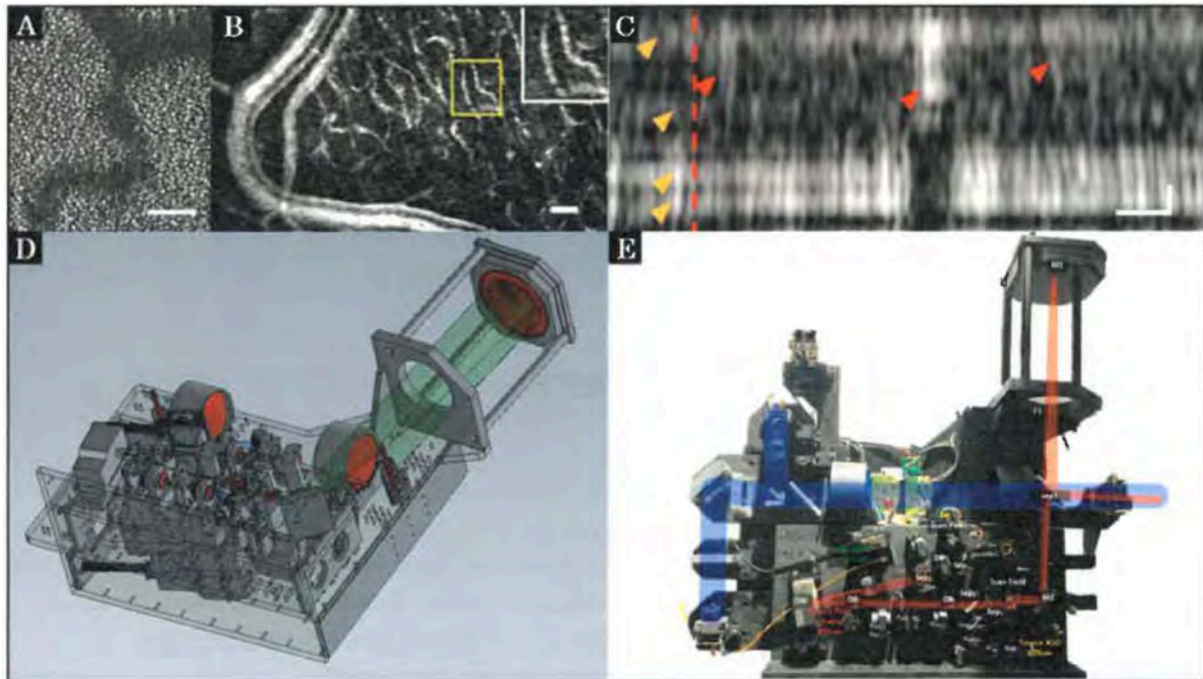


Study of the physical mechanisms leading to compositional biases in atom probe tomography of semiconductors.

**Pedro Baraçal de Mecê,
ONERA Chatillon.**

La photocoagulation laser rétinienne est couramment utilisée pour traiter l'œdème maculaire diabétique. Cependant, il est impossible avec les systèmes laser actuels d'empêcher un certain degré d'endommagement des tissus sains adjacents, en raison du manque de contrôle du confinement et de la position 3D de l'impact laser sur la rétine. Ces limitations sont principalement causées par des aberrations et mouvements oculaires. L'optique adaptative (OA) est une technologie utilisée depuis 1997 qui permet la compensation des aberrations oculaires en temps réel, en fournissant des images de la rétine avec une résolution à la limite de la diffraction. Les systèmes de photocoagulation laser pourraient bénéficier de la capacité de l'OA à contrôler le confinement 3D du laser thérapeutique et à générer des images rétinienne à haute résolution qui pourraient être utilisées ensuite pour guider le chirurgien et contrôler la position 3D de l'impact laser dans la rétine. Cependant, un grand effort doit encore être fait pour répondre aux exigences de photocoagulation laser.

Cette thèse consiste en la conception et la réalisation du premier système de photocoagulation laser assistée par Optique Adaptative. Pour cela, à partir de la caractérisation de l'évolution du confinement 3D de l'impact laser dans l'œil, nous avons pu conclure sur le design d'un système d'OA pour l'œil adapté aux exigences de la thérapie laser, c'est-à-dire le contrôle du confinement 3D de l'impact laser. Ensuite, j'ai exploité le banc d'imagerie de la rétine à haute performance ECURœil pour valider ces résultats et développer de nouvelles méthodes permettant l'exploration 4D de la rétine (volume + évolution temporelle) en temps réel, pour le contrôle 3D de la position d'impact laser. Enfin, l'ensemble de ces développements ont été réunis dans le banc CLOVIS3D, un instrument compact visant à réaliser en clinique la première application thérapeutique de l'optique adaptative.



- A. Mosaïque des photorécepteurs d'un sujet sain obtenue avec un ophtalmoscope plein champ. Grâce au filtrage des basses fréquences spatiales un effet de sectionnement optique est obtenu, ce qui permet de ne visualiser que l'ombre d'un vaisseau localisé sur une couche supérieure à celle des photorécepteurs. A partir de ces images une boucle temps réel de suivi des mouvements de la rétine (200 corrections par seconde) avec une précision de $1\mu\text{m rms}$ est possible, contrôlant le positionnement 2D du laser thérapeutique sur la rétine.
- B. Microvasculature rétinienne d'un sujet sain obtenue avec un ophtalmoscope plein champ. Les cibles thérapeutiques se trouvent sur les microvasculatures rétiniennes, très peu contrastés sur des images directes. Je propose explorer la dynamique temporelle de la rétine et obtenir des cartes angiographiques où les cibles seront visibles. Cette technique est possible grâce à un filtrage spatiotemporelle pour distinguer signal (globules rouges) du bruit de photon.
- C. Coupe transversale de la rétine d'un sujet sain obtenue avec un ophtalmoscope plein champ. Grâce à l'effet de sectionnement optique cité ci-dessus, je propose une technique tomographique baptisée « Optical Incoherence Tomography » (OIT) ou Tomographie par Incohérence Optique qui, au contraire de l'OCT (Tomographie par Cohérence Optique), n'est pas sensible aux mouvements axiaux de l'œil. Cela permet donc de positionner axialement le focus du laser thérapeutique sur la couche d'intérêt.
- D. Schéma de conception opto-mécanique du banc CLOVIS3D pour la chirurgie par photocoagulation laser assisté par Optique Adaptative, banc réalisée en partenariat avec Quantel Medical et l'ONERA (thèse CIFRE).
- E. Premier système de photocoagulation laser assisté par Optique Adaptative permettant une exploration 4D des images rétiniennes haute résolution en temps réel, pour le contrôle 3D de la position d'impact laser sur la rétine. Barre d'échelle de $50\mu\text{m}$.