

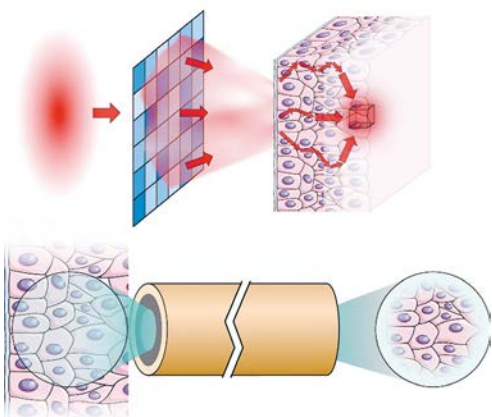
CONTRÔLE DE FRONT D'ONDE DE LA LUMIÈRE EN MILIEUX COMPLEXES : 10 ANS D'AVANCÉES SCIENTIFIQUES

Sébastien M. Popoff^{1,7}, Sylvain Gigan²

¹Institut Langevin, ESPCI Paris, Université PSL, CNRS, Paris, France

²Laboratoire Kastler Brossel, ENS-Université PSL, CNRS, Sorbonne Université, Collège de France, 24 rue Lhomond, Paris, France

*sebastien.popoff@espci.psl.eu



Depuis la fin des années 2000, les techniques de modulation du front d'onde ont connu un grand essor pour les applications aux milieux complexes. Ces milieux, en particulier les milieux biologiques épais et les fibres optiques multimodes, mélangent la lumière rendant l'imagerie impraticable. En permettant de focaliser la lumière ou de reconstruire des signaux à travers ces milieux, le contrôle du front d'onde a permis de nombreuses avancées pour l'imagerie et les télécommunications.

<https://doi.org/10.1051/photon/202111137>

Article publié en accès libre sous les conditions définies par la licence Creative Commons Attribution License CC-BY (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0>), qui autorise sans restrictions l'utilisation, la diffusion, et la reproduction sur quelque support que ce soit, sous réserve de citation correcte de la publication originale.

À la fin des années 1980, le principe de retournement temporel des ondes fait son apparition en acoustique [1]. Tirant profit de la réversibilité de l'équation d'onde, il stipule que si on mesure le signal temporel issu d'une source avec des transducteurs, en ré-emettant ces signaux retournés temporellement, c'est-à-dire en les jouant à l'envers, on refocalise un signal bref sur la source initiale. Cette approche est valide quelle que soit la complexité

du milieu, aussi bien dans une cavité désordonnée qu'à travers un milieu diffusant, tel qu'un milieu biologique. Le retournement temporel a permis des applications liées au contrôle non destructif, à l'imagerie ou encore aux télécommunications ainsi qu'à la domotique. Cette technique est difficile à transposer directement en optique, au vu de la difficulté de contrôler le champ complexe optique à de grandes fréquences. Cependant, en excitation monochromatique, renverser temporellement le champ revient à changer le signe de la phase.

Appelée *conjugaison de phase*, cette approche connue depuis les années 80, a récemment été revisitée pour permettre la focalisation spatiale d'une onde monochromatique dans un milieu diffusant. La conjugaison de phase est possible analogiquement, avec par exemple des cristaux photoréfractifs, mais c'est grâce à l'utilisation des méthodes numériques d'holographie et de façonnage du front d'onde que cette approche s'est popularisée pour l'imagerie en milieux complexes au cours de la dernière décennie.

MILIEUX COMPLEXES, SPECKLE, ET MATRICE DE TRANSMISSION

La diffusion de la lumière dans un milieu diffusant, tel qu'un verre de lait, la peau ou encore un nuage, est généralement considérée comme une nuisance inévitable qui détruit l'information spatiale portée par un faisceau incident. En général, la diffusion limite la possibilité d'envoyer et reconstruire de l'information à travers des milieux hétérogènes, ce qui se manifeste par exemple par notre incapacité à voir à travers un milieu biologique au-delà d'une certaine profondeur. Cependant, la diffusion multiple introduit un mélange d'apparence aléatoire mais linéaire, qui donne lieu en illumination monochromatique à une figure d'interférence imprévisible a priori, mais complètement déterministe et aux propriétés statistiques parfaitement connues : le *speckle*. Il est alors possible de manipuler et modifier les interférences constituant le speckle en contrôlant le champ optique incident sur le milieu. Cela rend alors possible de contrôler la lumière à travers un tel milieu pour une grande variété d'applications. Historiquement, la possibilité de façonner le front d'onde pour l'imagerie a été introduite en astronomie, afin de compenser les aberrations issues de l'atmosphère, et en ophtalmologie, pour s'affranchir des aberrations oculaires. Typiquement, un analyseur de front d'onde mesure la

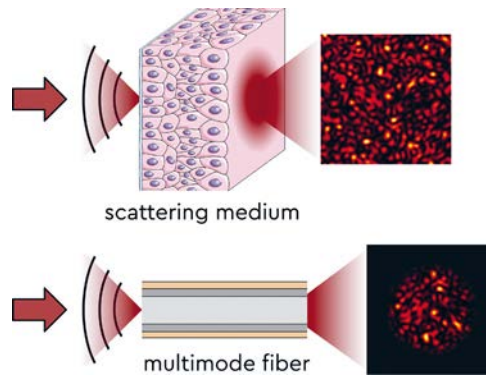


Figure 1. Milieux complexes et speckle.

Le speckle est le résultat de la propagation de lumière cohérente à travers un milieu complexe, comme un tissu (haut) ou une fibre multimode (bas).

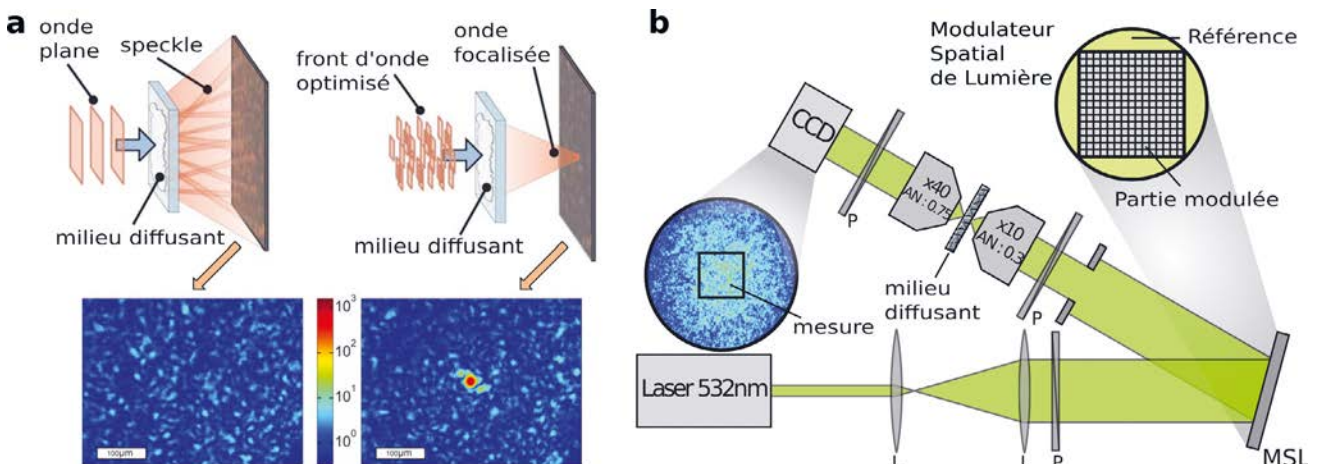
forme du front d'onde déformé issu d'un objet ponctuel. Dans un second temps, un miroir déformable est utilisé pour appliquer la correction adaptée afin de récupérer une image dont la résolution est limitée par la diffraction. Cependant, ces techniques sont

limitées aux faibles perturbations et deviennent inefficaces en présence de diffusion multiple.

Pour compenser l'effet des milieux fortement diffusants, il est nécessaire de contrôler un grand nombre de degrés de liberté sur le champ optique. Il existe désormais plusieurs technologies de modulateurs spatiaux de lumière (MSL) qui permettent une modulation sur un grand nombre de pixels ($\geq 1M$), dont les plus populaires et accessibles sont les modulateurs à cristaux liquides, qui permettent de moduler la phase de la lumière à une centaine de Hz, et les modulateurs à micro-miroirs, qui permettent de moduler l'amplitude du champ à des cadences de l'ordre de la dizaine de kHz.

La première expérience qui applique les principes de l'optique adaptative aux milieux très diffusants a été réalisée aux Pays-Bas en 2007 [2]. Cette équipe a démontré la possibilité de focaliser une lumière cohérente à travers un tel milieu en mesurant l'intensité de sortie et en optimisant le front d'onde en entrée (figure 2). Il est alors possible de focaliser la lumière en n'importe quel point de sortie du milieu au coût d'une optimisation préalable. Cependant, pour un milieu linéaire, il est possible de complètement décrire la relation entre le champ complexe incident E^{in} dans un plan donné et le champ E^{out} mesuré en sortie sur une caméra par une simple relation matricielle

Figure 2. Focalisation et matrice de transmission. a. Principe de l'expérience de focalisation itérative à travers un milieu diffusant. À gauche, pour un front d'onde incident, à droite, après optimisation. Image adaptée de [1]. b. Montage de mesure de matrice de transmission. La matrice de transmission lie le champ optique en chacun des pixels de la caméra à celui en chacun des pixels du modulateur. Image adaptée de [2]



contrôle
du front d'onde

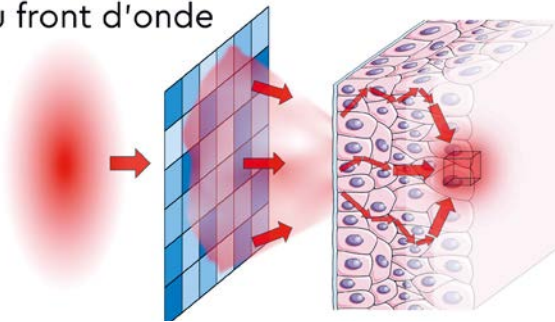


Figure 3 : Concept de la focalisation en profondeur. Il est nécessaire d'avoir une «étoile-guide» non-invasive pour pouvoir guider la lumière en profondeur. De multiples méthodes (utilisant l'acoustique ou la fluorescence) ont été proposées.

$E^{\text{out}} = HE^{\text{in}}$ La matrice H est appelée matrice de transmission (MT) et a été mesurée pour la première fois en France à l'Institut Langevin en 2010 [3]. La connaissance de cette matrice permet alors de façonner à souhait le champ en sortie, initialement d'apparence aléatoire, en contrôlant son intensité, sa polarisation, sa phase, sa répartition spatiale et temporelle ou encore ses propriétés statistiques [4,5]. Ces travaux fondateurs ont rapidement intéressé la communauté de l'optique en milieux complexes et ont inspiré depuis des centaines d'études à travers le monde.

APPLICATIONS À L'IMAGERIE

La connaissance de la matrice de transmission permet de focaliser la lumière avec un très grand rapport signal à bruit sur une tache de diffraction à travers un milieu diffusant. Focaliser puis balayer le point focal sur un objet est à la base de la microscopie à balayage (par exemple de fluorescence). L'exploitation de la matrice permet donc en principe de former l'image d'un objet. L'utilisation d'a priori sur le milieu, par exemple la présence de corrélations dans la matrice, peut permettre d'accélérer ou de faciliter ce processus. C'est ainsi le cas de l'*effet mémoire*, correspondant à un isoplanétisme du front d'onde, qui permet de scanner un point focal dans un petit champ d'observation. Inversement, la mesure du champ complexe en sortie permet, connaissant la MT, de reconstruire un objet caché derrière un milieu diffusant, en résolvant le problème inverse.

Néanmoins, la mesure de la MT requiert, dans sa version initiale, un détecteur placé de l'autre côté du milieu, et reste donc invasive et limitée à des expériences d'imagerie relativement académiques. Nous allons voir comment ce concept peut néanmoins être étendu à des cas beaucoup plus pratiques pour imager de manière non-invasive à l'intérieur d'un milieu.

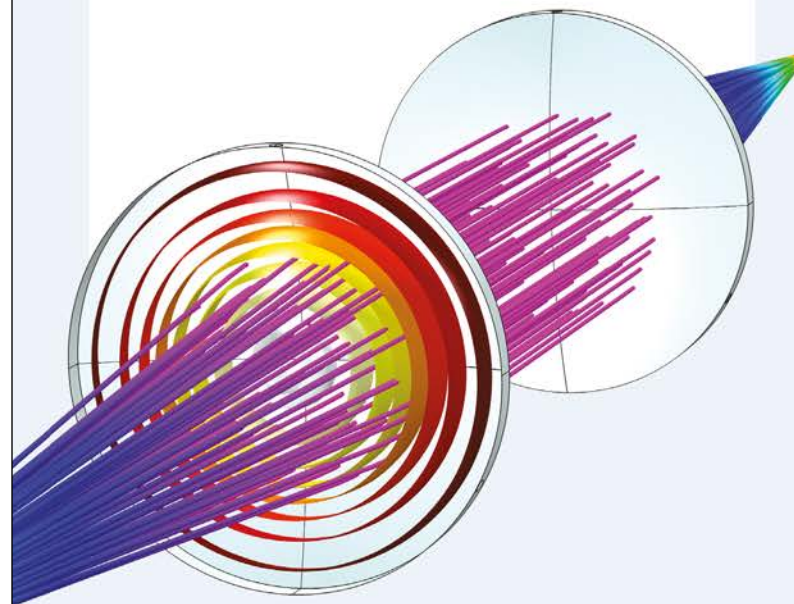
Que ce soit pour focaliser ou reconstruire une image en profondeur, il est donc nécessaire de pouvoir ●●●

ÉTUDE DE CAS

Analyser l'interaction laser-matière à l'aide de la simulation

L'interaction laser-matière, et le chauffage qui en découle, est souvent étudiée par le biais de la simulation en utilisant l'une des nombreuses techniques de modélisation. Pour choisir l'approche la plus appropriée, vous pouvez vous baser sur des informations telles que les propriétés optiques du matériau, les tailles relatives des objets à chauffer, ainsi que la longueur d'onde et les caractéristiques du faisceau laser. Pour effectuer votre simulation, vous pouvez utiliser COMSOL Multiphysics®.

EN SAVOIR PLUS comsol.blog/laser-heating



 COMSOL

Le logiciel COMSOL Multiphysics® est utilisé pour la conception et la simulation des dispositifs et des procédés dans tous les domaines de l'ingénierie, de la fabrication et de la recherche.

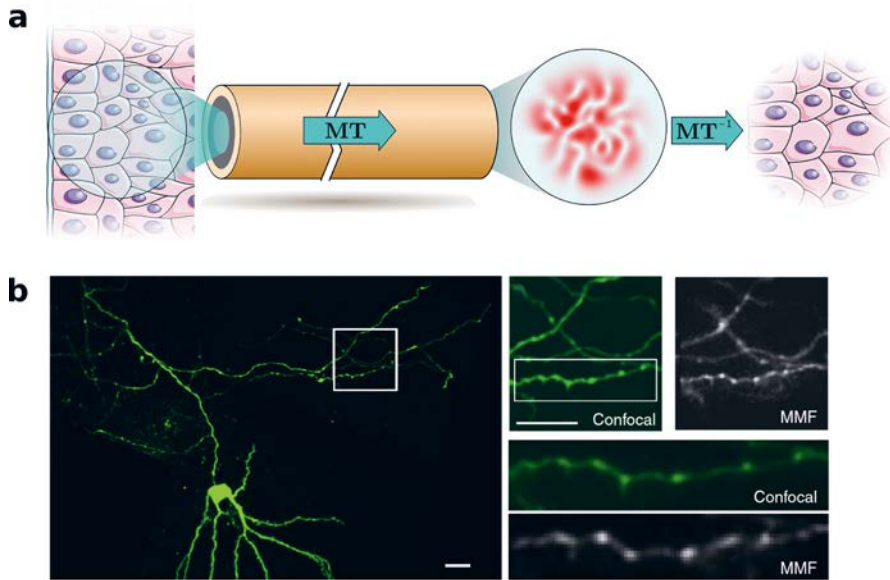


Figure 4 : Imagerie et télécommunication dans les fibres optiques multimodes. **a.** Principe de la reconstruction d'image à travers une fibre optique multimode. Après caractérisation de la MT, on inverse l'effet de la propagation à partir de la mesure du champ en sortie de la fibre. **b.** Exemple d'images de neurones à travers une fibre multimode. Image adaptée de [S.A. Vasquez-Lopez et al., *Light Sci. Appl.*, **7**, 110 (2018)].

estimer l'intensité lumineuse dans un milieu opaque afin de pouvoir « guider » l'algorithme de contrôle de front d'onde. Par analogie avec l'astronomie, où un laser puissant peut créer une « étoile artificielle » (ou *guidestar* en anglais) dans la haute atmosphère pour mesurer le front d'onde et guider la correction d'image avec un bon rapport signal à bruit, la communauté a développé une série de techniques permettant de créer un équivalent d'une *guidestar* pour l'imagerie en profondeur dans les tissus. Néanmoins, le problème est plus difficile pour l'imagerie dans les tissus qu'en astronomie, et plusieurs techniques ont été proposées et combinées dans ce but [6]. Une première classe de techniques est basée sur la combinaison de l'optique et de l'acoustique (ultrasons). En effet, l'acoustique est une technique bien établie en imagerie rapide des tissus mous, qui sont quasi transparents pour les ondes acoustiques, permettant donc de focaliser ou d'imager en profondeur (mm à quelques cm), avec une résolution donnée par la

fréquence des ultrasons et l'ouverture numérique, mais typiquement d'une centaine de microns (à quelques dizaines de MHz). La combinaison de l'optique et de l'acoustique peut se faire de deux façons. La première se base sur l'effet photoacoustique, qui consiste à utiliser une impulsion optique brève pour exciter des structures absorbantes, qui peuvent ensuite être localisées ou imagées par ultrasons. L'autre approche concerne le marquage acousto-optique, qui consiste à marquer acoustiquement une zone en profondeur en y focalisant des ultrasons, et à détecter les photons « marqués », c'est-à-dire dont la fréquence optique est décalée de la fréquence des ultrasons. Les deux approches ont été implémentées avec succès pour la focalisation et l'imagerie en profondeur, mais restent fortement limitées par la résolution des ultrasons, qui ne permettent pas encore simplement d'obtenir la limite de diffraction optique.

Une seconde classe d'approches, toute optique, est basée sur la fluorescence. La fluorescence, qu'elle soit

endogène dans les tissus ou obtenue par marquage, reste un des contrastes les plus importants en imagerie biologique. Néanmoins, utiliser la fluorescence simple comme signal *guidestar* est impossible, sauf à considérer un objet fluorescent micrométrique isolé, irréaliste en biologie. En microscopie, l'imagerie de fluorescence par excitation multiphotonique, grâce aux lasers impulsifs, permet de localiser la fluorescence en profondeur et de s'affranchir de la fluorescence due à la partie diffusée de l'excitation, mais reste limitée aux faibles profondeurs par l'atténuation de la lumière balistique due à la diffusion. Pour le contrôle de front d'onde, l'utilisation de la fluorescence à deux photons comme étoile guide a montré son efficacité et est maintenant une des méthodes les plus prometteuses pour l'imagerie biologique, en particulier pour les neurosciences. On peut cependant mentionner que d'autres solutions, plus computationnelles, commencent à émerger et permettent d'espérer utiliser des *guidestars* basées sur la fluorescence linéaire dans le futur.

Une autre approche consiste à tenter de filtrer les photons, dits diffus, qui ont été déviés par le milieu inhomogène, pour garder les photons balistiques, qui se propagent en ligne droite et grâce auxquels une image peut être reconstruite en utilisant l'optique géométrique. La tomographie par cohérence optique (OCT pour *Optical Coherence Tomography* en anglais) est basée sur l'interférométrie à faible cohérence; en faisant interférer l'onde rétrodiffusée par le milieu avec un bras de référence, l'utilisation d'une source faiblement cohérente permet de discriminer les photons en fonction de leur temps de parcours dans le milieu. Cependant, la quantité de photons balistiques décroissant de manière exponentielle, le rapport signal à bruit diminue très rapidement avec la profondeur. Récemment, l'OCT a été combinée avec la mesure de la

matrice de réflexion, qui lie le champ incident au champ rétrodiffusé par le milieu [7]. Cela permet d'ajouter à la sélection des temps de parcours l'estimation des distorsions spatiales du front d'onde et ainsi de compenser les aberrations. Cette approche permet typiquement de doubler la profondeur d'imagerie par rapport à l'OCT classique.

FIBRES OPTIQUES MULTIMODES

Un autre type de milieu de propagation qui bénéficie des avancées sur les techniques de manipulation du front d'onde concerne les *fibres optiques multimodes*. De manière similaire à un milieu diffusant, lorsqu'un faisceau cohérent illumine l'entrée d'une telle fibre, on mesure en sortie une figure de *speckle*. Ceci est dû à deux phénomènes : 1) la dispersion, le champ incident se décompose sur les différents modes de la fibre qui se propagent à des vitesses différentes et acquièrent des phases d'apparence aléatoire et 2) le couplage modal, dû à la conformation et aux défauts de la fibre, la lumière ne se propage pas en ligne droite. Du fait du mélange de l'information introduit par ces effets, elles ont longtemps été boudées par les industriels. Les fibres dites *monomodes*, ne pouvant propager qu'une seule trajectoire — ou mode — de la lumière, ont été privilégiées pour les télécommunications, et les fibres multicœurs, composées de plusieurs cœurs monomodes, ont été utilisées pour l'imagerie endoscopique, limitant la résolution à la distance entre les cœurs. Malgré les différences, les techniques de contrôle du front d'onde peuvent s'appliquer de la même façon que pour les milieux diffusants. En particulier, la réponse de telles fibres est bien caractérisée par leur MT.

Afin de reconstruire une image à travers une fibre multimode, il est possible de mesurer dans un premier temps sa MT. Une fois le système ainsi calibré, la fibre est insérée dans un milieu biologique et le champ en sortie est mesuré. La connaissance de la

MT permet de remonter au champ sur la face de la fibre en contact avec le milieu biologique ou encore de balayer un point focal, et ainsi de reconstruire une image [8]. Bien que la MT de la fibre puisse changer du fait de courbures introduites lors de l'insertion, ces effets peuvent être prédits ou compensés par différentes techniques. L'utilisation de ces fibres multimodes permet d'améliorer la résolution et de diminuer significativement la taille de la sonde à insérer dans le corps. Par ailleurs, l'accès au champ complexe permet de remonter à des images à différentes profondeurs, et ainsi de reconstruire des images en 3D précédemment impossibles à obtenir.

Une autre application des fibres concerne les télécommunications. Le cœur de l'internet moderne est constitué de fibres monomodes qui arrivent bientôt à saturation. Une solution pour augmenter les débits consisterait à utiliser des fibres multimodes, en utilisant par exemple chaque mode comme canal de télécommunications. La principale limitation est le couplage modal, qui mélange de façon imprédictible et fluctuante les signaux. La connaissance de la matrice de transmission

permet de pouvoir compenser ces effets, soit en mettant en forme les signaux en amont, soit en les reconstruisant de manière numérique en sortie. Associée à des méthodes numériques type MIMO (*entrées multiples, sorties multiples*), la mesure de MT ouvre la voie à l'exploitation des fibres multimodes dans les télécommunications moyenne voire longue distance. Par ailleurs, l'étude de la MT a permis de mettre en lumière l'existence de canaux peu sensibles à la dispersion ou à certaines déformations.

CONCLUSION

Le contrôle de la lumière en milieux complexes a montré son énorme potentiel dans de nombreux domaines : de l'imagerie biologique, aux communications fibrées (détaillées ici), mais aussi en optique quantique, pour le piégeage et le calcul optique, ou encore la sécurité. Nul doute que les progrès conceptuels et technologiques, en particulier au travers du développement de nouveaux dispositifs de contrôle de front d'onde, toujours plus rapides, permettront dans les prochaines années de voir fleurir de nombreuses applications pratiques, tant industrielles que médicales. ●

RÉFÉRENCES

- [1] M. Fink "Time reversal of ultrasonic fields. I. Basic principles", IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control. **39**, 555-566 (1992) <https://doi.org/10.1109/58.156174>
- [2] I. M. Vellekoop et A.P. Mosk, Opt. Lett. **32**, 2309-2311 (2007) <https://doi.org/10.1364/OL.32.002309>
- [3] S.M. Popoff, G. Lerosey, R. Carminati, M. Fink, A.C. Boccarda et S. Gigan, Phys. Rev. Lett. **104**, 100601 (2010) <https://doi.org/10.1103/PhysRevLett.104.100601>
- [4] A.P. Mosk, A. Lagendijk, G. Lerosey et M. Fink, Nat. Photon. **6**, 283-292 (2012) <https://doi.org/10.1038/nphoton.2012.88>
- [5] S. Rotter et S. Gigan, Rev. Mod. Phys. **89**, 015005 (2017) <https://doi.org/10.1103/RevModPhys.89.015005>
- [6] R. Horstmeyer, H. Ruan et C. Yang, Nat. Photon., **9**, 563-571 (2015) <https://doi.org/10.1038/nphoton.2015.140>
- [7] A. Badon, V. Barolle, K. Irsch, A.C. Boccarda, M. Fink, A. Aubry, Sci. Adv., **6**, eaay7170 (2020) <https://doi.org/10.1126/sciadv.aay7170>
- [8] S. Yoon, M. Kim, M. Jang, Y. Choi, W. Choi, S. Kang et W. Choi, Nat. Rev. Phys. **2**, 141-158 (2020) <https://doi.org/10.1038/s42254-019-0143-2>