

Imagerie par matrice de Mueller de milieux multi-diffusants en vue d'applications au génie bio-médical.

Steve GUYOT, Christelle VEZIEN, Bernard CLAIRAC, Bernard FONTAS

Laboratoire d'Etudes et de Recherche en Instrumentation, Signaux et Systèmes

Université Paris12, Val de Marne

61 avenue Charles De Gaulle - 94010 Créteil

Guyot@univ-paris12.fr

Vezien@univ-paris12.fr

Clairac@univ-paris12.fr

Fontas@univ-paris12.fr

Résumé : L'objet de cet article concerne la conception, la mise en œuvre et l'exploitation d'un système d'imagerie basé sur l'étude de la modification de la polarisation lors de l'interaction lumière-matière. Il est possible de caractériser les milieux multi-diffusants par leurs propriétés optiques au travers du formalisme de Stokes-Müller. Notre dispositif utilise cette représentation ; il permet une approche expérimentale globale. Avec des protocoles spécifiques on envisage la création d'images dont le contraste utiliserait les propriétés de dépolarisation, de biréfringence, de diatténuation ... des milieux présentant un intérêt diagnostique. Avec un capteur ponctuel, on a pu constater les conséquences des effets d'un rayonnement ionisant sur du collagène. L'imagerie en mode 2D est en cours de développement ; les premiers résultats sont encourageants.

Abstract – *The object of these article is the conception, the realization and the used of a new imaging process based on the study of the polarization in the light-media interaction. It is possible to characterize scattering media by their opticals properties with Stokes-Müeller formalism. Our dispositiv uses this representation; it permits a global experimental approach. Do specific protocols allow considering the image creation whose contrast would use the properties (depolarization, retardance, diattenuation) mediums being of interest diagnosis. With an exploitation of our experimental protocol with 1D sensor, we note results on the effects of an irradiation on collagen. The exploitation in 2D is being born, the first results are encouraging.*

1. Introduction

Le but est de proposer une aide au diagnostic médical dont le principe est basé sur l'étude de la dépolarisation de la lumière dans un milieu très diffusant. Une application concerne la détection d'effets précoces, sur la peau, de l'absorption de rayonnements ionisants.

Le principe de la mesure consiste à estimer les éléments de la matrice de Müller caractérisant un milieu. C'est une matrice de transfert dont les 16 éléments servent à l'étude de la plupart des effets d'un milieu sur une lumière polarisée.

Le dispositif expérimental présenté est en fait un moyen méthodologique qui a été développé pour imaginer de nouvelles méthodes d'investigation des tissus biologiques. Il se différencie d'autres méthodes polarimétriques plus spécifiques par une approche plus globale des propriétés optiques (dépolarisation, biréfringence ...) [a].

Le milieu est exposé au rayonnement d'un laser. La lumière émergente est mesurée avec des capteurs ponctuels (1D) ou une camera CCD (2D). La lumière émergente peut être étudiée en fonction de l'orientation par rapport à la direction de la lumière incidente (de la transillumination à la rétrodiffusion).

Les automatismes permettent une acquisition rapide de résultats reproductibles avec une précision en accord avec nos objectifs d'imagerie.

Des résultats sont présentés, Ils concernent la construction de 16 images chacune correspondant à un élément de la matrice de Müller.

2. Principes théoriques

Nous avons opté pour une technique s'appuyant sur les travaux développés à l'origine par Soleillet [b] et Mueller [c]. Il existe plusieurs formalismes pour étudier et caractériser les différents états de polarisation de la lumière, dont ceux de Jones et Stokes.

Un vecteur de Stokes a quatre composantes homogènes à des intensités lumineuses [d].

Si la lumière est définie par un vecteur de Stokes, le milieu qui interagit est caractérisé par une matrice de Müller (M) ; c'est est une matrice 4*4 dont les termes nous renseignent sur l'interaction lumière-matière. Elle permet de passer du vecteur de Stokes d'entrée (Se) au vecteur de Stokes de sortie (Ss) par la relation [e] :

$$S_s = M \times S_e$$

Nous avons opté pour le formalisme de Stokes-Mueller pour deux raisons principales:

- ce formalisme utilise les intensités qui sont des grandeurs directement observables expérimentalement ;
- il est bien adapté aux cas de lumière partiellement polarisée.

Dans le banc expérimental, on impose 4 états de polarisation en entrée du milieu et 4 à sa sortie. Par combinaisons linéaires des mesures d'intensité lumineuse après traversée de l'ensemble du dispositif on estime la matrice de Mueller du milieu étudié. Les termes de la matrice de Mueller sont donc déduits de mesures d'intensités lumineuses.

A partir de travaux antérieurs, dont ceux de F. Delplancke [f], on peut donner un sens physique (en termes d'effets du milieu sur la lumière incidente) à certaines parties de la matrice [g]. (figure 1)

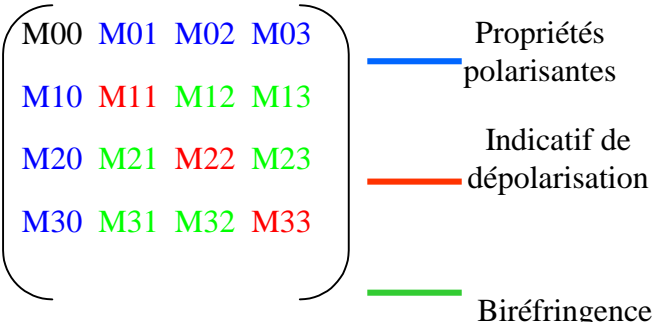


FIG. 1 : Les termes de la matrice de Mueller et leur intérêt pour l'analyse des propriétés optiques des milieux

- la première ligne et la première colonne correspondent plus particulièrement aux propriétés polarisantes ;
- les termes diagonaux (M11, M22 et M33) sont un indicatif de dépolarisation ; associés aux termes M12, M13, M21, M23, M31 et M32, ils servent à l'étude de la biréfringence.

3. Matériel et méthode

Le but est d'avoir une approche expérimentale globale de l'interaction lumière-matière, et, si possible, de mettre en évidence des propriétés physiques spécifiques des tissus biologiques présentant un intérêt diagnostique.

L'intérêt du banc expérimental (figure 2) réside dans sa simplicité de conception; il a été défini de façon à faciliter les interprétations physiques.

Nous utilisons comme source un Laser HeNe de 5mW à polarisation aléatoire. La longueur d'onde de 632nm de ce type de laser correspond à une fenêtre de transparence relative des milieux biologiques.

Un hacheur mécanique transforme l'émission continue du laser en un signal périodique. La fréquence du hachage est choisie pour éliminer les perturbations par le secteur.

La lumière arrive sur le milieu dans un état de polarisation (aléatoire, rectilignes ou circulaires) imposé par les polariseurs placés en entrée. En sortie des polariseurs complémentaires permettent l'analyse de la lumière émergente.

Le protocole expérimental prévoit 16 configurations différentes (combinaisons de 4 états en entrée et 4 états en sortie). Les différentes configurations expérimentales sont établies par des moteurs pas à pas. Cette automatisation assure une bonne reproductibilité et une utilisation en routine. Un bras articulé permet un déplacement angulaire (entre 0 et 150° par rapport à la direction de la lumière incidente) du dispositif d'analyse placé en sortie du milieu.

Les premières séries de mesure ont été faites avec un capteur 1D (photodiode PIN). Une caméra CCD (TexasInstrument TC-255) a été ensuite adaptée pour permettre une observation 2D de la lumière émergente.

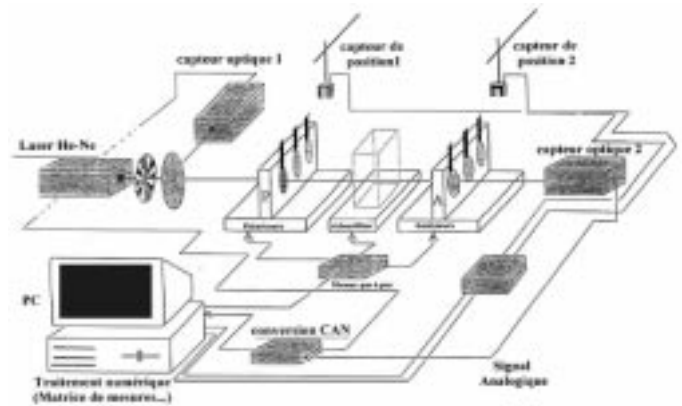


FIG. 2 : Dispositif expérimental en transillumination

Les données sont récoltées via une carte d'entrées-sorties, numérisées (16 bits), puis analysées dans le domaine des fréquences (FFT sous Matlab) ou par un traitement d'images (macro-instruction sous Editim+). L'analyse fréquentielle du signal permet de minimiser les bruits parasites. Cette procédure aboutit à une matrice (4*4) d'intensités à partir de laquelle est établie la matrice du Mueller qui caractérise le comportement optique du milieu.

4. Traitements et résultats

Notre objectif est la mise en évidence de pathologies au sein de tissus biologiques. On se propose de réaliser un imageur basé sur un critère de contraste utilisant les propriétés optiques de milieu autre que l'absorbance, la réflectance ou la phase.

Le dispositif expérimental est un moyen méthodologique pour différencier des hétérogénéités. Le dispositif n'a donc pas pour vocation d'être un appareil de mesure. Il doit permettre de comparer la réponse des différentes zones d'un milieu soumis à une excitation lumineuse.

La précision sur la mesure des éléments de la matrice de Mueller a été estimée à environ 8%. C'est une constatation expérimentale faite avec des composants connus (polariseurs linéaires, lames à retard de phase...). La précision dépend de la configuration expérimentale et varie sensiblement d'un élément de la matrice à l'autre compte tenu :

- du nombre (0, 1 ou 2) et du type (polariseurs linéaires ou circulaires) de composant utilisé dans les configurations ;
- de la précision sur le positionnement des différents composants dans chaque configuration ;
- du nombre de configurations nécessaires à l'estimation d'un terme de la matrice de Mueller.

4.1 Mode d'observation 1D.

Pour chaque configuration (figure 3) :

- 1 - la réponse temporelle observée à la sortie du dispositif est proche d'un signal rectangulaire (résultat du hachage du faisceau laser) ;
- 2 - une analyse critique du signal temporel dans le domaine des fréquences a montré que l'on pouvait se contenter de prendre en compte les 3 premiers harmoniques ;
- 3 - les 16 mesures (une par configuration expérimentale) ainsi traitées donnent la matrice des intensités ;
- 4 - de la matrice des intensités on déduit la matrice de Mueller qui caractérise le milieu étudié.

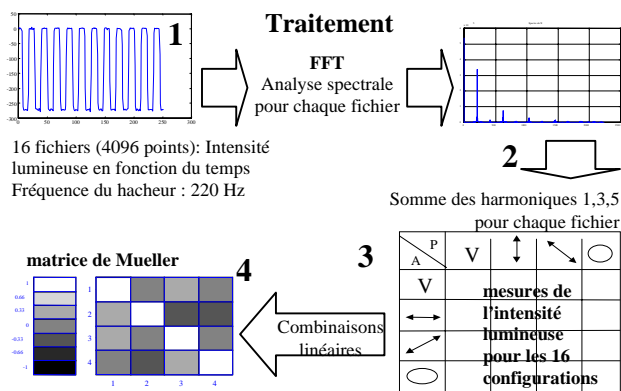


FIG. 3 : Etapes du traitement des données en mode 1D

- 1 - signal temporel haché après numérisation ;
- 2 - prise en compte des 3 premiers harmoniques (FFT) ;
- 3 - matrice des intensités ;
- 4 - matrice de Müller (représentée par niveaux de gris).

Les résultats sont présentés par 7 niveaux de gris pour avoir une caractérisation visuelle et globale du milieu étudié. Ce choix est adapté à notre objectif actuel qui est surtout de différencier les hétérogénéités dans les tissus biologiques.

Le but est de faire ressortir des éléments de la matrice de Müller permettant de proposer des interprétations physiques (voir la figure 1). Les résultats de ce type d'analyse sont ensuite exploités pour caractériser le milieu avec un critère à déterminer de façon à discriminer une zone pathogène dans un milieu sain.

Nous avons utilisé cette procédure pour différencier des tissus sains et irradiés par des rayons X ou γ .

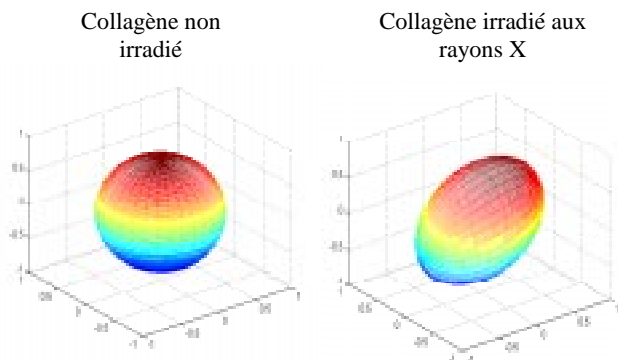


FIG. 4 : Utilisation de la représentation de la sphère de Poincaré pour différencier un milieu sain et un milieu qui a été exposé à des rayons X (échelles arbitraires).

La figure 4 donne le résultat d'une analyse avec la sphère de Poincaré.

Cette représentation en 3 dimensions est déduite des éléments de la matrice de Müller ; elle traduit la réponse du milieu (ici du collagène) en fonction de la direction du plan de polarisation de l'onde incidente.

Le collagène non irradié est isotrope (au sens polarimétrique du terme) ; l'exposition aux rayons X a pour conséquence l'apparition d'une assez forte anisotropie.

4.2 Mode d'observation 2D.

Dans l'état actuel de notre étude, nous ne faisons pas l'analyse fréquentielle du signal reçu par le capteur CCD.

Les figures 5 et 6 illustrent les possibilités de ce protocole. Elles concernent un fantôme constitué par une fibre optique noyée dans une suspension de billes de latex (400nm de diamètre).

La figure 5 donne les images brutes correspondant aux 16 configurations.

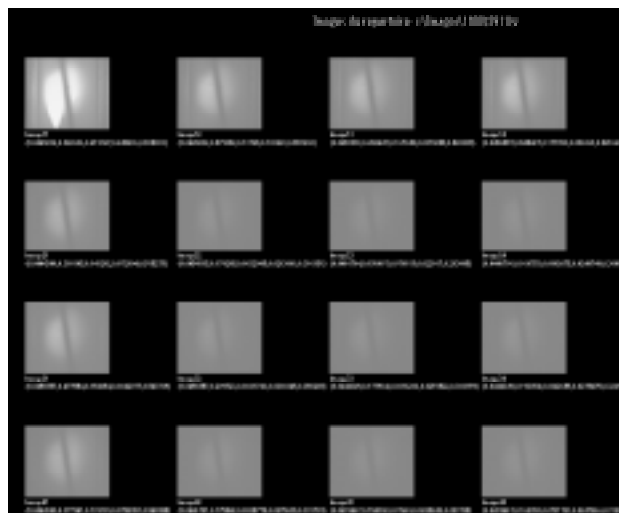


FIG. 5 : Matrice brute d'intensité (images de transmission pour les 16 configurations expérimentales).

Le passage à la matrice de Müller (figure 6) s'effectue de la manière suivante :

- on effectue une correction du bruit par soustraction d'une image de noir et une normalisation par le premier terme de la matrice d'intensité ;
- on applique ensuite, à chaque pixel, les combinaisons linéaires du formalisme de Stokes-Müller pour obtenir la matrice de Müller de la figure 6 où chaque élément est une image 2D. On peut noter que le premier élément de cette matrice est ramené à 1 (en tout point de l'image) par la normalisation effectuée sur la matrice d'intensité.

Dans la figure 6 le fantôme est associé à une valeur faible (trait noir) ou élevée (trait blanc) selon le terme de la matrice de Müller que l'on considère. Les interprétations de ce type de constatations sont en cours. En termes de discrimination, cela ouvre la possibilité d'interprétations basées sur les propriétés optiques du milieu.

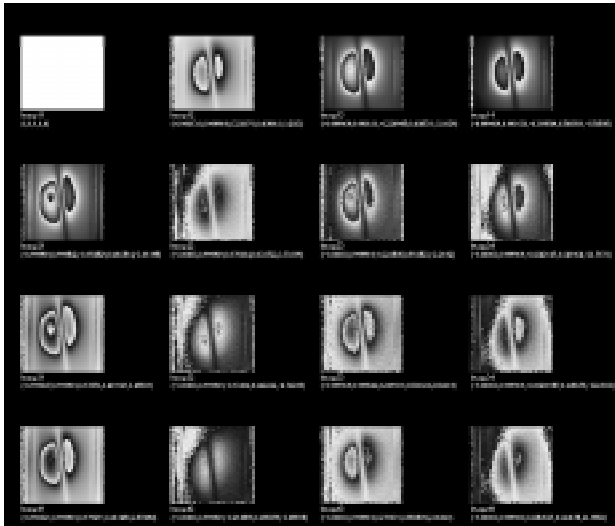


FIG. 6 : Matrice de Mueller (chaque image correspond à un terme de la matrice).

5 Perspectives

L'interprétation des termes de la matrice de Mueller sont à préciser pour pouvoir remonter à un critère :

- de dépolarisation (perte de la polarisation incidente)
- d'entropie (au sens de l'information de Shannon : à savoir une plus moins grande dispersion des effets du milieu étudié sur l'état de polarisation de la lumière) ;
- de diatténuation (variation de la transmittance du milieu en fonction de l'état de polarisation de la lumière incidente) ;
- de retardance (aptitude du milieu à provoquer un retard entre les 2 composantes du champ électrique) ;
- de polarizance (aptitude du milieu à polariser une onde électromagnétique).

Pour l'imagerie médicale : l'un ou l'autre de ces critères peut être un moyen de discrimination. Des dispositifs plus spécifiques seront alors à développer pour localiser des hétérogénéités au sein d'un tissu.

Expérimentalement il faut faire apparaître une propriété spécifique du milieu qui a un intérêt diagnostique. On pourrait alors appliquer le critère à un pixel, ou à un paquet de pixels, pour créer une image contrastée. Des techniques d'optimisation et de traitement d'image sont utilisables pour améliorer la définition et rehausser le contraste.

6 Conclusion

Notre dispositif expérimental et l'exploitation que nous en avons faite grâce au formalisme de Stokes-Mueller, indiquent qu'il est envisageable de discriminer des produits biologiques par une analyse de l'état de polarisation de la lumière diffusée. Dans le cas étudié, la différenciation vient du fait que l'irradiation semble réorganiser les fibres du collagène entraînant ainsi un comportement anisotrope du milieu.

Le modèle de Stokes-Mueller est une approche globale des milieux, caractérisés par leurs effets sur l'état de polarisation du vecteur lumineux incident. Il permet d'imaginer la création d'images dont le contraste serait lié aux propriétés

optiques de cellules présentant un intérêt pour le diagnostic ou la localisation de certaines pathologies. Nous avons obtenu des contrastes significatifs sur des échantillons tests.

On peut imaginer des protocoles expérimentaux spécifiques conduisant à la création d'images utiles au praticien.

Notre but est donc maintenant d'associer à une image des interprétations biologiques [h][k]. En combinant la création d'une image contrastée, par un choix de polariseurs adaptés, et des techniques de traitement d'image complémentaires, nous espérons pouvoir développer un nouveau système non invasif de diagnostic applicable notamment en dermatologie.

Références bibliographiques :

- a. P. Whittaker, R.A. Kloner, D.R. Boughner et J.G. Pickering, *Basic Res Cardiol* 89, 1994, 397-410.
- b. P. Soleillet, *Ann. physique* 12, 1929, 23.
- c. H. Mueller, *J. opt. soc.* 38, 1948, 661.
- d. S. Huard, *Polarisation de la lumière*, Ed. Masson 1994.
- e. C. Brosseau: *Fundamentals of polarized light*, Ed Wiley inter-science 1998.
- f. F. Delplancke: *Conception et réalisation d'un appareil mesurant la diffusion de la lumière polarisée en vue de la mesure et du contrôle industriel d'états de surface et de suspensions de particules*, Thèse de doctorat, Université libre de Bruxelles, 1997
- g. C. Vézien: *OPT-DIAG, Troisième colloque national: Diagnostic et imagerie en médecine*, mai 2000.
- h. S. Jacques: *Video imaging with polarized light finds skin cancer margins not visible to dermatologists*, Oregon Medical Laser Center News, 1998.
- k. S.G. Demos et R.R. Alfano: *Optical polarization imaging*, *Applied Optics*/vol. 36, No1/1 January 1997.