



Université Toulouse III - Paul Sabatier

M2 IM - Master Informatique Image et Multimédia

Registration of Cardiac US and CT Data Using Fourier Descriptors and Dynamic Time Warping

Rapport de Spécifications

Equipe :

ALBERTUS Kévin

BOUKAIS Dyhia

DRZAZGA Pascal

NGUYEN Thi thanh thuy

TERAITETIA Sara

Superviseur :

KOUAME Denis

Client :

CHU de Toulouse projet E=MC2

Directeur scientifique :

ALACOQUE Xavier (anesthésie
réanimation)

Conseiller scientifique :

CUTTONE Fabio (chirurgie
cardiaque pédiatrique)

Table des matières

1	Introduction	1
2	Cahier des charges	1
2.1	Exigences fonctionnelles	1
3	Vue générale du système	2
3.1	Synchronisation des données US et CT à partir du pic QRS	4
3.2	Segmentation des données CT	4
3.3	"Speckle tracking"	5
3.4	Génération du contour US	5
3.5	Découpage 3D	5
3.6	Calcul des descripteurs de Fourier	5
3.7	Calcul de la métrique	5
4	Tests de validité	6
5	Planning prévisionnel	7
6	Analyse des risques	7

1 Introduction

Dans le cadre des cardiopathies congénitales, il est crucial pour les équipes médicales d'obtenir des images aptes à faire un bilan fiable pour prendre des décisions offrant les meilleurs compromis. Notre chef d'œuvre a pour objectif d'apporter une aide aux médecins dans cette prise de décisions en leurs permettant de visualiser des données CT et US recalées dans le même espace et dans la même temporalité.

En s'appuyant sur la publication scientifique "Dynamic Registration of Cardiac US and CT Data Using Fourier Descriptors and Dynamic Time Warping", nous allons élaborer un algorithme de recalage répondant à cet objectif. Pour des raisons de respect de cette étude et de faisabilité, notre projet de chef d'œuvre se limitera dans un premier temps au recalage d'échographie 2D+t dans l'espace d'un coroscan 4D+t.

2 Cahier des charges

2.1 Exigences fonctionnelles

Notre client souhaite que l'ensemble des opérations de recalage soient effectuées au sein d'un module intégré au logiciel Mevislab qu'il a l'habitude d'utiliser. Ce module a pour vocation d'être utilisé au quotidien par des utilisateurs/experts habitués à l'interprétation d'images CT et US, mais non familiers au traitement d'image. Par conséquent, le module ne fera apparaître à l'utilisateur que les informations relevant de ses compétences métier et réalisera en interne les opérations liées au traitement d'image. Le nommage des fonctions d'IHM respectera ce postulat.

Pour rappel, Mevislab est un environnement de travail multiplateforme spécialisé dans le traitement et la visualisation d'images médicales.

Dans le cadre du projet, notre application devra :

- Charger des données aux formats DICOM et lire les "tags" inclus
- Segmenter des images 3D (génération de maillage polygonal)
- Segmenter des images 2D (génération de régions)
- Recaler les données dans le même référentiel (transformation affine)
- Calculer des descripteurs de Fourier à partir de fonction 2D
- Calculer des métriques
- Afficher des données 2D et 3D

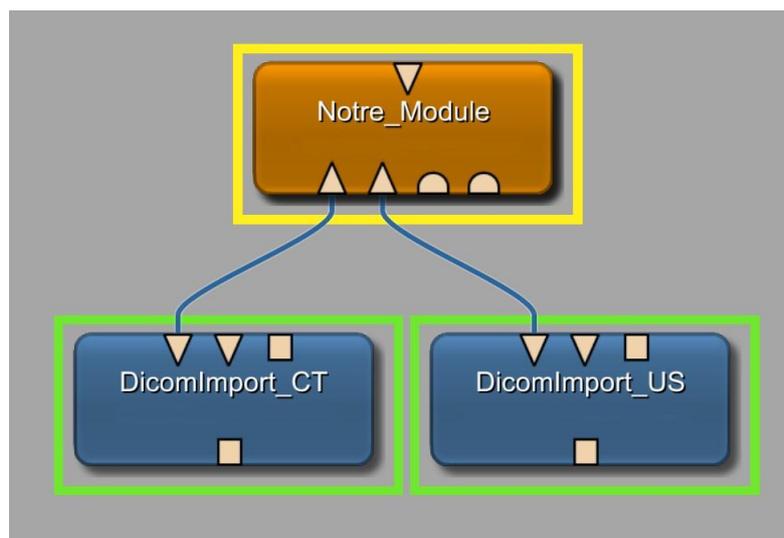


Figure 1 Intégration de notre module dans Mevislab

3 Vue générale du système

Dans cette partie du rapport, nous allons décrire les différents modules qui composeront notre système. La première figure représente notre système, chaque grand rectangle contenant du texte en gras représente nos modules et chaque petit rectangle correspond au format d'échange des données entre les modules.

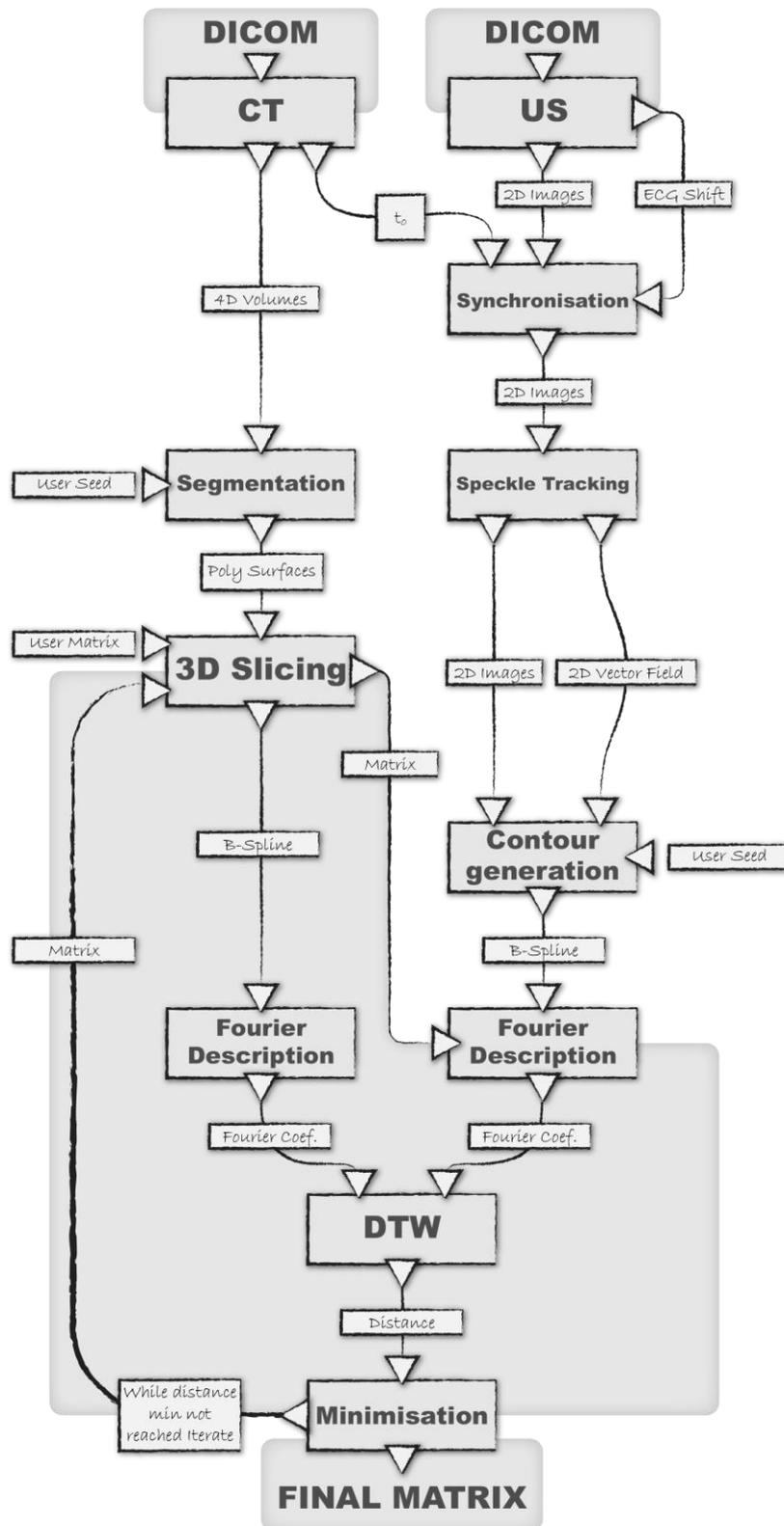


Figure 2 Vue générale du système

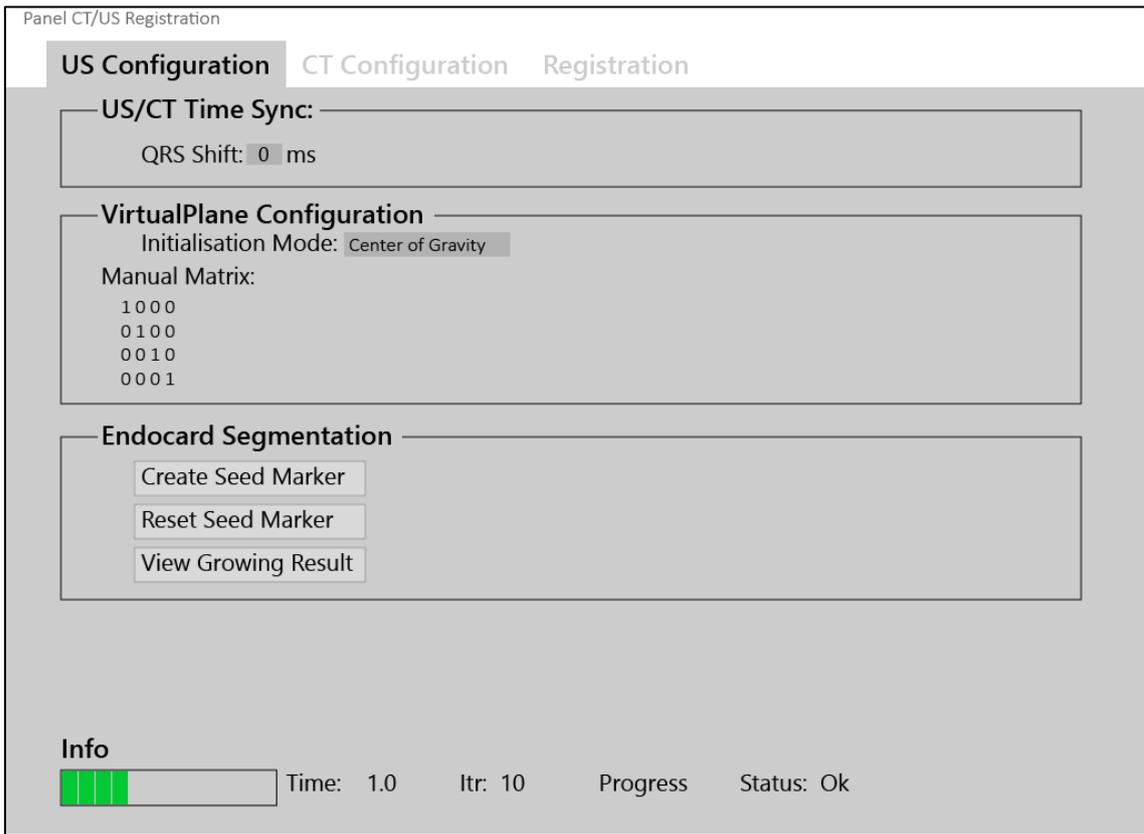


Figure 3 Interface du panneau de configuration US

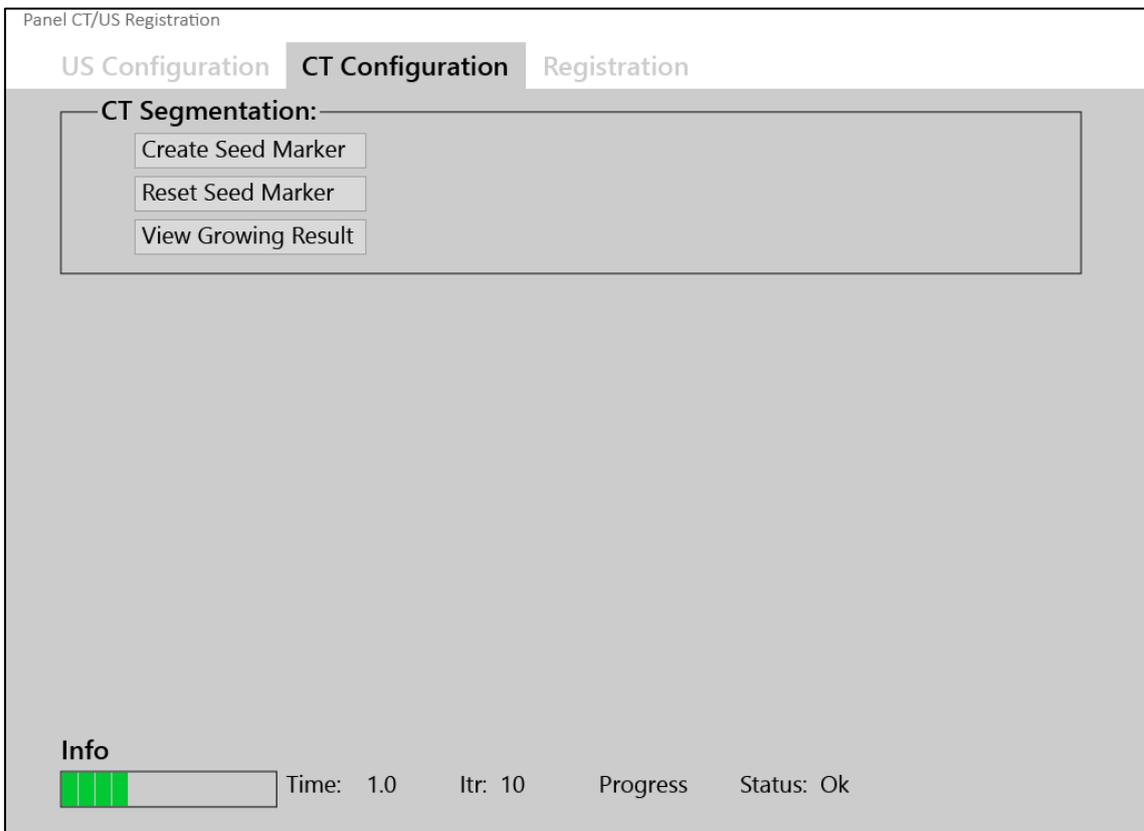


Figure 4 Interface du panneau de configuration CT

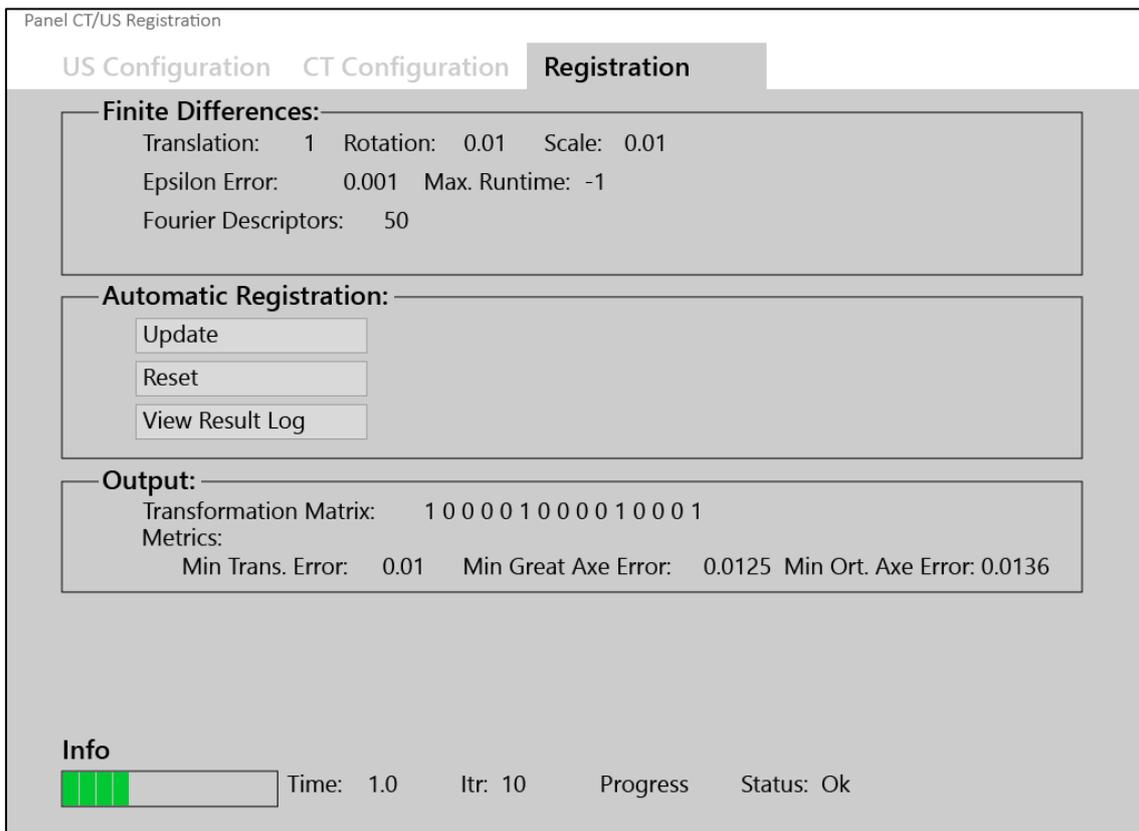


Figure 5 Interface du panneau de configuration de recalage

3.1 Synchronisation des données US et CT à partir du pic QRS

- Entrée :
 - Échographie en fonction du temps (fichier DICOM)
 - *Shift* un scalaire
- Sortie : échographie en fonction du temps (fichier DICOM)
- Note : En pratique, les données CT et US seront synchronisées selon le pic QRS. Toutefois, nous ne pouvons pas exclure la possibilité d'un décalage dû à une variation du rythme cardiaque entre les examens. Pour pallier ce problème, nous rajouterons une option pour que l'utilisateur puisse définir un décalage temporel des données US dont le nouveau t_0 sera $t_0 + \text{décalage}$.

3.2 Segmentation des données CT

- Entrée :
 - CT un coroscan en fonction du temps (fichier DICOM)
 - *Germe* un point 3D
- Sortie : Maillage polygonal 3D+t
- Description : Le but de ce module est d'implémenter la méthode de "fuzzy connectedness". Pour chaque voisin en 3D, selon un critère d'homogénéité de densité et par itérations, on détermine si celui-ci appartient à la région interne à l'endocarde que l'on souhaite segmenter. Un maillage polygonal du volume sanguin sera obtenu.

3.3 "Speckle tracking"

- Entrée : Echographie en fonction du temps (fichier DICOM)
- Sortie : Champ Vectoriel Bidimensionnel
- Description : Ce module aura pour tâche d'analyser le mouvement des tissus dans le cœur en comparant entre les images échographiques le déplacement des motifs de speckle naturellement présents dans le myocarde.

3.4 Génération du contour US

- Entrée : image 2D, champ Vectoriel Bidimensionnel et germe utilisateur
- Sortie : B-Spline
- Description : Ce module permettra de générer une fonction polynomiale par morceaux (B-spline) depuis un germe utilisateur interne au volume sanguin vers l'endocarde en utilisant le champ vectoriel comme zone de contour.

3.5 Découpage 3D

- Entrée :
 - Maillage polygonal
 - *Plan virtuel*
- Sortie : B-Spline
- Description : Ce module aura pour tâche de générer une fonction polynomiale par morceaux (B-spline) représentant l'intersection entre le plan virtuel US et le maillage polygonal du volume sanguin.

3.6 Calcul des descripteurs de Fourier

- Entrée : Contour vectorisé (B-Spline)
- Sortie : Coefficient des descripteurs de Fourier
- Description : Ce module appliquera simplement la méthode de calcul des descripteurs de Fourier.

3.7 Calcul de la métrique

- Entrée : Coefficients des descripteurs de Fourier CT et US
- Sortie : Distance normalisée
- Algorithme : Ce module utilisera la programmation dynamique pour calculer la distance normalisée entre la liste des coefficients du contour CT et la liste des coefficients du contour US

4 Tests de validité

Pour valider la qualité du recalage, mais aussi pour valider la bonne réalisation de chacun de nos modules, il est essentiel de générer des données de test accompagnées d'une métrique. Usuellement, dans les domaines du traitement d'images et de l'imagerie médicale, des données simulées sont utilisées avant l'exploitation des données réelles. Nous respecterons cet usage en générant les fichiers DICOM US et CT à partir de Phantom reconnu par le monde scientifique :

- Zubal, I.G. et al. (1994). "Computerized three-dimensional segmented human anatomy." Med Phys, 21, p. 299.
- Zhang, B.Q. et al. (2007). "CNMAN: A Chinese adult male voxel phantom constructed from color photographs of a visible anatomical data set." Radiat Prot Dosim, 124, p. 130.

Ces deux modèles sont des Phantom 4D+t dont nous pourrions extraire un coroscan cardiaque et à partir duquel nous simulerons une échographie 2D+t. Cette approche nous fournira des données idéales que nous pourrions dégrader au fur et à mesure de nos tests, nous permettant ainsi de percevoir les limites de notre système.

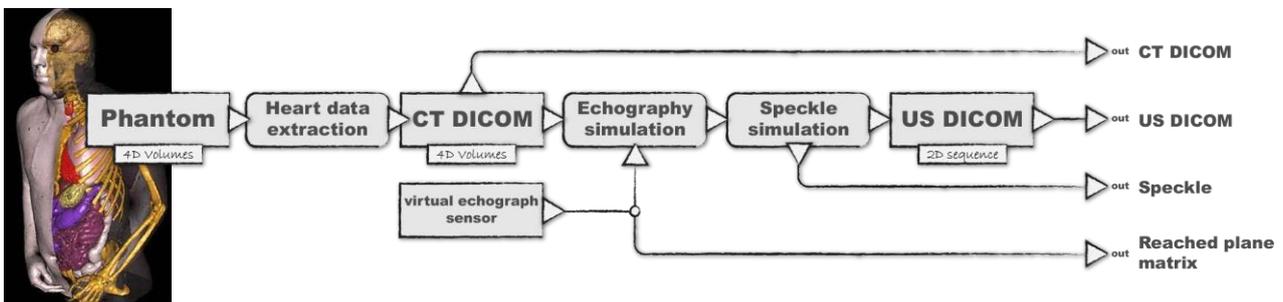
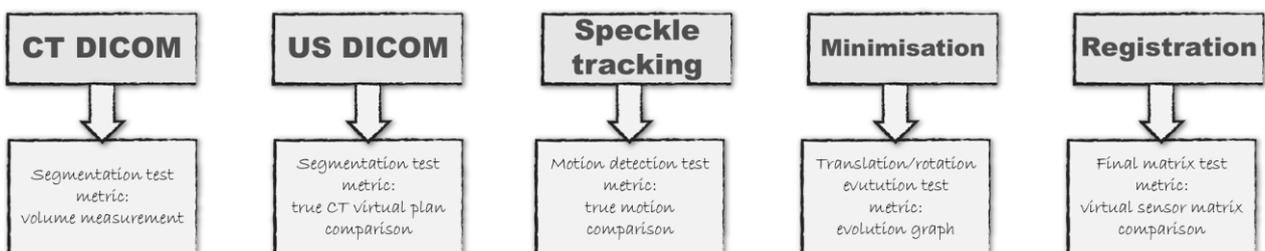
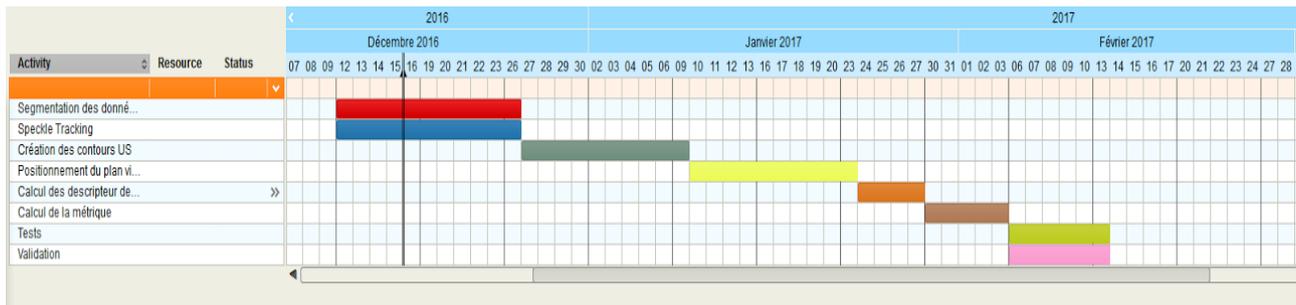


Figure 6 Simulation des données de test

Figure 7 Modalité des tests



5 Planning prévisionnel



6 Analyse des risques

Le temps d'exécution, le stockage de données volumineux, la puissance graphique et le remplissage des données n'étant pas des critères limitants pour le client, ils ne seront pas considérés comme des risques pour la suite du projet.

Risque	Conséquence	Solution
Mauvaise maîtrise de l'outil Mevislab	Retard dans le planning	Privilégier le temps d'apprentissage
Mauvais recalage des données CT et US	Faux résultats et non satisfaction du client	Trouver une autre métrique
Segmentation CT erronée ou pas assez précise	Faux résultats et non satisfaction du client	Trouver une autre méthode de segmentation
Segmentation US erronée ou pas assez précise	Faux résultats et non satisfaction du client	Trouver une autre méthode de segmentation
Problème lors de l'initialisation du recalage	Ne pas trouver les bon contours	Code erreur et demander à l'utilisateur une nouvelle matrice d'initialisation
Application sur des échographies 2D au lieu d'échographies 3D comme spécifié par le client		Sujet de stage/thèse