

# IRL

## Reconstruction efficace d'un volume 3D isotrope à partir d'images ultrason 2D localisées

Jean-Baptiste Keck  
Laboratoire TIMC-IMAG  
28/05/14

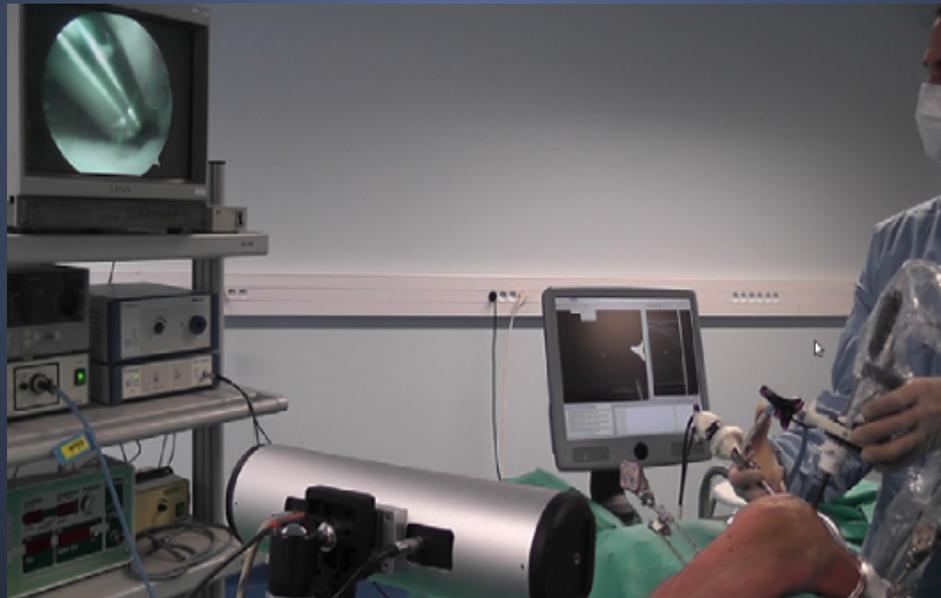
Encadrant : Matthieu Chabanas (TIMC-IMAG équipe GMCAO)  
Responsable IRL : Marie-Paule Cani

# Plan

- 1) Introduction et cadre de cet IRL
- 2) Pourquoi programmer sur GPU ?
- 3) Reconstruction du volume
- 4) Choix de l'algorithme et implémentation
- 5) Résultats obtenus
- 6) Bilan et conclusion

# 1) Introduction

- L'arthrose, un problème de santé publique
- Développement d'une sonde échographique miniaturisée :



# Données générées

- Images
- Positions + orientations (matrices 4x4)

## Taille logique des images :

64x1296 (pixels)

## Précision des capteurs :

205x18 $\mu$ m

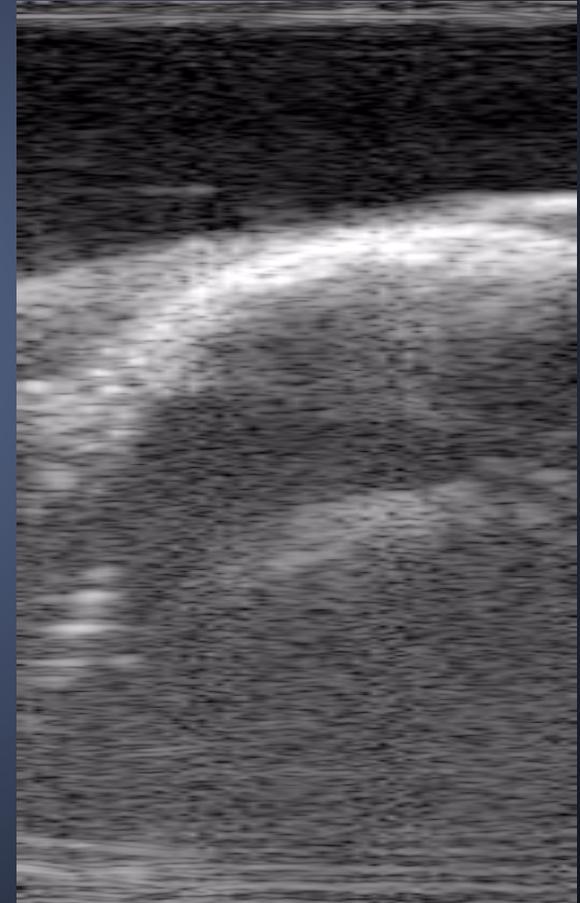
## Taille physique des images :

13x23mm

## Nombre d'images générées:

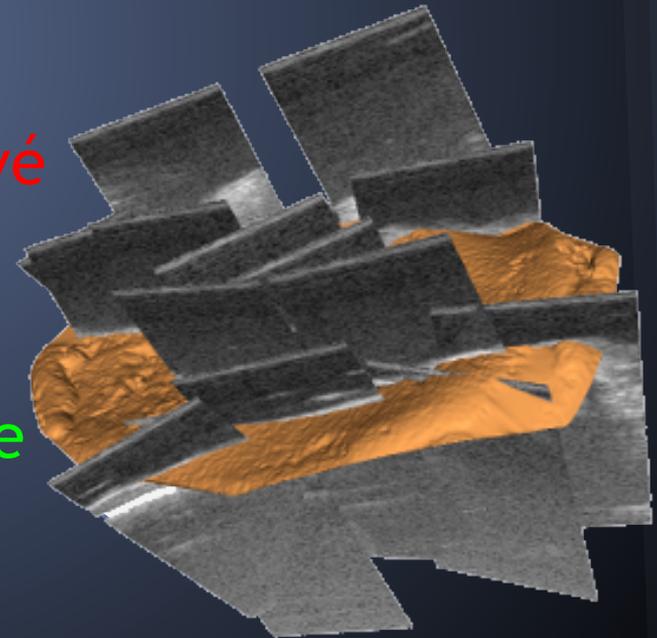
Demi plateau tibial => 1610

Col du fémur => 3770



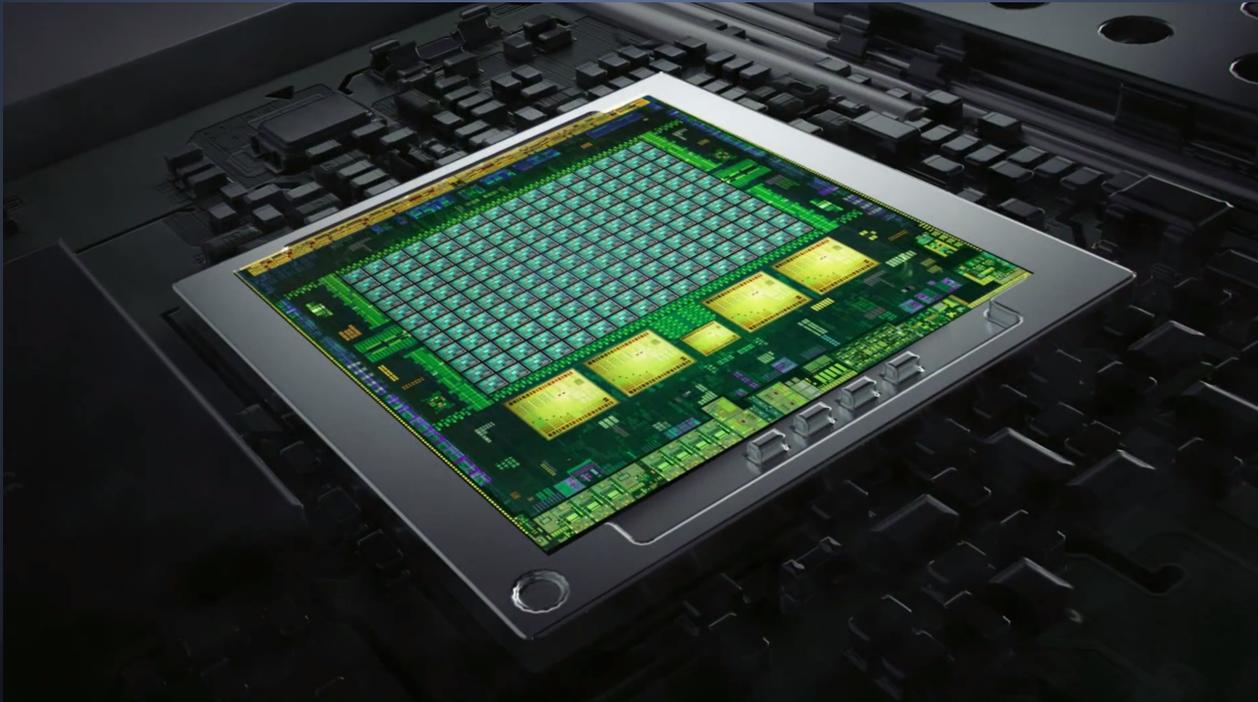
# Problèmes et objectifs

- Perception 2D très limitée, pas de vue d'ensemble
- Reconstruction d'un volume pour aider le clinicien dans son diagnostic
- Temps de reconstruction trop élevé pour une application clinique
- Optique de reconstruction efficace sur GPU (Graphic Processing Unit)



## 2) Pourquoi programmer sur GPU ?

- Grande quantité de processeurs (jusqu'à 5000+ par GPU)
- Paradigme SIMD (Single Instruction Multiple Data)
- Ce type d'utilisation du GPU, le **GPGPU**, est **de plus en plus mature** (CUDA, OpenCL)
- Pas encore utilisé pour ce type de reconstruction volumique



## 3) Reconstruction du volume

**Etape 1:** Chargement des images et des transformations (matrices 4x4)

**Etape 2:** Traitement préliminaire (filtrage des images et des transformations, recadrage, conversion)

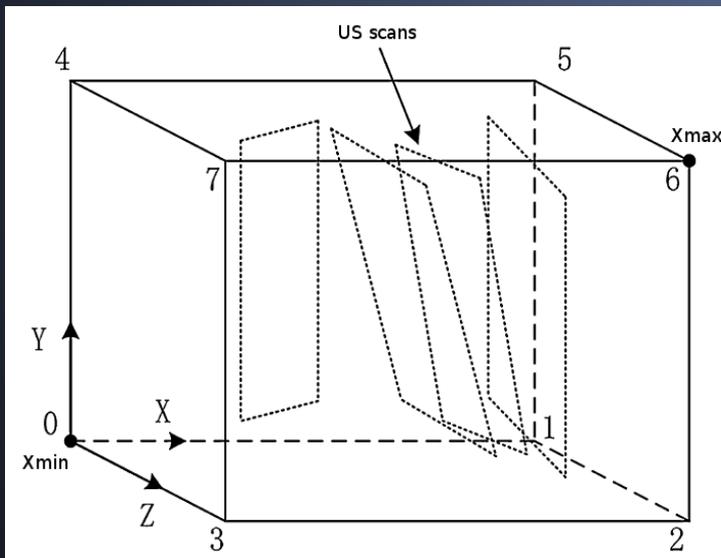
**Etape 3:** Détermination de la taille de la grille, choix de la taille des voxels et découpe

**Etape 4:** Reconstruction du volume

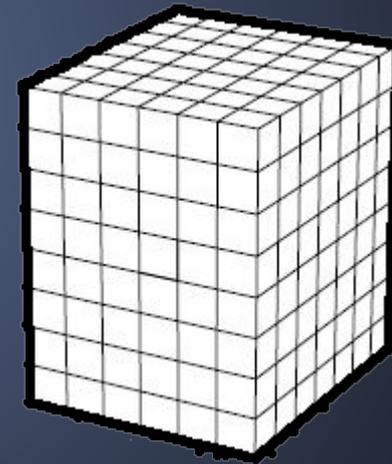
Pour plus d'informations sur ces étapes se référer à T.Wen *et al.* [1]

# Détermination de la taille de la grille :

1) Détermination de la **boîte englobante** :



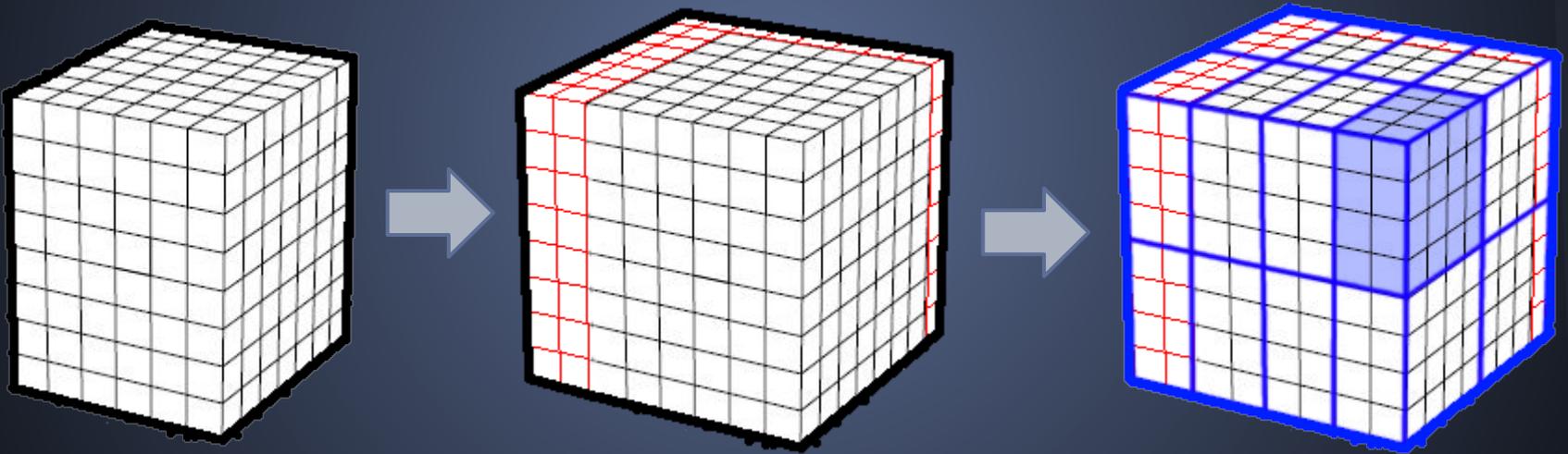
2) Choix de la **taille des voxels cubiques** :



Choix de la taille des voxels : **0.1 à 0.2mm**

# Découpage de la grille

- **Sur-grille** alignée sur une puissance de deux
- **Découpe en sous-grilles** (contraintes de mémoire) :

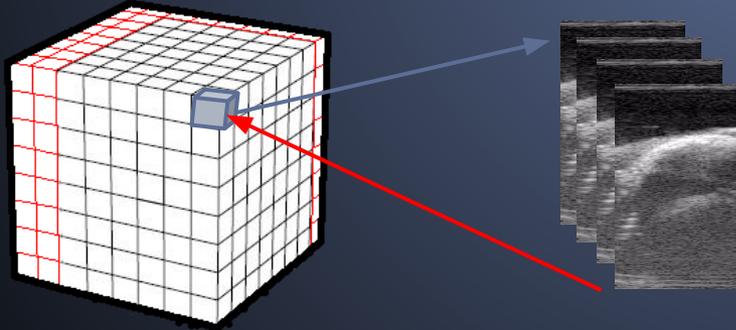


- Permet de mettre en place **une solution multi-GPU**, d'équilibrer la charge et les transferts de mémoire

# Algorithmes de reconstruction :

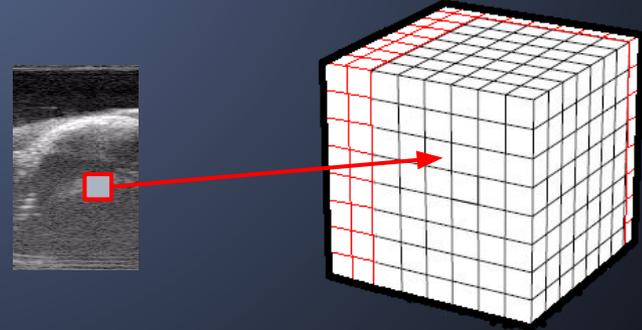
## VNN (Voxel Nearest Neighbor)

- Parcours de tous les voxels, puis détermination du **pixel le plus proche**
- **Pas de trous**, une seule étape
- Complexité  $\mathcal{O}(np)$



## PNN (Pixel Nearest Neighbor)

- Parcours de tous les pixels, affectation au **voxel le plus proche**
- **Présence de voxels vides**, étape d'interpolation nécessaire
- Complexité  $\mathcal{O}(p + nr^3)$



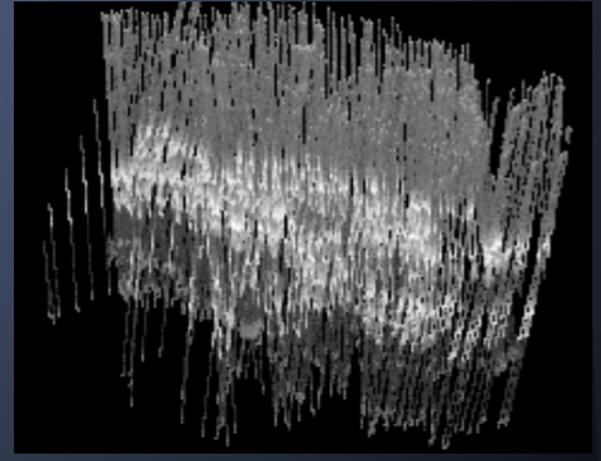
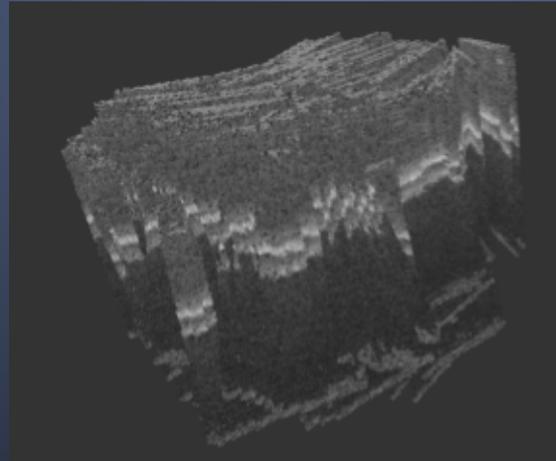
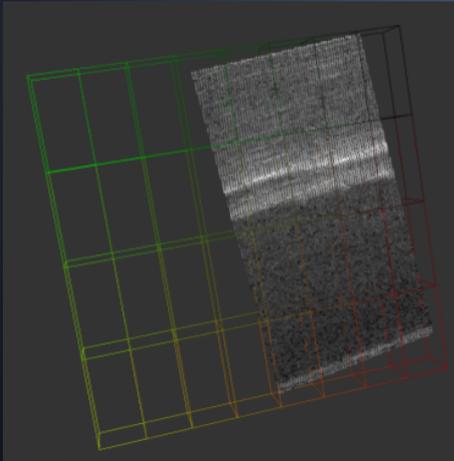
Mais il existe aussi d'autres algorithmes :

Distance Weighted (DW) et la Fast Marching Method (FMM)

Rohling *et al.* [2]

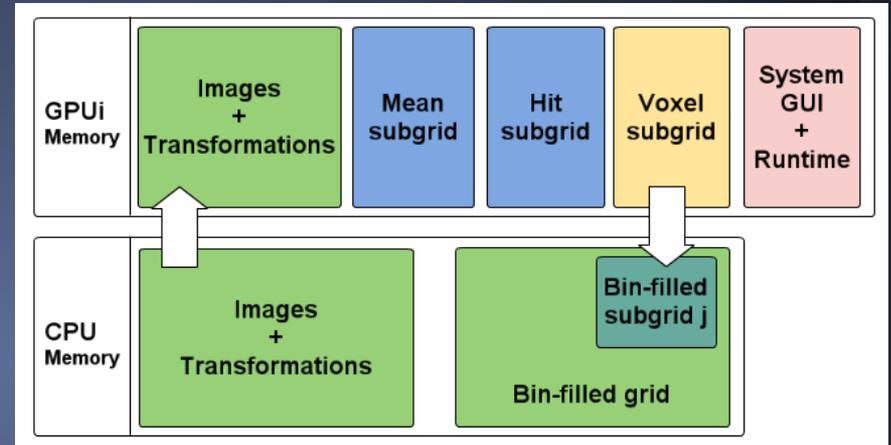
## 4) PNN - Bin-filling

- Tous les pixels sont traversés et affectés au voxel le plus proche
- Moyennage si redondance d'information

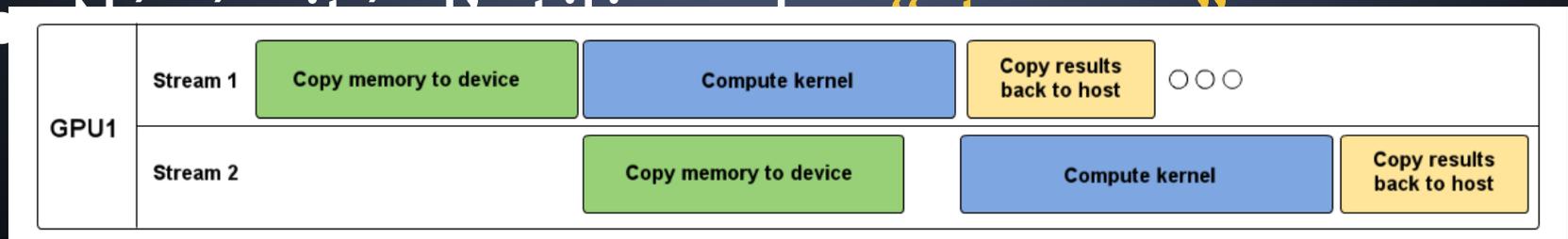


# Implémentation sur GPU

Agencement mémoire :  
4 grilles de voxels  
+ images US  
+ transformations

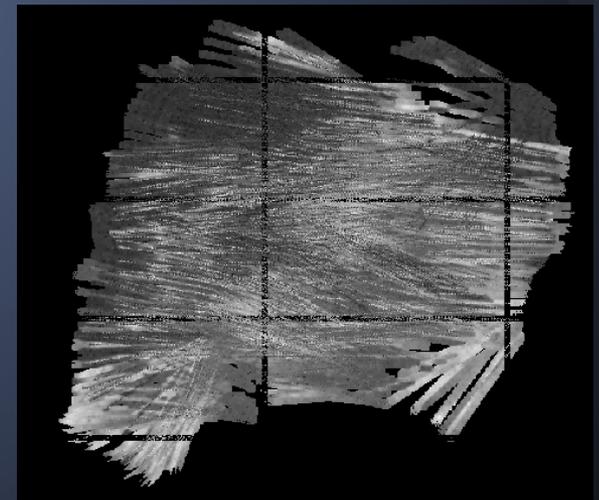
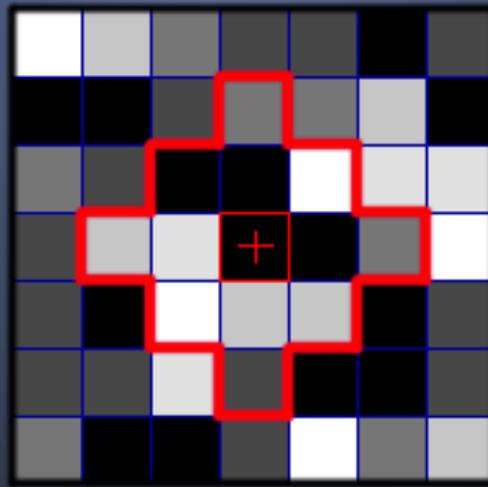
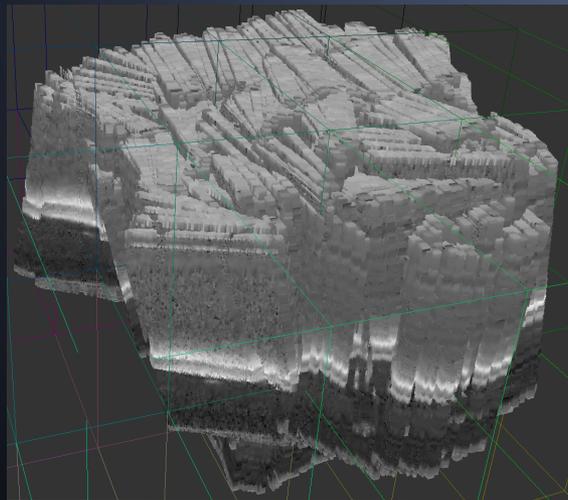


- Transfert de mémoire coûteux (CPU $\rightleftharpoons$ GPU)



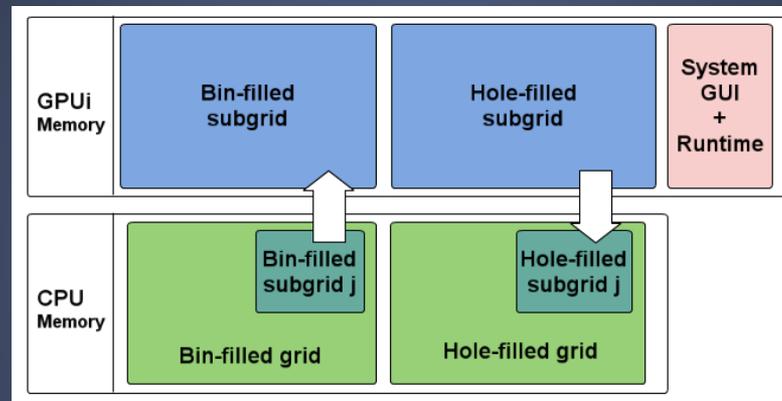
# PNN - Hole Filling

- Le bin-filling laisse des **trous**
- **Interpolation des voxels vides** avec leurs voisins (région sphérique)



# Implémentation GPU

- Agencement mémoire plus simple (deux grilles) :



- Utilisation de la **mémoire partagée**
- **Problème avec les bords** des sous-grilles :
  - 1) Gérer les bords sur le CPU
  - 2) Prendre des sous-grilles plus grandes sur les GPUs

## 5) Résultats obtenus

Pour 1610 images (demi plateau tibial)

Taille voxel : **0.5mm 0.2mm 0.1mm**

Taille grille : **128x128x256**    **256x512x512**    **512x1024x1024**

<b>N=4, R=0</b> :	<b>1.57s</b>	<b>1.62s</b>	<b>2.64s</b>
<b>N=4, R=1</b> :	<b>1.89s</b>	<b>10.8s</b>	<b>88.4s</b>
<b>N=4, R=2</b> :	<b>1.96s</b>	<b>12.5s</b>	<b>109.5s</b>
<b>N=4, R=3</b> :	<b>2.36s</b>	<b>16.5s</b>	<b>146.2s</b>
<b>N=16, R=3</b> :	<b>6.24s</b>	<b>15.1s</b>	<b>129.9s</b>
<b>N=64, R=3</b> :	<b>2.98s</b>	<b>14.8s</b>	<b>105.9s</b>
<b>N=256, R=3</b> :	<b>6.22s</b>	<b>15.4s</b>	<b>87.9s</b>

# Bilan et conclusion

- Objectifs atteints
- Scaling efficace
- Contrainte => atout
- Pas assez de temps pour tout implementer
- Pas d'implémentation de référence sur CPU
- Ouvre la voie à d'autres algorithmes plus robustes (FMM)

## Références:

[1] T. Wen, Q. Zhu, W. Qin, L. Li, F. Yang, Y. Xie, and J. Gu, "An accurate and effective fmm-based approach for freehand 3d ultrasound reconstruction," Biomedical Signal Processing and Control, vol. 8, no. 6, pp. 645-656, 2013

[2] R. Rohling, A. Geel, and L. Berman, "A comparison of freehand three-dimensional ultrasound reconstruction techniques," Medical Image Analysis, vol. 3, no. 4, pp. 339-359, dec 1999.

Des questions ?