'évolution du flux. Le Doppler de puissance est également représenté pour les instants de diastole (0.24s), de systole (0.8s) et de post-systole (1.0s)

### 2.2.5. Résultats acquisition *in vivo*

Les résultats du Doppler de puissance 3D réalisé sur un volontaire en bonne santé sont présentés dans la Figure 31. La Figure 31 **a.** représente la reconstruction du volume de Doppler de puissance à travers une ouverture de  $25.6 \times 25.6 \text{ mm}^2$ , pour une seconde complète d'acquisition à 840 Hz et après filtrage SVD. On observe clairement l'artère carotide en (2) accompagnée de la veine jugulaire (1) qui la longe. Le volume est compressé sur une échelle logarithmique et représenté sur une dynamique entre 0 et -10 dB pour ne pas laisser apparaître les lobes présents dans le champ de vue.

La Figure 31 **b.** montre le spectrogramme de Doppler pour les intensités du spectre compris entre 0.7 et 1 après normalisation. Le flux pulsatile est visible avec un pic systolique autour de 0.8 s. Un film de l'acquisition a été reconstitué avec les volumes de 76 ms d'intégration dont trois instants sont représentés à droite (jaune 0.24 s, rouge 0.8 s et bleu 1.0.s). On observe que seule la carotide détient un caractère pulsatile.

Des vaisseaux de plus petits calibres ont également été détectés sur cette acquisition. Pour une meilleure représentation, la Figure 31 **c.** focalise sur une partie superficielle entre 7 et 12mm de profondeur et 0 et 12.8 mm sur les axes latéraux x et y.

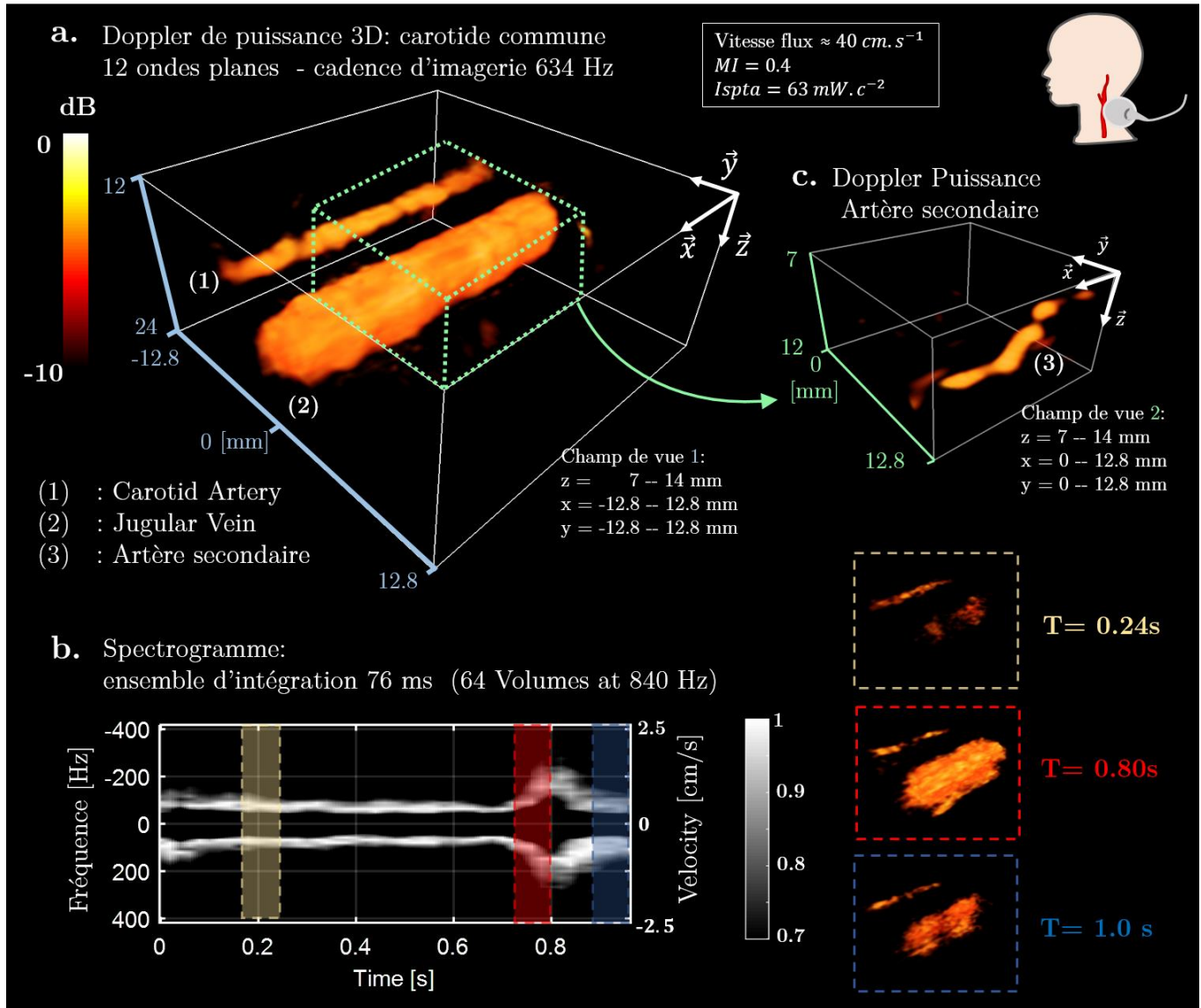


Figure 31: Doppler de puissance ultrarapide réalisé sur une carotide humaine chez un volontaire sain. Le Doppler de puissance 3D est représenté en **a.** et montre la veine jugulaire (1) longeant l'artère carotide (2). L'ensemble d'intégration est de 1 seconde (soit 840 volumes). En **b.**, le spectrogramme des sous ensembles de 76 ms avec une fenêtre glissante de 16 ms (chevauchement de 60 ms). Il révèle un flux sanguin pulsatile et symétrique avec un pic systolique autour de  $t = 0.8 \text{ s}$ . Trois Doppler de puissance de 76 ms sont représentés à droite du spectrogramme pour trois instants  $t = 0.24\text{ s}$ ,  $0.8\text{ s}$  et  $1.\text{ s}$ . Ils montrent la jugulaire avec un niveau de flux constant et la carotide avec un pic de flux en systole. En **c.**, le Doppler de puissance montre une artère superficielle entre 7-12mm de profondeur. Les données sont extraites de la même acquisition.

## 2.3. Discussions et perspectives

### 2.3.1. Imagerie volumétrique avec la RCA

Il a été présenté la stratégie de reconstitution d'un volume en utilisant une matrice assignée uniquement par ses lignes et ses colonnes. Cette approche nécessite de reformuler la fonction d'ouverture de la sonde lors de son régime de fonctionnement. Pouvant être pilotée comme deux réseaux disposés orthogonalement, la fonction d'ouverture perd un échantillonnage dans une de ses dimensions latérales. Le champ de rayonnement dans la zone focale d'un tel réseau peut s'approximer avec un sinus cardinal selon une seule dimension latérale. La réponse impulsionnelle n'est alors capable de focaliser que selon une dimension. Pour rattraper ce manque de définition, les deux voies de focalisation doivent être réalisées orthogonalement résultant en une seule focalisation à la fois par dimension  $x$  ou  $y$ , d'où le caractère de focalisation 'unilatérale'.

Ce nouveau paradigme présente plusieurs aspects.

Premièrement, les deux voies de focalisation n'étant pas équivalentes, une seconde étape est nécessaire pour rétablir la symétrie spatiale de la PSF. Cela a pour conséquence de réduire la cadence d'imagerie d'un facteur 2.

Deuxièmement, la focalisation en transmission n'est plus multipliée dans le même axe avec la focalisation en réception. Cela a pour effet de maintenir les lobes de réseau induits par la séquence angulaire. Un critère sur la séquence angulaire peut être retenu, mais viendra perturber le compromis résolution spatial et temporel habituel.

D'autre part, l'OPW ne permet pas de supprimer ces lobes mais de les diminuer de 6 dB par simple sommation cohérente. L'approche par focalisation 'unilatérale' – *one way focusing* – présente un contraste diminué d'une racine par rapport à l'approche utilisant une matrice dense. Ceci peut s'avérer suffisant dans le cas d'imagerie statique où un grand nombre d'ondes planes viendra compenser le niveau des lobes, ou rétablir la largeur du lobe principal avec l'ouverture angulaire. En revanche, en présence de flux, l'approche RCA et OPW devient bien plus sensible à la décorrélation et à l'aliasing. Les lobes risquent de persister s'ils ne sont pas rejetés d'emblée en dehors du champ de vue.

La dissociation des voies de focalisation montre aussi que l'approche est plus sensible à la défocalisation liée au mouvement, particulièrement avec un pas angulaire faible.

Ces interprétations ont pu être mises en évidence avec les simulations en présence d'un diffuseur en mouvement. Elles ont été confirmées avec les mesures *in vitro* en présence de flux rapides.

### 2.3.2. Conception d'une sonde

Un avantage certain de la RCA réside dans la simplification de la conception de la sonde. Nous avons déjà discuté sur les problèmes rencontrés lors de la conception de sondes matricielles 2D : la densité des éléments ne permet pas pour l'instant de concevoir des sondes à haute fréquences, l'ouverture est réduite, le câblage très encombrant et la fragilité de la sonde problématique.

L'adressage lignes et colonnes permet de surmonter toutes ces contraintes en réduisant drastiquement le nombre de voies. Une première sonde a été réalisée par M Flesch et *al* en collaboration avec Vermon. Une conception innovante a été proposée pour la construction de la sonde RCA dans laquelle toutes les électrodes RCA étaient connectées à des canaux électroniques individuels sans terre physique spécifique. Cela permet d'éviter la complexité des multiplexeurs à commutation rapide ou de l'électronique intégrée et offre un haut niveau de flexibilité dans la programmation séquentielle, mais au prix d'une sensibilité plus faible en réception, due à une mise à la terre imparfaite.

Très rapidement une sonde pilotable par une seule machine et à 7 MHz fut réalisée. Avec une surface large de  $25 \times 25 \text{ mm}^2$ , elle dépasse toutes les sondes matricielles et permet des champs de vue 3D adaptés à la caractérisation de flux vasculaire de vaisseaux de gros calibre.

### 2.3.3. Discussions autour des mesures *in vivo* et *in vitro*

Dans ce chapitre, nous avons piloté le prototype de sonde RCA à grande ouverture (128 + 128 éléments,  $25,6 \times 25,6 \text{ mm}^2$ ) pour l'imagerie volumétrique vasculaire et avons étudié la stratégie de combinaison orthogonale à ondes planes pour réaliser une imagerie Doppler 4D ultra-rapide.

Les performances de l'imagerie Doppler en puissance ont été évaluées sur des fantômes de flux étalonnés et la faisabilité *in vivo* a été démontrée sur l'artère carotide d'un volontaire humain. Ces résultats démontrent que l'imagerie Doppler 4D peut être réalisée sur un volume important sur un matériel à faible nombre de canaux avec un système à 256 éléments / canaux uniquement.

Nous avons d'abord évalué les performances de la stratégie d'imagerie sur des fantômes de flux calibrés *in vitro*. La présence des lobes persiste pour des facteurs de décimation

$D > 1$  sur les Doppler de puissance. Comme prévu, le rapport de contraste sur bruit peut être augmenté avec le nombre d'ondes planes qui améliorent la qualité de la focalisation avec l'ouverture angulaire lors de l'émission. Cependant, en raison de la décorrélation du signal induite par l'écoulement, le nombre d'ondes planes disponibles pour la composition cohérente est limité et l'efficacité de l'OPW atteint rapidement un plateau.

À un débit de  $25 \text{ cm.s}^{-1}$ , un nombre optimal d'approximativement 12 ondes planes a été déterminé par rapport à 8 ondes planes au débit le plus élevé de  $50 \text{ cm.s}^{-1}$ . Il convient de noter que cet optimum a été déterminé pour une configuration expérimentale spécifique et variera en fonction de l'orientation du flux sanguin.

Nous avons précédemment comparé les performances d'une matrice RCA et d'une population pleinement peuplée [21] pour l'application Doppler ultrarapide à l'aide d'un scanner de recherche 3D ultra-rapide à 1024 canaux. Nous avons montré que la matrice entièrement peuplée de la même ouverture fournissait une meilleure qualité d'imagerie avec un contraste environ deux fois plus élevé en échelle logarithmique que la RCA (un rapport au carré du fait de la focalisation 'unilatérale').

Néanmoins, nous montrons ici - en utilisant 256 canaux - qu'une imagerie 3D *in vivo* à un débit volumique de 840 Hz et un rapport puissance / contraste de 16 dB – lobes compris - peuvent être obtenus avec une sonde RCA sur un grand champ de vision. La grande ouverture reste un avantage incontestable des sondes RCA et il convient de rappeler qu'une matrice complètement peuplée de la même ouverture nécessiterait 16384 éléments (64 échographes).

Enfin, nous avons démontré la faisabilité *in vivo* de cette approche sur un volontaire humain. L'artère carotide et les veines jugulaires ont été imagées sur un grand volume ( $25.6 \times 25.6 \text{ mm}^2$ ) jusqu'à une profondeur de 40 mm. L'approche est également sensible pour détecter des vaisseaux à plus faible calibre comme des artères thyroïdiennes.

#### 2.3.4. Perspectives

La faisabilité de l'approche a été testée dans un premier temps sur fantôme de flux. Il a été révélé un compromis contraste/cadence d'imagerie plus important que pour l'imagerie classique et une plus grande sensibilité au mouvement axial.

La présence des lobes de réseau persistent dans la représentation en Doppler de puissance. Ces lobes pourraient être atténués en traitement d'image par déconvolution avec des filtres inverses régularisés ou de type filtre de Wiener [25] [26].

Afin d'améliorer les performances de l'OPW avec un plus grand nombre d'ondes planes, des stratégies de compensation de mouvement pourraient être utilisées telles que décrites dans [9] ou [27]. Lors de l'acquisition de données Doppler pulsées, le nombre d'ondes planes pouvant être utilisé est également limité par le débit volumique nécessaire au respect de la vitesse de Nyquist. Certaines méthodes proposent de dépasser cette limitation.

Les résultats présentés ici suggèrent que les ultrasons pourraient bientôt permettre d'obtenir une angiographie 3D et une évaluation hémodynamique 4D en temps réel de haute qualité pour le diagnostic et le dépistage de maladies vasculaires telles que la sténose artérielle et ceci avec un seul échographe. Les acquisitions volumétriques ultrarapides des flux sanguins pourraient permettre des acquisitions opérateur indépendant ainsi qu'une analyse automatique post-traitement des paramètres hémodynamiques. De plus, les approches de quantification vectorielles pourraient être utilisées pour fournir une description quantitative complète du flux sanguin dans l'espace. Le flux de vecteur volumétrique ultrarapide a également été démontré à l'aide d'une sonde à matrice complète [4] et peut être étendu au cas de la RCA. C'est l'objet d'étude du chapitre suivant.



## 2.4. Références bibliographiques

- [1] J. Provost, C. Papadacci, J. E. Arango, M. Imbault, M. Fink, J.-L. Gennisson, M. Tanter, and M. Pernot, “3D ultrafast ultrasound imaging *in vivo*,” *Physics in Medicine and Biology*, vol. 59, no. 19, pp. L1–L13, Oct. 2014.
- [2] J. Gennisson, J. Provost, T. Deffieux, C. Papadacci, M. Imbault, M. Pernot, and M. Tanter, “4-D ultrafast shear-wave imaging,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 62, no. 6, pp. 1059–1065, Jun. 2015.
- [3] C. Papadacci, E. A. Bunting, and E. E. Konofagou, “3D Quasi-Static Ultrasound Elastography With Plane Wave In Vivo,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 36, no. 2, pp. 357–365, Feb. 2017.
- [4] M. Correia, J. Provost, M. Tanter, and M. Pernot, “4D ultrafast ultrasound flow imaging: *in vivo* quantification of arterial volumetric flow rate in a single heartbeat,” *Physics in Medicine and Biology*, vol. 61, no. 23, pp. L48–L61, Dec. 2016.
- [5] J. Provost, C. Papadacci, C. Demene, J.-L. Gennisson, M. Tanter, and M. Pernot, “3-D ultrafast doppler imaging applied to the noninvasive mapping of blood vessels in Vivo,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 62, no. 8, pp. 1467–1472, Aug. 2015.
- [6] G. R. Lockwood, J. R. Talman, and S. S. Brunke, “Real-time 3-D ultrasound imaging using sparse synthetic aperture beamforming,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 45, no. 4, pp. 980–988, Jul. 1998.
- [7] M. Flesch, M. Pernot, J. Provost, G. Ferin, A. Nguyen-Dinh, M. Tanter, and T. Deffieux, “4D *in vivo* ultrafast ultrasound imaging using a row-column addressed matrix and coherently-compounded orthogonal plane waves,” *Physics in Medicine and Biology*, vol. 62, no. 11, pp. 4571–4588, Jun. 2017.
- [8] S. S. Brunke and G. R. Lockwood, “Broad-bandwidth radiation patterns of sparse two-dimensional vernier arrays,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 44, no. 5, pp. 1101–1109, Sep. 1997.
- [9] B. Denarie, T. A. Tangen, I. K. Ekroll, N. Rolim, H. Torp, T. Bjastad, and L. Lovstakken, “Coherent Plane Wave Compounding for Very High Frame Rate Ultrasonography of Rapidly Moving Targets,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 32, no. 7, pp. 1265–1276, Jul. 2013.
- [10] G. Montaldo, M. Tanter, J. Bercoff, N. Benech, and M. Fink, “Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 56, no. 3, pp. 489–506, Mar. 2009.
- [11] T. L. Szabo, *Diagnostic ultrasound imaging: inside out*, Second edition. Amsterdam; Boston: Elsevier/AP, Academic Press is an imprint of Elsevier, 2014.
- [12] D. H. Johnson and D. E. Dudgeon, “Array Signal Processing: Concepts and Techniques,” 1993.
- [13] J. A. Jensen, “Linear description of ultrasound imaging systems,” Technical University of Denmark, Department of Electrical Engineering, Report, 1999.
- [14] J. W. Goodman, *Introduction to Fourier Optics*. Roberts and Company Publishers, 2005.
- [15] D. Brandwood, *Fourier Transforms in Radar and Signal Processing, Second Edition*. Artech House, 2012.
- [16] S. I. Nikolov, “Synthetic aperture tissue and flow ultrasound imaging,” p. 334.
- [17] J. A. Jensen, “Simulation of advanced ultrasound systems using Field II,” in *2004 2nd IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Macro to Nano (IEEE Cat No. 04EX821)*, Arlington, VA, USA, 2004, vol. 2, pp. 636–639.
- [18] P. R. Stepanishen, “Pulsed transmit/receive response of ultrasonic piezoelectric transducers,” *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 69, no. 6, pp. 1815–1827, Jun. 1981.
- [19] P. R. Stepanishen, “The Time-Dependent Force and Radiation Impedance on a Piston in a Rigid Infinite Planar Baffle,” p. 9.

- [20] G. E. Tupholme, "Generation of acoustic pulses by baffled plane pistons," *Mathematika*, vol. 16, no. 02, p. 209, Dec. 1969.
- [21] M. Flesch, "Nouveaux transducteurs ultrasonores pour l'imagerie Doppler ultrarapide du cerveau," 2017.
- [22] H. P. Savakus, K. A. Klicker, and R. E. Newnham, "PZT-epoxy piezoelectric transducers: A simplified fabrication procedure," *Materials Research Bulletin*, vol. 16, no. 6, pp. 677–680, Jun. 1981.
- [23] C. Demene, T. Deffieux, M. Pernot, B.-F. Osmanski, V. Biran, J.-L. Gennisson, L.-A. Sieu, A. Bergel, S. Franqui, J.-M. Correas, I. Cohen, O. Baud, and M. Tanter, "Spatiotemporal Clutter Filtering of Ultrafast Ultrasound Data Highly Increases Doppler and fUltrasound Sensitivity," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 34, no. 11, pp. 2271–2285, Nov. 2015.
- [24] J. Baranger, B. Arnal, F. Perren, O. Baud, M. Tanter, and C. Demene, "Adaptive Spatiotemporal SVD Clutter Filtering for Ultrafast Doppler Imaging Using Similarity of Spatial Singular Vectors," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 37, no. 7, pp. 1574–1586, Jul. 2018.
- [25] J. Zhao, Y. Wang, W. Guo, and J. Yu, "Coherence factor and Wiener postfilter in synthetic aperture ultrasound imaging," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 141, no. 3, pp. 2177–2190, Mar. 2017.
- [26] C. Deme ne, E. Tiran, L.-A. Sieu, A. Bergel, J. L. Gennisson, M. Pernot, T. Deffieux, I. Cohen, and M. Tanter, "4D microvascular imaging based on ultrafast Doppler tomography," *NeuroImage*, vol. 127, pp. 472–483, Feb. 2016.
- [27] J. Poree, D. Posada, A. Hodzic, F. Tournoux, G. Cloutier, and D. Garcia, "High-Frame-Rate Echocardiography Using Coherent Compounding With Doppler-Based Motion-Compensation," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 35, no. 7, pp. 1647–1657, Jul. 2016.



---

**Chapitre 3. Imagerie  
ultrarapide vectorielle 3D avec un  
transducteur en adressage ligne-  
colonne**

---

## **3.1. L'imagerie ultrasonore vectorielle de la carotide : un état de l'art**

### **3.1.1. Athérosclérose de l'artère carotidienne**

Une préoccupation majeure poussant à améliorer l'imagerie artérielle incluant une analyse morphologique et hémodynamique est le développement de l'athérosclérose notamment carotidienne, associée à une morbi-mortalité importante à l'échelle de la population. Les sténoses de l'artère carotide sont la cause d'environ 15% des infarctus cérébraux et des accidents ischémiques transitoires [1]. Elle a pour origine la formation d'une plaque d'athérome dans l'intima. Ce processus d'athérosclérose s'accroît au fil de l'âge et peut être accéléré selon la présence de facteurs de risque (tabagisme, hypercholestérolémie, sédentarité, prédispositions génétiques, diabète, obésité ou hypertension). Au stade le plus avancé de la sténose, la plaque peut rompre entraînant la formation d'un thrombus à son contact et engendrer une migration d'embolies dans les artères cérébrales. Une intervention chirurgicale peut être nécessaire afin de retirer la plaque d'athérosclérose carotidienne. Les méthodes ultrasonores offrent déjà certaines solutions aux praticiens pour la détection et la caractérisation de la plaque carotidienne. Aujourd'hui, le seul critère de décision pour l'intervention est anatomique. Aucun critère lié à la fragilité de la plaque n'est utilisé par les médecins. Des approches mesurant les conditions hémodynamiques permettraient une meilleure anticipation de la formation ainsi qu'une meilleure compréhension de la genèse des plaques. C'est dans cette perspective que s'inscrit l'imagerie vectorielle ultrasonore.

#### *3.1.1.1. L'hémodynamie: un acteur dans le processus d'athérosclérose*

La paroi carotidienne est constituée de trois couches concentriques : l'intima, la media et l'adventicia, Figure 32 **a.** . L'adventicia se situe dans la partie externe de l'artère et contient principalement des fibres de collagène. Elle est associée à des nerfs et des micro vaisseaux – les *vaso vasorum* - qui apportent les nutriments aux parties inférieures. La media forme la couche intermédiaire et se compose de couches de cellules musculaires lisses concentriques et de lamelles d'élastine. Enfin, l'intima constitue la couche interne comprenant une phase de tissu conjonctif et d'une couche de cellules endothéliales au contact du flux sanguin qui joue un rôle de premier plan dans l'homéostasie vasculaire. L'athérosclérose est un processus inflammatoire chronique qui s'accompagne de la formation de stries lipidiques. Au stade initial, des lipoprotéines athérogènes (principalement des LDL –*low density lipoprotein*) sont retenues dans l'espace sous-endothélial. En réaction, le système immunitaire recrute des monocytes secondairement

différenciés en macrophages, et lymphocytes T. Ceux-ci réagissent à la présence des LDL oxydés pour les internaliser avant d'évoluer en cellules dites spumeuses, gorgées de lipide oxydé puis se nécrosent. Des stries lipidiques se forment progressivement lorsque ce processus inflammatoire s'intensifie, menant à la prolifération d'une plaque dite athéromateuse [2] [3], Figure 32 b..

L'endothélium agit comme une barrière semi-perméable entre les compartiments extravasculaire et intravasculaire [4]. Une de ses fonctions les plus fondamentales consiste à réguler le transport des macromolécules entre la lumière vasculaire et le muscle lisse vasculaire. Les cellules endothéliales forment de longues cellules plates orientées dans le grand axe du vaisseau. Elles mesurent entre 20 et 40  $\mu\text{m}$  de long et 10 à 15  $\mu\text{m}$  de large. Ces cellules sont continuellement exposées à un flux sanguin pulsatile et donc directement soumises aux forces hémodynamiques, principalement la contrainte de cisaillement du flux.

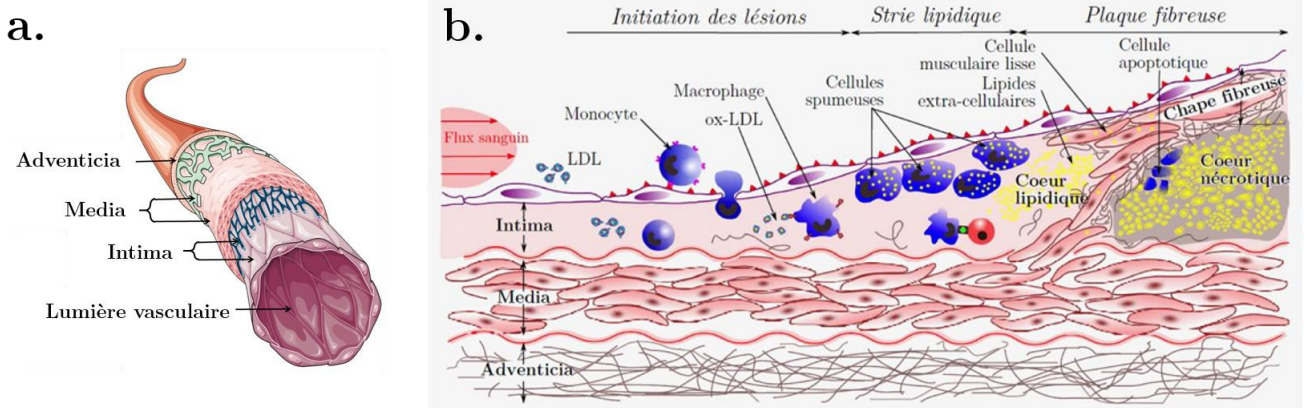


Figure 32: **a.** : Schéma de la structure en couches concentriques de l'artère. Trois couches sont recensées : L'adventicia dans la partie extérieure. La média avec les cellules musculaires, pouvant présenter des micro-vascularités. L'intima avec les cellules endothéliales formant la frontière quasi-imperméable avec le flux sanguin. (image adaptée de : <http://www.servier.fr/smart/banque-dimages-powerpoint/> ). **b.** : Représentation schématique du processus inflammatoire de formation des plaques d'athérome : Pénétration des lipides (LDL) dans l'intima. et oxydation (ox-LDL). Recrutement des monocytes en macrophage. Capture des LDL modifiés par les macrophages et transformation en cellules spumeuses. Formation des stries lipidiques et accumulation par apoptose. Le processus inflammatoire peut être induit par la pénétration d'autres substances que les LDL dans la paroi (tirée de de Mesnier et al)

Lorsque les cellules endothéliales sont soumises à différentes contraintes de cisaillement, des variations de leur morphologie et de leur organisation ont pu être mis en évidence, engendrant des altérations de leur perméabilité et réactivité [5] [6], ce qu'illustre la Figure 33. Cette contrainte de cisaillement au niveau de la plaque, ou *wall shear stress* en anglais, - exprimée en  $\text{dynes.cm}^{-2}$  - est liée à la viscosité du sang, au diamètre ainsi qu'à la morphologie du vaisseau [3].

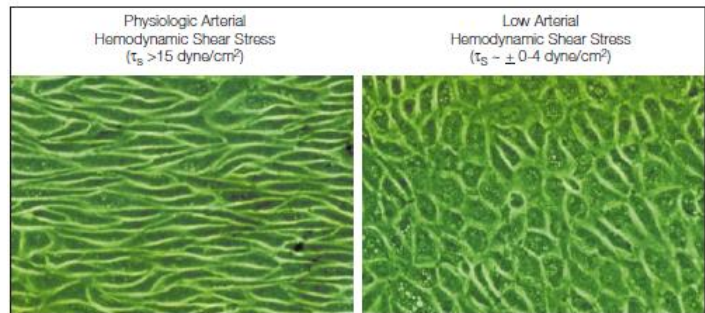


Figure 33: Organisation des cellules endothéliales de l'aorte chez le bovin en fonction de shear stress. Gauche : en présence de contraintes de cisaillement pendant 24h ( $> 15 \text{ dyne/cm}^2$ ). Droite : exposition à une faible contrainte. La structure des cellules et leur orientation est fortement conditionnée par le shear stress. (source : Malek et al 1999)

L'existence de mécanorécepteurs sur les cellules permet de détecter ces variations de contrainte de cisaillement et ainsi de les traduire en signaux biochimiques pouvant déclencher une réponse adaptative vasculaire. Parmi les différentes molécules de signalisation intra-cellulaire, on recense l'enzyme oxyde nitrique (NOS3), qui permet de synthétiser le monoxyde d'azote (NO) connu pour sa propriété vasodilatatrice puissante [7]. Le NO semble être fortement impliqué dans le maintien de l'homéostasie cardiovasculaire par action sur l'endothélium [6]–[8].

De nombreux autres acteurs chimiques sont synthétisés pour réguler localement la perméabilité endothéliale. Conjointement au cisaillement, la pulsatilité cardiaque crée d'autres contraintes mécaniques cycliques sur les cellules de la paroi vasculaire qui vont s'étirer de près de 9 à 12% dans l'aorte et 1 à 2% dans la carotide [9]. Cet étirement est encore une fois détecté par les mécanorécepteurs entraînant des modifications de remodelage de la paroi [10].

L'instabilité de la plaque peut se manifester par ulcération de sa surface interne en contact aux efforts hémodynamiques, ou par rupture de sa micro vascularisation interne. En plus de l'évaluation du volume de la plaque, un critère important concernant l'instabilité résiderait dans sa composition. Le flux sanguin pourrait participer activement aux modifications de la composition des plaques, comme il participe à leur développement. En effet, les plaques d'athérome ont des localisations géographiques particulières avec un tropisme pour les bifurcations et les tortuosités artérielles des

vaisseaux de gros et moyen calibre. Cet aspect semble lié à la nature de l'écoulement sanguin [11] [12] [13]. Pour cette raison, la bifurcation carotidienne constitue une zone de nucléation préférentielle des plaques athéromateuses et fait l'objet d'une attention particulière.

Il est ainsi largement démontré que les contraintes hémodynamiques liées à la pression et l'écoulement du sang forment des facteurs influençant profondément la structure et la fonction de l'endothélium, jouant un rôle de premier plan dans la protection artérielle, mais également dans le développement de pathologie. En bouleversant l'équilibre étroitement régulé, l'accélération de la formation des plaques d'athérome se produit, menant alors à des complications cardiovasculaire [4] [14] [15].

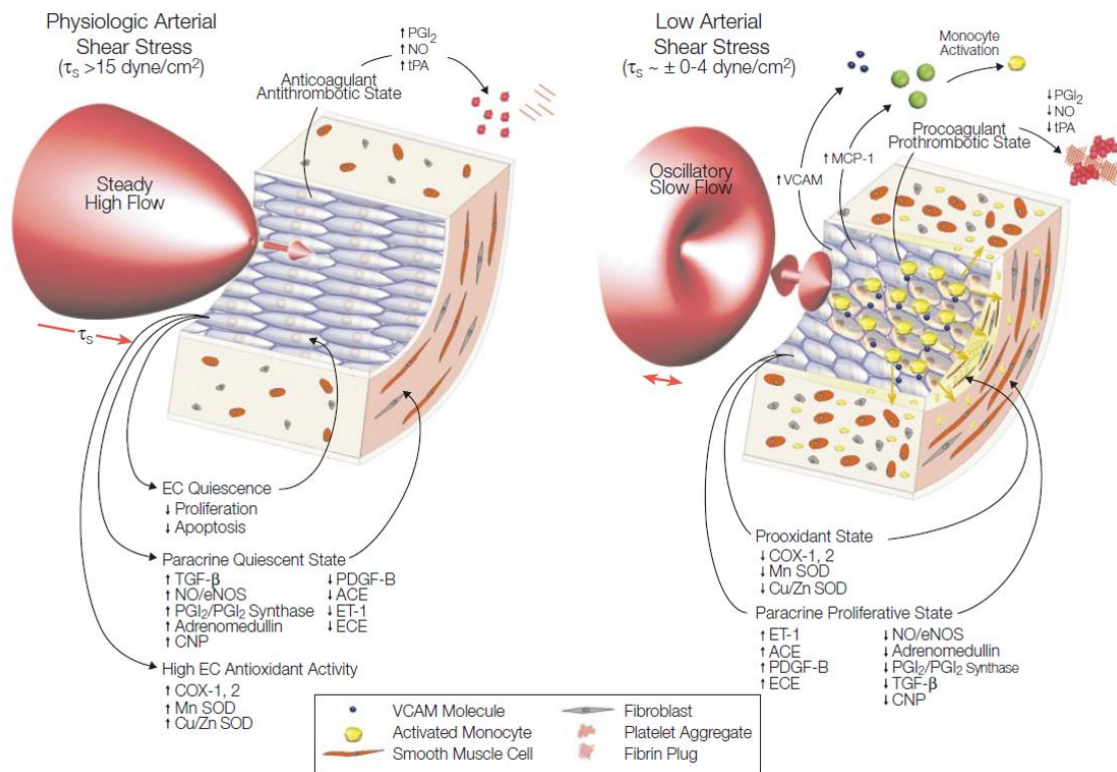


Figure 34: Illustration de l'évolution du phénotype de l'endothélium induit par un faible taux de cisaillement - *shear stress*. A gauche, haut *shear stress* à caractère athéroprotecteur ( $> 15 \text{ dyne.cm}^{-2}$ ). Sécrétion d'un haut degré de Nitrique d'oxyde NO. A droite faible *shear stress* ( $0-4 \text{ dyne.cm}^{-2}$ ) amenant à la formation d'un phénotype athérogénétique des cellules endothéliales. Caractérisé par une diminution en NO. (source : Malek et al 1999)



### *3.1.1.2. Pratiques pour le diagnostic de la sténose carotidienne*

La tomодensitométrie par rayons X, l'angiographie IRM, ainsi que l'échographie forment des méthodes d'imagerie pour la caractérisation du degré de sténose carotidienne [16] [17]. L'échographie Doppler constitue la technique la moins invasive et la moins coûteuse apportant simultanément des informations morphologiques et hémodynamiques. Son emploi est devenu systématique lors de la prise en charge clinique.

La mesure du degré de sténose par ultrasons peut être réalisée en coupe bidimensionnel directement sur l'image morphologique par simple appréciation de l'échogénicité de la plaque. Le degré de sténose peut être calculé par le rapport entre la surface de la lumière et de la section. Des examens d'imagerie complémentaires basés sur le mode Doppler permettent une analyse de la morphologie de l'écoulement ainsi qu'un repérage des zones sensibles. La présence de l'altération de l'enveloppe et de turbulences sur l'imagerie Doppler forme un critère d'évaluation fonctionnelle de la sténose. La mesure vélocimétrique donne accès à de nombreux index d'analyse : index de résistance de Pourcelot, index de pulsatilité de Gosling ou l'index d'accélération [18]. Basés sur l'interprétation spectrale de l'écoulement, ces approches ont rendu plus aisé l'examen et la prise en charge des cas symptomatiques. Les études à large échelles NASCET et ECST préconisent le recours systématique à l'écho Doppler parfois combiné à une angiographie afin d'établir la stratégie interventionnelle la plus adaptée [19] [20].

Le diagnostic basé sur l'imagerie Doppler 2D peut présenter certains pièges pour le praticien. La prise en compte de l'angle d'incidence, la présence d'ombres acoustiques et le manque de résolution peuvent se répercuter par un biais de mesure. En présence de sténoses allongées et complexes, le choix de l'axe de coupe et le besoin d'une ouverture plus large peuvent complexifier l'interprétation du grade de sténose. La seule utilisation du degré de sténose comme outil d'orientation thérapeutique est actuellement remise en question car le choix d'opérer l'ensemble des sténoses significatives conduit à de nombreuses interventions chirurgicales injustifiées, sans réel bénéfice pour le patient. De plus, une variabilité d'interprétation est fréquente entre les rapports diagnostiques en raison du caractère fortement opérateur dépendant du geste échographique. Dans ce cadre, l'accessibilité aux données tridimensionnelles augmenterait la valeur du diagnostic basé sur les critères vélocimétriques et aiderait le médecin à mieux conclure dans la balance bénéfices/risques d'une intervention chirurgicale.

### 3.1.1.3. Motivations pour l'imagerie vectorielle 3D

La géométrie des vaisseaux se trouve fortement modifiée par la présence d'une plaque, ce qui génère des flux extrêmement complexes, notamment au niveau des bifurcations artérielles. Ces structures tri-dimensionnelles compliquées ne peuvent être correctement appréhendées par une simple image bi-dimensionnelle, comme c'est pourtant l'usage aujourd'hui en pratique clinique, du fait de manque d'outils d'imagerie 4D. Une connaissance plus fine de la distribution des vitesses, de leur profil dynamique ainsi que leur connaissance dans l'espace 3D autoriserait à mieux cerner le rôle hémodynamique sur le développement de l'athérosclérose. L'accès à des données 3D en temps réel permettrait de fortement réduire la dépendance à l'opérateur. En développant un outil accessible mesurant précisément les paramètres hémodynamiques, le corps médical bénéficierait des moyens d'étudier sur une population élargie le processus d'évolution des plaques à un stade bien plus précoce, s'autorisant à repousser plus en amont la prévention de maladies cardiovasculaires.

La mesure du *wall shear stress* permettrait de disposer de paramètres liés à la paroi artérielle, ce qui n'existe pas aujourd'hui en pratique clinique. Par ailleurs, l'étude de la formation de la plaque est également intéressante avec l'évaluation précise du rôle de la contrainte de cisaillement. Des méthodes de quantification ultrasonore du *wall shear stress* sont en cours de développement [21]. Leur validation n'est pourtant permise que grâce à l'apport de méthodes précises de quantification du flux et de l'interprétation vectorielle des vitesses.

La connaissance plus fine de la distribution des vitesses, de leur profil ainsi que leur répartition dans l'espace 3D autorise à mieux cerner le rôle hémodynamique dans le développement de l'athérosclérose tout en supprimant la variabilité due à l'opérateur. D'autre part, le module d'élasticité des tissus lipidiques peut varier de plusieurs dizaines de kilo Pascal par rapport aux tissus fibreux, tout comme la zone nécrotique, ce qui peut former une aire plus rigide. Dans ce sens, l'élastographie permettrait également de prévoir la rupture d'une plaque en détectant des variations biomécaniques de sa paroi [22] [23].

### 3.1.2. Imagerie vasculaire vectorielle 2D

L'échographie Doppler permet d'imager les paramètres hémodynamique dans les artères. La mesure des variations de phase des échos récupérées permet une estimation de la vitesse de déplacement des particules dans le sang. Les méthodes modernes basent souvent l'estimation sur la mesure des déphasages entre deux transmissions, dérivant de l'approche de Kasai et *al* [24]. La vitesse de rotation de phase peut être estimée grâce

une opération d'auto-corrélation décalée temporellement. En moyennant sur un ensemble de réalisations l'estimation devient plus robuste. Un code couleur peut alors être appliqué en fonction du sens et de l'intensité du flux. La mesure du temps de corrélation permet de repousser la limite de repliement de spectre [25]. Une approche spatial peut servir à réduire la dispersion de l'estimation [26] [27].

Une limitation important de l'échographie Doppler est la dépendance à l'angle d'insonification. La mesure est restreinte à l'axe de propagation du faisceau, correspondant à l'axe de transmission. Seule la projection des vitesses de flux le long de l'axe de propagation est donc mesurée.

Dans le cas de flux complexes rencontrés au niveau de la bifurcation carotidienne à fort caractère rotationnel, le mode Doppler de couleur conventionnel ne peut donc pas être considéré comme un mode quantitatif du fait des changements de direction du flux. La connaissance globale de la vitesse doit donc être basée sur une estimation de l'amplitude selon plusieurs directions simultanément. Pour régler ce problème d'orientation de faisceau, plusieurs méthodes ont été proposées. Les premières approches sont basées sur le principe d'estimation de vitesses Doppler dans de multiples directions pour en déduire

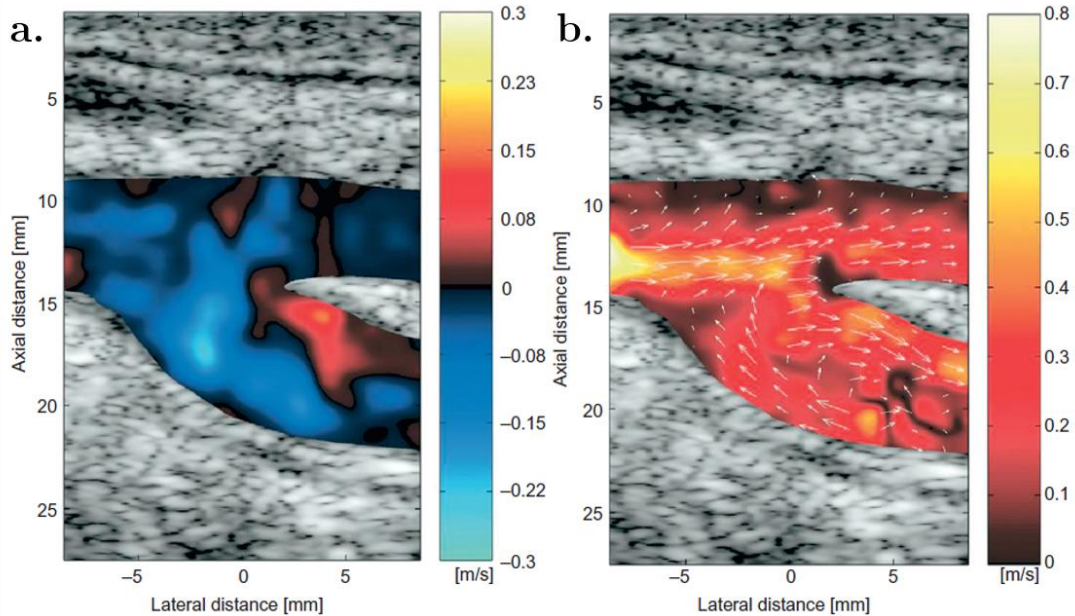


Figure 35: Représentation du flux dans une bifurcation de carotide au stade pré systolique. **a.** flux mesuré dans l'axe de la sonde correspondant à une acquisition en mode Doppler de couleur conventionnel. Les vitesses latérales ne sont pas quantifiées. **b.** image du rendu vectoriel par méthodes des oscillations transverses TO du même flux et au même instant. On distingue bien la formation d'un vortex dans le vaisseau plus profond (avec la courtoisie de Udesen, Nielsen, and Jensen 2007)

les composantes du vecteur vitesse. Le Doppler vectoriel à faisceaux croisé – *cross beam* – permet par triangulation de retrouver les vitesses latérales localement [28] [29].

Autre approche de Doppler vectoriel, l'application d'un champ d'oscillation transverse (TO), introduit par Jensen et *al* [30], rend le champ sensible aux déplacements latéraux par interférence de deux sous ouvertures [31]. La Figure 35 montre une comparaison entre un mode Couleur Doppler classique et un mode vectoriel par TO sur un même jeu de données. Une autre méthodes consiste à suivre le mouvements directement sur l'image échographique : C'est le *speckle tracking*, qui propose de suivre les grains de chatoiment de l'image – le *Speckle* – et par corrélation spatiale de reconstituer les déplacements puis d'en interpréter des vecteurs de vitesses [32].

L'imagerie ultrarapide par ondes planes a déjà été appliquée à l'estimation vectorielle [33]–[35]. En augmentant la cadence d'acquisition, les modes vectoriels ont pu gagner en robustesse et de premières applications cliniques ont pu être menées avec succès sur patients. Il a été souligné la force de l'imagerie vectorielle pour rapidement distinguer les flux laminaire au profil parabolique des flux turbulents, et sans contrainte sur l'angle d'insonification [36]. En revanche, le cantonnement à la visualisation 2D reste une limitation majeure puisque la mesure reste une projection sur un plan choisi. Pour mieux analyser le débit, l'évolution spectrale ainsi que la vorticité, la connaissance complète de la dynamique du sang ne peut s'affranchir d'une visualisation en trois dimensions.

### **3.1.3. Imagerie vasculaire vectorielle 3D**

Le développement de l'imagerie échographique 3D utilisant un grand nombre de voies [37], [38] a permis les premières implémentations d'imagerie vectorielle 3D à haute cadence d'imagerie. Dans un premier temps, Holbek et *al* ont publié des résultats d'imagerie vectoriel 3D quantifié dans un plan uniquement suivant la méthode d'oscillations transverses TO [39, p. 3]. Cette approche est basée sur l'imagerie synthétique [40] appliquée aux sondes matricielles denses [41]. Elle demande une unité échographique spécifique et lourde pour piloter l'ensemble des voies électroniques [37], ne permet pas une quantification tri dimensionnelle à haute cadence (kHz) et nécessite le choix d'un plan de représentation au préalable.

La quantification 3D dans l'ensemble du volume et à haute cadence fut réalisée pour la première fois par Correia et *al* sur une carotide humaine chez un volontaire sain [42]. En appliquant le principe de l'imagerie ultrarapide 4D par ondes planes [38] combiné à la formation de plusieurs faisceaux angulés en réception, il a été possible de déterminer la distribution vectorielle dans la carotide commune et la bifurcation pendant un cycle

cardiaque. La vorticité au niveau de la carotide interne a pu être mise en évidence ainsi qu'une mesure de débit fiable (Figure 36 b.).

L'imagerie vectorielle 3D constitue une perspective prometteuse offrant un accès plus complet aux informations hémodynamiques. Cependant l'implémentation du système est toujours limitée par sa complexité et son c ut. Des difficultés liées à la conception des sondes limitent également le champ de vue. Pour ces raisons, les premières preuves de concept en imagerie vectorielle 3D ultrasonore n'ont pu pour le moment sortir des laboratoires et entrer en clinique.

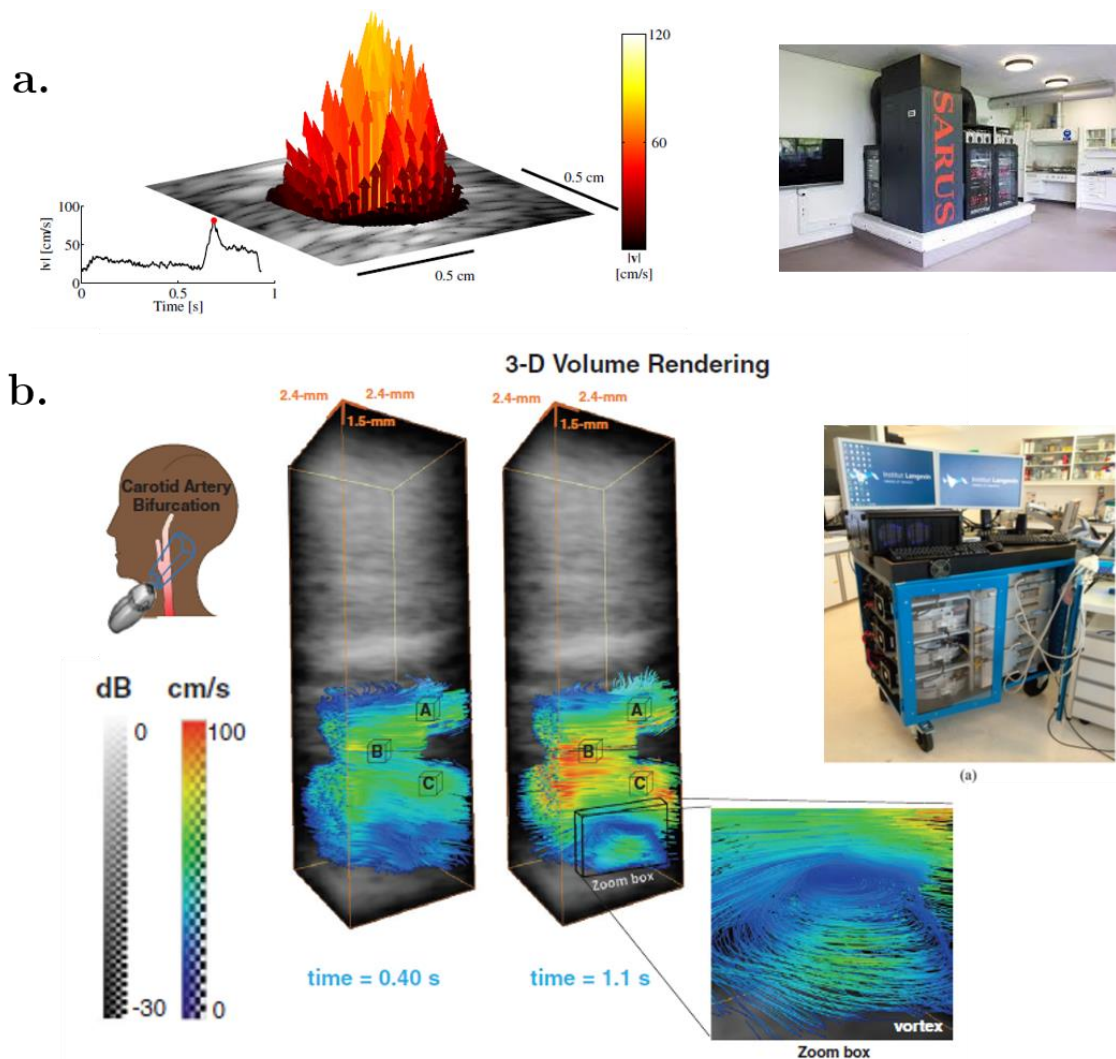


Figure 36: Premières applications d'imagerie vectorielle 3D utilisant des sondes matricielles dense 2D à 1024 voies. Figure a., profile 3D des vitesses au pic de systole d'une carotide humaine dans la partie commune (moyennage sur 3 cycles cardiaques)   droite de l'image l'unité SARUS utilisée pour piloter la sonde. (adapté de Holbek et al 2015) Figure b. Acquisition 3D ultrarapide vectorielle sur une bifurcation de carotide humaine. Focus sur la formation d'un vortex en pré systole. A droite l'unité ultrafast 4D nécessaire pour piloter la sonde. (adapté de Correia et al 2016)

### **3.1.4. Objectifs du chapitre**

L'objectif de ce chapitre est d'étudier les performances de la sonde RCA associée à une approche de quantification vectorielle 3D et à haute cadence du flux par ondes planes. Malgré les contraintes inhérentes à l'architecture RCA, nous avons vu dans le chapitre précédent une stratégie de reconstruction de l'information volumique par composition orthogonale –l'OPW. Nous allons étendre l'approche OPW à la quantification des vitesses axiales et latérales en 3D afin de réaliser une imagerie Doppler vectoriel dans tout le volume.

Dans un premier temps nous présenterons les résultats de quantification de vitesses axiales obtenus sur phantom *in vitro*. Conjointement, nous présenterons les résultats obtenus à l'aide d'une séquence à haute vitesse de Nyquist permettant de quantifier les flux élevés.

Ensuite, nous allons décrire une méthode inspirée de la formation de faisceaux angulés – *2D multi angle beamforming*– utilisée par Correia et *al* pour l'imagerie vectorielle 3D adaptée à la sonde RCA. Nous évaluerons les résultats de la reconstruction vectorielle pour différentes vitesses induites.

## 3.2. Quantification 3D de la vitesse axiale avec la RCA

### 3.2.1. Matériels et méthodes

#### 3.2.1.1. Implémentation des séquences RCA ultrarapides

Les séquences ultrasonores ont été implémentées sur une unité de recherche Vantage (Verasonics, Kirkland, WA, USA) munie de 256 voies. La fréquence d'émission a été fixée à  $f_c = 6.25$  MHz avec deux cycles, soit une bande passante de 90% à -6dB. La fréquence de répétition des pulses est fixée à  $f_{PRF} = 20$  kHz. Trois séquences angulaires ont été choisies soit  $N_{TX} = 8$ , 16 et 32 ondes planes avec des ouvertures angulaires de respectivement  $\alpha_{max} = 0.25^\circ$ ,  $1.75^\circ$  et  $3.75^\circ$ . Toutes les séquences ont un pas angulaire  $\Delta\alpha = 0.5^\circ$  afin de rejeter les lobes de réseau en dehors du champ de vue. On obtient donc des cadences d'imagerie de  $f_{OPW} = f_{PRF}/N_{TX}$  soit respectivement 2500, 1250 et 625 Hz.

Deux catégories différentes de séquences sont testées avec des limites de Nyquist différentes :

- **SimpleOPW** : Une première consiste à réaliser les  $N$  transmissions d'angles sur le premier réseau avant d'alterner sur le second réseau. Cette approche constitue une approche simple et naturelle de la formation d'image par OPW suivant le schéma déjà présenté. La focalisation synthétique est effectuée sur une durée  $T_c = N_{TX}/(f_{PRF} \times 2)$ . Dans cette configuration la focalisation synthétique est privilégiée par rapport à la sommation cohérente orthogonale. Les vitesses de Nyquist correspondantes sont donc  $v_N = 15.9$ ,  $7.7$  et  $3.8$  cm.s<sup>-1</sup>. Le Tableau 4 résume l'organisation chronologique des événements de transmission pour la formation d'un volume OPW (exemple pour  $N_{TX} = 8$ ). Cette catégorie sera identifiée par séquences ***simpleOPW***.

<b>SimpleOPW</b>	<b><math>N_{TX} = 8</math></b>							
<b><math>\theta_x</math> [°]</b>	-0.75°	-0.25°	0.25°	0.75°	-	-	-	-
<b><math>\theta_y</math> [°]</b>	-	-	-	-	-0.75°	-0.25°	0.25°	0.75°

Table 4: organisation de la séquences simpleOPW pour un nombre de transmission de  $N_{TX} = 8$  correspondant à une cadence  $f_{OPW} = 2500$  Hz et une vitesse de Nyquist de 9.8cm.s<sup>-1</sup>



- **RepeatOPW** : Afin de mesurer des flux de vitesse bien plus élevés, une seconde catégorie de séquence est implémentée. Habituellement, la vitesse maximale détectable avant aliasing est fixée par le nombre d'ondes planes  $N_{TX}$ . Le temps de compounding limite donc la vitesse de Nyquist. Une approche alternative pour éviter ce sous-échantillonnage temporel consiste en une répétition systématique des événements de transmission [43]. Ainsi, on opère deux volumes par transmissions entrelacées. Les deux volumes  $s^{OPW1}$  et  $s^{OPW2}$  sont obtenus à très courts intervalles de temps. La résolution temporelle effective n'est plus liée à la cadence d'imagerie mais directement à la  $f_{PRF}$ . La vitesse de Nyquist est donc exprimée uniquement par la  $f_{PRF}$  et vaut pour les trois jeux de séquence  $v_N = \mathbf{123}$  cm.s<sup>-1</sup>. Le Tableau 5 présente la chronologie d'une telle séquence si le nombre d'ondes planes était de  $N_{TX}=4$ . Ces séquences seront identifiées par le nom ***RepeatOPW***.

<b><i>RepeatOPW</i></b>	<b><math>N_{TX} = 4</math></b>							
$\theta_x$ [°]	-0.25°	-0.25°	0.25°	0.25°	-	-	-	-
$\theta_y$ [°]	-	-	-	-	-0.25°	-0.25°	0.25°	0.25°

Table 5: organisation de la séquence RepeatOPW pour un nombre de transmission de  $N_{TX} = 4$  permettant d'obtenir deux volume entrelacés  $s^{OPW1}$  et  $s^{OPW2}$  avec une vitesse de Nyquist de 123cm.s<sup>-1</sup>.

La Figure 37 illustre les deux organisations utilisées lors des acquisitions *in vitro*.

Toutes les acquisitions durent 102 ms, soit un nombre de 2048 ondes planes à 20 KHz. Pour les catégories *SimpleOPW* on obtient des ensembles de T= 256, 128 et 64 volumes  $s^{OPW}(x,y,zT)$ . Pour les séquences *repeatOPW*, les ensembles sont deux fois plus courts du fait de la répétition et correspondent à T = 128, 64 et 32 volumes.



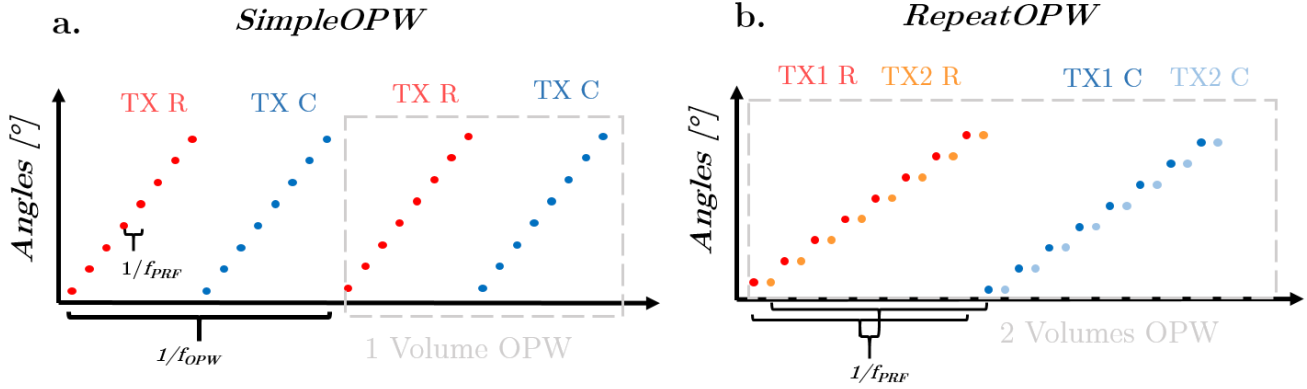


Figure 37: schéma résumant les deux types de séquences ultrasonores employées. **a.** séquence simpleOPW : Chaque réseau R et C transmet le jeu angulaire l'un après l'autre - TX (transmission) sur R puis TX sur C. Le volume OPW est formé sur un temps de  $1/f_{OPW} = N_{TX}/f_{PRF}$ . **b.** séquence repeatOPW basée sur l'entrelacement répétée des transmissions – chaque TX est répétée pour chaque réseau successivement – TX1 et TX2. On obtient deux volumes OPW1 et OPW2 qui sont formés à un pas temporel de  $1/f_{PRF}$  et dont le temps de sommation est de  $1/f_{OPW} = 2N_{TX}/f_{PRF}$ . La vitesse de Nyquist est fixée par la PRF mais le temps de formaion du volume est deux fois plus long.

### 3.2.1.2. Protocole expérimental *in vitro*

Afin de tester l'approche de reconstitution des vitesses en 3D avec la RCA, un protocole expérimental a été réalisé *in vitro*. Un fantôme consistant en un tube en silicone d'un diamètre de 3 mm est immergé dans de l'eau, préalablement dégazée, est orienté à  $50^\circ$  par rapport à la surface. Dans le tube circule un liquide dont les propriétés acoustiques sont représentatives du sang constitué d'un mélange d'eau dégazée et de particules de cellulose. Le fluide est imposé en circulation constante à l'aide d'une pompe péristaltique (modèle 700-D ATS, Laboratories Inc, USA).

La sonde RCA est centrée au-dessus du tube et entre dans le champ de vue entre 10 et 30 mm de profondeur. La vitesse de circulation délivrée dans le tube est estimée par mesure de débit et rapportée avec une approximation d'écoulement de Poiseuille. Trois régimes de débit sont imposés, correspondant à des vitesses estimées à  $|\vec{v}_1| \sim 6 \text{ cm.s}^{-1}$ ,  $|\vec{v}_2| \sim 12 \text{ cm.s}^{-1}$  et  $|\vec{v}_3| \sim 18 \text{ cm.s}^{-1}$ . En considérant l'inclinaison du tube, les vitesses axiales correspondantes sont respectivement de  $v_z \sim -3.2, -9.6$  et  $-12.8 \text{ cm.s}^{-1}$ .

En présence du flux le plus lent  $v_z \sim -3.2$ , toutes les séquences ont une cadence d'imagerie suffisante pour convenablement quantifier la vitesse axiale sans aliasing. En revanche, pour le flux le plus fort de vitesse axiale  $v_z \sim -12.8 \text{ cm.s}^{-1}$ , la vitesse de Nyquist est dépassée

lorsque  $N_{TX} = 32$  et 16 pour les catégories de séquence *SimpleOPW*. Dans ces cas précis on s'attendra donc à avoir du repliement de spectre *-aliasing*.

### 3.2.1.3. Beamforming et filtrage

L'ensemble des étapes de post-traitement, *beamforming*, estimation des vitesses et filtrage sont effectuées sur une unité autonome et indépendante avec une interface Matlab (2018b, Mathworks Inc, Natick, MA, USA).

Le *beamforming* (*Delay and Sum* DAS) est exécuté à l'aide d'un algorithme implémenté en langage Cuda C sur une carte graphique (NVIDIA GeForce GTW TITAN X). Le champ de vue est fixé à  $25.6 \times 25.6 \times 20$  mm<sup>3</sup> choisi à une profondeur de 10-30 mm afin de contenir la plus grande partie du tube et avec une taille de voxel de  $200 \times 200 \times 200$  µm<sup>3</sup>. Lors du *beamforming* une sous ouverture de la sonde est fixée à chaque profondeur d'imagerie pour reconstituer l'image. La taille de cette sous ouverture est déterminée en fixant un *F-number* constant de 1. Une apodisation de Hanning est appliquée pour chaque sous ouverture en réception afin de limiter les effets de bord. Après démodulation IQ, les volumes  $s^{CR}(x, y, z, n \times t_i)$  et  $s^{RC}(x, y, z, n \times t_i)$  correspondent à des matrices complexes de dimension  $128 \times 128 \times 100 \times 2048$  voxels codés sur 32 bits, soit 6.55 Mo pour chaque instant d'imagerie  $t_i$  et angle  $n$  -avec  $n \times t_i = 1024$  la dimension selon le temps discret de transmission<sup>2</sup>.

De façon conventionnelle, pour les séquences *SimpleOPW* la sommation cohérente est réalisée en fonction des angles  $n$ . On obtient alors deux matrices  $s^{RC}(x, y, z, t_i)$  et  $s^{CR}(x, y, z, t_i)$  pouvant alors être directement sommées orthogonalement pour retrouver  $s^{OPW}(x, y, z, t_i)$ . Les ensembles temporels  $T$  résultants sont de 256, 128 et 64 pour des nombre d'ondes planes  $N_{TX}$  respectivement de 8, 16 et 32.

Pour les séquences *RepeatOPW* les matrices sont réorganisées en quatre matrices  $s^{RC1}(x, y, z, n \times t_i)$ ,  $s^{RC2}(x, y, z, n \times t_i)$ ,  $s^{CR1}(x, y, z, n \times t_i)$  et  $s^{CR2}(x, y, z, n \times t_i)$  -avec  $n \times t_i = 512$  le nombre d'échantillons temporels<sup>3</sup>. Après sommation cohérente *-compounding-* et sommation orthogonale on obtient les deux volumes entrelacés  $s^{OPW1}(x, y, z, t_i)$  et

---

<sup>2</sup> La variable  $t_i$  désigne l'indice des volumes dans le temps discret, soit  $t_i = 1, \dots, T$  où  $T$  est l'ensemble temporel selon la séquence, et la variable  $n$  correspond au nombre d'angles  $n = 1, \dots, N$  à ne pas confondre avec le nombre d'ondes planes transmises  $N_{TX} = 2 \times N$  pour former un volume

<sup>3</sup> La répétition amène un facteur deux sur le nombre de transmissions dans chacune des matrices

$s^{OPW2}(x, y, z, t_i)$ . Les ensembles temporels  $T$  résultants sont de 128, 64 et 32 pour un nombre d'ondes planes  $N_{TX}$  respectivement de 8, 16 et 32.

Pour récupérer les informations liées au flux uniquement, un filtrage basé sur la décomposition en valeurs singulières SVD est réalisée sur les matrices 4D  $s^{OPW}$ . Pour tous les ensembles considérés, les 5 premières valeurs propres ont été supprimées.

#### 3.2.1.4. Estimation des vitesses axiales

Le calcul des phases des données filtrées  $s^{OPW}$  est réalisé à l'aide d'un estimateur de Kasai et al [24]. L'autocorrélateur est exécuté avec un décalage d'un échantillon temporel (*lag* 1). L'estimation de phase est réalisée en moyennant sur l'ensemble des échantillons temporels  $T$ . Il peut s'écrire pour les séquences *SimpleOPW* :

$$r_1(x, y, z) = \frac{1}{T} \sum_{i=1}^T (s^{OPW_s}(x, y, z, t_i) \cdot s^{OPW_s^*}(x, y, z, t_{i+1})) \quad (1)$$

Et pour les séquences *RepeatOPW*, sous la forme :

$$r_1(x, y, z) = \frac{1}{T} \sum_i^T (s^{OPW_{1s}}(x, y, z, t_i) \cdot s^{OPW_{2s^*}}(x, y, z, t_i)) \quad (2)$$

Où \* désigne le complexe conjugué. Le Doppler de puissance 3D est calculé en réalisant la moyenne temporelle des autocorrélations à pas nul (*lag* 0), comme :

$$r_0(x, y, z) = \frac{\sum_i [s^{OPW_s}(x, y, z, t_i) \cdot s^{OPW_s^*}(x, y, z, t_i)]}{T} \quad (3)$$

Avec  $i = 1, \dots, T$ , l'indice de l'ensemble dans le temps. Afin d'évaluer la précision de l'estimateur de phase, un coefficient normalisé est calculé par le rapport entre les estimations de phase  $r_1$  et l'énergie  $r_0$  en chaque voxels comme :

$$r_2(x, y, z) = \frac{|r_1(x, y, z)|}{r_0(x, y, z)} \quad (4)$$

Enfin l'ensemble des estimations de phase sont converties en vitesses orientées  $v_s$  selon l'expression :

$$\boxed{v_z(x, y, z) = -\arg[r_1(x, y, z, m)] \frac{cf_{PRF}}{2\pi f_0 S}} \quad (5)$$

Avec  $S$  une constante valant  $N_{TX}$  si la séquence est de catégorie *SimpleOPW*, et valant pour 1 pour les séquences *RepeatOPW*.

### 3.2.2. Résultats

#### 3.2.2.1. Quantification de la vitesse axiale : séquences simpleOPW

Dans un premier temps nous présentons les résultats de la séquence SimpleOPW pour le calcul de la vitesse axiale  $v_z$  en mode couleur Doppler 3D. Les matrices de cohérence  $r_2$  sont également présentées. Les trois flux *in vitro* ainsi que les trois cadences d'imagerie sont systématiquement comparées.

La Figure 38 représente les estimations de vitesse axiale 3D obtenues avec les séquences SimpleOPW pour  $N_{TX}= 8, 16$  et  $32$  ondes planes. Les cadences d'imagerie correspondent respectivement à  $f_{OPW}=2500, 1250$  et  $625$  Hz et les ensembles temporels sont respectivement  $256, 128,$  et  $64$  volumes. Les Figure 38 **a.1, b.1** et **c.1** –colonne de gauche– représentent les modes couleur Doppler en 3D obtenu pour  $102$  ms d'acquisition. Les vitesses sont toutes estimées autour de  $-2.8$  cm.s<sup>-1</sup> en moyenne à l'intérieur du tube, traduisant un flux allant vers la sonde. Les matrices de cohérence  $r_2(x,y,z)$  correspondantes sont représentée sur la colonne de droite en **a.2, b.2** et **c.2**. En **a.2** la corrélation  $r_2$  est proche de 1 dans l'ensemble du tube traduisant une bonne précision de l'estimation de la vitesse. En revanche, pour une cadence de  $1250$  Hz, en **b.2**, la cohérence chute dans l'intervalle  $[0.6, 0.8]$  et devient très faible à une cadence de  $625$  Hz pour  $N_{TX}=32$  ondes planes. Dans les trois cas, la vitesse de flux mesurée ne dépasse pas la limite d'aliasing. Nous attirons l'attention tout de même sur la Figure 38 **c.1** où quelques voxels en périphérie du tube présentent de l'aliasing, se traduisant par une estimation en sens opposé de la vitesse par recouvrement du spectre et donc un changement brutal du code couleur.

Nous allons désormais montrer les limites de la séquence SimpleOPW avec les deux vitesses de flux *in vitro* plus élevés.

Sur les Figure 39, sont représentées suivant la même organisation que les Figure 38, les estimations de vitesse axiale et les corrélations  $r_2$  en présence d'un flux plus important de  $-8$  cm.s<sup>-1</sup>. La dynamique de représentation sur les couleurs Doppler est fixée par la vitesse de Nyquist  $v_N= 15.9, 7.7$  et  $3.8$  cm.s<sup>-1</sup>, pour rendre compte de la saturation par aliasing. Les séquences ultrasonores sont exactement les mêmes que précédemment, à savoir  $8, 16$  et  $32$  ondes planes, pour des cadences d'imagerie respectivement de  $2500, 1250$  et  $625$  Hz et correspondant à des ensembles temporels de  $256, 128$  et  $64$  volumes (soit à chaque fois  $102$  ms d'acquisition). La Figure 39 **a.1** montre une estimation moyenne de la vitesse axiale  $v_z$  de  $-6.8$  cm.s<sup>-1</sup> à l'intérieur du tube. Le coefficient de corrélation correspondant présenté sur la Figure 39 **a.2** est compris entre  $0.6$  et  $0.8$

traduisant que la précision de l'estimation n'est pas optimale même pour 2500Hz d'imagerie. Les Figure 39 **b.1** et **c.1** montrent l'estimation des vitesses  $v_z$  pour les cadences d'imagerie de 1250 Hz et 625 Hz. La vitesse de Nyquist est dépassée dans les deux cas se traduisant par un repliement de spectre et donc un phénomène d'aliasing. La lecture de la vitesse n'est donc pas possible directement. Les matrices de corrélation  $r_2$  présentées sur les Figure 39 **b.2** et **c.2** sont très proches de zéro dans l'ensemble du tube traduisant une faible précision de l'estimation de la vitesse.

La Figure 40 représente de façon similaire les estimations 3D de la vitesse et de la matrice corrélation  $r_2$  obtenues avec la séquence SimpleOPW en présence d'un flux axial de  $-12 \text{ cm.s}^{-1}$ . Pour la séquence à 1250 Hz et 8 ondes planes, la Figure 40 **a.1** montre une estimation 3D du flux d'environ  $-11.2 \text{ cm.s}^{-1}$ . La corrélation  $r_2$  présentée sur la Figure 40 **a.2** est comprise entre 0 et 0.6. Pour les cadences d'imagerie plus faibles, Figure 40, **b.1**, **b.2**, **c.1**, et **c.2** une estimation de la vitesse est proprement impossible du fait d'un aliasing généralisé dans l'ensemble du tube. La cohérence montre par ailleurs un score quasi nul dans l'ensemble du tube.

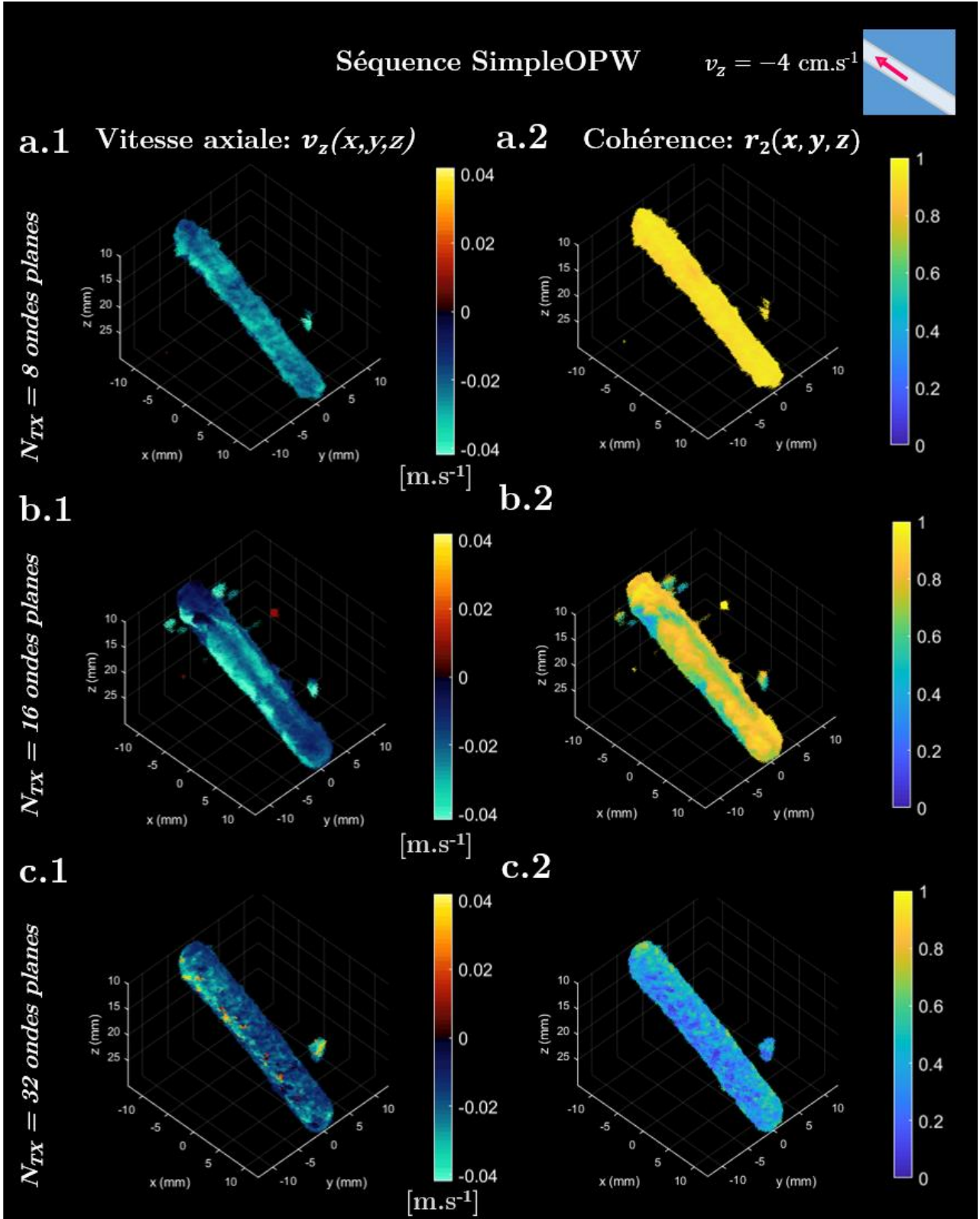


Figure 38: Couleur Doppler avec séquences SimpleOPW (colonne gauche) et la matrice de cohérence  $r_2$  correspondante (colonne droite). Mesures *in vitro* en présence d'un flux de vitesse axiale de  $v_z = -4 \text{ cm.s}^{-1}$ . **a.1**, **b.1** & **c.1** : Couleurs Doppler représentés entre  $\pm 4 \text{ cm.s}^{-1}$ , réalisés avec 8, 16 et 32 ondes planes, soit des cadences d'imagerie respectivement 2500, 1250 et 625 Hz (ensemble temporel de 256, 128 et 64 volumes). En **a.1** & **b.1** : Le flux moyen mesuré dans le tube est  $-2.8 \text{ cm.s}^{-1}$ . **c.1** montre un léger aliasing. En **a.2** la matrice de corrélation  $r_2$  est proche de 1, et chute en **b.2**. En **c.2** la cohérence est proche de 0.4.

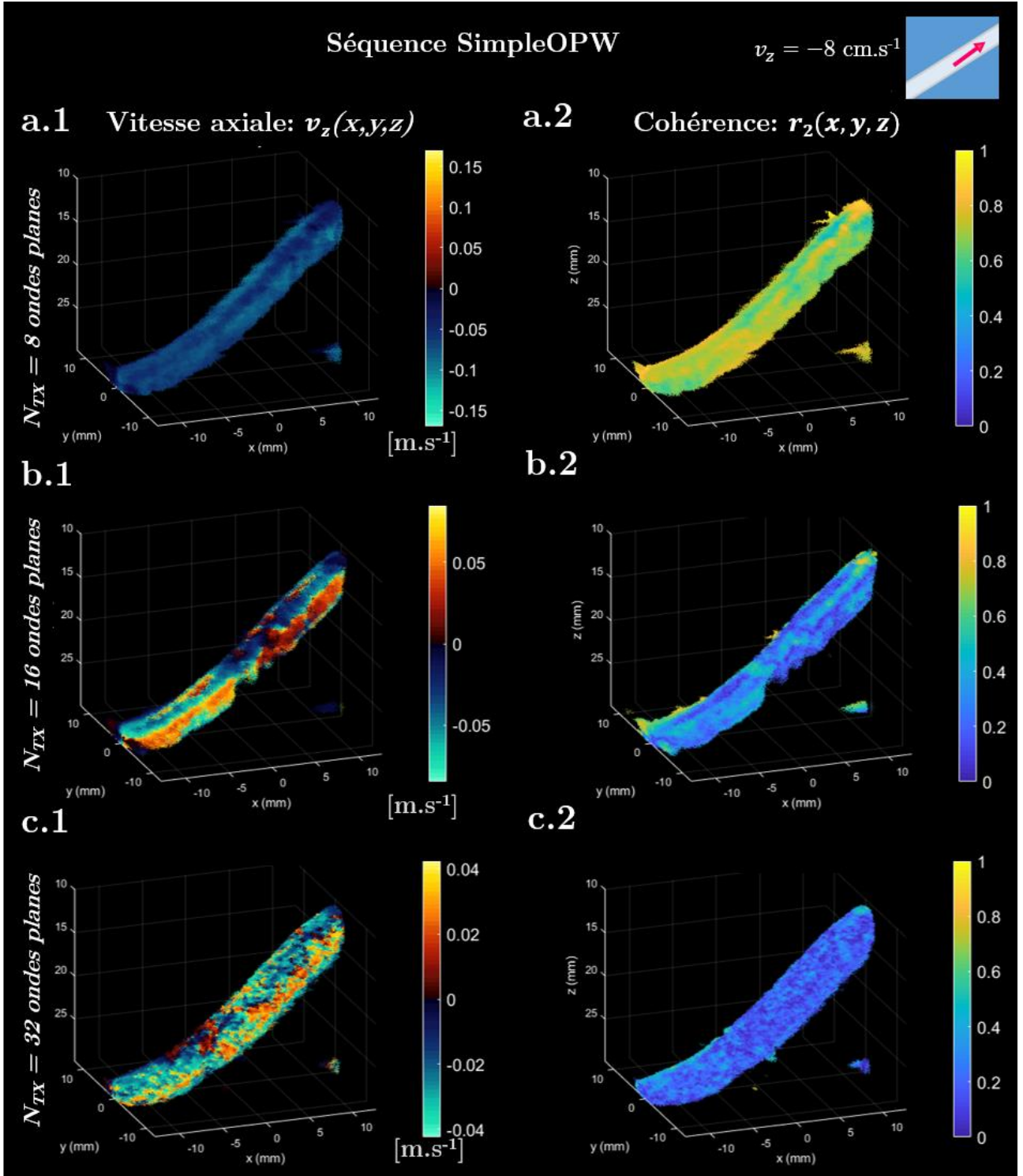


Figure 39 : Couleur Doppler avec séquences SimpleOPW réalisés avec 8,16 et 32 ondes planes (colonne gauche). Matrices de cohérence  $r_2$  correspondantes (colonne de droite). Mesures *in vitro* obtenues en présence d'un flux de vitesse axial  $v_z = -8 \text{ cm.s}^{-1}$ . **a.1**, **b.1** & **c.1** : la dynamique est fixée sur la vitesse de Nyquist, soit  $v_N = 15.9$ ,  $7.7$  et  $3.8 \text{ cm.s}^{-1}$ , pour rendre compte de la saturation par aliasing. En **a.1** pas d'aliasing et la vitesse moyenne mesurée est de  $-6.8 \text{ cm.s}^{-1}$ . **a.2** montre une cohérence dans l'intervalle  $[0.6 \text{ et } 0.8]$ . En **b.1** et **c.1**, phénomène d'aliasing, la vitesse ne peut pas être estimée directement sur le couleur Doppler. Les matrices de corrélation  $r_2$  correspondantes en **b.1** et **c.1** sont proches de 0.



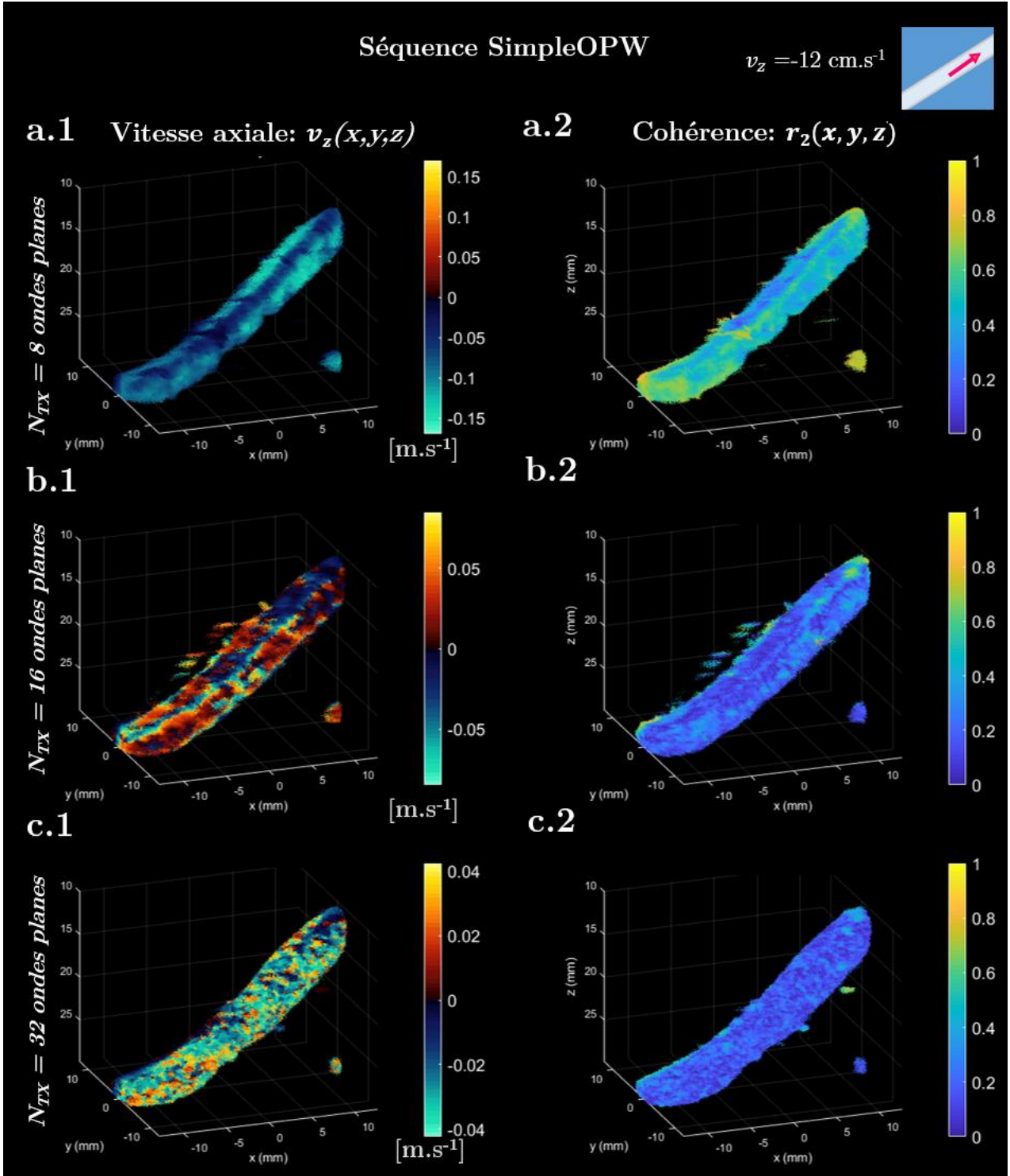


Figure 40 : Couleur Doppler avec séquences SimpleOPW réalisés avec 8,16 et 32 ondes planes (colonne gauche). Matrices de cohérence  $r_2$  correspondantes (colonne de droite). Mesures *in vitro* obtenues en présence d'un flux de vitesse axial  $v_z = -12 \text{ cm.s}^{-1}$ . **a.1**, **b.1** & **c.1** : la dynamique est fixée sur la vitesse de Nyquist, soit  $v_N = 15.9$ ,  $7.7$  et  $3.8 \text{ cm.s}^{-1}$ , pour rendre compte de la saturation par aliasing. En **a.1** pas d'aliasing et la vitesse moyenne mesurée est de  $-10 \text{ cm.s}^{-1}$ . **a.2** montre une cohérence dans l'intervalle  $[0 \text{ et } 0.6]$ . En **b.1** et **c.1**, phénomène d'aliasing, la vitesse ne peut pas être estimée directement sur le couleur Doppler. Les matrices de corrélation  $r_2$  correspondantes en **b.1** et **c.1** sont proches de 0.



### 3.2.2.2. Quantification de la vitesse axiale en RepeatOPW

Désormais nous présentons les résultats de la séquence RepeatOPW sur l'estimation de la vitesse axiale en présence de deux flux :  $-4 \text{ cm.s}^{-1}$  et  $-12 \text{ cm.s}^{-1}$ .

La Figure 41 présente les résultats de la séquence RepeatOPW obtenus *in vitro* en présence d'un flux de  $-4 \text{ cm.s}^{-1}$ . Les séquences correspondent à 8, 16 et 32 ondes planes à des cadences d'imagerie respectivement de 2500, 1250 et 625 Hz pour des ensembles temporels de 128, 64 et 32 volumes entrelacés. Les Figure 41 **a.1**, **b.1** et **c.1** montrent les estimations de vitesse axiale en mode Doppler couleur 3D pour une dynamique de vitesse comprise entre  $+$  et  $-3.8 \text{ cm.s}^{-1}$ . La vitesse moyenne estimée dans l'ensemble du tube est de  $-2.8 \text{ cm.s}^{-1}$ . Aucune trace d'aliasing n'est détectée sur le Doppler de couleur. Les matrices de corrélation  $r_2$  correspondantes sont montrées sur les Figure 41 **a.2**, **b.2** et **c.2**. Dans chaque cas, la cohérence est très proche de 1 dans l'ensemble du tube traduisant une forte précision de l'estimation de la vitesse du flux.

Les résultats réalisés en présence d'un flux plus important de  $-12 \text{ cm.s}^{-1}$  sont présentés sur les Figure 41 d'un point de vue similaire. En **a.1**, **b.1** et **c.1** on voit les estimations de vitesses dans l'ensemble du tube. La moyenne du flux axial estimée est de  $-10 \text{ cm.s}^{-1}$ . Pour chaque séquence, la matrice de cohérence dévoile un score de 1 dans l'ensemble du tube. En revanche, le tube semble plus étalé et a une forme plus élargie qu'attendue. L'énergie est détectée dans des régions en dehors des zones attendues. Nous avancerons une hypothèse à ce sujet en discussion.

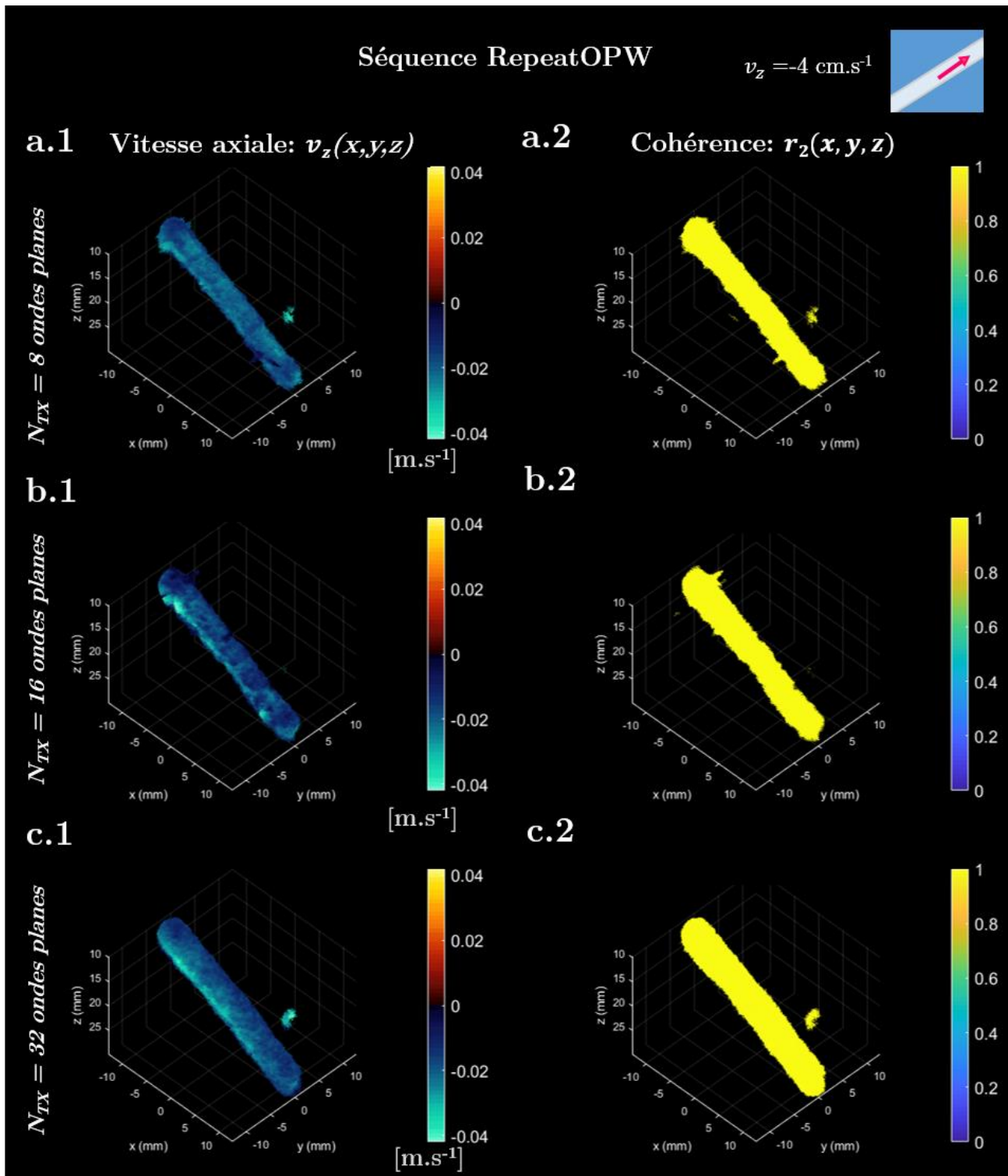


Figure 41: Couleur Doppler réalisés avec la séquence RepeatOPW (colonne de gauche). Matrices de cohérence  $r_2$  correspondantes (colonne de droite). Mesures *in vitro* en présence d'un flux  $v_z = -4 \text{ cm.s}^{-1}$ . **a.1, b.1 & c.1** : La vitesse estimée est de  $-2.8 \text{ cm.s}^{-1}$  pour 8, 16 et 32 ondes planes (ensemble temporel de 128, 64 et 32 volumes). En **a.2, b.2 & c.2** : toutes les matrices de corrélation  $r_2$  présentent un score de 1 dans l'ensemble du tube.

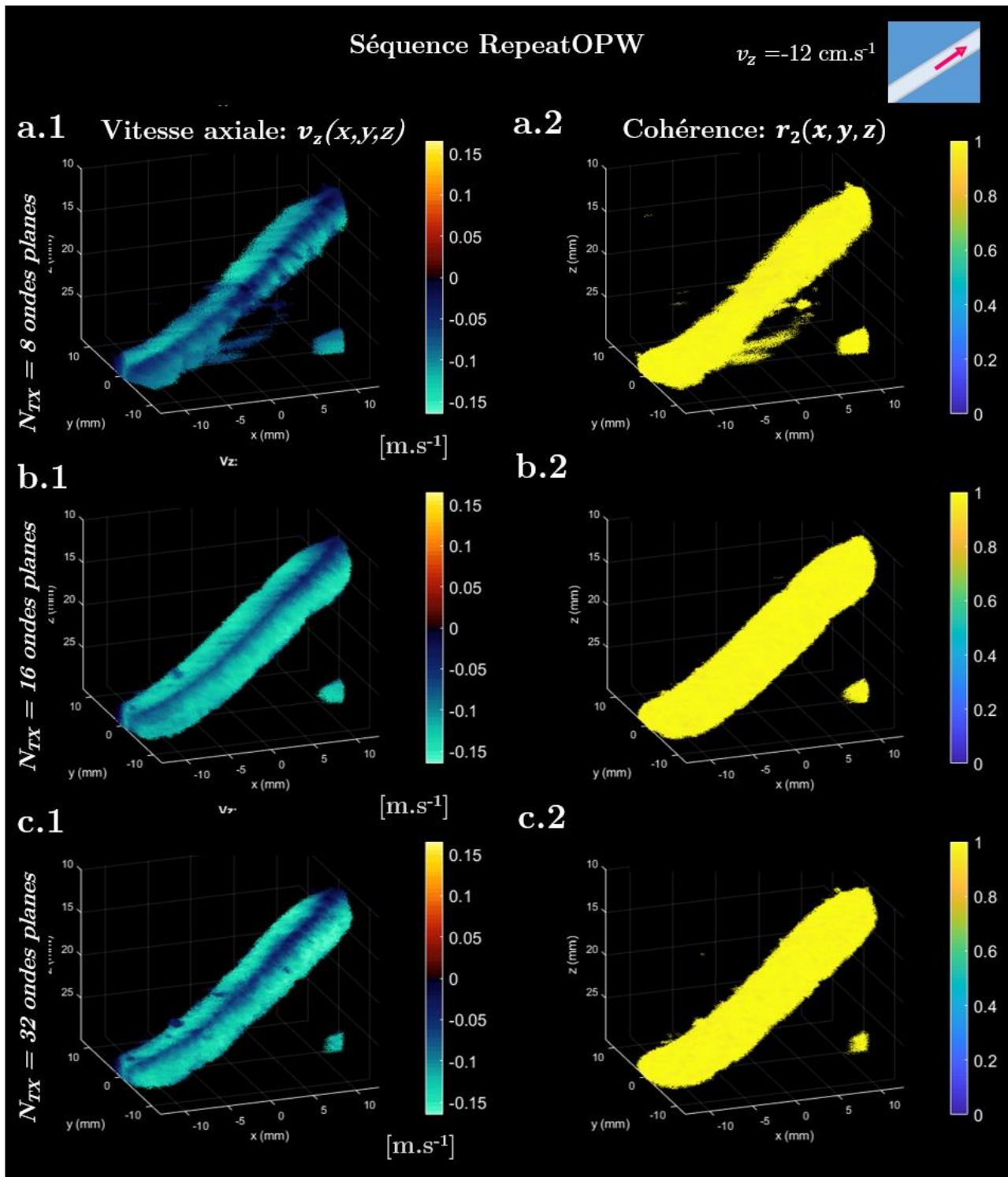


Figure 43: Couleur Doppler réalisés avec la séquence RepeatOPW (colonne de gauche). Matrices de cohérence  $r_2$  correspondantes (colonne de droite). Mesures *in vitro* en présence d'un flux  $v_z = -12 \text{ cm.s}^{-1}$ . **a.1**, **b.1** & **c.1** : La vitesse estimée moyenne est de  $-10 \text{ cm.s}^{-1}$  pour 8, 16 et 32 ondes planes (ensemble temporel de 128, 64 et 32 volumes). En **a.2**, **b.2** et **c.2** : toutes les matrices de corrélation  $r_2$  présentent un score de 1 dans l'ensemble du tube.

### 3.3. Imagerie vasculaire 3D ultrarapide à faible nombre de voie : *Ultrafast 4D RCA vector flow imaging*

#### 3.3.1. Méthode d'orientation des faisceaux en 3D avec la RCA

##### 3.3.1.1. Principe de croisement de faisceaux pour l'imagerie vectorielle 3D

Dans les approches d'imagerie Doppler pulsé, la vitesse est mesurée par quantification indirecte de l'effet Doppler. On obtient un signal qui fluctue au cours des émissions/réceptions successives avec une fréquence dont l'expression est la même que dans le cas du Doppler continu :

$$f_D = \frac{2\|\vec{v}\|\cos\theta}{c} f_0 \quad (6)$$

Où  $f_D$  est la fréquence Doppler,  $\vec{v}$  la vitesse du sang,  $c$  la célérité des ondes longitudinales dans les tissus et  $f_0$  la fréquence centrale d'émission du pulse. Cette expression montre que la mesure d'une vitesse est paramétrée par la connaissance de l'orientation du flux  $\theta$  par rapport à l'axe de la sonde. C'est en connaissant l'angle  $\theta$  entre l'axe du faisceau d'imagerie et la direction du flux que l'on peut projeter la vitesse axiale  $v_z = \|\vec{v}\|\cos\theta$  pour retrouver la vitesse réelle. On remarquera que pour  $\theta=90^\circ$ , la projection diverge vers l'infini, c'est ce qui rend la mesure impossible pour les vitesses perpendiculaires au faisceau. Il est possible alors de combiner plusieurs mesures Doppler à partir de plusieurs axes indépendants. C'est ce que propose de faire le *cross-beam* Doppler ou le *Multi-beam* Doppler en combinant plusieurs axes de mesure. En simplifiant le problème au plan 2D ( $x,z$ ), et si l'on considère plusieurs directions de transmission  $\alpha_i$  et de réception  $\beta_j$ , l'expression de la fréquence Doppler mesurée peut s'écrire :

$$f_D = \frac{\|\vec{v}\|\cos(\alpha_i - \theta) + \|\vec{v}\|\cos(\beta_j - \theta)}{c} f_0 \quad (7)$$

Où  $\|\vec{v}\|$  et  $\theta$  sont respectivement la vitesse et l'angle des particules en mouvement avec l'axe du faisceau, toute deux inconnues,  $\alpha_i$  et  $\beta_j$  sont les angles des  $i$  transmissions et des  $j$  réceptions (avec  $i = 1, \dots, I$  et  $j = 1, \dots, J$ ). Avec l'expression trigonométrique  $\cos(\alpha - \theta) = \cos(\alpha)\cos(\theta) + \sin(\alpha)\sin(\theta)$  ainsi que l'expression des composantes  $v_z = \|\vec{v}\|\cos\theta$  et  $v_x = \|\vec{v}\|\sin\theta$ , on peut écrire :

$$f_D = \frac{v_z[\cos(\alpha_i) + \cos(\beta_j)] + v_x[\sin(\alpha_i) + \sin(\beta_j)]}{c} f_0 \quad (8)$$

Cela est équivalent à  $I \times J$  mesures de fréquence Doppler de faisceaux orientés. Il est plus convenable d'écrire ce problème sous forme d'un système linéaire matriciel reliant les fréquences Doppler  $f_D$ , les composantes des vitesses  $(v_x, v_y)$  et une matrice de passage caractérisant l'orientation du système :

$$\begin{bmatrix} f_{D_1} \\ f_{D_2} \\ \vdots \\ f_{D_{IJ}} \end{bmatrix} = \frac{f_0}{c} \begin{bmatrix} \cos(\alpha_1) + \cos(\beta_1) & \sin(\alpha_1) + \sin(\beta_1) \\ \cos(\alpha_2) + \cos(\beta_2) & \sin(\alpha_2) + \sin(\beta_2) \\ \vdots & \vdots \\ \cos(\alpha_I) + \cos(\beta_J) & \sin(\alpha_I) + \sin(\beta_J) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_x \\ v_z \end{bmatrix} \quad (9)$$

Soit :

$$\mathbf{b} = \mathbf{K} \cdot \mathbf{v} \quad (10)$$

$$\mathbf{b} = \begin{bmatrix} f_{D_1} \\ f_{D_2} \\ \vdots \\ f_{D_{IJ}} \end{bmatrix} \frac{c}{f_0} \quad \mathbf{K} = \begin{bmatrix} \cos(\alpha_1) + \cos(\beta_1) & \sin(\alpha_1) + \sin(\beta_1) \\ \cos(\alpha_2) + \cos(\beta_2) & \sin(\alpha_2) + \sin(\beta_2) \\ \vdots & \vdots \\ \cos(\alpha_I) + \cos(\beta_J) & \sin(\alpha_I) + \sin(\beta_J) \end{bmatrix} \text{ et } \mathbf{v} = \begin{bmatrix} v_x \\ v_z \end{bmatrix} \quad (11)$$

Qui représente la formulation matricielle de la mesure des différentes fréquences Doppler pour  $I \times J$  faisceaux de transmission et réception. Avec la connaissance de plusieurs vitesses selon plusieurs axes de faisceaux, on peut obtenir un système surdéterminé à coefficients constants dont les solutions simples sont les composantes de la vitesse réelle dans le repère orthogonal  $(x, z)$ <sup>4</sup>. Grâce aux mesures surdéterminées la résolution du système peut être effectuée avec l'approche des moindres carrés généralisé qui minimise la norme du résidu  $\|\mathbf{r}\|_2 = \|\mathbf{b} - \mathbf{K}\mathbf{v}\|_2$ . Le problème des moindres carrés utilise la pseudo inverse  $(\mathbf{K}^T \mathbf{K})^{-1} \mathbf{K}^T$  de  $\mathbf{K}$  de dimension  $[2, I \times J]$  et envoie les vecteurs  $\mathbf{b}$  vers les vecteurs vitesses dans le plan orthogonal :

$$\mathbf{v} = (\mathbf{K}^T \mathbf{K})^{-1} \mathbf{K}^T \cdot \mathbf{b} \quad (12)$$

Où  $\mathbf{K}^T$  est la transposée de la matrice  $\mathbf{K}$ . La mesure à travers divers axes angulés est matérialisée par les vecteurs  $\mathbf{b}$  du système et peut se faire de plusieurs manières

---

<sup>4</sup> On rappelle que le raisonnement ici est réalisé en 2D dans le plan  $(x, y)$  pour plus de lisibilité. L'extension en 3D est triviale.

différentes : en utilisant plusieurs sondes orientées, en changeant la position d'une sonde ou en utilisant plusieurs sous ouvertures de la sonde en transmission et réception. L'ensemble des vecteurs de propagation  $\vec{k}$  privilégiés vont conditionner le problème inverse et il importe de le surdéterminer. Pour plus de détails sur les approches antérieurement développés il est possible de consulter la publication de Dunmire et *al* [29].

Un développement pour une approche en 3 dimensions utilisant une matrice 2D a été proposé par Correia et *al*. Il y est proposé de créer les faisceaux par l'émission d'un nombre  $I$  d'ondes planes angulées de vecteur normal  $\vec{k}_{t,i}$  ( $i=1,\dots,I$ ) suivi par la réception d'un nombre  $J$  de sous ouvertures angulées  $\vec{k}_{r,j}$  ( $j=1,\dots,J$ ). Pour chaque pair de faisceaux transmis et reçus  $(\vec{k}_{t,i}, \vec{k}_{r,j})$ , il est possible de calculer les variations de phase avec le principe de l'autocorrélateur de Kasai à *lag* 1 [24] :

$$\mathbf{b}(i, j, x, y, z, t) = -arg[IQ(i, j, x, y, z, t).IQ^*(ij, x, y, z, t - t_{PRF})] \quad (13)$$

$\mathbf{b}(i, j, x, y, z, t)$  forme alors une matrice de dimension  $[I, J, Nx, Ny, Nz, Nt]$  et caractérise l'ensemble des combinaisons orientées de mesure de phase. La matrice  $\mathbf{K}_{tr}$  du système linéaire reliant les transmissions et les réceptions peut s'écrire sous la forme :

$$\mathbf{K}_{tr} = \begin{bmatrix} k_{t,1x} + k_{r,1x} & k_{t,1y} + k_{r,1y} & k_{t,1z} + k_{r,1z} \\ k_{t,2x} + k_{r,2x} & k_{t,2y} + k_{r,2y} & k_{t,2z} + k_{r,2z} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ k_{t,Ix} + k_{r,Jx} & k_{t,Iy} + k_{r,Jy} & k_{t,Iz} + k_{r,Jz} \end{bmatrix} \quad (14)$$

Où chaque vecteur  $\vec{k}_{t,i}$  et  $\vec{k}_{r,j}$  sont normalisés et projetés dans la base orthogonale  $(\vec{x}, \vec{y}, \vec{z})$ . Il est alors possible d'écrire le problème inverse permettant de retrouver les vitesses  $\vec{v} = (v_x, v_y, v_z)^T$  en reliant la mesure des variations de phase  $\mathbf{b}(i, j, x, y, z, t)$  avec la pseudo inverse  $(\mathbf{K}_{tr}^T \mathbf{K}_{tr})^{-1} \cdot \mathbf{K}_{tr}^T$  comme décrit pour l'approche 2D :

$$\vec{v}(x, y, z) = \begin{bmatrix} V_x \\ V_y \\ V_z \end{bmatrix} = (\mathbf{K}^T \mathbf{K})^{-1} \mathbf{K}^T \cdot \mathbf{b} \quad (15)$$

Cette méthode des moindres carrés appliquée à une matrice 2D a montré une forte robustesse face au bruit. Cela à permis de détecter la formation de vorticité dans une carotide, représenté Figure 36 **b** .

### 3.3.1.2. Analyse par filtrage de Gabor pour la RCA

Comme nous l'avons vu, la formation d'un volume en RCA pose un problème d'asymétrie de la PSF du fait que les voies de focalisation en émission et réception ne sont pas équivalentes. Par conséquent le compromis en termes de contraste, cadence d'imagerie et résolution spatiale est plus exigeant comparé aux matrices 2D. La formation d'un volume va donc souvent nécessiter un besoin important d'ondes planes pour retrouver une qualité convenable d'imagerie.

Cet a priori va avoir une première conséquence sur la formation des paires de vecteur  $\vec{k}_{t,i}$  et  $\vec{k}_{r,j}$  : Si une seule onde plane est transmise avec une RCA et reçu par le réseau orthogonal, la résolution sera nulle dans la dimension de transmission, compromettant l'estimation de la phase. La formation d'un faisceau orienté  $\vec{k}_{t,i}$  avec une seule onde plane ne permet pas d'estimer les variations de phase en une seule émission. Un jeu plus conséquent de transmissions est alors nécessaire pour enrichir l'image dans son spectre spatial. Deuxièmement, l'approche par sous-ouverture en réception permettant de reconstruire les vecteurs  $\vec{k}_{r,j}$  ne peut fournir une information spatiale selon la dimension en élévation lorsqu'une seule onde est transmise.

Il s'agit en réalité de deux aspects d'un même problème, celui que la sonde RCA ne possède qu'un seul degré de liberté pour la focalisation à chaque événement. La méthode de formation de paires de vecteurs  $(\vec{k}_{t,i}, \vec{k}_{r,j})$  employé avec une sonde matricielle 2D pourrait être utilisée avec une RCA mais au prix d'un grand nombre de transmissions et donc d'une dégradation désastreuse de la résolution temporelle.

Pour pallier à ce problème, nous pouvons procéder à une analyse par composantes des fréquences spatiales directement sur les images reconstruites. A cet effet, les filtres de Gabor, qui doivent leur nom à Denis Gabor (1900-1979), forment des fonctions linéaires qui produisent une décomposition en ondelettes orientées. Les fonctions utilisées sont des ondes sinusoïdales modulées par une gaussienne. Cela permet de manipuler simplement les caractéristiques spectrales de l'image et offre une flexibilité intéressante en plaçant le choix de paramètre de filtrage a posteriori du *beamforming*.

En considérant le domaine spatiale 2D  $(x, z)$  on peut écrire la réponse impulsionnelle  $h(x, z)$  d'un tel filtre comme la multiplication entre une fonction Gaussienne  $G$  et une porteuse  $P$  dans l'espace orienté  $(X, Z)$  :



$$h(x, z) = G(X, Z).P(Z, \phi) = \frac{1}{2\pi\sigma_x\sigma_z} \exp\left[-\frac{1}{2}\left(\left(\frac{X}{\sigma_x}\right)^2 + \left(\frac{Z}{\sigma_z}\right)^2\right)\right] \cdot \exp\left[j\frac{2\pi}{\lambda}Z + \phi\right] \quad (16)$$

En ayant considéré l'espace orienté par l'angle  $\beta$  :

$$\begin{aligned} X &= x \cos(\beta) - z \sin(\beta) \\ Z &= z \cos(\beta) + x \sin(\beta) \end{aligned} \quad (17)$$

Où  $\sigma_x$  et  $\sigma_z$  sont les écarts types de la Gaussienne  $G$ ,  $\lambda$  la longueur d'onde de la porteuse et  $\phi$  un déphasage que nous considérerons nul dans la suite. L'écart type peut s'écrire :

$$\sigma_{x/z} = \frac{FWHM}{2\sqrt{2\ln(2)}} \quad (18)$$

Avec FWHM -*Full Width at Half Maximum*- est la largeur à mi-hauteur de la fonction Gaussienne. Appliquer une telle opération à une image équivaut à réaliser une opération de convolution dans le domaine spectral et donc de récupérer les fréquences spatiales intéressantes.

La Figure 44 représente la réponse orientée d'un filtre de Gabor implémenté en 3 dimensions sur une image. Cette image forme un volume  $IQ(x, y, z)$  du plan complexe et correspond à une PSF réalisée sous *Field II*. Elle est obtenue en implémentant une sonde RCA de 128+128 éléments centré à 6.25 MHz avec un diffuseur immobile placé à 20 mm de profondeur. Une séquence de 16 ondes planes à un pas angulaire de  $\Delta\alpha=0.5^\circ$  de  $-1.75^\circ$  à  $1.75^\circ$  est utilisée pour former l'image suivant le schéma de l'OPW. Le volume est reconstitué sur une grille de voxels de dimension égale à  $\lambda/2$ . L'image et son spectre sont représentés dans les plans  $(x, z)$  et  $(k_x, k_z)$  sur une échelle logarithmique pour plus de visibilité (Figure 44 gauche). Le domaine des fréquences spatiales est en kilo par mètre, soit des milliers d'occurrences par mètre.

On remarque sur le spectre de l'image originale que l'énergie est principalement concentrée dans les  $k_x$  faibles et nuls, traduisant le manque de détails sur la dimension latérale (Figure 44 gauche-bas). C'est effectivement souvent le cas avec les images RCA obtenues avec une faible ouverture angulaire. Selon la dimension  $kz$  l'énergie est concentrée autour de 1 à  $2 \times 10^3$  m<sup>-1</sup>. Il est important de préciser que la transformée de Fourier est effectuée sur des données complexes  $IQ(x, y, z)$ , qui contiennent une information de phase (du fait de l'échantillonnage IQ en quadrature), c'est la composante de phase qui implique une translation dans le domaine de Fourier du spectre.



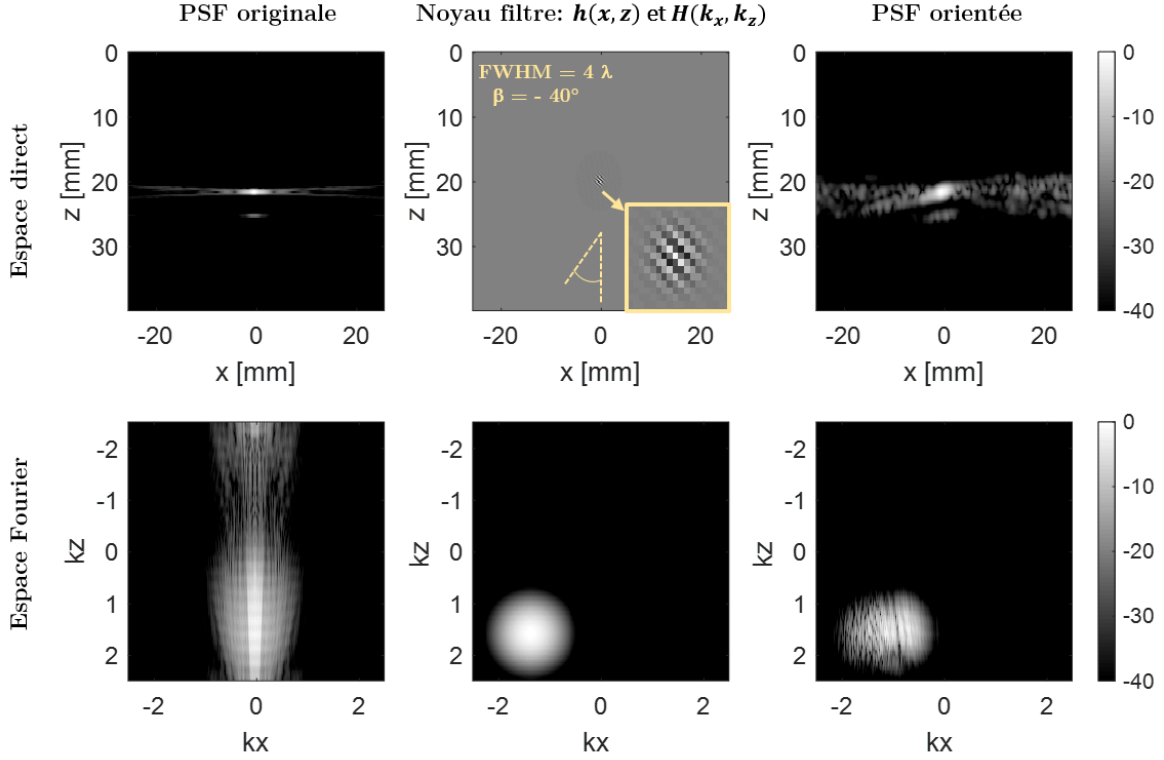


Figure 44: Exemple de filtrage de Gabor sur une PSF 3D représentées dans le plan  $(x, z)$  en haut et  $(k_x, k_z)$  en bas. A gauche : image originale de la PSF d'une sonde RCA à 6.25 MHz en présence d'un diffuseur à 20 mm. La taille des voxels est fixée à  $\frac{\lambda}{2}$ . Au milieu réponse impulsionnelle du filtre pour un paramètre de bande passante  $\text{FWHM} = 4\lambda$  et une orientation à  $\beta = -40^\circ$ . A droite, sur la sortie du filtrage, on remarque la perte en richesse spectral et l'aspect orienté de la PSF de façon assez similaire à une réception à travers une sous ouverture décalée vers la gauche.

Afin de récupérer l'information dans la partie du spectre où se situe le plus d'énergie, la fréquence de la porteuse est fixée à  $\frac{2\pi}{\lambda}$  pour faire traduire le noyau de la gaussienne. L'orientation est déterminée par l'angle  $\beta$  ce qui a pour effet d'orienter la translation dans l'espace des  $k$ , sur la Figure 44 au centre on peut l'observer pour  $\beta = -40^\circ$ . Les bandes passantes du filtrage sont déterminées par les écarts type  $\sigma_x$  et  $\sigma_z$ , fixées ici à  $\sigma_x = \sigma_z = 1.7$  correspondant à une largeur à mi-hauteur  $\text{FWHM}$  de  $4\lambda$ .

En sortie de filtrage on obtient un volume complexe  $IQ_s(x, y, z)$  (Figure 44 droite-haut) dont les composantes spectrales  $\widetilde{IQ}_s(k_x, k_y, k_z)$  ont été 'orientées' (Figure 44 droite-bas). L'image de la PSF semble inclinée vers une partie latérale de la sonde.

La Figure 45 représente les mêmes étapes de filtrage de la PSF mais en considérant cette fois-ci une réponse impulsionnelle encore plus sélective dans le domaine des fréquences

(écarts types plus étroits correspondant à un  $\text{FWHM} = 8\lambda$ ) et une orientation positive  $\beta = +20^\circ$ .

Ces filtres sont efficaces pour récupérer des fréquences et des orientations dans l'image. En partant d'un volume, et pour un nombre  $M$  d'opérations de filtrage, il est possible de récupérer une matrice  $IQ_s(x, y, z, t, M)$  dont la dernière dimension forme les  $M$  projections de l'image originale  $IQ(x, y, z, t)$ . La reconstruction d'une matrice  $\mathbf{K}_s$ , de dimension  $(M, 3)$  peut alors se faire en récupérant les directions privilégiées des  $M$  sorties de filtrage.

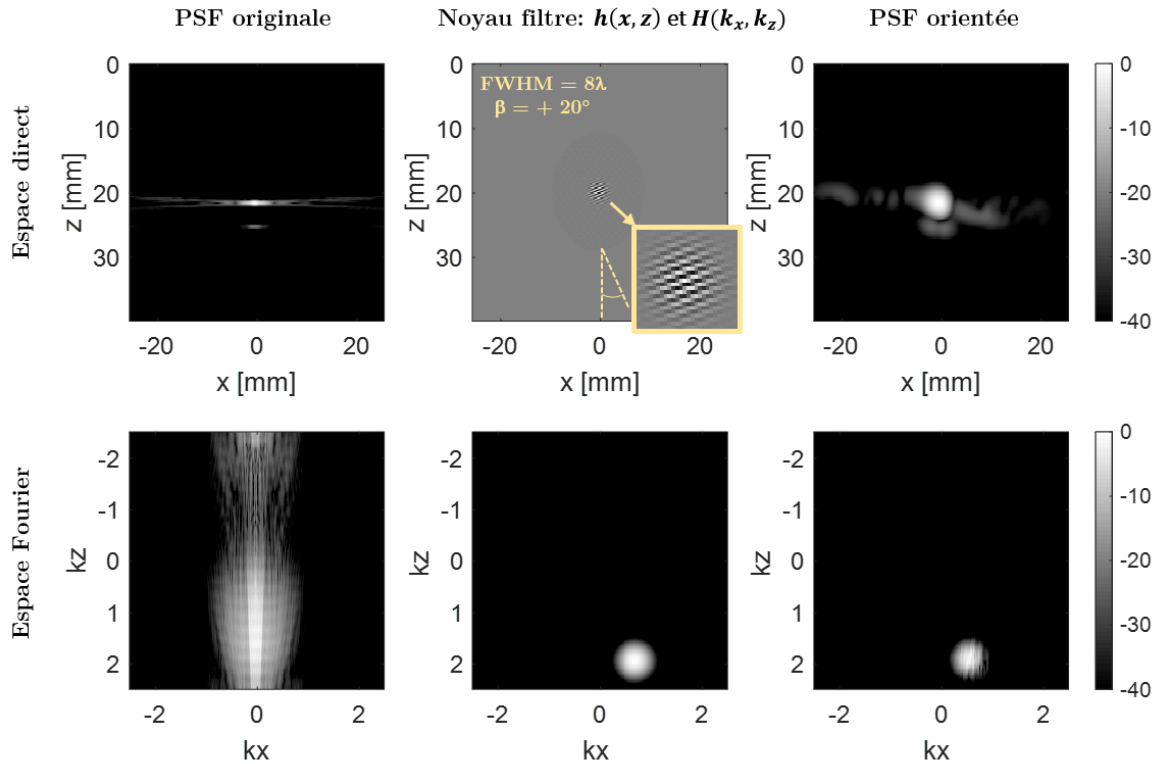


Figure 45: Exemple de filtrage de Gabor sur une PSF 3D représentés dans le plan  $(x, z)$  en haut et  $(k_x, k_z)$  en bas. A gauche : image originale de la PSF d'une sonde RCA à 6.25 MHz en présence d'un diffuseur à 20 mm. La taille des voxels est fixée à  $\frac{\lambda}{2}$ . Au milieu réponse impulsionnelle du filtre pour un paramètre de bande passante  $\text{BW} = 50\%$ , un écart type  $\sigma_{x/z} = 8\lambda$ . Et une orientation à  $\beta = +40^\circ$ . A droite, la sortie du filtrage. On remarque la perte en richesse spectral et l'aspect orienté de la PSF de façon assez similaire à une réception à travers une sous ouverture décalée vers la gauche.

### 3.3.2. Application aux données *in vitro*

#### 3.3.2.1. Filtrage de Gabor sur les données *in vitro*

Les données filtrées  $s^{OPW}$  en sortie de SVD sont orientées par le filtrage spatial linéaire de Gabor. Le filtrage est réalisé sur  $M = 5$  itérations d'orientations différentes. Les orientations choisies sont  $(\beta_x = -40^\circ, \beta_y = 0^\circ), (\beta_x = +40^\circ, \beta_y = 0^\circ), (\beta_x = 0^\circ, \beta_y = 0^\circ), (\beta_x = 0^\circ, \beta_y = -40^\circ)$  et  $(\beta_x = 0^\circ, \beta_y = +40^\circ)$ , en considérant  $\beta_x$  et  $\beta_y$  comme les angles qui orientent les faisceaux selon les axes  $x$  et  $y$  respectivement. La largeur à mi-hauteur de la Gaussienne FWHM est fixée à  $4.5 \lambda$  dans l'espace spatial. Aucun déphasage n'est appliqué sur la fonction porteuse, soit  $\phi=0$  rad. On obtient au final des matrices  $s^{OPWs}(x, y, z, t, m)$  avec  $m = 1, \dots, M$  l'indice d'itération de filtrage. Pour chaque sortie de filtrage  $s^{OPWs}$ , un k-score est réalisé sur la transformée de Fourier spatiale  $\check{s}$  dans l'espace des  $k$  après projection selon  $k_x, k_y$  ou  $k_z$  :

$$k_{xm} = \frac{\sum |\check{s}^{OPWs}| \cdot k_x}{\sum |\check{s}^{OPWs}|} \quad (19)$$

$$k_{ym} = \frac{\sum |\check{s}^{OPWs}| \cdot k_y}{\sum |\check{s}^{OPWs}|} \quad (20)$$

$$k_{zm} = \frac{\sum |\check{s}^{OPWs}| \cdot k_z}{\sum |\check{s}^{OPWs}|} \quad (21)$$

Ces k-score représentent la pondération des composantes  $k$  retournées après chaque filtrage orienté et permet de construire la matrice des faisceaux  $\mathbf{K}_s$  comme :

$$\mathbf{K}_s(\mathbf{M}, \mathbf{3}) = \begin{bmatrix} k_{x1} & k_{y1} & k_{z1} \\ k_{x2} & k_{y2} & k_{z2} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ k_{xM} & k_{yM} & k_{zM} \end{bmatrix} \quad (22)$$

Le processus est équivalent pour chaque catégorie de séquence *SimpleOPW* et *RepeatOPW*.

Le calcul des phases est réalisée sur les  $M$  itérations de filtrage de Gabor à l'aide d'un estimateur de Kasai et al [24]. Il peut s'écrire pour les séquences *SimpleOPW* :

$$r_1(x, y, z, m) = \frac{1}{T} \sum_{i=1}^T (s^{OPWs}(x, y, z, t_i, m) \cdot s^{OPWs*}(x, y, z, t_{i+1}, m)) \quad (23)$$

Et pour les séquences *RepeatOPW*, sous la forme :

$$r_1(x, y, z, m) = \frac{1}{T} \sum_i^T (s^{OPW1s}(x, y, z, t_i, m) \cdot s^{OPW2s*}(x, y, z, t_i, m)) \quad (24)$$

Où \* désigne le complexe conjugué.

Enfin l'ensemble des estimations de phase sont converties en vitesses orientées  $v_s$  selon l'expression :

$$v_s(x, y, z, m) = -arg[r_1(x, y, z, m)] \frac{cf_{PRF}}{2\pi f_0 F} \quad (25)$$

Avec  $F$  une constante valant  $N_{TX}$  si la séquence est de catégorie *SimpleOPW*, et valant pour 1 pour les séquences *RepeatOPW*.

### 3.3.6.1. Reconstitution des vecteurs vitesses en 3D

Les vitesses orientées  $v_s(x, y, z, m)$  ainsi que la matrice  $\mathbf{K}_s$  sont injectées dans le problème pseudo-inverse par moindre carré, permettant de retrouver les vitesses  $\vec{V}_{OPW}$  dans le repère orthogonal :

$$\vec{V}_{OPW}(x, y, z) = \begin{bmatrix} V_x \\ V_y \\ V_z \end{bmatrix} = (\mathbf{K}_s^T \mathbf{K}_s)^{-1} \mathbf{K}_s^T \cdot v_s \quad (26)$$

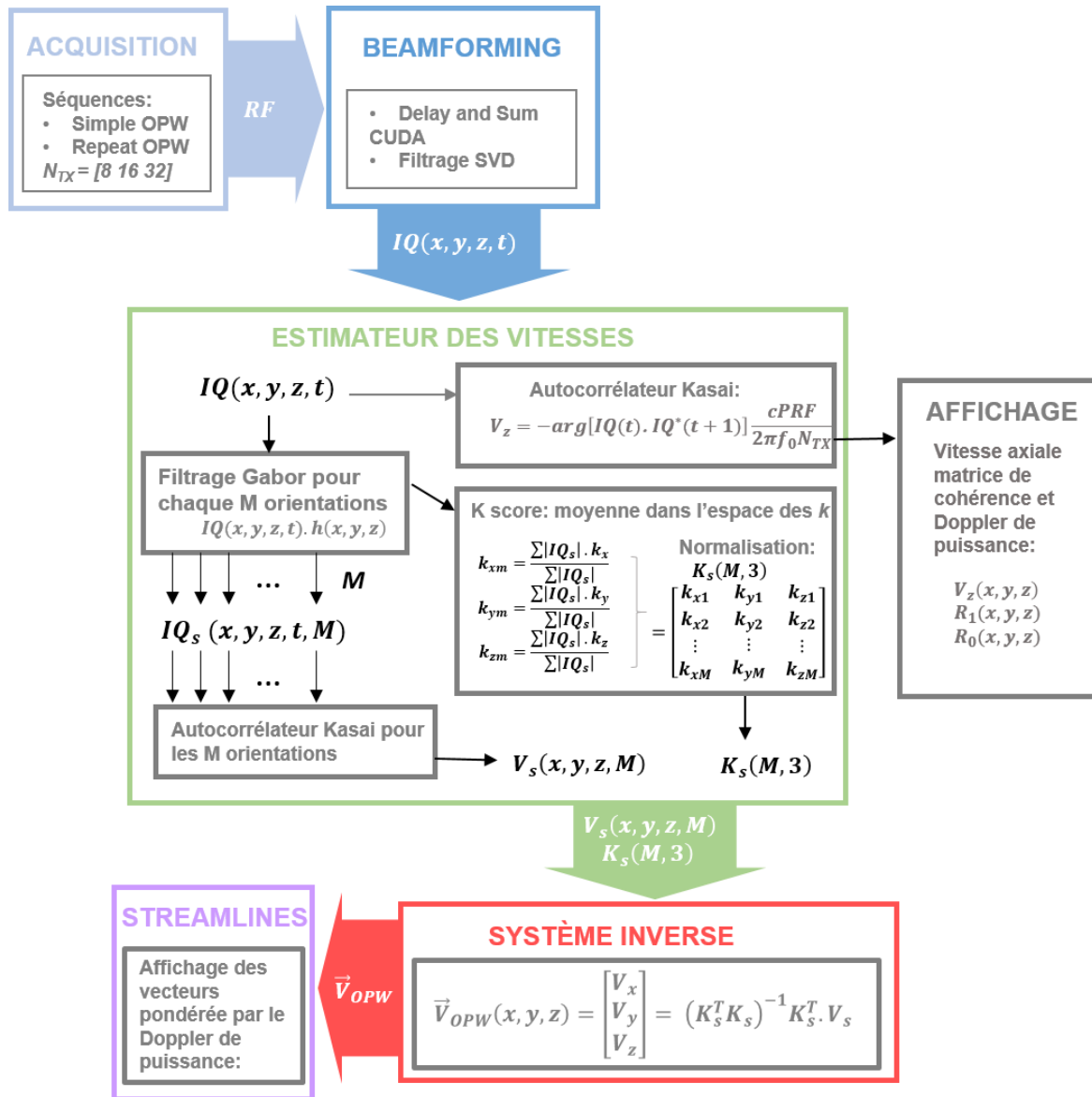


Figure 46: Protocole de quantification 3D des vitesses pour le vectoriel 3D RCA.

- 1/ Acquisition selon deux catégories de séquences SimpleOPW et RepeatOPW.
- 2/ Beamforming et filtrage avec SVD.
- 3/ Estimateur de phase avec filtrage de Gabor pour orienter les faisceaux.
- 4/ Résolution du système inverse par moindre carré.
- 5/ Affichage des streamlines

### 3.3.3. Résultats

#### 3.3.3.1. Effet du filtrage sur les données *in vitro*

La Figure 47 présente l'effet du filtrage de Gabor sur des données expérimentales obtenues *in vitro* avec une séquence de  $N_{TX} = 32$  ondes planes en présence d'un flux à  $\sim 6$   $\text{cm.s}^{-1}$  soit  $v_z \sim -3.2$   $\text{cm.s}^{-1}$ . Les figures représentent les coupes transversale en  $y=0$  en un seul instant  $t_i$  du volume  $s^{OPW}(x,y=0,z,t_i=1)$  après filtrage SVD.

On y retrouve la partie transversale du tube qui est centrée dans le champ de vue. La Figure 47 centre-haut représente le noyau du filtre sur une échelle linéaire normalisée dans  $[-1, 1]$  et dans l'espace direct. L'ondelette est orientée à  $(\beta_x=0^\circ, \beta_y=0^\circ)$  avec une porteuse de fréquence  $2\pi/\lambda$ . La largeur de la Gaussienne est fixée à  $4.5\lambda$ . La Figure 47 centre bas représente le module du filtre sur une échelle logarithmique dans l'espace des fréquences spatiales. Le noyau est positionné dans la même région que le maximum

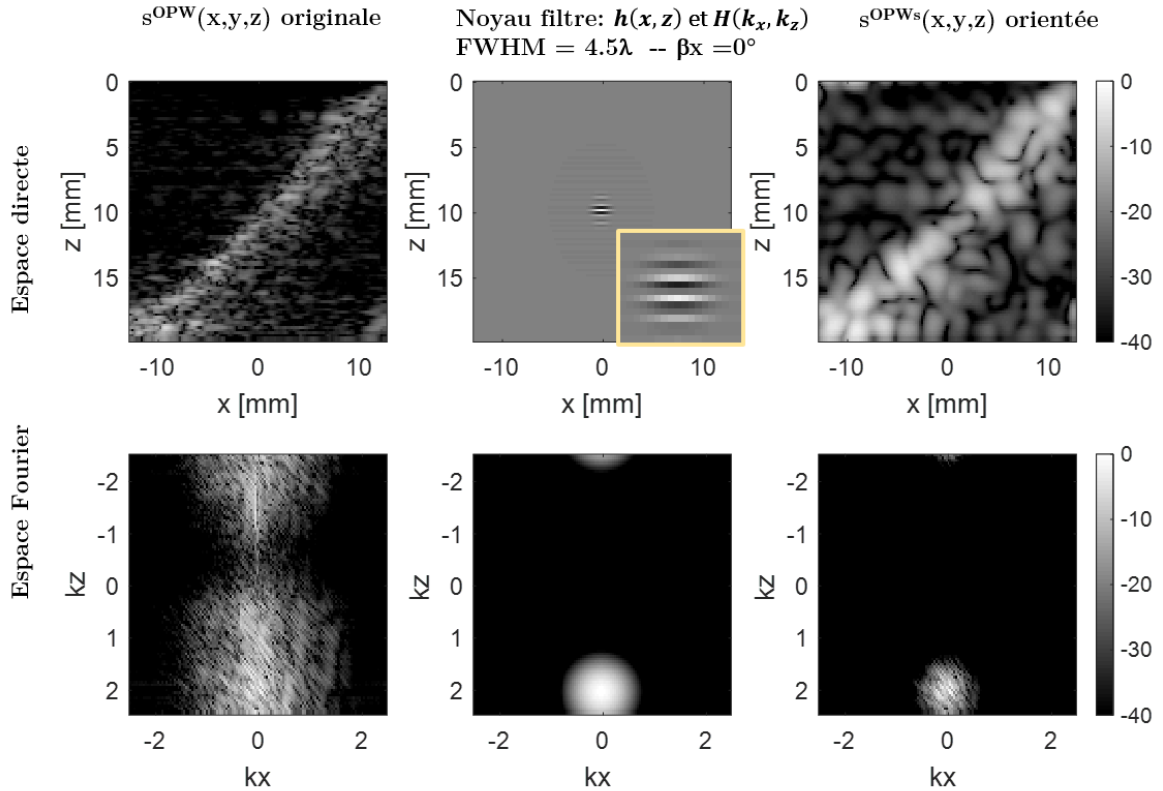


Figure 47: Effet du filtrage de Gabor sur un volume 3D des données de flux *in vitro* pour une séquence simpleOPW avec  $N_{tx} = 32$ . Gauche : coupe d'un volume et représentation sur une échelle logarithmique dans le plan  $(x,y=0,z)$  et dans le plan  $(kx,ky=0,kz)$ , on distingue la forme du tube contenant l'énergie à un instant  $t$  donné ainsi que l'étalement spectral. Au centre, réponse impulsionnelle du filtre de Gabor pour une largeur de bande à  $-6\text{dB}$  de  $4.5\lambda$  et orienté à  $\beta_x = 0^\circ$ . Il s'agit d'un filtrage très restrictif qui conserve les informations axiales et baisse la résolution spatiale.

d'énergie de l'image originale. La partie droite-bas de la Figure 47 montre le résultat dans l'espace des  $k$  entre l'image originale  $s^{OPW}(x,y,z)$  convoluée à la réponse impulsionnelle du filtre  $h(x,y,z)$ . Les composantes spectrales sont bien moins étalées et centrées autour de l'axe  $k_x = 0$ . On observe l'effet du filtrage sur l'image, Figure 47 haut-droite, se traduisant par un grossissement du grain de *speckle* dévoilant une résolution latérale et axiale plus faible. Le contraste est également fortement altéré.

La Figure 48 correspond aux mêmes procédés de filtrage et sur les données lorsque le filtrage est orienté à  $(\beta_x=+40^\circ, \beta_y=0^\circ)$ . Les résultats sont représentés suivant le même principe que la Figure 47. On observe bien sur le spectre que la réponse impulsionnelle  $H(k_x, k_y)$  est déviée vers les  $k_x$  positifs. Sur l'image résultante, Figure 48 haut-droite, on distingue toujours le tube avec le même grossissement du grain de *speckle*.

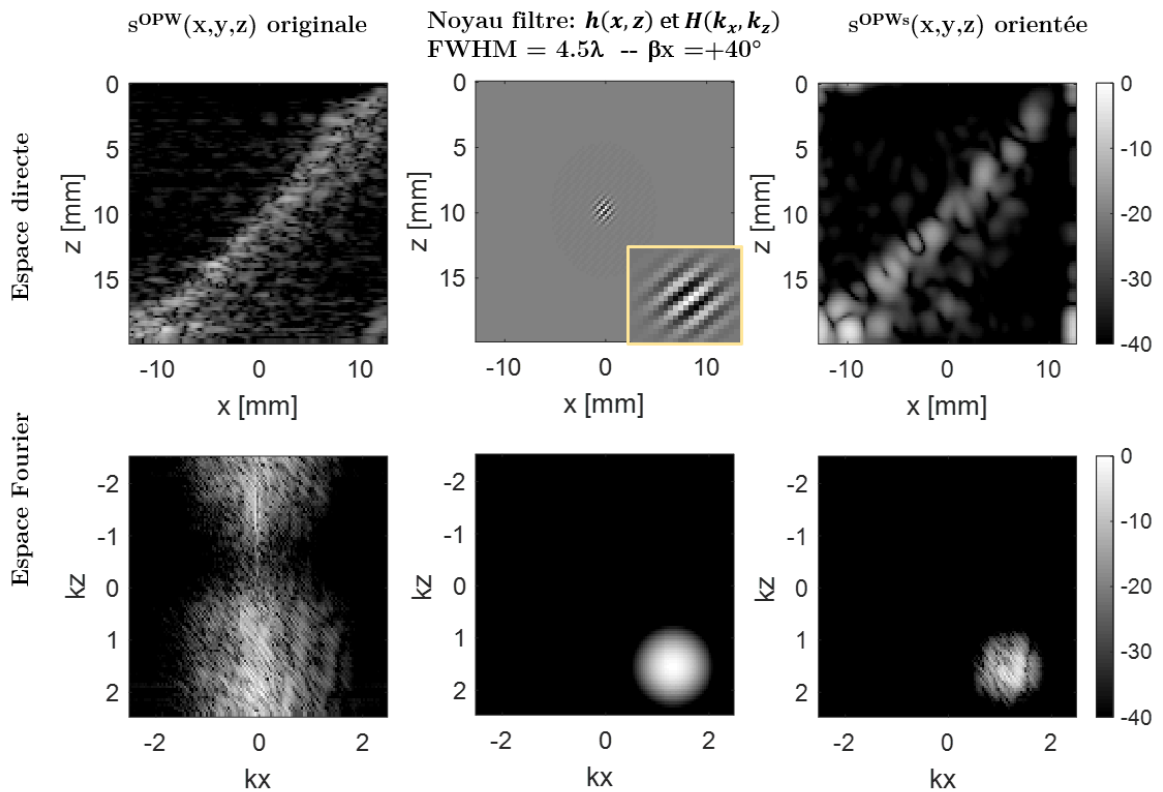


Figure 48: Effet du filtrage de Gabor sur un volume 3D des données de flux in vitro pour une séquence simpleOPW avec  $N_{tx} = 32$ . Gauche : coupe d'un volume et représentation sur une échelle logarithmique dans le plan  $(x,y=0,z)$  et dans le plan  $(kx,ky=0,kz)$ , on distingue la forme du tube contenant l'énergie à un instant  $t$  ainsi que sont étalées spectrales. Au centre, réponse impulsionnelle du filtre de Gabor pour une largeur de bande à  $-6\text{dB}$  de  $4.5\lambda$  et orienté à  $\beta_x = 40^\circ$ . Il s'agit d'un filtrage très restrictif qui conserve les informations axiales et baisse la résolution spatiale.

L'approche du filtrage de Gabor permet de récupérer les composantes des fréquences spatiales et de reconstituer l'image mais au prix d'une altération de la résolution et de la dynamique de l'image en fonction de la largeur de bande et de l'orientation du noyau filtre. Il est important de prendre en compte ces aspects lorsque les phases seront estimées par l'approche de Kasai et injectées dans le système inverse.

### *3.3.3.2. Résolution du système inverse et représentation vectorielle*

Nous représentons ici le résultat du système pseudo-inverse approché par moindre carré ainsi que le profil des lignes de courant en 3D assimilable à une représentation vectorielle. Les séquences choisies sont :

- SimpleOPW  $N_{TX}=16$  en présence d'un flux de  $-4 \text{ cm.s}^{-1}$  (relative à la Figure 38 **b.**)
- RepeatOPW  $N_{TX}=32$  en présence d'un flux de  $-4 \text{ cm.s}^{-1}$  (relative à la Figure 41 **c.**)
- RepeatOPW  $N_{TX}=16$  en présence d'un flux de  $-12 \text{ cm.s}^{-1}$  (cf la Figure 41 **b.**)

Les paramètres du filtrage de Gabor sont les mêmes dans chaque cas et correspondent aux paramètres présentés dans la partie méthode<sup>5</sup>.

Sur la Figure 49 **a.** sont représentées les composantes de vitesses  $v_x$ ,  $v_y$ , et  $v_z$  dans le repère orthogonale, solutions du problème pseudo inverse, obtenues avec une séquence SimpleOWP de 1250 Hz et un ensemble temporel de 128 volumes. Les vitesses  $v_x$  et  $v_z$  sont d'environ  $-2 \text{ cm.s}^{-1}$  dans l'ensemble du tube. Les vitesses  $v_y$  sont comprises entre  $\pm 1 \text{ cm.s}^{-1}$ . Les composantes  $v_y$  positives (codées en rouge) sont principalement réparties dans espace des  $y < 0$ , alors que pour la région des  $y > 0$  les composantes des vitesses latérale  $v_y$  sont principalement négatives (bleu). La vitesse axiale  $v_z$  obtenue en sortie du système inverse est plus faible que la vitesse axiale mesurée initialement (relativement à la Figure 38 **b.1**).

Les lignes de courant déduites des vitesses  $v_x$ ,  $v_y$ , et  $v_z$  sont affichées sur la Figure 49 **b.** selon trois points de vue : oblique, latéral et supérieur. Le code de couleur est déterminé par le signe du flux axial  $v_z$ . Les lignes sont relativement colinéaires suivant l'axe du tube avec une quantification des amplitudes de vitesse  $|v|$  d'environ  $3.8 \text{ cm.s}^{-1}$ . Pour chacune

---

<sup>5</sup> Paramètres du filtrage de Gabor :  $(\beta_x = -40^\circ, \beta_y = 0^\circ)$ ,  $(\beta_x = +40^\circ, \beta_y = 0^\circ)$ ,  $(\beta_x = 0^\circ, \beta_y = 0^\circ)$ ,  $(\beta_x = 0^\circ, \beta_y = -40^\circ)$  et  $(\beta_x = 0^\circ, \beta_y = +40^\circ)$ , en considérant  $\beta_x$  et  $\beta_y$  comme les angles qui orientent les faisceaux selon les axes  $x$  et  $y$  respectivement. La largeur à mi-hauteur de la Gaussienne est fixée à  $4.5 \lambda$  dans l'espace spatial.



des représentations 3D les vitesses reconstituées correspondent aux voxels dont l'énergie du Doppler de puissance est supérieur à un seuil de -15 dB comme représenté sur la Figure 49 **c.** .

La Figure 50 correspond à un flux identique de  $-4 \text{ cm.s}^{-1}$  mais mesuré grâce à une séquence entrelacée RepeatOPW de 32 ondes planes à 625 Hz (relatif à la Figure 41 **c.**). Sur la Figure 50 **a.** on peut voir les composantes de vitesses  $v_x$ ,  $v_y$ , et  $v_z$  dans le repère orthogonal après résolution du système inverse par moindre carré. Les vitesses  $v_x$  et  $v_z$  sont estimées à environ  $-2 \text{ cm.s}^{-1}$  chacune. La composante  $v_y$  est d'amplitude plus faible et scindée en une partie positive et une partie négative. Sur la Figure 50 **b.** sont représentées selon trois points de vue –oblique, latéral et supérieur- les lignes de courant associées aux composantes  $v_x$ ,  $v_y$  et  $v_z$ . Les lignes de courant sont alignées à l'axe du tube et présentent une amplitude négative d'environ  $-2.4 \text{ cm.s}^{-1}$  traduisant un flux se dirigeant vers la surface de la sonde. Les vitesses sont considérées pour des voxels présentant une énergie supérieure à -15 dB sur le Doppler de puissance représenté sur la Figure 50 **c.** .

La Figure 51 montrent les composantes des vitesses dans le repère orthogonal en sortie du système inverse ainsi que la reconstitution des lignes de courant associées représenté de façon similaire aux résultats précédents. Le flux en présence est un flux de vitesse axiale de  $-12 \text{ cm.s}^{-1}$  et une cadence d'imagerie de 1250 Hz avec 16 ondes planes (relatif à la Figure 41 **b.**). Les quantifications des vitesses  $v_x$ ,  $v_y$  et  $v_z$  sont réalisées sans aliasing. On obtient une vitesse latérale moyenne de  $v_x$  de  $+5 \text{ cm.s}^{-1}$  dans l'ensemble du tube. Quelques vitesses sont quantifiées négativement. Pour la vitesse axiale  $v_z$  l'estimation est de  $-6.5 \text{ cm.s}^{-1}$  en moyenne dans l'ensemble du tube. La reconstitution des lignes de courants présentes sur la Figure 51 **b.** montre dans la vue oblique une relative colinéarité avec l'axe du tube. La vitesse est quantifiée dans un intervalle compris entre  $-6 \text{ cm.s}^{-1}$  et  $-10 \text{ cm.s}^{-1}$  dans l'ensemble du tube considérant un seuil de -15 dB sur le Doppler de puissance (Figure 51 **c.**). La vue supérieure dévoile la présence de lignes de courant en dehors de la zone prévue. Sur la vue latérale on remarque également que sur les parties supérieures et inférieures du tube les lignes de courants sont plus verticales qu'attendu et ne sont plus dans l'axe du tube. La quantification est moins homogène que dans le cas des flux à faible vitesse.

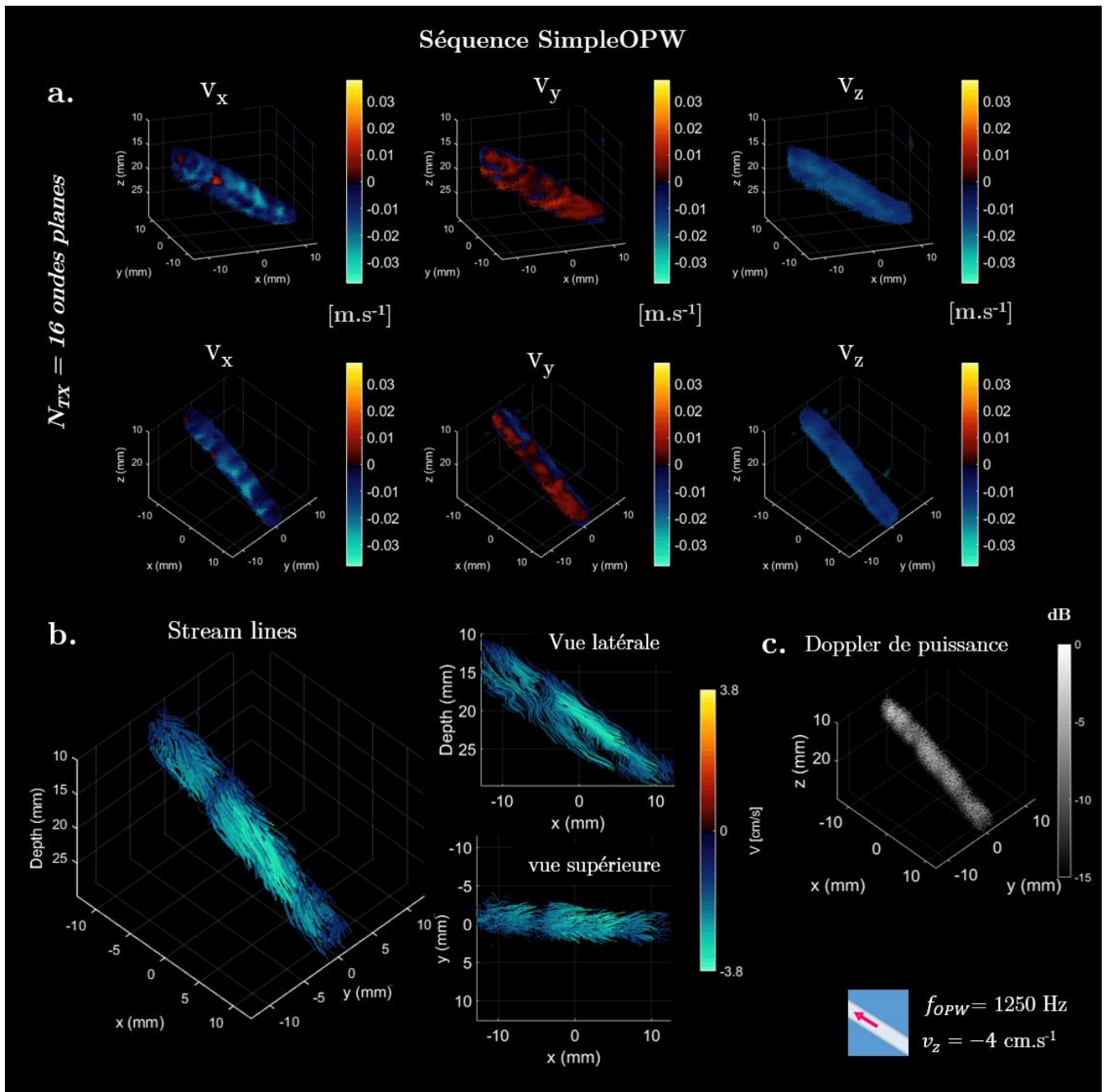


Figure 49: Résultats du problème de pseudo inversion avec approche au moindre carré et représentation vectorielle. Flux *in vitro* de  $-4\text{cm.s}^{-1}$ . Séquence SimpleOPW avec  $N_{TX} = 16$  ondes planes soit  $f_{OPW} = 1250$  Hz (ensemble temporel de 128 volumes). **a.** : représentation des trois composantes de vitesses  $v_x$ ,  $v_y$  et  $v_z$  selon deux points de vue. **b.** : représentation de l'écoulement par lignes de courant -*stream lines*. **c.** : Doppler de puissance entre 0 et -15 dB utilisé comme seuil pour l'affichage et la reconstitution des vitesses. Le code couleur des lignes de courant est fixé par le signe de la composante  $v_z$

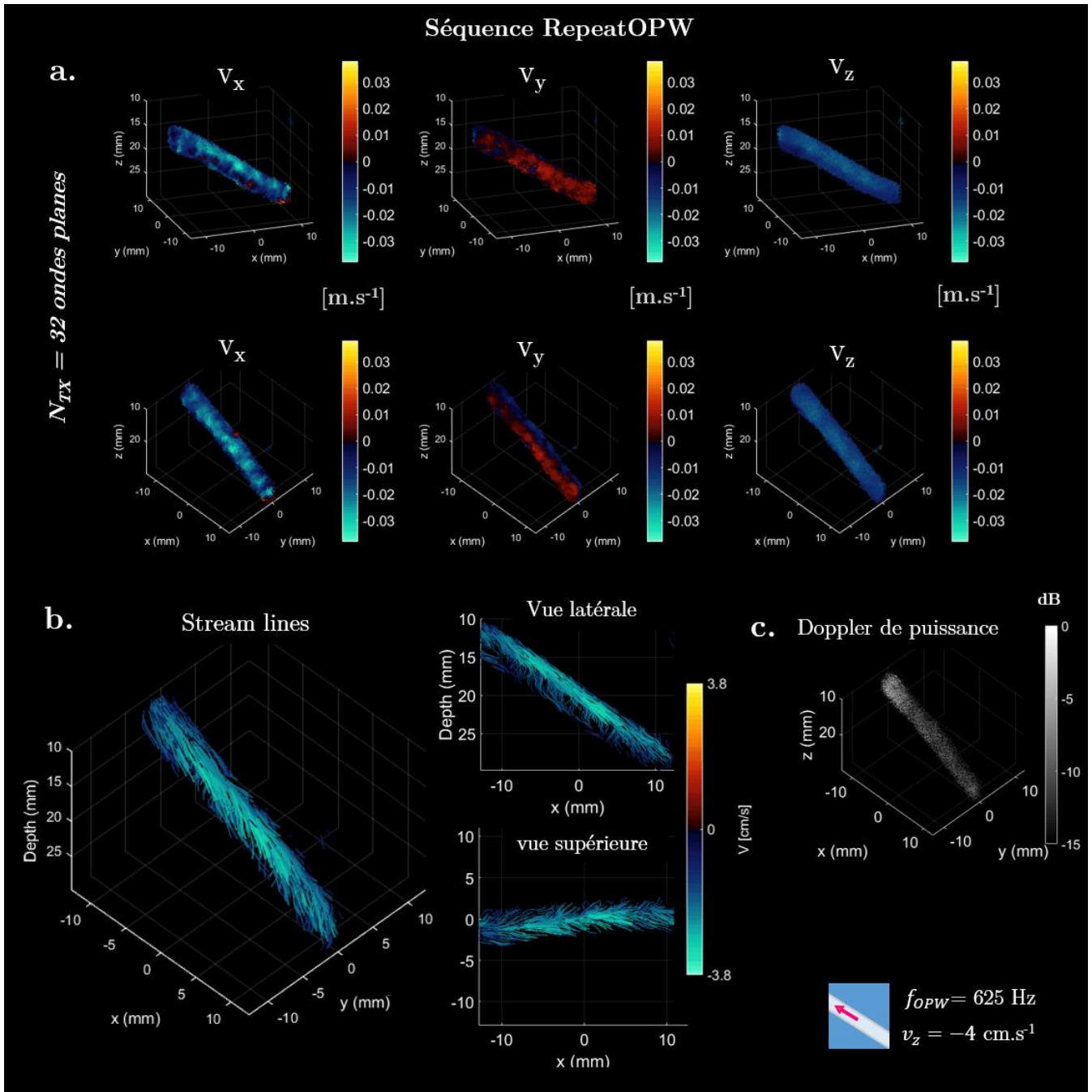


Figure 50 Résultats du problème de pseudo inversion avec approche au moindre carré et représentation vectorielle. Flux *in vitro* de  $-4\text{cm.s}^{-1}$ . Séquence RepeatOPW avec  $N_{TX} = 32$  ondes planes soit  $f_{OPW} = 625 \text{ Hz}$  (ensemble temporel de 32 volumes entrelacés). **a.** : représentation des trois composantes de vitesses  $v_x$ ,  $v_y$  et  $v_z$  selon deux points de vue. **b.** : représentation de l'écoulement par lignes de courant -*stream lines*. **c.** : Doppler de puissance entre 0 et -15 dB utilisé comme seuil pour l'affichage et la reconstitution des vitesses. Le code couleur des lignes de courant est fixé par le signe de la composante  $v_z$

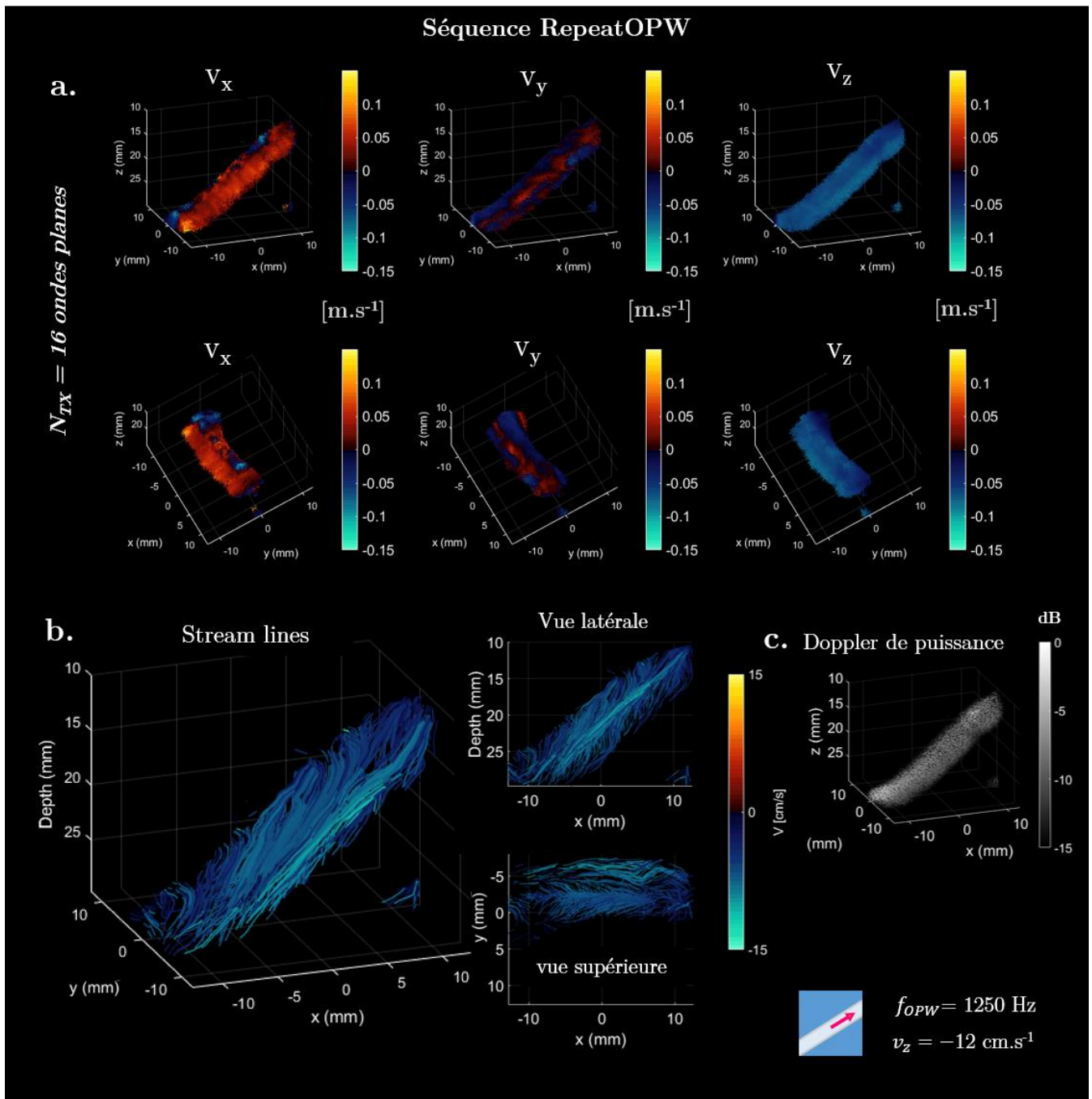


Figure 51: Résultats du problème de pseudo inversion avec approche au moindre carré et représentation vectorielle. Flux *in vitro* de  $-12\text{cm.s}^{-1}$ . Séquence RepeatOPW avec  $N_{Tx} = 16$  ondes planes soit  $f_{OPW} = 1250$  Hz (ensemble temporel de 64 volumes entrelacés). **a.** : représentation des trois composantes de vitesses  $v_x$ ,  $v_y$  et  $v_z$  selon deux points de vue. **b.** : représentation de l'écoulement par lignes de courant -*stream lines*. **c.** : Doppler de puissance entre 0 et -15 dB utilisé comme seuil pour l'affichage et la reconstitution des vitesses. Le code couleur des lignes de courant est fixé par le signe de la composante  $v_z$

### **3.4. Discussion et perspectives**

Les paramètres hémodynamiques artériels jouent un rôle de premier plan dans le développement du processus d'athérosclérose. Une des régions les plus sensible se trouve être l'artère carotidienne et sa bifurcation. Le diagnostic tridimensionnel du profil du flux sanguin constitue donc un enjeu de santé publique important.

Les approches ultrasonores de pointe proposent de répondre à cet objectif. Il est désormais possible de caractériser le profil de flux dans son ensemble. Cependant les moyens à mettre en œuvre restent conséquent et coûteux.

L'approche RCA permet d'envisager une caractérisation du flux dans un champ de vue large et à haute cadence. Nous avons proposé une stratégie adaptée pour l'imagerie vectorielle de flux rapides en contournant le problème de la résolution temporelle de la RCA.

#### **3.4.1. Quantification des vitesses axiale RCA 3D**

Dans un premier temps nous avons testé la capacité de la sonde RCA pour l'imagerie Doppler de couleur dans l'ensemble du volume, à haute cadence, champ de vue large et pour différents grades de vitesses.

##### *3.4.1.1. Estimation de vitesse axiale faible*

La quantification de la vitesse axiale est correctement estimée pour des flux faibles de l'ordre de  $-4 \text{ cm.s}^{-1}$  et sans lobes de réseaux dans le champ de vue. L'augmentation du nombre d'ondes planes permet une meilleure résolution latérale que l'on retrouve sur les estimations en mode Doppler couleur. En revanche, en s'approchant de la limite de Nyquist la cohérence dans le tube chute. L'augmentation du nombre d'ondes planes est interprétée comme une dilation du *lag* temporel lors de l'estimateur de Kasai. En présence de flux plus importants les artefacts d'aliasing empêchent de directement interpréter la vitesse axiale et la cohérence est quasi nulle. La RCA et l'approche OPW permet donc de quantifier des vitesses axiales avec une bonne résolution spatiale et une bonne sensibilité et cela dans l'ensemble du volume et large champ de vue, cependant des stratégies alternatives sont nécessaire pour la quantification de flux de plus haut grade.

##### *3.4.1.2. Estimation de vitesse élevée*

Comme exposé dans le chapitre précédent, le paradigme d'imagerie OPW avec la RCA nécessite un nombre important d'ondes planes pour reformer un volume. Cette nécessité

induit une chute en termes de résolution temporelle. Des vitesses de Nyquist élevées sont pourtant nécessaires pour quantifier les flux dans les vaisseaux de gros calibre comme la carotide. Nous avons proposé d'adapter une approche d'imagerie basée sur la formation de volumes entrelacés conférant une haute valeur de Nyquist. Cette séquence permet de reconstruire des volumes par répétition des transmissions. L'estimation des variations de phase avec l'approche de Kasai peut se faire avec un *lag* correspondant à un intervalle de répétition de pulsation et optimise la cohérence entre l'énergie capté est la quantification de la vitesse.

Pour chacune des séquences RepeatOPW, les vitesses axiales pour des flux faibles de l'ordre de  $-4 \text{ cm.s}^{-1}$  sont bien estimées montrant une forte cohérence. En présence de flux plus importants il est montré que l'estimation de la vitesse peut être réalisée sans artefact d'aliasing. En revanche, l'approche de la séquence par entrelacement des volumes demande une répétition et un temps de formation du volume deux fois plus long. La focalisation synthétique est donc plus sensible au mouvement car réalisée sur un intervalle de temps plus important. Dans notre cas, le mouvement induit une déviation de la PSF sur l'axe latéral. Il s'agit d'un phénomène de défocalisation et il en résulte une reconstitution étalée de l'énergie du tube. Par la suite la sommation orthogonale des deux vaisseaux laisse apparaître un tube dont l'aspect est plus élargi qu'attendu notamment dans le plan latéral du tube (direction  $y$  sur la Figure 51). Cette déviation dépend de l'agencement angulaire choisi et pourrait faire l'objet d'une attention particulière. Ce phénomène de défocalisation peut être également corrigé par une approche itérative.

### **3.4.2. Imagerie vectorielle RCA 3D**

Pour quantifier les vitesses selon différents axes de propagation, nous avons présenté une méthode de filtrage Gabor orienté adapté au contexte de la RCA. Il présente l'avantage de procéder à la formation des faisceaux orientés *a posteriori* du *beamforming* et offre une grande flexibilité du point de vue du post traitement des données. En choisissant les composantes des fréquences spatiales du volume et en ajustant les paramètres de largeur de bande un compromis a été proposé. La stabilité du système pseudo inverse pour la reconstruction des vitesses dans le plan orthogonal est très sensible au contraste des données et à l'orientation choisie lors de l'étape du filtrage de Gabor.

Avec un FWHM élevé, c'est à dire un filtrage très sélectif dans l'espace des fréquences spatiales, l'effet du filtrage de Gabor sur les images se traduit par une réduction de la finesse et du contraste. L'estimateur de Kasai est exécuté avec des données comportant peu d'étalement spectral sur l'image. Cela revient à réduire la résolution latérale et se

traduit par un effet de lissage des estimations de vitesse dans le tube. Il n'est plus possible de distinguer les détails liés aux parois ou la présence de vorticité.

Si le FWHM est faible, c'est-à-dire un filtrage large bande dans l'espace des  $k$ , les composantes spectrales restent diversifiées dans l'espace des fréquences spatiales et se traduit par une image plus détaillée spatialement. Cependant le poids des composantes autour des fréquences  $k_x=0$  influence le  $k$ -score. L'estimation des vitesses se fait alors avec des orientations faibles. Il en résulte alors une matrice des  $\mathbf{K}$  avec des faisceaux peu orientés et le système inverse perd en stabilité. De plus, si certaines parties des spectres après les  $\mathbf{M}$  opérations de filtrage présentent des parties communes (un *overlapping* spectral), le système inverse risque de perdre en stabilité avec des orientations trop similaires. La projection des vitesses dans le repère orthogonal après résolution du système inverse sera compromise et les composantes  $v_x$ ,  $v_y$  et  $v_z$  pourraient sembler très bruitées.

Il importe donc de trouver une orientation  $\beta$  suffisamment forte pour optimiser la stabilité du système inverse. Un filtrage très sélectif et très éloigné risque d'introduire du bruit dans le système inverse. Avec un filtrage plus large bande, il sera plus difficile de discriminer des faisceaux.

Un compromis a été donc fixé avec des orientation à  $\beta = \pm 40^\circ$  et une large FWHM de  $4.5 \lambda$ . La reconstitution des vitesses montre une bonne orientation dans le plan orthogonale et cela dans les trois séquences d'imagerie présentées.

Le protocole de reconstitution des vecteurs vitesses a été réalisé pour deux flux :  $-4 \text{ cm.s}^{-1}$  et  $-12 \text{ cm.s}^{-1}$ . Dans le premier cas, les deux séquences SimpleOPW et RepeatOPW ont montré une bonne capacité pour reconstruire les lignes de courant dans l'axe du tube et pour quantifier l'amplitude de la vitesse dans un seuil de  $-15\text{dB}$  d'énergie.

Ensuite, la reconstruction des vecteurs a été réalisée avec la séquence repeatOPW exposé à un flux fort de  $-12 \text{ cm.s}^{-1}$ . L'absence d'aliasing permet de quantifier la vitesse dans l'axe du tube. Les composantes de vitesses, sous un seuil de  $-15 \text{ dB}$  du Doppler de puissance, montrent une défocalisation importante. Les composantes  $v_x$  sont déviées de l'axe naturel du tube. Les lignes de courant dans la zone où il ne reste que les composantes  $v_z$  sont déviées de l'axe du tube et semble remonter vers la sonde.

### 3.4.3. perspectives

Les acquisitions ont été menées sur des temps de 102 ms seulement afin de respecter une cadence d'imagerie vectorielle de 10 Hz. Il peut être intéressant d'élargir l'étude avec des



acquisitions plus longues afin d'étudier la sensibilité du système sur des cas de flux plus complexes. Avec un temps d'intégration et d'ensemble plus important, par exemple de l'ordre de la seconde, une reconstitution d'un profil de poiseuille ainsi qu'une étude du gradient de cisaillement pourraient être réalisées.

Les artefacts de défocalisation peuvent être ajustés à l'aide d'une approche de correction des vitesses axiales estimées en première itération [44]. En injectant directement dans le *beamformer* les premières estimations des déplacements, il est possible de retrouver une focalisation centrée sur le tube. Des stratégies alternatives d'organisation de la séquence angulaire moins sensibles au mouvement peuvent être envisagées [45].

L'optimisation des paramètres de filtrage de formation des faisceaux peut être encore réalisée.

L'approche par moindre carré a été menée dans cette étude afin de comparer le système RCA aux résultats précédemment obtenus à l'aide d'une matrice 2D dense. Des méthodes de régularisation du système inverse peuvent être implémentées pour optimiser la stabilité du système inverse. Par exemple : l'approche par moindres carrés pondérée, ou la régularisation de Tikhonov en choisissant judicieusement les propriétés les plus pertinentes accessibles lors de l'acquisition pour régulariser le système inverse [46].



### 3.5. Références bibliographique

- [1] K. Nishimaru, L. C. McHenry, and J. F. Toole, “Cerebral angiographic and clinical differences in carotid system transient ischemic attacks between American Caucasian and Japanese patients,” *Stroke*, vol. 15, no. 1, pp. 56–59, Jan. 1984.
- [2] A. Tedgui and Z. Mallat, “Athérosclérose et inflammation,” *Atherosclerosis and inflammation.*, 2001.
- [3] A. Tedgui and Z. Mallat, “Cytokines in Atherosclerosis: Pathogenic and Regulatory Pathways,” *Physiological Reviews*, vol. 86, no. 2, pp. 515–581, Apr. 2006.
- [4] A. M. Malek, “Hemodynamic Shear Stress and Its Role in Atherosclerosis,” *JAMA*, vol. 282, no. 21, p. 2035, Dec. 1999.
- [5] O. Ogunrinade, G. T. Kameya, and G. A. Truskey, “Effect of fluid shear stress on the permeability of the arterial endothelium,” *Ann Biomed Eng*, vol. 30, no. 4, pp. 430–446, Apr. 2002.
- [6] P. F. Davies, “Flow-mediated endothelial mechanotransduction,” *Physiological Reviews*, vol. 75, no. 3, pp. 519–560, Jul. 1995.
- [7] L. J. Ignarro, “Endothelium-derived nitric oxide: actions and properties,” *FASEB J.*, vol. 3, no. 1, pp. 31–36, Jan. 1989.
- [8] H.-J. Hsieh, C.-A. Liu, B. Huang, A. H. Tseng, and D. L. Wang, “Shear-induced endothelial mechanotransduction: the interplay between reactive oxygen species (ROS) and nitric oxide (NO) and the pathophysiological implications,” *J. Biomed. Sci.*, vol. 21, p. 3, Jan. 2014.
- [9] J. Ando and K. Yamamoto, “Effects of shear stress and stretch on endothelial function,” *Antioxid. Redox Signal.*, vol. 15, no. 5, pp. 1389–1403, Sep. 2011.
- [10] F. A. Martin, A. McLoughlin, K. D. Rochfort, C. Davenport, R. P. Murphy, and P. M. Cummins, “Regulation of Thrombomodulin Expression and Release in Human Aortic Endothelial Cells by Cyclic Strain,” *PLOS ONE*, vol. 9, no. 9, p. e108254, Sep. 2014.
- [11] M. Thiriet, G. Martin-Borret, and F. Hecht, “Écoulement rhéofluidifiant dans un coude et une bifurcation plane symétrique. Application à l’écoulement sanguin dans la grande circulation,” *J. Phys. III France*, vol. 6, no. 4, pp. 529–542, Apr. 1996.
- [12] N. Mesnier, “Biomécanique de la croissance de la plaque d’athérosclérose : contribution à l’étude des contraintes résiduelles,” thesis, Grenoble, 2011.
- [13] A. C. Benim, F. Gül, A. Assmann, P. Feindt, and F. Joos, “CFD ANALYSIS OF BLOOD FLOW IN HUMAN AORTA WITH EXPERIMENTAL VALIDATION,” p. 10.
- [14] J. M. Dolan, J. Kolega, and H. Meng, “High Wall Shear Stress and Spatial Gradients in Vascular Pathology: A Review,” *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 41, no. 7, pp. 1411–1427, Jul. 2013.
- [15] Y. S. Chatzizisis, A. U. Coskun, M. Jonas, E. R. Edelman, C. L. Feldman, and P. H. Stone, “Role of Endothelial Shear Stress in the Natural History of Coronary Atherosclerosis and Vascular Remodeling,” *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 49, no. 25, pp. 2379–2393, Jun. 2007.
- [16] Koelemay Mark J.W., Nederkoorn Paul J., Reitsma Johannes B., and Majoie Charles B., “Systematic Review of Computed Tomographic Angiography for Assessment of Carotid Artery Disease,” *Stroke*, vol. 35, no. 10, pp. 2306–2312, Oct. 2004.
- [17] E. T. Biegging, A. Frydrychowicz, A. Wentland, B. R. Landgraf, K. M. Johnson, O. Wieben, and C. J. François, “In vivo three-dimensional MR wall shear stress estimation in ascending aortic dilatation,” *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 33, no. 3, pp. 589–597, Mar. 2011.
- [18] C. Grataloup-Oriez and A. Charpentier, “Principes et techniques de l’échographie-doppler,” p. 10.
- [19] “Correlation of North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial (NASCET) angiographic definition of 70% to 99% internal carotid artery stenosis with duplex scanning - ScienceDirect.” [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S074152149390019I>. [Accessed: 27-Aug-2019].

- [20] “Comparison of the ECST, CC, and NASCET grading methods and ultrasound for assessing carotid stenosis | SpringerLink.” [Online]. Available: <https://link.springer.com/article/10.1007/s004150070110>. [Accessed: 27-Aug-2019].
- [21] G. Goudot, L. Khider, O. Pedreira, J. Poree, T. Mirault, J.-M. Alsac, P. Julia, M. Tanter, M. Pernot, and E. Messas, “Évaluation de la contrainte de cisaillement pariétal par Doppler vectoriel ultrarapide dans la sténose carotidienne,” *JMV-Journal de Médecine Vasculaire*, vol. 44, no. 2, p. 165, Mar. 2019.
- [22] G. Finet, J. Ohayon, and G. Rioufol, “Biomechanical interaction between cap thickness, lipid core composition and blood pressure in vulnerable coronary plaque: impact on stability or instability,” *Coronary Artery Disease*, vol. 15, no. 1, p. 13, Feb. 2004.
- [23] S. L. Floc’h, J. Ohayon, P. Tracqui, G. Finet, A. M. Gharib, R. L. Maurice, G. Cloutier, and R. I. Pettigrew, “Vulnerable Atherosclerotic Plaque Elasticity Reconstruction Based on a Segmentation-Driven Optimization Procedure Using Strain Measurements: Theoretical Framework,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 28, no. 7, pp. 1126–1137, Jul. 2009.
- [24] C. Kasai, K. Namekawa, A. Koyano, and R. Omoto, “Real-Time Two-Dimensional Blood Flow Imaging Using an Autocorrelation Technique,” p. 7.
- [25] O. Bonnefous and P. Pesqué, “Time domain formulation of pulse-Doppler ultrasound and blood velocity estimation by cross correlation,” *Ultrasonic Imaging*, vol. 8, no. 2, pp. 73–85, Apr. 1986.
- [26] T. Loupas, J. T. Powers, and R. W. Gill, “An axial velocity estimator for ultrasound blood flow imaging, based on a full evaluation of the Doppler equation by means of a two-dimensional autocorrelation approach,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 42, no. 4, pp. 672–688, Jul. 1995.
- [27] T. Loupas, R. B. Peterson, and R. W. Gill, “Experimental evaluation of velocity and power estimation for ultrasound blood flow imaging, by means of a two-dimensional autocorrelation approach,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 42, no. 4, pp. 689–699, Jul. 1995.
- [28] M. D. Fox, “Multiple crossed-beam ultrasound Doppler velocimetry,” *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*, vol. 25, no. 5, pp. 281–286, Sep. 1978.
- [29] B. Dunmire, K. W. Beach, K.-H. Labs, M. Plett, and D. E. Strandness, “Cross-beam vector Doppler ultrasound for angle-independent velocity measurements,” *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 26, no. 8, pp. 1213–1235, Oct. 2000.
- [30] J. A. Jensen and P. Munk, “A new method for estimation of velocity vectors,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 45, no. 3, pp. 837–851, May 1998.
- [31] J. Udesen, M. B. Nielsen, K. R. Nielsen, and J. A. Jensen, “Examples of In Vivo Blood Vector Velocity Estimation,” *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 33, no. 4, pp. 541–548, Apr. 2007.
- [32] L. N. Bohs, B. J. Geiman, M. E. Anderson, S. C. Gebhart, and G. E. Trahey, “Speckle tracking for multi-dimensional flow estimation,” *Ultrasonics*, vol. 38, no. 1, pp. 369–375, Mar. 2000.
- [33] L. Lovstakken, S. Bjaerum, D. Martens, and H. Torp, “Blood flow imaging - a new real-time, flow imaging technique,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 53, no. 2, pp. 289–299, Feb. 2006.
- [34] J. Flynn, R. Daigle, L. Pflugrath, K. Linkhart, and P. Kaczkowski, “Estimation and display for Vector Doppler Imaging using planewave transmissions,” in *2011 IEEE International Ultrasonics Symposium*, 2011, pp. 413–418.
- [35] I. K. Ekroll, A. Swillens, P. Segers, T. Dahl, H. Torp, and L. Lovstakken, “Simultaneous quantification of flow and tissue velocities based on multi-angle plane wave imaging,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 60, no. 4, pp. 727–738, Apr. 2013.
- [36] P. M. Hansen, J. B. Olesen, M. J. Pihl, T. Lange, S. Heerwagen, M. M. Pedersen, M. Rix, L. Lönn, J. A. Jensen, and M. B. Nielsen, “Volume Flow in Arteriovenous Fistulas Using Vector Velocity Ultrasound,” *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 40, no. 11, pp. 2707–2714, Nov. 2014.

- [37] J. A. Jensen, H. Holten-Lund, R. T. Nilsson, M. Hansen, U. D. Larsen, R. P. Domsten, B. G. Tomov, M. B. Stuart, S. I. Nikolov, M. J. Pihl, Y. Du, J. H. Rasmussen, and M. F. Rasmussen, "SARUS: A synthetic aperture real-time ultrasound system," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 60, no. 9, pp. 1838–1852, Sep. 2013.
- [38] J. Provost, C. Papadacci, C. Demene, J.-L. Gennisson, M. Tanter, and M. Pernot, "3-D ultrafast doppler imaging applied to the noninvasive mapping of blood vessels in Vivo," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 62, no. 8, pp. 1467–1472, Aug. 2015.
- [39] S. Holbek, M. J. Pihl, C. Ewertsen, M. B. Nielsen, and J. A. Jensen, "In vivo 3-D vector velocity estimation with continuous data," in *2015 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, 2015, pp. 1–4.
- [40] J. A. Jensen, S. I. Nikolov, K. L. Gammelmark, and M. H. Pedersen, "Synthetic aperture ultrasound imaging," *Ultrasonics*, vol. 44, pp. e5–e15, Dec. 2006.
- [41] S. I. Nikolov, "Synthetic aperture tissue and flow ultrasound imaging," p. 334.
- [42] M. Correia, J. Provost, M. Tanter, and M. Pernot, "4D ultrafast ultrasound flow imaging: *in vivo* quantification of arterial volumetric flow rate in a single heartbeat," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 61, no. 23, pp. L48–L61, Dec. 2016.
- [43] A. Podkova, M. Oelze, and J. Ketterling, "High-Frame-Rate Doppler Ultrasound Using a Repeated Transmit Sequence," *Applied Sciences*, vol. 8, no. 2, p. 227, Feb. 2018.
- [44] K. L. Gammelmark and J. A. Jensen, "2-D tissue motion compensation of synthetic transmit aperture images," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 61, no. 4, pp. 594–610, Apr. 2014.
- [45] J. Poree, D. Posada, A. Hodzic, F. Tournoux, G. Cloutier, and D. Garcia, "High-Frame-Rate Echocardiography Using Coherent Compounding With Doppler-Based Motion-Compensation," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 35, no. 7, pp. 1647–1657, Jul. 2016.
- [46] D. Garcia, "A fast all-in-one method for automated post-processing of PIV data," *Exp Fluids*, vol. 50, no. 5, pp. 1247–1259, May 2011.

---

**Chapitre 4. Imagerie  
fonctionnelle 3D chez le petit  
animal avec une RCA**

---

## 4.1. Imagerie fonctionnelle ultrasonore cérébrale: un état de l'art

L'étude et la compréhension du cerveau en action constitue un défi pour la recherche en neurosciences. Durant ces dernières décennies, plusieurs approches d'imagerie neuronale ont émergées et se sont imposées comme des modalités centrales permettant de mieux appréhender la physiologie et les pathologies cérébrales. A l'aide de cette gamme de modalités d'imagerie, une bonne description de la vascularité, de la structure et de la fonctionnalité du cerveau commence à s'établir. Une connaissance de plus en plus profonde de l'activité neuronale est nécessaire pour établir le bon modèle sur lequel fonctionne notre cerveau.

Une activité neuronale entraîne des variations chimiques accompagnées de fluctuations du potentiel électrique. Lorsque certaines modalités proposent des mesures directes de cette activité neuronale (comme l'électroencéphalographie, la magnétoencéphalographie ou l'imagerie calcique), d'autres sont basées sur la mesure d'effets indirects de l'activité cérébrale en s'appuyant sur l'apport d'oxygène par voie vasculaire (IRMf, fNIRS) ou la consommation de nutriments (TEP) [1]. Ces techniques indirectes s'appuient sur la mesure de l'hémodynamique localisée du cerveau afin de remonter à l'activité neuronale.

### 4.1.1. Le couplage neuro-vasculaire

Le maintien de l'activité neuronale s'effectue par un apport de nutriments et d'oxygène. C'est le réseau vasculaire cérébral qui se charge d'assurer cette mission en perfusant les parties corticales via les artérioles puis les capillaires. Après l'échange, le sang désoxygéné est évacué via le réseau veineux puis les sinus. L'activité neuronale d'une région crée donc des besoins locaux d'approvisionnements.

Les cellules astrocytaires viennent orchestrer la demande métabolique en créant en réponse un mécanisme de vasodilatation des vaisseaux [2] [3]. Il s'en suit une augmentation du flux sanguin permettant d'apporter le surplus de nutriments et d'oxygène nécessaire. Cette réponse hémodynamique du flux sanguin établit ce que l'on appelle le couplage neuro-vasculaire [4]. Pour repérer ce couplage, il est possible d'évaluer indirectement le taux d'oxygène dans le sang – communément appelé le signal *blood oxygen level dependent* BOLD- ou les variations de volume de sang – le *cerebral blood volume* CBV.

## **4.1.2. Modalités de mesure indirecte du couplage neuro-vasculaire**

### *4.1.2.1. L'IRMf*

L'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle – IRMf – est basée sur l'effet BOLD [5] [6]. Le signal est détecté localement où la concentration en oxy-hémoglobine augmente et celle en désoxy-hémoglobine diminue proche des zones activées du cerveau. Le signal du proton des molécules d'eau entourant l'hémoglobine peu oxygénée change et induit une augmentation de l'écho de gradient par IRM. Une activité fonctionnelle est donc captée par une baisse du signal IRM.

Depuis sa création aux débuts des années 90, l'IRMf est devenu un outil de pointe en matière d'imagerie fonctionnelle sur l'ensemble du cerveau [7]–[10]. En plus de fournir un large champ de vue, il est possible de retrouver la dynamique des réseaux de neurones. Malgré son coût, sa taille et ses problèmes de portabilité, l'imagerie IRMf reste à l'heure actuelle la modalité de référence pour étudier les fonctions cérébrales et la seule véritable modalité d'imagerie fonctionnelle chez l'adulte.

Cependant, la mesure de l'activité macroscopique ne permet pas encore de relier le signal mesuré à l'activité sanguine microscopique. La capacité des champs magnétiques des scanners limite la résolution spatiale, ce qui pose des problèmes pour résoudre des structures plus fines [11]. La résolution temporelle est également limitée nécessitant un recours à plusieurs acquisitions pour améliorer le rapport signal à bruit. Enfin, l'immobilité du sujet est une condition nécessaire, ce qui complexifie les études sur nouveau-né ou petits animaux en mode éveillé.

### *4.1.2.2. L'imagerie optique : intrinsèque et fNIRS*

L'imagerie optique intrinsèque s'appuie sur la modification des propriétés optiques des tissus, notamment caractérisée par une plus grande transparence dans les infra-rouges [12]. Elle repose sur la détection des variations des propriétés optiques des tissus, qui sont dues aux effets hémodynamiques lors de l'activation cérébrale. La méthode pour calculer une carte d'activation cérébrale repose sur la soustraction ou la division d'une image de référence à une image sujette à l'activation. On conserve une cartographie des zones cérébrales où les paramètres hémodynamiques ont été modifiés par rapport à l'activité basale. Cette approche offre des résolutions spatiales ( $\sim 30\mu\text{m}$ ) et temporelles ( $< 200\text{ms}$ ) excellentes et consent à évaluer avec précision les structures micro-vasculaires, le flux artériel et les tissus perfusés [13].

Une approche très avancée en imagerie optique fonctionnelle est le fNIRS – *near infrared region* – que nous avons déjà présenté en introduction, et permet également de mesurer l’activation cérébrale. Les propriétés d’absorption de l’hémoglobine diffèrent selon qu’elle soit oxygénée ou fortement concentrée en dioxygène. Il est alors possible de caractériser la réponse neuro-vasculaire via le signal BOLD présent sur le chemin optique. Des études pré-cliniques ont montré des résultats positifs quant à la détection du couplage neuro-vasculaire, mais en admettant une profondeur de l’ordre du centimètre [14] [15] [16].

Bien que non invasive et abordable financièrement, les méthodes optiques restent confinées aux parties superficielles du fait de la diffusion multiple des ondes ce qui ne permet pas de rendre compte de l’activité globale et en profondeur du cerveau.

### **4.1.3. L’imagerie fonctionnelle ultrasonore**

#### *4.1.3.1. La mesure de l’intensité vasculaire dans le cerveau*

A priori, l’imagerie vasculaire ultrasonore est principalement connue pour ses applications cliniques consacrées à l’imagerie des vaisseaux de gros et moyens calibres [17], [18]. On peut citer principalement l’imagerie des artères carotidiennes dans la mesure du degré de sténose [19], les artères rénales pour le contrôle des rejets de greffons [20] ou l’aorte pour la fatigue du myocarde [21]. En passant à travers le lobe temporal, le mode Doppler de couleur peut être également utilisé en examen clinique transcrânien pour la visualisation des artères cérébrales proches du polygone de Willis [22]. Cependant, la caractérisation du flux des petits vaisseaux est souvent restée un défi en échographie.

Avec l’avènement de l’imagerie ultrarapide par ondes planes, des barrières ont été franchies en termes de résolution spatiale et temporelle et les modalités Doppler en ont grandement bénéficié [23]–[25]. La combinaison synthétique d’ondes planes a permis d’améliorer le rapport signal à bruit et donc la sensibilité de la mesure en Doppler de puissance. Des vaisseaux de faible calibre dans des régions corticales – par exemple artérioles et capillaires – ont pu être cartographiées chez le rat [26]. En couplant la cartographie d’intensité du flux – le Doppler de puissance – avec une stimulation sensorielle, des hyperémies locales ont pu être mis en évidence introduisant alors au concept d’imagerie fonctionnelle ultrasonore [27].

L’imagerie ultrasonore fonctionnelle – *functional UltraSound imaging* fUS – se base donc sur la captation de carte de Doppler de puissance de haute sensibilité et sur plusieurs secondes. Il a été démontré une relation de proportionnalité entre le nombre de diffuseurs en mouvement et l’intensité du signal Doppler de puissance d’un pixel de l’image. C’est en partant de cette approximation que l’on peut associer le fUS à une mesure indirecte

du volume de sang cérébral – le *cerebral blood volume* CBV – faisant de l’approche un excellent marqueur de l’activité neuronale.

Le lien de proportionnalité entre le signal Doppler et le CBV peut être contesté si l’on ne considère plus comme négligeable les variations de la section efficace des cellules d’hématies du sang [28]. Cette section efficace de diffusion des globules rouge étant variable, leur orientation préférentielle lors de leur parcours dans les capillaires définit leur degré d’échogénicité. D’autre part, certaines études montrent une variation de l’hématocrite dans les capillaires sanguins lors d’une augmentation du CBV [29]. Ces considérations d’ordre microscopiques n’influencent pourtant que très peu la réponse hémodynamique mesurée macroscopiquement en présence d’une arborescence vasculaire diversifiée et le fUS constitue une modalité remarquablement adaptée pour la détection du couplage neuro-vasculaire.

L’obtention de la carte vasculaire du cerveau nécessite de dissocier entre le signal sang et les signaux parasites, souvent liés au tissu. Un simple filtrage temporel ne garantit pas systématiquement d’isoler l’information du flux lorsqu’il est présent dans les plus basses fréquences du spectre de l’image. A l’aide des méthodes de filtrage par décomposition en valeurs singulières – *singular value decomposition* SVD – il a été possible d’introduire un a priori à la fois spatial et temporel à cette étape cruciale. C’est grâce à cette approche de filtrage que l’imagerie ultrasonore fUS bénéficia d’une sensibilité encore meilleure [30] [31].

Par la suite, de nombreuses applications ont pu être réalisées avec le fUS. L’imagerie fonctionnelle ultrasonore dispose d’un avantage de poids face à la modalité IRM et permet une nouvelle voie d’exploration de l’imagerie comportementale en minimisant les contraintes pour l’animale [32] [33] [34]. Avec un dispositif de moins en moins encombrant et lourd pour l’animal, nous avons la faculté d’obtenir la réponse hémodynamique complexe pendant les phases de sommeil chez le rat [35]. Une organisation chronologique et hiérarchisée des régions d’activations a pu être évaluée chez le primate mettant en évidence un caractère séquentiel de l’activation neuronale [36]. La modalité peut également faire l’objet d’applications cliniques sur des cas pathologiques de nouveaux nés grâce à l’ouverture acoustique qu’offre la fontanelle [37] [38].

Une contrainte de taille reste la barrière du crâne à faible transparence acoustique. L’emploi d’agents de contrastes dans le réseau vasculaire permet de contourner en partie ce problème en rehaussant le rapport signal à bruit mais rend la mesure de l’hyperémie plus délicate à interpréter du fait du temps de vie du bolus introduit [39]. Par ailleurs,



l'aberration du front d'onde par le crâne dégrade la reconstitution de l'image. Les modalités d'imagerie fonctionnelles ultrasonores nécessitent pour le moment une ablation totale ou partielle de la boîte crânienne pour offrir une fenêtre d'imagerie et autoriser une sensibilité suffisante. Une craniotomie est une intervention lourde qui ne permet plus de considérer le fUS comme une modalité cliniquement inoffensive comparée au fIRM. En cela, l'enjeu de la correction d'aberration transcâniennne devient un défi central pour remédier aux contraintes liées au crâne [40] [41], et propulserait le fUS aux applications cliniques. D'autant plus que des acquisitions en per opératoire chez l'adulte éveillé avec trépanation montrent des résultats positifs sur l'activation des zones motrices du cortex [42].

Toujours est-il que le fUS permet d'obtenir une cartographie des zones activées en profondeur et avec une excellente résolution spatio-temporelle. Une carte de connectivité peut alors être établie en calculant la cohérence entre différentes régions du cerveau.

#### *4.1.3.2. Le besoin d'acquérir en 3D*

La connectivité fonctionnelle est intrinsèquement de nature tridimensionnelle et ne peut se cantonner à l'exploration dans le plan. L'accès aux informations dans tout l'espace est alors crucial pour réaliser des cartographies complètes de l'activité cérébrale.

En couplant l'imagerie fUS et une sonde 1D mise en translation mécanisée, une tomographie 3D de la réponse hémodynamique à des tâches visuelles a pu être réalisée chez le rat [43]. Cette reconstitution spatiale a entériné le fUS en tant que modalité de visualisation de l'activité globale du cerveau. Elle reste cependant inadaptée pour calculer la connectivité d'une aire à une autre dans l'ensemble du cerveau.

En utilisant une unité échographique à grand nombre de voies ainsi que des sondes matricielles dense 2D, un protocole d'activation multisensoriel a récemment été réalisé [44]. La propagation induite par une crise de type épileptique peut être suivie sur l'ensemble des zones corticales. Ces travaux attestent de la première preuve de concept d'imagerie fonctionnelle 4D cérébrale chez le petit rongeur.

Pourtant, les limitations liées à la sonde matricielle 2D et à l'unité échographique nécessaire pour la piloter rendent la modalité très complexe et lourde à mettre en place. L'imagerie du cerveau chez le rat mobilise une ouverture de l'ordre de 14 mm<sup>2</sup> ainsi qu'une fréquence centrale de 15 MHz. Par conséquent, en considérant un pas inter élément de  $\lambda=100$   $\mu\text{m}$ , une matrice de 128×128 éléments devrait être conçue pour s'adapter à l'ouverture de la fenêtre cérébrale. Le câble relié au réseau atteindrait un

nombre gargantuesque de 16384 voies électroniques connecté à 64 échographes synchronisés de 256 voies chacun. Sous ces conditions, l'imagerie fUS ne pourrait plus être considérée comme une alternative simple et peu onéreuse en comparaison avec les applications IRMf. D'autre part, l'interconnexion de sondes matricielle 2D dense pose de sérieux problèmes à haute fréquence. Actuellement, il n'existe pas à notre connaissance des sondes haute gamme dense disposant de  $N \times N = 1024$  éléments et dépassant une fréquence centrale de 8MHz. La matrice 2D utilisée pour les études d'imagerie fonctionnelle 4D ont une ouverture limitée de 9.6 mm<sup>2</sup>, pour un pas inter-éléments de 300 μm (soit 1.6 λ).

Pour ces raisons, l'imagerie fonctionnelle 4D reste limitée par la complexité et son coût intrinsèquement liés à la matrice 2D et l'unité déployée pour la piloter.

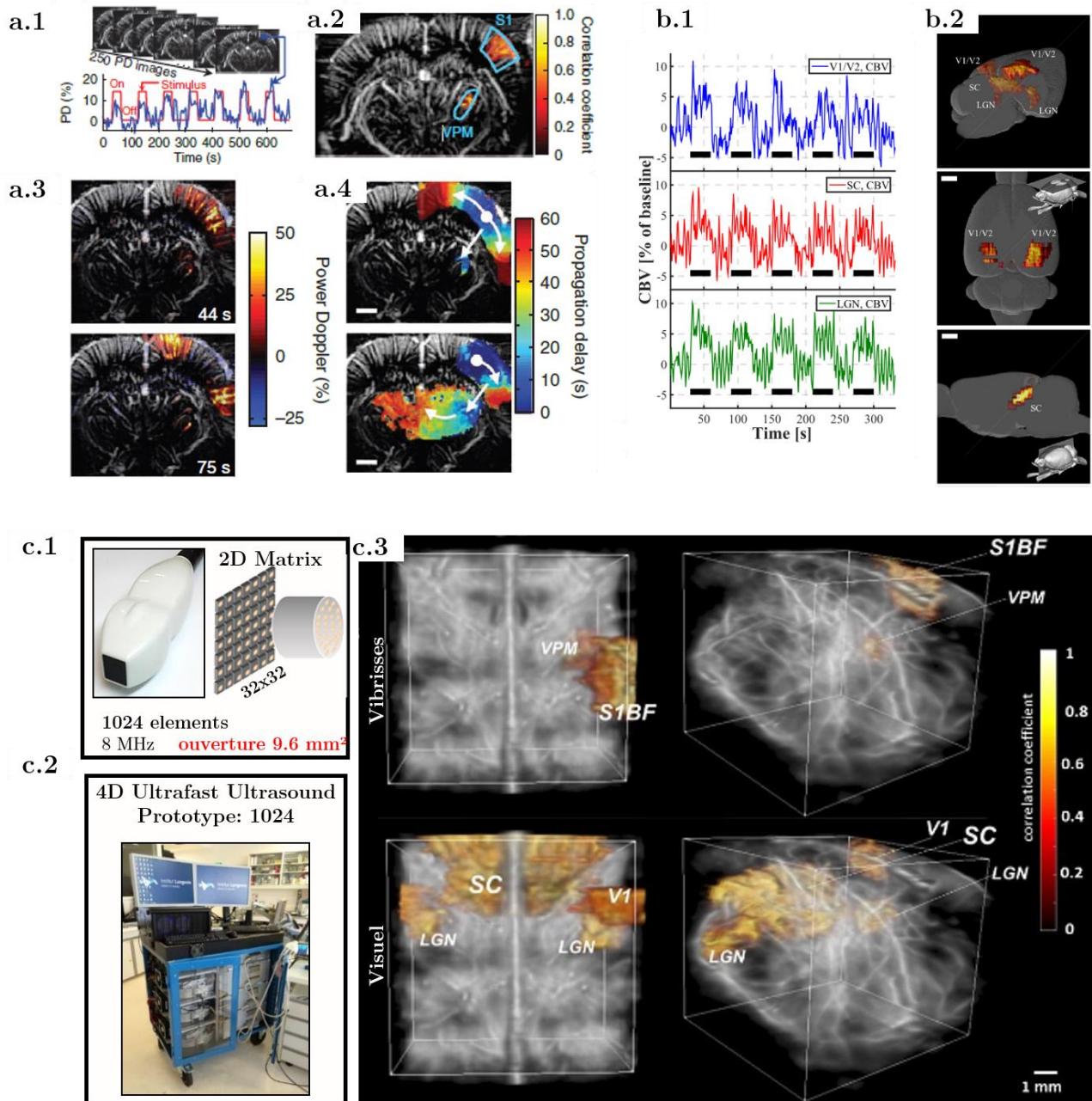


Figure 52: Evolution de l'imagerie fonctionnelle ultrasonore chez le petit rongeur du 2D au 4D. **a.1** imagerie ultrarapide par ondes planes du cerveau de souris avec stimulation des vibrisses et carte 2D d'activation en **a.2**. En **a.3** et **a.4** propagation de la réponse hémodynamique lors d'une crise épileptique provoquée (adapté de Macé et al 2013). **b.1** réponses hémodynamique moyenne dans le cortex visuel, le supérieur colliculus et le latéral géniculate nucleus chez le rat avec une session de stimulation visuelle. **b.2** reconstitution 3D par balayage tomographique. (adapté de Gesnik et al 2017). **c.1** et **c.2** sonde matricielle 2D 32×32 et unité Ultrafast 4D à 1024 voies synchronisées. **c.3** imagerie ultrarapide fonctionnelle 4D d'une partie du cerveau de rat. Cartes d'activation sous protocole de de stimulation des vibrisses (haut) et visuel (bas) (adapté de Rabut et al 2019)

#### **4.1.4. Objectifs du chapitre**

Nous avons déjà exposé les performances d'une stratégie d'imagerie par ondes planes avec la RCA pour la mesure de flux et de Doppler de puissance [45] [46]. Associé à la réduction du nombre de voies, l'architecture RCA présente également un avantage déterminant : le protocole d'interconnexion des piezo-éléments étant simplifié une sonde haute fréquence et à large ouverture peut être conçue tout en conservant un pas inter éléments égale à la longueur d'onde [47] [48]. Dans ce contexte l'approche RCA pourrait former une alternative convaincante pour surmonter les limitations de l'imagerie fUS 3D tout en conservant une vision élargie du milieu.

#### **Imagerie cérébrale chez le petit rongeur**

Dans cette étude nous allons dans un premier temps évaluer la capacité d'une nouvelle sonde RCA haute fréquence à 15 MHz et à large ouverture  $14 \times 14 \text{ mm}^2$  réalisée en collaboration avec Vermon (Vermon, Tours, France) pour l'imagerie vasculaire cérébrale. Ce prototype adapté à l'imagerie chez le petit rongeur sera piloter avec plusieurs séquences et utilisé pour explorer le réseau vasculaire cérébral chez le rat.

#### **Réalisation d'un protocole fonctionnel sur l'ensemble du cerveau**

Dans un second temps, nous présenterons les résultats de deux protocoles d'activation fonctionnels. Dans cette partie nous montrerons la première preuve de concept, à notre connaissance, d'imagerie 4D fonctionnelle ultrasonore de l'ensemble du cerveau du rat obtenue via 256 voies électronique.

## 4.2. Imagerie 3D ultrarapide angiographie cérébrale chez le rat

### 4.2.1. Matériel et méthodes

#### 4.2.1.1. Sonde RCA haute fréquence

Un prototype de sonde avec un schéma d'adressage RCA de 128+128 voies électronique a été conçu et fabriqué par Vernon (Vernon, Tours, France). Les étapes de conception ont été menées dans le cadre d'un projet ANR entre l'unité INSERM U1273 et l'équipe Vernon.

La fabrication du réseau 1-3 composite est proche de la méthode conventionnelle de découpe d'un réseau 2D [48]. Dans un premier temps, la plaque de matériaux piézo-composite PZT-5 a été sciée à travers toute l'épaisseur dans la direction verticale pour séparer les colonnes de la matrice. La connexion d'un ruban flexible composé de filaments de cuivre conducteurs vient connecter les colonnes sur la face supérieure. Une découpe secondaire dans l'axe orthogonale complète le processus pour dissocier les lignes de la

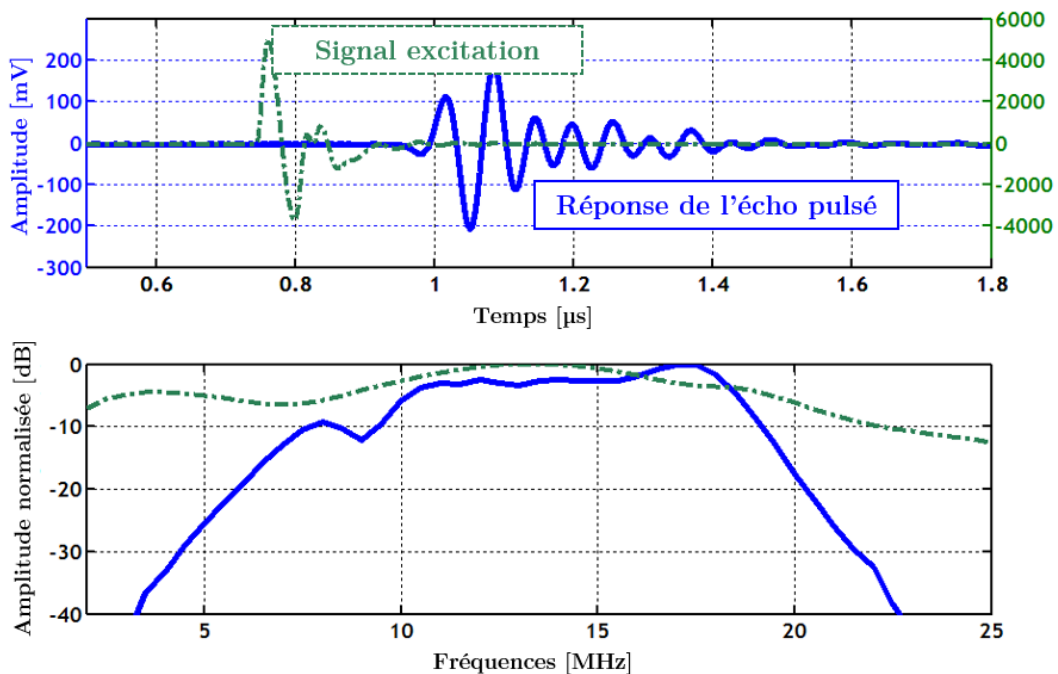


Figure 53: Réponse impulsionnelle du prototype de sonde RCA 15 MHz 128+128 voies. Signal d'excitation de 10V pic à pic. Une réponse en fréquence d'une largeur de 58% à -6dB est obtenue. (collaboration, adapté de Ferin et al 2018)

matrice. La seconde découpe orthogonale est réalisée partiellement selon l'épaisseur pour conserver une planéité optimale et éviter de segmenter l'adressage sur la face supérieure. Le second circuit flexible peut enfin venir épouser la face inférieure du réseau. Les espaces inter-élément (le *kerf* en anglais) sont comblés avec de la résine d'époxy.

La sonde a été pensée pour l'imagerie sur petit animal. La fréquence centrale est fixée à 15 MHz avec un espace inter éléments de 110  $\mu\text{m}$  et une bande passante de réponse en fréquence de 60% à -6dB. La Figure 53 présente les réponses impulsionnelles temporelle et fréquentielle pour un élément central de la sonde.

Son ouverture finale est de  $14 \times 14 \text{ mm}^2$  et peut être pilotée par une unité échographique de recherche de 256 voies.

#### 4.2.1.2. Séquences ultrasonores pour la cartographie cérébrale 3D de Doppler de puissance

La sonde matricielle RCA est pilotée par une unité de recherche Vantage 256 voies Verasonics (Verasonics, Kirkland, WA, USA). Les séquences ont été implémentées directement sur Matlab (2018b, The Mathworks Inc, Natick, MA, USA).

Dans le premier chapitre, il a été discuté l'effet de la focalisation synthétique sur l'introduction d'artefacts de lobes de réseau dans le champ de vue. Pour offrir une bonne lecture des structures du cerveau et éviter des artefacts d'activation fantômes dans le contexte de l'imagerie fonctionnelle, le critère sur le pas angulaire  $\Delta\alpha$  entre les ondes planes est respecté :

$$\Delta\alpha = \frac{\lambda}{2L_{x/y}} \quad (28)$$

Avec  $\lambda$  la longueur d'onde et  $L_{x/y}$  la demie ouverture du réseau dans les directions  $x$  ou  $y$  (soit  $\pm 7 \text{ mm}$ ). Par conséquent un critère de  $\Delta\alpha = 0.5^\circ$  entre chaque ondes planes est retenu.

Une forme d'onde à une fréquence centrale  $f_c = 15.625 \text{ MHz}$  avec deux cycles, soit une bande passante de 80% est choisie pour exciter le réseau. La fréquence de répétition des pulses -*Pulse Répétition Frequency* PRF- est établie à  $f_{PRF} = 20 \text{ kHz}$ . L'insonification du cerveau est réalisée suivant quatre séquences à des cadences d'imagerie de 2500, 1250, 313 et 156 Hz pour des nombre de transmissions respectivement de  $N_{TX} = 8, 16, 64$  et 128 ondes planes. Le Table 6 résume les séquences testées avec les paramètres importants. Toutes les séquences consistent en 10000 transmissions soit 500 ms d'acquisition. La

profondeur d'acquisition est de 128 longueurs d'onde, soit 13 mm d'imagerie. Les signaux RF sont échantillonnés en quadrature selon le principe de l'encodage IQ et en mode 100% (2 premiers échantillons par longueur d'onde) pour limiter le flux de données.

$N_{TX}$	<i>Séquences OPW avec pas angulaire <math>\Delta\alpha = 0.5^\circ</math></i>			
	<i>Ouverture angulaire <math>\alpha_{max}</math></i>	<i>Cadence d'imagerie [Hz]</i>	<i>Vitesse de Nyquist [mm.s<sup>-1</sup>]</i>	<i>Largeur à mi-hauteur FWHM [<math>\mu\text{m}</math>]</i>
<b>8</b>	0.75°	2500	63	3400
<b>16</b>	1.75°	1250	32	1700
<b>64</b>	7.75°	313	8	450
<b>128</b>	15.75°	156	4	~200

Table 6: Séquences ultrarapides utilisées avec la sonde RCA pour l'imagerie du cerveau de rat. Un pas angulaire est fixé à  $\Delta\alpha=0.5^\circ$  pour rejeter les artefacts de répliques en dehors du champ de vue. Le nombre d'ondes planes  $N_{TX}$  augmente avec l'ouverture angulaire  $\alpha_{max}$ . La fréquence centrale est  $f_c=15.625\text{MHz}$  et la  $f_{PRF}=20\text{kHz}$ . Les acquisitions durent toutes 500 ms (10000 transmissions)

#### 4.2.1.3. Procédures d'anesthésie

Un rat mâle adulte Long-Evans d'un poids de 350 g a été initialement anesthésié par injection intrapéritonéale de médétomidine (0.3 mg.kg<sup>-1</sup> Domitor®, Pfizer, Santé Animal, France) et de kétamine (50 mg.kg<sup>-1</sup> Imalgène®, Merial, France) avant la chirurgie de craniotomie suivant un protocole approuvé par le comité éthique national (201711172358582-V4). L'animal a été trépané avec une micro-foreuse chirurgicale au-dessus du scalp. Une fenêtre d'ouverture 15×15 mm<sup>2</sup> au-dessus du cerveau expose le cortex dans un intervalle Bregma -5 à 10 mm. Puis, la tête a été fixée sur une plaque stéréotaxique pour limiter les mouvements pendant les acquisitions ultrasonores. L'animal a été positionné sur un tapis chauffant afin de le maintenir à sa température corporelle (37°C). Du gel échographique est déposé sur le cerveau afin d'assurer le couplage acoustique puis la sonde positionnée en contact de la fenêtre à 5 mm au-dessus du cortex.

Après l'installation, une perfusion de médétomidine (0.1 mg.kg<sup>-1</sup>.h<sup>-1</sup>) et de kétamine (12.5 mg.kg<sup>-1</sup>.h<sup>-1</sup>) est appliquée par voie intrapéritonéale pour stabiliser l'anesthésie pendant

les sessions d'imagerie. L'ensemble du dispositif a été installé sur une table anti-vibrations. Aucun agent de contraste n'a été employé pour rehausser le rapport signal à bruit du sang. Un volume préliminaire de Doppler de puissance est effectué afin de convenablement centrer le cerveau dans le champ de vue de la sonde.

La préparation des animaux pour les acquisitions fonctionnelles ont suivi le même protocole.

#### 4.2.1.4. Post traitement

- Beamformer :

Les signaux IQ enregistrés lors de l'acquisition sont transférés sur une unité indépendante. L'ensemble des étapes de post-traitement sont exécutées avec Matlab (2018b, The Mathworks Inc, Natick, MA, USA). Les étapes de post-traitement pour la réalisation d'un Doppler de puissance sont résumées dans la Figure 54 a .

Après démodulation IQ les signaux sont traités par un algorithme de *beamforming* de type *Delay and Sum* implémenté en langage CUDA C et exécuté en parallèle sur une unité graphique (NVIDIA GeForce GTX TITAN X). Une fonction d'apodisation de Hamming est appliquée en réception pour un F-number constant et égal à 1. Pour chacune des transmissions, les volumes IQ sont reconstitués dans un champ de vue de  $14 \times 14 \times 8 \text{ mm}^3$  avec des voxels de taille  $100 \times 100 \times 100 \text{ }\mu\text{m}^3$  ( $128 \times 128 \times 80$  voxels codés sur 16 bits). Toutes les séquences listées dans le Table 6 ont fourni 10 000 volumes  $s(x, y, z)$  non focalisés concaténés dans une matrice  $s_i(x, y, z, t_i, \alpha_i)$  avec un ensemble temporel discret  $t_i = 1 : 10000 / N_{TX}$ .

Pour reconstruire la focalisation synthétique dans l'axe de transmission, une sommation cohérente est réalisée sur chaque angle  $\alpha_i$ . Finalement, en suivant la stratégie OPW, la sommation orthogonale entre  $s^{RC}(x, y, z, t_i)$  et  $s^{CR}(x, y, z, t_i)$  est réalisée pour retrouver une PSF à symétrie latérale dans un volume de complexes  $s^{OPW}(x, y, z, t_i)$ .

- Filtrage spatio-temporel

Après le *beamforming*, le signal lié au tissu a été exclu en utilisant un filtrage spatio-temporel par décomposition en valeurs singulières SVD [30] sur le volume aux valeurs complexes 4D  $s^{OPW}(x, y, z, t_i)$  réorganisée en une matrice de Casorati  $S_i$  de dimension  $(n_x \times n_y \times n_z, n_t)$ . Les fluctuations spatio-temporelles peuvent être décomposées sous la forme suivante :



$$S_i = U_i \Delta_i V_i^T \quad (29)$$

Où les vecteurs colonnes de  $U_i$  forment les  $(n_x \times n_y \times n_z)$  vecteurs singuliers spatiaux de la matrice  $S_i$ , et les colonnes de  $V_i$  sont les  $n_t$  vecteurs singuliers temporels et  $T$  représente la transposition de la matrice.

Les composantes du tissus, contenus dans le sous espace de rang  $\delta$  correspondant aux  $i^{ème} < \delta$  coefficients les plus forts, sont ensuite supprimé. Un seuil constant de  $\delta=15$  est choisi pour chacune des séquences comme compromis optimal pour extraire le signal vasculaire avec une bonne dynamique.

- Doppler de puissance 3D

Les Doppler de puissance 3D  $I(x,y,z)$  sont ensuite calculés en intégrant dans la dimension temporelle l'intensité des signaux filtrés  $s^{OPWf}(x,y,z,t_i)$ . Les ensembles d'intégration  $n_t$  correspondent aux 500 ms d'acquisition, soit respectivement  $n_t = 1250, 625, 78$  et  $39$  échantillons pour  $N_{TX}=8, 16, 64$  et  $128$ .

La séquence à  $N_{TX}= 64$  ondes planes (soit 313 Hz de cadence d'imagerie) a été sélectionnée pour évaluer un Doppler de puissance signé  $I^\pm(x,y,z)$ . Dans ce cas, le flux se en mouvement vers l'avant de la sonde  $I^+(x,y,z)$  et le flux se déplaçant vers l'arrière de la sonde  $I^-(x,y,z)$  sont dissociées dans le domaine spectrale grâce à une transformée de Fourier des données complexes  $s^{OPWf}(x,y,z,t_i)$ . L'intensité des composantes négatives du spectre, correspondant au signal s'approchant de la sonde, est intégrée le long de l'axe des temps discrets pour former  $I^+$ . Les composantes positives servent à former de façon similaire l'intensité vasculaire s'éloignant de l'axe de la sonde  $I^-$ .

L'échelle dynamique de l'intensité vasculaire des Doppler de puissance 3D  $I(x,y,z)$  a été évalué suivant la l'expression simple :

$$D_{dB} = 10. \log_{10} \left( \frac{I_{ref}}{I_{noise}} \right) \quad (30)$$

Où  $I_{ref}$  correspond à la valeur maximale dans le matrice de Doppler de puissance 3D et  $I_{noise}$  réfère à la valeur moyenne du bruit mesuré dans les régions les plus profondes.

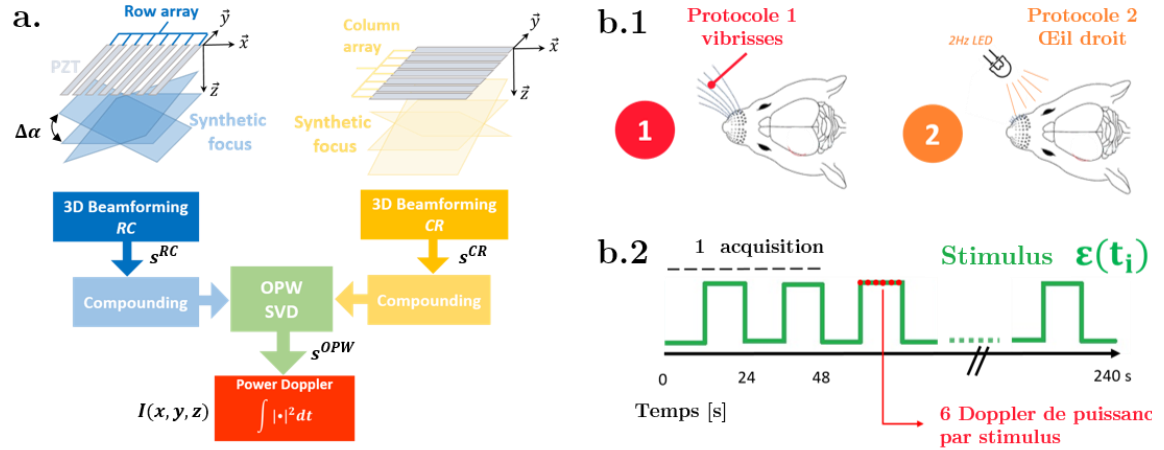


Figure 54: **a.1** schéma des étapes pour la formation d'un volume Doppler de puissance  $I(x,y,z)$  sur un ensemble de 500 ms. Transmission des ondes planes et réception, beamforming par transmission, sommation synthétique, combinaison orthogonale, filtrage SVD et intégration temporelle pour calculer l'intensité du signal vasculaire. **b.1** protocoles d'experimentation fonctionnelle : 1/ protocole d'excitation des vibrisses droites ; 2/ stimulation lumineuse avec une Led clignotant à 2 Hz. **b.2** paterne de stimulation et cadence d'acquisition des volumes Doppler de puissance le long du protocole fonctionnel 1 et 2. Une acquisition continue dure 48 secondes permettant la reconstitution de 24 Doppler de puissances. Chaque demi période d'activation ont une durée de 12 secondes et sont associé à l'acquisition de 6 Doppler de puissance. Le processus est répété cinq fois et concaténé pour obtenir au terme 120 Doppler de puissance correspondant à 240 secondes d'acquisition.

## 4.2.2. Résultats

### 4.2.2.1. Angiographie 3D

L'implémentation des séquences ultrarapides pour la RCA (cf Table 6) nous permet de quantifier la faisabilité de l'approche ultrarapide 3D OPW pour cartographier le réseau vasculaire dans l'ensemble du cerveau et à haute fréquence d'imagerie.

La Figure 55 représente les Doppler de puissance de l'ensemble du cerveau de rat à travers une large ouverture de  $14 \times 14 \text{ mm}^2$ , observés sous un point de vue supérieur/coronal. L'ensemble du cerveau est insonifié et est visible grâce à cette ouverture.

Dans la Figure 55, **a.1** et **a.2**, sont représentées les acquisitions à hautes cadences d'imagerie, 2500 et 1250 Hz, correspondant à des vitesses de Nyquist respectivement de

63 et 32 mm.s<sup>-1</sup>. Du fait d'une résolution spatiale faible (FWHM = 3.4 et 1.7 mm), seuls les vaisseaux de plus gros calibre comme le sinus supérieur (sp) restent visibles mais très flous, associé à une faible échelle dynamique de  $D_{dB} = 11$  et 13 dB.

En revanche, les séquences à plus grand nombre d'ondes planes présentées Figure 55, **a.3** et **a.4** exposent une résolution latérale plus fine (FWHM = 0.4 et 0.2 mm). L'échelle dynamique atteint 19 dB avec 64 ondes planes et 23 dB lorsque 128 ondes planes sont associées. Le Doppler de puissance 3D montre que la résolution latérale bénéficie de l'augmentation de l'ouverture angulaire  $\alpha_{max} = \pm 7.75^\circ$  à  $\pm 15.75^\circ$  permettant à un plus grand nombre de vaisseaux et de structures d'être identifiés, au prix d'une réduction conséquente de la cadence d'imagerie (respectivement 313 et 156 Hz pour des vitesses de Nyquist de 8 et 4 mm.s<sup>-1</sup>).

La Figure 56 représente l'échelle dynamique sur l'ensemble du volume mesuré avec l'expression (3) en termes de nombre d'ondes planes. L'ensemble des séquences présentées dans le Table 6 ainsi que des séquences additionnelles sont résumées, toujours pour 500 ms d'intégration et un pas angulaire de 0.5°. L'échelle dynamique augmente avec le nombre d'ondes planes jusqu'à atteindre un plateau autour de 23 dB avec 128 transmissions par volume. Le meilleur compromis en termes de résolution spatiale et temporel admettant une sensibilité suffisante pour mesurer le flux dans les régions corticale est considérée comme étant la séquence avec 64 ondes planes à 313 Hz. Elle sera choisie pour les applications d'imagerie fonctionnelle.

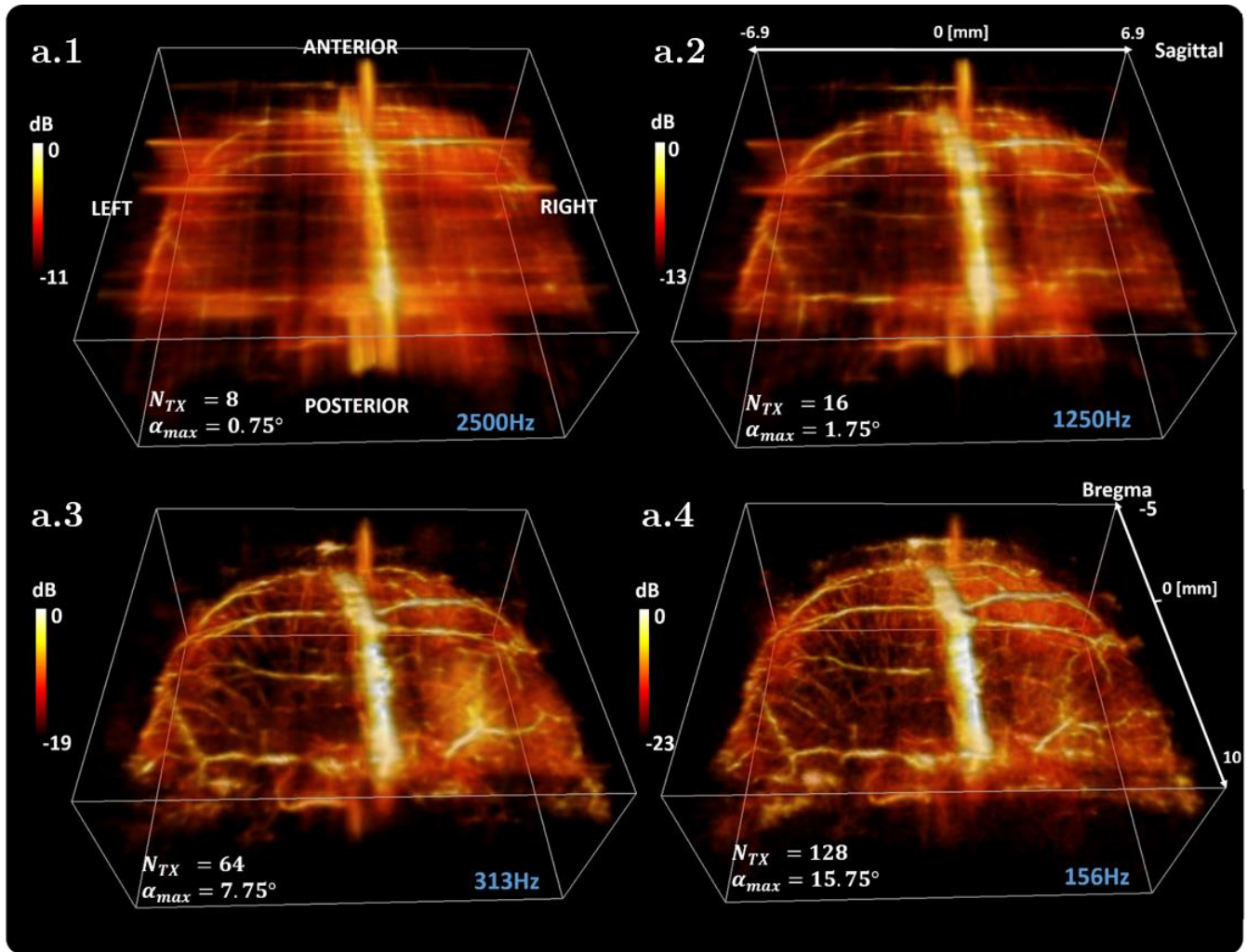


Figure 55: Doppler de puissance 3D ultrarapide de l'ensemble du cerveau de rat avec 500 ms d'intégration temporelle. Influence du nombre de transmissions et de l'augmentation de l'ouverture angulaire. Toutes les représentations 3D montrent l'ensemble du cerveau selon un point de vue supérieur/coronal afin de mettre en évidence les régions corticales. Le pas angulaire est constant pour chaque acquisition et vaut  $0.5^\circ$  pour rejeter les lobes de réseau. De **a.1** à **a.4** le nombre de transmissions est  $N_{TX} = 8, 16, 64$  et  $128$  correspondant à des cadences d'imagerie respectivement de 2500, 1250, 313 et 156 Hz. L'échelle dynamique augmente avec le nombre d'ondes planes de 11 dB à 23 dB. Comme la PSF devient plus fine avec l'ouverture angulaire qui augmente, une gamme plus large d'artères, de vaisseaux et d'information corticale peut être identifiée en **a.3** et **a.4**. A des cadences plus élevées, **a.1** et **a.2**, seuls les sinus sont discernables. Aucune structure associée au polygone de Willis n'a été identifiée dans les régions plus profondes entre 9 et 14 mm (non représenté ici)

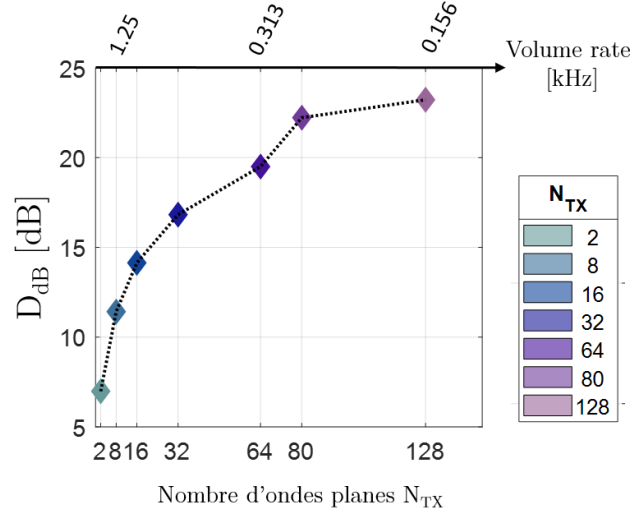


Figure 56: Echelle dynamique sur l'ensemble du volume mesuré selon l'équation (3) en fonction du nombre d'ondes planes  $N_{TX}$ . La dynamique augmente avec le nombre d'ondes planes comme prévu. Le meilleur compromis en termes de contraste, résolution spatiale et temporelle pour les séquences fonctionnelles est identifié comme étant la séquence de 64 ondes planes ( 313 Hz ) avec laquelle le bruit à un niveau de 19 dB au-dessous du signal de référence.

#### 4.2.2.2. Identification anatomique du réseau vasculaire

La Figure 57 montre les plans de coupe de Doppler de puissance 3D signé pour une séquence avec 64 ondes planes et une ouverture angulaire de  $\pm 7.75^\circ$  intégré pendant 500 ms. Le réseau vasculaire ainsi que la position des structures ont été identifiées en comparant avec la littérature [49] [50] (Chapter 39 – Cerebral Vascular system et Paxinos atlas).

Les Figure 57 **a.1** et **b.1** présentent en dégradé de gris le Doppler de puissance 3D pour des coupes coronales à *bregma* = -2, -4, -6 et -7.8 mm et des coupes sagittales de coordonnées  $x$  = -2, -0.4, 0 et 3.4 mm. En s'accordant avec l'atlas cérébral établi par Paxinos et *al*, le plexus choroïde (CP) est identifié dans le plan *bregma* = -2 mm. L'hippocampe –Hip (*bregma* -4 mm et -6 mm), le thalamus –Th (*bregma* -6 mm) et le colliculus supérieur –SC (*bregma* -7.8mm) sont également positionnés.

Dans les coupes sagittales représentées Figure 57 **b.1**, le corps calleux –CC (corpus callosum) peut être visualisé dans l'axe central du plan latéral en  $x=0$  mm. Les Figure 57 **a.2** et **b.2** illustrent les Doppler de puissance signé  $I^\pm(x,y,z)$  avec la direction axiale de la sonde (couleurs jaune/rouge correspondant au flux vers la sonde et violet/ rose au flux s'éloignant de la sonde). La coupe sagittale  $x$  = -0.4 et 0 mm (Figure **b.2**), le réseau



cortical de vaisseaux entourant le corps calleux peut être suivi. Le sang déoxygené circulant à l'intérieur du sinus sagittal supérieur (sss) par de l'avant du cortex (*bregma* 5 à -10) et rejoint la grande veine cérébrale de Galen. Le sinus inférieur -*inferior sagittal sinus* (iss)- est clairement visible au-dessus du corps calleux. Des artères importantes comme l'artère frontale antéro-intérieure (aif) et l'artère azygo pericallosal (azp) peuvent être également suivies grâce au sens axial du flux retranscrit par le code couleur.

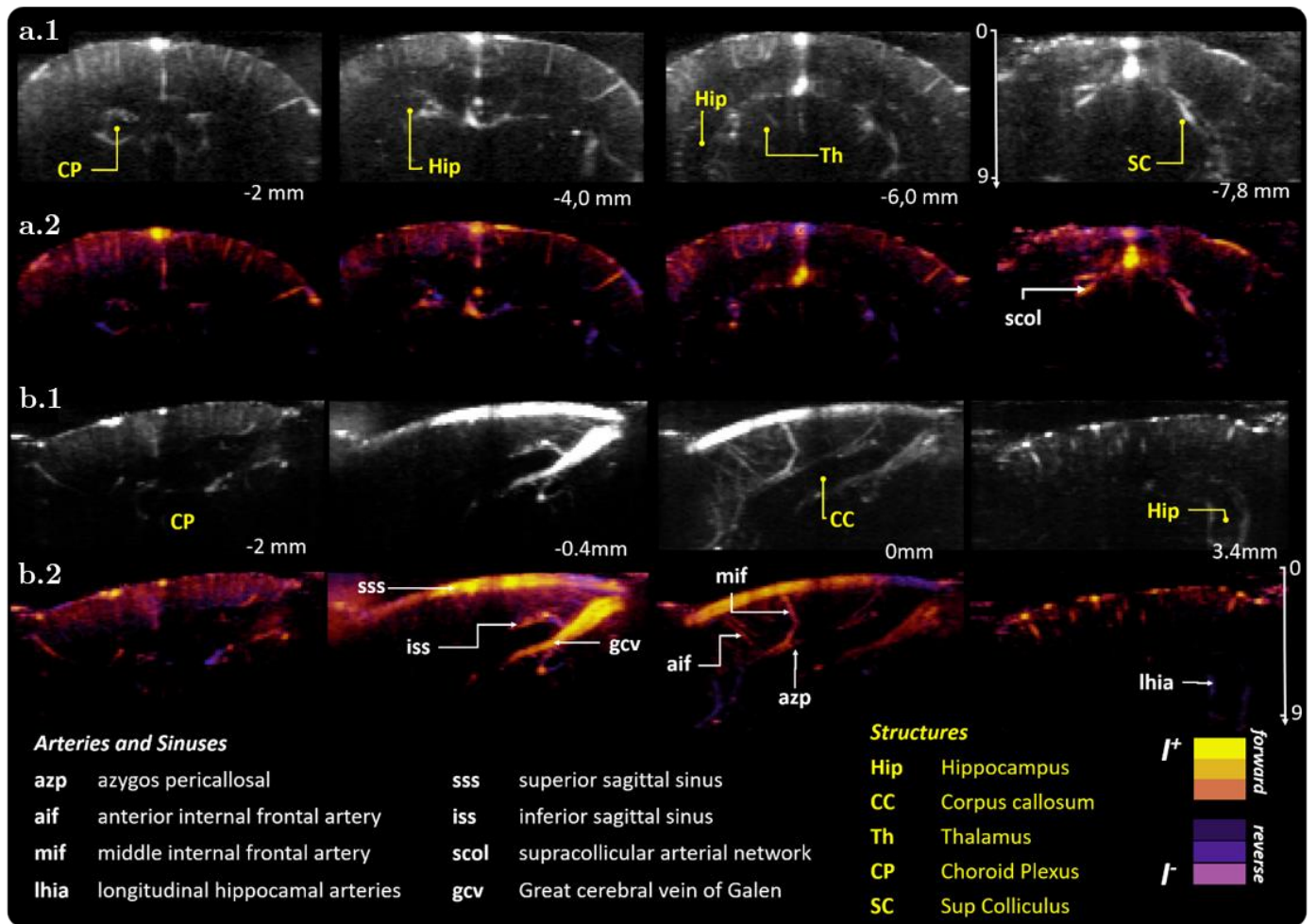


Figure 57: coupes de Doppler de puissance 3D obtenu avec 256 voies et une sonde RCA 15MHz. La séquence ultrarapide consiste en 64 transmits par volume à 313 Hz sur un ensemble de 156 volumes (500 ms d'acquisition). a.1 et b.1 montrent le Doppler de puissance en échelle de gris pour plusieurs coupes coronales (*bregma* = -2, -4, -6 et -7.8 mm) et sagittales ( $x = -2, -0.4, 0, 3.4$  mm) respectivement. Des structures cérébrales comme le plexus choroïde (CP), l'hippocampe (Hip), le Thalamus (Th), le colliculus supérieur (SP) ainsi que le corps calleux (CC) sont identifiés. a.2 et b.2 décrivent le Doppler de puissance signé 3D pour des coordonnées similaires. Le flux codé en Jaune/rouge représente l'énergie circulant vers la sonde et le flux représenté en violet/ros s'éloigne de la sonde. Le sang pauvre en oxygène circulant dans le sinus supérieur (sss) et le sinus inférieur (iss) peut être suivi jusqu'à la grande veine de Galen. Les artères cérébrales comme l'artère azygos pericallosal (azp), l'artère médiane inférieure (mif) sont également identifiées.

## 4.3. Imagerie fonctionnelle 3D du rat avec la RCA

### 4.3.1. Matériels et méthodes

#### 4.3.1.1. Protocole d'activation et stimulation

Pour procéder aux acquisitions fonctionnelles, une séquence permettant de quantifier le Doppler de puissance dans les régions corticales doit être choisie. Les protocoles usuels d'imagerie fonctionnel utilisent des cadences d'imagerie de l'ordre de 500 Hz pour mesurer l'hyperémie cérébrale [27], [32]–[34], [43].

La séquence ultrarapide à 64 ondes planes avec un pas angulaire de  $0.5^\circ$  pour une ouverture maximale de  $\pm 7.75^\circ$  est retenue pour la formation des Doppler de puissance 3D. La fréquence de répétition des pulsations est toujours de  $f_{PRF}=20$  kHz pendant 500 ms et ceci pour chacun des protocoles d'activation. Elle est retenue car elle présente un bon rapport intensité/bruit et une résolution suffisante pour distinguer des vaisseaux impliqués dans le couplage neuro vasculaire.

Deux rats Long-Evans adultes de 350 et 390 g ont été anesthésiés suivant le même processus décrit précédemment. Les animaux ont été gardés dans l'obscurité pendant la chirurgie et les étapes d'acquisition. Deux protocoles de stimulation ont été réalisés comme illustré dans le Figure 54 **b.1** : Le premier sur les vibrisses droit et le second sur l'œil droit. Pour le protocole 1, les vibrisses ont été attachées ensemble stimulé manuellement avec une tige en bois. Pour le protocole 2, la stimulation visuelle a été effectuée à l'aide d'une Led verte clignotante à 2 Hz et positionnée à 2 cm de la cornée dans des conditions d'obscurité totale.

Dans chaque cas, la stimulation consiste en 12 secondes de repos suivi de 12 secondes de stimulation, répétée une fois pour obtenir 48 secondes de temps d'acquisition continu. Pendant chaque motif de 12 secondes, 6 échantillons de Doppler de puissance 3D sont récupérés. Le processus est itéré cinq fois pour obtenir, après concaténation, une durée d'acquisition totale de 240 secondes et cadence de Doppler de puissance de 0.5 Hz (120 échantillons  $I(x,y,z)$ ).

#### 4.3.1.2. Calcul des cartes d'activation

Les volumes sont *beamformés* dans un champ de vue de  $14 \times 14 \times 13 \text{ mm}^3$  avec des voxels isotropes de  $100 \times 100 \times 100 \text{ mm}^3$  ( $128 \times 128 \times 122$  grille de voxel) pour construire des structures plus profondes. Le processus amène à chaque échantillon à des matrices  $s^{OPW}(x,y,z,t_i)$  d'un ensemble temporel  $t_i=157$  (correspondant à 500 ms). Un filtrage

spatio-temporel avec un seuil de  $\delta=15$  a été appliqué systématiquement et les Doppler de puissance calculés.

Les 120 volumes  $I(x,y,z)$  Doppler de puissance comportant l'information vasculaire sont récupérés, concaténés et normalisés selon la dimension temporelle dans une matrice  $s_I(x,y,z,t_i)$ , avec  $t_i=1,\dots,120$ . Les cartes d'activation sont obtenues à partir du coefficient de corrélation de Pearson  $r(x,y,z)$  entre les signaux Doppler normalisés  $s_I(t_i)$  et le motif du signal de stimulation normalisé  $\varepsilon(t_i)$  illustré dans la Figure 54 **b.2**, et suivant l'expression :

$$r(x,y,z) = \frac{\sum_i^T (s_I(t_i) - \bar{s}_I)(\varepsilon(t_i) - \bar{\varepsilon}_I)}{\sqrt{\sum_i^T (s_I(t_i) - \bar{s}_I)^2} \sqrt{\sum_i^T (\varepsilon(t_i) - \bar{\varepsilon}_I)^2}} \quad (31)$$

Où  $\bar{\cdot}$  indique la valeur moyenne de la variable à travers le temps [51]. Pour représenter les cartes d'activation 3D superposée au Doppler de puissance, nous avons considéré comme significatives les régions présentant un coefficient  $r > z_{score} \cdot \sigma$ , où  $\sigma$  est la déviation standard spatiale de  $r(x,y,z)$  à l'intérieur d'une région bruitée. En appliquant la transformation de Fisher correspondant à un  $z_{score}=3$ , le seuil final minimum retenu pour l'affichage des carte d'activation est obtenu pour  $r = 0.143$ .

Les Doppler de puissance ainsi que les cartes d'acquisition 3D sont superposées et représentées avec le logiciel de visualisation 3D Amira (Amira, software, Visualization Sciences Group, Burlington, MA,USA).

### 4.3.2. Résultats

Les résultats des deux protocoles d'activation, vibrisses et visuel, réalisés avec une sont RCA sont représentés ici.

Les Figure 58 **a.1** et **b.1** montrent la réponse hémodynamique moyenne du Doppler de puissance 3D dans les régions d'activation considérées significatifs pour un coefficient d'activation  $r > 0.143$ . Les protocoles d'excitation des vibrisses (rouge) et de l'œil droit (orange) sont respectivement montrés avec les mêmes paramètres. Une augmentation de la réponse hémodynamique peut être constatée durant la délivrance de l'excitation (représenté par les traits verticaux en vert). Cette hyperémie est représentée en pourcentage % de variation de l'intensité normalisée par rapport à la réponse de référence



sans excitation. Le signal permet donc de suivre l'évolution temporelle de l'augmentation du CBV en fonction du signal d'activation.

La Figure 58 **a.1** montre la réponse hémodynamique pendant des 240 secondes d'acquisition (soit 120 Doppler de puissance) avec 6 échantillons par motif d'excitation. La valeur moyenne des 10 motifs d'activation ainsi que la déviation standard est représentée sur la Figure 58 **a.2**. On y constate une augmentation maximale de 10% du CBV pendant l'activation avec une déviation standard de  $\pm 5\%$ . Le rendu 3D de la carte d'activation pour les coefficients de corrélation significatifs ( $r > 0.143$ ) est superposé au Doppler de puissance 3D sur les Figure 58 **a.3** et **a.4** selon deux points de vue. La corrélation atteint 0.4 dans une région très localisée de l'aire somatosensorielle du cortex de l'hémisphère gauche, controlatérale à la stimulation.

Figure 58 **b.1** représente la réponse hémodynamique temporelle lors de la stimulation de l'œil droit à travers les 120 Doppler de puissance reconstruits, considérant un coefficient significatif de  $r > 0.143$ . La Figure 58 **b.2** décrit l'évolution moyenne et la déviation standard du CBV pour chaque motif d'excitation. La réponse hémodynamique montre une variation dans les régions significatives de  $5\% \pm 2\%$  en concordance avec l'activation. Les Figure 58 **b.3** et **b.4** représentent de façon similaire la carte d'activation 3D superposée au Doppler de puissance 3D. En présence de stimulation visuelle de l'œil droit, l'activation est regroupée dans une région large identifiée comme étant le colliculus supérieur. Une partie du cortex visuel dans l'hémisphère controlatérale à la stimulation est également très légèrement activée.

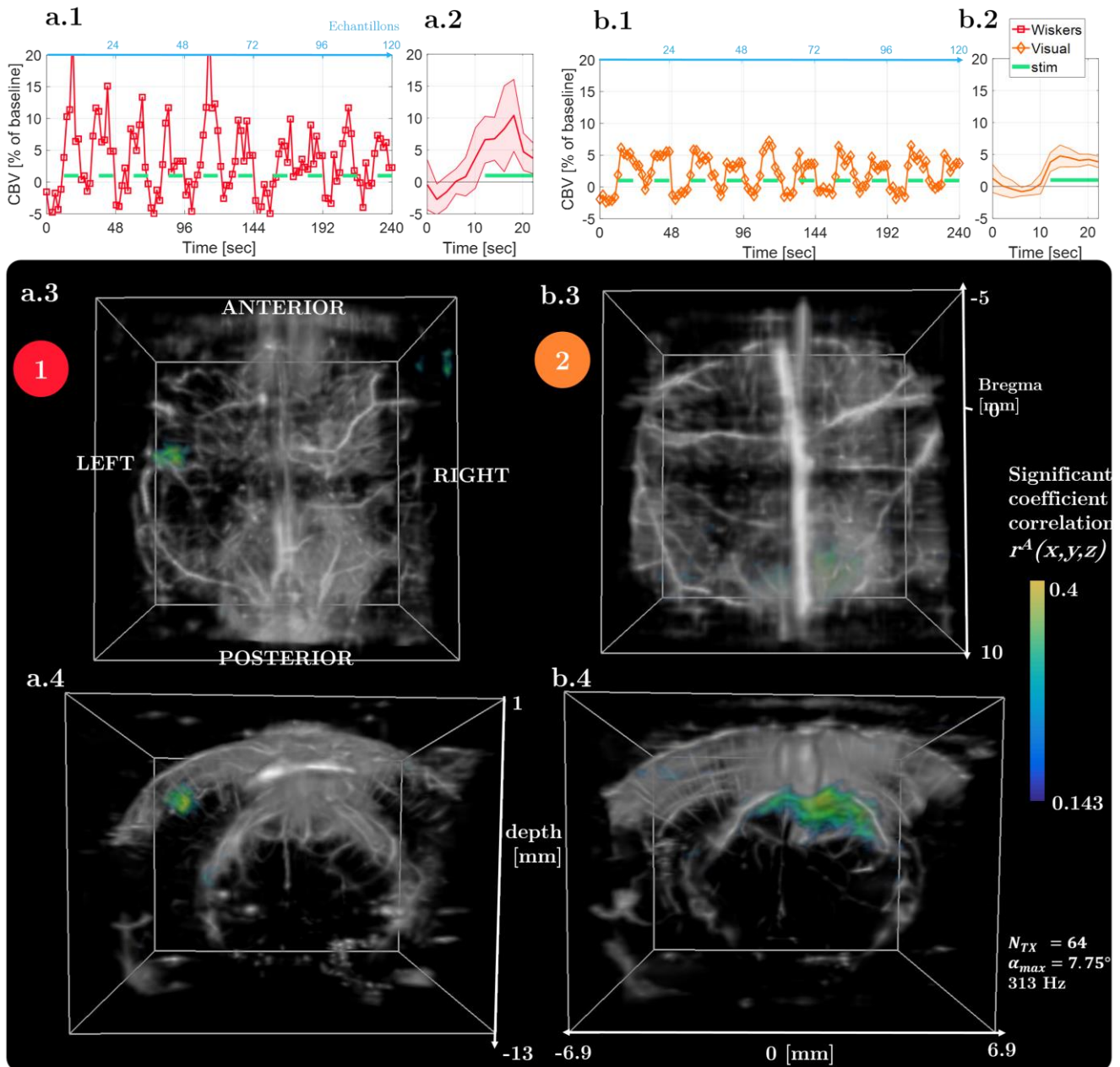


Figure 58: Cartes de corrélation 3D, avec stimulation des vibrisses et visuel, sur l'ensemble du cerveau de rat, réalisées avec 256 voies et une sonde RCA à 15 MHz. **a.1** et **b.1** montrent la réponse hémodynamique proportionnelle au CBV à une excitation des vibrisses droites et de l'œil droit respectivement. L'évolution du CBV est représenté relativement au % de variation par rapport à la mesure de référence sans stimulation pour les régions où le coefficient de corrélation  $r > 0.143$ . **a.2** et **b.2** reportent l'évolution moyennement et la déviation standard des 10 motifs d'hyperémie mesurés. La réponse hémodynamique moyenne est de  $10\% \pm 5\%$  lors de l'excitation des vibrisses et de  $5\% \pm 2\%$  lors de l'excitation visuelle. Les Doppler de puissance 3D sont représentés en niveau de gris en **a.3**, **a.4** et **b.3**, **b.4** (19 dB d'échelle dynamique) par-dessus lesquels sont superposées les cartes 3D de corrélation (dans l'intervalle 0.143 à 0.4). **a.3**, respectivement **a.4**, montrent une vue supérieure et coronale de l'activation 3D pour une stimulation des vibrisses droites. L'activation est concentrée dans une aire corticale identifiée comme la partie somatosensorielle du cortex. **b.3** et **b.4** montrent sous les mêmes points de vue les cartes d'activation lors du protocole d'excitation visuelle. L'activation est concentrée dans une région postérieure identifiée comme le colliculus supérieur.

## 4.4. Discussions et perspectives

### 4.4.1. Angiographie 3D vasculaire avec la RCA

Dans cette première partie nous avons montré comment un prototype de sonde RCA haute fréquence (15MHz), pilotée par une seule unité échographique de 256 voies, permet l'image 3D vasculaire sur l'ensemble du cerveau chez le rat. C'est la première application, à notre connaissance, d'acquisition 3D réalisée *in vivo* avec une matrice haute fréquence à 15MHz et à large ouverture RCA.

Pour confronter l'imagerie RCA OPW à un réseau vasculaire complexe, une série de séquences à faible pas angulaire a été implémentée et appliquée *in vivo* sur le cerveau de rat. En utilisant la stratégie d'imagerie par ondes planes et la combinaison orthogonale OPW, nous avons pu obtenir des volumes de l'intensité vasculaire sur l'ensemble du cerveau et à haute cadence.

Il a été démontré qu'un faible nombre de transmissions ne permettait pas une identification convenable du réseau vasculaire. Cependant, c'est en accumulant un plus grand nombre d'ondes planes qu'un large panel de vaisseaux peut être observé.

En employant 64 ondes planes par volume (soit 313 Hz) pendant 500ms, une échelle dynamique de 19dB sur le Doppler de puissance est obtenue permettant l'identification anatomique, entre autre, de l'artère azygos péricallosal, de l'artère frontale antéro-interne, des sinus supérieur et inférieur et de la veine de Galen. Le Doppler de puissance signé apporte une information supplémentaire sur le sens du flux, et aide à l'identification des vaisseaux, ceci malgré l'aliasing.

Les images montrent que le rapport signal à bruit reste limité dans les régions les plus profondes. Il est très difficile de clairement identifier des structures au-delà de 12 mm de pénétration avec le prototype de sonde utilisé. Cette limitation en sensibilité pourrait être une conséquence avant tout due à la conception de la sonde. Le prototype réalisé est une première itération et des optimisations sont possibles. Les couches adaptatrices d'impédance de la sonde semblent présenter un coefficient de transmission faible, se traduisant par un fort effet de réverbération observable sur les données *RF* et donc une perte conséquente de l'énergie introduite. D'autre part, un effet de couplage entre les deux réseaux, dû à la configuration de remise à la masse virtuelle, pourrait limiter également la sensibilité. Ces aspects devraient être optimisés lors d'une prochaine

itération de sonde, autorisant une marge de progression substantielle pour les acquisitions à venir.

Par ailleurs, des approches à transmissions denses comme le *multiplane waves* [52] permettraient également d'augmenter la sensibilité pour atteindre des régions plus profondes. Il serait intéressant de confronter cette approche à des méthodes d'imagerie 3D utilisant des sondes à multiplexage.

La RCA haute fréquence associée à la stratégie OPW constitue donc une méthode viable simple et peu coûteuse pour reconstruire l'angiographie du cerveau dans son ensemble et à haute cadence d'imagerie. La quantification de l'hyperémie associée à une stimulation cognitive pourrait donc être détectée.

#### 4.4.2. fUS 3D avec la RCA : une première preuve de concept

Le choix d'une séquence suffisamment sensible pour la détection de l'intensité vasculaire dans les régions corticales (64 ondes planes à 313Hz) nous a amené à réaliser une série de deux protocoles d'activation fonctionnelle. La séquence fonctionnelle a été réalisée sur deux rats trépanés et maintenus anesthésiés lors de l'acquisition de 120 Doppler de puissance. Dans chaque cas, le volume de sang cérébral CBV a montré une variation synchrone avec le signal de stimulation.

L'augmentation de la réponse hémodynamique, relative au niveau d'intensité mesuré lors du repos, est de 10% dans le cas de l'activation des vibrisses et de 5% pour l'activation visuelle. Ces résultats sont en accord avec la littérature [32], [43] confortant la faisabilité de la modalité fUS 3D RCA. Les cartes de corrélation 3D ont pu être reconstruites avec succès montrant de bon facteur de corrélation (entre 0.143 et 0.4) à l'intérieure de régions attendues (colliculus supérieur et cortex somatosensoriel). Ces résultats forment une première preuve de concept d'imagerie fonctionnelle cérébrale réalisée en 3D avec une sonde RCA.

Le fUS 3D RCA constitue donc un outil viable, flexible et à moindre coût pour l'exploration de l'activation 3D en temps réel et sur l'ensemble du cerveau. Cette approche pourrait bénéficier à de nombreuses applications en neurosciences car elle est capable de rendre une image détaillée de la région activée, critère qui semble être nécessaire pour certaines études *in vivo* [53]. Une carte de connectivité pourrait être réalisée sur l'ensemble du cerveau du rat, cela avec un échographe simple (256 voies). Pour aller plus loin, la légèreté du câble permettrait d'étendre des modalités d'imagerie fonctionnelle en mouvement libre *-freely moving-* à l'interprétation 3D sans entraves

supplémentaires pour l'animal. La simplicité et le peu de moyens nécessaire offre une solution intéressante pour étudier le comportement en temps réel sur l'ensemble du cerveau.

## **4.5. Conclusion**

L'imagerie fonctionnelle ultrasonore du cerveau est une modalité d'imagerie cérébrale en plein essor qui propose d'étudier l'activité fonctionnelle du cerveau dans des configurations précliniques et pour la recherche en neuroscience [54], mais également en clinique par exemple chez les nouveau nées [38] ou péri-opératoire chez l'homme [42].

Le principe de l'imagerie fonctionnelle ultrasonore fUS est basé sur le couplage neurovasculaire et la mesure de variation du volume de sang (le CBV) à travers l'acquisition de Doppler de puissance permettant d'atteindre de très bonnes résolutions spatiale et temporelle (100  $\mu\text{m}$  et 100ms).

Dans ce travail, la première preuve de concept d'imagerie fonctionnelle ultrasonore ultrarapide 3D a été réalisée sur l'ensemble du cerveau de rat utilisant une sonde RCA à 256 voies et à haute fréquence. Les séquences ont été conçues pour l'acquisition des flux vasculaires à faible vitesse tout en gardant les lobes de réseau à l'extérieur du champ de vue. Une angiographie 3D de l'ensemble du réseau vasculaire a été reconstituée ainsi que des cartes d'activation 3D pour deux protocoles de stimulation. Bien que la sensibilité demeure limitée dans les régions profondes, l'approche RCA est très bien adaptée à l'imagerie du réseau de faibles vaisseaux dans un large champ de vue. La capacité à aisément acquérir l'activation à moindre coût et peut de contraintes pour l'animal ouvre à de nombreuses perspectives.

## 4.6. Références bibliographiques

- [1] O. Gosseries, A. Demertzi, Q. Noirhomme, J. Tshibanda, R. Hustinx, P. Maquet, E. Salmon, G. Moonen, A. Luxen, S. Laureys, and X. D. Tiège, “Que mesure la neuro-imagerie fonctionnelle;,” *Rev Med Liege*, p. 7.
- [2] A. Lacroix, “Les neurones pyramidaux corticaux dans le couplage neurovasculaire et neurométabolique: mécanismes cellulaires et moléculaires,” p. 254.
- [3] E. A. Newman, “New roles for astrocytes: Regulation of synaptic transmission,” *Trends in Neurosciences*, vol. 26, no. 10, pp. 536–542, Oct. 2003.
- [4] C. Iadecola, “Neurovascular regulation in the normal brain and in Alzheimer’s disease,” *Nat Rev Neurosci*, vol. 5, no. 5, pp. 347–360, May 2004.
- [5] N. K. Logothetis, J. Pauls, M. Augath, T. Trinath, and A. Oeltermann, “Neurophysiological investigation of the basis of the fMRI signal,” *Nature*, vol. 412, no. 6843, pp. 150–157, Jul. 2001.
- [6] N. K. Logothetis, “The Underpinnings of the BOLD Functional Magnetic Resonance Imaging Signal,” *J. Neurosci.*, vol. 23, no. 10, pp. 3963–3971, May 2003.
- [7] P. A. Bandettini, E. C. Wong, R. S. Hinks, R. S. Tikofsky, and J. S. Hyde, “Time course EPI of human brain function during task activation,” *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 25, no. 2, pp. 390–397, 1992.
- [8] R. B. Tootell, J. B. Reppas, K. K. Kwong, R. Malach, R. T. Born, T. J. Brady, B. R. Rosen, and J. W. Belliveau, “Functional analysis of human MT and related visual cortical areas using magnetic resonance imaging,” *J. Neurosci.*, vol. 15, no. 4, pp. 3215–3230, Apr. 1995.
- [9] J. R. Binder, S. M. Rao, T. A. Hammeke, J. A. Frost, P. A. Bandettini, A. Jesmanowicz, and J. S. Hyde, “Lateralized Human Brain Language Systems Demonstrated by Task Subtraction Functional Magnetic Resonance Imaging,” *Arch Neurol*, vol. 52, no. 6, pp. 593–601, Jun. 1995.
- [10] J. R. Binder, J. A. Frost, T. A. Hammeke, R. W. Cox, S. M. Rao, and T. Prieto, “Human Brain Language Areas Identified by Functional Magnetic Resonance Imaging,” *J. Neurosci.*, vol. 17, no. 1, pp. 353–362, Jan. 1997.
- [11] N. K. Logothetis, “What we can do and what we cannot do with fMRI,” *Nature*, vol. 453, no. 7197, pp. 869–878, Jun. 2008.
- [12] D. A. Boas, D. H. Brooks, E. L. Miller, C. A. DiMarzio, M. Kilmer, R. J. Gaudette, and Quan Zhang, “Imaging the body with diffuse optical tomography,” *IEEE Signal Processing Magazine*, vol. 18, no. 6, pp. 57–75, Nov. 2001.
- [13] M. Ferrari and V. Quaresima, “A brief review on the history of human functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) development and fields of application,” *NeuroImage*, vol. 63, no. 2, pp. 921–935, Nov. 2012.
- [14] A. Villringer, J. Planck, C. Hock, L. Schleinkofer, and U. Dirnagl, “Near infrared spectroscopy (NIRS): A new tool to study hemodynamic changes during activation of brain function in human adults,” *Neuroscience Letters*, vol. 154, no. 1, pp. 101–104, May 1993.
- [15] G. Hong, J. C. Lee, J. T. Robinson, U. Raaz, L. Xie, N. F. Huang, J. P. Cooke, and H. Dai, “Multifunctional *in vivo* vascular imaging using near-infrared II fluorescence,” *Nature Medicine*, vol. 18, no. 12, pp. 1841–1846, Dec. 2012.
- [16] M. Izzetoglu, K. Izzetoglu, S. Bunce, H. Ayaz, A. Devaraj, B. Onaral, and K. Pourrezaei, “Functional near-infrared neuroimaging,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 13, no. 2, pp. 153–159, Jun. 2005.
- [17] D. J. Sahn, “Instrumentation and physical factors related to visualization of stenotic and regurgitant jets by Doppler color flow mapping,” *J Am Coll Cardiol*, vol. 12, no. 5, pp. 1354–1365, Nov. 1988.

- [18] C. R. B. Merritt, “Doppler color flow imaging,” *Journal of Clinical Ultrasound*, vol. 15, no. 9, pp. 591–597, 1987.
- [19] E. G. Grant, C. B. Benson, G. L. Moneta, A. V. Alexandrov, J. D. Baker, E. I. Bluth, B. A. Carroll, M. Eliasziw, J. Gocke, B. S. Hertzberg, S. Katanick, L. Needleman, J. Pellerito, J. F. Polak, K. S. Rholl, D. L. Wooster, and R. E. Zierler, “Carotid Artery Stenosis: Gray-Scale and Doppler US Diagnosis—Society of Radiologists in Ultrasound Consensus Conference,” *Radiology*, vol. 229, no. 2, pp. 340–346, Nov. 2003.
- [20] E. Quaia, J. M. Correas, M. Mehta, J. T. Murchison, A. G. Gennari, and E. J. R. van Beek, “Gray Scale Ultrasound, Color Doppler Ultrasound, and Contrast-Enhanced Ultrasound in Renal Parenchymal Diseases,” *Ultrasound Quarterly*, vol. 34, no. 4, p. 250, Dec. 2018.
- [21] M.-A. Clavel, J. Malouf, D. Messika-Zeitoun, P. A. Araoz, H. I. Michelena, and M. Enriquez-Sarano, “Aortic Valve Area Calculation in Aortic Stenosis by CT and Doppler Echocardiography,” *J Am Coll Cardiol Img*, vol. 8, no. 3, pp. 248–257, Mar. 2015.
- [22] R. Aaslid, T.-M. Markwalder, and H. Nornes, “Noninvasive transcranial Doppler ultrasound recording of flow velocity in basal cerebral arteries,” *Journal of Neurosurgery*, vol. 57, no. 6, pp. 769–774, Dec. 1982.
- [23] M. Tanter, J. Bercoff, L. Sandrin, and M. Fink, “Ultrafast compound imaging for 2-D motion vector estimation: application to transient elastography,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 49, no. 10, pp. 1363–1374, Oct. 2002.
- [24] M. Tanter and M. Fink, “Ultrafast imaging in biomedical ultrasound,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 61, no. 1, pp. 102–119, Jan. 2014.
- [25] J. Bercoff, G. Montaldo, T. Loupas, D. Savery, F. Mézière, M. Fink, and M. Tanter, “Ultrafast compound doppler imaging: providing full blood flow characterization,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 58, no. 1, pp. 134–147, Jan. 2011.
- [26] E. Mace, G. Montaldo, B.-F. Osmanski, I. Cohen, M. Fink, and M. Tanter, “Functional ultrasound imaging of the brain: theory and basic principles,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 60, no. 3, pp. 492–506, Mar. 2013.
- [27] E. Macé, G. Montaldo, I. Cohen, M. Baulac, M. Fink, and M. Tanter, “Functional ultrasound imaging of the brain,” p. 6, 2011.
- [28] E. Franceschini, R. K. Saha, and G. Cloutier, “Comparison of three scattering models for ultrasound blood characterization,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 60, no. 11, pp. 2321–2334, Nov. 2013.
- [29] A. Parpaleix, Y. G. Houssen, and S. Charpak, “Imaging local neuronal activity by monitoring PO<sub>2</sub> transients in capillaries,” *Nature Medicine*, vol. 19, no. 2, pp. 241–246, Feb. 2013.
- [30] C. Demene, T. Deffieux, M. Pernot, B.-F. Osmanski, V. Biran, J.-L. Gennisson, L.-A. Sieu, A. Bergel, S. Franqui, J.-M. Correas, I. Cohen, O. Baud, and M. Tanter, “Spatiotemporal Clutter Filtering of Ultrafast Ultrasound Data Highly Increases Doppler and fUltrasound Sensitivity,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 34, no. 11, pp. 2271–2285, Nov. 2015.
- [31] J. Baranger, B. Arnal, F. Perren, O. Baud, M. Tanter, and C. Demene, “Adaptive Spatiotemporal SVD Clutter Filtering for Ultrafast Doppler Imaging Using Similarity of Spatial Singular Vectors,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 37, no. 7, pp. 1574–1586, Jul. 2018.
- [32] E. Tiran, J. Ferrier, T. Deffieux, J.-L. Gennisson, S. Pezet, Z. Lenkei, and M. Tanter, “Transcranial Functional Ultrasound Imaging in Freely Moving Awake Mice and Anesthetized Young Rats without Contrast Agent,” *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 43, no. 8, pp. 1679–1689, Aug. 2017.
- [33] L.-A. Sieu, A. Bergel, E. Tiran, T. Deffieux, M. Pernot, J.-L. Gennisson, M. Tanter, and I. Cohen, “EEG and functional ultrasound imaging in mobile rats,” *Nature Methods*, vol. 12, no. 9, pp. 831–834, Sep. 2015.



- [34] A. Urban, C. Dussaux, G. Martel, C. Brunner, E. Mace, and G. Montaldo, “Real-time imaging of brain activity in freely moving rats using functional ultrasound,” *Nature Methods*, vol. 12, no. 9, pp. 873–878, Sep. 2015.
- [35] A. Bergel, T. Deffieux, C. Demené, M. Tanter, and I. Cohen, “Local hippocampal fast gamma rhythms precede brain-wide hyperemic patterns during spontaneous rodent REM sleep,” *Nature Communications*, vol. 9, no. 1, Dec. 2018.
- [36] A. Dizeux, M. Gesnik, H. Ahnine, K. Blaize, F. Arcizet, S. Picaud, J.-A. Sahel, T. Deffieux, P. Pouget, and M. Tanter, “Functional ultrasound imaging of the brain reveals propagation of task-related brain activity in behaving primates,” *Nat Commun*, vol. 10, no. 1, pp. 1–9, Mar. 2019.
- [37] C. Demene, J. Baranger, M. Bernal, C. Delanoe, S. Auvin, V. Biran, M. Alison, J. Mairesse, E. Harribaud, M. Pernot, M. Tanter, and O. Baud, “Functional ultrasound imaging of brain activity in human newborns,” *Science Translational Medicine*, vol. 9, no. 411, p. eaah6756, Oct. 2017.
- [38] C. Demené, J. Mairesse, J. Baranger, M. Tanter, and O. Baud, “Ultrafast Doppler for neonatal brain imaging,” *NeuroImage*, vol. 185, pp. 851–856, Jan. 2019.
- [39] C. Errico, B.-F. Osmanski, S. Pezet, O. Couture, Z. Lenkei, and M. Tanter, “Transcranial functional ultrasound imaging of the brain using microbubble-enhanced ultrasensitive Doppler,” *NeuroImage*, vol. 124, pp. 752–761, Jan. 2016.
- [40] “Compensating for bone interfaces and respiratory motion in high-intensity focused ultrasound: International Journal of Hyperthermia: Vol 23, No 2.” [Online]. Available: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/02656730701209996>. [Accessed: 14-Sep-2019].
- [41] T. Deffieux, Y. Younan, N. Wattiez, M. Tanter, P. Pouget, and J.-F. Aubry, “Low-Intensity Focused Ultrasound Modulates Monkey Visuomotor Behavior,” *Current Biology*, vol. 23, no. 23, pp. 2430–2433, Dec. 2013.
- [42] M. Imbault, H. Serroune, J. Gennisson, M. Tanter, D. Chauvet, L. Capelle, and S. Lehericy, “Functional ultrasound imaging of the human brain activity: An intraoperative pilot study for cortical functional mapping,” in *2016 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, 2016, pp. 1–4.
- [43] M. Gesnik, K. Blaize, T. Deffieux, J.-L. Gennisson, J.-A. Sahel, M. Fink, S. Picaud, and M. Tanter, “3D functional ultrasound imaging of the cerebral visual system in rodents,” *NeuroImage*, vol. 149, pp. 267–274, Apr. 2017.
- [44] C. Rabut, M. Correia, V. Finel, S. Pezet, M. Pernot, T. Deffieux, and M. Tanter, “4D functional ultrasound imaging of whole-brain activity in rodents,” *Nat Methods*, vol. 16, no. 10, pp. 994–997, Oct. 2019.
- [45] M. Flesch, M. Pernot, J. Provost, G. Ferin, A. Nguyen-Dinh, M. Tanter, and T. Deffieux, “4D *in vivo* ultrafast ultrasound imaging using a row-column addressed matrix and coherently-compounded orthogonal plane waves,” *Physics in Medicine and Biology*, vol. 62, no. 11, pp. 4571–4588, Jun. 2017.
- [46] J. Sauvage, M. Flesch, G. Férin, A. Nguyen-Dinh, J. Porée, M. Tanter, M. Pernot, and T. Deffieux, “A large aperture row column addressed probe for *in vivo* 4D ultrafast doppler ultrasound imaging,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 63, no. 21, p. 215012, Oct. 2018.
- [47] G. Ferin, M. Flesch, T. Deffieux, C. Bantignies, M. Dumoux, T. Mateo, A. Lejeune, B. Rosinski, M. Tanter, M. Pernot, and A. Nguyen-Dinh, “Notice of Removal: High frequency row column addressed matrix array for volumetric ultrafast ultrasound imaging,” in *2017 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, 2017, pp. 1–1.
- [48] H. P. Savakus, K. A. Klicker, and R. E. Newnham, “PZT-epoxy piezoelectric transducers: A simplified fabrication procedure,” *Materials Research Bulletin*, vol. 16, no. 6, pp. 677–680, Jun. 1981.
- [49] O. U. Scremin, “Chapter 39 - Cerebral Vascular System,” in *The Human Nervous System (Third Edition)*, J. K. Mai and G. Paxinos, Eds. San Diego: Academic Press, 2012, pp. 1351–1374.
- [50] G. Paxinos and C. Watson, *The rat brain in stereotaxic coordinates*, 6th ed. Amsterdam ; Boston: Academic Press/Elsevier, 2007.

- [51] B.-F. Osmanski, S. Pezet, A. Ricobaraza, Z. Lenkei, and M. Tanter, “Functional ultrasound imaging of intrinsic connectivity in the living rat brain with high spatiotemporal resolution,” *Nature Communications*, vol. 5, no. 1, Dec. 2014.
- [52] E. Tiran, T. Deffieux, M. Correia, D. Maresca, B.-F. Osmanski, L.-A. Sieu, A. Bergel, I. Cohen, M. Pernot, and M. Tanter, “Multiplane wave imaging increases signal-to-noise ratio in ultrafast ultrasound imaging,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 60, no. 21, pp. 8549–8566, Oct. 2015.
- [53] C. Demené, D. Maresca, M. Kohlhauer, F. Lidouren, P. Micheau, B. Ghaleh, M. Pernot, R. Tissier, and M. Tanter, “Multi-parametric functional ultrasound imaging of cerebral hemodynamics in a cardiopulmonary resuscitation model,” *Sci Rep*, vol. 8, no. 1, pp. 1–10, Nov. 2018.
- [54] T. Deffieux, C. Demene, M. Pernot, and M. Tanter, “Functional ultrasound neuroimaging: a review of the preclinical and clinical state of the art,” *Current Opinion in Neurobiology*, vol. 50, pp. 128–135, Jun. 2018.



---

**Chapitre 5.      Autres approches  
innovantes d'imagerie avec la  
RCA : *Multiplane Wave imaging*  
et Imagerie de Doppler croisé  
*XDoppler***

---



## **5.1. Introduction**

Imager avec une sonde RCA présente un compromis plus sévère en termes de résolution spatio-temporel et de contraste en comparaison avec les sondes classiques densément peuplées. Cela peut s'expliquer en partie par le fait que le réseau ne permet plus une double focalisation spatiale en émission/réception sur les deux dimensions latérales, mais suivant un principe de focalisation unilatérale – *one way focusing*. La capacité de focalisation de RCA est par conséquent moins efficace comparée à une sonde matricielle 2D, en effet on obtient une double focalisation cylindrique – équivalente à l'ordre 1 à une simple focalisation sphérique – en lieu et place d'une double focalisation sphérique. En présence de mouvement axial, la RCA est également plus sensible au phénomène de défocalisation. Enfin la cadence d'imagerie souffre du besoin conséquent d'ondes planes pour retrouver une résolution acceptable sans artefacts de répliques dans le champ de vue.

L'objet de ce dernier chapitre consiste donc à présenter deux méthodes qui pourraient contourner ces limitations et de les adapter à l'architecture RCA.

Dans une première section, nous proposerons une approche d'augmentation de la sensibilité en pénétration à l'aide de transmissions condensées d'ondes planes, connue sous le nom d'imagerie multi-ondes planes – *multiplane wave* - qui a déjà été introduite par Tiran et *al* pour l'imagerie 2D [1] puis par Rabut et *al* pour l'imagerie 3D. Ces travaux de transmission multi-ondes RCA ont été réalisés en collaboration avec l'étudiant en master Mathieu BLONS dans le cadre d'un stage de fin d'étude.

Enfin, dans une seconde partie, nous exposerons une méthode d'imagerie Doppler croisée par estimation de la covariance temporelle entre les images orthogonales [2] que nous adapterons à la sonde RCA. Nous espérons obtenir un gain sur la cadence d'acquisition du Doppler de puissance. Nous montrerons qu'il est possible de localiser l'intensité du flux sans lobes de réseaux dans le champ de vue avant de présenter des résultats *in vitro*.

L'ensemble des études présentées dans ce dernier chapitre constituent des travaux encore en cours de développement.

## **5.2. Imagerie 3D ultrarapide par transmission multi-ondes planes avec une sonde RCA :**

L'atténuation des ultrasons pendant leur propagation constitue un facteur limitant les capacités d'imagerie en profondeur. Le *coherent compounding* permet de relever le rapport signal à bruit en combinant plusieurs transmissions envoyées à intervalles successifs  $t_{PRI} = 1/f_{PRF}$ . En augmentant le nombre de tirs et donc en introduisant plus d'énergie, on améliore le rapport signal à bruit et par conséquent l'exploration en profondeur, la pénétration, mais au prix d'une plus faible cadence.

L'adressage RCA nécessite un grand nombre d'ondes planes pour retrouver une PSF fine sans introduction de lobes de réseaux. Le compromis entre résolution spatiale et temporelle est plus exigeant et doit être optimisé pour retrouver une bonne résolution d'image 3D. Par ailleurs, la RCA souffre d'un rapport signal à bruit limité en comparaison avec les sondes matricielles 2D. Pour ces raisons, la capacité en pénétration avec la RCA est réduite.

Une approche permettant d'imager plus en profondeur, sans pour autant diminuer la cadence d'imagerie, consiste à envoyer plusieurs ondes condensées dans un seul événement de transmission. Ce principe, baptisé imagerie multi-ondes planes - *multiplane wave imaging*-, fut introduit par Tiran et al [1] et repose sur l'encodage des phases de ces ondes planes transmises. Après décodage des signaux rétrodiffusés, l'amplitude de chaque onde plane est virtuellement augmentée. Cette stratégie est très avantageuse pour l'exploration de structures profondes et permet ainsi de contourner l'effet de l'atténuation lors de la propagation.

Dans cette partie, nous allons implémenter cette méthode pour la sonde RCA et quantifier son impact pour l'imagerie 3D sur fantôme de tissu. Il sera également présenté une approche *multiplane wave* adaptée aux contraintes de la RCA basée sur l'encodage partiel du nombre d'ondes planes utile pour la reconstitution de l'image. Avec cette méthode nous espérons améliorer le rapport signal à bruit ainsi que le contraste de structures profondes avec une haute qualité d'image et sans lobes de réseaux.

### **5.2.1. Principe de transmission condensée multi-ondes planes : *multiplane wave imaging***

Dans le schéma classique d'imagerie par ondes planes, chaque onde plane est transmise individuellement à une pulsation de répétition en fréquence  $f_{prf}$  constante. Par exemple, pour l'imagerie RCA avec l'approche OPW, un ensemble de  $N_{TX}=64$  transmissions se

résume à 32 ondes planes envoyées par le premier réseau et 32 autres par le second, pour une cadence d'imagerie au final égale à  $f_{prf}/64$ . Un compromis doit donc être trouvé entre cadence et qualité d'imagerie.

La technique d'imagerie par *multiplane wave* propose d'améliorer le signal sur bruit, et cela sans compromettre la cadence d'imagerie. En pratique, un encodage sur les phases est appliqué sur un train de  $N$  ondes successives. Le jeu de donnée obtenu est alors ultérieurement décodé pour reconstituer les RF avec un SNR plus important.

Par exemple, deux ondes planes d'orientations  $\alpha_1$  et  $\alpha_2$  peuvent être transmises pour chaque intervalle de temps  $t_{PRI} = 1/f_{PRF}$ , avec un retard très faible entre elles de sorte que les deux ondes sont générées quasi simultanément. Au premier événement  $T_1$ , les deux ondes sont envoyées en phase et les échos enregistrés. Lors du second événement  $T_2$ , une des deux ondes planes est générée en opposition de phase et les échos enregistrés encore une fois. Une première réalisation de données peut être obtenue en sommant les RF récupérée en  $T_1$  et  $T_2$ . Ainsi, les transmissions en opposition de phase entre  $T_1$  et  $T_2$  disparaissent là où les contributions transmises en phase sont doublées. Ensuite, en réalisant la différence entre les données obtenues en  $T_1$  et  $T_2$ , un second jeu de données est obtenue où les deux ondes transmises en opposition de phase interfèrent cette fois-ci constructivement. On obtient alors deux tirages de données RF équivalents à la transmission de deux ondes  $\alpha_1$  et  $\alpha_2$  mais d'intensités deux fois plus importantes.

Cette méthode d'encodage peut être étendue à plus de deux ondes planes transmises. A un ordre plus grand  $N$  de transmissions une combinaison appropriée des facteurs de multiplication sur les phases doit être appliqué sur chaque train de  $N$  ondes planes. La solution trouvée consiste à utiliser une matrice Hadamard de dimension adaptée.

Une matrice Hadamard  $H$  forme une matrice carrée de coefficients valant 1 ou -1 dont les lignes sont toutes orthogonales entre elles. Cette propriété d'orthogonalité peut s'écrire pour une matrice d'ordre  $n$  comme :

$$HH^T = nI_n \quad (1)$$

Où  $I_n$  est la matrice identité. Une matrice de Hadamard est nécessairement d'ordre 1,2 ou bien un multiple de 4. La propriété d'orthogonalité de la matrice de Hadamard est utilisée pour reconstituer singulièrement chaque onde plane préalablement encodée dans le train d'onde. Dans le cas le plus élémentaire, c'est-à-dire  $H_t=[1]$ , nous retrouvons le principe de transmission classique avec une seule onde plane.



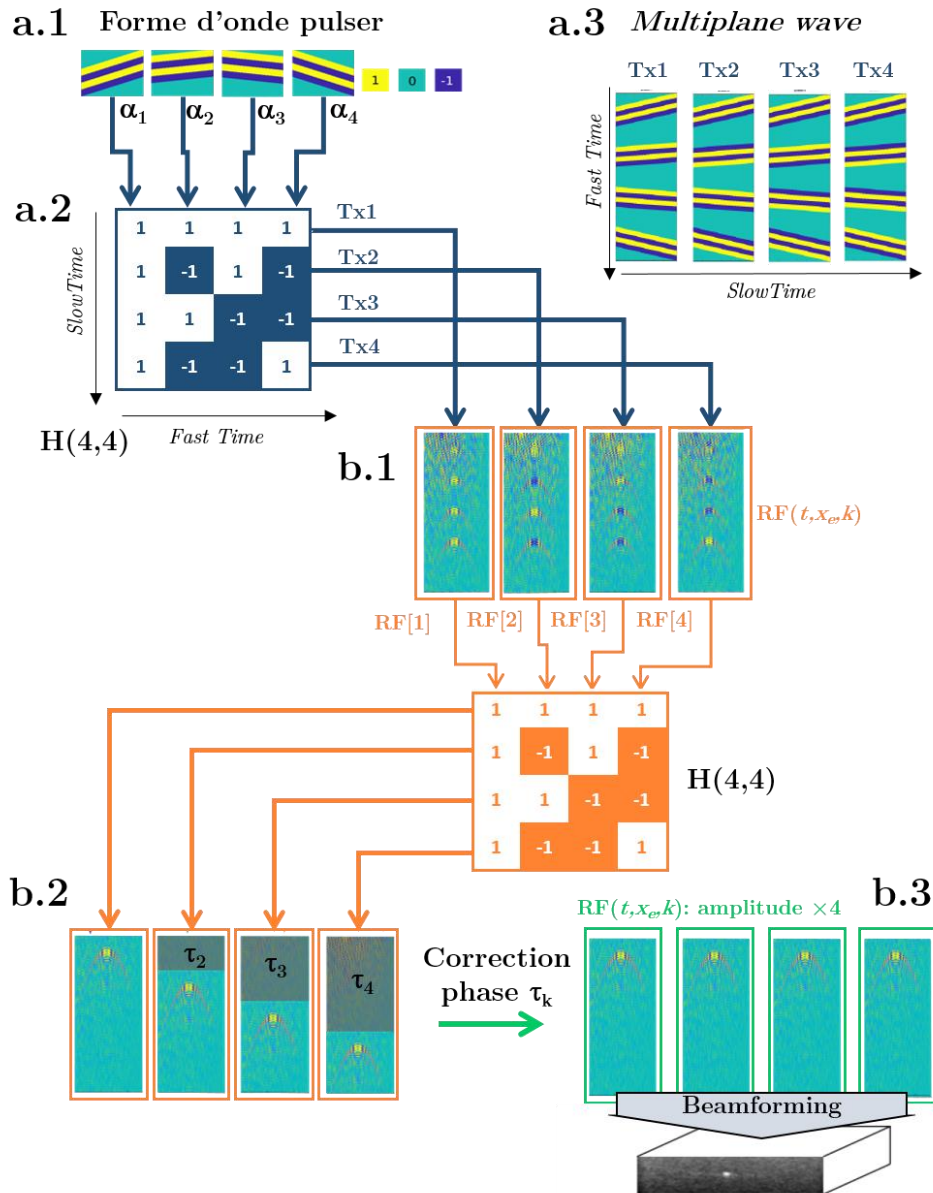


Figure 59: Principe de base de l'imagerie *multiplane wave* résumé pour  $N=4$  transmissions et encodé par une matrice Hadamard  $H$  de dimension  $4 \times 4$ . En **a.1** sont représentées les quatre ondes planes angulées. En **a.2** est représentée la matrice Hadamard de dimension 4. Chaque colonne de la matrice sert à encoder une onde plane donnée. Chaque ligne correspond à l'encodage dans le *slow time* à chaque intervalle de transmission  $T_x$ . En **a.3** sont représentés les trains d'ondes réellement transmis. Les RF sont récupérées (**b.1**), puis décodées par la même matrice  $H$ . Un retard adaptatif est appliqué sur chaque RF (**b.2**) pour obtenir les RF avec un meilleur SNR avant beamforming (**b.3**).

Le principe de base est décrit dans la Figure 59 considérant 4 ondes planes d'angles  $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3$  et  $\alpha_4$  (représenté en **a.1**), jusqu'à la reconstitution des RF pour la formation de l'image. Les coefficients de la colonne de la matrice de Hadamard jouent un rôle sur l'encodage de la phase du train d'ondes transmit. Les lignes de la matrice peuvent être

vues comme la combinaison d'additions et de soustractions permettant d'isoler une onde plane d'amplitude alors  $N$  fois supérieure.

Nous allons donc implémenter le principe de *multiplane wave* à la sonde RCA.

## 5.2.2. Matériels et méthodes

### 5.2.2.1. Sonde RCA

Une sonde RCA de 128+128 voies et de fréquence centrale de  $f_c=7$  MHz est utilisée (pas inter-éléments de 0.2 mm, bande passante à -6 dB de 60% et une ouverture de  $25.6 \times 25.6 \text{ mm}^2$ ). Les 256 voies sont pilotées indépendamment par une unité de recherche Vantage (Verasonics, Vantage 256, Kirkland, WA, USA) sans avoir recours à un processus de multiplexage.

### 5.2.2.2. Séquences ultrasonores Orthogonal Multi-Plane Wave : OMPW

Les séquences suivent le principe d'imagerie OPW déjà présenté. Plusieurs séquences ont été implémentées sur Matlab (2017b, The Mathworks Inc, Natick, MA, USA) dans le but de comparer la stratégie d'imagerie *Orthogonal Multi-Plane Wave* –OMPW– avec la méthode classique *Orthogonal Plane Wave* OPW sur des acquisitions de fantôme de tissu en B-mode. Pour toutes les séquences, le pas angulaire est fixé à  $\Delta\alpha=0.5^\circ$  pour respecter un facteur de décimation  $D=1$  et rejeter les artefacts de réplique hors du champ de vue.

La fréquence de répétition en pulsation est fixée à  $f_{PRF}=1000\text{Hz}$  avec des impulsions à  $f_c=6.25$  MHz. Le voltage est fixé à 20 V pour limiter la surchauffe et pour ne pas dépasser les capacités de l'alimentation du système.

La profondeur d'acquisition est choisie à  $384 \lambda$  (90 mm) volontairement importante pour observer la diminution du rapport signal à bruit sur le B-mode.

Nous réalisons dans un premier temps un jeu de 6 séquences dans le but de comparer les modalités OMPW et OPW. Ces six séquences consistent simplement à faire augmenter le nombre d'ondes planes  $N_{TX}=16, 24, 32, 40, 48$  et 64 (le nombre d'ondes planes envoyées par réseau reste  $N = N_{TX}/2$ ). Pour les séquences OMPW, l'encodage des ondes planes est réalisé avec des matrices Hadamard égales au nombre d'ondes planes  $N$  envoyées sur chaque réseau  $N = N_{TX}/2$ , fixant la dimension DH de la matrice Hadamard, soit  $DH = 8, 12, 16, 20, 24$  et 32.

Pour un grand nombre d'ondes planes, le train d'onde envoyé peut impliquer un temps de transmission conséquent générant une zone d'éblouissement proche de la sonde. Pour cette raison, nous réalisons dans un second temps des séquences dont la dimension de la

matrice Hadamard est réduite par rapport au nombre d'ondes planes. Pour ces séquences hybrides OMPW, le jeu angulaire est divisé en plusieurs sous-ensembles de dimension  $DH$  ( $DH$  devant être un multiple de  $N$ ) pour lesquelles les trains d'ondes sont implémentés par une matrice Hadamard de dimension  $DH < N$ . Cette méthode nous permet d'implémenter des séquences avec un grand nombre d'ondes planes en limitant la durée du train d'ondes et donc la zone d'éblouissement.

Ces séquences hybrides OMPW par sous-ensemble sont implémentées pour  $N_{TX}=64$  transmissions ( $N=32$  angles par réseaux) et testées avec des encodages Hadamard de dimension  $DH= 1, 2, 4, 8$  et  $16$ .

Pour toutes les séquences, le nombre de transmissions  $N_{transmits}$  est constant afin de garantir que la quantité d'énergie introduite dans le milieu ne change pas en fonction de  $N_{TX}$  mais bien en fonction de la dimension Hadamard de l'encodage.

#### *5.2.2.3. Phantom de tissu pour le B-mode*

Toutes les acquisitions sont réalisées sur un phantom ATS en caoutchouc imitant le tissu (Modèle 551, ATS, Laboratories, Bridgeport, USA). La vitesse de propagation du son y est de  $1.465 \text{ mm} \cdot \mu\text{s}^{-1}$ , et sera adaptée lors de l'étape de formation d'image dans le *beamforming*. Des cibles de filaments horizontaux de  $0.05 \text{ mm}$  de diamètre en nylon ont été utilisées pour valider les séquences et l'algorithme de décodage Hadamard. Ensuite, la quantification des performances d'imagerie en mode B sont réalisées sur des cibles cylindriques anéchoïques de  $4$  et  $3 \text{ mm}$  de diamètre.

#### *5.2.2.4. Post-traitement et formation d'image*

Pour chaque séquence, les données RF ont été sauvegardées et post-traitées sur une unité indépendante. Tous les traitements ont été réalisés avec Matlab (2018b, The Mathworks Inc, Natick, MA, USA). Les données RF sont dans un premier temps décodées avec la matrice Hadamard. Chaque train successif est recombinaison avec les coefficients appropriés, donnés par la matrice de Hadamard. Il en résulte  $N$  jeux de données, équivalents à un jeu obtenu si une seule onde inclinée d'amplitude  $N$  fois supérieure avait été transmise. Ensuite, les retards sont compensés sur chaque jeu pour corriger le temps de sortie en transmission et les remettre en phase lors de l'étape de sommation cohérente.

L'étape de formation de voie *-beamforming-* a été exécutée sur une carte graphique (NVIDIA GeForce GTX TITAN X) et implémentée en langage CUDA. Les volumes sont calculés utilisant le principe conventionnel de *beamforming*. L'ensemble des résultats

présentés ici sont reconstruits dans une grille de voxels isotropes de  $200 \times 200 \times 200 \mu\text{m}^3$  pour former un volume de dimension  $80 \times 25.6 \times 25.6 \text{mm}^3$ .

Pour chaque séquence, les volumes reconstruits par les deux réseaux sont formés et combinés suivant l'approche OPW. L'énergie est ensuite calculée et représentée suivant une échelle logarithmique.

#### 5.2.2.5. Quantification du rapport signal sur bruit et contraste

Les performances des séquences OPW et OMPW sont évaluées en termes de rapport signal à bruit et contraste. Pour cela, la partie du fantôme contenant les inclusions anéchoïques cylindriques de 4mm de diamètre est utilisée.

Pour évaluer l'impact de l'approche *multiplane wave* sur la qualité du B-mode, le rapport signal à bruit -SNR- est représenté en fonction de la profondeur  $z$ . Pour chaque profondeur, le SNR est estimé dans une région d'intérêt de  $5 \times 128$  voxels du plan  $(x, y)$ , soit dans l'intervalle  $x = [-6, -5]$  mm et  $y = [-12.8, 12.8]$  mm permettant d'inclure les cylindres anéchoïques dans la sélection. Pour chaque voxel, le signal a été calculé comme la moyenne temporelle, et le bruit comme la déviation standard, sur les  $N_v$  volumes 3D (avec  $N_v = N_{transmits}/N_{TX}$ ). Le rapport entre signal et bruit est ensuite représenté suivant une échelle logarithmique.

Pour caractériser la capacité de la méthode pour détecter les inclusions anéchoïques du tissu, le contraste a été calculé suivant l'expression :

$$\text{Contraste} = 10. \log_{10} \left( \frac{\int |h_{out}(x, y, z)|^2 dx dy dz}{\int |h_{in}(x, y, z)|^2 dx dy dz} \right) \quad (2)$$

Où le terme numérateur correspond à la moyenne sur les  $N_v$  volumes de l'information en dehors de l'inclusion anéchoïque (de dimensions  $(z, x, y) = 5 \times 5 \times 128$ ). Le dénominateur représente la région de même dimension à l'intérieur de l'inclusion anéchoïque et est calculé en réalisant la moyenne sur le même nombre de volumes  $N_v$ .

### 5.2.3. Résultats

#### 5.2.3.1. Séquences OMPW avec la sonde RCA

Les courbes de SNR en fonction de la profondeur  $z$  sont représentées sur la Figure 60 pour des dimensions Hadamard  $DH = 8$  et  $16$  et sur la Figure 61 pour  $DH = 20$  et  $32$ . La courbe bleue représente le SNR mesuré pour les séquences conventionnelles OPW sans encodage Hadamard. Les courbes rouges correspondent aux acquisitions OMPW correspondantes. Le niveau de bruit thermique est supposé être uniforme le long de l'axe  $z$ , tandis que l'amplitude des échos décroît de manière exponentielle, entraînant une

diminution du signal. Notre première observation confirme cette hypothèse : le SNR décroît exponentiellement avec la profondeur sur l'ensemble des courbes. La différence de SNR entre les deux approches (représentée en pointillés noirs sur les courbes) montre que la méthode OMPW donne toujours un SNR sensiblement meilleur après une certaine profondeur critique.

Nous remarquons également que l'augmentation en SNR est plus net pour les aires profondes. A 6 cm de profondeur, la séquence OPW donne un SNR quasi nul (courbe

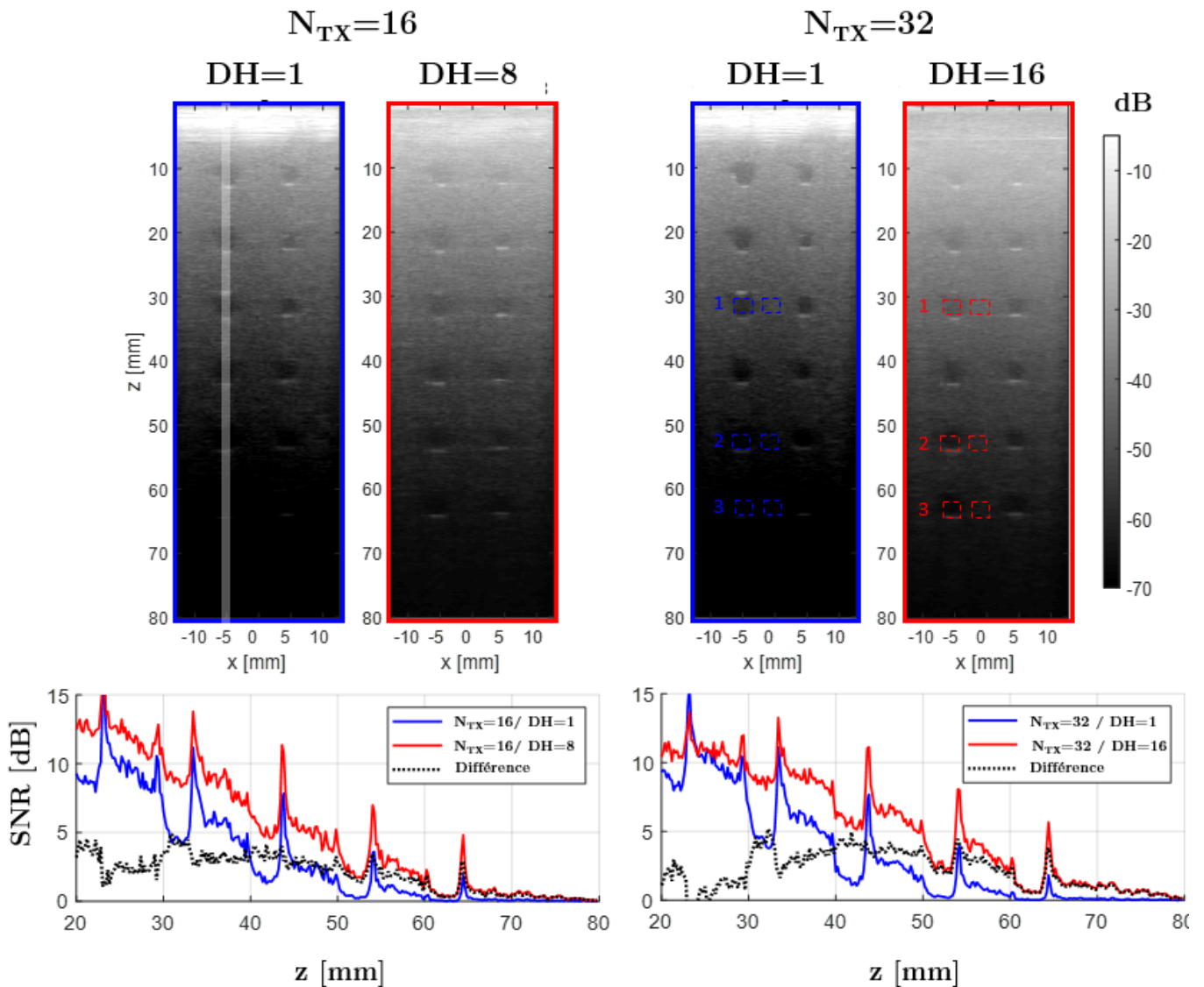


Figure 60: Quantification du rapport Signal à Bruit SNR en fonction de la profondeur. En haut, projection de la moyenne du volume B-mode selon l'axe y en présence d'un fantôme ATS présentant des cylindres anéchoïques. Comparaison entre la méthode conventionnelle OPW (courbe bleue) et l'approche *multiplane wave* OMPW (courbe rouge) pour des dimensions de matrices Hadamard  $DH = 8$  et  $16$ . Le gain en SNR est représenté par la courbe en pointillés noirs.

bleue) alors que la stratégie OMPW (la courbe rouge) permet de mettre en évidence la présence d'une inclusion anéchoïque.

Cela peut être observé à l'œil nu sur les images B-mode représentées sur les Figure 60 et Figure 59, où les inclusions profondes émergent avec la méthode OMPW alors qu'elles restent noyées dans le bruit en OPW conventionnel.

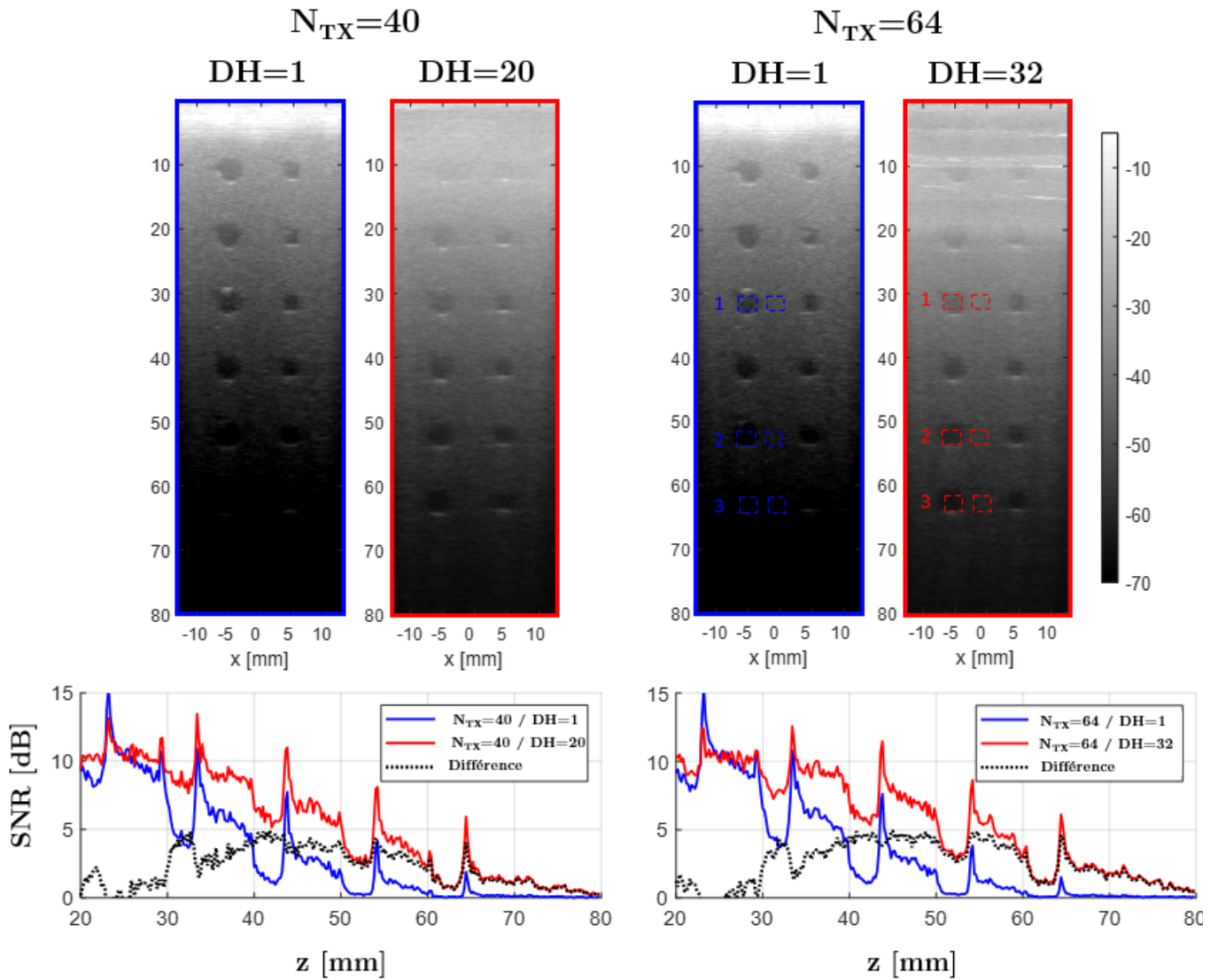


Figure 61: Quantification du rapport Signal à Bruit SNR en fonction de la profondeur. En haut, projection de la moyenne du volume B-mode selon l'axe  $y$  en présence d'un fantôme ATS présentant des cylindres anéchoïques. Comparaison entre la méthode conventionnelle OPW (courbe bleue) et l'approche *multiplane wave* OMPW (courbe rouge) pour des dimensions de matrices Hadamard  $DH = 20$  et  $32$ . Le gain en SNR est représenté par la courbe en pointillés noirs.

Pour chaque séquence, trois inclusions sont sélectionnées pour mesurer le contraste comme indiqué sur les images B-mode. La Figure 62 représente la mesure du contraste pour les trois inclusions en fonction de la dimension  $DH=N_{TX}$ . Pour l'inclusion proche de la surface (inclusion 1) le contraste augmente sensiblement avec la dimension  $DH$ . En revanche, le contraste obtenu en OPMW est inférieur à celui des séquences obtenues par simple transmission suivant l'OPW. Pour les inclusions plus profondes (2 et 3) le contraste en OPMW est plus élevé et continu d'augmenter avec le nombre de transmissions  $N_{TX}$ , alors qu'il reste relativement constant avec l'approche OPW.

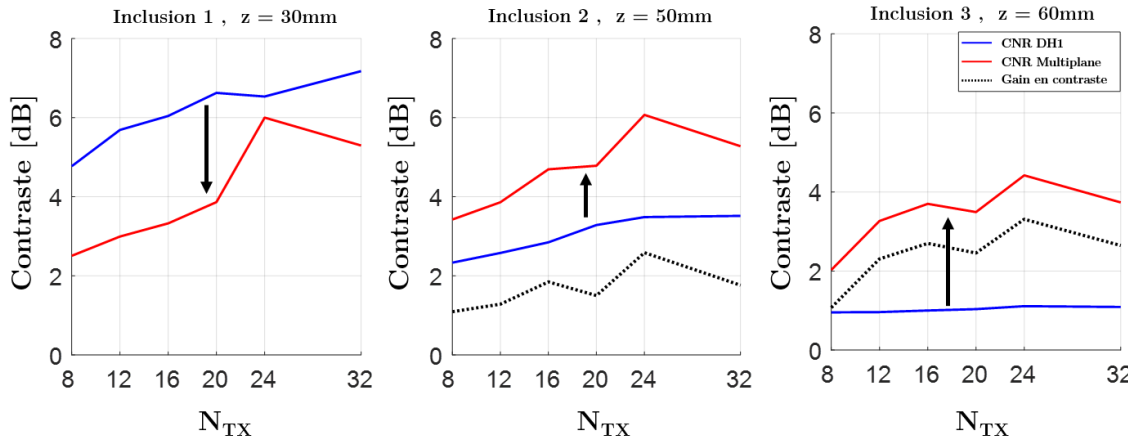


Figure 62: Contraste mesuré pour les trois inclusions à  $z = 20, 50$  et  $60$  mm de profondeur. Comparaison entre les séquences OPW simple transmission (bleu) et OPMW (rouge). Le gain en contraste est représenté en noir.

### 5.2.3.2. Multi-Ondes planes par sous-ensembles de transmissions

Les résultats en termes de SNR pour la séquence OPMW et une dimension Hadamard variable, sont résumés sur la Figure 63. Nous avons choisi un grand nombre de transmissions  $N_{TX}=64$  pour obtenir une résolution spatiale fine, tout en rejetant les artefacts de réplique. Des dimensions Hadamard croissantes de  $DH = 1, 2, 4, 8$  et  $16$  sont utilisées. Les sous-ensembles  $DH$  supérieurs à 1 doivent être comparés à la configuration  $DH = 1$  qui correspond à une séquence OPW de simple transmission.



Séquence avec  $N_{TX}=64$

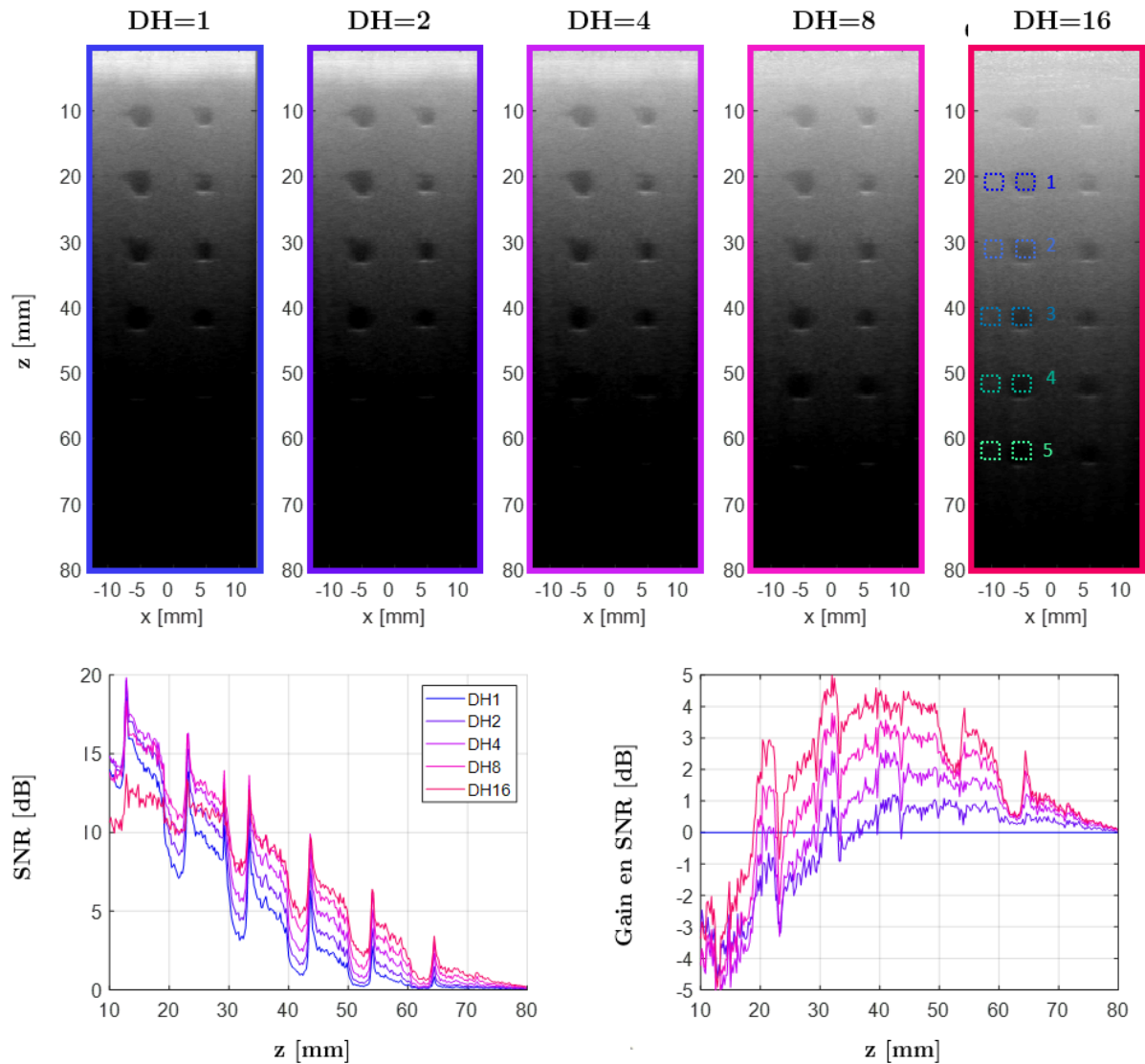


Figure 63: Quantification en termes de SNR pour une séquence à grand nombre de transmissions ( $N_{TX}=64$ ) et pour des dimensions Hadamard  $DH$  croissantes. En haut, projection selon la dimension  $y$  de la moyenne des volume en mode B montrant les inclusions pour des dimensions  $DH = 1, 2, 4, 8$  et  $16$ , respectivement de gauche à droite. En bas à gauche, mesure du rapport signal à bruit pour les cinq cas. En bas à droite, gain en SNR évalués par rapport au cas  $DH = 1$ . Sur le B-mode en haut à droite, les 5 inclusions utilisées pour le calcul du contraste sont reportés en dégradé de bleu-vert.

Dans l'ensemble des cas le SNR, représenté sur la Figure 63 en bas à gauche, décroît exponentiellement avec la profondeur. Le SNR augmente globalement avec la taille de la dimension de la matrice Hadamard  $DH$ , comme nous nous y attendions. La Figure 63 (en bas à droite) montre le Gain en SNR, calculé par rapport au cas  $DH=1$  et montre que le SNR est amélioré pour les régions au-delà d'une zone critique, autour de 20 à 30 mm en fonction de  $DH$ . On obtient donc expérimentalement un gain en SNR (en dB) et



en fonction de  $DH$  de :  $G_2 = 1.03 \pm 0.5$  dB,  $G_4 = 2.2 \pm 0.5$  dB,  $G_8 = 3.3 \pm 0.4$  dB et  $G_{16} = 4.1 \pm 0.4$  dB à une profondeur de 4.5 cm.

Cinq inclusions sont testées pour la mesure du contraste respectivement à 20, 30, 40, 50 et 60 mm de profondeur. La Figure 64 reporte les mesures de contraste en fonction de la dimension  $DH$  pour les cinq inclusions. On constate comme prévu que le contraste diminue avec la profondeur dans le cas  $DH=1$  de 7.8 à 0.8 dB. Cette observation reste vraie pour  $DH=2$  et 4, mais n'est plus vérifiée pour des dimensions Hadamard  $DH$  supérieures à 4 où le contraste devient meilleur dans l'inclusion 3 plus profonde.

Avec les inclusions les moins profondes, 1 et 2, le contraste diminue de 7.8 à 4 dB lorsque le *multiplane* est utilisé. Une décroissance est également observée pour l'inclusion 3.

En revanche, le contraste augmente avec la dimension  $DH$  pour les inclusions plus profondes 4 et 5. Cette augmentation est environ de 2 dB dans les deux cas. On observe un seuil à  $DH = 8$  pour l'inclusion à 50 mm. Un seuil semble être atteint vers  $DH = 16$  pour l'inclusion plus profonde.

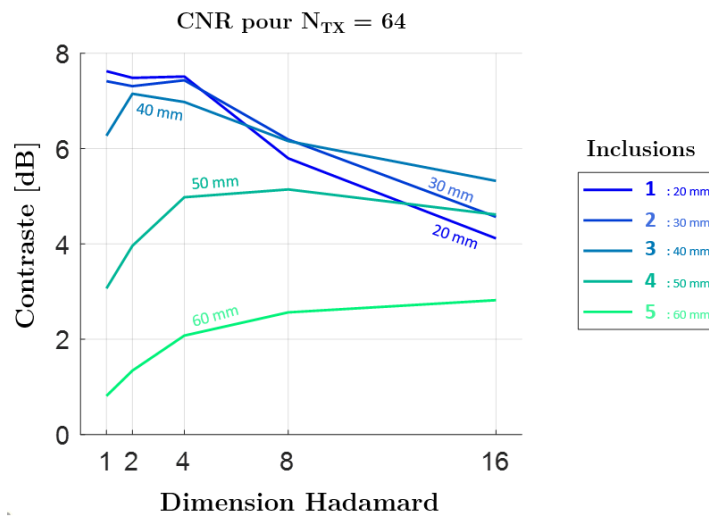


Figure 64 : Quantification du contraste mesuré sur les cinq inclusions à 20, 30, 40, 50 et 60 mm de profondeur. Le contraste est représenté en fonction de la dimension Hadamard. On observe une baisse généralisée du contraste pour les inclusions superficielles (1, 2 et 3) avec  $DH$ . Le contraste augmente avec  $DH$  pour les inclusions plus profondes 4 et 5.

#### 5.2.4. Discussions et perspectives

Dans un premier temps nous avons testé les séquences multi-Ondes planes standards sur une sonde RCA suivant le principe de l'OPW, baptisée *Orthogonal MultiPlane Wave*

OMPW. Les mesures de SNR et de contraste ont été réalisées sur fantôme de tissu présentant des inclusions anéchoïques.

La méthode OMPW permet un meilleur SNR au-delà d'une certaine profondeur, qui correspond à la limite d'éblouissement du train d'onde. Ce gain est significatif dans les régions les plus profondes. En ce qui concerne le contraste, le bénéfice du *multiplane* associé à la RCA peut être également observé pour les régions plus profondes où le bruit électronique constitue le facteur principal de perte de contraste.

Le nombre croissant d'ondes planes fait augmenter également le temps de transmission et donc la profondeur d'éblouissement du train multi-ondes. Cela compromet la lecture de l'image lorsqu'un grand nombre d'ondes planes est utilisé, ce qui est parfois nécessaire avec la RCA.

Pour remédier à ce problème nous avons présenté une séquence OMPW avec une dimension Hadamard réduite par rapport au train d'onde employé. En considérant des résolutions spatiale et temporelle constantes ( $N_{TX}=64$  ;  $\Delta\alpha=0.5^\circ$ ), les performances en termes de SNR et contraste ont été mesurées en fonction du nombre d'ondes encodées. Cette approche permet d'ajuster le gain en SNR sans pour autant modifier la résolution spatiale.

La méthode OMPW avec sous-ensemble permet une bonne qualité d'image avec une zone d'éblouissement limitée comparée à la méthode OMPW standard. Il est donc possible d'augmenter la résolution en employant un grand nombre d'ondes planes tout en retrouvant les performances de l'OMPW standard.

#### *5.2.4.1. perspectives*

Ces résultats sur le gain en SNR sont encourageants, mais restent inférieurs à ceux obtenus en imagerie ultrarapide 2D. En supposant un bruit blanc électronique provenant des cartes d'acquisition, l'écart-type temporel de chaque pixel de l'image doit être divisé par  $N$ , ce qui donne un gain de SNR de  $10.\log_{10}(N)$  sur l'énergie générée, et correspond à des gain :  $G_2=3$ ,  $G_4=6$ ,  $G_8=9$ ,  $G_{12}=11$ ,  $G_{16}=12$ ,  $G_{20}=13$ ,  $G_{24}=14$ ,  $G_{32}=15$  dB. Nous n'atteignons pas ces performances avec la RCA en OMPW.

Cette différence peut être liée à des effets de transfert d'énergie (*cross talking*) entre les réseaux de la RCA. Il est possible également que la modalité OPW à focalisation unilatérale soit une limite intrinsèque à ces performances. Ces aspects restent à être étudiés et mieux compris.

*Autres approches innovantes d'imagerie avec la RCA : Multiplane Wave imaging et  
Imagerie de Doppler croisé XDoppler*

Par ailleurs, l'approche OMPW avec la RCA utilise un nombre important de transmissions à intervalles très courts. Nous atteignons rapidement la limite de puissance électrique de l'unité Verasonics. Pour cela, nous sommes contraints de diminuer la  $f_{PRF}$  de 20kHz à 1kHz nous empêchant pour le moment d'implémenter les séquences OMPW pour l'imagerie Doppler fonctionnelle sur petit animal. La raison principale réside dans la faible impédance électrique de la sonde RCA qui demande plus de courant pour une tension donnée (ce pourquoi nous avons limité le voltage à 20 V). En effet, nous avons une surface active beaucoup plus grande à piloter par canal, comparativement à une sonde 1D ou une matrice 2D. Il nous reste à contourner ce problème pour envisager des acquisitions fonctionnelles 4D sur petit rongeur et permettre d'explorer les structures plus profondes du cerveau.

### **5.3. Imagerie de Doppler croisé –XDoppler- avec la sonde RCA :**

L'approche utilisée jusqu'à présent pour reconstruire l'information en Doppler de puissance repose sur le principe de focalisation synthétique, par la sommation cohérente de plusieurs ondes planes –*coherent compounding*- et la sommation orthogonale des deux axes de réception, baptisée OPW. Cette stratégie nécessite un grand nombre d'ondes planes pour retrouver une focalisation synthétique de bonne qualité tout en rejetant les artefacts de réplique hors du champ de vue. Le coût en termes de résolution temporelle représente cependant un facteur très limitant pour l'imagerie de flux. Par ailleurs, la dissociation des deux voies de focalisation implique non seulement un contraste plus faible mais également une plus grande sensibilité à la défocalisation en présence de mouvement axial.

Nous proposons ici d'appliquer une approche d'imagerie de Doppler de puissance qui pourrait surmonter ces limitations. Elle n'est plus basée sur la focalisation synthétique par le *coherent compounding* mais sur le principe de décorrélation spatiale et temporelle du sang sur les deux observations orthogonales (croisées), que nous appliquons à l'architecture RCA et nous permet d'améliorer le contraste et la résolution de l'image Doppler.

#### **5.3.1. Principe d'imagerie par Doppler croisé par décorrélation spatiale du sang :**

Il est possible d'améliorer la mesure du Doppler de puissance ultrarapide en 3D et d'augmenter la cadence et le contraste en s'appuyant sur les propriétés statistiques du signal de sang.

Nous allons d'abord expliquer le principe du Doppler croisé –*XDoppler*- en s'appuyant sur les propriétés statistiques du signal de flux sanguin. Ensuite, une simulation numérique illustrera comment cette méthode d'imagerie appliquée à l'approche RCA permet de distinguer des diffuseurs dans l'espace et de supprimer les lobes de réseaux. Enfin des applications *in vitro* d'imagerie en XDoppler avec un transducteur RCA seront présentées.

##### *5.3.1.1. Propriétés statistiques des observations des signaux de sang*

Lors de la transmission d'une seule onde plane, la réception simultanée à travers deux ouvertures orthogonales correspond à deux observations distinctes du même événement. Avec un transducteur RCA, ces observations peuvent être considérées comme des signaux

provenant de deux tâches focales orthogonales et relativement allongées, obtenues par la focalisation des deux réseaux  $R$  et  $C$ . Dans chacune de ces observations, il est possible de décomposer le signal observé  $s_{obs}$  comme le résultat de plusieurs contributions dans le plan complexe : le signal tissu  $s_{tissu}$ , le signal du sang  $s_{flux}$  et du signal parasite  $-clutter$  ou bruit (du bruit thermique ou des signaux de répliques par exemple).

Pour le moment, nous allons illustrer comment l'estimation de la covariance permet d'extraire l'information du flux contenu uniquement à l'intersection des deux observations orthogonales et d'éliminer les autres signaux non cohérents, correspondants aux branches et aux lobes naturelles de chaque réseau orthogonal.

Considérons deux observations 1 et 2 obtenues par l'intermédiaire de deux réponses impulsionnelles d'imagerie différentes : PSF1 et PSF2 sensiblement orthogonales et donc avec une intersection spatiale limitée. Les signaux complexes  $s_{obs1}$  et  $s_{obs2}$  observés à travers chacune de ces réalisations peuvent être décomposés suivant :

$$\begin{aligned} s_{obs1} &= s_{tissu1} + s_{flux1} + s_{noise} \\ s_{obs2} &= s_{tissu2} + s_{flux2} + s_{noise} \end{aligned} \quad (3)$$

La Figure 65 **a.** schématise cette description. Les Figure 65 **b.1** et **b.2** représentent dans le plan complexe deux exemples de signaux observés. Remarquons que  $s_{tissu1}$  et  $s_{tissu2}$  sont relativement corrélés (composantes en gris),  $s_{out1}$  et  $s_{out2}$  en revanche traduisent deux variables aléatoires, d'amplitude et de phase indépendantes (en bleu) et  $s_{IN}$  est identiquement retrouvé dans les deux observations (en rouge).

Nous faisons maintenant l'hypothèse que nous avons totalement supprimé le signal lié au tissu<sup>6</sup>. En considérant que les observations sont réalisées simultanément, nous pouvons décomposer le signal flux dans chaque observation en deux termes : un terme  $s_{IN}$  correspondant à la contribution de la zone d'intersection des deux PSF, et un terme résiduel  $s_{OUT}$  correspondant à la contribution de la partie en dehors de leur partie commune. On obtient :

$$\begin{aligned} s_{flux1} &= s_{IN} + s_{OUT1} + s_{noise} \\ s_{flux2} &= s_{IN} + s_{OUT2} + s_{noise} \end{aligned} \quad (4)$$

Nous faisons donc l'hypothèse à partir de maintenant que le signal flux peut être entièrement isolé. La Figure 65 **c** illustre donc le signal flux  $s_{flux}$  récupéré à travers les deux observations après opération de filtrage (en magenta). La composante  $s_{IN}$  reste

---

<sup>6</sup> Une SVD sera préconisé à cet effet

identique pour les deux observations (rouge) et les composantes  $s_{OUT2}$  et  $s_{OUT1}$ , obtenues dans des régions adjointes, sont totalement décorrélées (bleu). La mesure de la covariance instantanée entre ces deux signaux de flux  $s_{flux1}$  et  $s_{flux2}$  peut se développer suivant :

$$\begin{aligned} s_{flux1} \cdot s_{flux2}^* &= A_1 e^{-j\phi_1} \cdot (A_2 e^{-j\phi_2})^* = (s_{IN} + s_{OUT1})(s_{IN} + s_{OUT2})^* \\ &= |s_{IN}|^2 + (s_{IN}^* \cdot s_{OUT1}) + (s_{IN}^* \cdot s_{OUT2}) + (s_{OUT2}^* \cdot s_{OUT1}) \end{aligned} \quad (5)$$

Le résultat fait intervenir l'intensité du signal  $s_{IN}$  ainsi que des termes croisés entre variables non corrélées. Les informations corrélées, donc de mêmes phases, sont projetées sur l'axe des réels, alors que les informations indépendantes ont une position aléatoire dans le plan complexe (Figure 65 **d**).

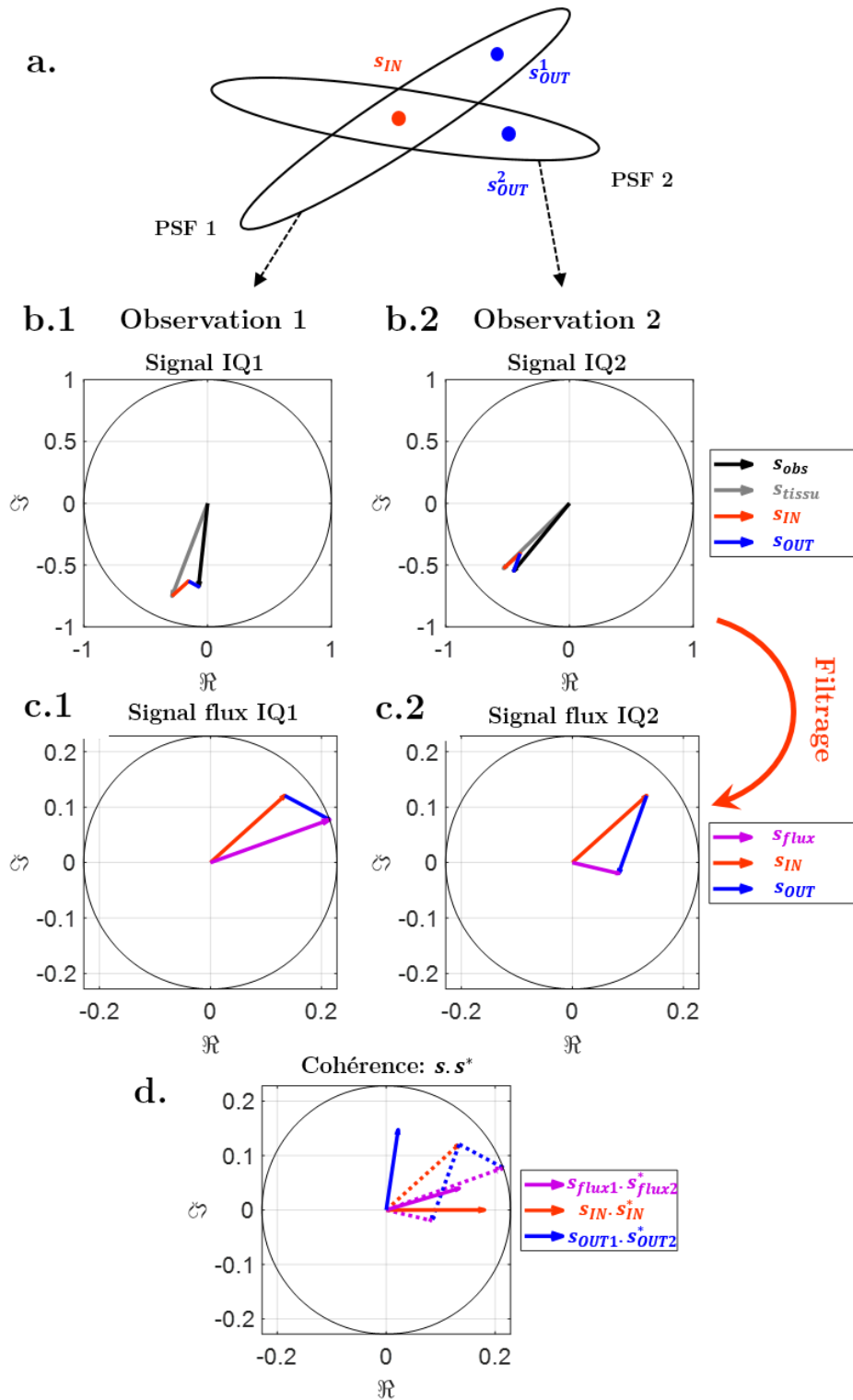


Figure 65: Illustration de la covariance entre IQ provenant de deux observations différentes. En **a.** illustration de deux PSF et de la position physique des signaux. Ces deux observations peuvent être obtenues par réception orthogonale des deux réseaux ou par deux ondes planes différentes. En **b.** les signaux observés représentés dans le plan complexe. En **c.** les mêmes signaux après suppression du signal tissu spatialement cohérents. En **d.** est illustré le calcul de la covariance entre les deux observations. L'information cohérente se traduit par une projection sur l'axe des réels, alors que l'information non corrélée reste aléatoirement distribuée.

*5.3.1.2. Comportement statistique de la covariance entre deux observations*

Si l'on considère maintenant un grand nombre  $N$  de variables complexes aléatoires d'espérance  $\langle s_n \rangle = \langle A_n \cdot \exp(-j\phi_n) \rangle$ , dont les amplitudes et phases  $A_n$  et  $\phi_n$  sont statistiquement indépendantes entre elles, et avec d'autres réalisations  $A_m$  et  $\phi_m$  - à la manière des signaux de sang observés depuis des volumes élémentaires différents - et où la phase est uniformément distribuée dans l'intervalle  $[-\pi, \pi]$ , alors certaines implications sur l'espérance mathématique et la variance de leur partie réelle et imaginaire peuvent être avancées. Les espérances des parties réelle et imaginaire,  $\langle \Re[s_n] \rangle$  et  $\langle \Im[s_n] \rangle$ , sont nulles<sup>7</sup>. La densité de probabilité de l'amplitude suit une loi statistique de Rayleigh et celle de la phase reste uniformément répartie dans  $[-\pi, \pi]$  [3].

La covariance entre deux variables aléatoires et indépendantes, suivant  $s_1 \cdot (s_2)^*$ , donne un jeu de variables aléatoires respectant les mêmes propriétés. En considérant alors que les signaux de flux  $s_{out1}$  et  $s_{out2}$  sont décorrélés, on peut écrire pour  $N$  réalisations que :

$$\Re \left[ \frac{1}{N} \sum_1^N (s_{out1} \cdot s_{out2}^*) \right] \approx \langle \Re[s_{out1} \cdot s_{out2}^*] \rangle = 0 \quad (6)$$

$$\Im \left[ \frac{1}{N} \sum_1^N (s_{out1} \cdot s_{out2}^*) \right] \approx \langle \Im[s_{out1} \cdot s_{out2}^*] \rangle = 0 \quad (7)$$

Du fait de la décorrélation des signaux flux, on peut également en déduire que  $\langle \Re[s_{IN} \cdot s_{out1}^*] \rangle = \langle \Re[s_{IN} \cdot s_{out2}^*] \rangle = \langle \Im[s_{IN} \cdot s_{out1}^*] \rangle = \langle \Im[s_{IN} \cdot s_{out2}^*] \rangle = 0$ .

En revanche, la partie imaginaire de la covariance  $s_{IN} \cdot s_{IN}^*$  tend rapidement vers zéro avec le nombre de réalisations  $N$ . On peut alors estimer l'intensité  $I_{IN}$  (équivalent au Doppler puissance) du flux  $s_{IN}$  à l'intersection des deux observations avec l'expression :

$$I_{IN} = \Re \left[ \frac{1}{N} \sum_1^N (s_{IN} \cdot s_{IN}^*) \right] \quad (8)$$

En combinant les expressions, on peut finalement conjecturer que l'espérance mathématique des flux observés  $s_{flux1}$  et  $s_{flux2}$ , réalisés simultanément à travers les deux observations, s'exprime pour les parties réelle et imaginaire comme :

$$\langle \Re[s_{flux1} \cdot s_{flux2}^*] \rangle = I_{IN} \quad (9)$$

$$\langle \Im[s_{flux1} \cdot s_{flux2}^*] \rangle = 0 \quad (10)$$

---

<sup>7</sup> Pour des variables complexes aléatoires, la distribution de probabilité des parties réelle et imaginaire correspond à une fonction Gaussienne du plan complexe centrée en zéro.



La Figure 66 **a.** illustre le résultat de la covariance à travers deux observations pour un nombre de réalisations statistiques  $N= 2, 10$  et  $5000$  montrant la convergence sur l'axe des réels de la covariance  $s_{flux1}.s_{flux2}^*$ . La Figure 66 **b.** montre la distribution des parties réelles pour un grand nombre de réalisations  $N=5000$ .

En conclusion, la covariance de deux signaux observés à travers deux observations croisées comprenant à leur intersection la même information  $s_{IN}$  et ailleurs de l'information décorrélée  $s_{OUT}$ , va converger statistiquement vers l'axe des réels.

Nous pouvons considérer que la covariance permet une estimation de l'énergie du signal  $s_{IN}$  uniquement – c'est-à-dire l'intersection des PSFs - en partant du principe que la sommation des termes décorrélés convergent statistiquement vers zéro au bout d'un temps suffisant.

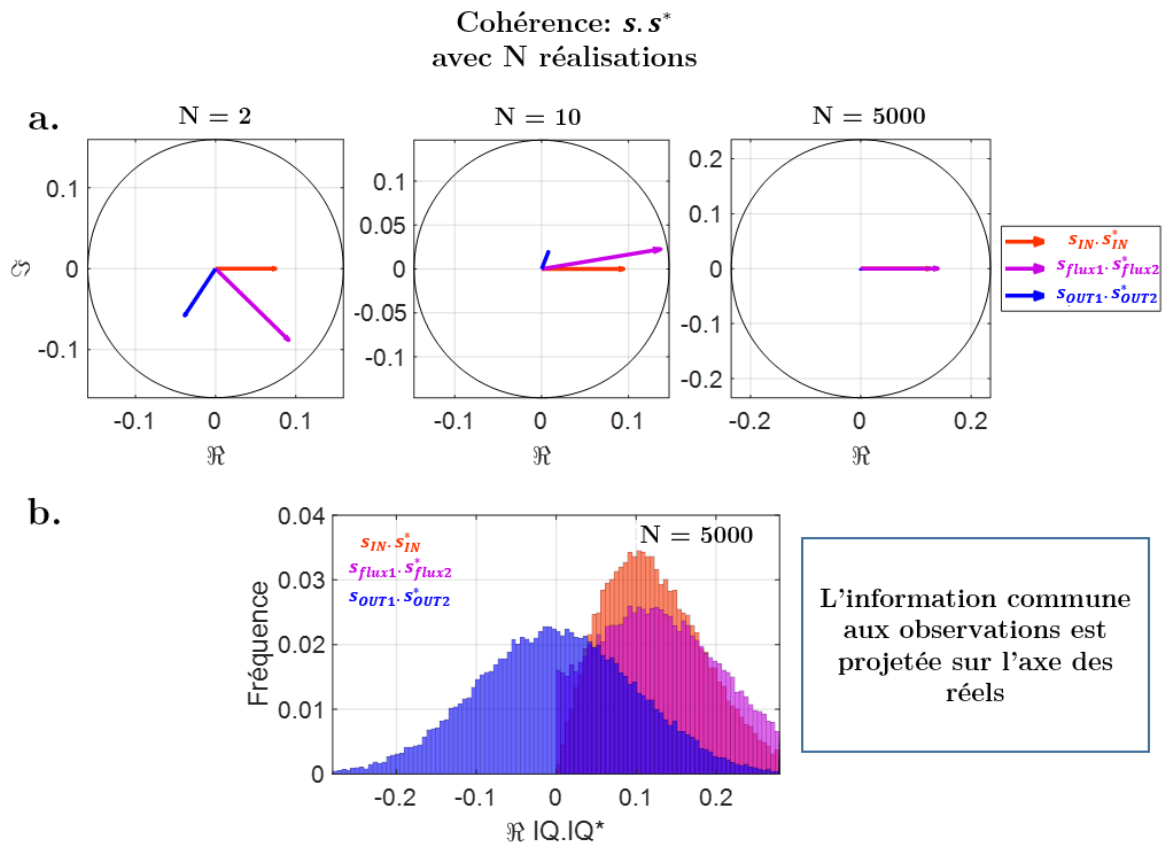


Figure 66: Cohérence entre deux observations et comportement statistique à travers N réalisations. En **a.** est représenté les composantes après corrélation du signal flux dans le plan complexe pour un tirage de  $N=2, 10$  et  $5000$  réalisations. En **b.**, la distribution des valeurs réelles pour  $s_{flux1} \cdot (s_{flux2})^*$  (magenta),  $s_{IN} \cdot (s_{IN})^*$  (rouge) et  $s_{out1} \cdot (s_{out2})^*$  (bleu). La corrélation  $s_{IN} \cdot (s_{IN})^*$  est caractérisée par des parties réelles strictement positives lorsque  $s_{out1} \cdot (s_{out2})^*$  suit une loi de densité de probabilité Gaussienne, centrée en zéro

### **5.3.2. Imagerie par Doppler croisé –XDoppler- avec la RCA :**

L'organisation orthogonale des deux réseaux de la sonde RCA permet de réaliser deux observations, dont les PSFs sont très allongées et orientées à  $90^\circ$ . En d'autres termes, en recevant sur les deux réseaux simultanément, il est possible d'obtenir deux volumes avec une focalisation naturelle en réception<sup>8</sup> perpendiculaire. En estimant la corrélation temporelle entre ces deux volumes de signaux complexes et en considérant des sources « sang » aléatoires - ou tout du moins décorréliées temporellement - il est possible de recouvrir l'information locale perdue sur la dimension en élévation de la barrette en annulant les branches non superposées des PSFs.

Nous allons la mettre en évidence à travers quelques illustrations numériques réalisées à l'aide de *Field II*. Ensuite, nous allons étudier l'effet de la combinaison de plusieurs angles sur l'image.

#### *5.3.2.1. Détails de l'illustration numérique*

Une simulation est réalisée à l'aide de l'algorithme *Field II* [4]. La sonde RCA de fréquence centrale 7 MHz est émulée suivant les caractéristiques précédemment évoquées, à savoir, un réseau de 128+128 éléments de pas inter-éléments égal à 0.2 mm, conférant une surface de  $25.6 \times 25.6$  mm<sup>2</sup>. La fréquence centrale est fixée à  $f_c = 6.25$  MHz pour deux cycles et la fréquence d'échantillonnage en quadrature  $f_s = 25$  MHz en mode 100 % (deux échantillons par période).

Deux séquences sont simulées. Dans un premier temps, un nombre  $N_{TX}$  de 12 tirs, toutes les émissions étant des ondes planes à  $0^\circ$ . Dans un second temps, un nombre équivalent d'ondes planes ( $N_{TX}=12$ ), mais espacées d'un pas angulaire de  $\Delta\alpha=2^\circ$ , est réalisé. Cette deuxième séquence se résume donc à 6 tirs sur le réseau *R* suivi de 6 autres sur le réseau *C*, pour une distribution angulaire de  $[-5^\circ -3^\circ -1^\circ 1^\circ 3^\circ 5^\circ]$  par réseau. A chaque transmission, les signaux sont récupérés simultanément sur les deux réseaux. Un total de 120 transmissions est réalisé pour obtenir différentes longueurs d'ensemble  $N_{ens}$  pour l'estimation de l'intensité  $I^{\text{R}}$  et  $I^{\text{OPW}}$ .

Pour obtenir un jeu de données RF correspondant à deux diffuseurs décorréliés temporellement en  $z=25.6$  mm, deux étapes de simulation sont réalisées. Un premier jeu de données RF est réalisé en plaçant un diffuseur en  $x=0$  et  $y=0$  mm. Un second jeu de

---

<sup>8</sup> En simple transmission, la focalisation est régie que par la fonction d'ouverture en réception et correspond à un simple sinus cardinal défini selon l'axe latéral du réseau.

données est généré en positionnant un diffuseur en  $x = 5$  et  $y = 7$  mm. Ensuite, un signal aléatoire complexe dont la phase est uniformément distribuée est additionné à chaque jeu de données RF. Suivant le principe de superposition, les deux jeux de données RF sont additionnées. Ainsi nous obtenons des RF provenant de deux cibles et dont les phases sont indépendantes et aléatoires. Nous tenons à souligner le fait qu'il s'agit avant tout d'illustrer le principe de localisation entre plusieurs diffuseurs en considérant des signaux décorrélés et non pas une modélisation numérique fidèle d'un phénomène physique.

L'algorithme de post-traitement des données est réalisé sur Matlab (2018b, The Mathworks, Natick, MA, USA). L'étape de formation de voie *-beamforming-* est implémentée en langage CUDA et est exécutée sur une carte graphique (NVIDIA, GeForce TITAN X) suivant le même protocole qu'évoqué dans les chapitres précédents.

Après *beamforming* et démodulation IQ, deux matrices complexes  $s^R(x, y, z, i)$  et  $s^C(x, y, z, i)$  sont formées, avec  $i = 1, \dots, N_{TX}$  l'indice de la transmission. L'exposant indique quel réseau est utilisé pour la réception du champ en focalisation naturelle. Aucun filtrage de type Butterworth FIR ou SVD n'est réalisé sur ces données.

Dans le cas OPW, nous calculons le power Doppler (Doppler puissance) comme la moyenne temporelle du module au carré des IQ (ici non filtrés car le tissu n'est pas modélisé dans cet exemple).

Le Doppler croisé est calculé par la covariance  $s^X$  suivant l'expression  $s^X = s^R \cdot (s^C)^*$ , où \* désigne le complexe conjugué. Pour estimer l'espérance mathématique de la covariance dans chaque voxel ( $s^X$ ), la moyenne statistique  $s^\mu(x, y, z)$  est effectuée dans le temps sur l'ensemble  $N_{ens} = N_{TX}$  de transmissions en conservant les parties réelles, suivant :

$$s^\mu(x, y, z) = \Re \left[ \frac{1}{N_{ens}} \sum_{i=1}^{N_{ens}} (s^R(x, y, z, i) \cdot (s^C(x, y, z, i))^*) \right] \quad (11)$$

Le signal obtenu, appelé ici XDoppler, a la dimension d'un Doppler puissance. Sa représentation est ensuite effectuée en log pour une meilleure illustration de la dynamique.

### 5.3.2.2. Résultats

Les images de  $s^\mu$ , obtenues avec deux diffuseurs de sang, sont représentées dans le plan  $(x, y)$  à la profondeur  $z = 25.6$  mm. La Figure 67 montre les résultats des estimations d'intensité  $I^\mu$  et  $I^{OPW}$  pour trois ensembles  $N_{ens} = 2, 4$  et  $120$  et avec des transmissions à

$0^\circ$ . Lorsque  $N_{\text{ens}} = 2$ , la stratégie par cohérence orthogonale montre quatre maxima. Les phases des deux points sont corrélées et des points fantômes sont reconstruits aux intersections  $(x=0, y=5)$  et  $(x=7, y=0)$ . En augmentant l'ensemble d'estimation de la cohérence, les deux points fantômes disparaissent pour ne laisser visible que les deux diffuseurs lorsque  $N_{\text{ens}} = 120$ . La méthode OPW montre des lobes à -6dB est une persistance des points fantômes par simple sommation orthogonale à  $N_{\text{ens}} = 120$ .

La méthode de power Doppler croisé repose avant tout sur la décorrélation du sang et permet l'annulation des branches de PSFs correspondantes aux observations orthogonales et nous pouvons illustrer qu'une bonne distinction des éléments de sang est possible avec seulement des transmissions à  $0^\circ$ , donc sans focalisation à l'émission.

On peut cependant s'interroger sur l'emploi des ondes planes inclinées avec notre deuxième séquence.

La Figure 68 montre les résultats en considérant la séquence de  $N_{\text{TX}} = 12$  ondes planes à  $\Delta\alpha = 2^\circ$ . Pour un seul cycle angulaire de  $N_{\text{ens}} = 12$ , la méthode de Doppler croisé  $I^{\text{D}}$  permet de distinguer les deux diffuseurs.

Les angles de transmission sont donc une seconde forme de décorrélation entre les images orthogonales – non liée au milieu – qui peut aider à l'annulation des branches des PSFs et à améliorer la focalisation. C'est par ailleurs le mécanisme qui est à l'œuvre également lors de la sommation cohérente du *coherent compounding*.

Les diffuseurs fantômes, correspondant à l'intersection des branches des PSFs disparaissent rapidement avec  $N_{\text{ens}} = 24$  transmissions. C'est ce type de séquence avec angles qui est retenu par la suite pour les acquisitions *in vitro*.

Notons également que nous pouvons observer que l'introduction de phases aléatoires dans les données détériore le compounding intrinsèque à l'approche OPW et peut s'interpréter sur les résultats  $I^{\text{OPW}}$  comme un phénomène d'aliasing entraînant une forte défocalisation. Ce phénomène n'existe pas avec le Doppler croisé qui représente un rendu instantané pour chaque angle qui est reprojété sur l'axe des réels et peut donc être sommé en phase.

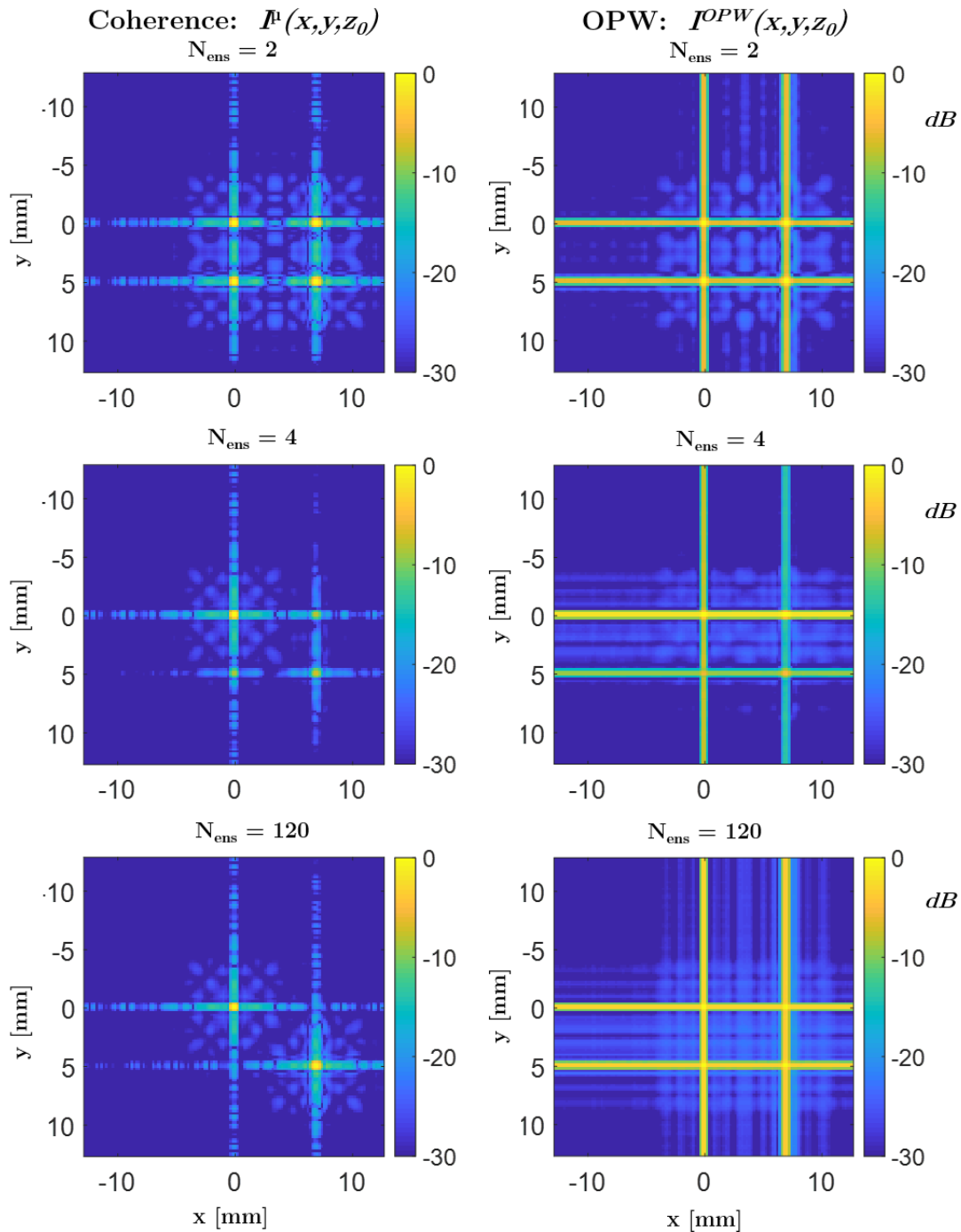


Figure 67: Comparaison des intensités  $I^h$  et  $I^{OPW}$ , en  $z_0=25.6$  mm, obtenues par imagerie de cohérence et sommation orthogonale. Les résultats sont obtenus avec une séquence de 120 transmissions d'ondes planes à  $0^\circ$  en présence de deux diffuseurs. Pour  $N_{\text{TX}}=2$  transmissions, la cohérence laisse apparaître deux diffuseurs et ne semble pas apte à dissocier les deux points qui sont corrélés. Avec plusieurs transmissions, les deux diffuseurs sont clairement identifiés. En revanche, la méthode OPW par sommation orthogonale montre des lobes à  $-6\text{dB}$  et quatre maxima, ne permettant pas de localiser convenablement les diffuseurs.

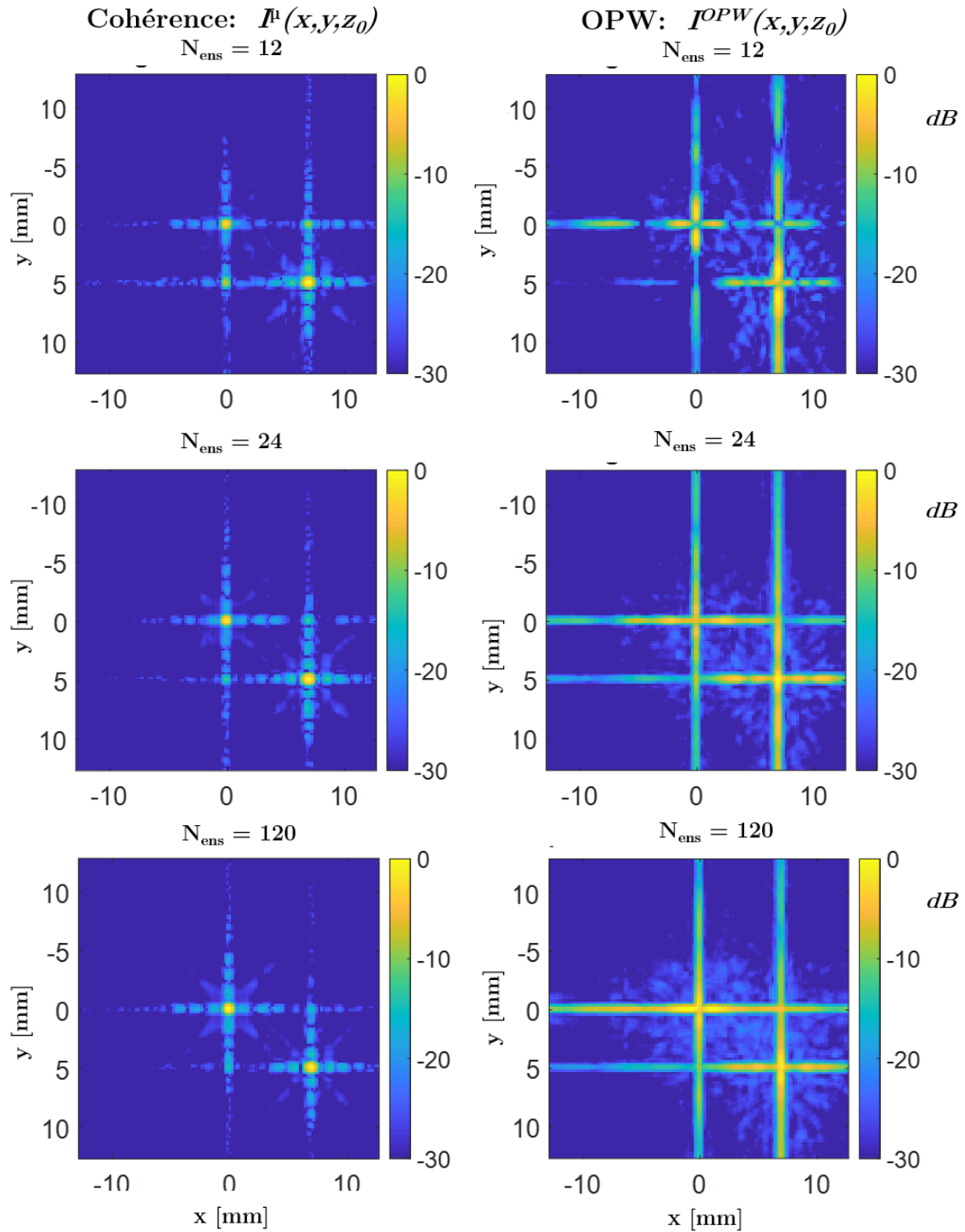


Figure 68 : Comparaison des images  $I^c$  et  $I^{OPW}$ ,  $z_0 = 25.6$  mm, obtenues par imagerie de Doppler croisé et Doppler OPW. Les résultats sont obtenus avec une séquence de 120 transmissions d'ondes planes (12 ondes planes à  $\Delta\alpha=2^\circ$ ) en présence de deux diffuseurs. Pour  $N_{TX} = 12$  transmissions, la covariance révèle déjà les deux diffuseurs. Avec plusieurs transmissions, les deux diffuseurs sont clairement identifiés. La méthode OPW par sommation orthogonale montre des lobes importants et de grandes difficultés pour localiser les diffuseurs. Les sauts très importants de la phase expliquent ce phénomène de défocalisation radicale.

### **5.3.3. Implémentation sur fantôme de flux *in vitro***

#### *5.3.3.1. Méthodes*

Pour étudier la performance de la quantification du XDoppler de puissance avec la sonde RCA, deux acquisitions sont réalisées *in vitro*.

Suivant le protocole présenté dans le chapitre 3, l'installation *in vitro* consiste en un tube de silicone d'un diamètre de 3 mm, immergé dans de l'eau préalablement dégazée et orienté à 50° par rapport à la surface de la sonde RCA. Un liquide constitué d'un mélange d'eau dégazée et de particules de cellulose y est mis en circulation à l'aide d'une pompe péristaltique (modèle 700-D ATS, Laboratories Inc, USA). Deux régimes de débit constants sont imposés à  $|\vec{v}_1| \sim 6 \text{ cm.s}^{-1}$ , et  $|\vec{v}_3| \sim 18 \text{ cm.s}^{-1}$  correspondant à des vitesses axiales de  $v_z \sim -4$ , et  $-12.8 \text{ cm.s}^{-1}$ . Le tube est centré dans le champ de vue de la sonde entre 10 et 30 mm de profondeur.

La sonde RCA de 128+128 éléments est pilotée par une unité Vantage 256 (Verasonics, Kirkland, WA, USA) avec une fréquence d'émission fixée à  $f_c = 6.25 \text{ MHz}$  et deux cycles. En accord avec la simulation présentée en Figure 68, la séquence ultrasonore choisie consiste en  $N_{TX}=12$  ondes planes avec pas angulaire de  $\Delta\alpha=2^\circ$ . La fréquence de répétition des pulses est fixée à 20 kHz pendant une durée de 100 ms ce qui permet d'obtenir au final un ensemble de  $N_{ens}=2040$  transmissions pour l'estimation du Doppler de puissance.

Un volume est reconstruit pour chaque transmission suivant le même protocole décrit ultérieurement. Les volumes reconstitués à travers les deux réseaux correspondent à deux matrices  $s^R$  et  $s^C$  de dimension chacune  $[n_x, n_y, n_z, N_{ens}]$ . Pour rejeter l'information des parois, un filtrage SVD est appliqué sur les matrices  $s^R$  et  $s^C$ . Afin de ne pas introduire un a priori spatial lors de la décomposition SVD, l'opération de filtrage SVD est effectuée sur des ensembles correspondant à des ondes planes identiques, résultant en  $N_{TX}$  itérations de filtrage. Les trois premières valeurs propres sont supprimées pour isoler le signal de flux.

La covariance est ensuite calculée en appliquant la multiplication par le complexe conjuguée  $s^X(x,y,z,N_{ens}) = s^R.(s^C)^*$ . La sommation cohérente est réalisée sur l'ensemble temporel  $N_{ens}$  permettant d'obtenir la matrice  $s^M(x,y,z)$ . Finalement l'intensité  $I^M$  est calculée puis représentée dans le volume à l'aide du logiciel Amira (volren, 6.0 Beta, Visualization Sciences Group, Burlington, MA, USA).

Pour l'acquisition réalisée à  $v_z=4.\text{cm.s}^{-1}$ , trois régions d'intérêts sont extraits sur la matrice complexe  $s^M$ . La première *IN* à l'intérieure du tube, la seconde *OUT1* dans une

région latérale au tube et la troisième *OUT2* dans une zone superficielle. Les distributions des parties réelles pour ces trois régions seront observées et discutées.

### *5.3.3.2. Résultats*

La Figure 69 montre le Doppler de puissance estimé  $I^p$  par imagerie XDoppler en considérant une séquence de 12 ondes planes à  $2^\circ$  de pas angulaire et intégré sur un ensemble de 2040 transmissions (soit 100 ms d'acquisition). En **a.** est représenté selon deux points de vue l'intensité du flux dans un volume de  $25.6 \times 25.6 \times 20$  mm<sup>3</sup>. La dynamique est de 23 dB et aucun lobe de réseau n'est visible contrairement au Doppler de puissance obtenu en OPW avec une séquence équivalente. Une coupe est représentée en **b.** selon une échelle de 30 dB. Les trois régions IN, OUT1 et OUT2 étudiées sont indiquées en pointillés. On remarque sur cette coupe de section un phénomène de masque latéral et axial. La Figure 69 **c.** montre la distribution des parties réelles normalisées pour chacune de ces trois régions. La région IN (en rouge) est principalement constituée de valeurs positives, avec une moyenne  $\bar{s}_{IN}^{\mu} = 0.1 \pm 0.12$ . La région latérale superficielle OUT2 (bleu clair) présente une distribution plus étroite avec une moyenne proche de zéro  $\bar{s}_{OUT2}^{\mu} = 0.0018 \pm 0.0016$ . En revanche, la région OUT1 latérale au tube présente une distribution plus large à moyenne négative  $\bar{s}_{OUT1}^{\mu} = -0.001 \pm 0.008$ .

La Figure 70 représente le Doppler de puissance 3D obtenu pour la même séquence XDoppler mais en présence d'un flux important de vitesse axiale  $v_z = 12.8$  cm.s<sup>-1</sup>. Cette fois encore, aucun lobe de réseau n'est présent dans le volume. La dynamique est de 23 dB. Il n'y a pas d'effet de défocalisation, pourtant important avec une séquence équivalente en imagerie OPW.



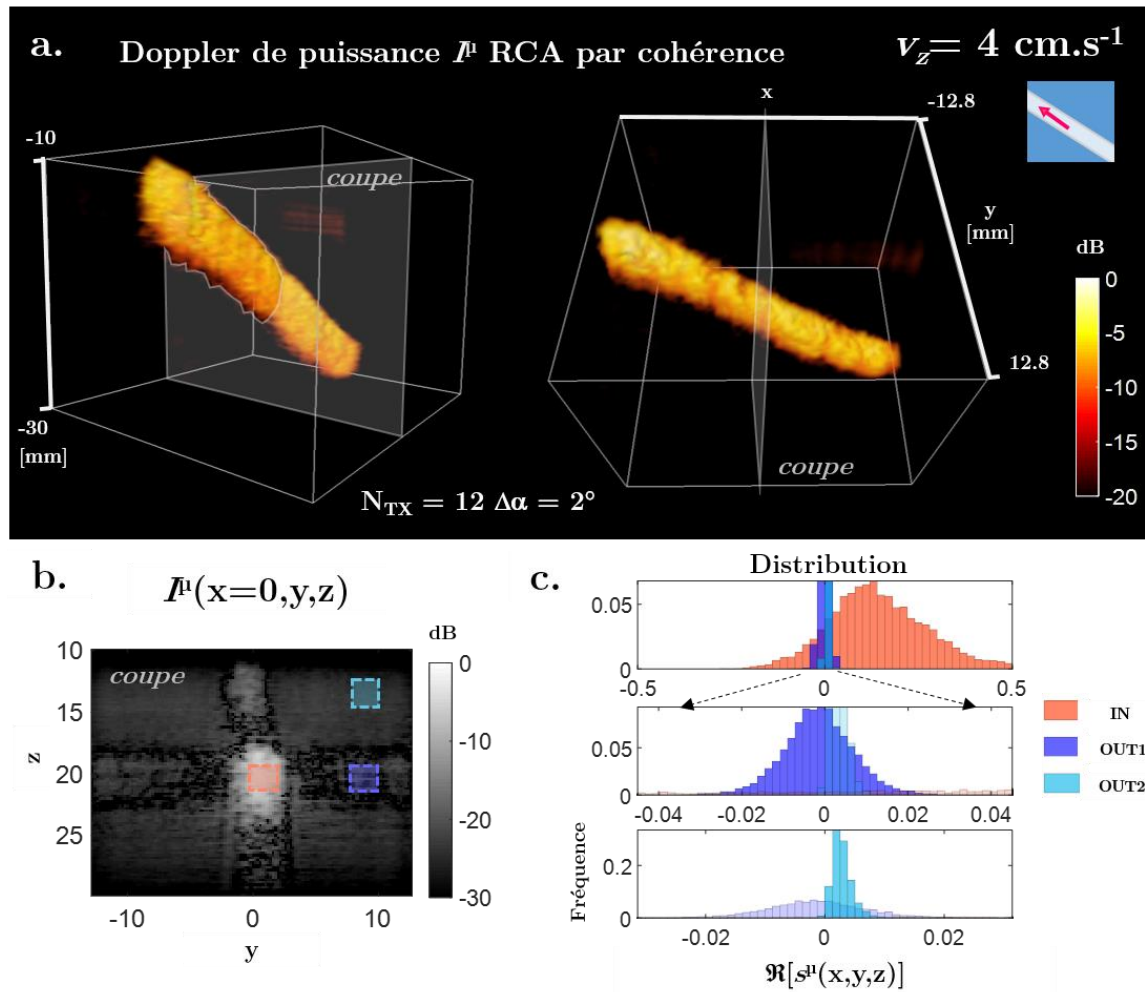


Figure 69 : Doppler de puissance 3D obtenu avec une sonde RCA 128+128 voies et le principe de Doppler croisé par covariance orthogonale des deux réseaux. La séquence consiste en 12 ondes planes espacées de  $2^\circ$  les unes par rapport aux autres. Le temps d'intégration est de 100 ms. La vitesse axiale du flux  $v_z$  est estimée à  $4 \text{ cm.s}^{-1}$ . En **a.** est représenté, selon deux points de vue, le Doppler de puissance  $I^\mu$  estimé dans le volume de  $25.6 \times 25.6 \times 20 \text{ mm}^3$ . Aucun lobe de réseau n'apparaît. La dynamique est de 23 dB. En **b.** est représentée une coupe de la matrice  $I^\mu$  avec les trois régions d'intérêts IN, OUT1 et OUT2. En **c.** est reportée la distribution des parties réelles de la matrice  $s^\mu$  dans chacune de ces régions. On remarquera une moyenne négative dans la partie latérale OUT1.

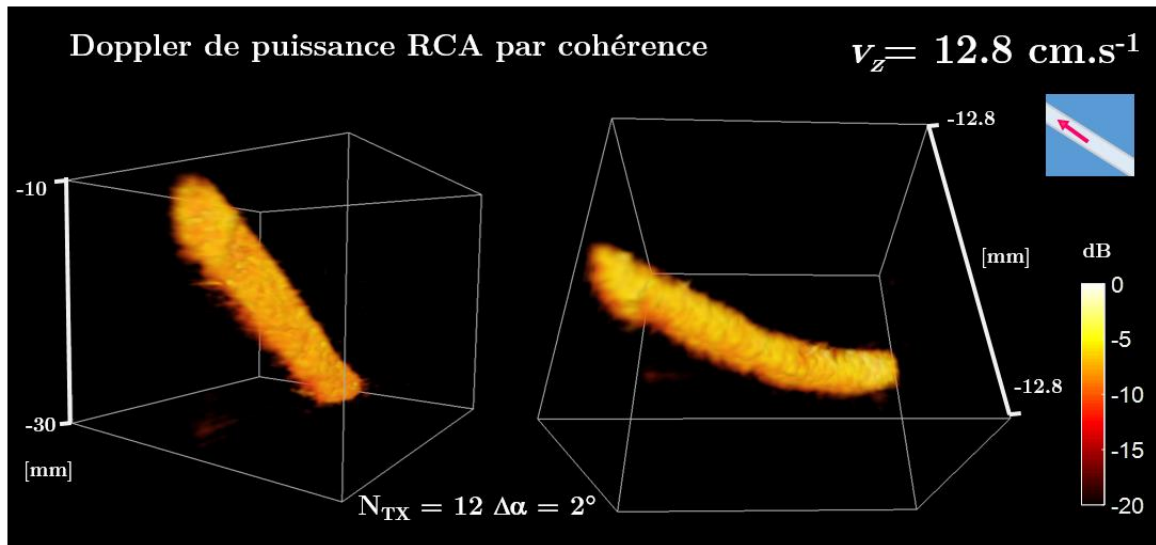


Figure 70: Doppler de puissance 3D obtenu avec une sonde RCA 128+128 voies et le principe d'imagerie par covariance orthogonale des deux réseaux. La séquence consiste en 12 ondes planes espacées de  $2^\circ$  les unes par rapport aux autres. Le temps d'intégration est de 100 ms. La vitesse axiale du flux  $v_z$  est estimée à  $12.8 \text{ cm.s}^{-1}$ . Le Doppler de puissance  $I^h$  estimé dans le volume de  $25.6 \times 25.6 \times 20 \text{ mm}^3$  est représenté selon deux points de vue. Aucun lobe de réseau n'apparaît. La dynamique est de 23 dB. Pas d'effet de défocalisation n'est visible malgré la vitesse axiale importante

#### 5.3.4. Modèle de bifurcation de carotide avec diffuseurs PVA

Afin d'estimer la capacité de l'imagerie de Doppler croisé pour visualiser des flux dynamiques, la séquence est réalisée en présence d'un modèle *in vitro* de bifurcation d'artère.

##### 5.3.4.1. Matériel et méthodes

Un modèle récemment développé par Bernal et *al* [5] de bifurcation d'artère, conçu en Polyvinyle d'alcool et aux propriétés anisotropes est utilisé pour ce protocole *in vitro*. La paroi de ce modèle présente des propriétés acoustiques proches de celles d'une artère réelle d'un individu en bonne santé. Un profil de bifurcation de carotide est utilisé.

De l'eau dégazée contenant des particules échogènes de Polyvinyle (PVA) circule dans le modèle. Avec une pompe programmable, un flux cyclique est stimulé en faisant varier la pression. L'ensemble est placé dans un bac rempli d'eau dégazée et la sonde RCA positionnée à 1 cm de la bifurcation.

Une séquence de 12 ondes planes (6 par réseaux) espacées de  $2^\circ$ , soit  $[-5 -3 -1 1 3 5]^\circ$  conformément aux Figure 68 Figure 69, est utilisée avec une fréquence centrale de 6.25 MHz. L'acquisition est réalisée pendant 1 seconde d'acquisition à une fréquence de de répétition des pulse de 10 kHz (soit 10080 transmissions). Les données sont récupérées par échantillonnage en quadrature en mode 100%. Le *beamforming* est réalisé dans un volume de  $25 \times 25.6 \times 25.6 \text{ mm}^3$  avec des voxels de  $200 \times 200 \times 200 \text{ }\mu\text{m}^3$ , suivant le même protocole décrit précédemment.

Après *beamforming* et démodulation, les volumes formés sur chaque réseau  $s^R$  et  $s^C$  sont filtrés à l'aide de la décomposition SVD par transmissions équivalentes. La décomposition SVD consiste donc en 12 itérations sur des volumes de 840 échantillons temporels. Les 150 premiers vecteurs propres sont supprimés afin d'isoler le signal du flux<sup>9</sup>.

Après filtrage la covariance entre les deux volumes est effectuée par la multiplication conjuguée  $s^X = s^R \cdot (s^C)^*$ . Cette matrice de covariance  $s^X$  a une dimension  $[125 \times 128 \times 128 \times 10080]$ , et requiert des ressources en mémoire vive (RAM) importantes. Le processus de calcul est alors segmenté en 12 itérations pour chaque onde plane. La covariance est moyennée sur les  $N_{TX}=12$  ondes planes afin d'obtenir la matrice  $s^H$  de dimension  $[125 \times 128 \times 128 \times 840]$  de 13.7 Go. Les parties réelles sont conservées et un ensemble de 5 cycles angulaires est utilisé pour l'estimation de la cohérence (correspondant à un ensemble de sommation  $N_{ens}=12 \times 5=60$  transmissions soit 6 ms). Finalement, et après compression logarithmique, la matrice en XDoppler de puissance  $I^H$  est calculée puis normalisée pour chaque échantillon temporel. Un film de Doppler de puissance  $I^H(x,y,z,T)$  est obtenu correspondant à une cadence de 168 Hz.

#### 5.3.4.2. Résultats

La Figure 71 montre le Doppler de puissance obtenu par covariance croisée dans l'ensemble du volume et pour six échantillons temporels  $T = 0.2, 0.5, 0.6, 0.7, 0.8$  et  $0.9$  secondes. La pression délivrée par la pompe est schématisée en fonction du temps en haut de la figure.

---

<sup>9</sup> En présence de mouvement important, l'énergie du signal tissu et du signal flux peuvent être cantonnés dans les mêmes vecteurs propres, malgré la décomposition SVD. L'isolement du signal flux peut devenir délicat. En ce qui concerne l'imagerie Doppler de puissance OPW, la présence résiduelle de signal tissu peut rester tolérable. Elle devient cependant problématique en imagerie de XDoppler, car la covariance croisée de ce signal ne permettra plus de localiser l'information avec une RCA. Il implique donc de le rejeter au maximum le tissu, d'où un seuil élevé de 150/840 vecteurs.

Le modèle de carotide est représenté selon un champ de vue latéral, laissant apparaître la bifurcation. La partie commune de l'artère est identifiable à gauche, une première voie en aval est identifiée à droite et la seconde dans la partie inférieure du volume.

Chaque représentation correspond à un temps d'intégration de 6 ms soit 60 transmissions à 10kHz (5 cycles angulaire de 12 ondes planes). Une majeure quantité des particules de PVA sont visibles avec une dynamique autour de 20 dB.

Le film permet de suivre le déplacement des particules à une cadence de 168 Hz. A l'instant  $T=0.4$  s les particules sont globalement immobiles, avant leur mise en mouvement par la pompe aux instants suivants  $T = 0.5, 0.6$  et  $0.7$  s. Les particules s'échappent vers les deux divisions de l'artère (indiquées par les flèches). Les particules ont alors un aspect plus allongé dans le sens du flux lorsque la vitesse est importante. Après le relâchement du flux, en  $T = 0.8$  s, un phénomène de vorticité est clairement visible à la base de la bifurcation. Un zoom à l'image illustre le sens de rotation difficilement appréciable sans la vidéo. En fin d'acquisition, en  $T=0.9$  s, la pompe n'applique alors plus de pression pour forcer la circulation. Un reflux est observable pendant un court instant dans la division supérieure de l'artère.

Il faut noter que ces expériences ne sont pas directement transposables à l'imagerie *in vivo* d'un flux sanguin. En effet contrairement à la section 1.3.3, dans laquelle un modèle de flux sanguin était utilisé, les diffuseurs utilisés ici sont très échogène et introduit en faible concentration. Cela explique que les images réalisées permettent de suivre finement le déplacement des particules une à une. Cette expérience est donc plus proche du cas de l'utilisation d'un agent de contraste ultrasonore *in vivo*.

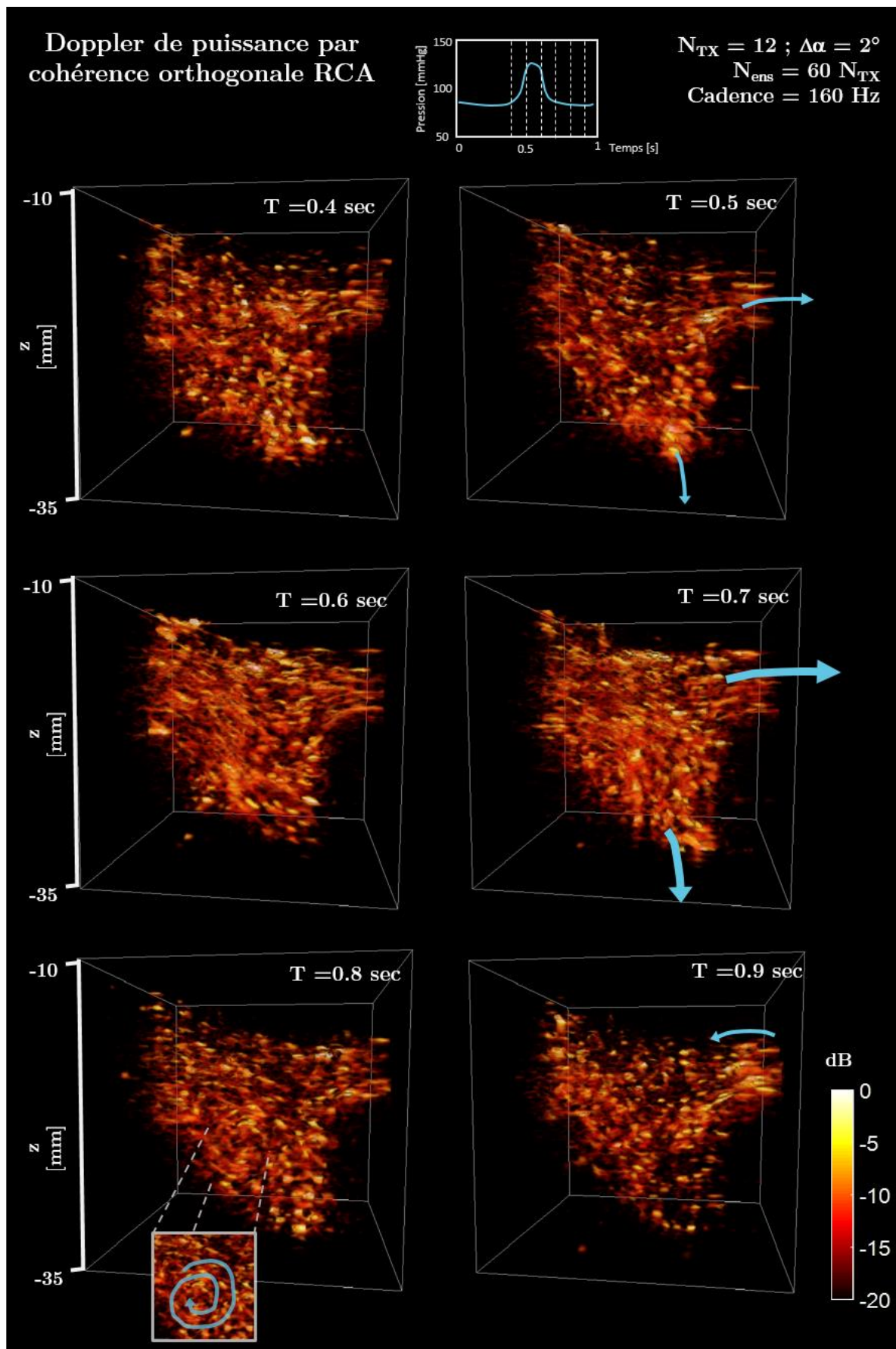


Figure 71 : Doppler de puissance par XDoppler du modèle de bifurcation avec la sonde RCA. Acquisition d'une seconde à 10kHz. Ensemble d'intégration de 60 transmissions soit 6 ms. Cadence d'affichage : 168 Hz.

### 5.3.5. Discussions et perspectives

#### 5.3.5.1. Imagerie Doppler croisé RCA : PSF et discrimination de cibles

Une PSF peut être interprétée comme une observation spatialement privilégiée du volume. Lors de la transmission d'une seule onde plane, la PSF obtenue avec une sonde RCA est caractérisée par un sinus cardinal dans la direction azimuthal et sans résolution dans la dimension en élévation. Dans le volume, cela peut être assimilé à un barreau orienté en fonction du réseau de réception  $R$  ou  $C$ , et de l'angle de l'onde plane transmise. Ainsi, l'ensemble des signaux rétrodiffusés (tissu, sang ou bruit), provenant de la zone recouverte par cette PSF, seront sommés pour former le signal de la voie électronique. Nous avons déjà décrit dans les chapitres précédents comment le principe de sommation cohérente d'ondes planes – *coherent compounding* – permet de rectifier la résolution en élévation et l'isotropie de la PSF suivant le principe de OPW, mais au prix d'un compromis résolution spatial/temporel et contraste exigeant et d'une sensibilité accrue à la défocalisation.

Une stratégie alternative développée dans ce chapitre consiste à réaliser non plus la sommation entre ces transmissions, mais de réaliser une multiplication pour utiliser leur niveau de covariance pour remonter à l'image Doppler.

La covariance entre différentes observations du domaine complexe permet d'isoler les composantes de ces observations qui sont corrélées (partie réelle). Pour des signaux totalement décorrélés (phase aléatoire), la covariance tend à devenir nulle. Des approches basées sur la cohérence ont déjà été développées en imagerie 2D pour la caractérisation du tissu avec des sondes dotées d'une bonne capacité de focalisation dans l'ensemble de leur plan d'imagerie. Cette approche peut être appliquée à la sonde RCA en bénéficiant de la réception simultanée sur les deux réseaux orthogonaux.

Avec une simulation sur *field II* nous avons montré comment un signal cohérent<sup>10</sup> reçu sur les deux réseaux orthogonaux permet de localiser un diffuseur avec une dynamique de 20 à 30 dB et en une seule transmission (lorsque la méthode OPW présente des lobes à -6 dB). Cela peut être considéré comme la covariance entre les deux focalisations naturelles en réception orthogonal. Cette stratégie présente également l'avantage de ne pas être sujet à la formation de lobes de réseau lorsque la loi de focalisation synthétique

---

<sup>10</sup> Ce signal cohérent peut être assimilé à un signal très basse fréquence, du tissu par exemple.

est générée avec un facteur de décimation  $D > 1$ . De plus, un pas angulaire  $\Delta\alpha$  plus grand fera chuter la covariance spatiale entre les PSFs et augmenter son contraste. L'usage de quelques ondes planes avec une faible cohérence angulaire (donc  $\Delta\alpha$  élevé) semble être un avantage qu'il serait intéressant de caractériser.

Du fait de la large élévation de la PSF à une seule transmission, nous ne sommes pas en mesure de dissocier l'information provenant de deux cibles différentes si leurs signaux sont cohérents dans le temps. Cet aspect est illustré pour  $N_{ens}=2$  sur la Figure 67 où quatre points sont visibles au lieu de deux. En effet, la réponse de deux points se traduit par deux sinus cardinaux sur chaque réseau. La covariance de ces motifs orthogonaux de phase équivalente laisse alors apparaître quatre points, dont deux sont physiquement inexistantes. Heureusement, nous pouvons nous attacher à une propriété du signal sanguin lié à sa faible cohérence spatiale et temporelle. Le caractère stochastique du signal sang permet de considérer que les informations de phase sont indépendantes d'un endroit à l'autre de l'image.

En effet, le signal tissu peut être considéré comme fortement corrélé dans l'espace dans la dimension temporelle, c'est-à-dire que leur comportement temporel, lié aux mouvements basses fréquences du tissu, est similaire pour l'ensemble des unités de volume de l'objet. Ainsi, sa matrice de covariance présente un fort degré de corrélation comme l'illustre la Figure 72 c. Le signal flux en revanche est très peu corrélé dans l'espace et lorsque le système d'imagerie est quasi parfait – comme avec une sonde linéaire - présente une matrice de covariance quasiment diagonale, traduisant le fait que le flux sanguin est très peu cohérent spatialement même à une échelle très locale proche du pixel [6].

En considérant donc deux cibles rétrodiffusant des signaux décorrélés dans le temps, nous avons illustré comment l'estimation de la covariance permet de cibler statistiquement deux diffuseurs de sang dans le volume. Dans un premier temps, cette illustration numérique nous montre que l'imagerie XDoppler permet de localiser rapidement les deux diffuseurs et cela pour les deux séquences étudiées. D'autre part, nous confirmons l'intérêt d'utiliser des ondes à pas angulaire important, malgré la présence de signaux très incohérents temporellement.

Une dernière conclusion très importante réside dans le fait que l'imagerie XDoppler ne présente aucune sensibilité à la défocalisation même en présence de signaux extrêmement décorrélés dans le temps. C'est un avantage déterminant en comparaison avec l'approche



OPW incapable de proprement relocaliser l'énergie en présence d'un mouvement axial important.

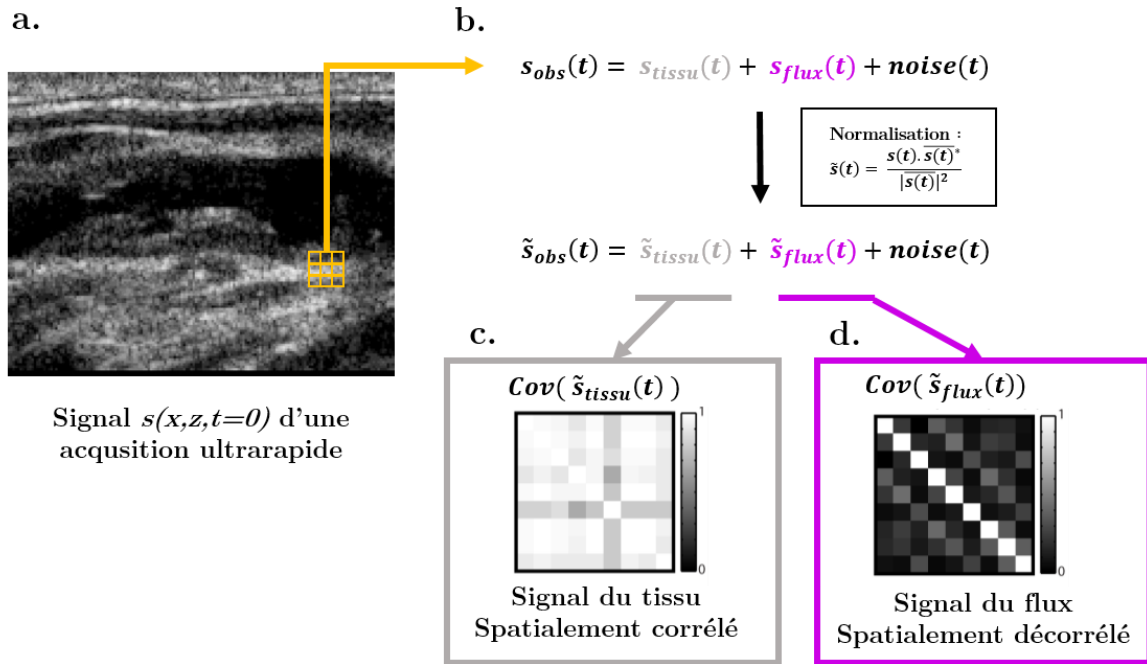


Figure 72: Illustration de la propriété de covariance spatiale du signal tissu et du signal sang. En **a.** une image B-Mode classique est représentée (enveloppe et log compression) dont 9 pixels sont extraits. Initialement (**b.**), le signal observé  $s_{obs}$  dans chaque pixel peut être décomposé en plusieurs composantes : signal tissu, flux et du bruit. La normalisation est effectuée pour s'affranchir des variations des différences de phase et d'amplitude entre chaque pixel. A l'aide d'un filtrage fréquentiel, le signal tissu récupéré montre une covariance spatial inter pixel forte (**c.**), alors que le signal haute fréquence associé au sang (**d.**) montre une covariance faible entre pixels voisins (adapté de Demené et al 2015).

### 5.3.5.2. Lien avec les approches de cohérences spatiales

Le concept de cohérence spatiale décrit la corrélation entre deux signaux à différents points de l'espace. Pour l'imagerie ultrasonore, ce concept a été initialement employé pour étudier le phénomène de bruit de *speckle* présent dans l'image, et qui est souvent considéré comme un caractère gênant sa lecture.

Le motif de *speckle* est un phénomène aléatoire, déterministe et d'interférences, d'un grand nombre de diffuseurs sub-longueur d'onde présents en une position donnée. En échographie, une telle distribution est un processus généralisé dans le milieu, présentant



le tissu comme une source incohérente. Par conséquent, les échos rétrodiffusés provenant d'une cible<sup>11</sup> sont caractérisés par une longueur de corrélation spatialement finie.

En ultrasons, il a été décrit que la corrélation spatiale latérale du bruit de *speckle* est égale à l'autocorrélation d'une fonction triangulaire [7]. Cette propriété est un postulat du théorème de Van Cittert-Zernike en imagerie optique, qui établit le fait que la fonction de covariance spatiale d'une source incohérente est proportionnelle à la transformée de Fourier de son motif d'intensité [8]. Cette théorie fut adaptée aux ultrasons par Mallart et Fink et notamment appliquée à la correction d'aberrations. Ils ont par ailleurs montré que la cohérence spatiale au plan focal est proportionnelle à la fonction d'autocorrélation de l'ouverture en émission [9] [10].

Ainsi, l'étendue et la forme de la courbe de cohérence peut être déterminée par l'ouverture d'émission, et le *lag*<sup>12</sup> spatial le long de cette ouverture. La cohérence peut être mesurée expérimentalement en utilisant la cohérence  $C$  entre les signaux échantillonnés  $s_i$  reçus sur chaque  $i$  voie espacées par le *lag*  $m$  :

$$\hat{C}(m) = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} \sum_{n=n_1}^{n_2} s_i(n) s_{i+m}(n) \quad (12)$$

Avec  $i$  l'indice des éléments,  $s(n)$  le signal temporel discret reçu sur un élément du réseau,  $n = n_1, \dots, n_2$  la dimension temporelle et  $N$  la largeur totale du réseau. La norme  $|n_2 - n_1|$  représente le noyau temporel utilisé pour l'estimation de la covariance.

La cohérence spatiale entre différentes observations du milieu peut également produire une carte. En d'autres termes, le calcul de la cohérence peut être réalisé directement sur les signaux complexes refocalisés (c'est-à-dire après formation de voie par l'opération de *beamforming*). Avec mesure de la cohérence des signaux rétrodiffusés, appliquée dans l'espace image, il est possible de réduire la contribution de certains bruits parasites, des effets de la réverbération ou des signaux provenant de diffuseurs hors champ de vue.

Parmi les techniques rencontrées, l'application sur l'image B-Mode d'un facteur de cohérence généralisé – *Generalized Coherence Factor* GCF- permet par exemple diminuer les signaux parasites [11] [12].

---

<sup>11</sup> On entend par cible ici une région tissulaire constituée de multiples diffuseurs dont la distribution spatiale est stochastique et avec un libre parcours moyen plus petit que la longueur d'onde.

<sup>12</sup> La *lag* correspond à une distance inter élément le long de la barrette de transducteurs.

Une autre approche consiste à réaliser la carte de cohérence selon un *lag*  $m$  plus ou moins limité. L'imagerie par cohérence spatiale à petit *lag* – *Short Lag Spatial Coherence* SLSC – consiste uniquement par la mesure de la covariance normalisée<sup>13</sup> spatiale  $R(x, z, m)$  dans chaque pixels des signaux refocalisé  $s(x, z)$  [12]–[14] suivant :

$$\hat{R}(x, z, m) = \frac{1}{N - m} \sum_{i=1}^{N-m} \frac{\sum_{z=z_1}^{z_2} s(x, z, i) s(x, z, i + m)}{\sqrt{\sum_{z=z_1}^{z_2} s(x, z, i)^2 \sum_{z=z_1}^{z_2} s(x, z, i + m)^2}} \quad (13)$$

Qui peut être vu comme le calcul des images de cohérence en fonction du *lag*  $m$ . Puis chaque pixel est réalisé en choisissant un nombre  $M$  de *lag* de cohérence à sommer en fonction de la nature du tissu à caractériser :

$$\hat{R}_{SLSC}(x, z) = \sum_{m=1}^M \hat{R}(x, z, m) \quad (14)$$

Cette approche permet d'ajuster l'information de l'image en fonction du caractère de cohérence du signal tissu et peut permettre, par exemple, une meilleure détection des lésions en imagerie tissulaire.

A condition de s'affranchir proprement du signal tissu, il a récemment été démontré que la méthode SLSC pouvait servir à l'imagerie en mode Doppler de puissance, baptisée *Coherent Flow Power Doppler* CFPD [15], partant du principe que pour un *lag* nul ( $M=0$ ), la fonction d'autocorrélation revient à mesurer l'intensité du signal flux [16]. Cette approche offrirait une meilleure sensibilité et permettrait de détecter des flux de plus faible intensité à une cadence trois fois supérieure en comparaison avec les modalités conventionnelles de Doppler de puissance.

La méthode SLSC d'imagerie par cohérence a été ensuite étendue à l'imagerie synthétique par ondes planes par Dahl et Li [2] décrivant la cohérence en fonction du pas angulaire en transmission – *Short Lag Angular Coherence* SLAC. L'approche SLAC applique le calcul de la corrélation entre les données complexes de l'image  $a_i$  et son complexe conjugué  $a_i^*$ . Pour  $i = 1, \dots, N$  ondes planes (de *lag*  $\Delta\alpha$  avec une différence angulaire de  $\alpha_{max} = k \cdot \Delta\alpha$ ), la fonction de corrélation angulaire  $R_{SLAC}$  est estimée par la relation suivante :

---

<sup>13</sup> Le choix du terme pour la normalisation peut différer suivant les auteurs. Chez Mallart et Fink le facteur de normalisation correspond à la fonction de covariance à *lag* zero.

$$R_{SLAC}(x, y) = \sum_{k=1}^K \frac{1}{N-k} \sum_{i=1}^{N-k} \frac{a_i(x, y) a_{i+k}^*(x, y)}{\sqrt{|a_i(x, y)|^2 |a_{i+k}(x, y)|^2}} \quad (15)$$

Avec  $K$  l'ensemble d'accumulation des ondes planes et où  $*$  représente le complexe conjugué. Cette méthode peut être vue comme une cartographie de la cohérence normalisée des signaux complexes formant l'image en chaque points du plan  $(x, y)$  obtenue par transmissions d'ondes planes.

Une autre stratégie introduite pour l'imagerie en mode B par Chi Hyung Seo et Jesse T. Yen et *al* en 2008 [17], [18], [19] propose de réaliser la corrélation croisée entre deux ouvertures distinctes –*Dual Apodization of Cross-Correlation DAX*. En bénéficiant de la différence de phase des lobes de réseau perçu par différentes apodisations, cette approche cherche à supprimer les signaux de *clutter* et de réverbération dans l'image. Elle a d'ailleurs été implémentée sur un transducteur RCA utilisé avec différentes sous ouvertures pour réaliser un B-mode 3D [20], sans utiliser les propriétés statistiques du sang.

L'approche Doppler croisé –XDoppler- présentée dans ce chapitre s'inscrit dans le développement de ce concept général d'une imagerie utilisant la cohérence spatiale. Le XDoppler pousse ainsi le concept à l'extrême avec des émissions d'ondes planes orthogonales entre elles et des ouvertures de réception complètement décorréelées spatialement. Ces caractéristiques uniques de l'approche Doppler croisés nous permet de s'appuyer sur le temps long et les propriétés du sang pour faire converger notre estimateur de covariance vers un Doppler de puissance « optimal » correspondant à l'intersection des PSFs de deux réseaux orthogonaux. Par ailleurs, nous partons d'un jeu d'observations volontairement orthogonales, en s'appuyant sur la géométrie du réseau RCA. Plus les PSFs sous-jacentes sont orthogonales et le mieux on arrive à réduire la « PSF Doppler » de notre système d'imagerie, c'est donc une différence fondamentale avec les méthodes qui cherchent à renforcer la cohérence par l'utilisation de *lags* très proches comme le Short Lag Angular Coherence.

### 5.3.5.3. Doppler de puissance sur fantôme ATS

Nous avons choisi d'implémenter une séquence à pas angulaire  $\Delta\alpha=2^\circ$  sur 12 ondes planes pour la réalisation de Doppler de puissance. Pour cela, deux vitesses de flux ont été testées sur un fantôme de flux Doppler. Les résultats ont montré une excellente capacité à localiser l'intensité du flux sans agents de contraste. Aucun lobe de réseau lié à la décimation de la focalisation synthétique n'est détecté, que ce soit à faibles vitesses de flux ou en présence de flux rapides. Il est important de garder à l'esprit qu'une séquence

équivalente en OPW aurait montré de forts lobes de réseaux autour de  $-6\text{dB}^{14}$  du fait d'un pas angulaire trop large en émission, cela malgré une augmentation du nombre d'ondes planes.

L'énergie est concentrée à l'intérieur du tube ne montrant aucun effet de défocalisation violent lié à la composante axiale de la vitesse. Dans l'imagerie conventionnelle d'imagerie synthétique, la défocalisation est souvent un phénomène introduit lors de l'émission des ondes. La focalisation synthétique nécessite un certain temps entraînant une déviation de la sommation cohérente des ondes planes par rapport à la position réelle du diffuseur en mouvement [21]. C'est le cas rencontré également en imagerie de flux avec des déplacements importants. Dans notre cas d'imagerie par covariance orthogonale avec la RCA, la focalisation synthétique n'est plus opérée. La cohérence est effectuée simultanément permettant de parfaitement localiser la cible en mouvement.

En observant la distribution des parties réelles à l'intérieur du flux, i.e des informations cohérentes, on remarque une distribution globalement positive comme attendu. Il semble que la distribution converge statistiquement vers une Gaussienne à moyenne positive (décentrée). L'étude approfondie des densités de probabilité en amplitude et en phase de la corrélation pourrait fournir des informations intéressantes pour caractériser plus en détail le signal flux. Par exemple, si la distribution des amplitudes suit une loi de Rayleigh nous pouvons conjecturer sur le caractère totalement aléatoire entre les deux signaux corrélés. C'est ce que l'on aperçoit par exemple sur la distribution de la région en bleu clair sur la Figure 69 **c.** . En revanche, lorsque de l'information cohérente est présente dans les deux signaux observés, la distribution en amplitude va suivre une loi de Rice [3] (*Rician density function*), assimilable à des Gaussiennes décentrées ce qui pourrait être le cas observé sur la Figure 67Figure 69 **c.** en rouge. Il en va de même sur la distribution en phase en fonction du degré de covariance entre les deux signaux: s'elles sont totalement décorréélés, leur distribution restera uniformément répartie en  $[-\pi, \pi]$ , s'elles sont partiellement corrélés, la distribution de la phase deviendra une Gaussienne plus ou moins large. Il s'agit pour l'instant d'une remarque purement exploratoire, sans savoir si l'information statistique après covariance constitue une piste intéressante permettant de remonter à l'information originale de la phase des signaux de flux.

---

<sup>14</sup> En présence de flux à hautes vitesses dépassant l'aliasing, le *coherent compounding* ne permet plus de réduire les lobes de réseau angulaire qui restent autour de  $-6\text{dB}$ .

Malgré cela, la distribution des parties réelles nous informe sur un aspect particulier de l'imagerie par cohérence. Un motif original est observé sur l'axe latéral au flux. La région latérale présentée en bleu sur la Figure 69 **b.** est caractérisée par une distribution Gaussienne à moyenne négative. Une explication peut provenir du phénomène de diffraction dont les lobes secondaires introduisent d'avantage de phases négatives que positives en dehors du lobe principal. Cet effet pourrait masquer la réponse d'autres signaux plus faibles, positionnés dans cette région. Ce phénomène peut être mis en relation avec l'artefact d'ombre –Shadow artefact- observé en 2D avec une méthode présentant certaines similitudes à la notre [22]. Si l'imagerie Doppler de puissance croisé semble plus sensible à la détection de faibles flux par rapport à l'OPW, ce phénomène de masque doit être étudié plus en détails car il pourrait poser certains problèmes pour la détection de vaisseaux de petit calibre dans le voisinage de plus gros vaisseaux. Cette remarque montre également l'importance du rapport signal à bruit pour l'imagerie XDoppler.

#### *5.3.5.4. Modèle de bifurcation de carotide avec agents de contraste*

Finalement, une mesure sur fantôme de bifurcation d'artère a été réalisée *in vitro* en utilisant des particules en faible concentration et fortement échogènes. Grâce à ces agents de contraste, un film à haute cadence de l'imagerie en Doppler de puissance est réalisé selon une échelle de 20 dB. L'information sur la dynamique de l'écoulement est accessible, montrant des phénomènes d'accélération, de vorticité et de reflux dans l'artère.

Nous avons choisi d'utiliser plusieurs cycles angulaires (5 cycles) pour intégrer le Doppler de puissance et augmenter le contraste. C'est également un choix d'un point de vue pratique en raison des besoins en mémoire que requière un tel calcul. Il reste néanmoins possible d'envisager des acquisitions à plus haute cadence en augmentant la PRF, en diminuant le nombre de cycles angulaires utilisés pour l'intégration ou encore en utilisant une séquence avec moins d'ondes planes en transmission.

## **5.4. Conclusion du chapitre**

Ce chapitre nous a permis de développer deux approches d'imagerie innovantes, et de montrer des résultats préliminaires de ces approches associées à l'architecture RCA. Une première permettant de dépasser les limites en termes de rapport signal sur bruit autorisant une meilleure pénétration d'imagerie. Une seconde proposant de casser le compromis résolution spatiale et temporel classique et conférant un nouveau régime de fonctionnement pour la sonde RCA.

### **5.4.1. Imagerie Multi-Ondes planes OMPW avec la RCA**

Nous avons implémenté avec succès la modalité de transmission d'ondes *multiplane wave* sur la sonde RCA que nous avons baptisé OMPW. Dans un premier temps, la performance de la stratégie a été quantifiée en termes de SNR et Contraste sur fantôme de tissu contenant des régions anéchoïques. Ensuite, nous avons étudié les performances à résolution et une cadence constante en fonction de la dimension Hadamard ce qui permet de limiter la zone éblouie en champ proche.

Ces travaux ont montré qu'il est possible d'augmenter le rapport signal à bruit et la pénétration de la sonde et le contraste de l'imagerie principalement pour des régions profondes. En revanche le contraste peut être compromis pour des régions superficielles.

Il nous reste à implémenter la stratégie sur l'étude en Doppler de puissance avant de réaliser des acquisitions fonctionnelles 3D RCA en OMPW.

### **5.4.2. Imagerie Doppler croisé avec la RCA**

Dans cette partie, nous avons proposé une méthode alternative basée sur ce principe de covariance des signaux sanguins et adaptée à l'architecture de sonde RCA.

Après avoir présenté le principe du Doppler croisé, nous avons montré comment il pouvait être utilisé avec la RCA. A l'aide d'une première étude réalisée sur un fantôme *in vitro* sans particules, nous avons prouvé l'efficacité de la stratégie pour quantifier l'intensité du flux. Finalement, il a été montré que cette méthode permettrait de suivre le déplacement de particules à haute cadence. Ces résultats permettent d'envisager un suivi – *tracking*- des particules pour une meilleure caractérisation du comportement de l'écoulement sans effet de défocalisation et dans un champ de vue large.

En conclusion, la sonde RCA est très adaptée à la méthode d'imagerie par Doppler croisé angulé. L'orthogonalité des deux réseaux est un atout permettant de diminuer la surface de cohérence des PSF. La cadence d'imagerie peut être encore augmentée et d'autres

*Autres approches innovantes d'imagerie avec la RCA : Multiplane Wave imaging et Imagerie de Doppler croisé XDoppler*

séquences implémentées pour optimiser la détection du Doppler de puissance. Nous avons réalisé une première preuve de concept d'imagerie à haute cadence du Doppler de puissance 3D dans un large champ de vue de  $25 \times 25.6 \times 25.6 \text{ mm}^3$  et avec seulement 256 voies électroniques. Avec une dynamique et une résolution très satisfaisante, des applications *in vivo* peuvent être sérieusement envisagées.

## Références bibliographiques :

- [1] E. Tiran, T. Deffieux, M. Correia, D. Maresca, B.-F. Osmanski, L.-A. Sieu, A. Bergel, I. Cohen, M. Pernot, and M. Tanter, "Multiplane wave imaging increases signal-to-noise ratio in ultrafast ultrasound imaging," *Phys. Med. Biol.*, vol. 60, no. 21, pp. 8549–8566, Oct. 2015.
- [2] Y. L. Li and J. J. Dahl, "Angular coherence in ultrasound imaging: Theory and applications," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 141, no. 3, pp. 1582–1594, Mar. 2017.
- [3] J. W. Goodman, *Speckle Phenomena in Optics: Theory and Applications*. Roberts and Company Publishers, 2007.
- [4] J. A. Jensen, "Simulation of advanced ultrasound systems using Field II," in *2004 2nd IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Macro to Nano (IEEE Cat No. 04EX821)*, Arlington, VA, USA, 2004, vol. 2, pp. 636–639.
- [5] M. Bernal, J. Saldarriaga, C. Cabeza, C. Negreira, J. Bustamante, and J. Brum, "Development and evaluation of anisotropic and nonlinear aortic models made from clinical images for in vitro experimentation," *Phys. Med. Biol.*, vol. 64, no. 16, p. 165006, Aug. 2019.
- [6] C. Demene, T. Deffieux, M. Pernot, B.-F. Osmanski, V. Biran, J.-L. Gennisson, L.-A. Sieu, A. Bergel, S. Franqui, J.-M. Correias, I. Cohen, O. Baud, and M. Tanter, "Spatiotemporal Clutter Filtering of Ultrafast Ultrasound Data Highly Increases Doppler and fUltrasound Sensitivity," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 34, no. 11, pp. 2271–2285, Nov. 2015.
- [7] R. F. Wagner, M. F. Insana, and S. W. Smith, "Fundamental correlation lengths of coherent speckle in medical ultrasonic images," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 35, no. 1, pp. 34–44, Jan. 1988.
- [8] J. W. Goodman, *Introduction to Fourier Optics*. Roberts and Company Publishers, 2005.
- [9] R. Mallart and M. Fink, "The van Cittert–Zernike theorem in pulse echo measurements," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 90, no. 5, pp. 2718–2727, Nov. 1991.
- [10] R. Mallart and M. Fink, "Adaptive focusing in scattering media through sound-speed inhomogeneities: The van Cittert Zernike approach and focusing criterion," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 96, no. 6, pp. 3721–3732, Dec. 1994.
- [11] Pai-Chi Li and Meng-Lin Li, "Adaptive imaging using the generalized coherence factor," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 50, no. 2, pp. 128–141, Feb. 2003.
- [12] M. A. Lediju, G. E. Trahey, B. C. Byram, and J. J. Dahl, "Short-lag spatial coherence of backscattered echoes: imaging characteristics," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 58, no. 7, pp. 1377–1388, Jul. 2011.
- [13] N. B. Bottenus and G. E. Trahey, "Equivalence of time and aperture domain additive noise in ultrasound coherence," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 137, no. 1, pp. 132–138, Jan. 2015.
- [14] R. J. Fedewa, K. D. Wallace, M. R. Holland, J. R. Jago, G. C. Ng, M. R. Rielly, B. S. Robinson, and J. G. Miller, "Spatial coherence of the nonlinearly generated second harmonic portion of backscatter for a clinical imaging system," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 50, no. 8, pp. 1010–1022, Aug. 2003.
- [15] Y. L. Li and J. J. Dahl, "Coherent flow power doppler (CFPD): flow detection using spatial coherence beamforming," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 62, no. 6, pp. 1022–1035, Jun. 2015.
- [16] T. Loupas, R. B. Peterson, and R. W. Gill, "Experimental evaluation of velocity and power estimation for ultrasound blood flow imaging, by means of a two-dimensional autocorrelation approach," *IEEE*



*Autres approches innovantes d'imagerie avec la RCA : Multiplane Wave imaging et  
Imagerie de Doppler croisé XDoppler*

*Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 42, no. 4, pp. 689–699, Jul. 1995.

- [17] Chi Seo and Jesse Yen, “Sidelobe suppression in ultrasound imaging using dual apodization with cross-correlation,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 55, no. 10, pp. 2198–2210, Oct. 2008.
- [18] J. T. Yen and C. H. Seo, “Dual apodization with cross-correlation in the presence of phase aberration and noise,” p. 4.
- [19] J. Shin, Y. Chen, H. Malhi, and J. T. Yen, “Ultrasonic Reverberation Clutter Suppression Using Multiphase Apodization With Cross Correlation,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 63, no. 11, pp. 1947–1956, Nov. 2016.
- [20] S. I. Awad and J. T. Yen, “3-D Spatial Compounding Using a Row-Column Array,” p. 11.
- [21] B. Denarie, T. A. Tangen, I. K. Ekroll, N. Rolim, H. Torp, T. Bjastad, and L. Lovstakken, “Coherent Plane Wave Compounding for Very High Frame Rate Ultrasonography of Rapidly Moving Targets,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 32, no. 7, pp. 1265–1276, Jul. 2013.
- [22] O. M. H. Rindal, A. Rodriguez-Molares, and A. Austeng, “The Dark Region Artifact in Adaptive Ultrasound Beamforming,” p. 4.

## Conclusion générale

---

L'imagerie échographique 3D a fait l'objet de nombreux progrès depuis ces vingt dernières années, mais reste encore en phase de gestation. Si de plus en plus d'unités échographiques proposent des modes d'acquisition 3D en temps réel, l'augmentation des coûts de conception ou la perte de performance spatio-temporelle limitent la diffusion en clinique.

Avec le développement de l'imagerie ultrarapide 4D au laboratoire *Physics for Medicine Inserm 1273*, la possibilité d'acquérir en 3D et avec une haute résolution spatio-temporelle a été démontrée. Plusieurs modalités phares de l'imagerie 2D ont pu être étendues à l'imagerie volumique (Doppler de puissance ultrasensible 3D, élastographie 3D ...). La dissémination de ces modalités de pointes bénéficierait au développement de l'imagerie de demain. Cependant les moyens à mettre en œuvre sont colossaux ce qui n'autorise pas à envisager une exportation à court ou moyen terme en clinique. Les limitations sont liées à la sonde matricielle 2D elle-même. A ce titre, la limitation du nombre de voies et le développement de solutions intelligentes est devenu un axe clé du développement de l'imagerie 3D ultrasonore. Parmi les solutions développées par la communauté, l'adressage orthogonal par lignes et colonnes du réseau 2D constitue une approche naturelle avec la modalité ondes planes.

L'objectif de cette thèse était d'explorer le potentiel de l'approche par adressage orthogonal –RCA- associée à la stratégie d'imagerie ultrarapide 4D. Ces travaux s'inscrivent donc complètement dans le contexte du développement de l'imagerie ultrasonore volumique et en temps réel.

### **Imagerie vasculaire ultrarapide 3D avec la sonde RCA**

Dans le premier chapitre, nous avons abordé la capacité de la RCA et de la stratégie OPW pour l'imagerie vasculaire. Il a été discuté l'effet de la dissociation orthogonal des voies de focalisation en émission et en réception, ainsi que ses conséquences sur la réponse impulsionnelle du système d'imagerie. Ce nouveau paradigme entraîne une perte en sensibilité puisque la sonde ne fonctionne plus selon le principe d'émission/réception. La décimation de la focalisation synthétique génère des lobes de réseaux dans le champ de vue. Un critère sur le pas angulaire de la séquence synthétique a été mis en évidence. Enfin, la

capacité de la stratégie RCA et OPW pour mesurer le Doppler de puissance ont été démontré *in vitro* puis *in vivo* chez l'humain.

### **Imagerie ultrarapide vectorielle 3D avec une sonde en adressage ligne-colonne**

Dans ce second chapitre, nous avons testé la capacité de la sonde RCA pour l'imagerie Doppler couleur dans l'ensemble du volume. La quantification des vitesses axiales a pu être réalisée *in vitro*. L'augmentation du nombre d'ondes planes se traduit par une augmentation du *lag* dans l'estimateur de Kasai qui empêche une bonne estimation de la vitesse en présence de flux importants. Pour pallier à ce problème, une séquence à transmissions entrelacées a permis de repousser la limite de Nyquist et quantifier des vitesses élevées.

Une stratégie de reconstitution des composantes des vitesses dans les trois directions spatiales a été proposée. Elle est basée sur une opération de filtrage des composantes de l'image directement dans l'espace des  $k$  à l'aide d'un filtre de Gabor. Après résolution du système inverse, la direction et l'amplitude des vitesses ont pu être retrouvées.

Nous avons également observé que la sonde RCA présentait une sensibilité importante au phénomène de défocalisation en présence d'une vitesse axiale. Des approches de correction de mouvement peuvent être utilisées sans entraves pour pallier à ce problème

### **Imagerie fonctionnelle 3D chez le petit animal avec une RCA**

Dans ce travail, une sonde RCA à haute fréquence (15MHz) a été conçue et présentée. Plusieurs séquences OPW ont été réalisées pour étudier la performance de la RCA pour l'imagerie vasculaire *in vivo* chez le rat. Une cartographie 3D en Doppler de puissance sur l'ensemble du cerveau a pu être obtenue.

Deux protocoles d'imagerie fonctionnelle ont été réalisés. Ce travail montre la première preuve de concept d'imagerie fonctionnelle ultrasonore 3D réalisée sur l'ensemble du cerveau et avec une unité échographique de 256 voies.

### **Autres approches innovantes d'imagerie avec la RCA : *Multiplane Wave imaging* et Imagerie de Doppler croisé *XDoppler***

Cet ultime chapitre présente les résultats préliminaires de deux approches d'imagerie associées à la sonde RCA.

Dans un premier temps, nous avons implémenté avec succès la modalité de transmission par multi-ondes planes. La performance de la stratégie a été étudiée sur fantôme de tissu et a montré une augmentation de la pénétration d'imagerie en fonction de la dimension Hadamard.

Dans un second temps, une méthode innovante et alternative de quantification du Doppler de puissance a été proposée : le XDoppler. Elle n'est plus basée sur la sommation cohérente des ondes planes mais sur la covariance des deux champs reçus. Lors d'une première validation *in vitro* réalisée sur fantôme, nous avons démontré que la stratégie permettait d'estimer le Doppler de puissance sans artefact de réplique. Finalement, nous avons montré que le XDoppler constituait une approche performante pour localiser et suivre des particules fortement échogène lors de cycles cardiaques sur fantôme de bifurcation de carotide *in vitro*.



## Contributions scientifiques

---

### Peer-reviewed Journal Articles :

**J. Sauvage**, M. Flesch, G. Férin, A. Nguyen-Dinh, J. Porée, M. Tanter, M. Pernot, and T. Deffieux, “A large aperture row column addressed probe for *in vivo* 4D ultrafast doppler ultrasound imaging,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 63, no. 21, p. 215012, Oct. 2018.

**J Sauvage**, J Porée, C Rabut, G Férin, M Flesch, B Rosinski, An Nguyen-Dinh, M Tanter, M Pernot, T Deffieux, “Functional imaging of the rat brain using a large aperture row-column array” (en révision)

### Non Peer-reviewed Articles :

**J Sauvage**, J Porée, C Rabut, G Férin, M Flesch, B Rosinski, An Nguyen-Dinh, M Tanter, M Pernot, T Deffieux “Ultrafast 4D Doppler Imaging of the Rat Brain with a Large Aperture Row Column Addressed Probe - IEEE Conference Publication.” [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/8580220>.

G. Ferin, M. Dumoux, M. Flesch, E. Montauban, A. Lejeune, B. Rosinski, T. Mateo, J. Poree, **J. Sauvage**, T. Dcffioux, M. Pernot, M. Tanter, and A. Nguyen-Dinh, “A Novel Row-Column Addressed Stack Architecture for Enhanced Cardiac Imaging,” in 2018 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS), 2018, pp. 1–4

### Posters et presentations:

**J. Sauvage** “In vitro & in vivo 4D ultrafast Doppler imaging using a large aperture row column addressed transducer - IEEE Conference Publication.” in 2018 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS), 2017 Available: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/8092583>.

**J. Sauvage** “Ultrafast 4D Doppler Imaging of the Rat Brain with a Large Aperture Row Column Addressed Probe - IEEE Conference Publication.” in 2018 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS), 2018 Available: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/8580220>.

**Prix international :**

**Jack Sauvage: Student Paper Competition Winner** for the paper untitled “Ultrafast 4D Doppler Imaging of the rat brain with a large aperture Row Column addressed probe” IEEE Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control Society IUS, october 2018

**Review d'article scientifique :**

1 fois Reviewer pour le journal *Ultrasonics*







