1

Optimisation de la reconstruction d'image scanner

MAINTENANT que nous avons un modèle EDP qui reproduit bien les aspects constatés en clinique, interrogeons nous sur la manière de reconstruire une image en niveau de gris (image scanner) à partir des résultats numériques *i.e.* de l'évolution des densités $N(t,x)$, $P(t,x)$ et $S(t,x)$ (toutes comprises entre 0 et 1). On tentera, dans ce chapitre, d'optimiser les niveaux de gris τ_N, τ_P et τ_S de l'interpolation EQREF afin de rapprocher au maximum la visualisation des résultas numériques de la visualisation des scanners médicaux.

eqref

1.1 Présentation de l'approche

Pour un patient donné, on considère n instants auxquels on possède des scanner (aux temps $t_i, i \in \{1,...,n\}$). Sur ces n images, on propose d'optimiser les coefficients de l'interpolation $\tau_N N + \tau_P P + \tau_S S$:

$$\begin{aligned} &\frac{1}{\mathcal{A}\big(Z_1(t_i)\big)}\left(\tau_N \int\limits_{Z_1(t_i)} N(t_i,x)\,\mathrm{d}x + \tau_P \int\limits_{Z_1(t_i)} P(t_i,x)\,\mathrm{d}x + \tau_S \int\limits_{Z_1(t_i)} S(t_i,x)\,\mathrm{d}x\right) \\ &\qquad = \frac{1}{\mathcal{A}\big(Z_2(t_i)\big)} \int\limits_{Z_2(t_i)} s(t_i,x,z_0)\,\mathrm{d}x \qquad i \in \{1,...,n\} \end{aligned} \tag{1.1}$$

où :
- $\mathcal{A}(Z)$ est l'aire de la zone Z.
- $Z_1(t_i)$ est la zone correspondant à la tumeur dans les simulations numériques au temps t_i. Elle est définie par un seuillage sur S.

speciifier le seuillage ?

- $Z_2(t_i)$ est la zone tumorale sur le scanner réalisé au temps t_i. Cette zone a été définie par contourage manuel à l'aide du logiciel OsiriX.
- z_0 est la coupe que l'on choisie d'étudier dans les scanners. Cette coupe est la même au cours du temps.
- $s(t_i, x, z_0)$ est la valeur du niveaux de gris du pixel en position x sur la coupe z_0 du scanner effectué au temps t_i.

En utilisant la discrétisation, aussi bien sur les simulations numériques que sur les scanners, on obtient :

$$\frac{1}{\mathcal{N}\big(Z_1(t_i)\big)}\left(\tau_N \sum_{x\in Z_1(t_i)} N(t_i,x) + \tau_P \sum_{x\in Z_1(t_i)} P(t_i,x) + \tau_S \sum_{x\in Z_1(t_i)} S(t_i,x)\right) = \frac{1}{\mathcal{N}\big(Z_2(t_i)\big)} \sum_{x\in Z_2(t_i)} s(t_i,x,z_0) \qquad i \in \{1,...,n\} \tag{1.2}$$

où $\mathcal{N}(Z)$ désigne le nombre de pixel contenu dans la zone Z. On a donc un système linéaire de 3 inconnues à n équations que l'on peut réécrire :

$$A\tau = B, \tag{1.3}$$

avec $\tau = {}^t(\tau_N, \tau_P, \tau_S)$, A matrice de taille $n \times 3$ et B vecteur colonne de taille n.

Pour ne pas se limiter au cas $n = 3$ qui clos le système, on le résoud par la minimisation suivante :

$$\min_\tau \frac{\|A\tau - B\|^2_{\ell^2}}{\|B\|^2_{\ell^2}}. \tag{1.4}$$

1.2 Optimisation sur 3 paramètres

L'équation (1.4) fournit donc le τ optimal. Examinons les différences lorsque l'on fait varier :

- le nombre d'images considérées
- les moments considérés
- l'algorithme d'optimisation lui-même
- la fonction coût utilisée

1.3 Optimisation sur 2 paramètres, τ_S fixé