L'annuaire du Collège de France
Cours et travaux

109 | 2010
Annuaire du Collège de France 2008-2009

Chaire d'innovation technologique - Liliane Bettencourt

Mathias Fink

Édition électronique
URL : https://journals.openedition.org/annuaire-cdf/383
DOI : 10.4000/annuaire-cdf.383
ISBN : 978-2-7226-0138-3
ISSN : 2109-9227

Éditeur
Collège de France

Édition imprimée
Date de publication : 1 mars 2010
Pagination : 965-969
ISBN : 978-2-7226-0083-6
ISSN : 0069-5580

Référence électronique
Mathias Fink, « Chaire d'innovation technologique - Liliane Bettencourt », *L'annuaire du Collège de France* [En ligne], 109 | 2010, mis en ligne le , consulté le 22 août 2022. URL : http://journals.openedition.org/annuaire-cdf/383 ; DOI : https://doi.org/10.4000/annuaire-cdf.383

Tous droits réservés

Innovation technologique – Liliane Bettencourt

M. Mathias Fink, professeur associé

Ondes et images

Au cours de cette année scolaire, mon enseignement a été effectué sous différentes formes : une leçon inaugurale qui s'intitulait « Renversement du temps, ondes et innovation », une série de 8 cours (8 h) sur le thème « Ondes et Images », une série de 8 séminaires invités couplés à ces cours et enfin, à l'occasion du dernier cours, une après-midi consacrée aux nouvelles méthodes d'imagerie (3 h) dans le domaine du radar, de l'imagerie de la terre et sur le futur de l'imagerie médicale.

Le thème général de ces cours était de montrer la très grande unité qui existe entre la plupart des méthodes d'imagerie qui utilisent pratiquement toutes des ondes pour explorer des milieux complexes. Nous avons comparé les méthodes utilisées dans des domaines très variés faisant appel à des ondes de nature différente (ultrasonores, sismiques, optiques ou micro-ondes). Nous avons en particulier articulé le cours autour du concept de renversement du temps des ondes qui est en fait le concept unitaire qui relie toutes les méthodes d'imagerie.

Dans une première partie du cours, nous avons discuté de l'équation des ondes en milieu hétérogène et nous avons montré et expliqué les invariances fondamentales qui gouvernent cette équation (réciprocité spatiale et invariance par renversement du temps). À ce stade, nous avons discuté longuement du principe de causalité qui élimine les solutions non causales de l'équation des ondes. C'est en se posant le problème de la fabrication physique de la solution anti-causale que nous avons abordé le principe des cavités et des miroirs à retournement temporel qui sont capables de reconstruire le passé d'un champ ondulatoire émis par une source quelconque. Nous avons alors expliqué les limites de ce type d'expériences à partir du concept de puits ondulatoire (renversé temporel de la source). C'est une façon originale de présenter l'origine de la limite de diffraction en physique des ondes qui ouvre des voies nouvelles pour focaliser des ondes sur des dimensions beaucoup plus petites que la longueur d'onde.

Parallèlement à ces premiers cours, deux séminaires sur les miroirs à conjugaison de phase optique ont montré les analogies et les différences qui existent entre retournement temporel et conjugaison de phase. En acoustique et dans le domaine des microondes, on dispose de capteurs réversibles et parfaitement linéaires, ce qui permet d'effectuer des opérations de renversement du temps pour des signaux à spectre large alors qu'en optique, l'impossibilité d'avoir des capteurs linéaires et réversibles implique de ne travailler qu'en régime monochromatique en utilisant des méthodes d'optique non linéaire à plusieurs ondes.

Dans une deuxième partie nous avons montré comment la réalisation de miroirs à retournement temporel était simplifié par la présence de milieux très hétérogènes de type milieu multi-diffuseur ou cavité chaotique. Nous avons montré que, pour des signaux à large spectre, la présence d'un milieu complexe permettait de simplifier l'opération de renversement du temps. Il suffit de n'utiliser qu'un unique transducteur omnidirectionnel à retournement temporel pour refocaliser une onde sur sa source si l'expérience se fait dans un milieu complexe qui a des propriétés de type ergodique. Toute l'information provenant d'une source peut alors être capturée sur un unique récepteur sous la forme d'un code très long, pourvu que les hétérogénéités du milieu redirige l'information en chaque point. Chaque point de l'espace est ainsi codé sous la forme d'un signal temporel complexe particulier. Les applications de ce concept ont été décrites. Elles vont de la domotique à la télécommunication discrète en passant par l'acoustique sous-marine. L'utilisation, dans la nature, de ces méthodes a été discutée en particulier dans le cadre du problème de la localisation 3D des sons du fait de l'influence de la boite crânienne.

Enfin, ces concepts ont été décrits dans des milieux microstructurés du type métamatériaux et nous avons montré comment, pour des milieux faits de résonateurs sub-longueur d'onde situés dans le champ proche de la source, on pouvait obtenir des taches focales beaucoup plus petites que la longueur d'onde. À l'occasion de ces cours, deux séminaires, l'un sur la diffusion multiple et la localisation des ondes et l'autre sur le champ proche optique ont permis de comparer nos approches à celles des autres communautés.

Dans une troisième partie, nous avons abordé le problème de l'échographie et du renversement du temps et nous avons défini l'opérateur de retournement temporel qui généralise à un système d'antennes multiples le concept d'échographie. Nous avons en particulier montré comment les invariants de cet opérateur jouaient un rôle fondamental. Chacun d'entre eux peut être associé à un diffuseur du milieu et on peut les trouver en cherchant les vecteurs propres de l'opérateur de retournement temporel. Des méthodes de classifications de cibles très nouvelles ont été décrites faisant appel à l'étude de ces invariants (spectre de l'opérateur de retournement temporel). De nombreux exemples ont montré la puissance de cette méthode pour focaliser de façon adaptative sur les cibles d'un milieu complexe aussi bien médecine pour la thérapie ultrasonore de tumeurs que dans le domaine du sonar et du radar.

Dans la quatrième partie du cours, nous avons décrit de façon détaillée les différents principes de l'imagerie échographique ultrasonore médicale et ses limites (résolution, contraste, *speckle*, imagerie des écoulements). Nous avons aussi introduit l'utilisation des agents de contraste ultrasonore (microbulles encapsulées) permettant par imagerie des harmoniques de séparer la contribution du sang des tissus. À cette occasion, nous avons discuté de l'application du retournement temporel en régime non-linéaire et l'amélioration du contraste obtenu par retournement temporel en régime non-linéaire.

Dans la partie suivante du cours nous nous sommes intéressés de façon détaillée à l'origine du *speckle* acoustique et à son utilisation pour optimiser la focalisation ultrasonore dans les tissus. Après avoir introduit le théorème de Van-Cittert Zernike et son importance en échographie pour mesurer les corrélations spatiales du champ rétrodiffusé, nous avons montré comment on pouvait appliquer les principes du retournement temporel itératif sur le *speckle* pour créer des « étoiles artificielles » dans les tissus sur lesquelles on pouvait focaliser de façon optimale. L'application de ces techniques à l'amélioration de la qualité des images médicales a été montrée.

Nous avons aussi abordé dans ce cours les aspects « théorie du signal » des méthodes de retournement temporel. Nous avons montré l'analogie entre la focalisation par retournement temporel et le concept de filtre adapté spatio-temporel. Nous avons comparé ce type de filtre adapté au filtre inverse spatio-temporel. Nous avons montré comment dans un milieu non dissipatif ces deux concepts étaient pratiquement identiques pourvu que le miroir à retournement temporel soit correctement échantillonné. Puis nous avons montré comment les effets dissipatifs et les pertes d'information pouvaient briser l'invariance par renversement temporel. Dans ce cas, filtre inverse et filtre adapté deviennent très différents et nous avons montré comment on pouvait passer de façon itérative d'une approche à l'autre, ce qui permet de traiter le problème de la focalisation en milieu dissipatif hétérogène. Dans cette même partie sur la théorie du signal, nous avons aussi relié le concept de focalisation par retournement temporel en milieu hétérogène à celui de l'étude des corrélations spatiales d'un champ aléatoire diffus se propageant en milieu hétérogène. Nous avons pu montrer comment l'équation fondamentale de la cavité à retournement temporel qui explique la limite de diffraction permettait d'expliquer la façon de retrouver les fonctions de Green d'un milieu complexe entre deux points en intercorrélant les bruits aléatoire reçus en ces deux points. Ce théorème est à la base des méthodes d'imagerie sismique passives de la terre qui sont développées depuis quelques années. Un séminaire sur l'imagerie sismique passive a permis de montrer le très grand intérêt de cette technique en sismologie.

Le dernier cours a été consacré à l'imagerie multi-ondes et à ses premières applications dans le domaine médical. Il s'agit d'utiliser de façon combinée deux types d'ondes aux caractéristiques bien différentes pour réaliser des images médicales très nouvelles. On peut ainsi obtenir, sur mesure, un contraste et une résolution

spatiale inégalés dans les systèmes d'imagerie conventionnels. Nous avons présenté les différents scénarios proposés en imagerie multi-onde qui font appel au couplage d'ondes de caractéristiques très variées (optique, micro-ondes, ultrasons, ondes de cisaillement sonores, et ondes électromagnétiques BF). Nous nous sommes plus particulièrement focalisés sur le concept d'imagerie multi-ondes dans le cadre de l'imagerie des propriétés rhéologiques (élasticité et viscosité) du corps humain. Nous avons montré comment l'utilisation combinée d'ondes de cisaillement sonores très lentes et d'ondes de compression ultrasonores rapides permet de réaliser une imagerie d'élasticité des organes avec une précision submillimétrique. Cette approche qui s'apparente à une imagerie du champ proche des ondes élastiques a donné lieu à de nombreuses applications médicales que nous avons présentées et qui vont de la détection des lésions cancéreuses, à la mesure du degré de fibrose du foie et à l'imagerie cardio-vasculaire.

Publications

Muller M., Gennisson J.L., Deffieux T., Tanter M., Fink M., « Quantitative viscoelasticity mapping of human liver using supersonic shear imaging : preliminary in vivo feasability study », *Ultr. Med. Bio.*, 35(2), février 2009, 219-229.

Deffieux T., Montaldo G., Tanter M., Fink M., « Shear Wave Spectroscopy for In Vivo Quantification of Human Soft Tissues Viscoelasticity », *IEEE Trans. Med. Im.*, 28 (3), mars 2009, 313-322.

Montaldo G., Tanter M., Bercoff J., Benech N., Fink M., « Coherent Plane-Wave Compounding for Very High Frame Rate Ultrasonography and Transient Elastography », *IEEE Ultr. Ferro. Freq. Cont.*, 56(3), mars 2009, 489-506.

Marquet F., Pernot M., Aubry J.-F., Montaldo G., Marsac L., Tanter M., Fink M., « Non-invasive transcranial ultrasound therapy based on a 3D CT scan : protocol validation and in vitro results », *Phys. Med. Biol.*, 54, mai 2009, 2597-2613.

Funke A.R., Aubry J.-F., Fink M., Boccara A.-C. & Bossy E., « Photoacoustic guidance of high intensity focused ultrasound with selective optical contrasts and time-reversal », *App. Phys. Let.*, 94(5), février 2009, 054102-3.

Philippe F.D., Prada C., Clorennec D., Folégot T., Fink M., « Construction of the temporal invariants of the time-reversal operator », *J. Acoust. Soc. Am.*, 126 (1), juillet 2009, EL8–EL13.

Cochard E., Prada C., Aubry J.F., Tanter M., Fink M., « Ultrasonic focusing through the ribs using the DORT method » *Med. Phys.,* 36, août 2009, 3495-3503.

Couture O., Aubry J.F., Tanter M. & Fink M., « Time-reversal focusing of therapeutic ultrasound on targeted microbubbles », *Appl. Phys. Let.*, 94 (17), avril 2009, 173901.

Baron C., Aubry J.-F., Tanter M., Meairs S., Fink M., « Simulation of Intracranial Acoustic Fields in Clinical Trials of Sonothrombolysis », *Ultr. Med. Bio.*, 35 (7), juillet 2009, 1148-1158.

Lemoult F., Lerosey G., de Rosny J. & Fink M., « Manipulating Spatiotemporal Degrees of Freedom of Waves in Random Media », *Phys. Rev. Lett.*, 103, 2009, 173902.

Leroy V., Bretagne A., Fink M., Willaime H., Tableling P., Tourin A., « Design and characterization of bubble photonic crystals », *Apll Phys Lett.,* 95, 2009, 171904.

Robert J.L., Fink M., « The prolate spheroidal wave functions as invariants of the time reversal operator for an extended scatterer in the fraunhoffer approximation" », *J. Acoust. Soc. Am.*, 125, janvier 2009, Issue 1, 218-226.

Robert J.L., Fink M., « The time-reversal operator with virtual transducers : application to far-field aberration correction », *J. Acoust. Soc. Am.*, 124, décembre 2008, Issue 6, 3659-3668.

Couture O., Bannouf S., Montaldo G., Aubry J.F., Fink M., Tanter M.‡, « Ultrafast Imaging of Ultrasound Contrast Agents », *Ultr. Med. Bio*., 35, novembre 2009, Issue 11, 1908-1916.

Fink M., de Rosny J., Lerosey G., Tourin A., « Time-reversed waves and super-resolution », *CRAS*, 10(5), juin 2009, 447-463.

Robert B., Sinkus R., Gennisson J.L. & Fink M., « Application of DENS-MR-Elastography to the Human Heart », *Mag. Res. Med.*, 62, septembre 2009, 1155-1163.