

# Simulation interactive d'organes directement issus de données médicales

**Matthieu Nesme**

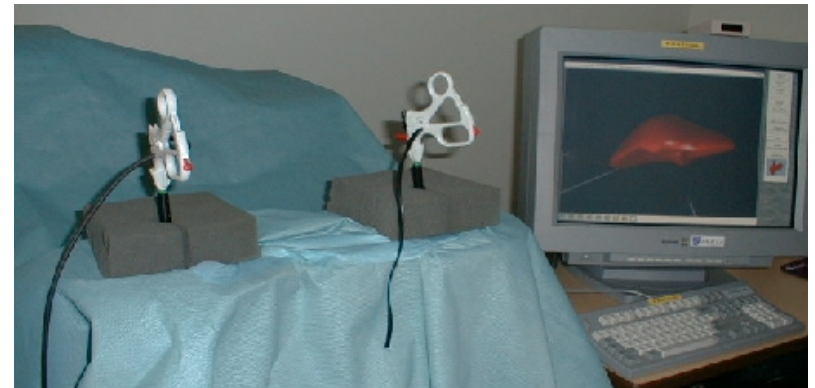
Encadrants :

Yohan Payan, GMCAO-TIMC

François Faure, EVASION-LJK/INRIA

# Motivation

Animer des corps déformables  
pour des simulateurs d'entraînements aux gestes  
chirurgicaux



asclepios (epidaure) - INRIA

# Problématique



Simuler interactivement des organes :

Modèles dépendants-patient adaptés au temps réel

Mécanique des corps déformables efficace

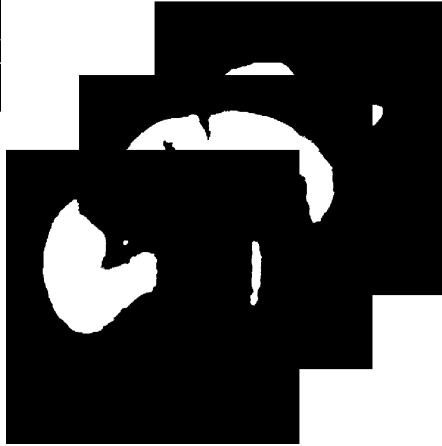
- Interactive = rapide et robuste
- Physiquement plausible ( précision)

# Modèles dépendants-patient

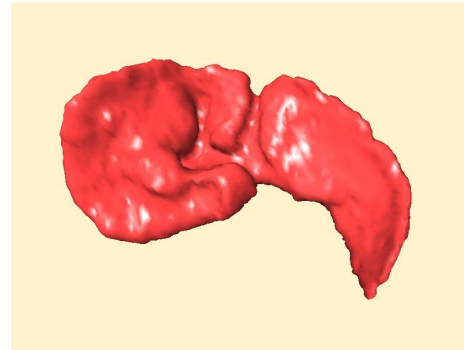
## Approche classique



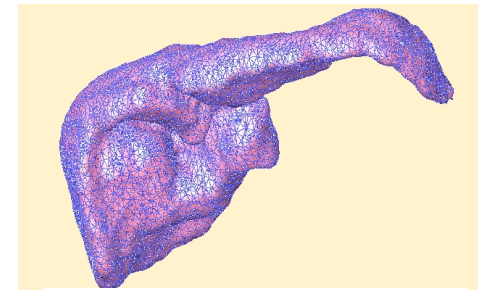
Images scanner  
(voxels)



Segmentation  
(voxels étiquetés)



Surface meshing  
(triangles)

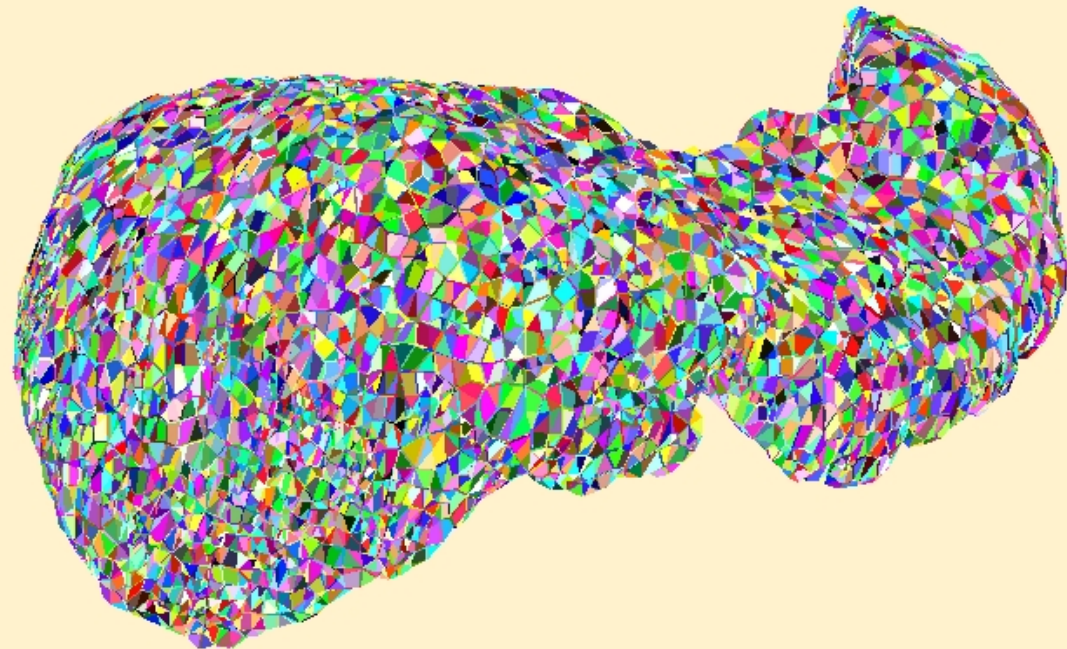
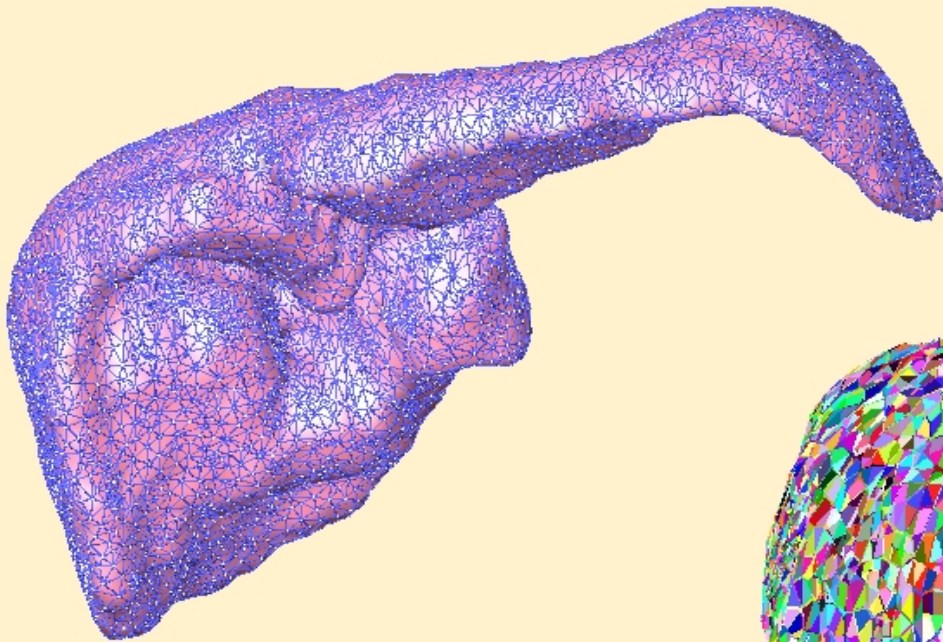


Volume meshing  
(tétraèdres)

# Maillages volumiques

## Problèmes

Trop gros (ici  $>25000$  tétraèdres)



# Maillages volumiques

## Problèmes

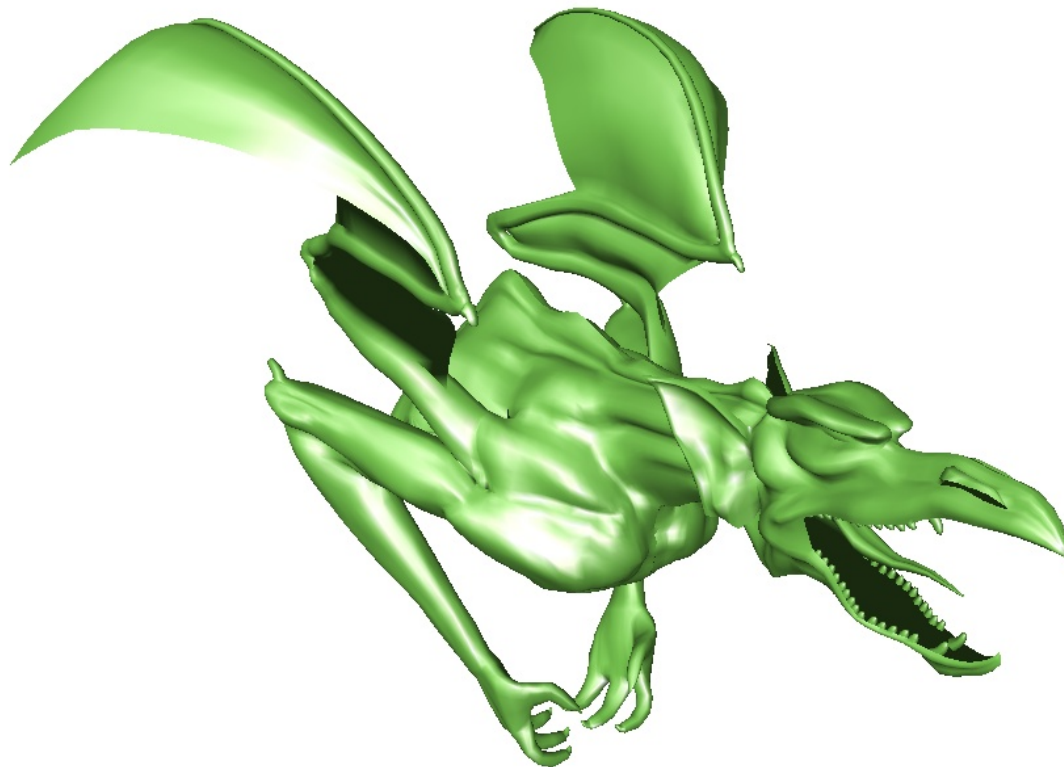
Qualité



# Maillages volumiques

## Problèmes

Surfaces non-manifold (parties surfaciques, trous)



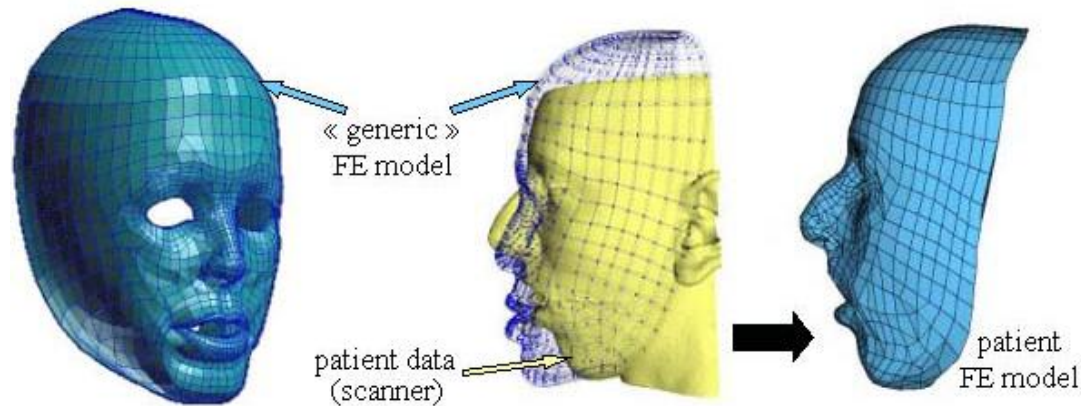
# Maillages volumiques

## Etat de l'art

### ~~Maillage volumique~~

- Maillage générique + recalage [Couteau00,Clatz05]

- lent
- cas particuliers
- maillages dégénérés



- Méthodes "meshless" [Desbrun95,Müller04]

- lentes

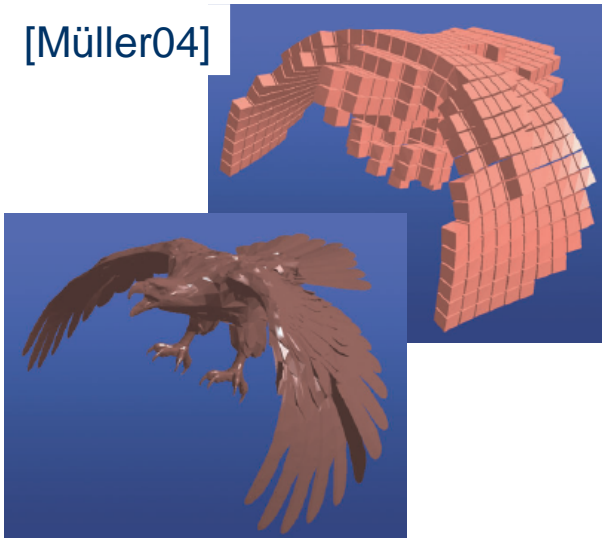


# Maillages volumiques

## Etat de l'art

### Voxélisation

[Müller04]



[James04]

- conditions aux limites
- comportement des éléments non pleins

- + automatique, rapide
- + régularité
- + contrôle de la résolution
- + surfaces non-manifold
- + découplage affichage / mécanique

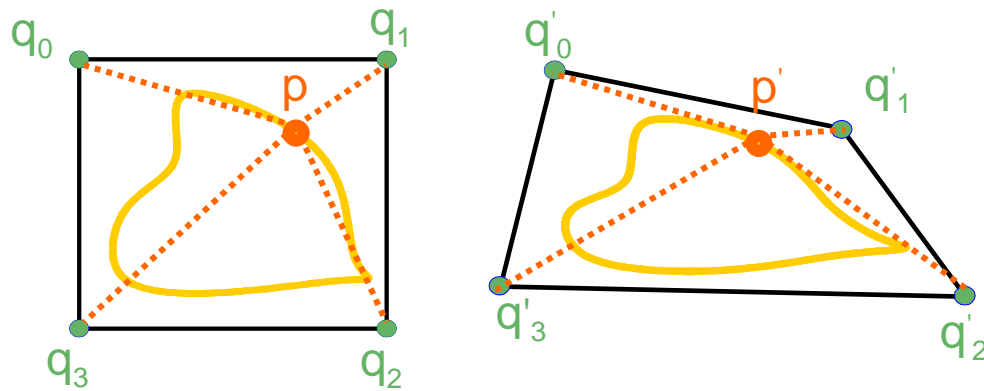
# Propositions

Conditions aux limites appliquées à la surface  
Comportement des éléments non-pleins  
Construction à partir d'images médicales  
(avec rendu volumique)



# Interpolation de l'objet

## Interpolation linéaire



$$u(p) = \mathbf{H}u(q)$$

## Conditions aux limites

- Contraintes de déplacement ou de vitesse

$$u(q) = \mathbf{H}^+ u_{constraint}$$

- Forces externes

$$f(q) = \mathbf{H}^T f(p)$$

# Mécanique

## Contexte

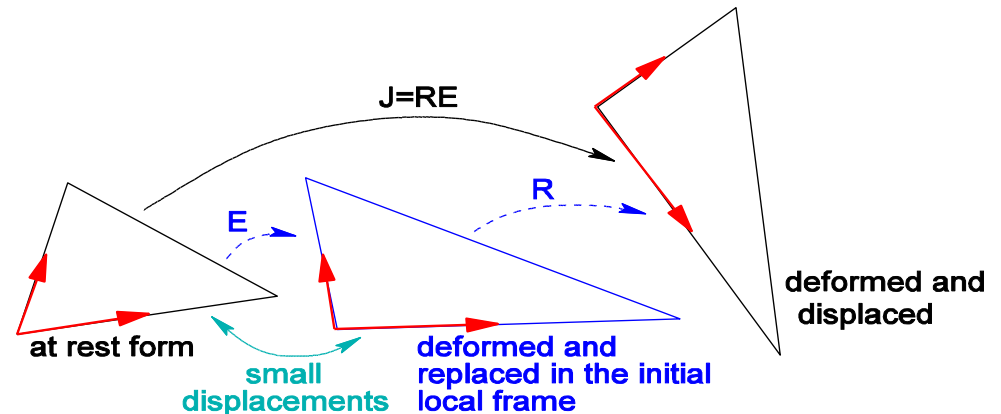
Matériau hookéen (élastique linéaire isotrope)

Éléments linéaires

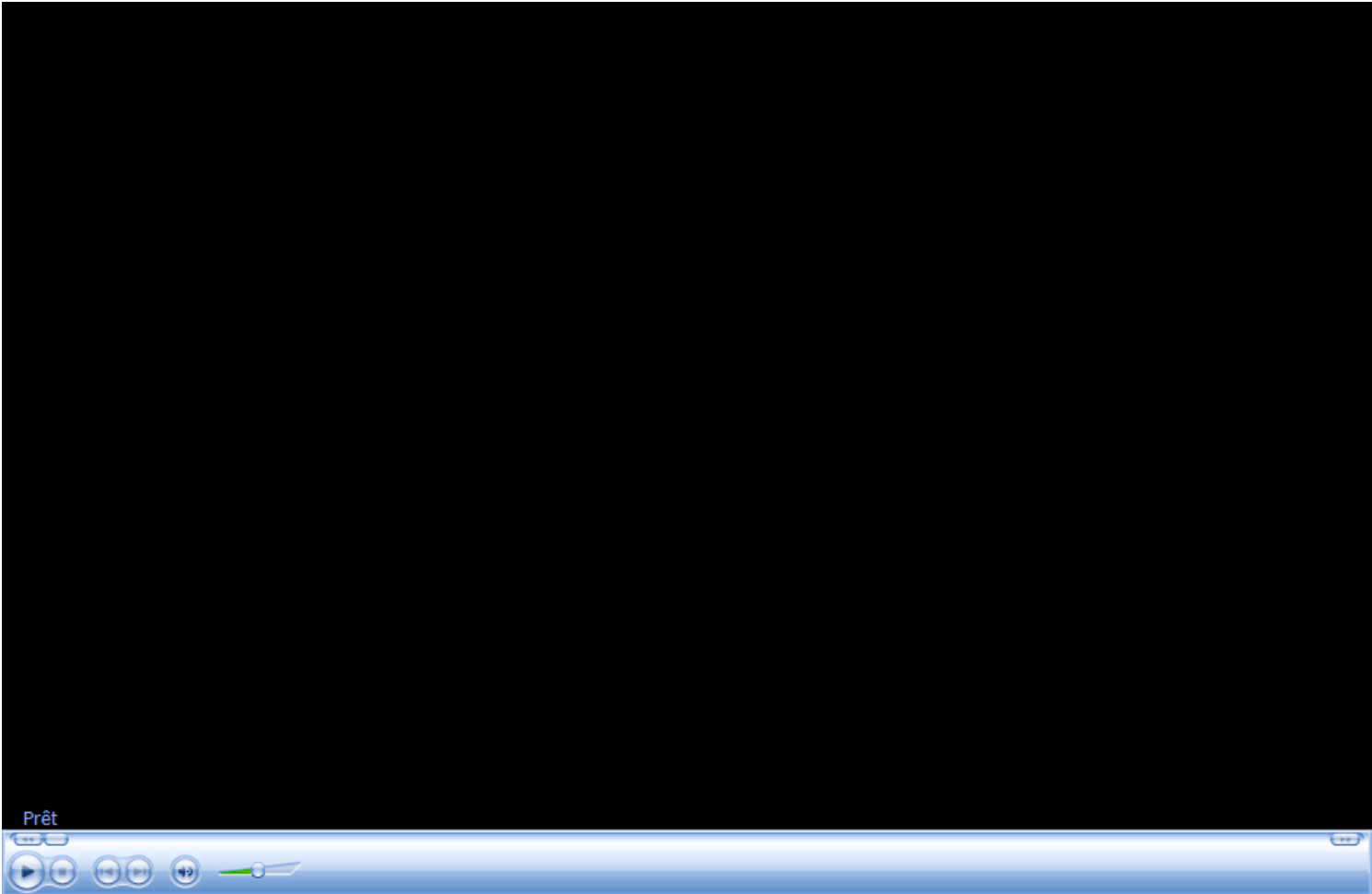
Hexaèdres corotationnels (décomposition QR)

- Grands déplacements
- Rapides
- Robustes face aux configurations dégénérées
- Mise à jour rapide face aux changements de topologie

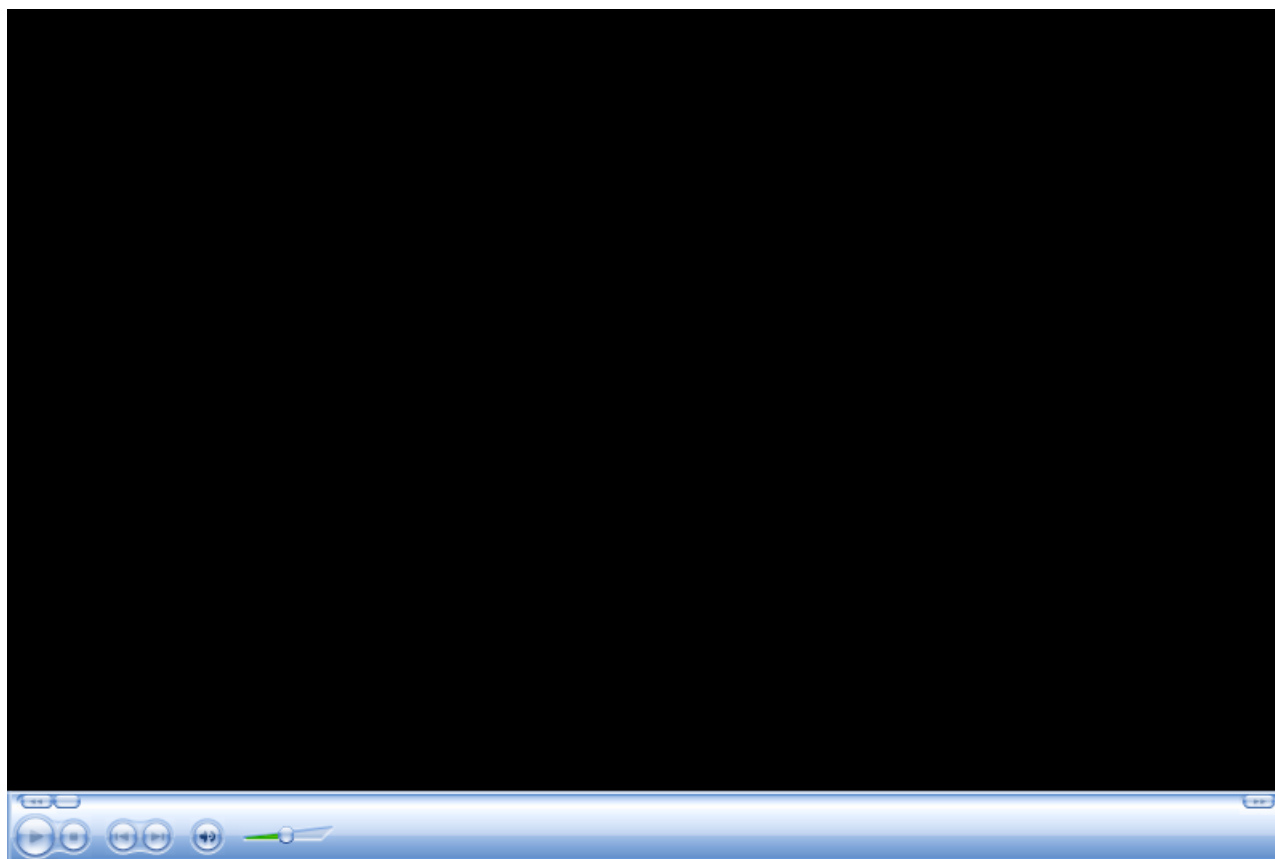
$$df = R^T K R du$$



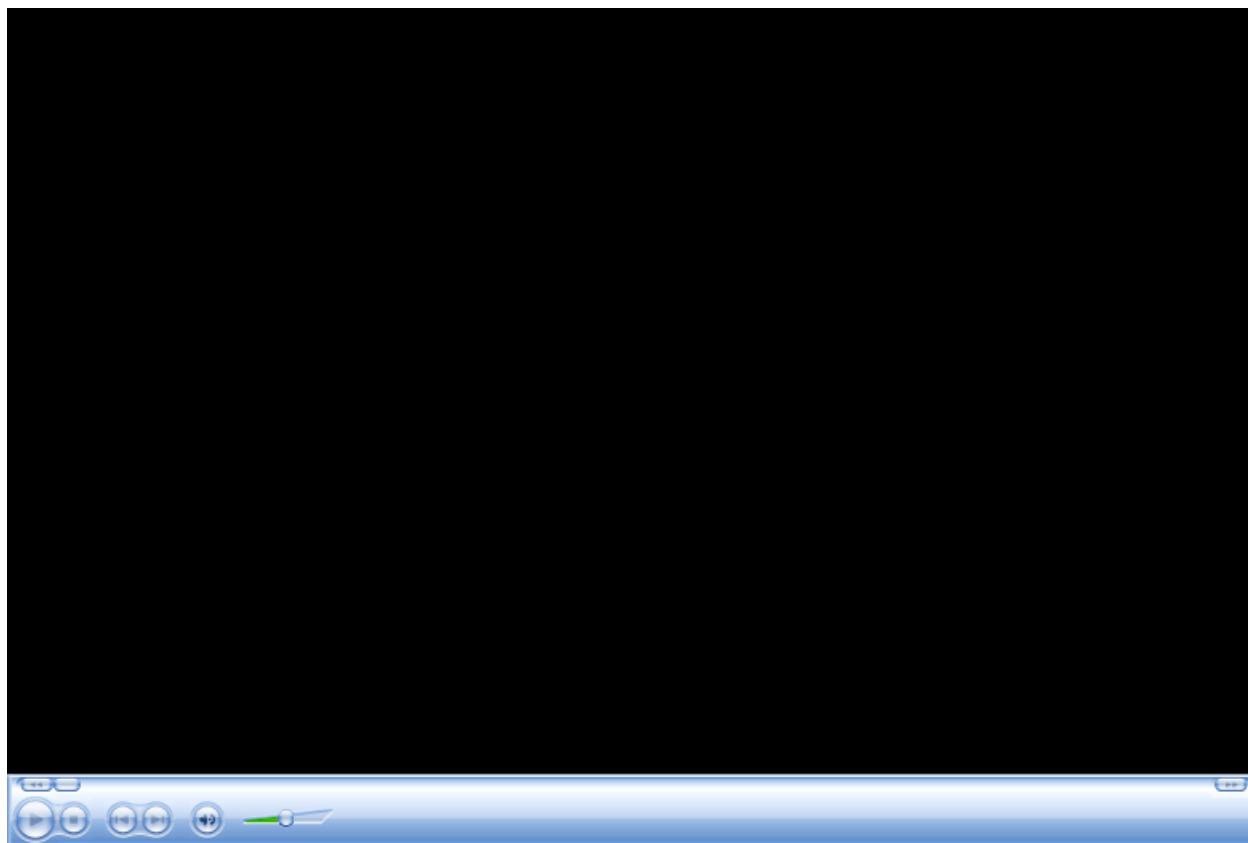
# Résultats



# Résultats

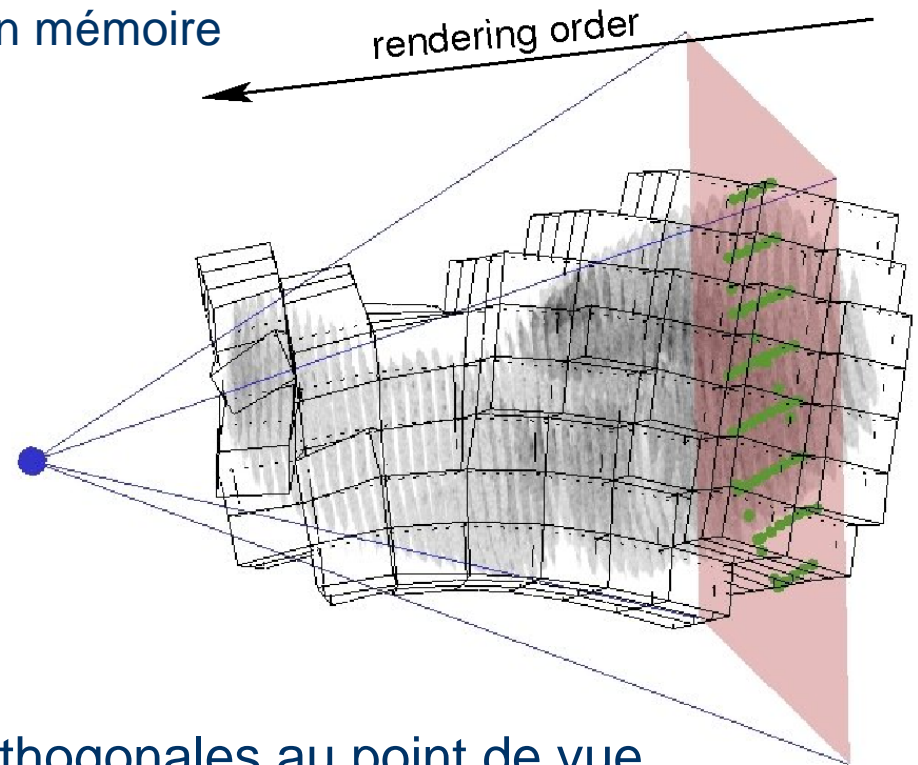


# Résultats



# Rendu volumique

Structure hexaédrique mécanique bien adaptée  
aucun coût supplémentaire en mémoire  
peu de calculs



Tranches semi-transparentes orthogonales au point de vue  
Polygones entre les intersections hexaèdres/tranches  
Coordonnées de texture interpolées entre les noeuds

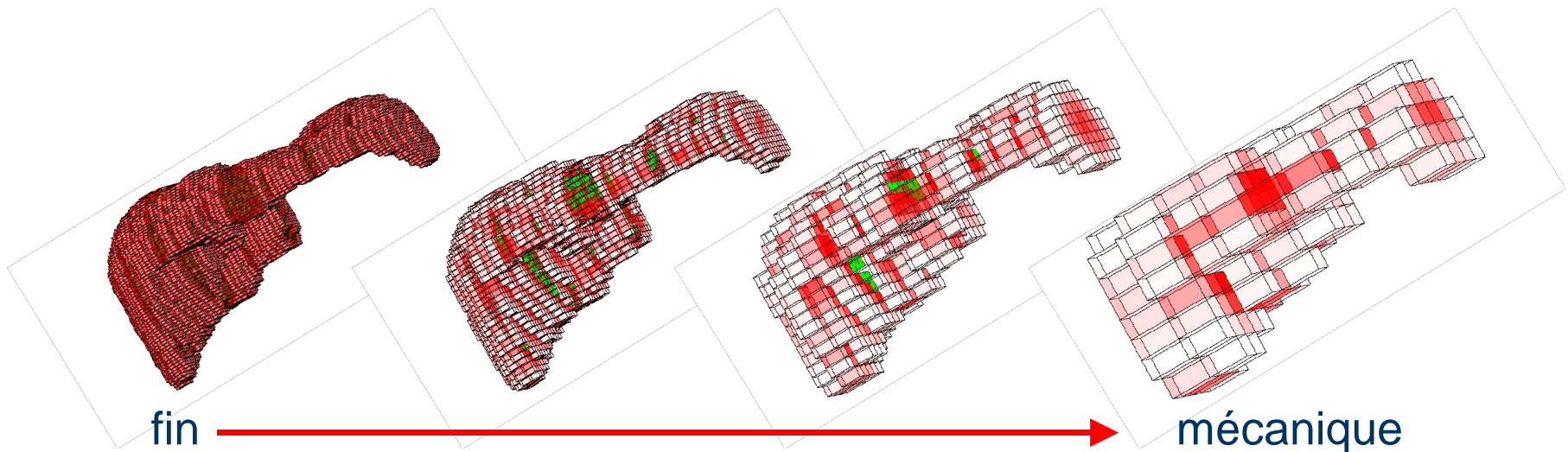


# Mécanique

## Propriétés non-uniformes

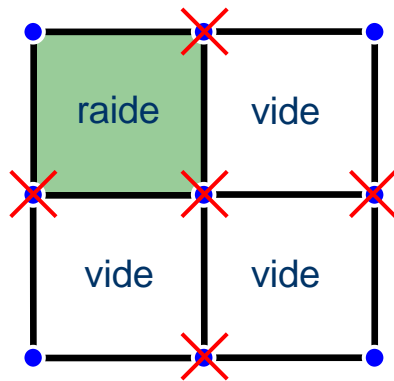
Prise en compte de la répartition de la matière dans les éléments non-pleins

- Calcul du taux de remplissage à la résolution la plus fine
- Calcul classique des matrices à la résolution la plus fine
- Condensations des propriétés mécaniques du niveau le plus fin vers le niveau mécanique

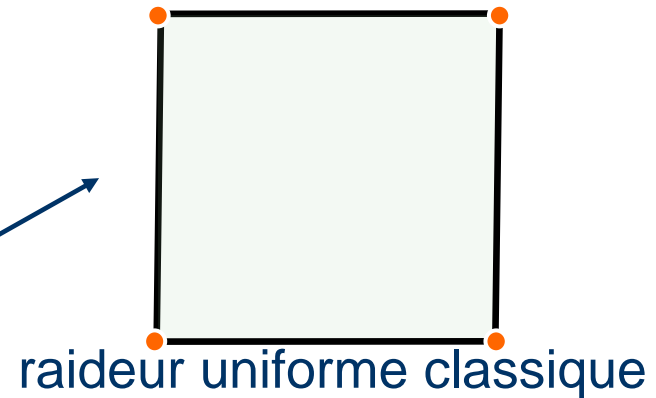


# Mécanique

## Propriétés non-uniformes



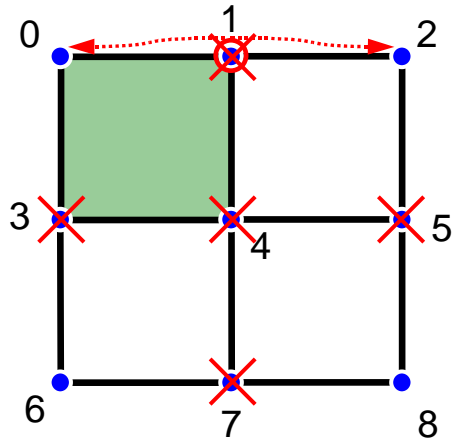
Maillage fin = 4 éléments



Maillage grossier = 1 élément

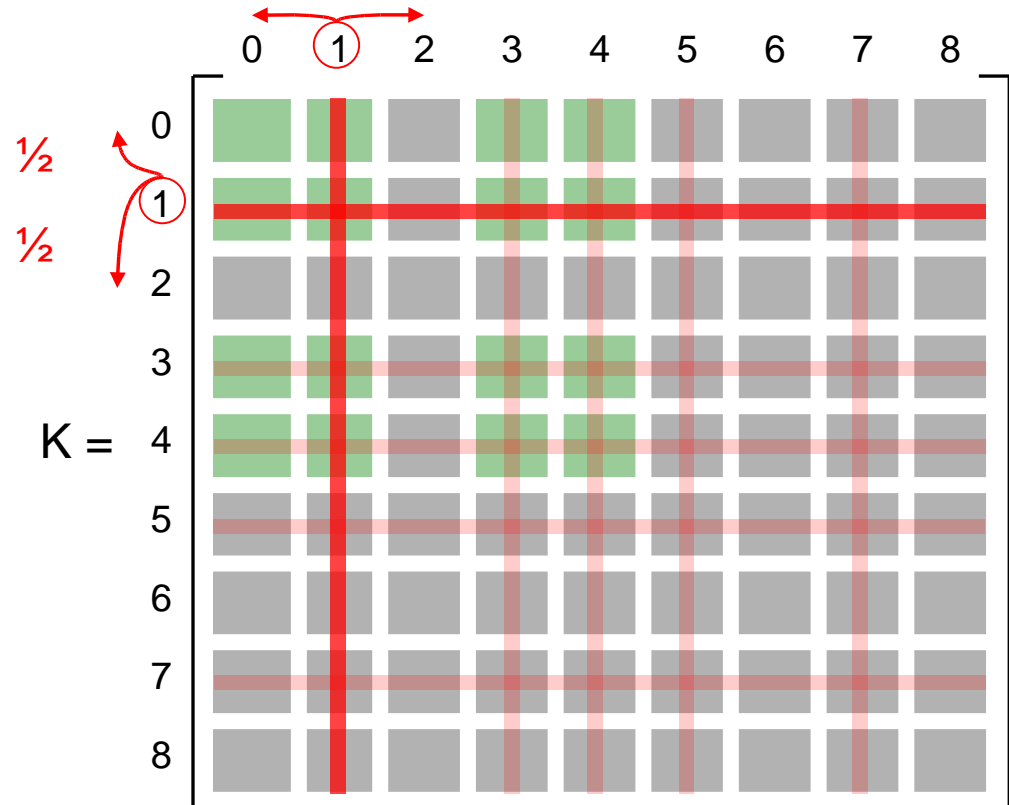
# Mécanique

## Propriétés non-uniformes



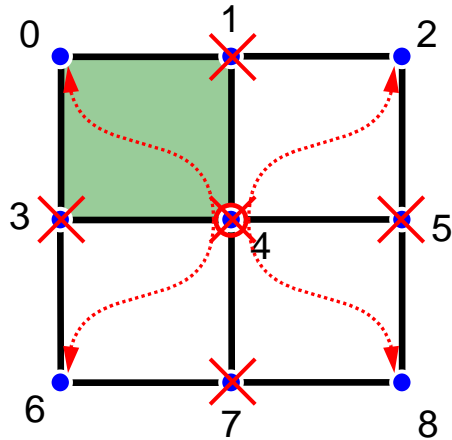
Considérer les nœuds supprimés  
Comme interpolés

$$p_1 = \frac{1}{2}(p_0 + p_2)$$



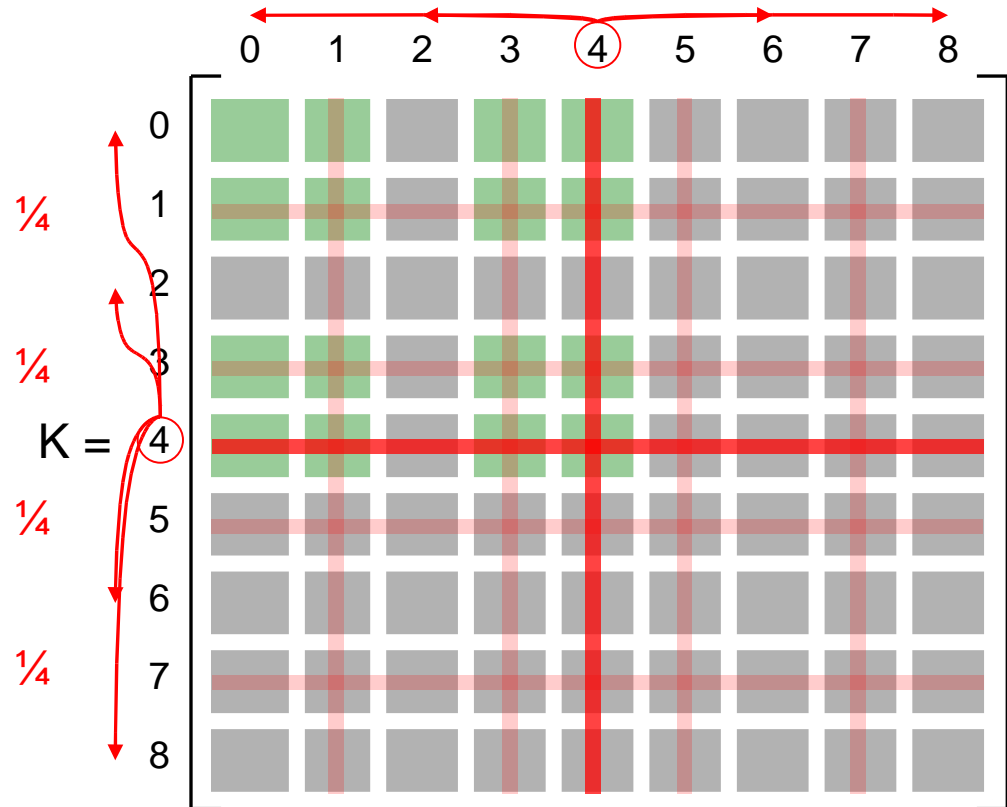
# Mécanique

## Propriétés non-uniformes



Considérer les nœuds supprimés  
Comme interpolés

$$p_4 = \frac{1}{4}(p_0 + p_2 + p_6 + p_8)$$



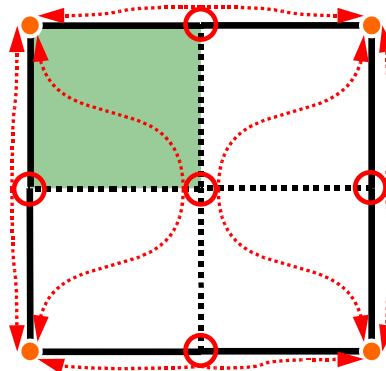
# Mécanique

## Propriétés non-uniformes

$$\text{raideur : } \mathbf{K}_{parent} = \sum_{\text{tous enfants } c} \mathbf{L}_c^T \mathbf{K}_c \mathbf{L}_c$$

$$\text{masse : } \mathbf{M}_{parent} = \sum_{\text{tous enfants } c} \mathbf{L}_c^T \mathbf{M}_c \mathbf{L}_c$$

où  $\mathbf{L}_c$  est la matrice d'interpolation d'une cellule mère vers ses cellules filles  $c$ .



# Mécanique

## Propriétés non-uniformes

### Précalculs

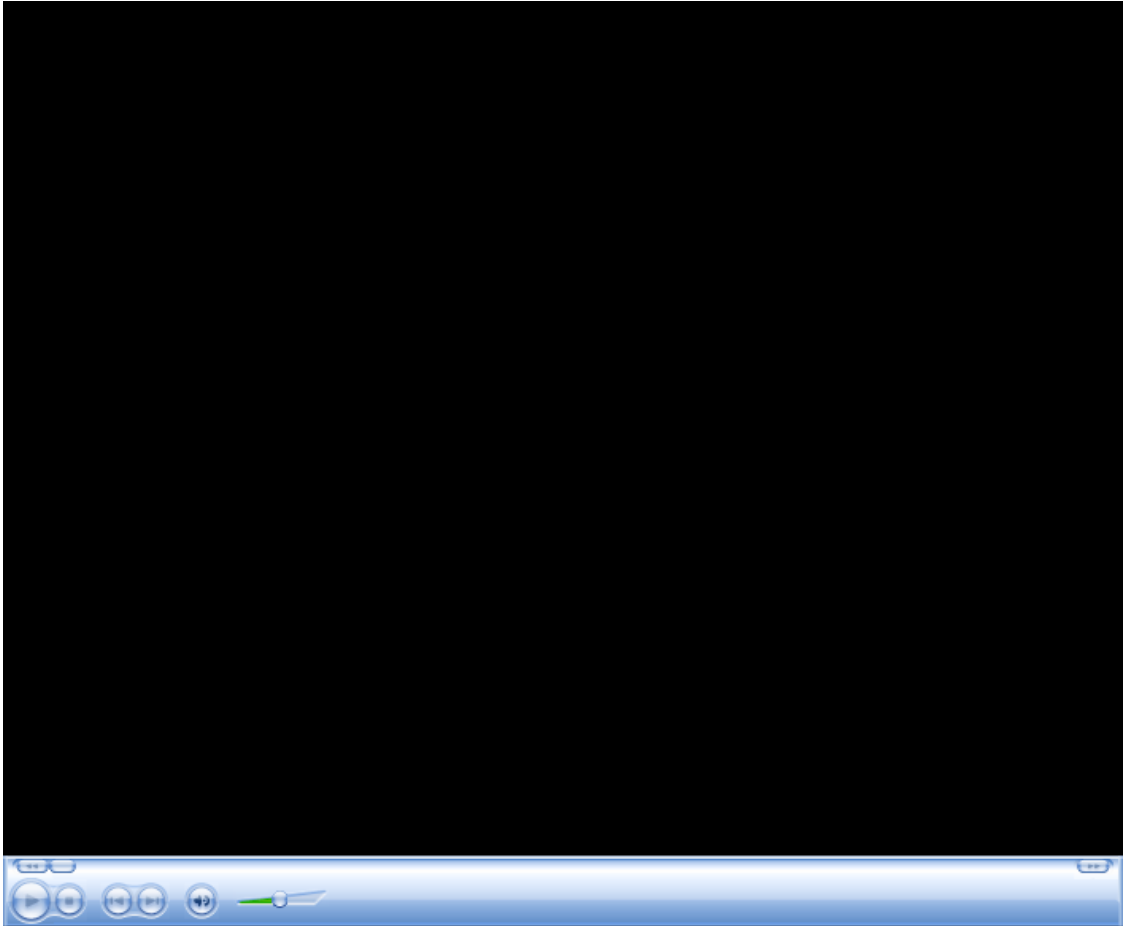
- Maillages mécaniques à différentes résolutions
- M et K au niveau le plus fin
- Condensation de M et K du niveau fin vers le niveau mécanique

### Boucle d'animation

- Résoudre l'ODE
- Mise à jour des positions de la surface

→ Les propriétés non-uniformes n'ajoutent aucun calcul dans l'animation

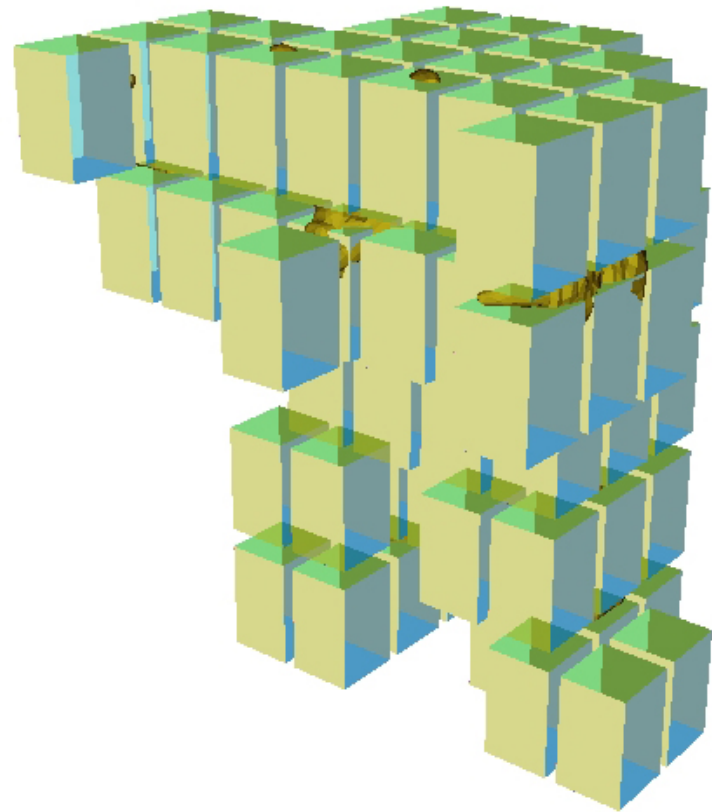
# Résultats



classic

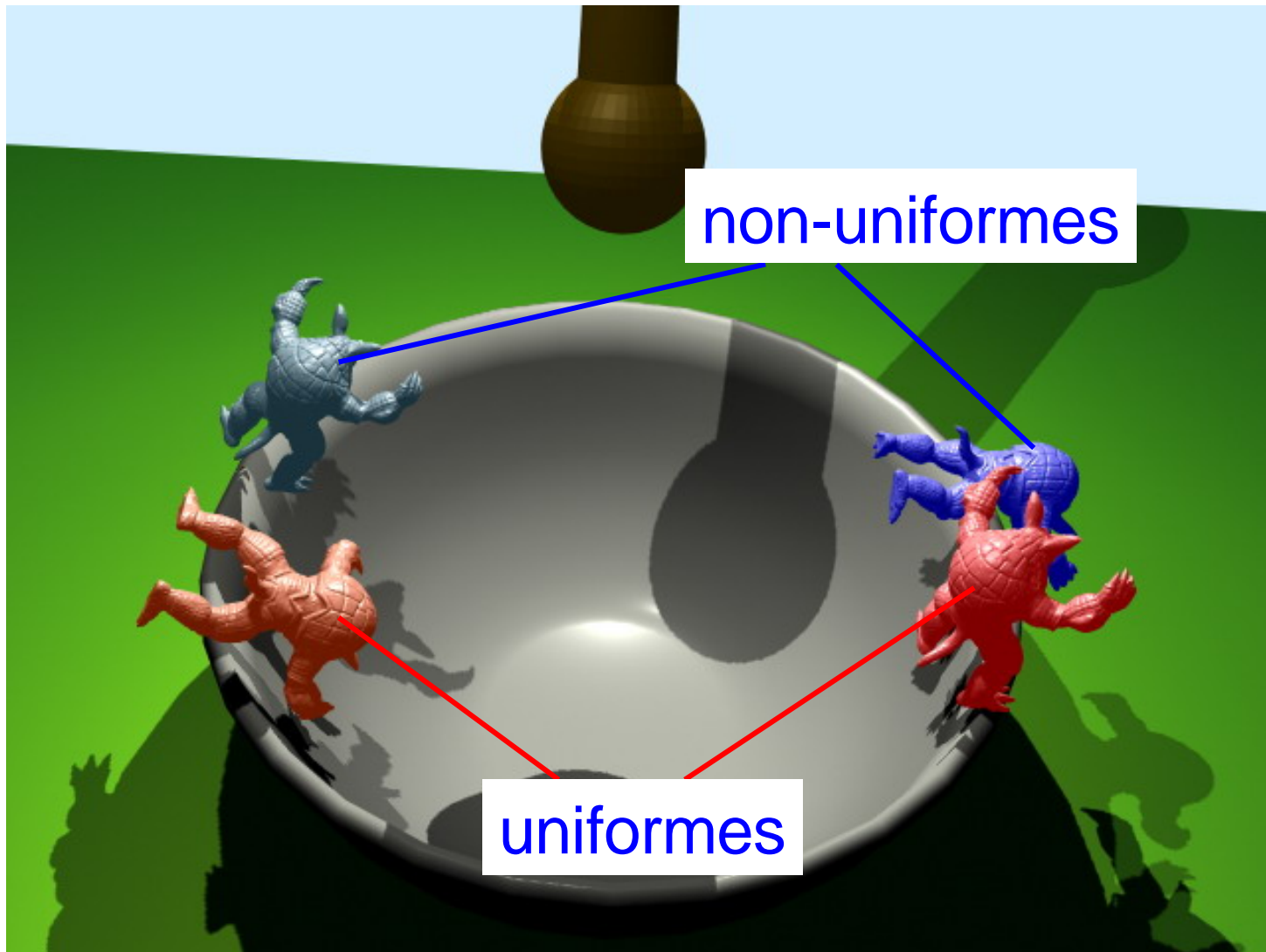
non-uniform

# Résultats

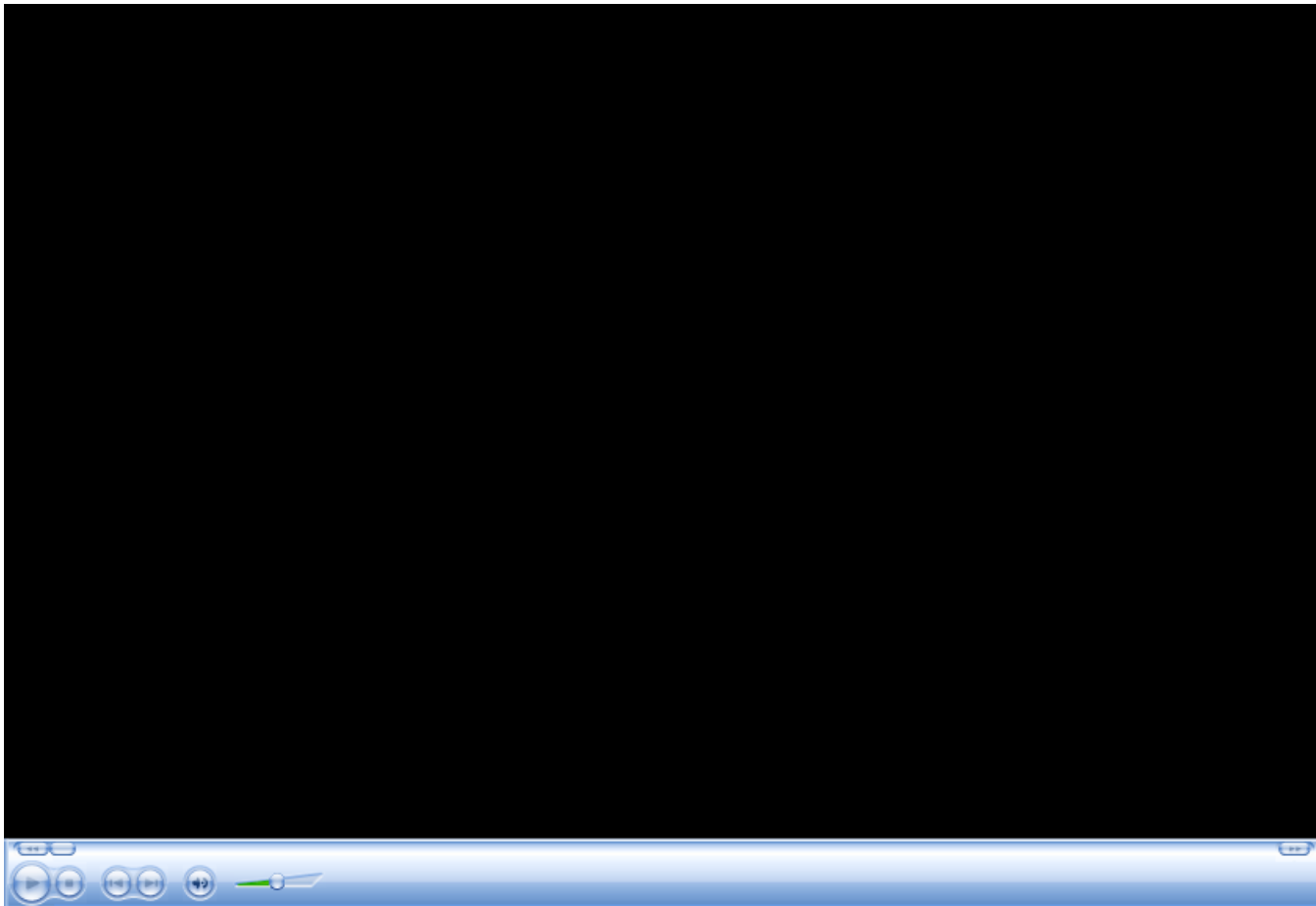




# Résultats



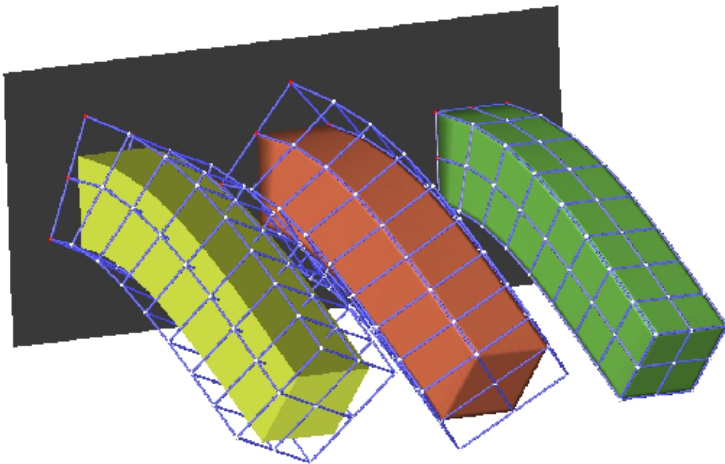
# Résultats



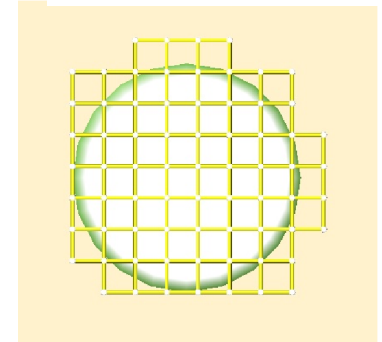
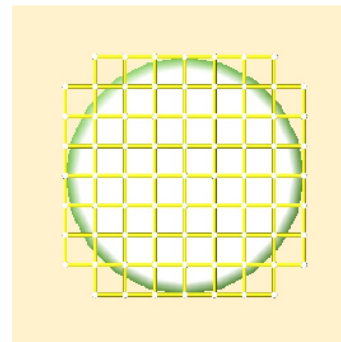
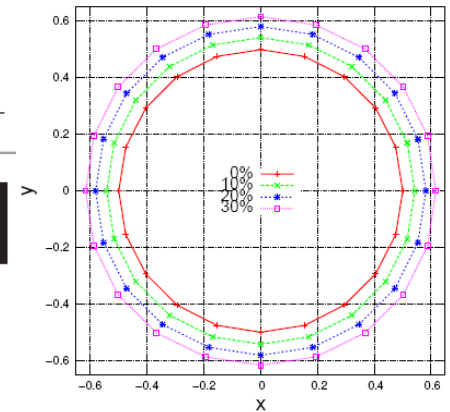
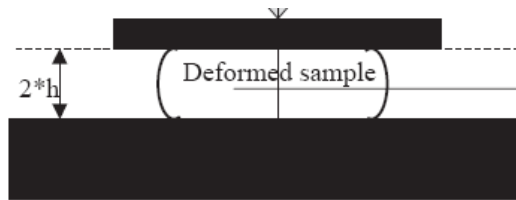
# Validations

## Influence du positionnement de la grille

Poutre encastrée  
soumise à la gravité



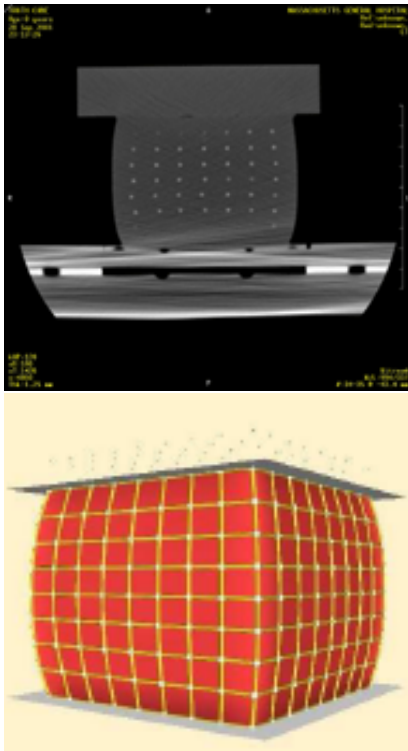
Compression uniaxiale d'un cylindre [Miller04]



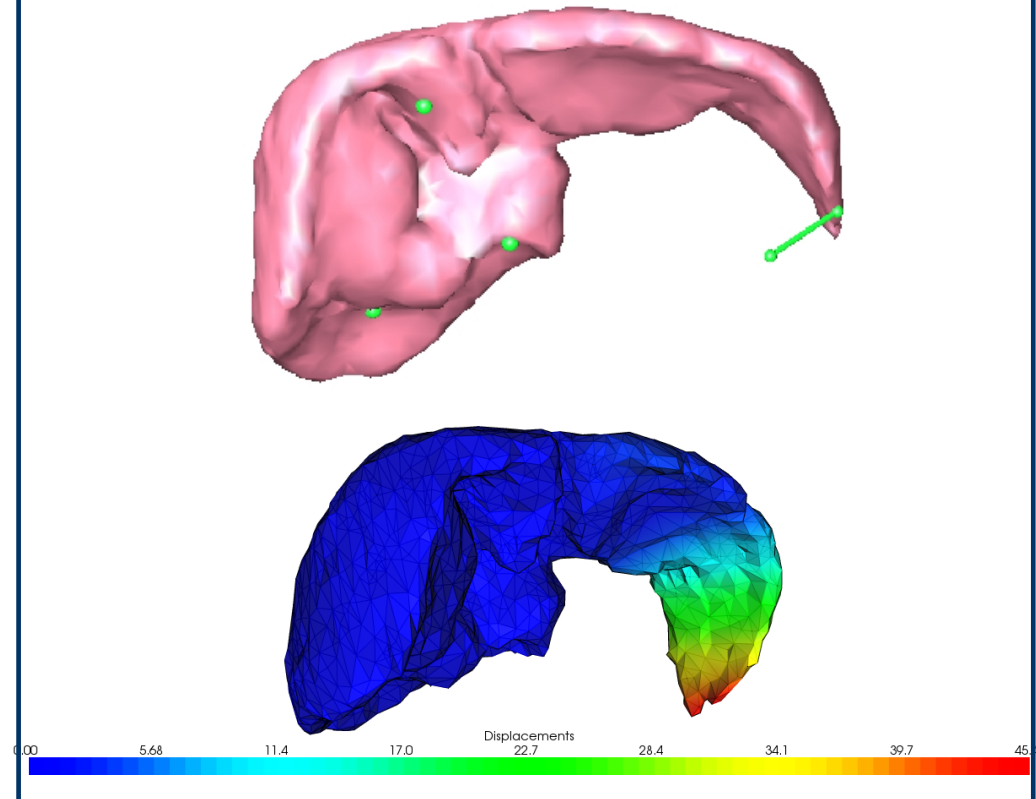
# Validations

Comparaison avec des données réelles et des résultats numériques certifiés

Truth cube [Kerdok03]



Déplacement imposé sur un foie



# Conclusion

---

Animation automatique d'images médicales

Découplage des résolutions affichage/mécanique

Propriétés mécaniques non-uniformes

*objets très détaillés*

*peu de degrés de liberté mécanique*

*plausibilité physique en temps réel*

# Améliorations



Meilleure interpolation (polynômes de Bernstein)

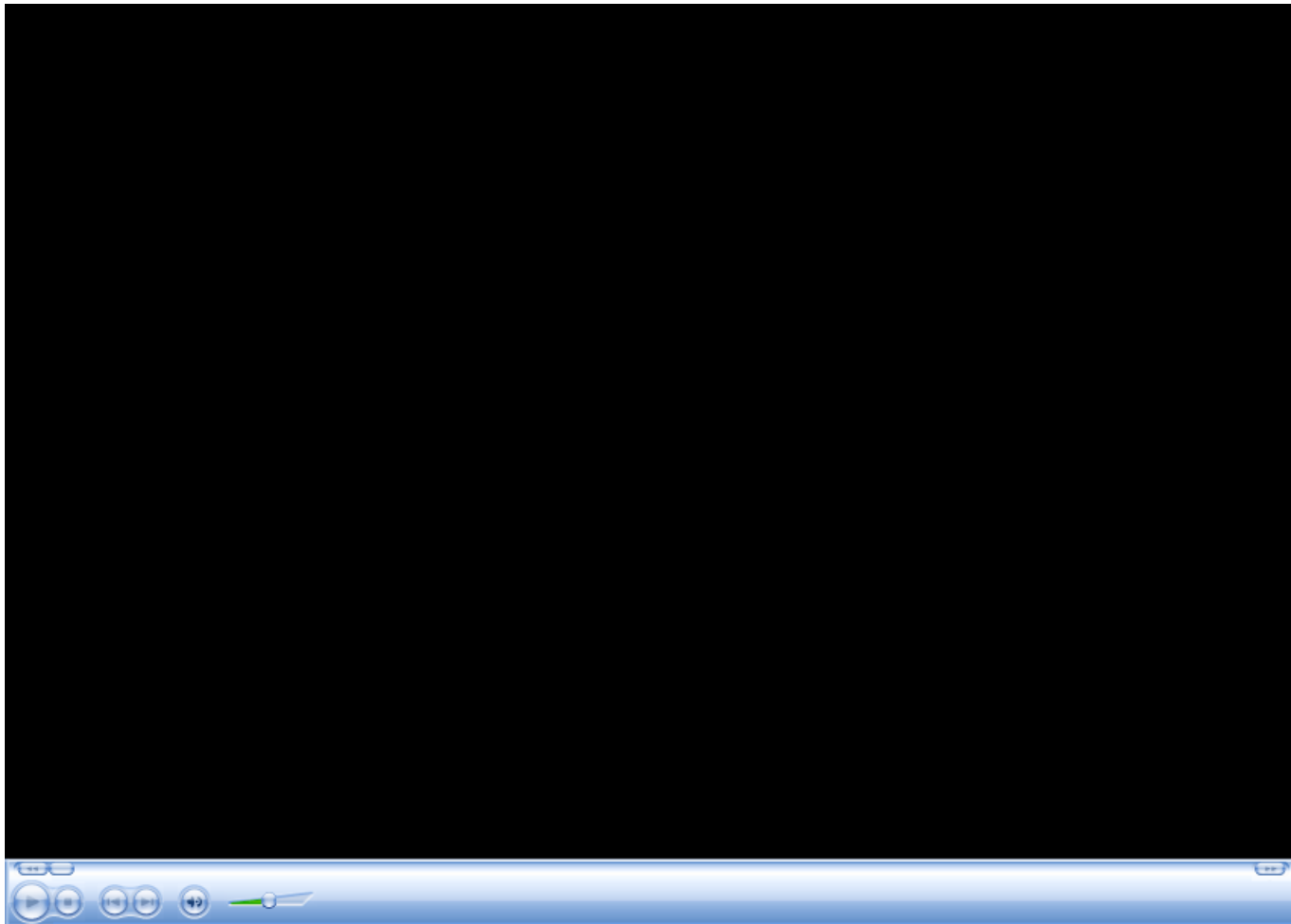
Calculer l'interpolation sur GPU

Matériaux non-linéaires

# Améliorations

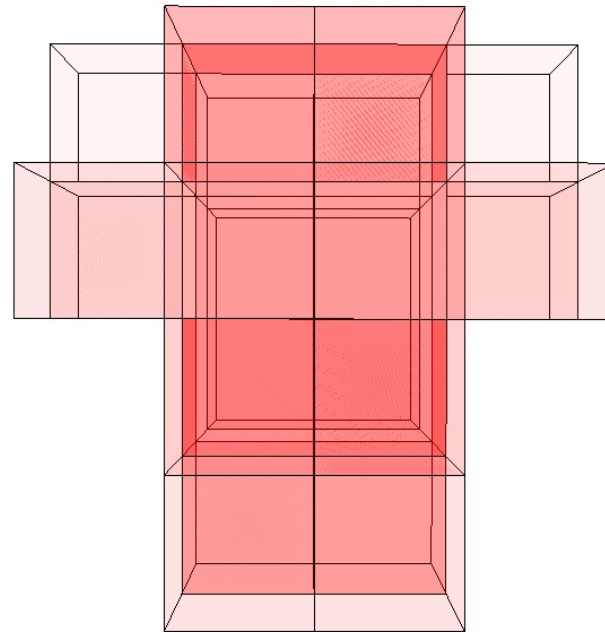
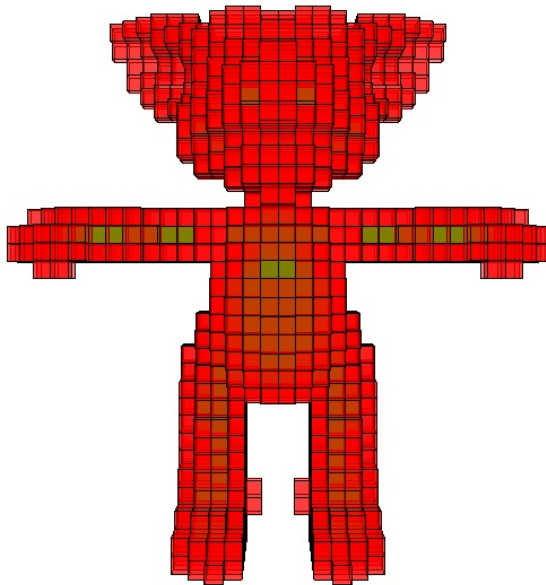
---

Multirésolution adaptative



# Améliorations

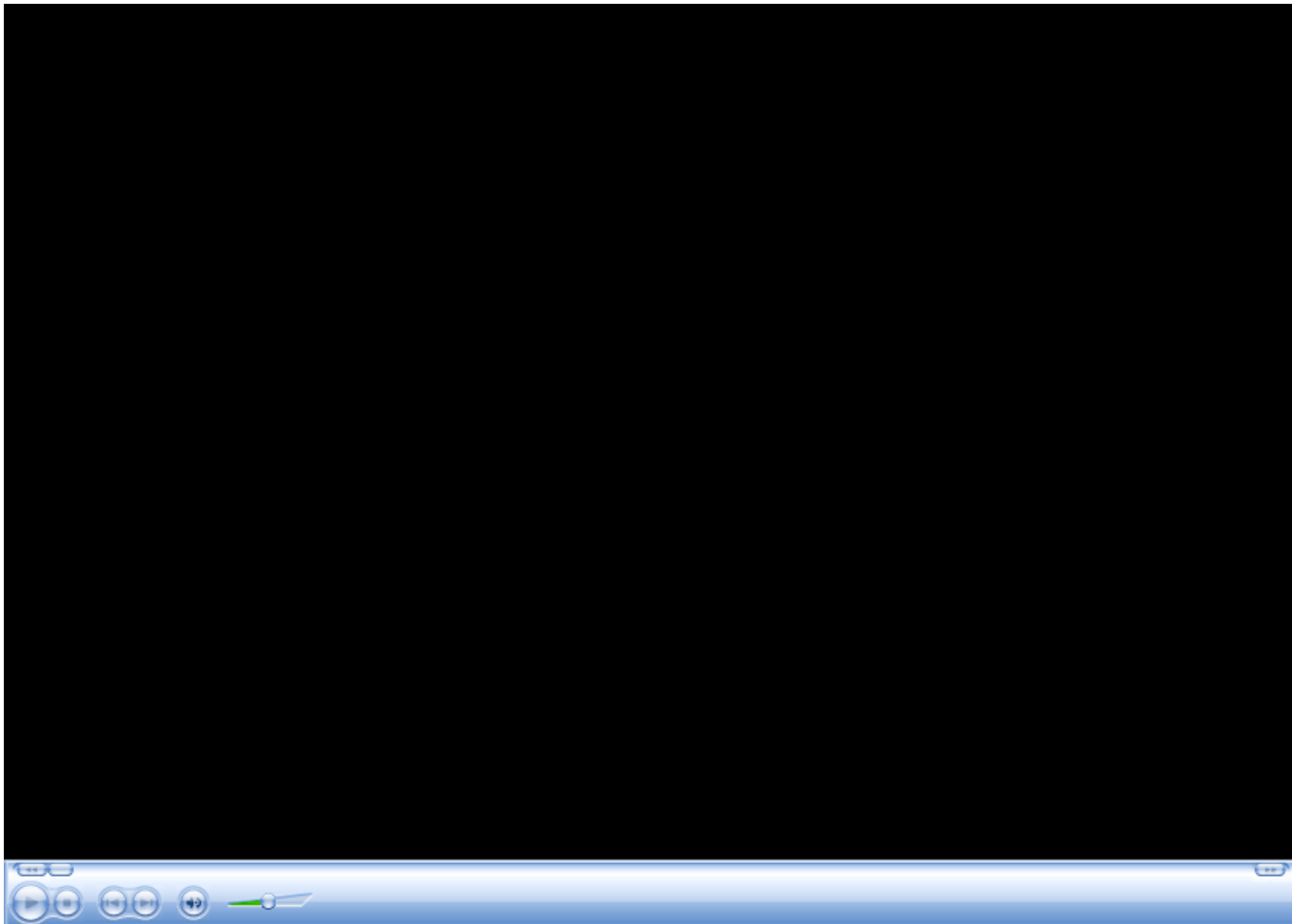
Séparer les jointures (virtual nodes)





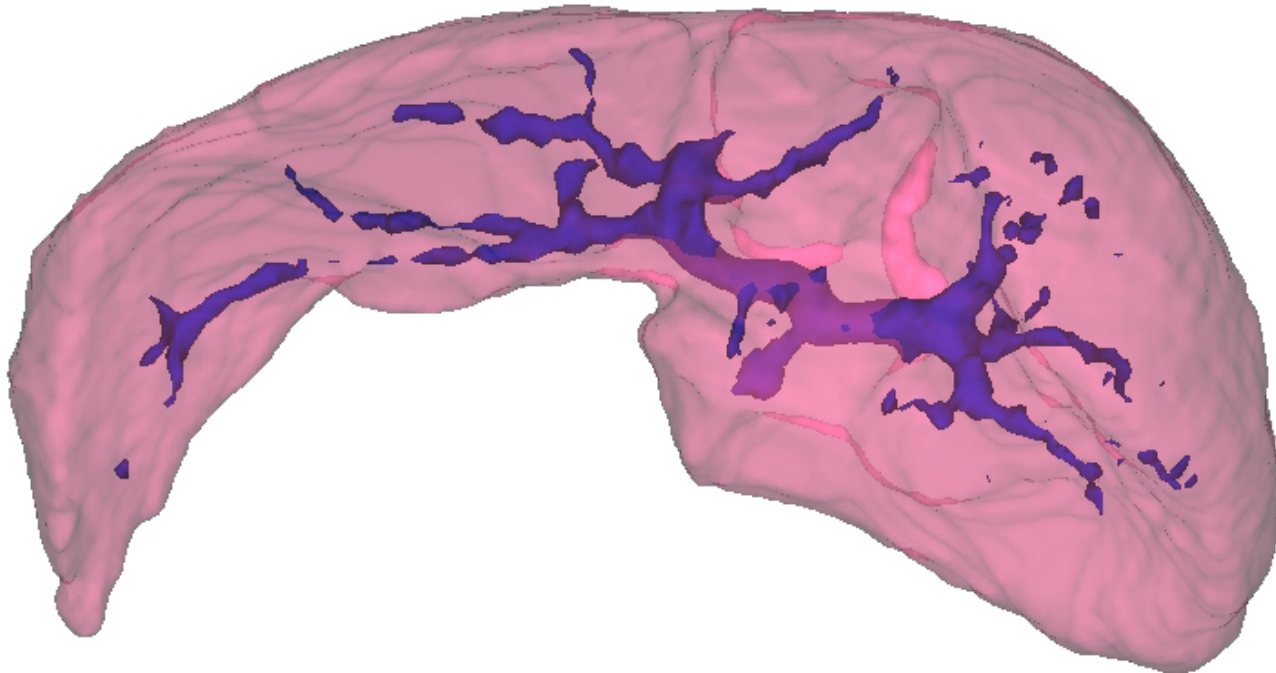
# Améliorations

Séparer les jointures (virtual nodes)



# Améliorations

Différentes propriétés de matériaux suivant les structures simulées



# Simulation interactive d'organes directement issus de données médicales

**Matthieu Nesme**

Encadrants :

Yohan Payan, GMCAO-TIMC

François Faure, EVASION-LJK/INRIA