



HAL
open science

Estimation de l'échelle en coloscopie monoculaire par quantification du flou optique : étude de faisabilité

François Chadebecq, Christophe Tilmant, Peyras Julien, Toby Collins, Adrien Bartoli

► To cite this version:

François Chadebecq, Christophe Tilmant, Peyras Julien, Toby Collins, Adrien Bartoli. Estimation de l'échelle en coloscopie monoculaire par quantification du flou optique : étude de faisabilité. RFIA 2012 (Reconnaissance des Formes et Intelligence Artificielle), Jan 2012, Lyon, France. pp.978-2-9539515-2-3. hal-00656530

HAL Id: hal-00656530

<https://hal.science/hal-00656530>

Submitted on 17 Jan 2012

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.

Estimation de l'échelle en coloscopie monoculaire par quantification du flou optique : étude de faisabilité

François Chadebecq¹
Toby Collins²

Christophe Tilmant¹
Adrien Bartoli²

Julien Peyras³

¹ Université Blaise Pascal, Institut Pascal, UMR CNRS 6602, Clermont-Ferrand

² Université d'Auvergne, ISIT, Clermont-Ferrand

³ Yansys Medical[®], Vichy

Francois.Chadebecq@etudiant.univ-bpclermont.fr

Résumé

La coloscopie est aujourd'hui la procédure médicale privilégiée dans le cadre du diagnostic et du traitement des pathologies en gastroentérologie. Ce mode opératoire qualifié de "mini-invasif" repose sur l'utilisation d'un instrument optique flexible, le flexoscope, qui est introduit par voie basse dans le corps du patient pour permettre l'exploration du côlon. L'intervention est réalisée par un gastroentérologue qui s'appuie sur les images diffusées sur un moniteur afin d'établir un diagnostic et éventuellement procéder à la résection d'excroissances tumorales (néoplasies) si celles-ci s'avèrent malignes. La taille de ces excroissances constitue une information essentielle à leurs diagnostics mais elle s'avère difficile à estimer pour le praticien qui ne dispose pas de l'information d'échelle de l'organe exploré. Les paramètres du système optique monofocale des flexoscopes sont fixes et l'équipement est difficilement modifiable pour envisager l'intégration de méthodes actives de mesures. Cette étude de faisabilité propose une procédure permettant l'estimation de l'échelle des scènes coloscopiques basée sur l'estimation de la fonction de transfert du système optique du flexoscope par quantification du flou.

Mots Clef

Endoscopie, *Depth from Defocus*, modélisation optique, fonction de transfert.

Abstract

Colonoscopy has become the standard procedure for diagnosis and treatment of many gastroenterological pathologies. This 'mini-invasive' modus operandi allows the surgeon to explore the colon cavity and to treat malignant neoplasia (abnormal growth of tissue). The major drawback of colonoscopy is the loss of absolute scale of the observed scene by the surgeon who carries out the examination. This study aims to evaluate the use of *Depth from Defocus* methods in the context of colonoscopy and propose a new approach for scale estimation of endoscopic scene.

The practical applications of such technics are most notably the quantitative measurement of suspicious areas and the three dimension reconstruction of colon cavity.

Keywords

Endoscopy, *Depth from Defocus*, optical modeling, Point Spread Function.

1 Introduction

L'endoscopie (du grec "endom" : intérieur, et "scopie", vision) est une technique d'imagerie médicale initialement conçue pour permettre l'exploration d'organes ou de cavités difficilement accessibles. Ce mode opératoire repose sur l'utilisation d'un instrument optique, communément appelé endoscope, dont les caractéristiques sont adaptées à l'organe exploré par le praticien. L'avènement des fibres optiques a permis le développement d'endoscopes souples, les flexoscopes, puis la vidéo a permis d'étendre leur utilisation à un cadre interventionnel. De par son caractère peu agressif, la chirurgie endoscopique est qualifiée de "mini invasive" et l'endoscopie est devenue un mode opératoire courant dans le traitement de nombreuses pathologies. Cette étude se place dans le contexte de la gastroentérologie, spécialité médicale étudiant le système digestif, et plus particulièrement de la coloscopie qui est la procédure privilégiée dans le cadre du diagnostic et du traitement des maladies du côlon. Le flexoscope utilisé pour cette procédure (figure 1) est composé d'un tube dont la partie distale, munie d'un système optique, est insérée par voie basse dans le corps du patient. L'image est acheminée jusqu'à une colone d'endoscopie, placée sur le champ opératoire, afin d'être traitée. La partie proximale du flexoscope est manipulée *ex-vivo* par le gastroentérologue qui s'appuie sur les images diffusées sur un moniteur pour explorer le côlon et éventuellement procéder à la résection d'excroissances tumorales (néoplasies). L'inconvénient majeur de l'endoscopie est la perte de l'information de profondeur de la scène observée. Le praticien ne s'appuie ainsi que sur ses connaissances *a priori* pour

estimer l'échelle de l'environnement exploré. Cette contrainte est particulièrement critique dans le contexte de la coloscopie et du diagnostic des néoplasies, car leurs tailles et leurs formes sont révélatrices de leur caractère malin [7]. Il existe peu de solutions actives permettant de palier à cette problématique. Olympus[®] propose un système de suivi électromagnétique du tube endoscopique (*ScopeGuide*) permettant sa représentation tridimensionnelle ce qui facilite l'insertion et la manipulation du flexoscope (limitant ainsi les risques de perforation de la paroi du côlon). Cette technique fournit les informations nécessaires à la mesure des néoplasies connaissant la position exacte de la partie distale du flexoscope vis à vis d'un repère monde fixé. L'inconvénient du suivi électromagnétique est qu'il nécessite la modification ou le remplacement de l'appareillage existant. Parmi les solutions alternatives à l'utilisation du flexoscope, les vidéos capsules (*VCE : Video Capsule Endoscopy*) sont ingérées par le patient et permettent l'acquisition d'une séquence vidéo tout au long du tube digestif. L'utilisation de vidéos capsules ne requière pas d'anesthésie contrairement à la coloscopie et certaines capsules permettent la mesure de zones suspectes. Cette méthode est cependant uniquement utilisée dans un cadre diagnostique. Par ailleurs, il est difficile de choisir les prises de vue de la capsule et le temps d'analyse des séquences vidéos est long.

La majorité des flexoscopes actuellement utilisés en gastroentérologie est équipée d'un **système optique monoculaire dont les paramètres internes, et notamment la distance focale, sont fixes**. Ceci implique que l'image acquise par l'endoscope est "mise au point" (*in-focus*) pour une distance singulière de l'extrémité de l'endoscope à la surface visée. Pour tout autre distance, l'image d'un point est un cercle de confusion dont le rayon, proportionnel à cette distance, est défini par la fonction d'étalement du point, la PSF (*Point Spread Function*). Considérant deux prises de vue différentes d'une même scène réalisées suivant différents paramètres internes de caméra (distance focale, ouverture, ...), les techniques de *Depth from Defocus* s'appuient sur des méthodes de quantification de la PSF afin d'estimer une carte de profondeur. Dans le contexte de l'imagerie coloscopique, seule la distance à l'objet peut être modifiée.

Les techniques de reconstruction monoculaire permettent la reconstruction tridimensionnelle d'une scène à un facteur d'échelle près. La contribution de ce travail est la présentation d'une procédure d'estimation de l'échelle des scènes coloscopiques basée sur des techniques d'estimation de la PSF et d'en étudier la faisabilité. Cette approche nécessite une première phase de calibration pré-opératoire permettant d'estimer la distance de "mise au point". Lors de la phase per-opératoire, une procédure d'approche de la zone d'intérêt permettra alors d'estimer la profondeur de la scène en se basant sur une estimation locale de la PSF.

2 Modélisation géométrique de la formation d'une image et estimation de la PSF

2.1 Modèle optique du flexoscope

Le flexoscope est un équipement médical exploratoire souple principalement composé d'un tube dont la partie distale est munie d'un système optique. Un réseau de fibres optiques permet d'acheminer une lumière froide depuis la colonne d'endoscopie vers des sources d'illumination. Le système optique est équipé d'une lentille, modélisée ici par une lentille mince, et d'un capteur CCD (*Charge-coupled device*). L'information acquise par le capteur est transmise jusqu'à la colonne d'endoscopie qui effectue le traitement de l'information. Les flexoscopes sont de plus munis d'un ou plusieurs canaux opérateurs permettant l'insertion d'instruments. Enfin, la partie proximale est composée de commandes permettant par exemple l'orientation de la tête de l'endoscope. Les paramètres internes du système optique Olympus[®] (figure 1) utilisé pour cette étude sont fixes, ce qui est majoritairement le cas en pratique et peu d'endoscopes permettent une modification quantifiable de ces paramètres.

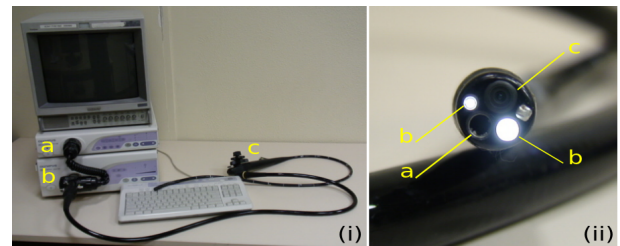


FIGURE 1 – Endoscope Olympus[®] Exera CV-160 - (i) Colonne d'endoscopie connectée à son flexoscope (a : module de traitement d'images, b : source de lumière, c : commande du flexoscope) - (ii) Tête du flexoscope (a : canal opérateur, b : source d'illumination, c : système optique)

Sujatha *et al* [19] ont proposé un modèle optique théorique de ce système mettant en exergue la relation entre le nombre de photons collectés par une cellule de base (pixel) et la distance séparant la partie distale du flexoscope de la surface visée. Il repose cependant sur certains paramètres difficiles à estimer dans le contexte de l'imagerie médicale et plus particulièrement l'interaction entre la lumière et les tissus biologiques dont le modèle de réflectance est non Lambertien [8].

De ce fait, seule une modélisation optique géométrique classique des lentilles minces, généralement acceptée dans le cadre des techniques de *Depth from Defocus*, a été considérée *a priori*. Aucune modélisation de l'illumination de la surface visée ou de sa réflectance n'est exprimée en première approche.

2.2 Modélisation gaussienne de la PSF

La formule de conjugaison de Descartes définit le processus de formation d'une image par une lentille mince selon les lois de l'optique géométrique.

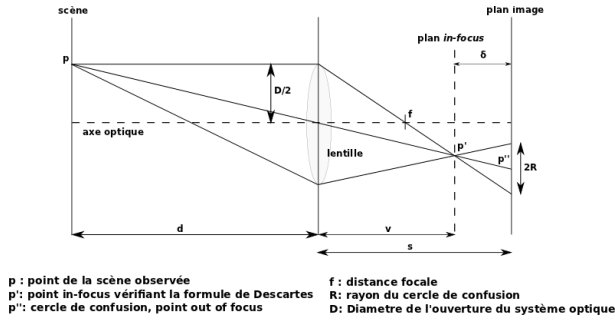


FIGURE 2 – Formation d'une image par une lentille mince convergente (traduite de [18])

$$\frac{1}{d} + \frac{1}{s} = \frac{1}{f} \quad (1)$$

Le plan *in-focus* est ici défini comme plan récepteur suivant la terminologie communément employée dans le contexte des techniques de *Depth From Defocus*. Il correspond au plan conjugué du plan de mise au point. Lorsque le plan image est confondu avec le plan *in-focus*, l'image d'un point est un point. Dans le cas contraire (figure 2), un point a pour image un cercle de confusion dont le rayon R , lié aux paramètres internes de la caméra ainsi qu'à la profondeur de la scène, est donné par la lois des triangles similaires.

$$R = \frac{Ds}{2} \left| \frac{1}{f} - \frac{1}{d} - \frac{1}{s} \right| \quad (2)$$

Les lois de l'optique ondulatoire permettent de caractériser le cercle de confusion par la fonction d'étalement du point, la PSF : *Point Spread Function*, qui correspond à la réponse impulsionnelle du système optique. La modélisation de la PSF a fait l'objet de nombreuses études notamment dans le cas de systèmes optiques particulièrement sensibles aux effets de diffractions tels que les télescopes ou les microscopes [16]. Cette étude s'appuie sur les travaux présentés par A.P. Pentland [14] dont les analyses expérimentales ont montré que, dans le cas d'une lumière blanche, la somme des fonctions d'étalement du point obtenues pour différentes longueurs d'ondes, ont la forme d'une fonction Gaussienne à 2 dimensions isotrope et centrée. Considérant la situation présentée dans la figure 2, l'image $I_d(x, y)$ d'une région d'intérêt est alors exprimée par la convolution de l'image *in-focus* de cette même région d'intérêt I_{if} (générée lorsque le plan image est confondu avec le plan *in focus*) avec la PSF gaussienne $g_{\sigma_s}(x, y)$. Cette convolution se traduit visuellement par une perte de netteté assimilée à un "flou" :

$$I_d(x, y) = I_{if} * g_{\sigma_s}(x, y)$$

$$g_{\sigma_s}(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma_s^2} e^{-\frac{(x^2+y^2)}{2\sigma_s^2}}, \quad (3)$$

où, I_d est l'image de la scène située à la distance d de la caméra, I_{if} l'image *in-focus* de cette scène, $g_{\sigma_s}(x, y)$ la PSF gaussienne isotrope et centrée de variance σ_s^2 . L'écart type de la PSF est liée à la distance d par :

$$\sigma_s = kR \Rightarrow \sigma_s = \alpha |d_{if} - \delta d| \quad (4)$$

La constante α (de même que la constante k) pouvant être définie par calibration [17], l'estimation de la PSF (et plus particulièrement sa variance) donne l'échelle de la scène. Dans le domaine fréquentiel, la transformée de Fourier de l'image I_d notée $\hat{I}_d(\nu x, \nu y)$ est définie par :

$$\hat{I}_d(\nu x, \nu y) = \hat{I}_{if}(\nu x, \nu y) \times 2\pi\sigma_f^2 \times G_{\sigma_f}(\nu x, \nu y), \quad (5)$$

où, $G_{\sigma_f}(\nu x, \nu y)$ est la réponse en fréquence du système optique. Cette réponse est gaussienne, isotrope et centrée de variance σ_f^2 . La variance de la réponse en fréquence est inversement proportionnelle à la variance σ_s^2 définie dans le domaine spatial.

$$\sigma_f^2 = \frac{1}{4\pi^2\sigma_s^2} \quad (6)$$

Les techniques de *Depth from Defocus*, largement traitées dans la littérature, cherchent à estimer la PSF afin d'obtenir l'échelle de la scène imagée. Elles peuvent être globales afin d'estimer la profondeur de la scène (distance relative de la scène calculée pour l'intégralité de l'image) où locales afin d'en établir une carte de profondeur. Ces techniques requièrent deux prises de vue d'une même scène (réalisées à la distance d recherchée) pour lesquelles les paramètres d'acquisition de la caméra sont modifiés. Ces derniers sont supposés connus pour les deux prises de vues. Par ailleurs, la réflectance de la surface imagée est considérée Lambertienne. Les approches d'estimation de la PSF peuvent être réalisées dans le domaine spatial où fréquentiel et ont notamment été initiées par Pentland [14], les approches non déterministes n'ont pas été abordées dans cette étude.

2.3 Estimation de la PSF dans le domaine fréquentiel

Les travaux de Pentland [14] s'appuient sur l'équation 3 pour formuler les relations suivantes :

$$I_{d,c_1}(x, y) = I_{if} * g_{\sigma_{s_1}}(x, y)$$

$$I_{d,c_2}(x, y) = I_{if} * g_{\sigma_{s_2}}(x, y), \quad (7)$$

où, I_{d,c_i} est l'image acquise avec les paramètres internes c_i . En se plaçant dans le domaine de Fourier :

$$\ln \frac{\hat{I}_{d,c_1}(\nu x, \nu y)}{\hat{I}_{d,c_2}(\nu x, \nu y)} = -\frac{1}{2}(\nu x^2 + \nu y^2) \left(\frac{1}{\sigma_{f_1}^2} - \frac{1}{\sigma_{f_2}^2} \right), \quad (8)$$

La variance estimée pour chaque PSF est liée à la distance séparant la caméra de la scène, identique pour les

deux prises de vue, ainsi qu'aux paramètres internes des caméras.

$$\begin{aligned}\sigma_{f_1} &= \sigma(d, c_1) \\ \sigma_{f_2} &= \sigma(d, c_2)\end{aligned}\quad (9)$$

La fonction σ peut être définie par calibration ce qui permet alors d'estimer la profondeur d de la scène observée. Ce type d'approche est par nature global et nécessite la subdivision de l'image pour permettre une estimation locale de la profondeur (carte de profondeur).

Pour palier à cette problématique, des approches temps-fréquences [1], [6], telles que la transformée de Fourier à fenêtre glissante [21] ont été proposées. Lin *et al* [11] s'appuie notamment sur l'étude des coefficients de la décomposition en ondelette afin d'estimer la carte de profondeur de la scène observée. L'utilisation des méthodes temps-fréquence reste cependant un compromis entre qualité de l'analyse fréquentielle et précision de la localisation spatiale.

2.4 Estimation de la PSF dans le domaine spatial

Les méthodes spatiales initialement introduites par Pentland [14] supposent la présence de contours saillants dans l'image et en estiment la PSF. La réponse à un contour permet d'estimer la PSF en modélisant ce contour par la distribution de Heaviside.

Une formulation de référence de la convolution gaussienne dans le domaine spatial (méthode STM : *Spatial Convolution/Deconvolution Transform Method*) a été proposée par la suite par Subbaroa et Surya [18]. La radiance de l'image est localement approximée sous forme polynomiale. Le développement en série de Taylor de la convolution entre l'image de référence I_{if} et une PSF quelconque à symétrie de révolution $h(x, y)$ permet alors de définir la STM de convolution :

$$I_d(x, y) = \sum_{0 \leq m+n \leq 3} \frac{(-1)^{m+n}}{m!n!} I_{if}^{m,n}(x, y) h_{m,n} \quad (10)$$

Avec :

$$I_{if}^{m,n}(x, y) = \frac{\partial^m}{\partial x^m} \frac{\partial^n}{\partial y^n} I_{if}(x, y)$$

$h(x, y)$, PSF à symétrie de révolution

$h_{m,n}$, second moment de la PSF :

$$h_{m,n} = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} x^m y^n h(x, y) dx dy.$$

La formule de déconvolution dérivée de la STM permet une estimation locale de la PSF à partir de deux prises de vues. Une phase de calibration permet alors d'estimer une carte de profondeur de la scène. L'inconvénient majeur de cette technique est la nécessité de subdiviser l'image pour réaliser l'estimation locale.

Une autre classe de méthodes présentée par Favaro *et al* [5] s'appuie sur l'analogie entre le comportement de la PSF gaussienne, fonction de la profondeur de la scène imagée, et la diffusion de la chaleur dans un matériaux [5], [13],

[20]. Le processus de formation de l'image est exprimé par l'équation aux dérivés partielles suivante [13] :

$$\frac{\partial I_d(x, y; t)}{\partial t} = a \left(\frac{\partial^2 I_d(x, y; t)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 I_d(x, y; t)}{\partial y^2} \right) \quad (11)$$

où, a est le coefficient de diffusion, t la variable de temps. Si l'on considère que $I_d(x, y; t = 0) = I_{if}$, la solution de l'équation de la chaleur est la convolution de cette image par un noyau gaussien qui évolue dans le temps. La variance de la fonction gaussienne est liée au temps de diffusion par la relation :

$$\sigma_s^2 = 2at \quad (12)$$

Considérant alors deux images $I_d(x, y; t_1)$ et $I_d(x, y; t_2)$ tel que $0 \leq t_1 < t_2$, c'est à dire que la seconde image est moins nette que la première, un processus de diffusion inverse permet d'estimer l'image in focus $I_d(x, y; t_0) = I_{if}$. Un processus de calibration permet alors de retrouver l'échelle de la scène imagée connaissant $\Delta t = t_2 - t_1$.

Cette approche locale ne requière pas la segmentation de l'image en sous-regions, contrairement à la méthode STM, grâce à sa généralisation issue de l'équation de diffusion non homogène de la chaleur. Wei *et al* [20] propose par ailleurs une méthode itérative globale, s'appuyant sur les équations de diffusion, afin d'estimer la carte de profondeur d'une scène capturée avec une caméra dont les paramètres internes sont fixes.

3 Estimation de la PSF du flexoscope coloscopique

3.1 Procédure d'estimation passive de l'échelle des scènes coloscopiques

Les contraintes liées au système optique du flexoscope ne permettent pas de modifier les paramètres d'acquisition des images. Actuellement et à la connaissance des auteurs, aucune référence n'a été trouvée dans la littérature concernant l'estimation passive de l'échelle des scènes coloscopiques. La procédure proposée pour palier à cette problématique et estimer la profondeur de la scène explorée par le gastroentérologue comporte deux phases :

- une phase de calibration pré-opératoire permettant de définir une table de correspondance (*lookup table*, LUT) liant la variance de la PSF et la distance séparant la partie distale de l'endoscope à la surface visée.
- une phase per-opératoire durant laquelle le praticien effectue des mouvements d'approche et de recul vis à vis d'une zone d'intérêt. Cette procédure doit permettre d'estimer de façon robuste l'échelle de la scène observée par mise en correspondance de la PSF calculée *in vivo* avec la LUT calculée lors de la première phase. L'estimation doit être réalisée localement pour chaque pixel ou sous-région de la région d'intérêt.

Le point essentiel de cette procédure est l'estimation robuste de la PSF dans le cadre de l'imagerie coloscopique.

La réflectance de la muqueuse qui tapisse la paroi du côlon est difficilement estimable car elle est ni spéculaire, ni Lambertienne [8], or cette hypothèse est communément acceptée dans le cadre des techniques de *Depth from Defocus*. Par ailleurs, la surface des néoplasies est peu texturée alors que la muqueuse du côlon présente de petites veines ce qui implique une estimation locale de la PSF adaptée au contenu de l'image.

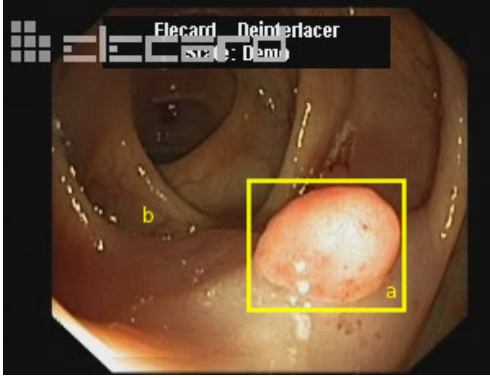


FIGURE 3 – Image coloscopique d'une néoplasie - a : néoplasie, b : veine présente sur la cavité du côlon

Un ensemble de méthodes est ainsi proposé afin d'estimer en première approche la faisabilité de l'estimation de la PSF des images coloscopiques.

3.2 Méthodes spatiales d'estimation de la PSF

Evaluation de la PSF par filtrage :

Cette méthode s'inspire des approches de type *scale-space* [10] ainsi que des méthodes de filtrage inverse (*inverse filtering*) utilisées notamment dans les techniques de *Depth From Focus* [4]. Un premier traitement consiste à appliquer à l'image de référence acquise par le flexoscope une série de filtres passe-bas de fréquence de coupure croissante. Différents types de filtres ont été éprouvés, les résultats exposés dans ce travail ont été obtenus avec un filtre gaussien. Afin d'estimer l'influence du filtre la norme des gradients de l'image filtrée est comparée avec la norme des gradients de l'image de référence :

$$f_{i,n} = \sum_x \sum_y (\|\nabla I\| - \|\nabla g_{i,(n,std)}\|)^2, \quad (13)$$

où, $f_{i,n}$, influence du filtre gaussien de taille $n \times n$ sur l'image i . Une image "out of focus" (floue) est peu sensible à cette méthode car celle-ci est déjà la réponse à l'action d'un filtre passe-bas (la PSF) sur l'image *in-focus*. A contrario l'application d'un filtre passe-bas à une image *in-focus* modifie de façon sensible celle-ci. Cette approche présente l'avantage d'être flexible de part les différents niveaux de filtrage réalisés et elle peut être appliquée de façon globale mais également de façon locale pour une région d'intérêt identifiée et suivie dans chacune des images de la séquence coloscopique.

3.3 Méthodes fréquentielles d'estimation de la PSF

Evaluation de la PSF par approximation gaussienne des spectres fréquentiels :

Une approche triviale dans le domaine fréquentiel consiste à approximer le spectre de Fourier de l'image acquise par le flexoscope (équation 5) par une fonction gaussienne à 2 dimensions isotropique et centrée dont on évalue l'écart type [14].

$$\min f_i(A, \sigma, C) = \sum_{\mu x} \sum_{\mu y} (\hat{I}_{if}(\mu x, \mu y) \times 2\pi\sigma_f^2 \times G_{\sigma_f}(\mu x, \mu y) - G_{\sigma_{fe}}(\mu x, \mu y))^2 \quad (14)$$

où, $G_{\sigma_{fe}}(u, v) = Ae^{-\frac{1}{2}(\frac{u^2+v^2}{\sigma^2})}$ est la modélisation gaussienne de l'image (avec $A \in \mathbb{R}$) de variance σ_{fe}^2 . L'approximation par la méthode des moindres carrés non linéaires a été résolue pour cette étude avec un algorithme de Levenberg Marquardt. La variance est ainsi estimée pour chacune des images de la séquence coloscopique.

Evaluation de la PSF par comparaison de spectres :

Cette approche complète l'étude précédente et permet d'évaluer la validité de l'approximation gaussienne de la PSF du flexoscope. Considérant l'intégralité des images d'une séquence endoscopiques indexée de 0 à n , le spectre de l'image i est comparé avec le spectre de l'image $i-1$ qui la précède dans la séquence. La comparaison est réalisée par soustraction de l'énergie des deux spectres.

$$E_i = \iint_{\mathbb{R}^2} |\hat{I}_i(u, v)|^2 dudv \quad (15)$$

$$cmp_i = |E_i - E_{i-1}| \quad (16)$$

où, E_i est l'énergie du spectre de l'image i , cmp_i est le coefficient de comparaison obtenu pour l'image i . Cette approche peut également être appliquée uniquement sur des bandes spectrales singulières (tels que la bande correspondant aux fréquences médianes). Les deux approches fréquentielles précédemment exposées sont globales et nécessitent le découpage de l'image pour être utilisée localement et reconstruire une carte de profondeur.

Evaluation de la PSF par étude des coefficients de la transformée en ondelette de Haar :

Comme cela a été précédemment exposé, les approches fréquentielles sont par nature globales ce qui implique la perte de la localisation. Lin *et al* [11] propose l'utilisation de la décomposition en ondelette qui permet une représentation temps-fréquence de l'image afin de palier à cette problématique. La décomposition en ondelette est ici utilisée comme outil d'analyse multi échelles permettant d'exprimer une image comme une somme de coefficients d'une famille de fonction dérivée d'une fonction mère (ondelette mère). Les fonctions filles correspondent à la "dilatation" progressive de l'ondelette mère. La décomposition en ondelette peut ainsi être perçue comme l'application d'une

série de filtres passe-bande. Les coefficients horizontaux et verticaux obtenus pour les premiers niveaux de la décomposition en ondelette sont représentatifs des détails de l'image alors que les niveaux suivants sont représentatifs des zones homogènes de celle-ci telles que le fond. L'approche présentée dans cette étude consiste à étudier l'évolution des coefficients de la décomposition en ondelette de Haar (notamment pour les premiers niveaux de décomposition) pour chaque image d'une séquence endoscopique. Trivialement, pour chaque niveau de décomposition, les coefficients de décomposition horizontaux et verticaux sont sommés :

$$C_{i,n,o} = \sum_x \sum_y CH_{i,n,o} \quad (17)$$

où, $CH_{i,n,o}$ est le coefficient de la décomposition en ondelette de Haar de la i^{eme} image au n^{eme} niveau de décomposition selon l'orientation o (verticale ou horizontale).

4 Evaluation

Matériel

Afin d'évaluer la faisabilité de la procédure d'estimation de l'échelle des scènes coloscopiques, l'ensemble des méthodes précédemment exposées a été testé sur des images endoscopiques. La texture de la muqueuse étant sensiblement différente de celle d'une néoplasie, deux types de tests ont été réalisés :

- une table millimétrique a permis l'acquisition d'une séquence vidéo correspondant à un mouvement de recul de la tête de l'endoscope vis à vis d'une surface d'intérêt. Ces surfaces ont été choisies sur le conseil d'experts (gastroentérologues) pour posséder des caractéristiques similaires à celles de la muqueuse du côlon (poivron rouge, viandes ...). Cette approche correspond à une phase de calibration, la table millimétrique permettant de connaître la distance exacte de l'endoscope à la surface observée.
- des séquences de coloscopies reproduisant un mouvement d'approche ou de recul vis à vis d'une néoplasie ont été isolées. Les différentes méthodes d'estimation de la PSF ont ainsi pu être éprouvées sur ce type de surface beaucoup moins texturé que la muqueuse du côlon.

L'ensemble des tests réalisés sur table millimétrique ont été effectués à l'aide d'un flexoscope Olympus® Exera CV-160. Le système optique à champ large de ce dernier, adapté aux tâches exploratoires, est sujet à de fortes distorsions radiales. Cette distortion est directement liée à la distance séparant le système optique de la scène [2]. Afin de ne pas biaiser l'évaluation des méthodes d'estimation seule la zone centrale des images endoscopiques a été considérée. L'intensité d'illumination du flexoscope est automatiquement contrôlée par la colonne d'endoscopie.

Evaluation expérimentale

La surface visée par l'endoscope est celle d'un poivron.

L'ensemble des estimateurs calculés par les méthodes spatiales et fréquentielles est inversement proportionnel au rayon de la PSF, ainsi le maximum de chaque courbe correspond à l'image *in-focus* de la scène observée.

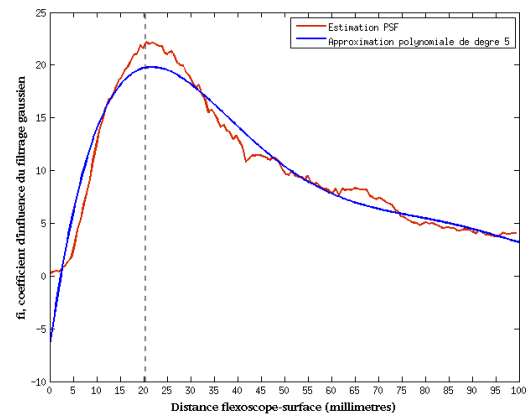


FIGURE 4 – Evaluation de l'influence d'un filtrage passe-bas sur les images de la séquence endoscopique - filtre de taille 4x4

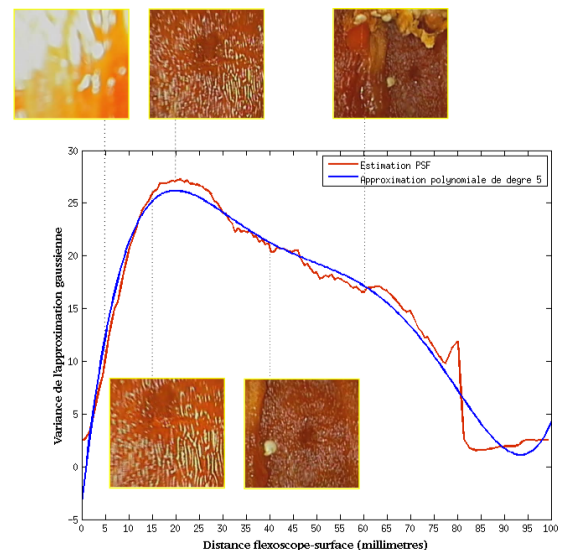


FIGURE 5 – Evaluation de la variance de l'approximation gaussienne des images de la séquence endoscopique

Les résultats (figure 4, 5, 6, 7) sont cohérents vis à vis de la séquence analysée. La modélisation des courbes d'évaluation de la PSF par des polynômes de degré 5 a permis d'obtenir des maximum correspondant à la même distance singulière pour l'ensemble des méthodes éprouvées (et ceci pour plusieurs séquences évaluées). Ce maximum est obtenu pour une distance de la partie distale du flexoscope à la scène de 21 millimètres \pm 2 millimètres selon les approches. Au delà de ce point, l'image *in-focus* est convoluée avec une PSF de rayon croissant. Pour les distances supérieures à 4,5 centimètres, l'impact de la PSF est tel que la région centrale de l'image apparaît homogène ce qui

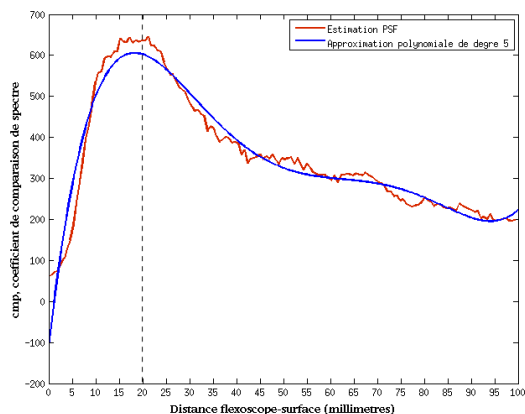


FIGURE 6 – Evaluation de la comparaison des spectres des images de la séquence endoscopique

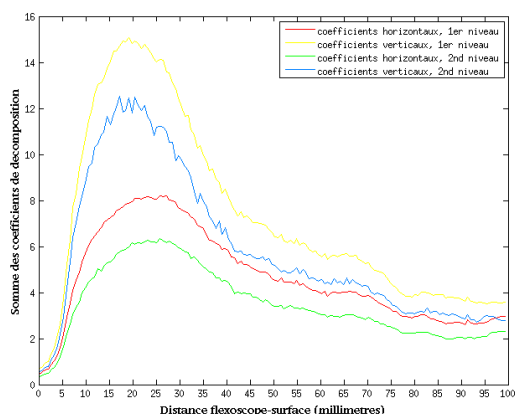


FIGURE 7 – Evaluation des coefficients de la décomposition en ondelette des images de la séquence endoscopique

explique l’affaiblissement de la pente des courbes d’évaluation. En pratique, la cavité du côlon possède un diamètre de quelques centimètres variable suivant la section considérée. Les résultats se sont montrés reproductible sur toutes les séquences évaluées.

Evaluation sur des images coloscopiques

Une séquence coloscopique correspondant à un mouvement de recul de l’endoscope vis à vis d’une néoplasie a été isolée. Cette séquence correspond à un examen pratiqué avec un flexoscope différent de celui utilisé expérimentalement. Les approches triviales par approximation gaussienne et comparaison de spectre ne se sont pas montrées concluantes. Les deux autres méthodes (figure 8, 9) permettent d’obtenir des résultats cohérents.

L’instabilité observée est d’une part liée aux caractéristiques d’illumination de la scène mais également aux “flous” de mouvement dues aux difficultés de manipulation de l’endoscope *in-vivo*. Les deux courbes mettent en évidence les mêmes résultats. Bien que cette étude ne permette pas de connaître la vérité terrain, la modélisation des

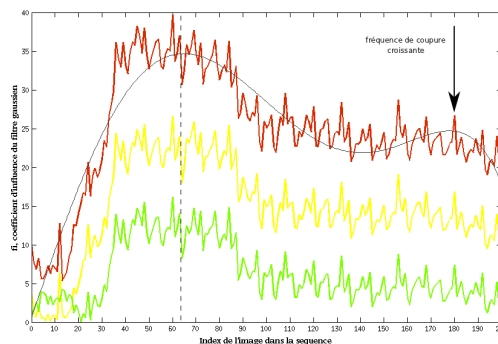


FIGURE 8 – Evolution de la PSF estimée par la méthode de filtrage

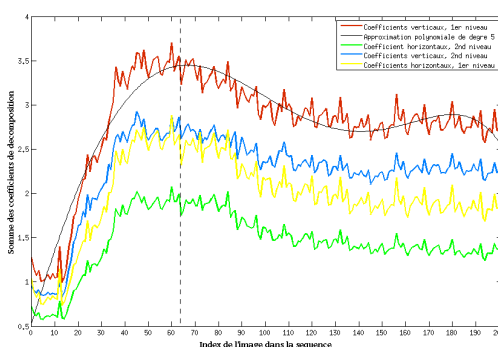


FIGURE 9 – Evolution de la PSF estimée par les coefficients de la transformée en ondelette de Haar

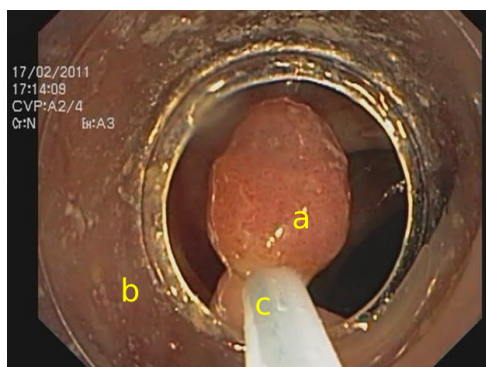


FIGURE 10 – Image coloscopique (index : 62) issue de la séquence coloscopique traitée - a : néoplasie, b : surcapsule endoscopique, c : mini-instrument chirurgical de préhension

courbes par des polynômes de degré 5 a permis d’isoler au sein de la séquence l’image supposée *in-focus*. Cela est bien vérifié visuellement 10.

5 Conclusions et perspectives

Les résultats obtenus confirment la viabilité de la procédure d’estimation de l’échelle des scènes coloscopiques. L’estimation locale de la PSF nécessaire à l’obtention d’une

carte de profondeur nécessite une différenciation de la cavité du côlon et des néoplasies de par leurs caractéristiques de réflectances différentes. Selon le contexte, différentes méthodes d'estimation peuvent être utilisées dans le domaine fréquentiel. Les méthodes par filtrage ainsi que par transformée en ondelette de Haar se sont montrées les plus robustes pour l'estimation de la PSF sur les néoplasies.

Ces travaux doivent ainsi être poursuivis selon plusieurs axes. La détection des néoplasies peut être délicate car ces dernières peuvent être planes et confondues avec la surface du côlon. Les différentes méthodes d'estimation de la PSF envisagées en première approche peuvent être complexifiées afin de prendre en considération les particularités du modèle biologique ainsi que du modèle d'illumination. De plus, l'application des méthodes d'estimation de la PSF est particulièrement sensible aux flous de mouvement et, malgré la possibilité de contraindre le protocole clinique, la manipulation distante de la tête de l'endoscope s'avère pratiquement délicate à maîtriser.

Les perspectives applicatives envisagées grâce à l'obtention de l'échelle de la scène sont nombreuses. Les méthodes d'estimation locale de la PSF permettent l'obtention de cartes de profondeur de la scène et peuvent être couplées avec diverses méthodes de reconstruction en trois dimensions afin d'obtenir une reconstruction robuste et à l'échelle de l'environnement exploré par le praticien. La mesure des néoplasies apporterait également des informations essentielles à leurs diagnostics. Enfin, ces méthodes passives peuvent être envisagées dans le cadre général de l'endoscopie, notamment pour les endoscopes rigides.

Remerciements

Ce travail a été réalisé en collaboration avec la société Yansys-Médical dans le cadre du projet Syseo®. Les auteurs remercient les experts gastroentérologue; Dr.Beorchia et Dr.Baetz, ainsi que les Hospices Civils de Lyon pour le prêt du flexoscope Olympus® Exera CV-160.

Références

- [1] V.M. Bove Jr, Entropy-based depth from focus, *Journal of the Optical Society of America A*, Vol.10, pp. 561-566, 1993.
- [2] C. Bräuer-Burchardt, M. Heinze, C. Munkelt, P. Kühmstedt, G. Notni, Distance Dependent Lens Distortion Variation in 3D Measuring Systems Using Fringe Projection, *British Machine Vision Conference*, 2006.
- [3] M. Classen, G.N.J. Tytgat, C.J. Lightdale, Gastroenterological Endoscopy, *Thieme*, 2010.
- [4] J. Ens and P. Lawrence, An investigation of methods for determining depth from focus, *IEEE Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Col.15, pp. 97-108, 1993.
- [5] P. Favaro, S. Soatto, M. Burger, S. Osher, Shape from Defocus via Diffusion, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 30, pp. 518-531, 2008.
- [6] M. Gokstorp, Computing depth from out-of-focus blur using a local frequency representation, *Pattern Recognition*, Vol. 1, pp. 153-158, 1994.
- [7] M. Jung, La nouvelle classification de Paris des lésions néoplasiques superficielles, *Acta Endoscopica*, Vol. 38, pp. 159-169, 2008.
- [8] A. Kaufman, J. Wang, 3D Surface Reconstruction from Endoscopic Videos, *Springer, Mathematics and Visualization, Visualization in Medicine and Life Sciences*, pp. 61-74, 2008.
- [9] K. Levenberg, A method for the solution of certain non-linear problems in least squares, *Quarterly Journal of Applied Mathematics*, Vol. 2, pp. 164-168, 1944.
- [10] T. Lindeberg, Scale-space theory : A basic tool for analysing structures at different scales, *Journal of Applied Statistics*, Vol. 21, pp. 224-270, 1994.
- [11] J. Lin, C. Zhang, Qingyun Shi, Estimating the amount of defocus through a wavelet transform approach, *Pattern Recognition Letters*, Vol. 25, pp. 407-411, 2004.
- [12] D. Marquardt, An Algorithm for Least-Squares Estimation of Nonlinear Parameters, *SIAM Journal on Applied Mathematics*, Vol. 11, pp. 431-441, 1963.
- [13] V.P. Namboodiri, S. Chaudhuri, On defocus, diffusion and depth estimation, *Pattern Recognition Letters*, Vol. 28, pp. 311-319, 2007.
- [14] A.P. Pentland, A new sense for depth of field, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 9, pp. 523-531, 1987.
- [15] A.N. Rajagopalan, S. Chaudhuri, A Variational Approach to Recovering Depth From Defocused Images, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 19, pp. 1158-1164, 1997.
- [16] S. Stallinga, B. Rieger, Accuracy of the Gaussian Point Spread Function model in 2D localization microscopy, *Opt. Express*, pp. 24461-24476, 2010.
- [17] M. Subbarao, Efficient Depth Recovery through Inverse Optics, *Machine Vision for Inspection and Measurement*, pp. 101-126, 1989.
- [18] M. Subbarao, G. Surya, Depth from Defocus : A Spatial Domain Approach, *International Journal of Computer Vision*, Vol. 13, pp. 271-294, 1994.
- [19] N. Sujatha, V.M. Murukeshan, L.S. Ong, L.K. Seah, An all fiber optic system modeling for the gastrointestinal endoscopy : design concepts and fluorescent analysis, *Optics Communications*, Vol. 219, pp. 71-79, 2003.
- [20] Y. Wei, Z. Dong, C. Wu, Global depth from defocus with fixed camera parameters, *Mechatronics and Automation, ICMA*, Vol. 24, pp. 1887-1892, 2009.
- [21] Y. Xiong, S. Shafer, Depth from Focusing and Defocusing, *DARPA Image Understanding Workshop*, pp. 68-73, 1993.