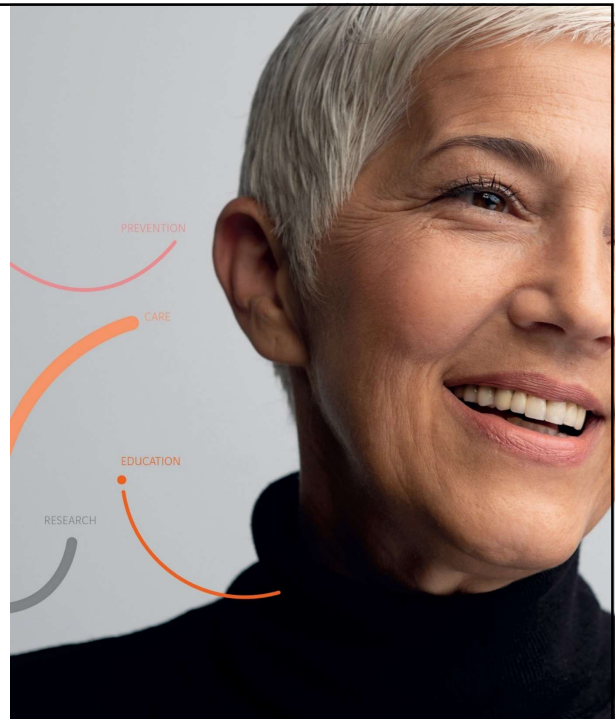


RETOUR D'EXPÉRIENCE
APPRENTISSAGE PROFOND :
APPLICATION À LA CRÉATION D'IMAGES CT
SYNTHÉTIQUES DANS LE CRANE

DAMIEN AUTRET
01/12/2023

UN CENTRE D'EXCELLENCE, UN ACCÈS POUR TOUS



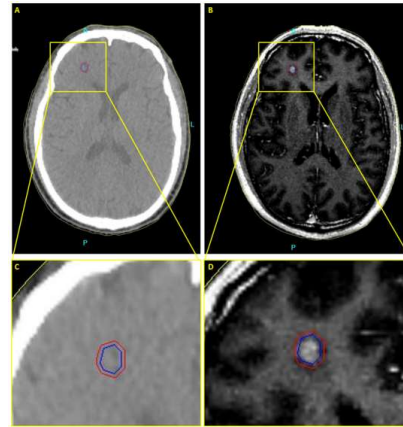
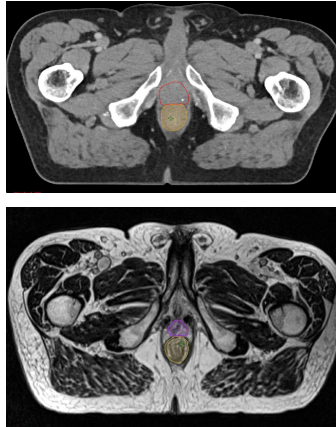
CONTEXTE



CONTEXTE

Intérêt grandissant pour l'utilisation de l'IRM en radiothérapie (*IRM-LINAC*) :

- Excellent contraste tissus mous pour de nombreuses localisations (cerveau, prostate, col utérin, nasopharynx) [Putz et al, *Strahlenther Onkol* 2020]



CONTEXTE

Intérêt grandissant pour l'utilisation de l'IRM en radiothérapie (*IRM-LINAC*) :

- Excellent contraste tissus mous pour de nombreuses localisations (cerveau, prostate, col utérin, nasopharynx) [Putz et al, *Strahlenther Onkol* 2020]
 - Meilleure définition du volume cible [Owrangi et al, *PMB* 2018]
 - Préjudiciable avec l'utilisation de la technique RCMI/VMAT et SRS/SRT/SBRT où les isodoses sont sculptées
 - Délimitation rigoureuse est un paramètre important pour limiter la toxicité et diminuer les récives
 - Réduction de la variabilité inter et intra observateur dans la délinéation par rapport à l'utilisation du CT
 - De nombreux guidelines préconisent l'utilisation de l'IRM (RTOG, GEC ESTRO, etc)
 - IRM peut donner information fonctionnelle en plus de celle anatomique

CONTEXTE

Intérêt grandissant pour l'utilisation de l'IRM en radiothérapie (*IRM-LINAC*) :

- Excellent contraste tissus mous pour de nombreuses localisations (cerveau, prostate, col utérin, nasopharynx) [Putz et al, Strahlenther Onkol 2020]
 - Meilleure définition du volume cible
 - Réduction de la variabilité inter et intra observateur dans la délinéation par rapport à l'utilisation du CT
- Utilisation en l'état ? IRM renseigne sur la densité de protons et non la densité électronique

CONTEXTE

Intérêt grandissant pour l'utilisation de l'IRM en radiothérapie (*IRM-LINAC*) :

- Excellent contraste tissus mous pour de nombreuses localisations (cerveau, prostate, col utérin, nasopharynx) [Putz et al, Strahlenther Onkol 2020]
 - Meilleure définition du volume cible
 - Réduction de la variabilité inter et intra observateur dans la délinéation par rapport à l'utilisation du CT
- Utilisation en l'état ? IRM renseigne sur la densité de protons et non la densité électronique
- Solution fréquente : workflow combinant les 2 modalités
 - Incertitudes de recalage jusqu'à 2-5mm [Ulin et al, Int J Radiat Oncol Biol Phys 2010], [Hanvey et al, Br J Radiol 2012], [Hanvey et al, Radiat Oncol 2013]
 - Etudes ont montré l'intérêt d'un même positionnement/contention IRM vs CT [Paulson et al, Radiothe Oncol 2016] notamment pour le crâne [Masitho et al, Z Med Phys 2022].
 - Complexifie le workflow du patient

CONTEXTE

Intérêt grandissant pour l'utilisation de l'IRM en radiothérapie (*IRM-LINAC*) :

- Excellent contraste tissus mous pour de nombreuses localisations (cerveau, prostate, col utérin, nasopharynx) [Putz et al, Strahlenther Onkol 2020]
 - Meilleure définition du volume cible
 - Réduction de la variabilité inter et intra observateur dans la délinéation par rapport à l'utilisation du CT
- Utilisation en l'état ? IRM renseigne sur la densité de protons et non la densité électronique
- Solution fréquente : workflow combinant les 2 modalités
 - Incertitudes de recalage jusqu'à 2-5mm [Ulin et al, Int J Radiat Oncol Biol Phys 2010], [Harvey et al, Br J Radiol 2012], [Harvey et al, Radiat Oncol 2013]
 - Etudes ont montré l'intérêt d'un même positionnement/contention IRM vs CT [Paulson et al, Radiothe Oncol 2016] notamment pour le crâne [Masitho et al, Z Med Phys 2022],
 - Complexifie le workflow du patient
- Solution innovante : utiliser directement l'IRM pour le contour et pour le calcul de dose grâce à la génération de CT synthétique [Yu et al, J Appl Clin Med Phys 2021], [Dinkla et al, Int J Radiat Oncol 2018]
 - Meilleur contraste / Evite potentielle erreur de recalage
 - Non ionisant / Evite déplacement supplémentaire du patient

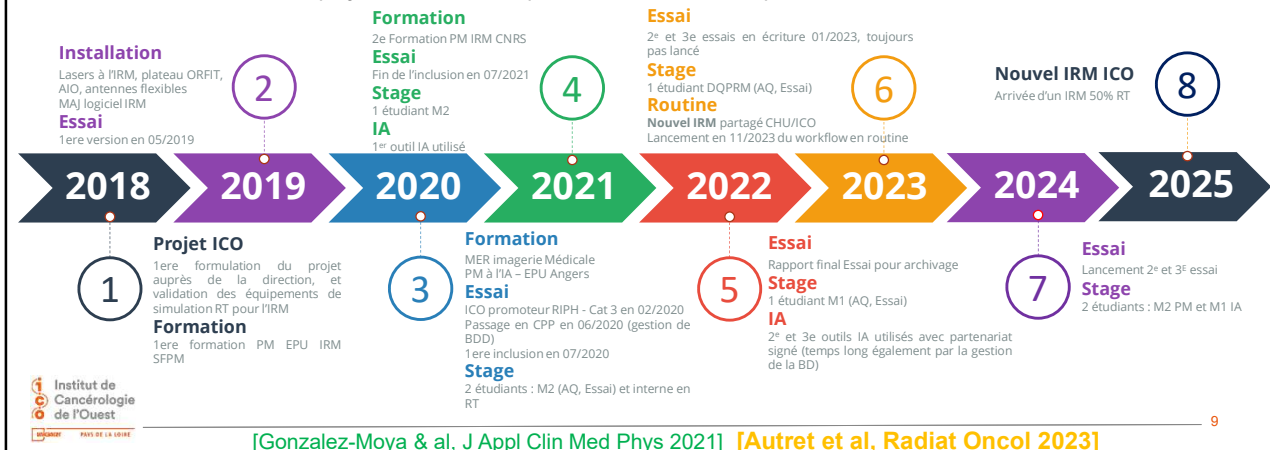
2

INTÉGRATION À L'ICO : PROJET DE PHYSIQUE MÉDICALE

HISTORIQUE

• Protocole clinique PRIS déposé par le Département de Physique Médicale: Planification de Radiothérapie à partir d'IRM Seule

- *Faisabilité du workflow IRM seule en radiothérapie externe pour le traitement de tumeurs cérébrales et de prostate*
- Période d'inclusion de 12 mois (07/2020 – 07/2021) : 94 patients inclus (42 cranes, 52 prostatas)
- Mais attention, le projet a démarré bien plus tôt ! Et termine bien plus tard !



HISTORIQUE

• Protocole clinique PRIS déposé par le Département de Physique Médicale: Planification de Radiothérapie à partir d'IRM Seule

- *Faisabilité du workflow IRM seule en radiothérapie externe pour le traitement de tumeurs cérébrales et de prostate*
- Période d'inclusion de 12 mois (07/2020 – 07/2021) : 94 patients inclus (42 cranes, 52 prostatas)
- **Définition du Workflow**

MR + CT workflow



MR-only radiotherapy workflow



sCT SANS IA ?

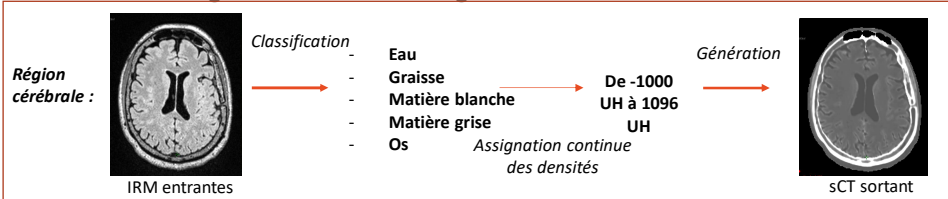
3

POURQUOI UTILISER IA ?

2020

1ere solution de générateur sCT : Assignment de densité Siemens

• Méthode



POURQUOI UTILISER IA ?

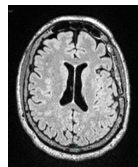
2020

1ere solution de générateur sCT : Assignment de densité Siemens

Méthode

+
14 min

Région
cérébrale :



IRM entrantes

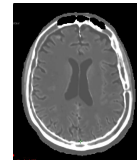
Classification

- Eau
- Graisse
- Matière blanche
- Matière grise
- Os

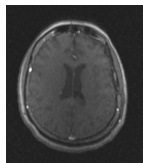
Assignment continue
des densités

Génération

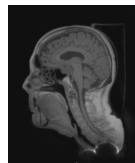
De -1000
UH à 1096
UH



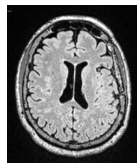
sCT sortant



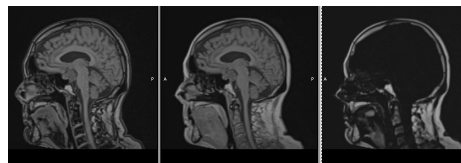
FLASH
(Gradient
Echo)
TOF –
Vessels



PETRA –
Bones



T2 SPACE –
Anatomy
and Brain
Morphology



T1 VIBE DIXON – Water & Fat

POURQUOI UTILISER IA ?

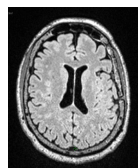
2020

1ere solution de générateur sCT : Assignment de densité Siemens

Méthode

+
14 min

Région
cérébrale :



IRM entrantes

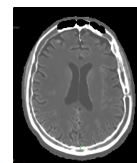
Classification

- Eau
- Graisse
- Matière blanche
- Matière grise
- Os

Assignment continue
des densités

Génération

De -1000
UH à 1096
UH



sCT sortant

Comment évaluer cette nouvelle image ?

1. Qualité de l'image intrinsèque → UH
2. Qualité de l'image pour une tâche précise → précision dosimétrique
3. Qualité de l'image pour une tâche précise → précision de positionnement

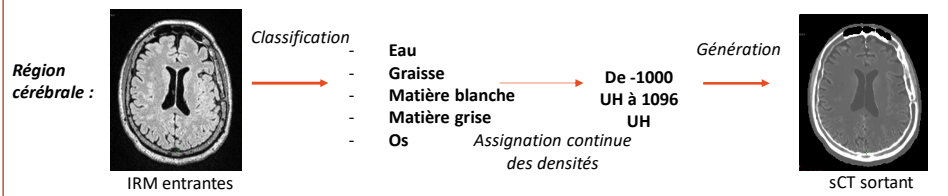
POURQUOI UTILISER IA ?

2020

1ere solution de générateur sCT : Assignment de densité Siemens

Méthode

+
14 min



Comment évaluer cette nouvelle image ?

1. Qualité de l'image intrinsèque → UH
2. Qualité de l'image pour une tâche précise → précision dosimétrique
3. Qualité de l'image pour une tâche précise → précision de positionnement

Littérature :

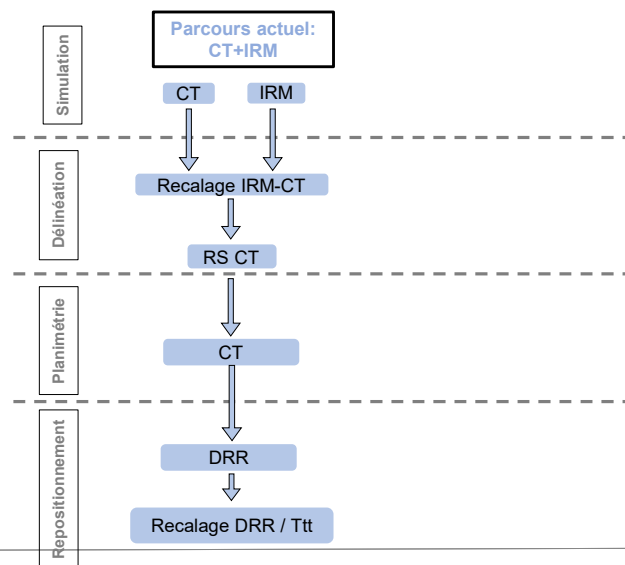
- Pour un volume d'intérêt (UH, dose) :
 - ME : moyenne des écarts entre UH ou dose relevés sur le CT et sCT par voxel
- Ces 2 métriques peuvent être moyennées sur une cohorte
- Repositionnement : Différence de décalage en mm et en °

Metric	Definition	Ideal value
ME: mean error	$ME = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N pCT_i - CT_i$	0 % 0 HU

Boulanger et al PhysMed2021

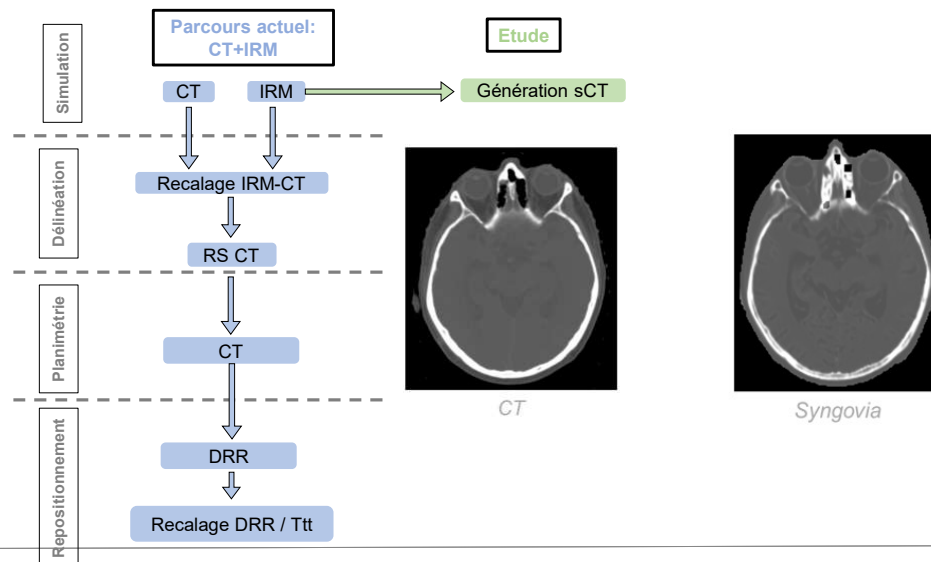
POURQUOI UTILISER IA ?

Processus d'analyse :



POURQUOI UTILISER IA ?

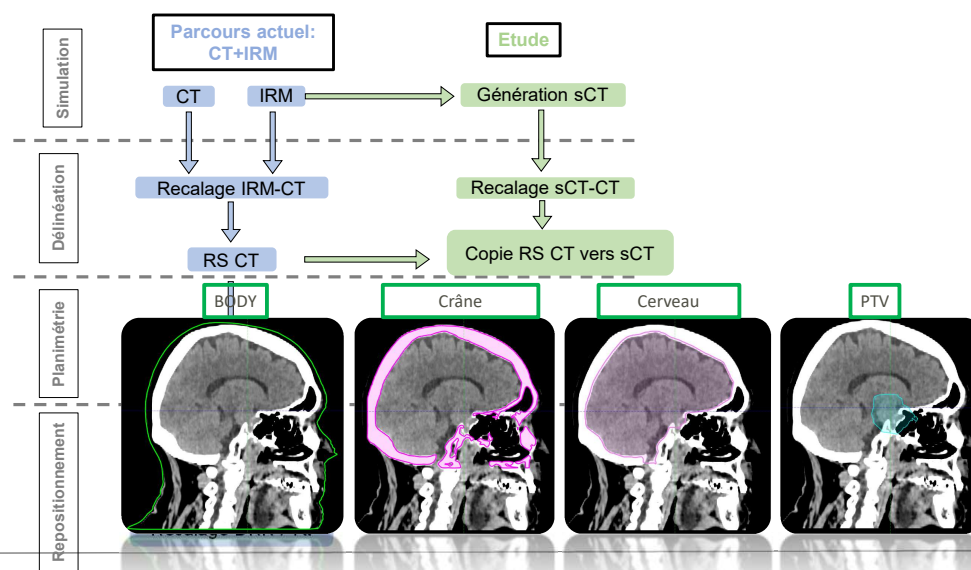
Processus d'analyse :



17

POURQUOI UTILISER IA ?

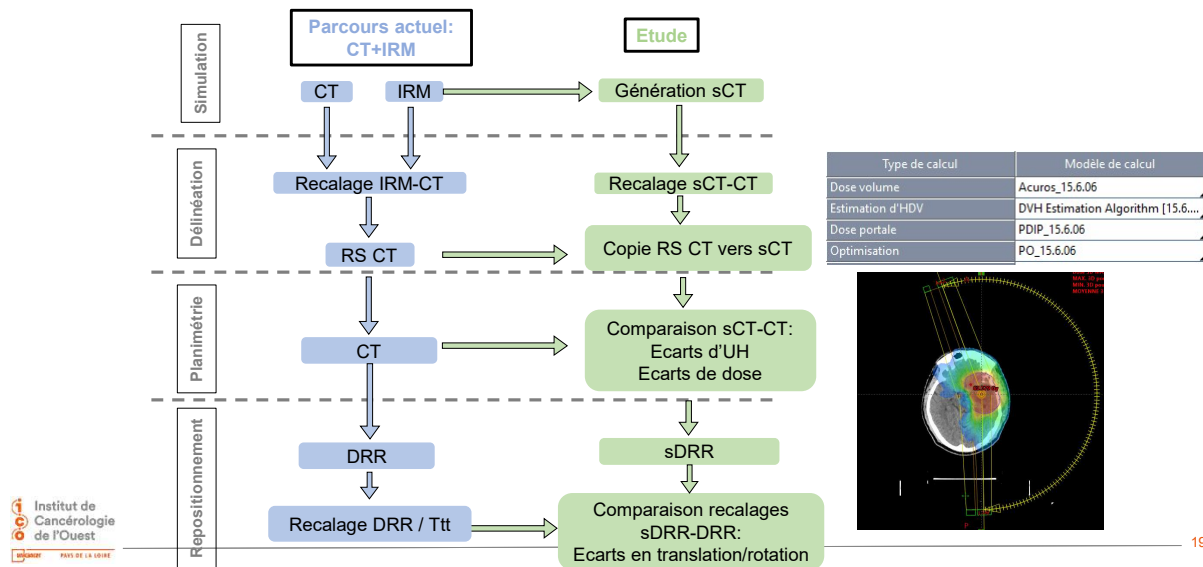
Processus d'analyse :



18

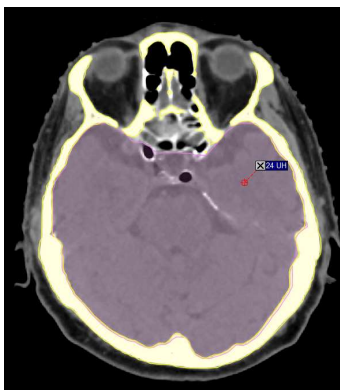
POURQUOI UTILISER IA ?

Processus d'analyse :

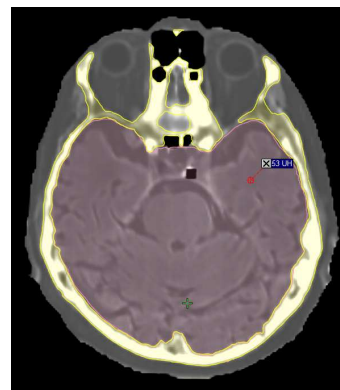


1 - QUALITÉ UH - RÉSULTATS

CT



sCT



1 - QUALITÉ UH - RÉSULTATS

CT

ZONES PÉRIPHÉRIQUES



ZONES HÉTÉROGÉNÉITÉS



sCT

ZONES PÉRIPHÉRIQUES



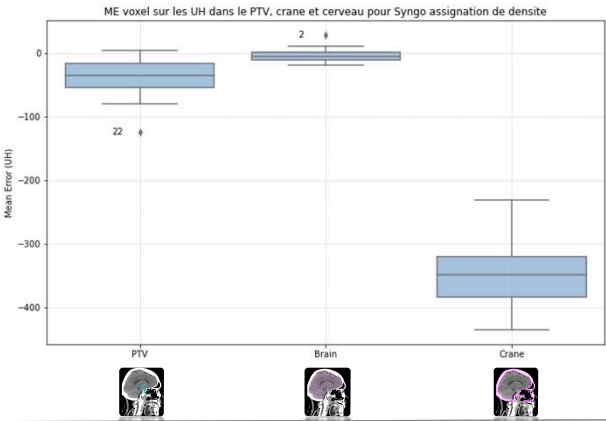
ZONES HÉTÉROGÉNÉITÉS



1 - QUALITÉ UH - RÉSULTATS

ME (ET) UH	Syngovia
Body	- 42,7 (28,2)
Crâne	- 360,3 (48,2)
Cerveau	- 4,8 (9,2)
PTV	- 36,1 (27,2)

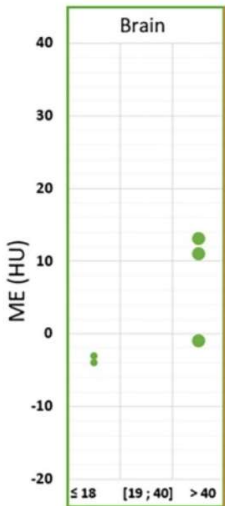
$$ME(HU) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (sCT(i) - CT(i))$$



Littérature – IA

ME Body

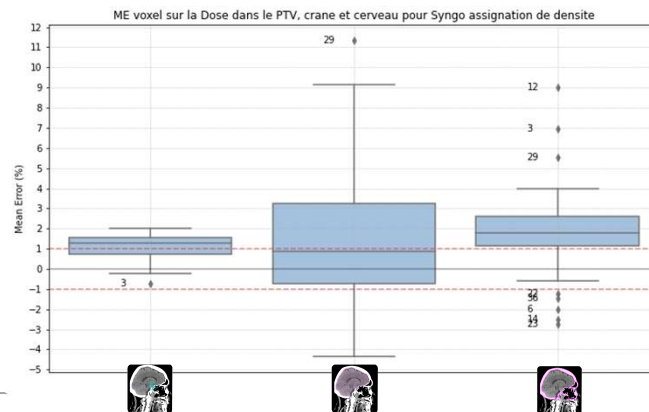
Boulanger et al PhysMed2021



2 – QUALITÉ DOSIMÉTRIQUE- RÉSULTATS

Dose ME (ET) %	Syngovia
PTV	1,08 (0,66)
Cerveau	1,26 (3,40)
Crâne	1,76 (2,35)

$$ME(\%) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{(D_{sCT}(i) - D_{CT}(i))}{D_{CT}(i)}$$



Littérature – IA

5 études

Moyenne ME PTV: **0,25%**

3 – REPOSITIONNEMENT (TRAVAIL EN COURS)

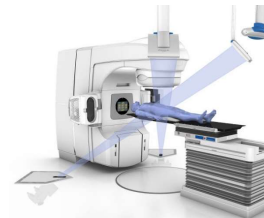
Objectif : s'assurer que l'image synthétique fourni des décalages identiques avec l'image du jour

3 – REPOSITIONNEMENT (TRAVAIL EN COURS)

Objectif : s'assurer que l'image synthétique fourni des décalages identiques avec l'image du jour

Méthode :

- Comparaison des décalages 6d dl
 - CT réf VS Images du jour : Δ_{ref}
 - CT synthétique VS Images du jour : Δ_{synt}



Vertical	- 001.26 mm
Longitud.	+ 001.07 mm
Lateral	- 000.49 mm

Long. Angle	+ 000.3°
Lat. Angle	- 000.4°
Absolute Couch Angle	- 000.0°

3 – REPOSITIONNEMENT (TRAVAIL EN COURS)

Objectif : s'assurer que l'image synthétique fourni des décalages identiques avec l'image du jour

Méthode :

- Comparaison des décalages 6d dl
 - CT réf VS Images du jour : Δ_{ref}
 - CT synthétique VS Images du jour : Δ_{synt}
- 3 sessions d'images

Exatrac
J1 traitement

→

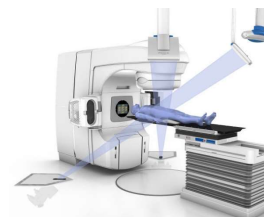
Exatrac
Mi- traitement

→

Exatrac
fin traitement

→

 - 63 paires kV-Exatrac pour le crâne : automatique avec utilisation de la même ROI

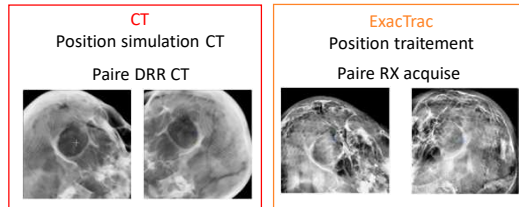


Vertical	- 001.26 mm
Longitud.	+ 001.07 mm
Lateral	- 000.49 mm

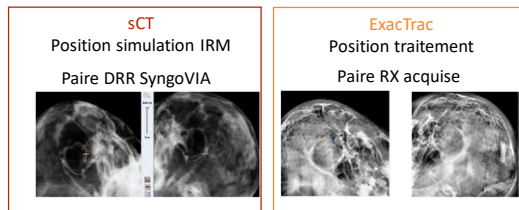
Long. Angle	+ 000.3°
Lat. Angle	- 000.4°
Absolute Couch Angle	- 000.0°

Résultats affichés : $\Delta_{tot} = \Delta_{ref} - \Delta_{synt}$

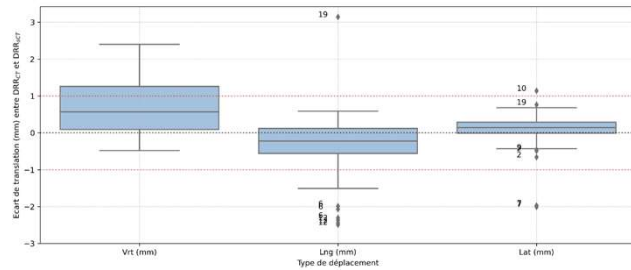
3 - REPOSITIONNEMENT



Décalages **appliqués** en traitement
= RÉFÉRENCE

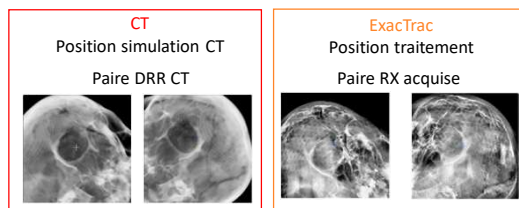


Décalages **calculés** post traitement
= A ÉVALUER // RÉF

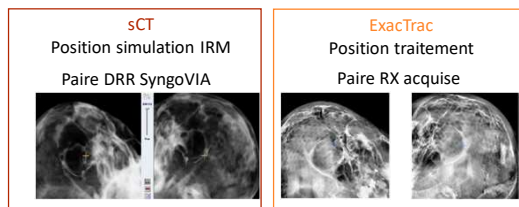


27

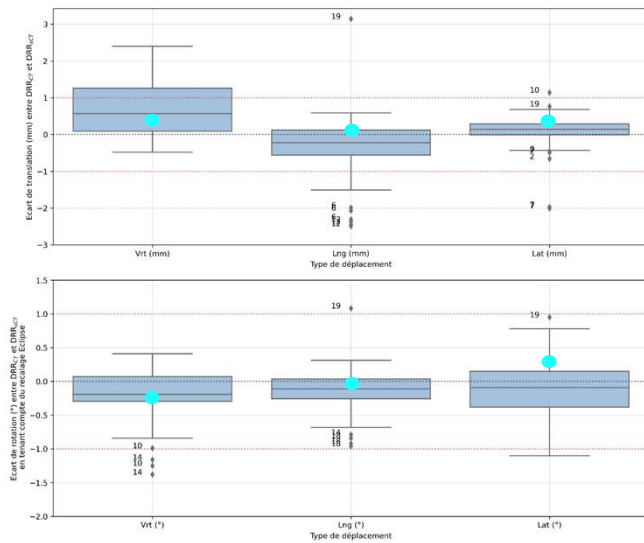
3 - REPOSITIONNEMENT



Décalages **appliqués** en traitement
= RÉFÉRENCE



Décalages **calculés** post traitement
= A ÉVALUER // RÉF



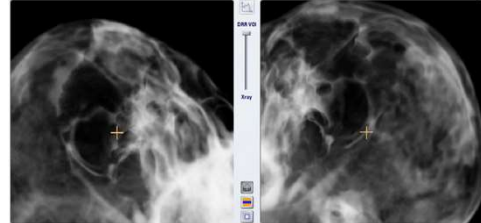
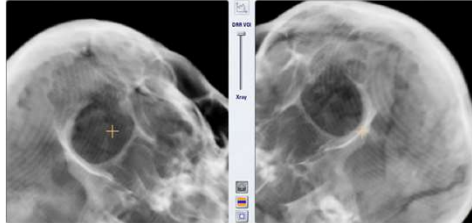
● [Masitho & al, Phys Imaging Radiat Oncol 2022] : Méthode IA Siemens

28

CONCLUSION

- **1^{er} essai en 2020 avec une méthode d'assignation de densité, les résultats sont prometteurs avec une méthode simple :**

- Visuellement, les images ne sont pas qualitatives



- Le temps d'acquisition est long : + 14min
- Nécessite un recalage supplémentaire car image IRM pour sCT et pour contours ne sont pas les mêmes
- Max 1000 UH dans la boîte crânienne -> induit écart en UH et dose dans le crâne
- Recalage bon : malgré des UH peu qualitatifs mais la forme et épaisseur de l'Os doit être correct grâce aux séquences supplémentaires
- **Malgré ces défauts, la solution donne de bons résultats en dose PTV et recalage d'images**

4

NOUVELLES SOLUTIONS AVEC IA

SOLUTIONS IA

2021

Solution Spectronic [<https://www.spectronics.se>], [Cronholm et al, White Paper : MRI Planner 2020]

2022

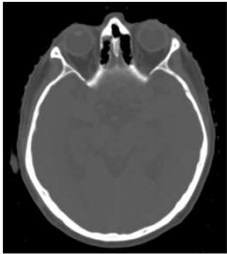
MAJ Siemens en IA, et partenariat avec



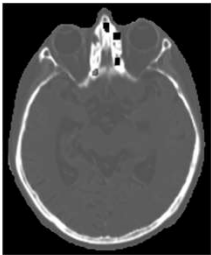
Région	Syngo.via	Spectronic	Syngo_IA	Thera
Cérébrale	<ul style="list-style-type: none">- T2 Space 3D- T2 PETRA- T2 FLASH GRADIENT ECHO- T1 VIBE DIXON:<ul style="list-style-type: none">• En phase• Eau• Graisse	<ul style="list-style-type: none">- T1 VIBE DIXON :<ul style="list-style-type: none">• En phase• Déphasé• Eau• Graisse	<ul style="list-style-type: none">- T1 VIBE DIXON :<ul style="list-style-type: none">• En phase• Déphasé	<ul style="list-style-type: none">- T1 GADO 3D

Image Diagnostic
Gain en temps
Pas de recalage

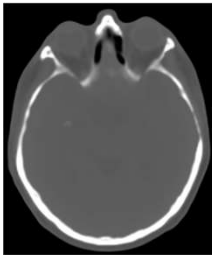
1 - QUALITÉ UH - RÉSULTATS



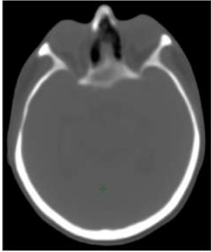
CT



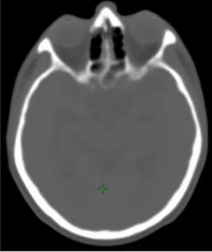
SyngoVia



Spectro



SyngoIA



Thera

1 - QUALITÉ UH - RÉSULTATS

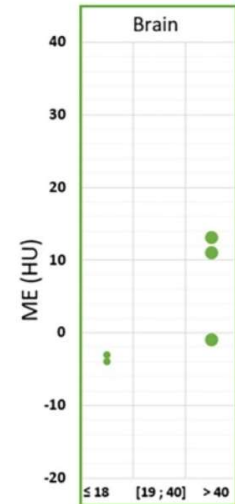
$$ME(HU) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (sCT(i) - CT(i))$$

ME (ET) UH	Syngovia	Spectronic	Syngo_IA	Thera
Body	- 42,7 (28,2)	- 1,7 (12,2)	20,4 (13,2)	33,4 (15,9)
Crâne	- 360,3 (48,2)	- 113,7 (36,8)	- 39,0 (51,1)	- 40,4 (55,9)
Cerveau	- 4,8 (9,2)	1,6 (2,6)	4,3 (5,7)	12,5 (6,4)
PTV	- 36,1 (27,2)	26,1 (20,1)	- 8,7 (21,5)	4,6 (22,8)

Littérature – IA

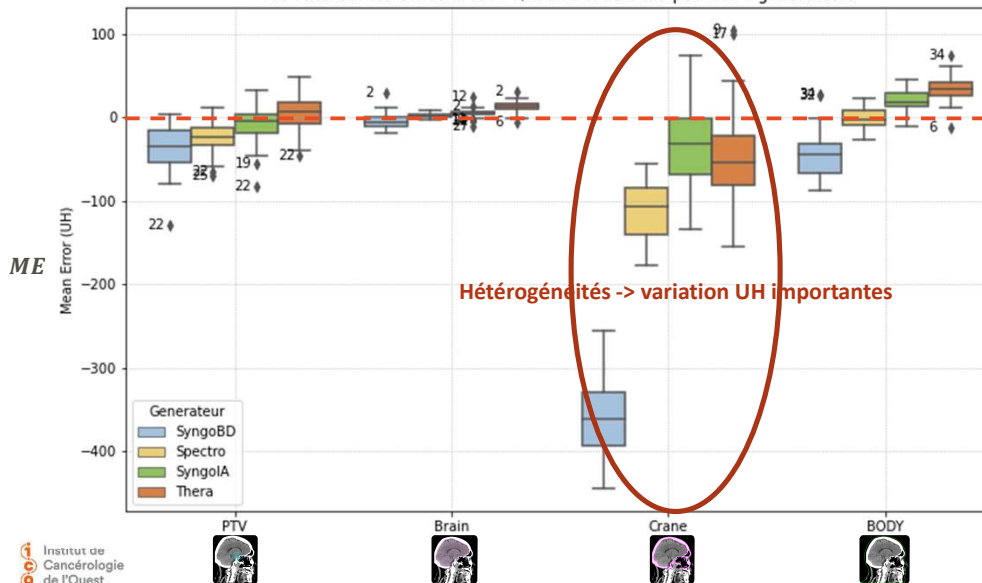
ME Body

Boulanger et al PhysMed2021



1 - QUALITÉ UH - RÉSULTATS

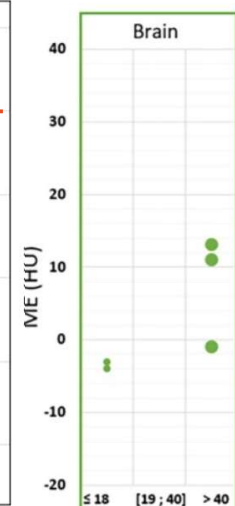
ME voxel sur les UH dans le PTV, crane et cerveau pour les 4 générateurs



Littérature – IA

ME Body

Boulanger et al PhysMed2021



2 – QUALITÉ DOSIMÉTRIQUE- RÉSULTATS

$$ME(\%) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{(D_{SCT}(i) - D_{CT}(i))}{D_{CT}(i)}$$

Dose ME (ET) %	Syngovia	Spectronic	Syngo_IA	Thera
PTV	1,08 (0,66)	0,28 (0,31)	0,20 (0,42)	- 0,45 (0,71)
Cerveau	1,26 (3,40)	0,20 (0,90)	1,27 (3,36)	1,30 (2,96)
Crâne	1,76 (2,35)	0,64 (0,58)	1,28 (2,38)	2,92 (4,95)

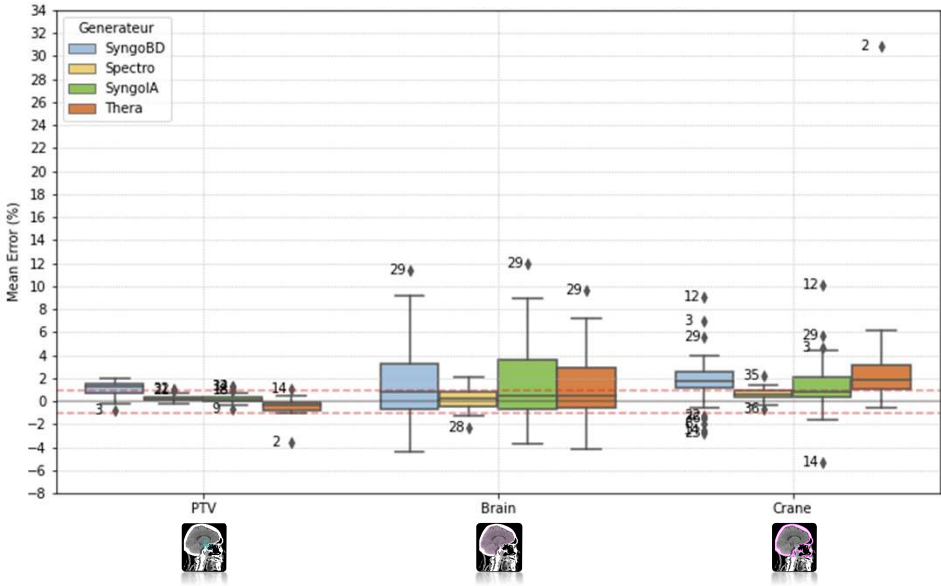
Littérature – IA

5 études

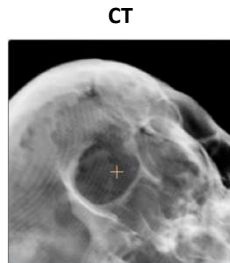
Moyenne ME PTV: **0,25%**

2 – QUALITÉ DOSIMÉTRIQUE- RÉSULTATS

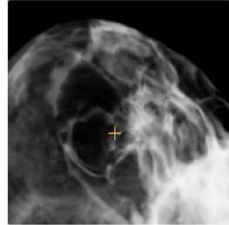
ME voxel de Dose dans PTV, brain, crane pour les 4 générateurs



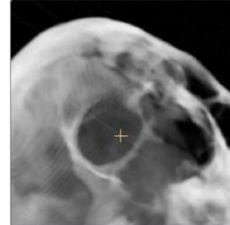
Résultats : crâne (travail en cours)



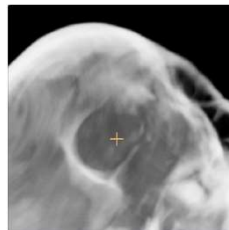
SyngoVia



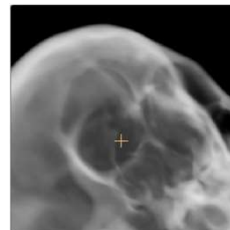
Spectro



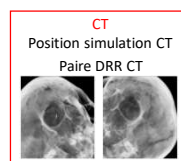
SyngoIA



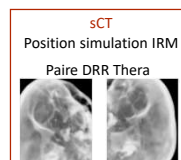
Thera



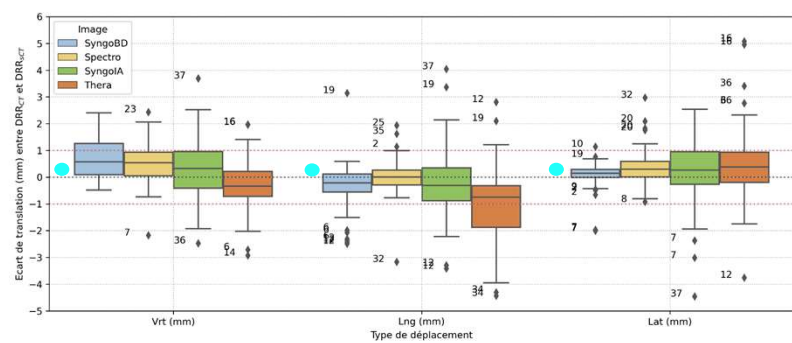
Résultats : crâne (travail en cours)



Décalages **appliqués** en traitement
= RÉFÉRENCE

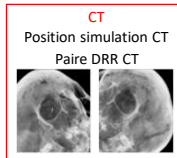


Décalages **calculés** post traitement
= A ÉVALUER // RÉF

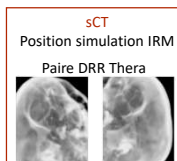


• [Masitho & al, Phys Imaging Radiat Oncol 2022] : Méthode IA Siemens

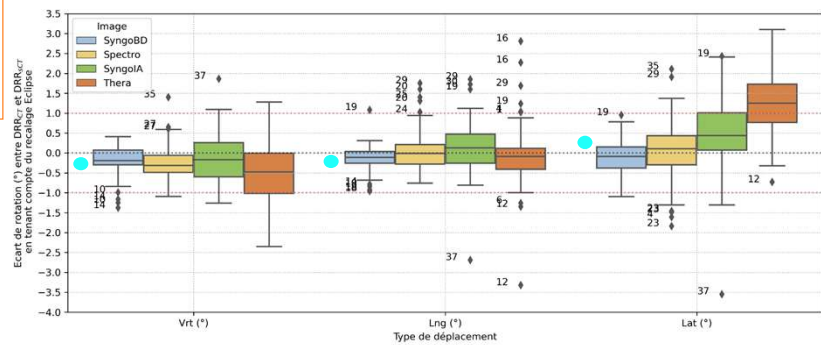
Résultats : crâne (travail en cours)



Décalages **appliqués** en traitement
= RÉFÉRENCE



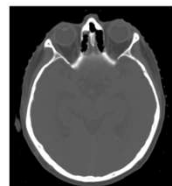
Décalages **calculés** post traitement
= A ÉVALUER // RÉF



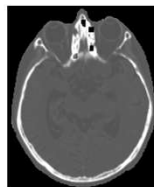
• [Masitho & al, Phys Imaging Radiat Oncol 2022] : Méthode IA Siemens

CONCLUSION

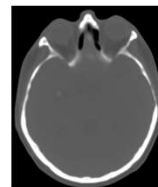
- **2e essai en 2021/2023 avec 3 nouvelles méthodes IA, les résultats sont prometteurs :**
 - Visuellement, les images sont de meilleures qualités que la version ASD



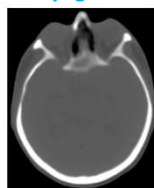
CT



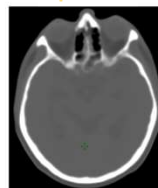
SyngoVia



Spectro



SyngoIA



Thera

CONCLUSION

- **2e essai en 2021/2023 avec 3 nouvelles méthodes IA, les résultats sont prometteurs :**
 - Visuellement, les images sont de meilleures qualités que la version ASD
 - Les UH cranes toujours le point le moins performant
 - Résultats dosimétriques < 1% pour PTV, cerveau et < 2 % pour le crâne pour les 3 IA
 - Explorer la précision du recalage ? Forme et épaisseur de l'Os ?
 - Positionnement :
 - Modèle Thera a des résultats moins concluants
 - Modèle ASG a les meilleurs résultats (UH non mais forme/épaisseur Ok du fait des multiples séquences ?)
 - Les « patients extrêmes » ne sont pas les mêmes pour les 4 générateurs et pour les 3 métriques: infos à creuser
 - Lien UH Vs Dose ne justifie pas tout
 - Thera utilise la même image IRM pour le calcul et les contours
 - Spectro ne reconstruit pas si présence d'artefacts denses

	Syngovia	Spectronic	Syngo_IA	Thera
UH	✗	3 ✓	1 ✓	2 ✓
Dose	✗	1 ✓	2 ✓	2 ✓
Positionnement	1 ✓	2 ✓	3 ✓	✗

ET LES MÉTRIQUES ?

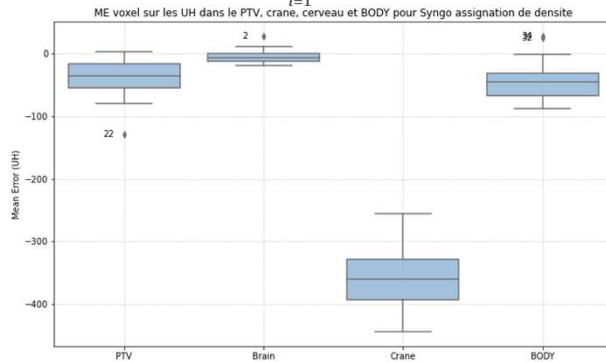


LES MÉTRIQUES UTILISÉES SONT-ELLES LES BONNES ?

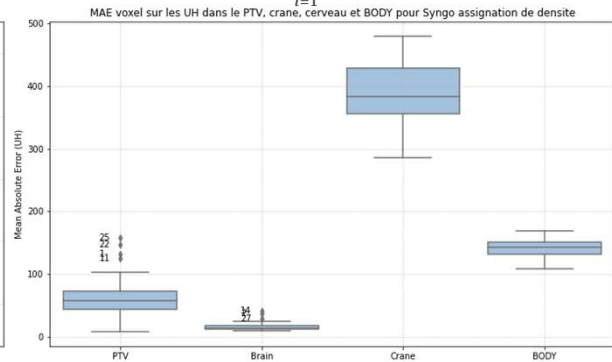
• Comment choisir ?

- Utiliser les métriques publiées pour se comparer mais ...

$$ME(HU) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (sCT(i) - CT(i))$$



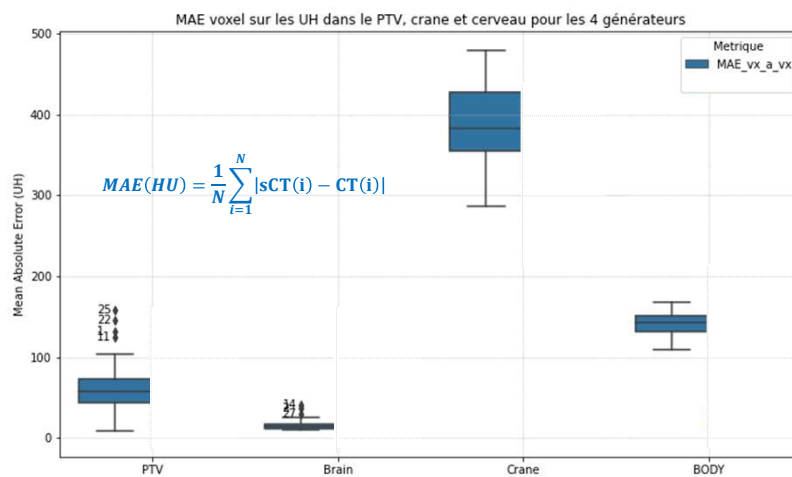
$$MAE(HU) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |sCT(i) - CT(i)|$$



LES MÉTRIQUES UTILISÉES SONT-ELLES LES BONNES ?

• Comment choisir ?

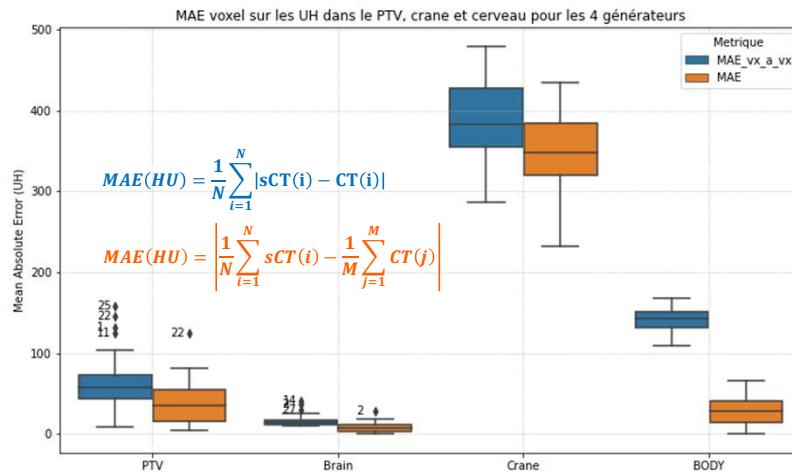
- Utiliser les métriques publiées pour se comparer mais ...



LES MÉTRIQUES UTILISÉES SONT-ELLES LES BONNES ?

• Comment choisir ?

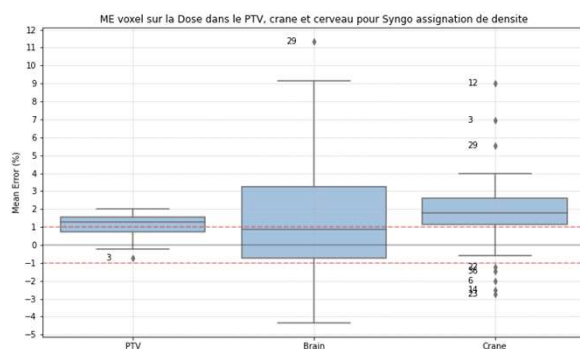
- Utiliser les métriques publiées pour se comparer mais ...



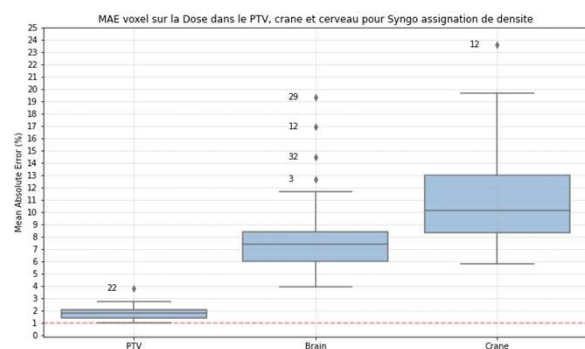
LES MÉTRIQUES UTILISÉES SONT-ELLES LES BONNES ?

• Comment choisir ?

- Utiliser les métriques publiées pour se comparer mais ...



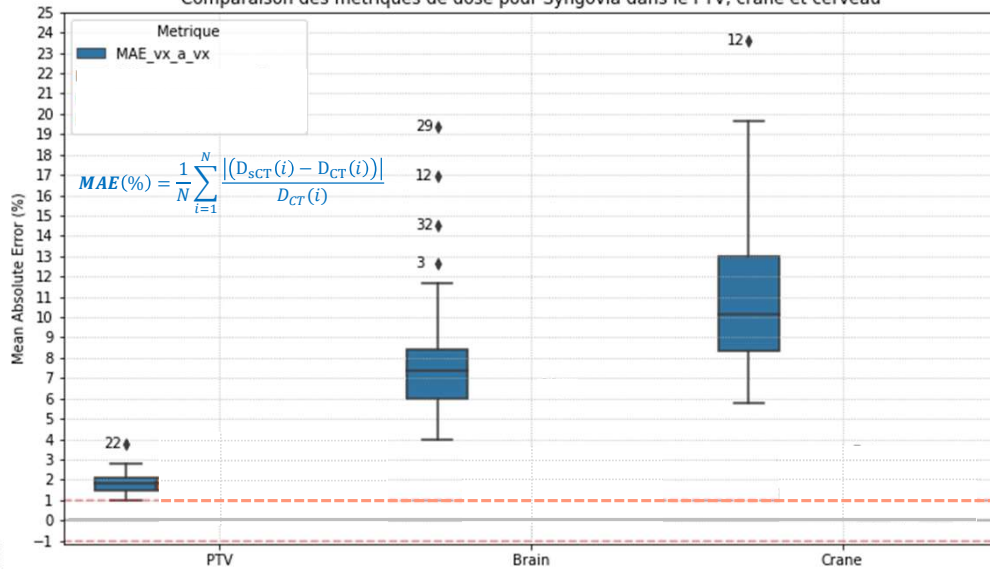
$$ME(\%) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{(D_{sCT}(i) - D_{CT}(i))}{D_{CT}(i)}$$



$$MAE(\%) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{|(D_{sCT}(i) - D_{CT}(i))|}{D_{CT}(i)}$$

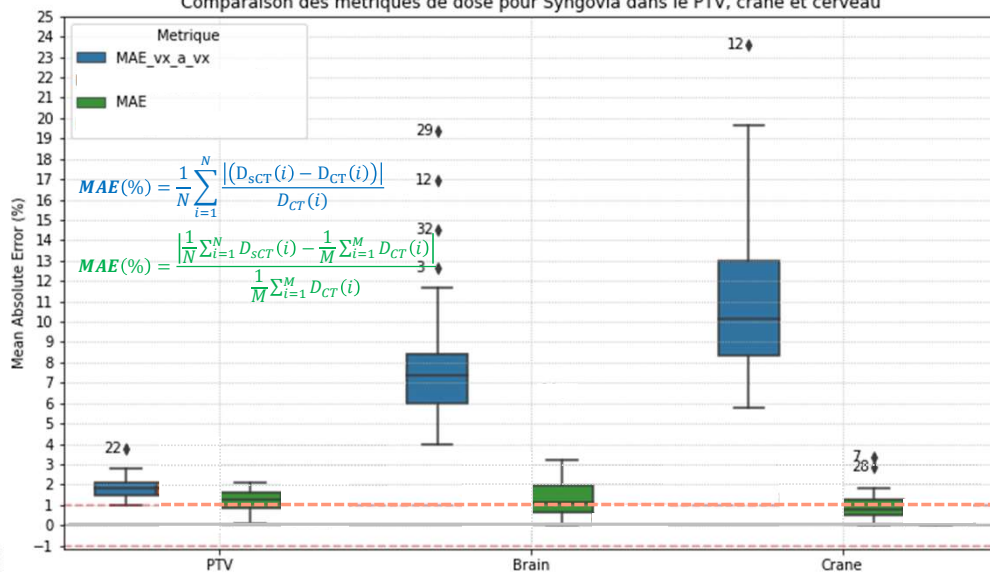
LES MÉTRIQUES UTILISÉES SONT-ELLES LES BONNES ?

Comparaison des métriques de dose pour Syngovia dans le PTV, crane et cerveau

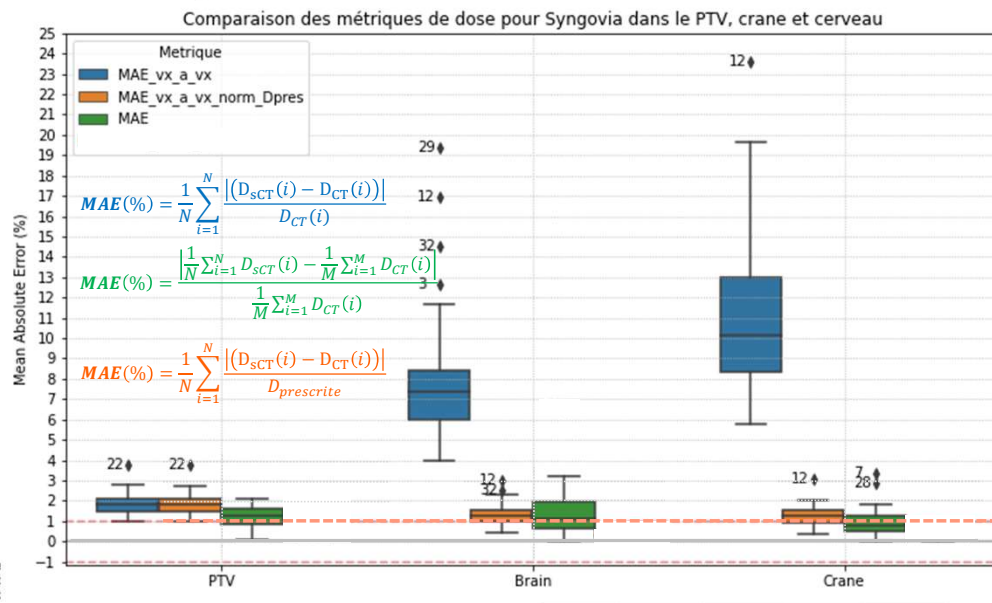


LES MÉTRIQUES UTILISÉES SONT-ELLES LES BONNES ?

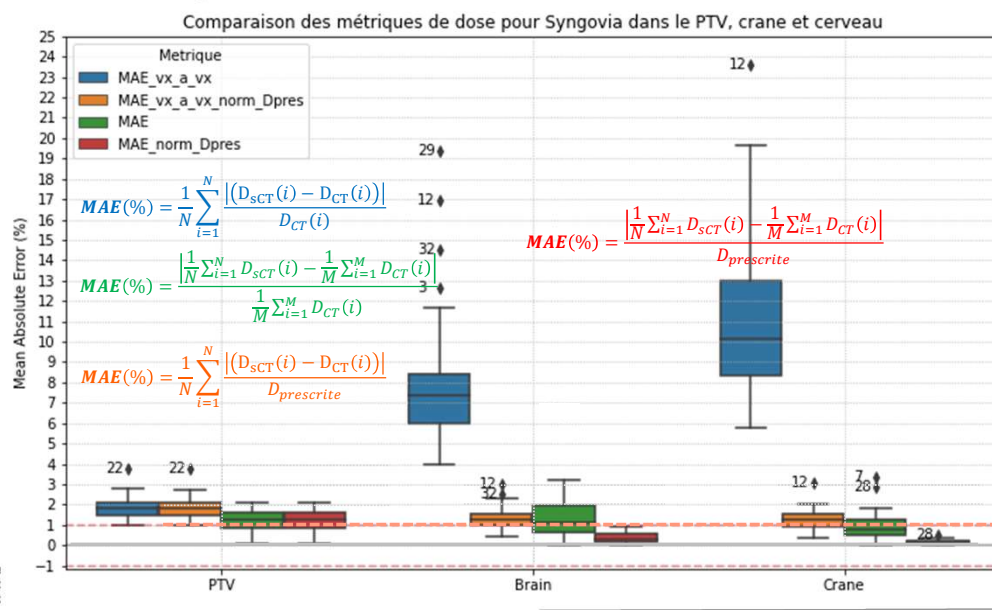
Comparaison des métriques de dose pour Syngovia dans le PTV, crane et cerveau



LES MÉTRIQUES UTILISÉES SONT-ELLES LES BONNES ?



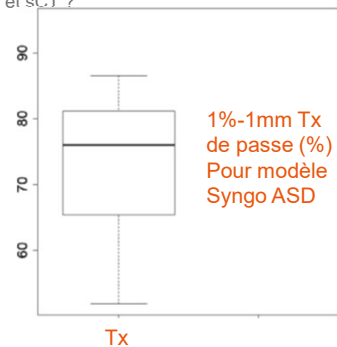
LES MÉTRIQUES UTILISÉES SONT-ELLES LES BONNES ?



LES MÉTRIQUES UTILISÉES SONT-ELLES LES BONNES ?

• Comment choisir ?

- Utiliser les métriques publiées pour se comparer mais attention à leur définition !
- Pour un volume d'intérêt (UH, dose) :
 - ME : moyenne des écarts
 - MAE : moyenne absolue des écarts
- Calcul au voxel ou calcul sur la moyenne ?
 - Calcul au voxel implique un recalage de très bonne qualité entre CT et sCT ?
 - Analyse du recalage et de dose
 - Calcul sur la moyenne
 - Analyse macro des écarts
- D'autres métriques possibles également, taux de passe :
 - Sur une coupe axial passant par l'isocentre



LES MÉTRIQUES UTILISÉES SONT-ELLES LES BONNES ?

• Comment choisir ?

- Utiliser les métriques publiées pour se comparer mais attention à leur définition !
- Pour un volume d'intérêt (UH, dose) :
 - ME : moyenne des écarts
 - MAE : moyenne absolue des écarts
- Calcul au voxel ou calcul sur la moyenne ?
 - Calcul au voxel implique un recalage de très bonne qualité entre CT et sCT ?
 - Analyse du recalage et de dose
 - Calcul sur la moyenne
 - Analyse macro des écarts
- D'autres métriques possibles également, taux de passe :
 - Sur une coupe axial passant par l'isocentre
 - Sur plusieurs coupes (pseudo-3D)

	Tumeurs cérébrales		
	Axiale	Frontale	Sagittale
Taux de passe 1% 1mm [%]	78,78 $\pm 11,60$	82,15 $\pm 9,16$	77,51 $\pm 13,39$
Taux de passe 2% 2mm [%]	93,72 $\pm 3,05$	94,55 $\pm 3,84$	94,39 $\pm 4,64$

Etude *Paradis, E. et al.*
1 % 1 mm : 80,1 %
2 % 2 mm : 96,7 %

LES MÉTRIQUES UTILISÉES SONT-ELLES LES BONNES ?

• Comment choisir ?

- Utiliser les métriques publiées pour se comparer mais attention à leur définition !

- Pour un volume d'intérêt (UH, dose) :

- ME : moyenne des écarts
- MAE : moyenne absolue des écarts

- Calcul au voxel ou calcul sur la moyenne ?

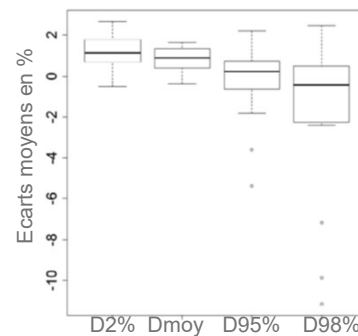
- Calcul au voxel implique un recalage de très bonne qualité entre CT et sCT ?
 - Analyse du recalage et de dose
- Calcul sur la moyenne
 - Analyse macro des écarts

- D'autres métriques possibles également, taux de passe :

- Sur une coupe axiale passant par l'isocentre
- Sur plusieurs coupes (pseudo-3D)

- D'autres métriques possibles également, HDV :

- Points de l'HDV : 95% dose, 98% dose ...



LES MÉTRIQUES UTILISÉES SONT-ELLES LES BONNES ?

• Comment choisir ?

- Utiliser les métriques publiées pour se comparer mais attention à leur définition !

- Pour un volume d'intérêt (UH, dose) :

- ME : moyenne des écarts
- MAE : moyenne absolue des écarts

- Calcul au voxel ou calcul sur la moyenne ?

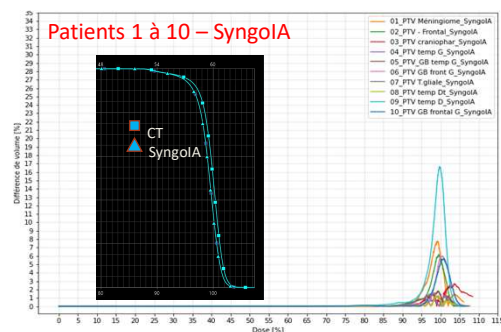
- Calcul au voxel implique un recalage de très bonne qualité entre CT et sCT ?
 - Analyse du recalage et de dose
- Calcul sur la moyenne
 - Analyse macro des écarts

- D'autres métriques possibles également, taux de passe :

- Sur une coupe axiale passant par l'isocentre,
- Sur plusieurs coupes (pseudo-3D)

- D'autres métriques possibles également, HDV :

- Points de l'HDV : 95% dose, 98% dose ...
- Soustraction des HDVs



LES MÉTRIQUES UTILISÉES SONT-ELLES LES BONNES ?

- Comment choisir ?

M. Boulanger et al.

Physica Medica 89 (2021) 265–281

Table 1
Imaging and dose metrics used for the evaluation of synthetic-CT generation from MRI.

	Type of metrics	Metric	Definition	Ideal value
Image evaluation	Intensity-based metrics	ME: mean error	$ME = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N pCT_i - CT_i$	0 HU
		MAE: mean absolute error	$MAE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N pCT_i - CT_i $	0 HU
		PSNR: peak signal to noise ratio	$PSNR = 10 \log_{10} \left(\frac{Q^2}{MSE} \right)$	Maximum of dB
		SSIM: structural similarity metric	$SSIM = \frac{(2\mu_x\mu_y + C_1)(2\sigma_{xy} + C_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2)}$	1
		MSE: mean square error	$MSE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (pCT_i - CT_i)^2$	0
		RMSE: root mean square error	$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (pCT_i - CT_i)^2}$	0 HU
		NCC: normalized cross-correlation	$NCC = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (I_{CT}(x, y, z) - \mu_{CT}) (I_{pCT}(x, y, z) - \mu_{pCT})$	
		DSC: dice score coefficient	$DSC = \frac{2(V_{CT} \cap V_{pCT})}{V_{CT} + V_{pCT}}$	1
		HD: Hausdorff distance	$HD(pCT, CT_{ref}) = \max(h(pCT, CT_{ref}), h(CT_{ref}, pCT))$	0 mm
		MASD: mean absolute surface distance	$MASD(A, R) = \frac{d_{ave}(S_A, S_R) + d_{ave}(S_R, S_A)}{2}$	0 mm
Dose evaluation	Dose difference metrics	Voxel-to-voxel dose differences	Difference between the dose distribution computed on the reference CT and on the sCT	0 Gy or 0%
		DVH difference	Dose differences on DVH specific points (D_{max} , $D_{70\%}$, etc.), for a given structure	0 Gy or 0%
	Gamma analysis metrics	Mean gamma	Value of the mean gamma	0
		Gamma pass-rate	Percentage of pixels/voxels with a gamma value lower than 1	100%

Abbreviations: N: number of voxels; MSE: Mean square error; Q: range of voxel value of sCT and reference CT; x: reference CT; y: sCT; μ_x : mean value of x; μ_y : mean value of y; σ_x^2 : variance of x; σ_y^2 : variance of y; C_1 and C_2 are expressed as $(k_1 Q)^2$ and $(k_2 Q)^2$; I_{CT} : HU value of the reference CT, I_{pCT} : HU value of the sCT, μ_{CT} : mean intensity value of the reference CT, μ_{pCT} : mean intensity value of the sCT, σ_{CT} and σ_{pCT} : standard deviation of the reference CT and sCT; V: volume on CT and sCT; d_{ave} : absolute Euclidean distance; S_A : surface of the automated segmentation volume; S_R : surface of the reference organ delineation.

6

CONCLUSION

CONCLUSION

Objectif travailler sans scanner : question simple !

Le processus et l'apprentissage est long, IRM nouvelle compétence à acquérir pour le PM et la RT

Ne pas oublier l'AQ de la machine (non évoquée dans ce topo) mais qui a suivi toutes les étapes

Pourquoi l'IA : car meilleure solution du marché

Il faut essayer de comprendre comment est construit le modèle pour potentiellement expliquer les résultats

Quelle est la meilleure solution IA dans notre étude ?

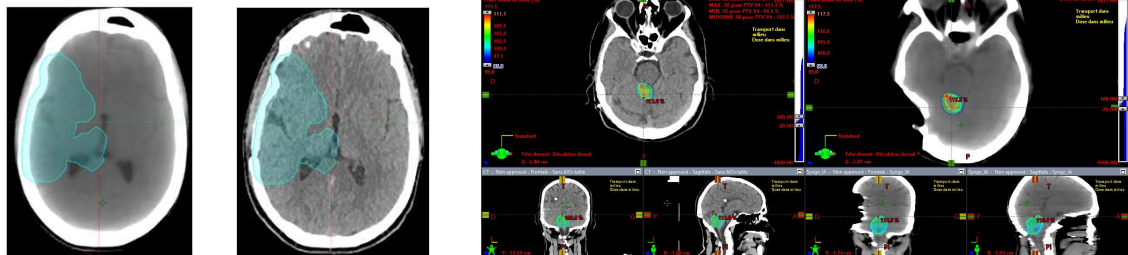
Aucune ! Ou Toutes !

CONCLUSION

Il faut choisir les bonnes métriques pour se comparer. Pour chaque localisation son étude !

Les extrêmes sont les infos aussi intéressantes que les moyennes ! (travail en cours)

Et ne pas oublier de regarder les images ?



Et le contrôle ?

Pouvons-nous lancer une utilisation en routine sans « double calcul de l'IA » ?

Un grand merci
à Mathilde Levardon,
Camille Guillerminet,
et Stéphane Dufreneix

MER C i