



**GROUPE
RENAULT**

PSA
GROUPE



Modélisation statistique de la géométrie 3D de la cage thoracique à partir d'images médicales en vue de personnaliser un modèle numérique de corps humain pour la biomécanique du choc automobile.

Baptiste MOREAU

Directeur de thèse : **William PUECH**

Encadrant industriel : **Philippe PETIT**

Co-encadrants : **Gérard SUBSOL, Benjamin GILLES, Erwan JOLIVET**



**UNIVERSITÉ
DE MONTPELLIER**

❖ Sécurité routière



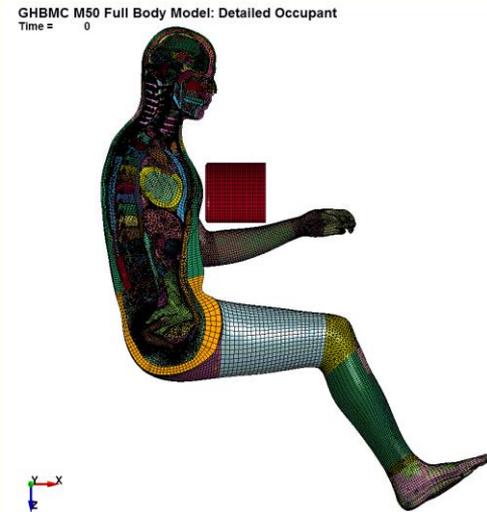
2014 : 1,2 million de décès



Biomécanique des chocs automobiles

- ✓ étudier le comportement du corps humain soumis à des chocs
- ✓ comprendre les mécanismes lésionnels
- systèmes de retenue (ceinture, airbag) efficaces

❖ Outils de la biomécanique du choc automobile



Essais
Mannequin de Choc



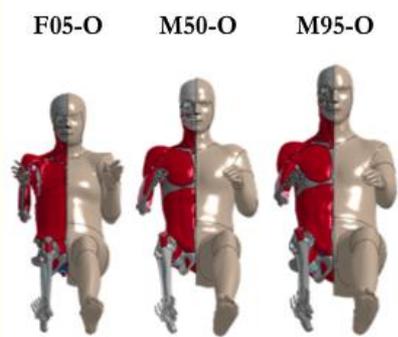
Mesure du critère

Simulations
Modèle Numérique

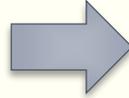
Validation

Bilan lésionnel
Essais
Sujet Humain Post
Mortem (SHPM)

❖ Limites des modèles numériques disponibles



Modèles détaillés de différentes
tailles développés par le Global
Human Body Models Consortium
(GHBMC)



Variations morphologiques du corps humain (Allen et collab. 2003)

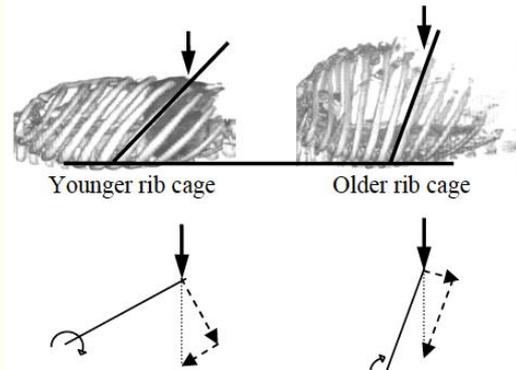


Besoin de représenter la variabilité
morphologique

❖ Une structure anatomique importante : la cage thoracique



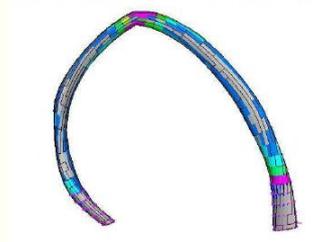
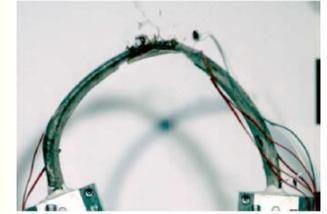
Thorax : **36,7%** des
blessures sévères
(Page et collab. 2012)



Géométrie de la cage
thoracique



Résistance mécanique
du thorax
(Kent et collab. 2005)

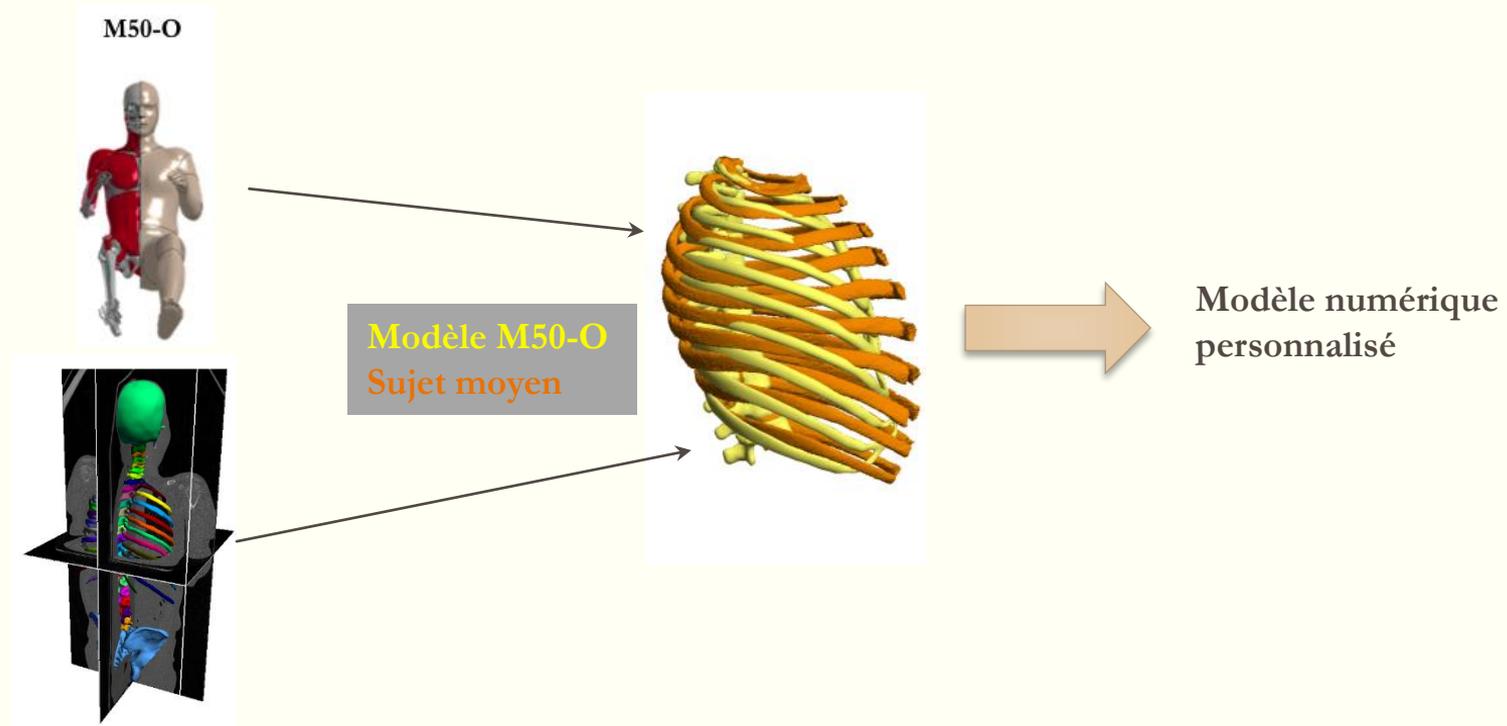


Sollicitation
antéropostérieure
d'une côte
(Charpail 2006)



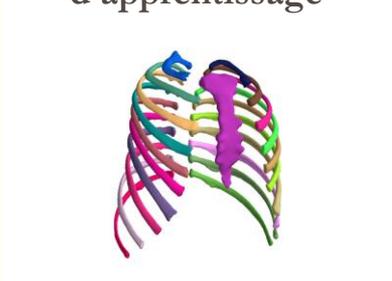
**Comment prendre en compte les variations
géométriques de la cage thoracique ?**

❖ Besoin de personnalisation

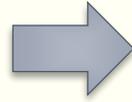


❖ Comment construire des modèles représentatifs d'une population ?

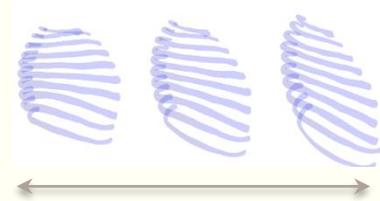
Base de données d'apprentissage



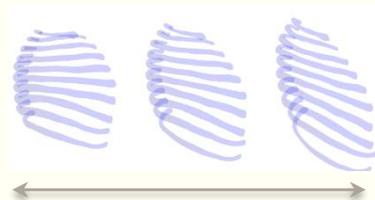
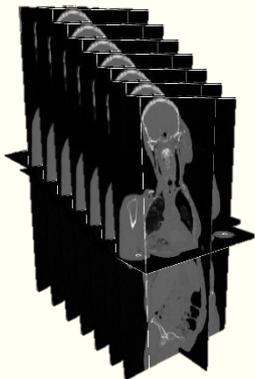
Anthropométrie : Âge, poids, taille, sexe...



Modélisation statistique de forme (anatomie computationnelle)



❖ Plan de la thèse

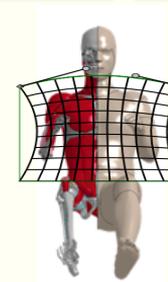
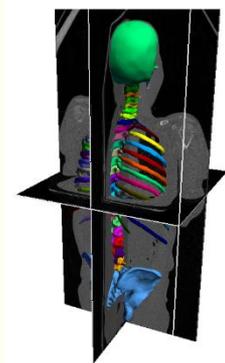


Segmentation

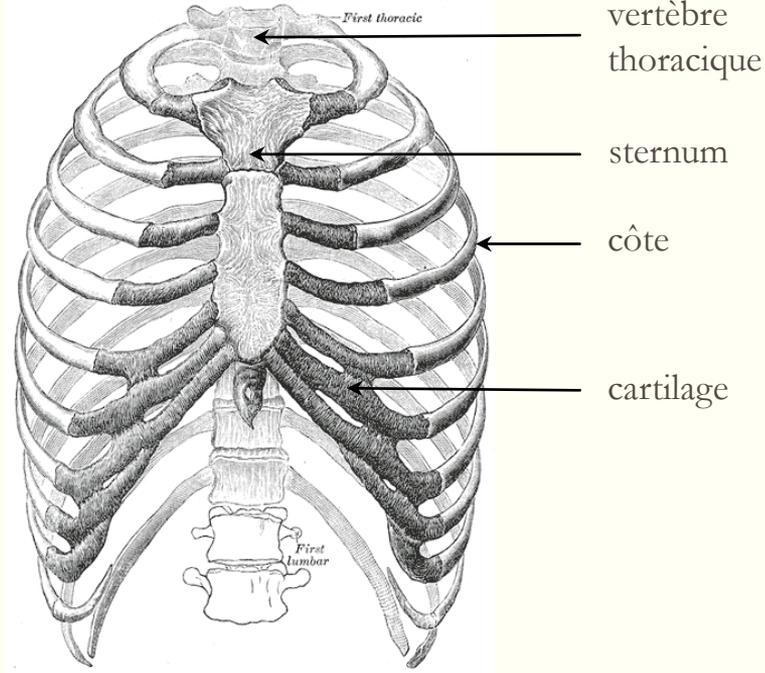
Modélisation
statistique

Personnalisation

Simulations



❖ Anatomie de la cage thoracique : variations intrinsèques de forme



Vertèbre thoracique



Côte

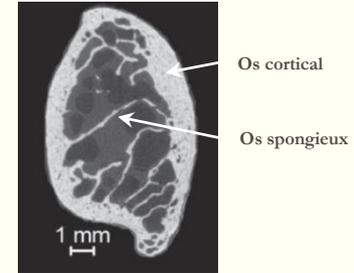
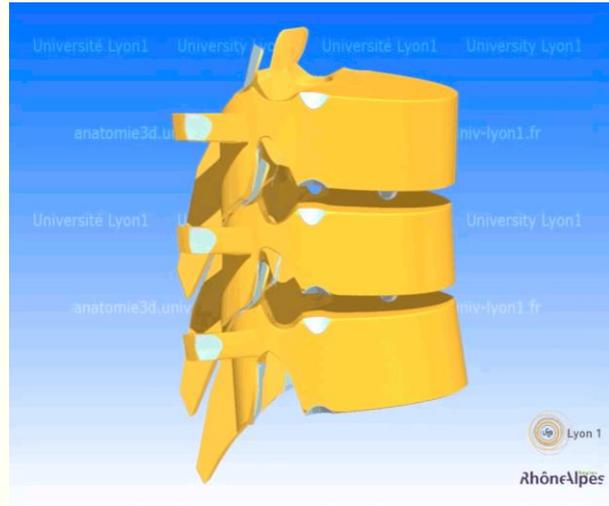


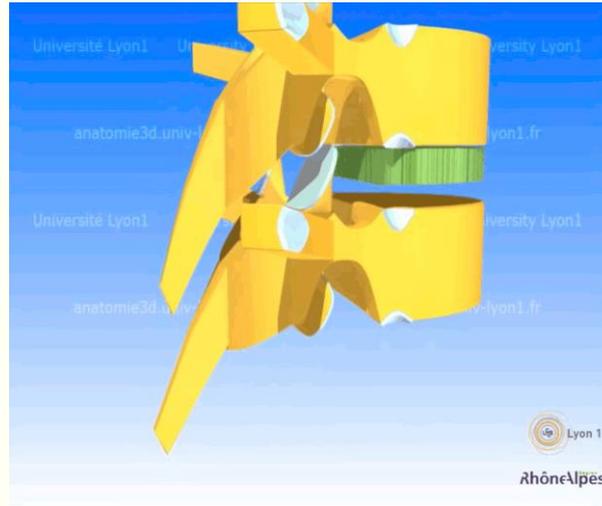
Image microCT de la section d'une côte
(Perz et collab. 2015)

❖ Une structure articulée : variations de position et d'orientation (pose)

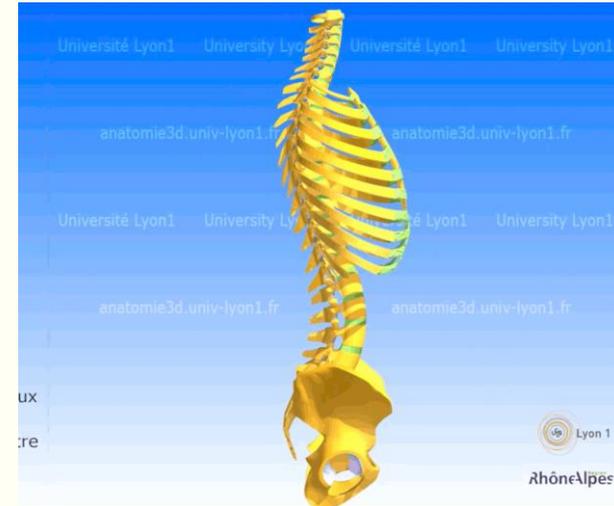
Mouvements de la colonne thoracique



Articulation costo-vertébrale

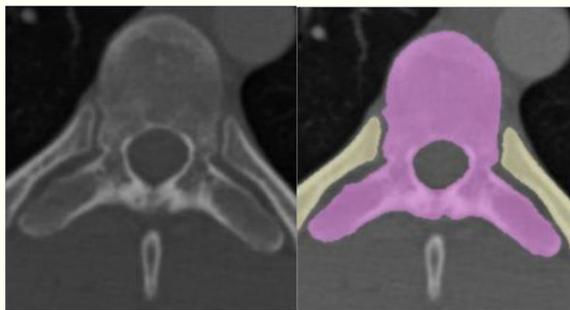
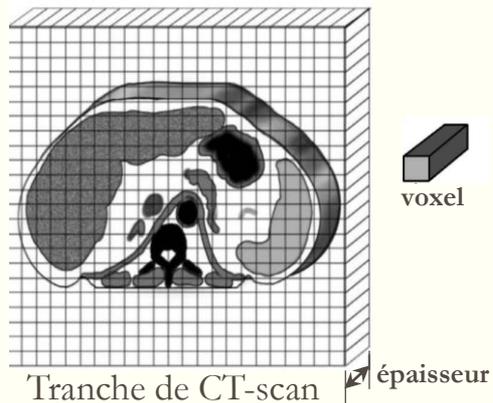


Mouvements de la cage thoracique

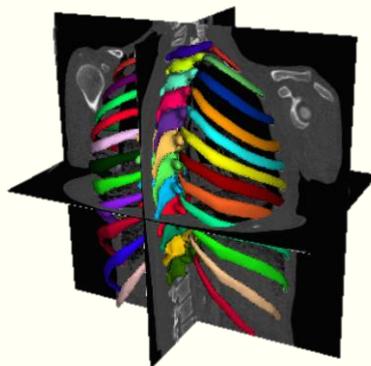


Comment prendre en compte les variations intrinsèques de forme de chaque os et les variations de pose entre les os ?

❖ Image CT-scan et segmentation



Segmentation vertèbre/côtes



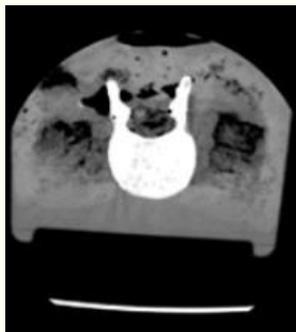
Comment segmenter la cage thoracique ?

❖ Autres méthodes de segmentation utilisant intensité et cohérence spatiale

▪ Approche région

- intensités

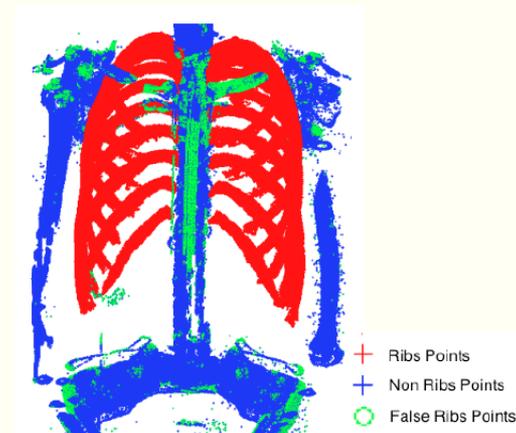
Croissance de région sur les côtes
(Lee et collab. 2010)



▪ Approche contour

- gradients

Détection de contours d'une vertèbre
(Dai 2006)



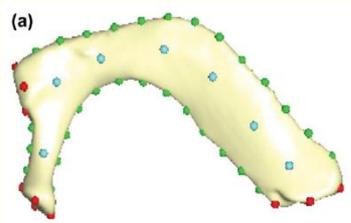
Classification par apprentissage des voxels côte
(Gargouri et collab. 2013)

Problèmes :

- qualité des segmentations : trous, bruit...
- comparer les segmentations

❖ Comment comparer des segmentations ?

Positionnement manuel

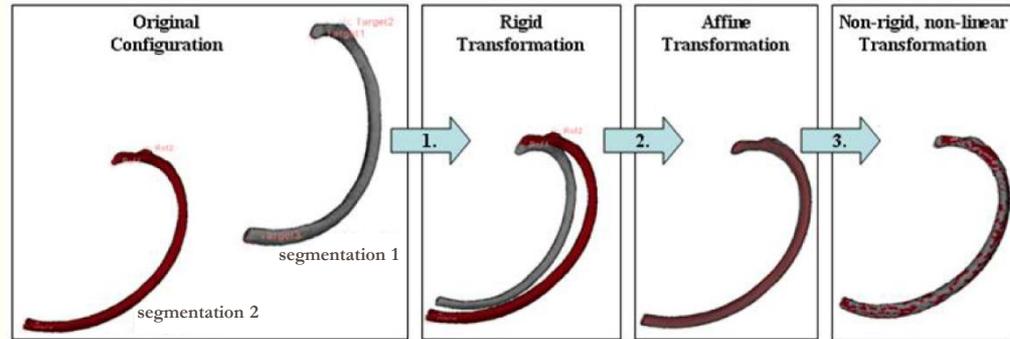


Points remarquables sur la première côte
(Garcia-Martinez et collab. 2017)

Problèmes : répétabilité, temps

Positionnement automatique par recalage

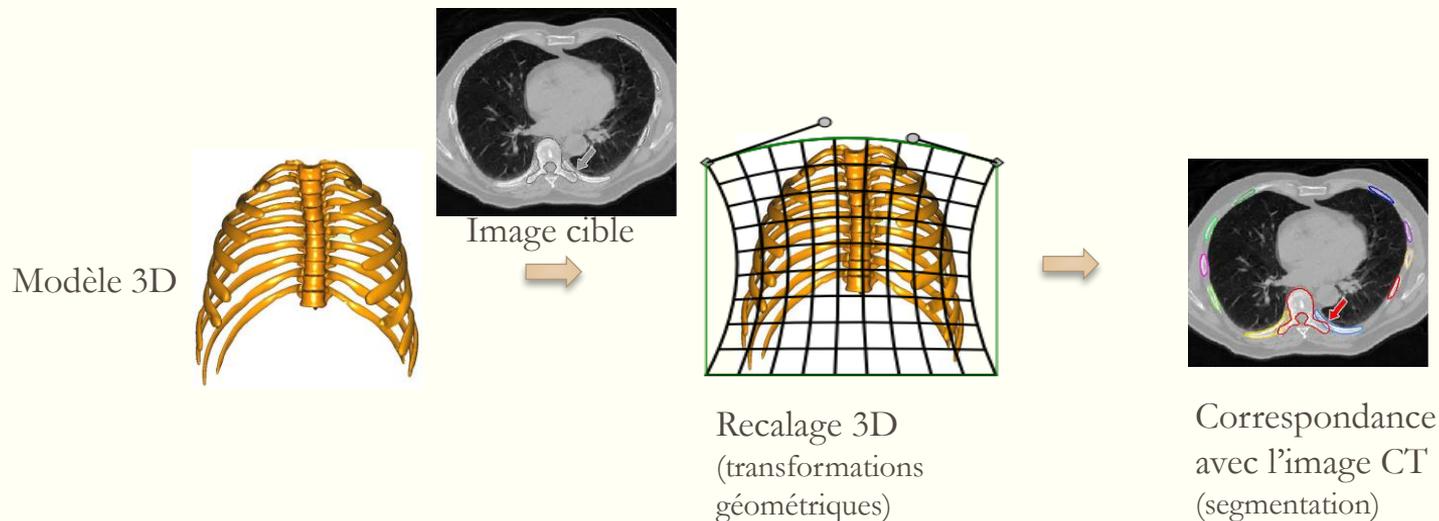
(Heimann et Meinzer 2011)



Exemple sur les côtes (Weaver et collab. 2011)

Le recalage permet de trouver
les correspondances

❖ Segmentation et mise correspondance simultanée : la segmentation basée modèle



Recalage de lignes moyennes de côtes par ICP
(Klinder et collab. 2007)

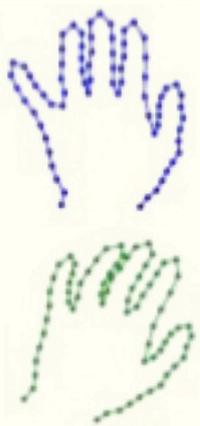
Avantages : Spécificité et mise en correspondance des segmentations
➤ **Notre choix**

❖ Méthodes de modélisation statistique de forme : alignement par GPA

GPA : Analyse Procrustéenne Généralisée



1) Alignement aux moindres carrés
(translation + rotation)



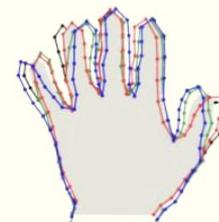
2) moyenne



3) Alignement aux moindres carrés
(translation + rotation)



➤ Itérations de 2) et 3) jusqu'à convergence de la moyenne



Après l'alignement par GPA

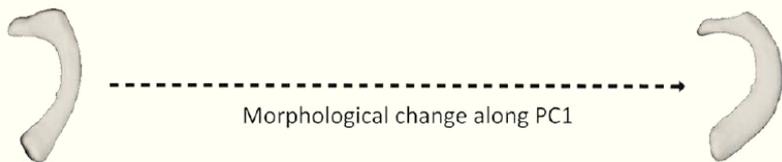
❖ Méthodes de modélisation statistique de forme : Analyse en Composantes Principales (PCA)

$$F_i = (x_{i,1}, y_{i,1}, z_{i,1}, \dots, x_{i,k}, y_{i,k}, z_{i,k})$$

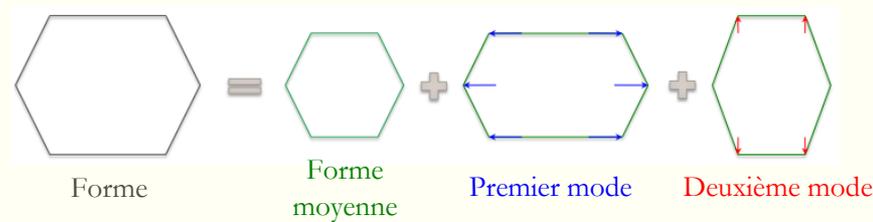


$$F_i = \overline{F} + \sum_m \alpha_{i,m} \cdot \pi_m$$

Forme moyenne (pointing to \overline{F}) + Score (nouvelle variable) (pointing to $\alpha_{i,m}$) * Composante principale (mode) (pointing to π_m)

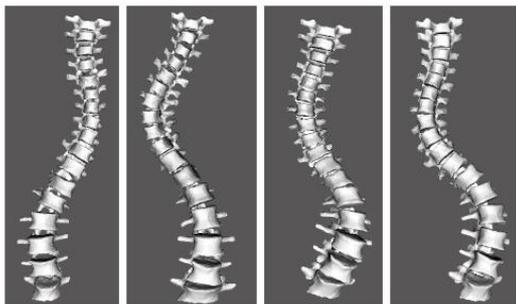


Premier mode de PCA sur la première côte
(Garcia-Martinez et collab. 2017)

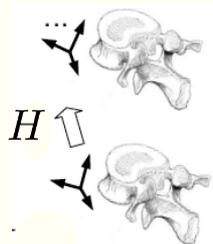


PCA adaptée pour modéliser les variations intrinsèques de forme d'un os

❖ Comment modéliser la forme des structures articulées ?



Colonnes vertébrales scoliotiques
(Boisvert et collab. 2008)



➤ Transformations rigides
(translation + rotation)

$$H \begin{vmatrix} R \\ \vec{t} \end{vmatrix}$$

Idee : statistiques sur les transformations rigides

Problème : calcul de la moyenne de rotations

(Sharf et collab. 2010)

$$\det \left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N R_i \right) \neq 1$$

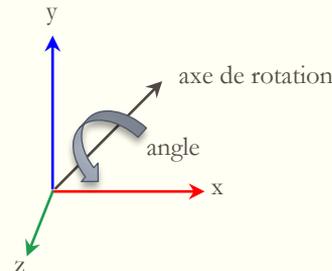
Solution : Moyenne de Fréchet

$$\bar{H} = \arg \min_{H \in SE(3)} \sum_{i=1}^N d(H, H_i)^2$$

fonction de distance

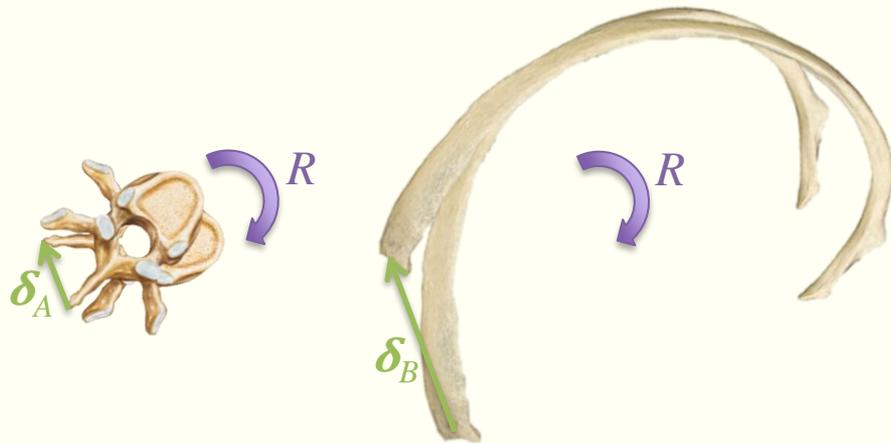
Fonction de distance : $d(H_1, H_2) = N_\lambda(H_2^{-1} \circ H_1)$ avec $N_\lambda(H)^2 = t^T \cdot t + \lambda r^T \cdot r$
(Boisvert et collab. 2008)

Tangent PCA (tPCA) : PCA généralisée pour la fonction de distance
(Pennec 2006 ; Sommer et collab. 2014)



Cette distance est-elle adaptée à la cage thoracique ?

❖ Limite de la fonction de distance usuelle pour les côtes



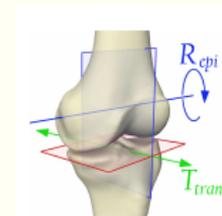
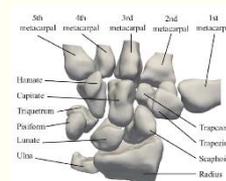
Difficulté : trouver une distance adaptée à la forme allongée des côtes

- Même norme N_λ de rotation dans les deux cas
- Pas la même conséquence sur la forme globale de la cage thoracique

Statistique sur des structures articulées :



(Boisvert et collab. 2008 ; Klinder et collab. 2008 ; Rasouljian et collab. 2013)



(Anas et collab. 2014)

(Bindernagel et collab. 2011)

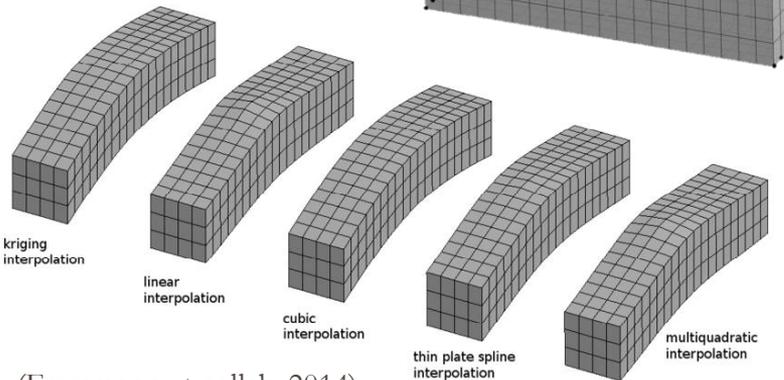
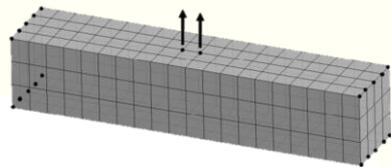
❖ Méthodes de personnalisation : interpolation spatiale par points de contrôle

M50-O

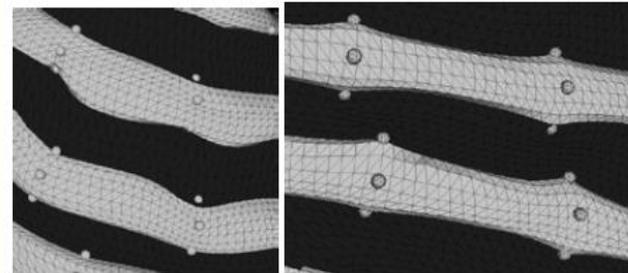


Modèle homme 50^{ème} centile :

- 2,19 millions d'éléments finis
- 1,26 million de nœuds



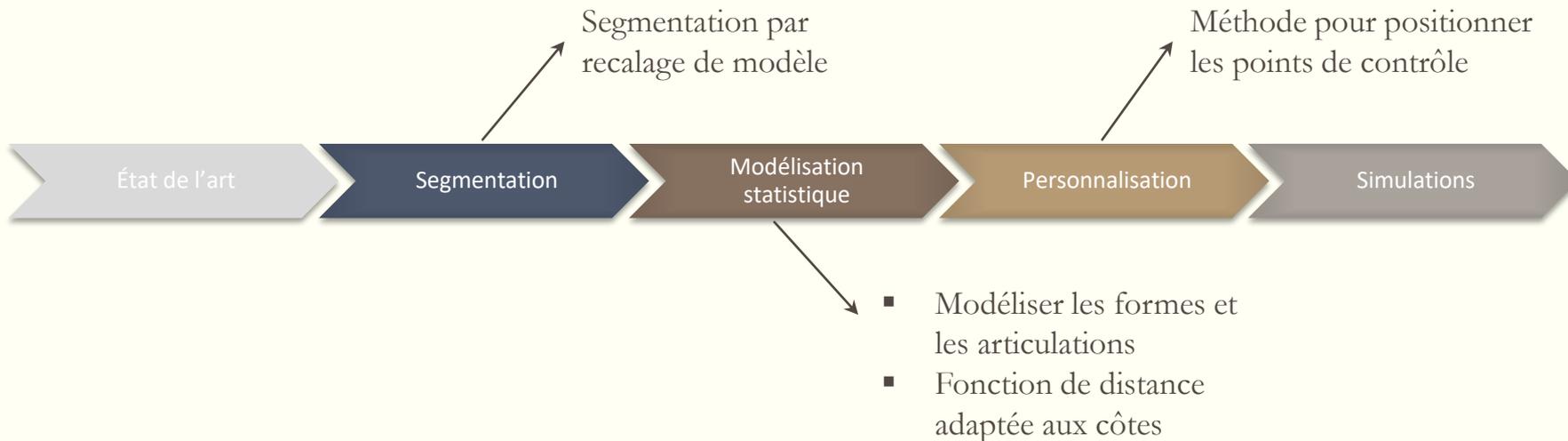
(Fressmann et collab. 2014)



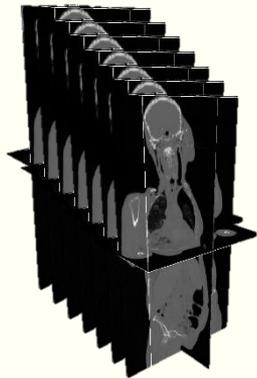
Interpolation par Dual Kriging de côtes
(Jolivet et collab. 2015)

Résultats similaires pour les différentes méthodes
Difficulté : Positionnement des points de contrôle

❖ Conclusion sur l'état de l'art



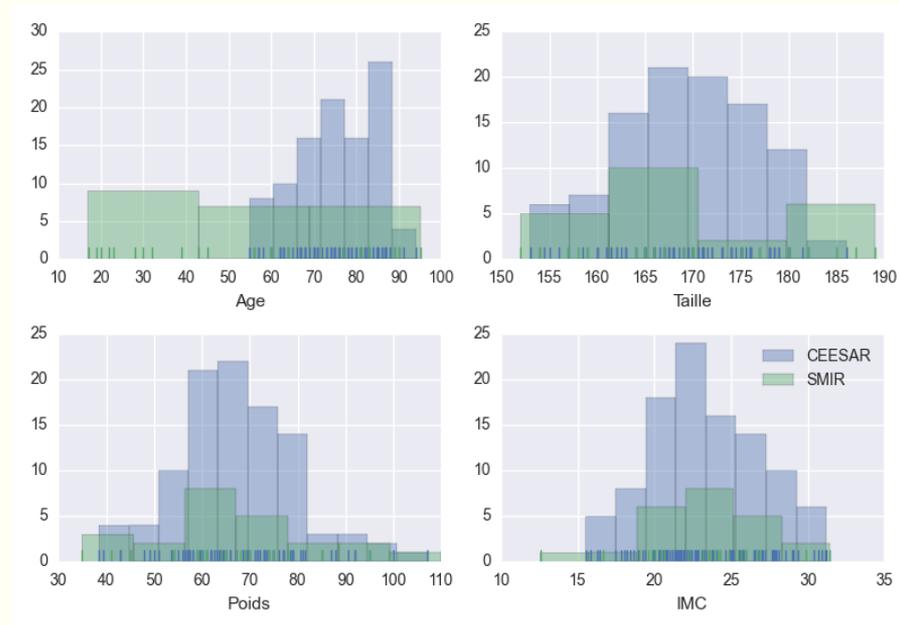
❖ Bases de données d'images CT-scan



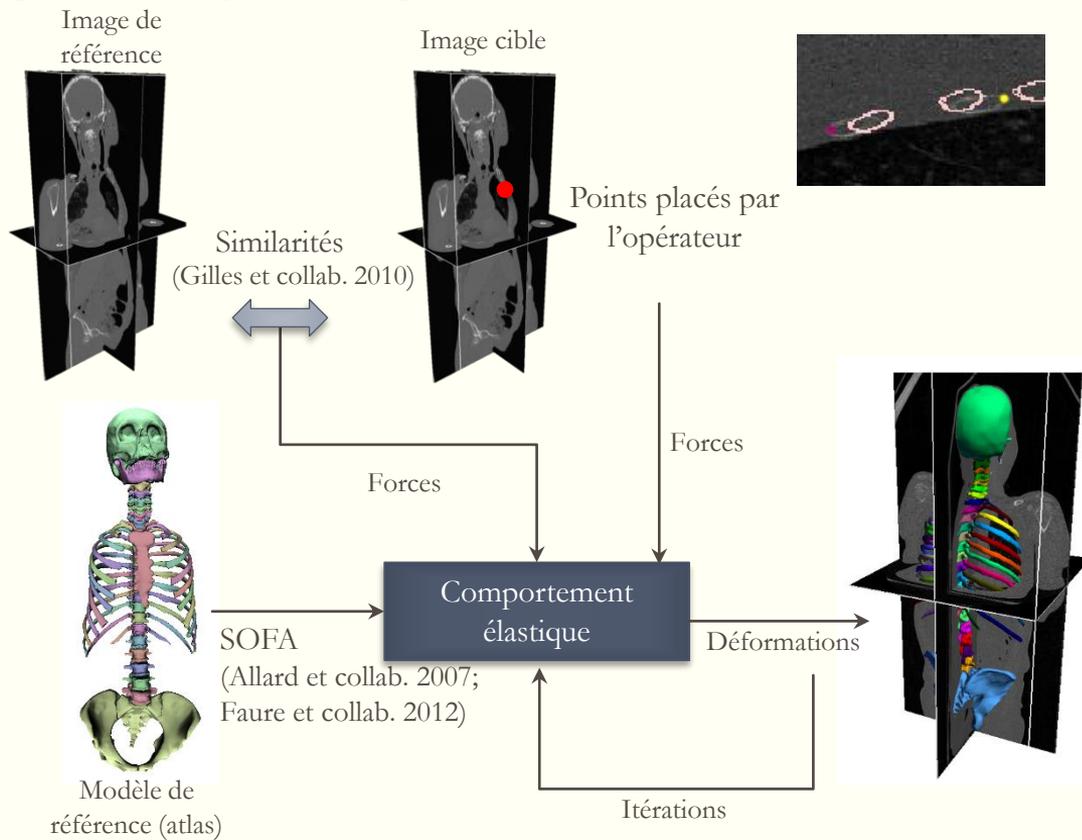
- ◆ CEESAR : 101 sujets
- ◆ SMIR : 23 sujets

Résolution spatiale :

- CEESAR : $0,5 \times 0,97 \times 0,97 \text{ mm}^3$
- SMIR : $0,6 \times 1,6 \times 1,6 \text{ mm}^3$



❖ Segmentation par recalage de modèle déformable



Contribution : définir un protocole reproductible

❖ Proposition d'un protocole de segmentation en deux phases de recalage

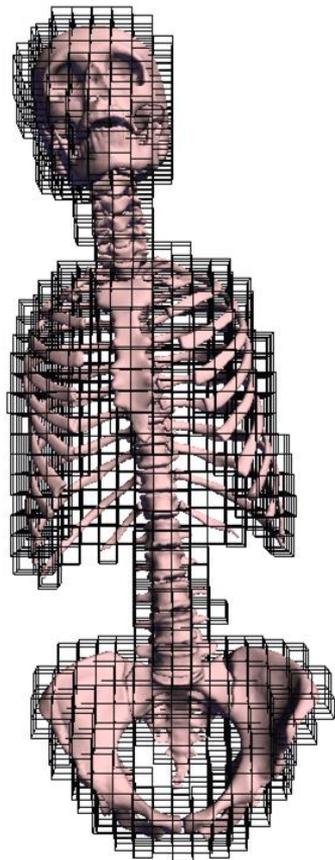
1) Recalage approximatif :

Taille des éléments : 20mm

➤ approche globale



Points sur les côtes
pour guider le recalage



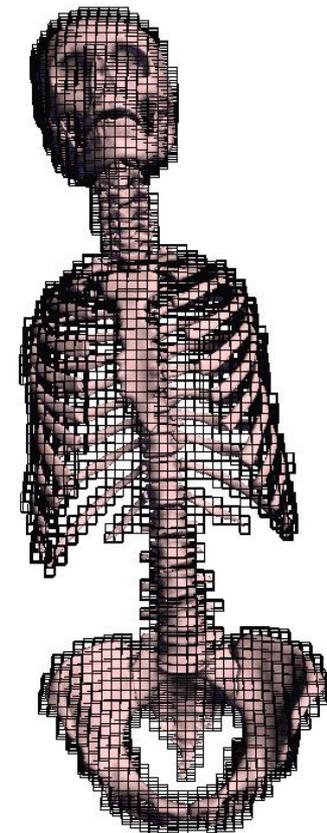
2) Recalage fin :

Taille des éléments : 10mm

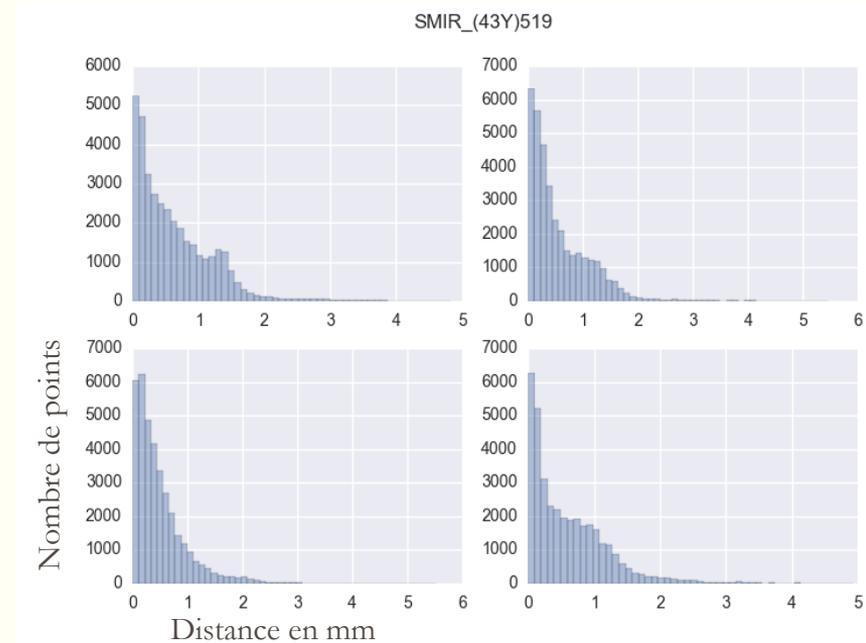
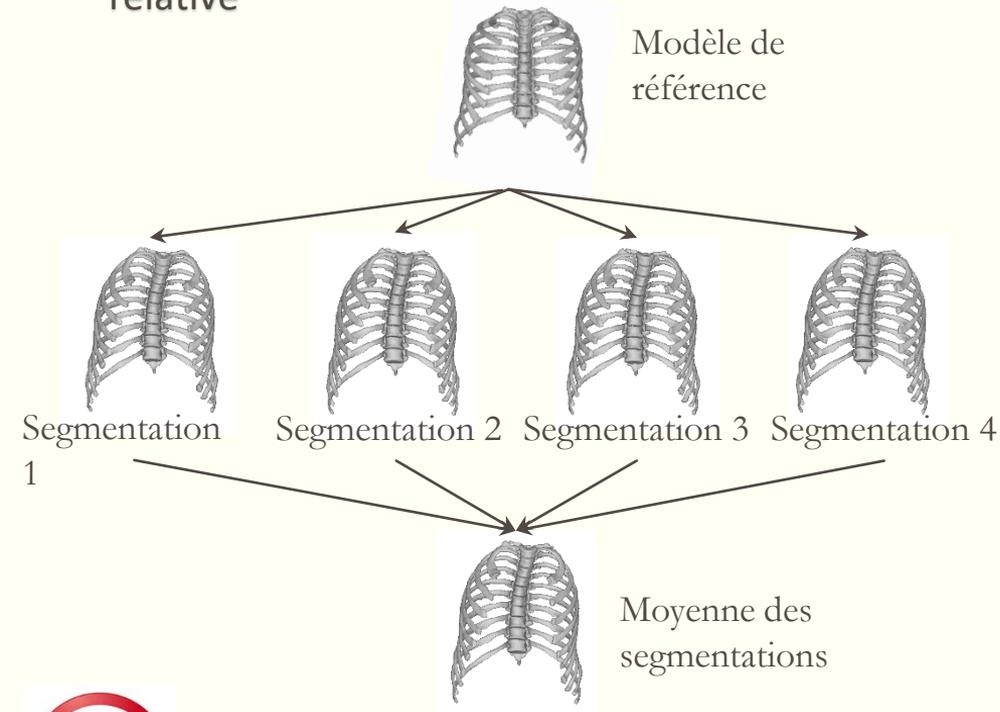
➤ approche locale



Calcul des similarités à
proximité du modèle



❖ Qualité des segmentations : répétitions des segmentations et évaluation de la précision relative



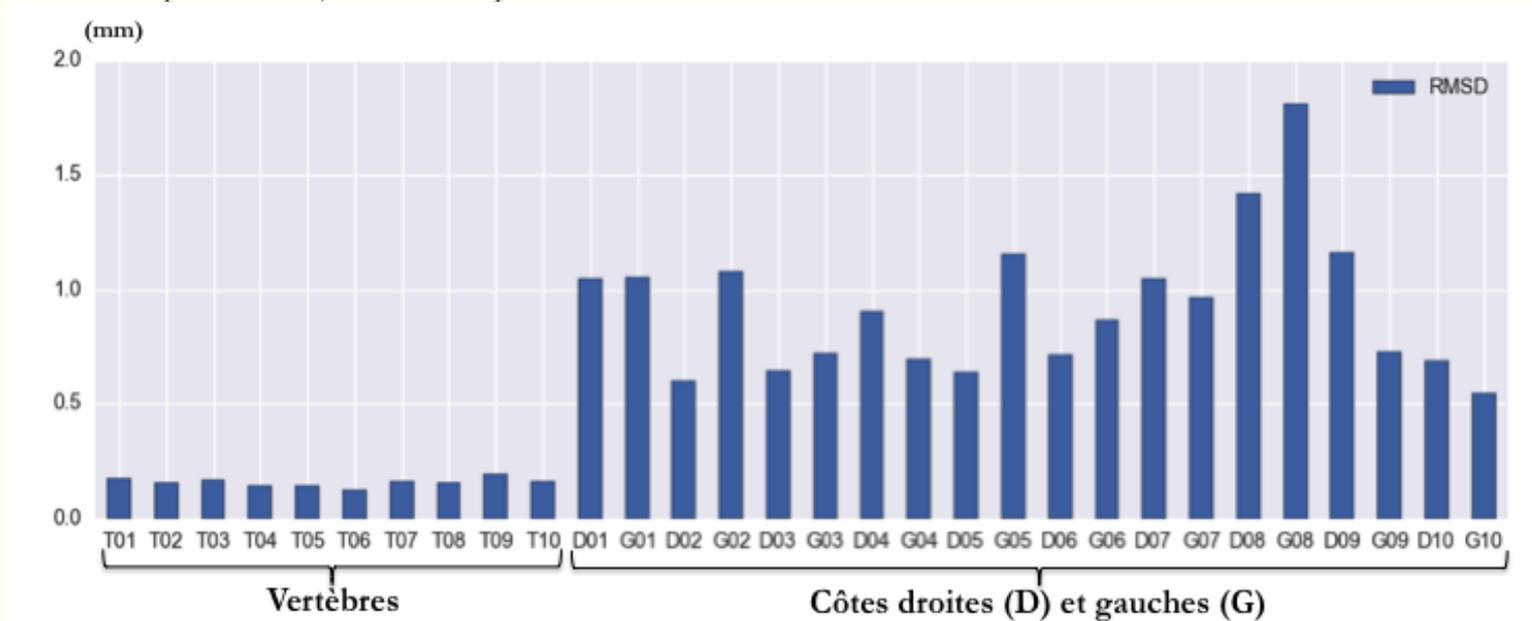
Distributions des distances entre les répétitions et la moyenne des répétitions



Précision = Moyenne quadratique des distances entre chaque segmentation et la moyenne

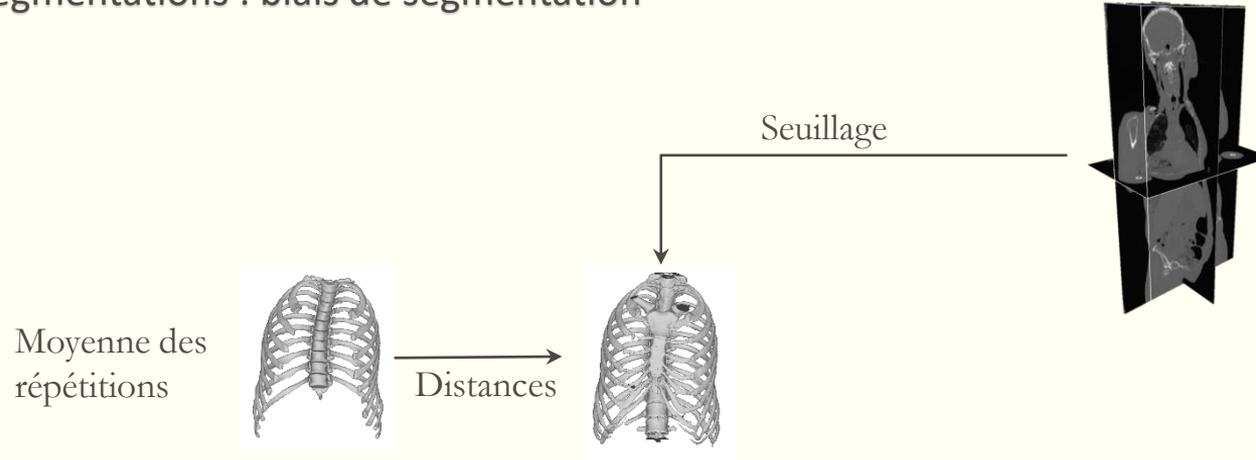
❖ Qualité des segmentations : précisions vertèbres/côtes

Précision pour un sujet avec 4 répétitions



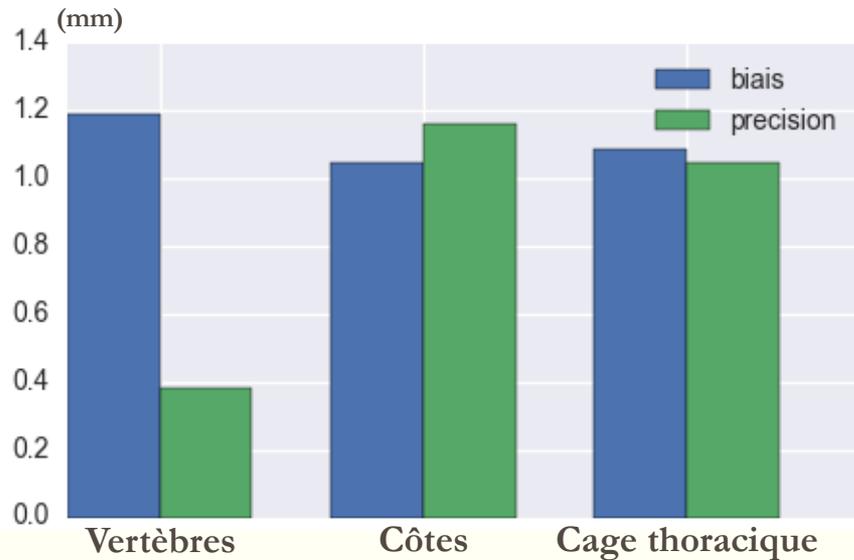
Vertèbres plus répétables car aucune intervention de l'opérateur

❖ Qualité des segmentations : biais de segmentation



Biais = Moyenne quadratique des distances entre la moyenne des répétitions et le seuillage

❖ Qualité des segmentations : 4 répétitions sur 5 sujets

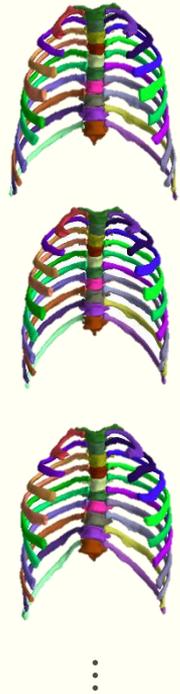


Biais et précision de l'ordre du millimètre

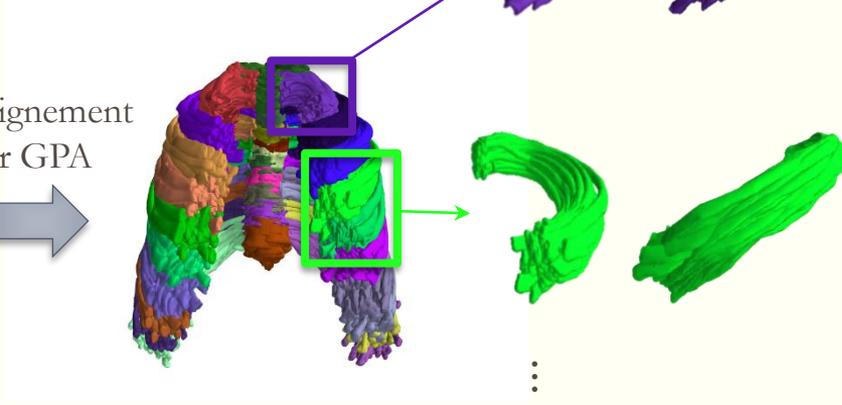
❖ Conclusions sur le protocole de segmentation

- **Durée** d'une segmentation : environ 40min
- L'intervention de l'opérateur sur les côtes dégrade la **précision** (répétabilité intra-opérateur)
- Reproductibilité inter-opérateur ?
- **Biais** de segmentation proches de la résolution spatiale des images CT-scan
- Toutes les segmentations ont **abouti** (16 sur 18 pour [Klinder et collab. 2007])

❖ Présentation générale



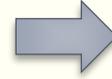
Alignement par GPA



Vue frontale

Vue latérale

Alignement par GPA



Variations intrinsèques de forme

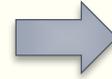


+

$\{R_i, t_i\}_{1 \leq i \leq N}$

Variations de pose

Alignement par GPA



+

$\{R_i, t_i\}_{1 \leq i \leq N}$



PCA



tPCA

Coordonnées des points de la forme

Forme moyenne

Variations intrinsèques de forme

Variation de pose

$$F_i = (\bar{F} + \delta_i) \cdot R_i + t_i$$

❖ Contribution : nouvelle distance

Rappel : $d(H_1, H_2) = N_\lambda(H_2^{-1} \circ H_1)$ avec $N_\lambda(H)^2 = t^T \cdot t + \lambda r^T \cdot r$

Proposition : $N_{\text{objet}}(H)^2 = \delta(H)^T \cdot \delta(H) = \sum_{k=1}^n \|H(p_k) - p_k\|^2$

Nouvelle norme N_{objet}

$$\begin{aligned} N_{\text{objet}}(H)^2 &= \sum_{k=1}^n \delta_k(H)^T \cdot \delta_k(H) \\ &= t^T \cdot t + \omega^2 \cdot n^T \cdot \underline{\bar{I}} \cdot n \end{aligned}$$

➤ Forme de l'objet

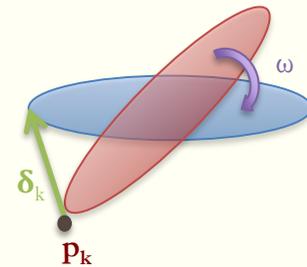
Norme N_λ

$$\begin{aligned} N_\lambda(H)^2 &= t^T \cdot t + \lambda r^T r \\ &= t^T \cdot t + \omega^2 \cdot n^T \cdot \underline{\lambda I_3} \cdot n \end{aligned}$$

Analogie avec le tenseur d'inertie : $\bar{I} = \lambda I_3$

➤ Forme sphérique

$\delta(H)$: champ de déplacements

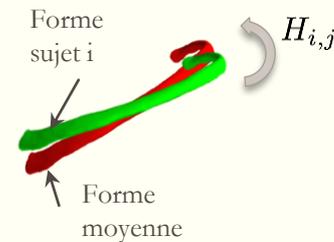


❖ Variations de pose

Alignements os par os :

$$H_{i,j} = \arg \min_{H \in SE(3)} \left\| H(\vec{F}_{i,j}) - \vec{F}_j \right\|^2$$

Variation de pose \downarrow Forme sujet i os j \downarrow Forme moyenne os j \downarrow



Champ de déplacements :

$$\vec{\delta}_j(H_{i,j}) = H_{i,j}(\vec{F}_j) - \vec{F}_j$$

Fonction de norme :

$$N_j(H_{i,j})^2 = \vec{\delta}_j(H_{i,j})^T \cdot \vec{\delta}_j(H_{i,j})$$

$$\vec{Log}_{Id}(H_{i,j}) = \vec{\delta}_j(H_{i,j}),$$

$$\vec{Log}_{H_{i_1,j}}(H_{i_2,j}) = \vec{Log}_{Id}(H_{i_2,j}^{-1} \circ H_{i_1,j}).$$

$$Exp_{Id}(\vec{\delta}_{i,j}) = \arg \min_{H \in SE(3)} (N_j(H)^2),$$

$$Exp_{H_{i_1,j}}(\vec{\delta}_{i_2,j}) = H_{i_1,j} \circ Exp_{Id}(\vec{\delta}_{i_2,j}).$$

Fonction Log : Transformations rigides \mapsto Déplacements

Fonction Exp : Déplacements \mapsto Transformations rigides

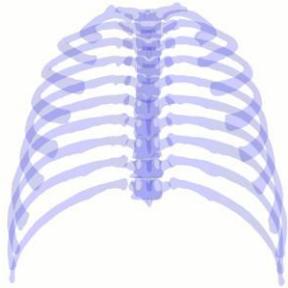
Moyenne de Fréchet (itérations)

(Pennec 1999) :

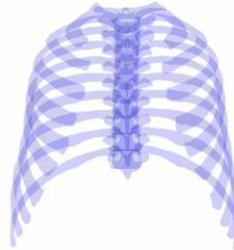
$$\vec{H}_{j,n+1} = Exp_{\mu_{j,n}} \left(\frac{1}{N_i} \sum_{i=1}^{N_i} \vec{Log}_{\vec{H}_{j,n}}(H_{i,j}) \right).$$

❖ Modes de variations de pose ($-3\sigma \leftrightarrow +3\sigma$)

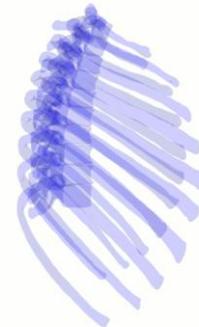
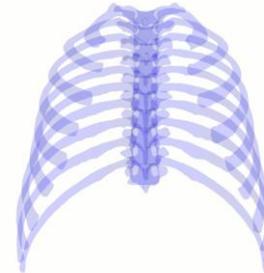
Mode 1



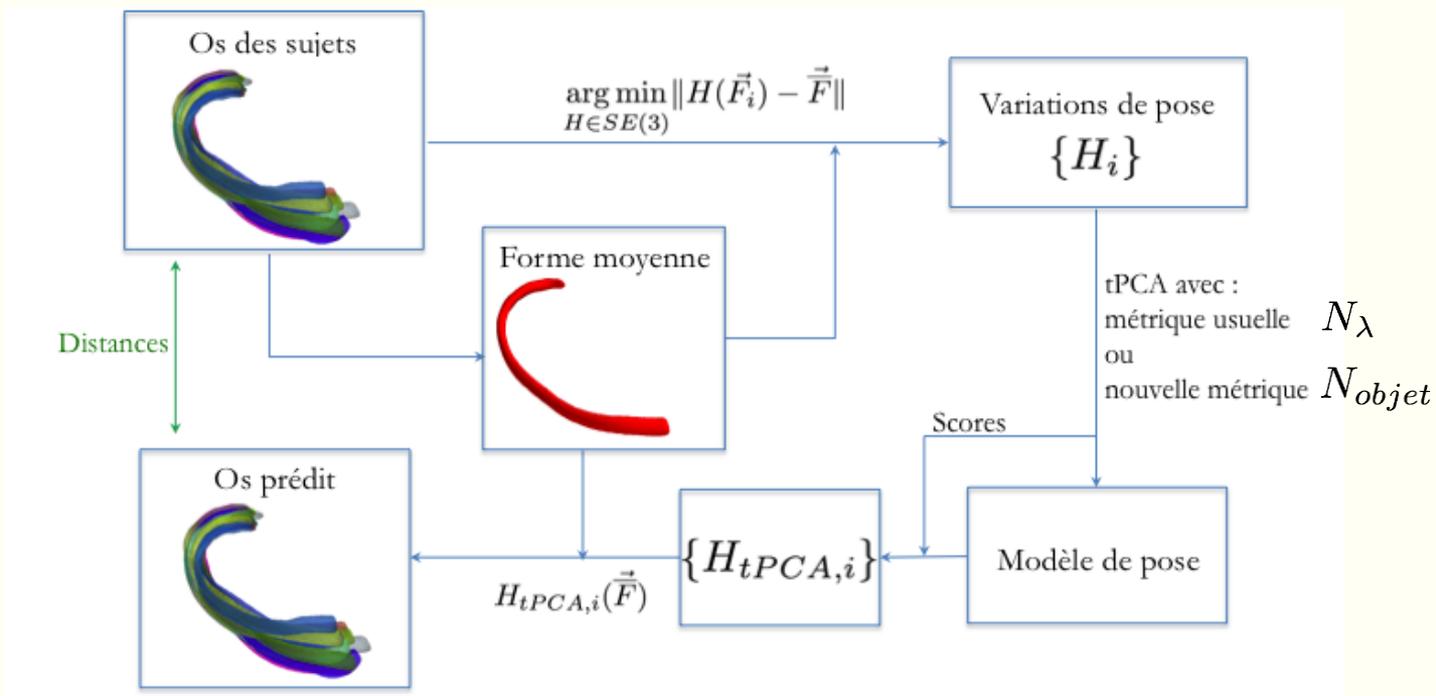
Mode 2



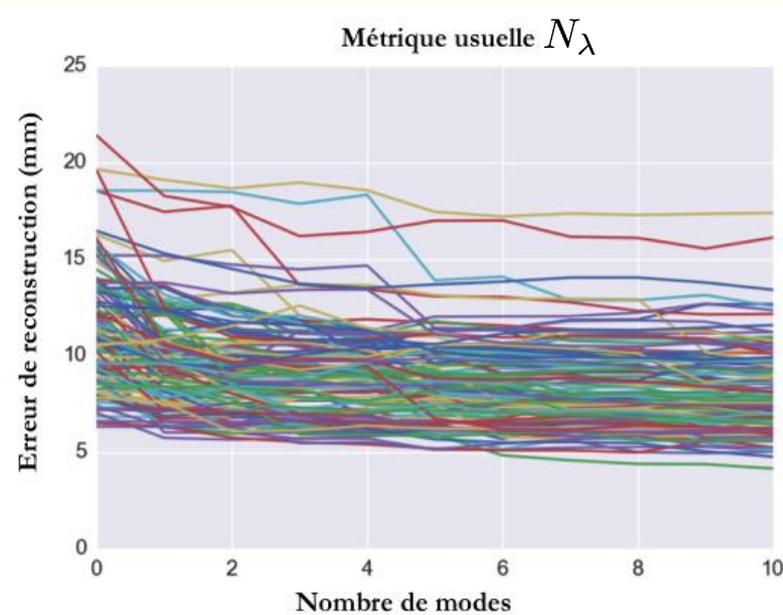
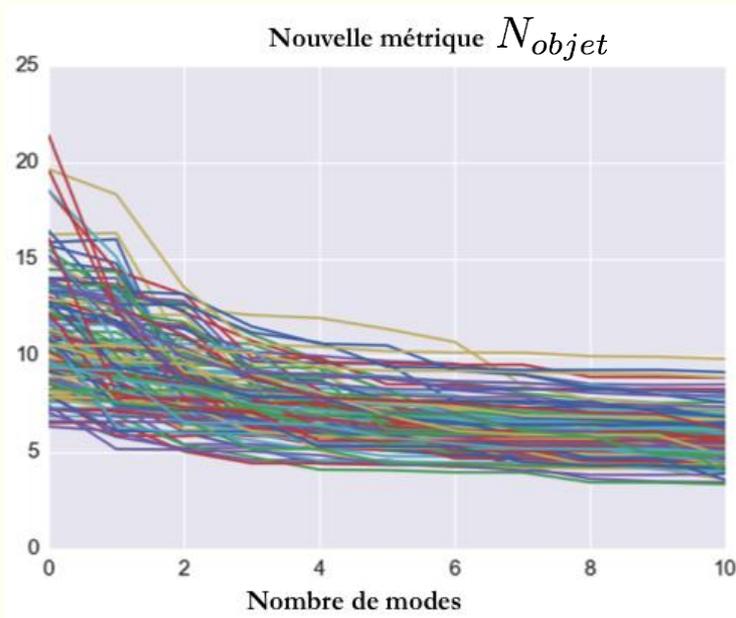
Mode 3



❖ Comparaison entre les deux métriques

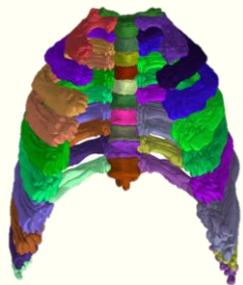


❖ Comparaison entre les deux métriques

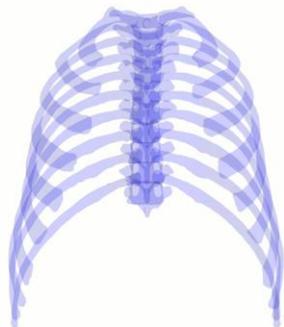


Nouvelle métrique : plus adaptée

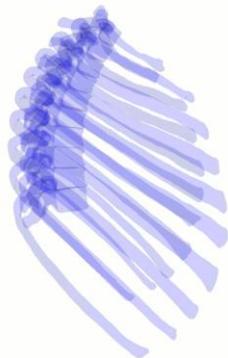
❖ Variations intrinsèques de forme



PCA



Premier mode de forme



Prédiction des 5 premiers modes de forme (81% de la variance)
à partir des 10 premiers modes de pose (90% de la variance)

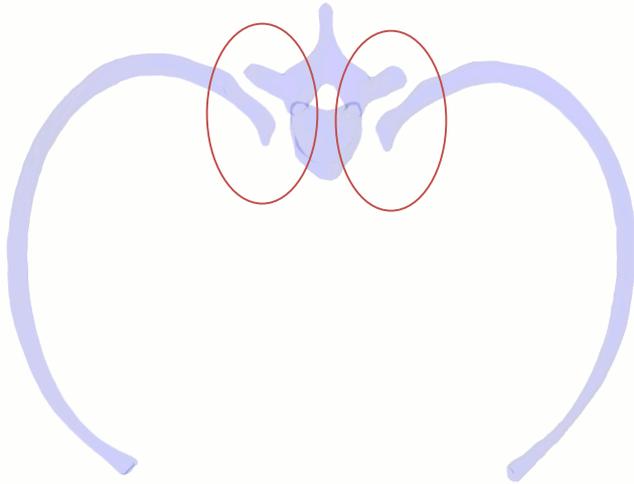
➤ **MLR** : Régression linéaire multiple

Modes de forme	1	2	3	4	5
R^2	0,90	0,77	0,69	0,55	0,27

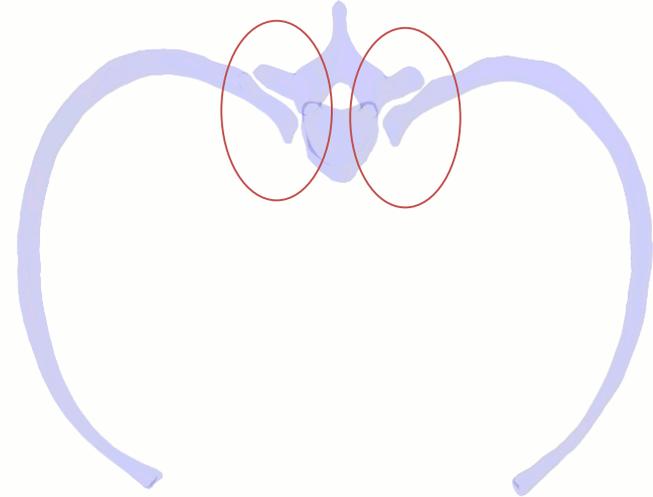
La plupart des variations de forme
sont expliquées par la pose

❖ Intersection/dislocations : apports du modèle couplé forme/pose

Mode 1 de pose

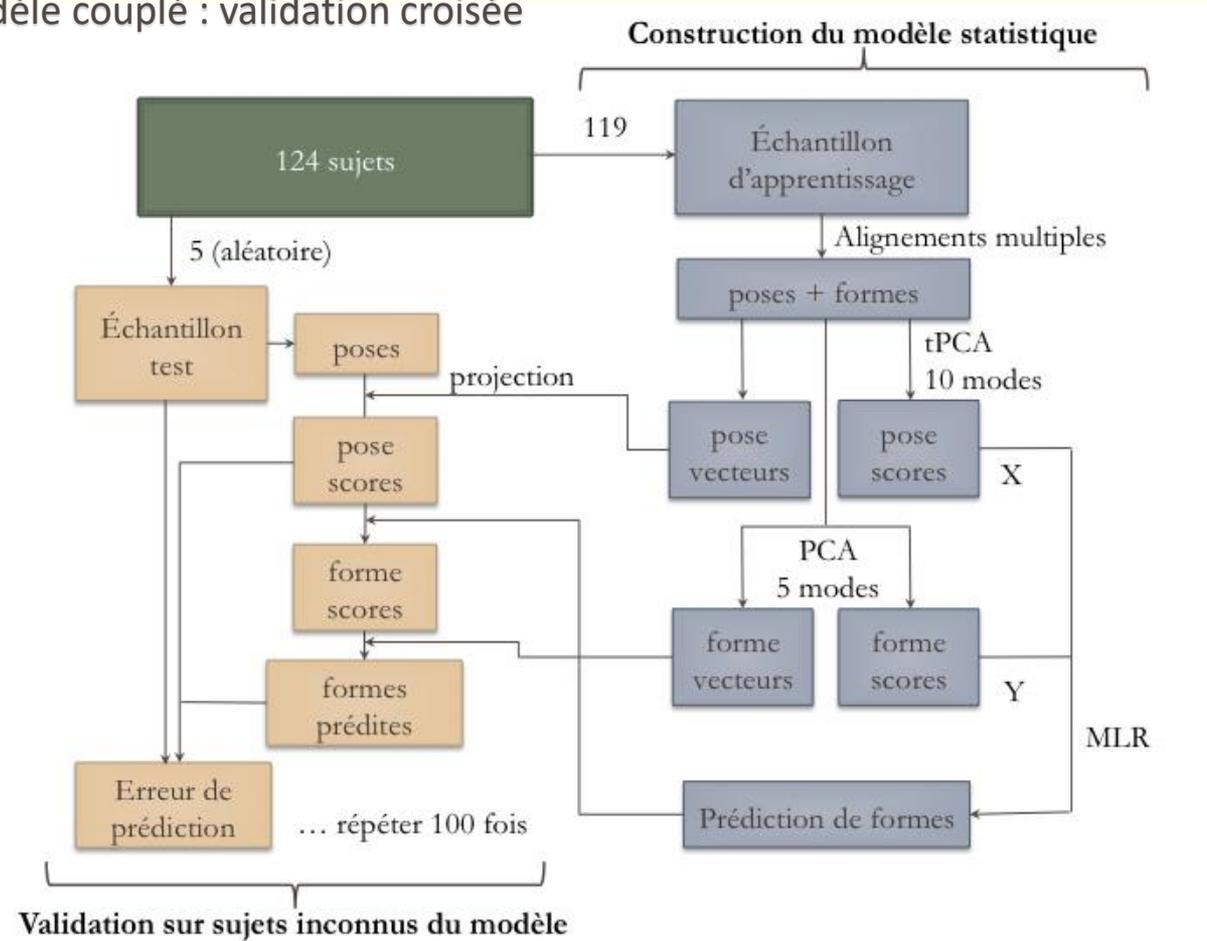


Mode 1 de pose
+
Prédiction de forme

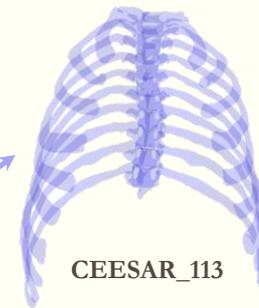
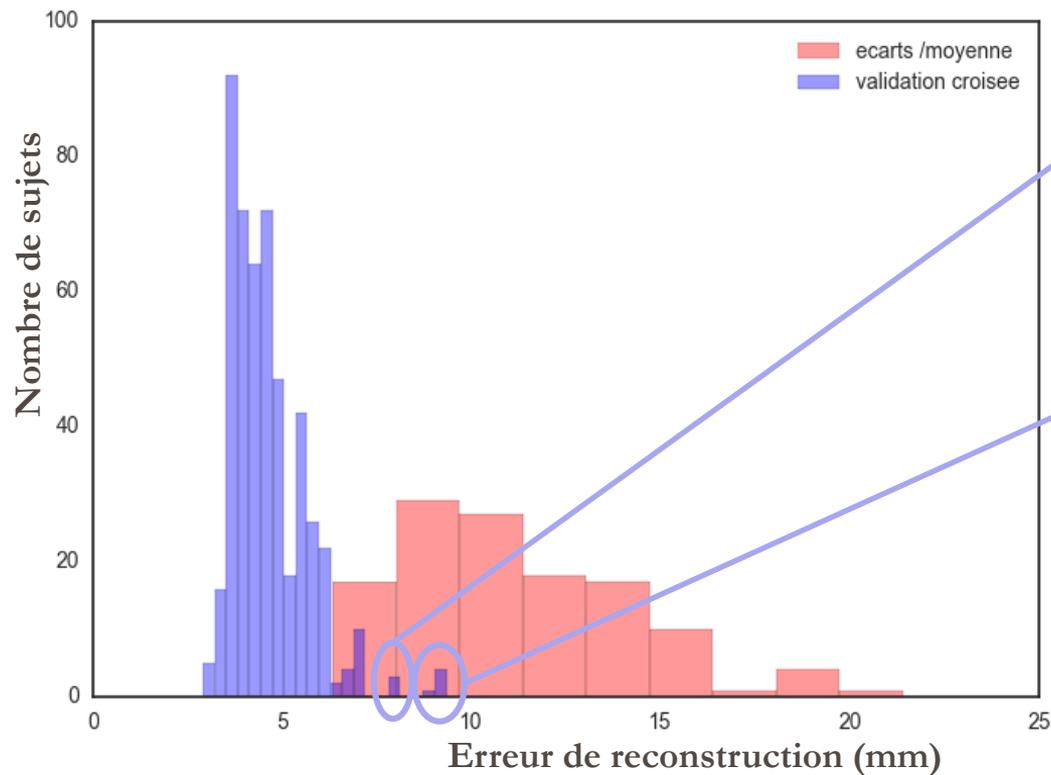


Prédiction de forme : moins
d'intersection/dislocation

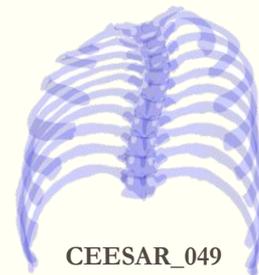
❖ Prédiction du modèle couplé : validation croisée



❖ Validation croisée



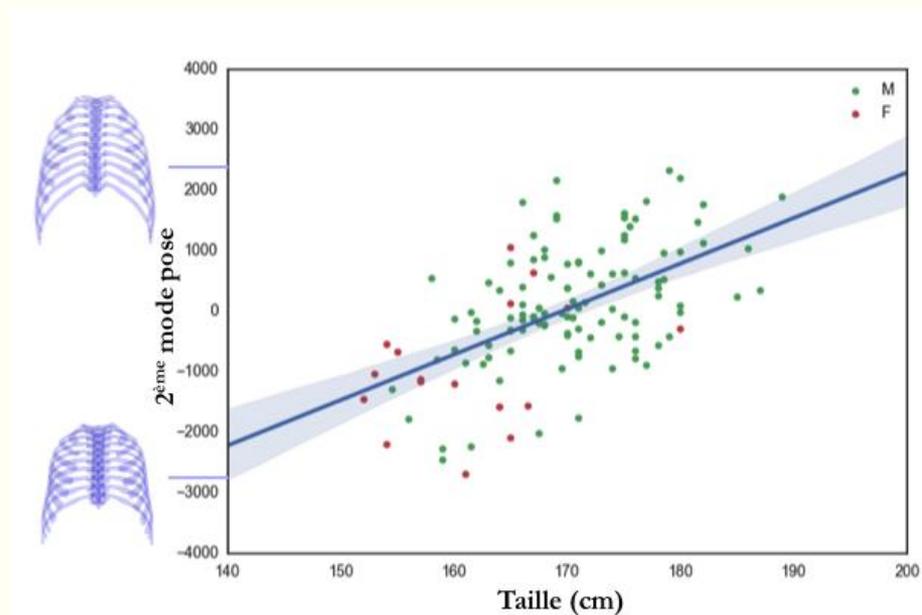
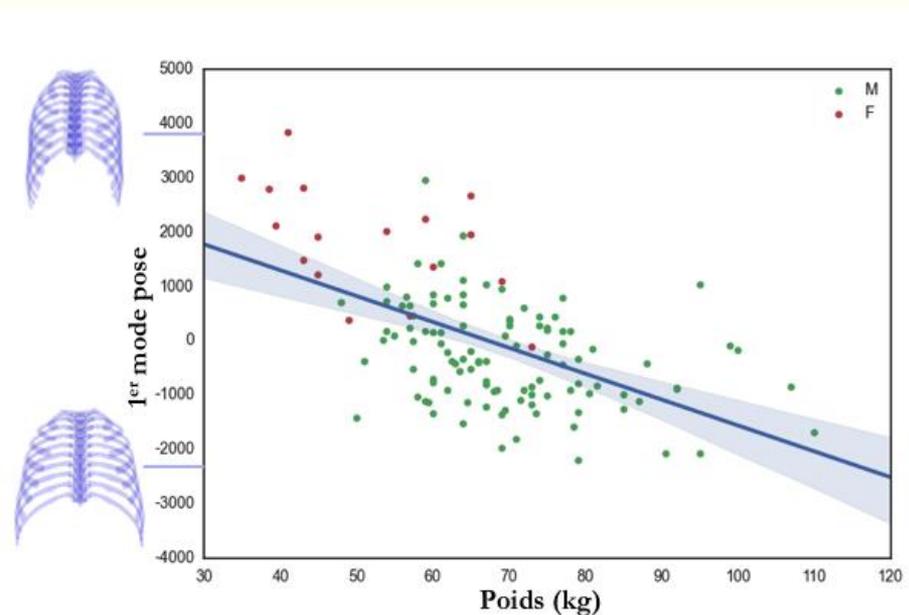
CEESAR_113



CEESAR_049

Difficulté : prédire la forme des cages thoraciques dissymétriques

❖ Corrélations avec les données anthropométriques



❖ Corrélations avec les données anthropométriques

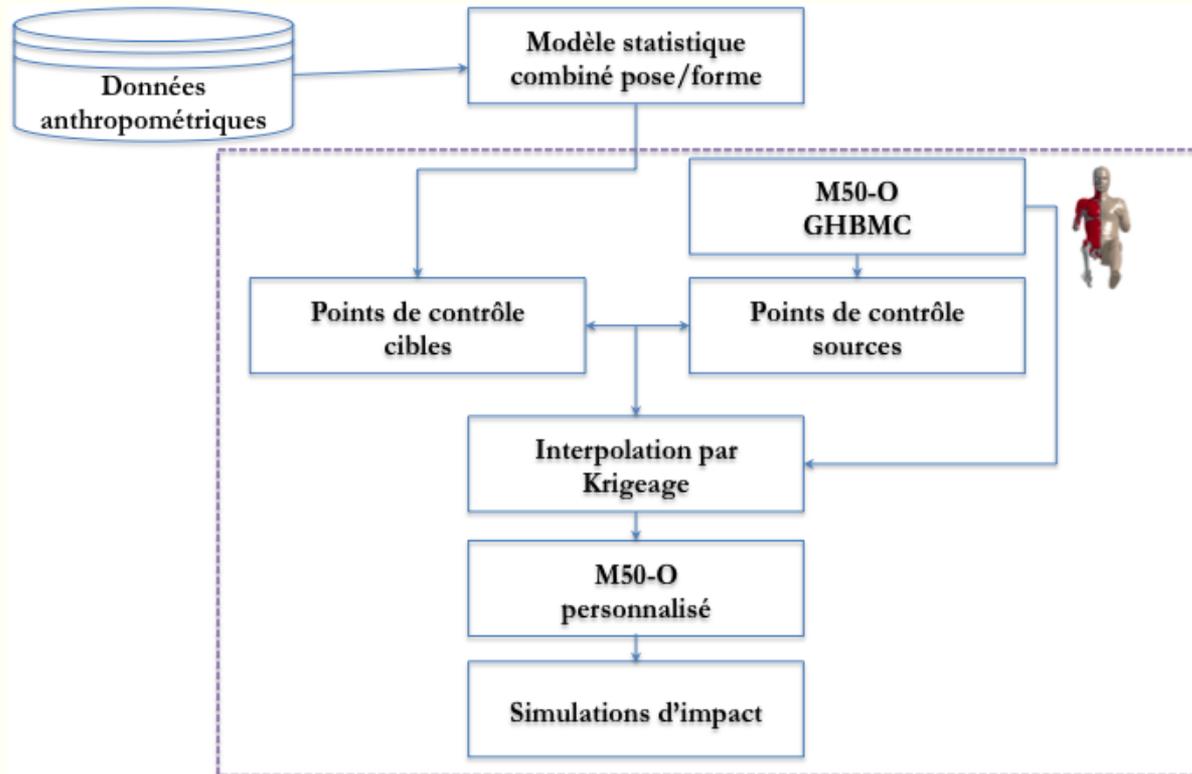
Modes de pose	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Âge	**		***							
Taille		***	***	*	*					
Poids	***		***	**		**		*		
Sexe	***	*								
MLR : R ²	0,52	0,32	0,33	0,09	0,03	0,01	/	0,04	/	/

Bonne prédiction pour les 3 premiers modes

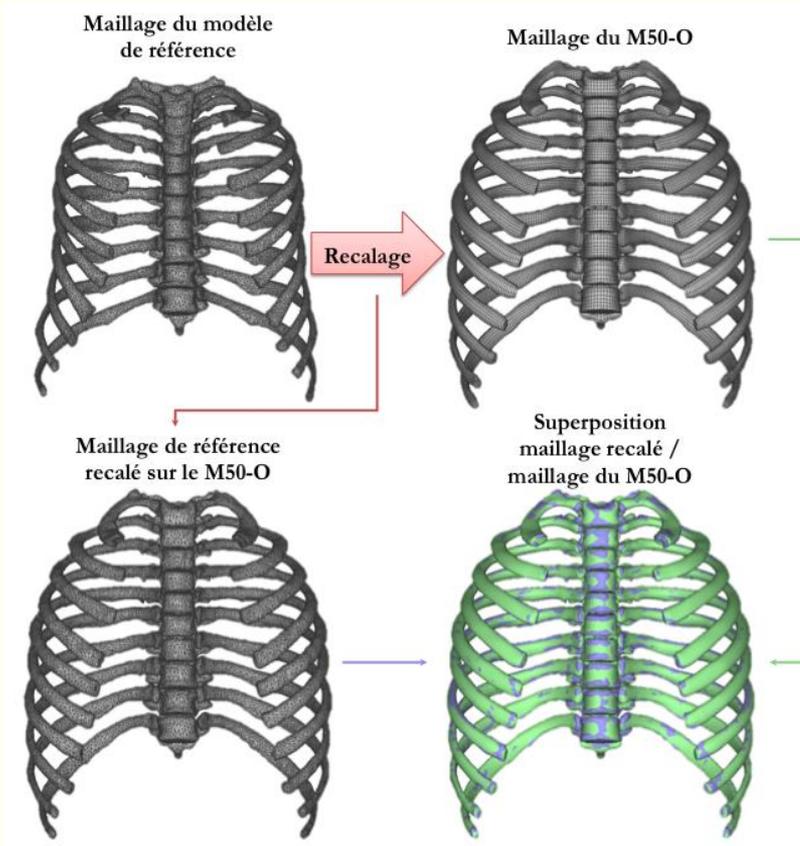
❖ Conclusions sur la modélisation statistique

- Nouvelle métrique N_{objet} prend en compte la forme de l'objet (**tenseur d'inertie**)
- **Réduction** du modèle de pose meilleure qu'avec la métrique N_{λ} pour la cage thoracique (côtes)
- Bonne **corrélation** entre les variations intrinsèques de forme et les variations de pose
- Bonne **prédiction** de forme sauf pour les cages thoraciques dissymétriques (validation croisée)
- Bonne **corrélation** entre les données anthropométriques et les 3 premiers modes

❖ Procédure de personnalisation

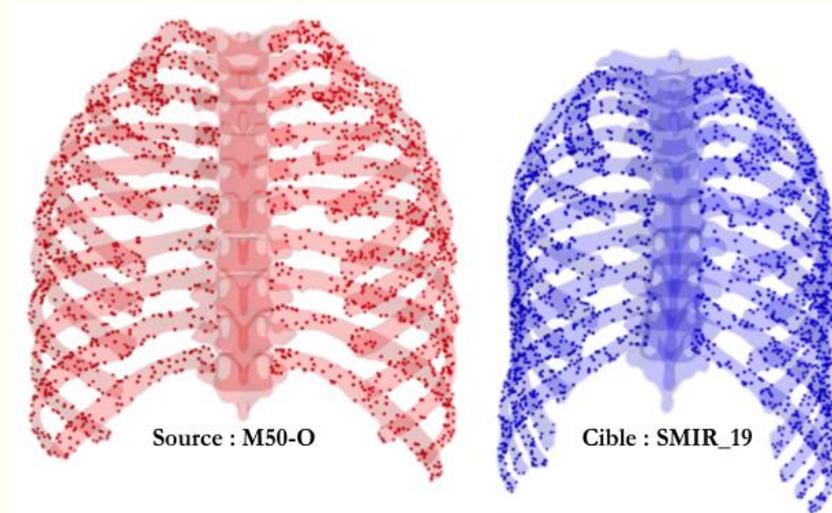


❖ Définition des points de contrôle



➤ [Shi et collab. 2014] : 40 points de contrôle uniformément répartis

100 points de contrôle par côte
aléatoirement choisis parmi les points
du maillage de référence



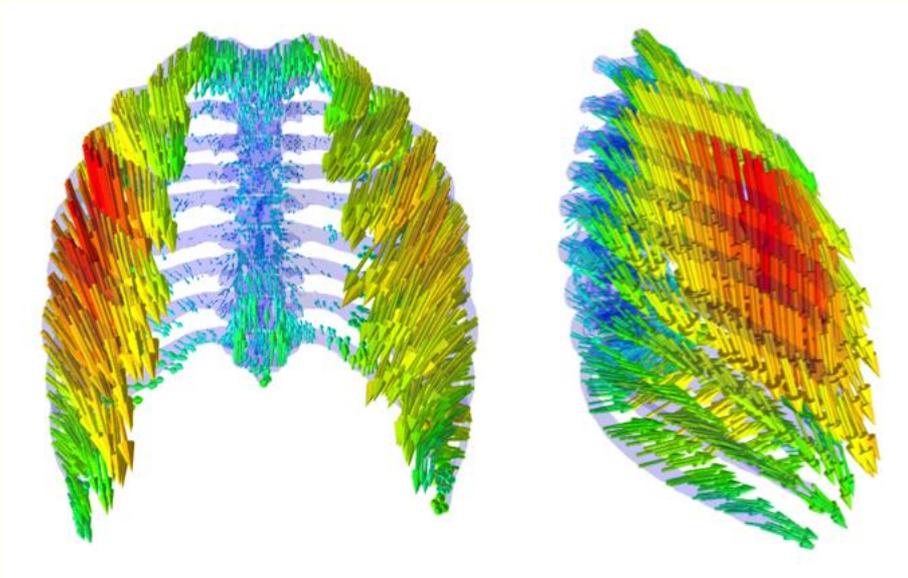
❖ Application de la personnalisation sur un sujet

Cible : SMIR_19

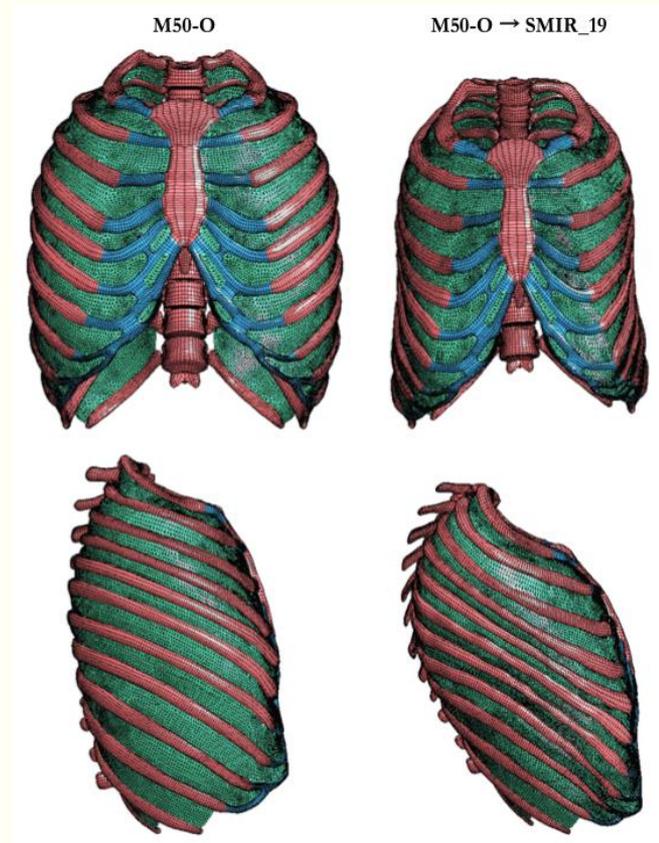
- Femme
- 90 ans
- 157 cm
- 41 kg

Intepolation 3D :

- 100 points de contrôle par côte
- Dual Krigeage (DK)
- Effet pépite (lissage) : 1 mm



➤ Déformations max : 63 mm

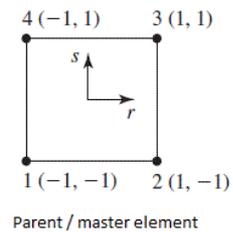


❖ Évaluation de la qualité du maillage en éléments finis

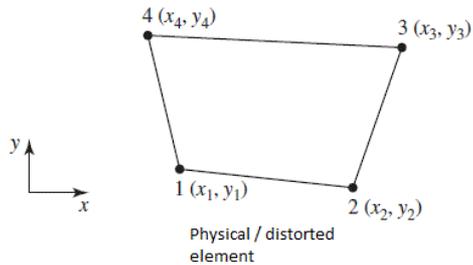
Qualité du maillage EF :

- Jacobien $> 0,4$
- Time-step $> 10^{-6}$ s

Jacobien = 1

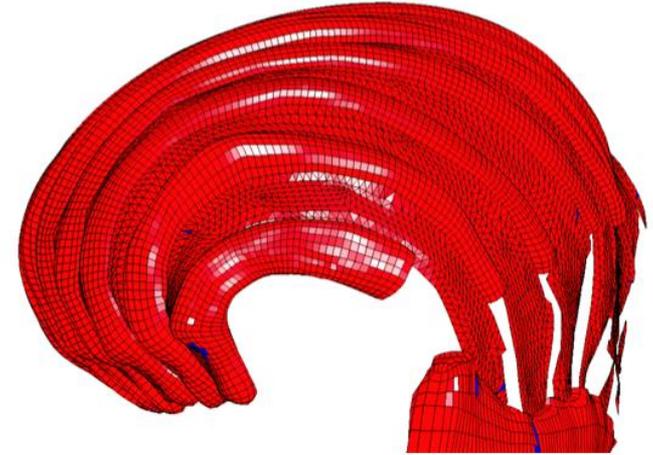


$0 < \text{Jacobien} < 1$

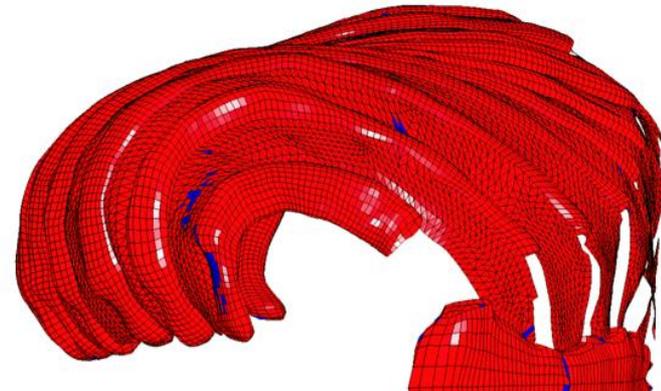


Métrique de qualité	Jacobien		Timestep	
	$< 0,4$	min	$< 10^{-6}$	min
M50-O	0,01%	0,158	0%	0,000189
SMIR_19	0,04%	0,142	0%	0,000133

M50-O



M50-O → SMIR_19



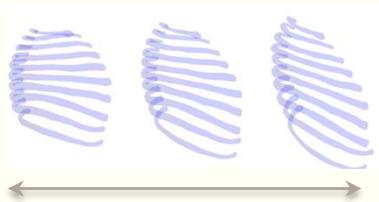
❖ Scenarii de choc avec le modèle statistique de la cage thoracique

Objectif : influence des différences géométriques sur les tolérances de la cage thoracique

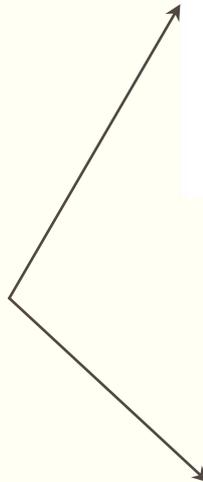
Modèle couplé
pose/forme



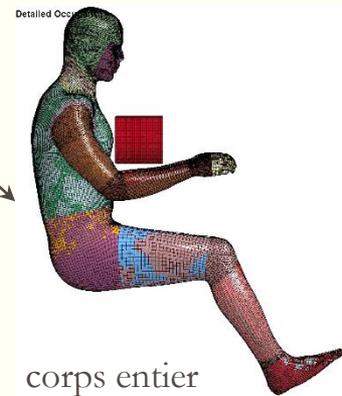
mode + score ($\pm 3\sigma$)



points de contrôle
sur les côtes



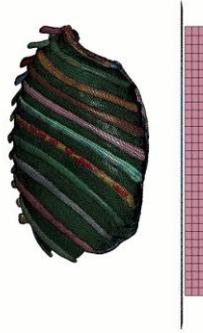
cage thoracique isolée
solllicitation airbag



corps entier
solllicitation impacteur

❖ Cas 1 : cage thoracique sollicitée par un airbag

- côtes, vertèbres, cartilage, muscles intercostaux
- vertèbres fixées
- sternum/airbag : 50 mm



Moyen

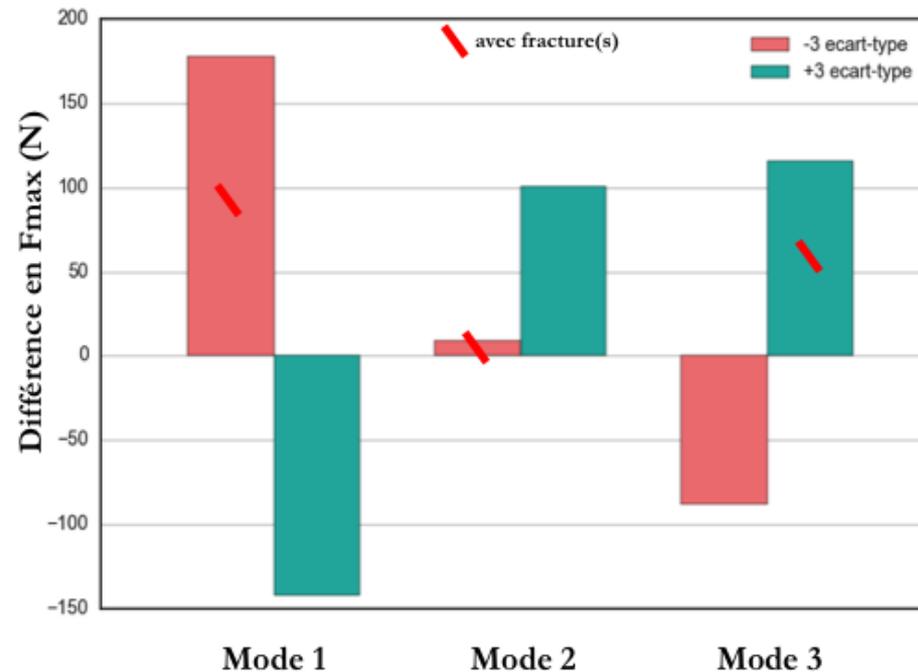
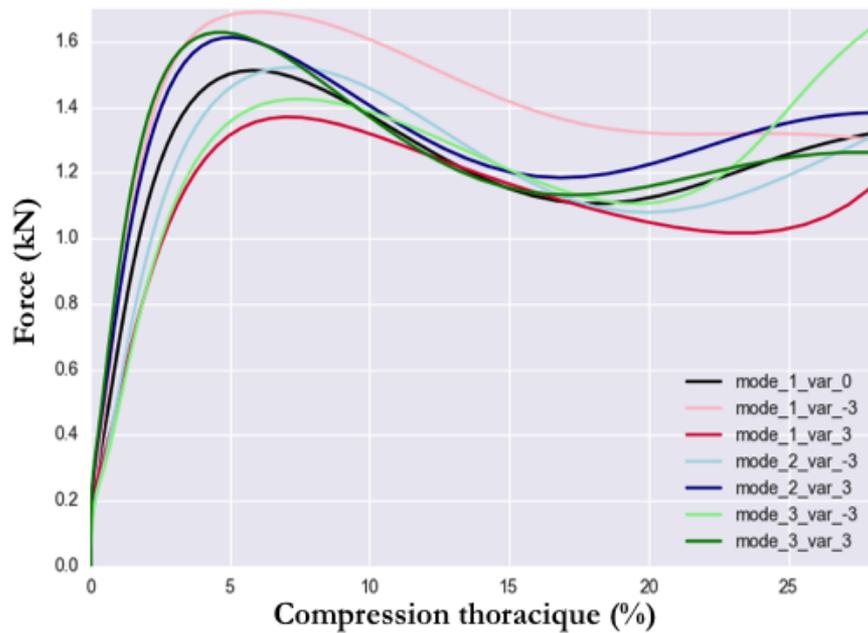

 1^{er} mode

 2^{ème} mode

 3^{ème} mode

 $+3\sigma$
 -3σ

❖ Cas 1 : résultats



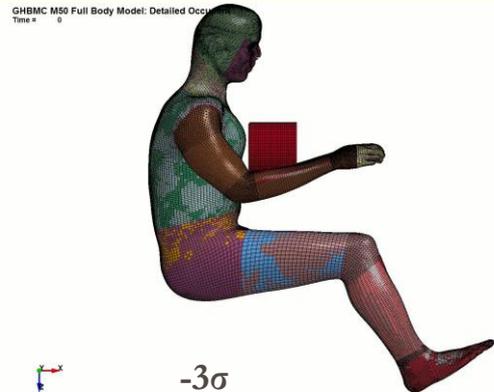
- ✓ Premier mode : corridor
- ✓ Influence de la géométrie sur la Fmax et les fractures

❖ Cas 2 : impacteur en frontal

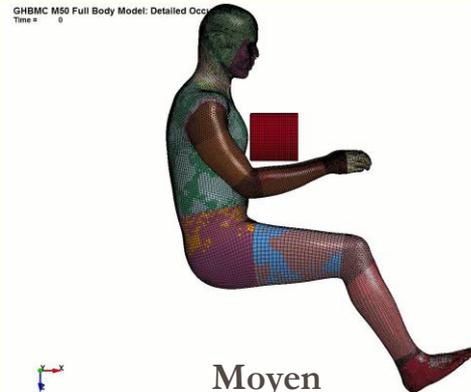
Objectif : influence du premier mode sur
les tolérances thoraciques

- impacteur : 23,4 kg ; 6,7 m/s

99 kg

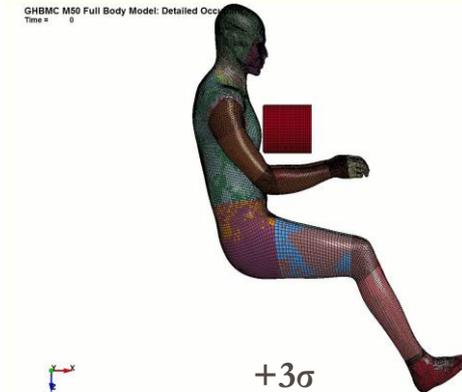
 -3σ

73 kg

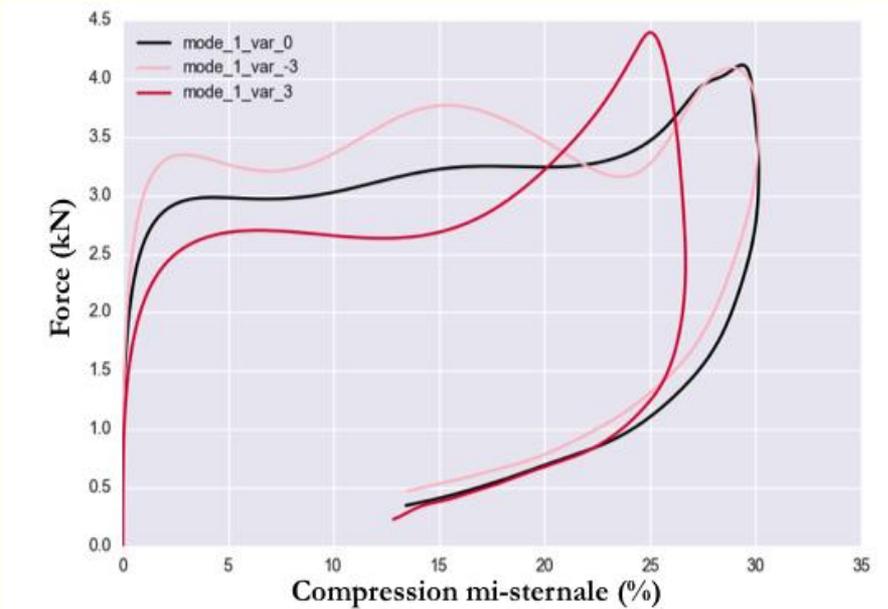
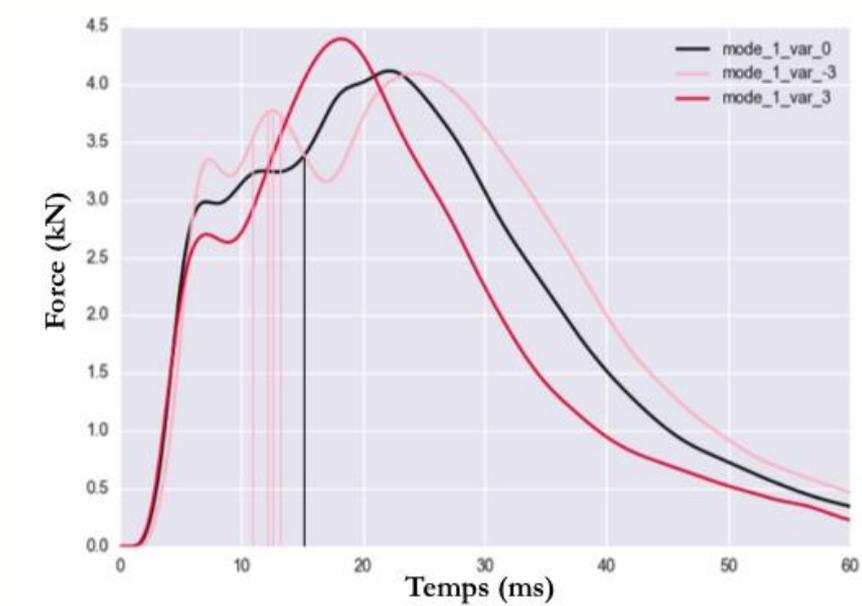


Moyen

50 kg

 $+3\sigma$

❖ Cas 2 : résultats



✓ Le premier mode influe sur la réponse mécanique de la cage thoracique

❖ Conclusions sur les simulations

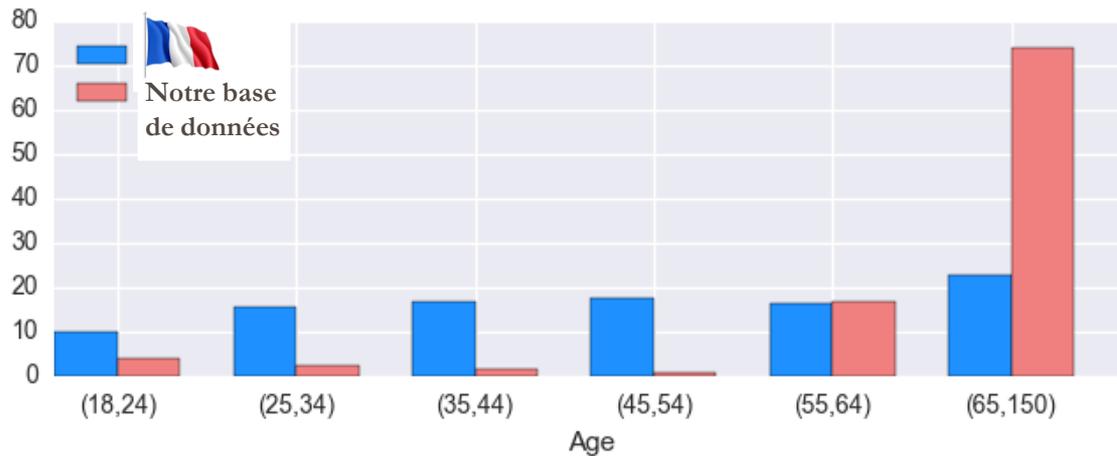
- Bonne **qualité des éléments finis** après la personnalisation
- Les variations géométriques ont une influence sur les tolérances thoraciques (fractures)
- Mais modèles pas validés par des essais

❖ Contributions de la thèse

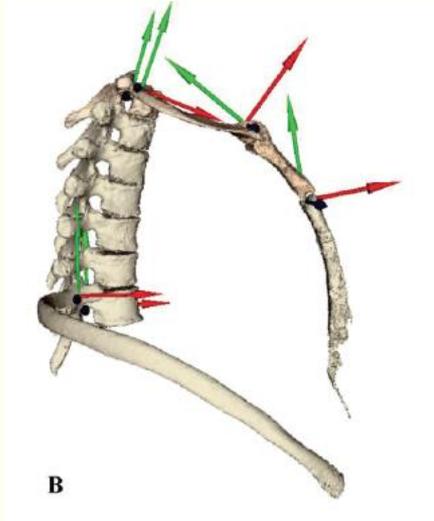
- Protocole de segmentation par recalage rapide, répétable et robuste (ESB 2016)
- Nouvelle métrique sur les transformations rigides adaptée aux objets allongés (MFCA 2017)
- Corrélations pose/forme avec validation croisée
- Méthode de positionnement des points de contrôle pour la personnalisation (ESB 2017)
- Applications à certains cas de simulation personnalisée
- **Chaîne de traitement complète**



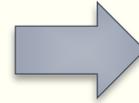
❖ Elargir la base de données



- ❖ Prendre en compte les effets de la respiration sur la forme de la cage thoracique

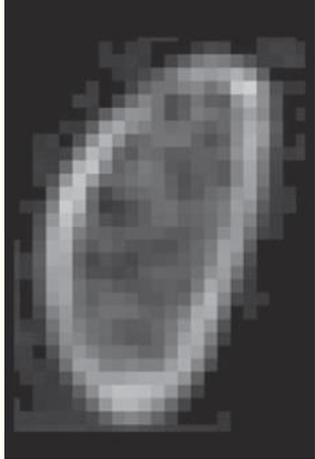


Cinématique de la respiration
(Bayer et collab 2014)



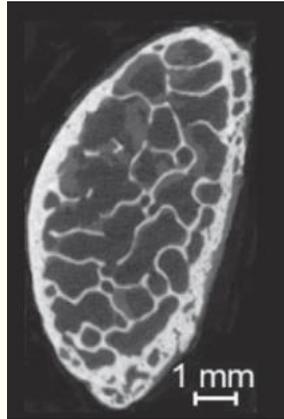
Inclure dans le
modèle de pose

❖ Personnalisation avec épaisseur d'os cortical et propriétés matériaux



CT-scan HR

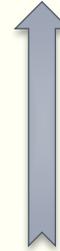
(Perz et collab 2014)



Micro-CT

1,2 mm

0,1 mm



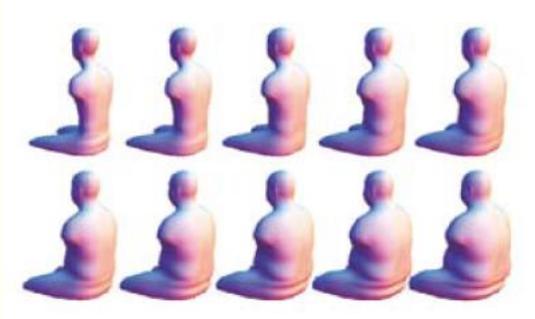
Simulations type Monte-Carlo

(Mayeur et collab 2013)

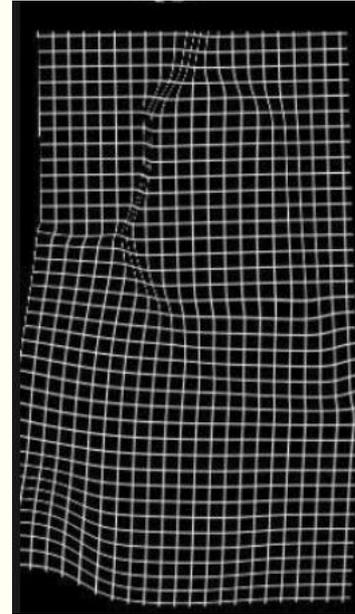
$$\text{Déformation à rupture : } \epsilon_r = \frac{-383 \cdot \text{Age} + 37514}{10^6}$$

(Kemper et collab 2005, 2007)

- ❖ Prendre en compte d'autres structures anatomiques dans la personnalisation



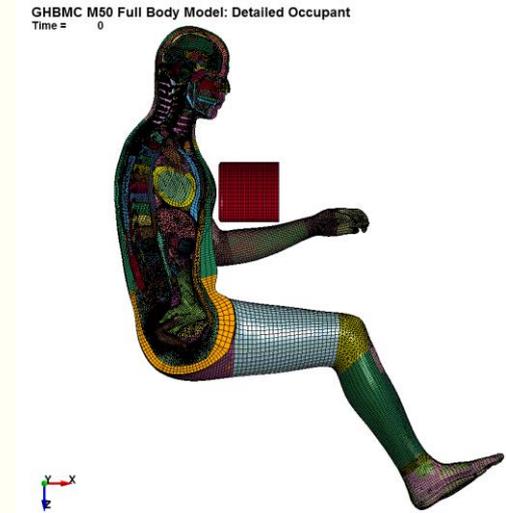
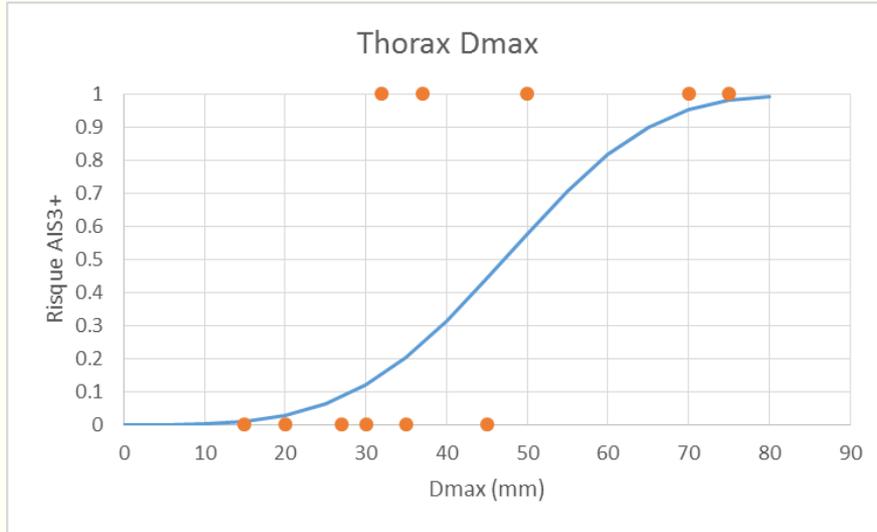
(Reed et Parkinson 2008)



Transformations polyrigides
(Arsigny et collab 2005)

❖ Prendre en compte d'autres structures anatomiques dans la personnalisation

Courbe de risque



Merci pour votre attention



❖ $\pm 3\sigma$ exagéré ?
