



Journées du calcul numérique 27 Février 2017
Université des Frères Mentouri Constantine 1



Evolution des Modèles de Calcul de Dose 3D en Radiothérapie Externe

Bouchra Imene CHIBANE
Pr. F. BENRACHI, M.S. BALI

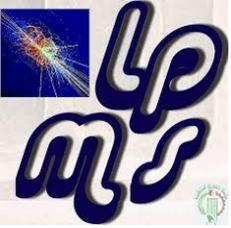
Laboratoire de Physique Mathématique et Subatomique,
Université des frères Mentouri Constantine 1.
ATHENA Medical Center



Plan

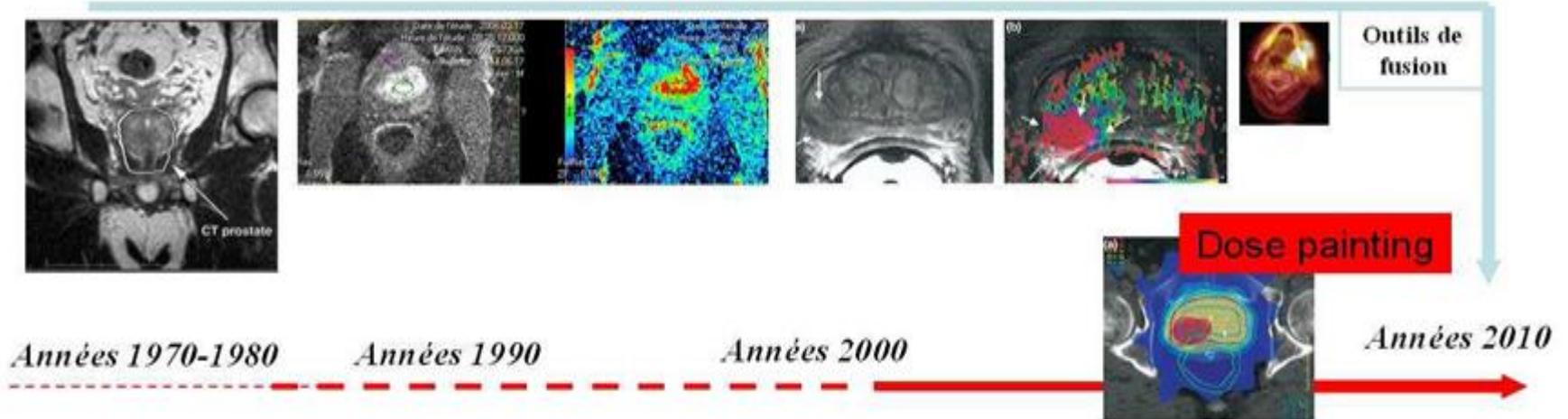


- Introduction
- Système de planning de traitement
- Evolution des algorithmes de calcul de dose
- Exemple de modèles de calcul de dose mode photon
- Comparaison clinique
- Conclusion

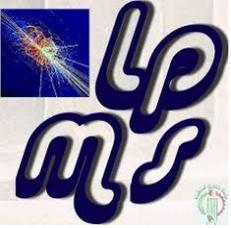


Introduction

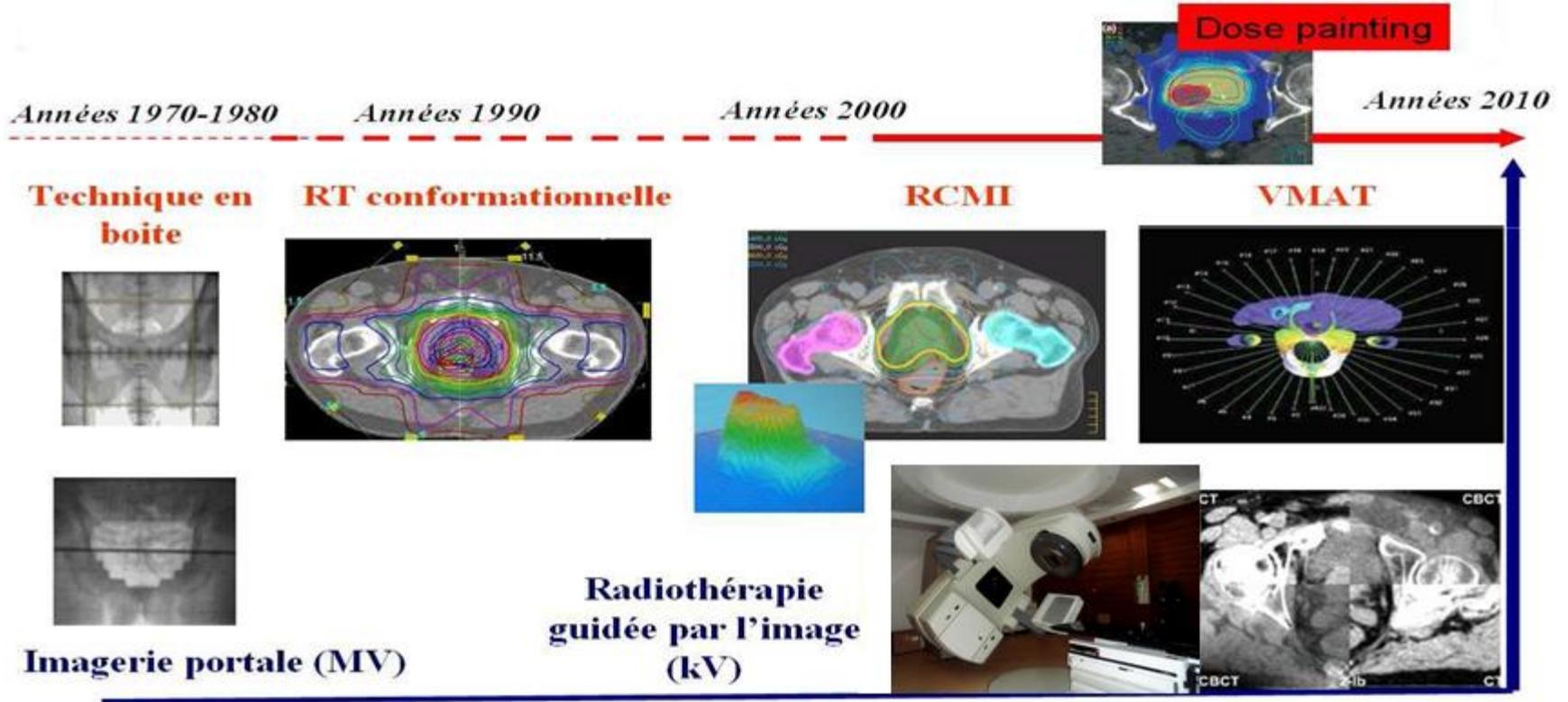
Imagerie fonctionnelle (IRM, TEP)



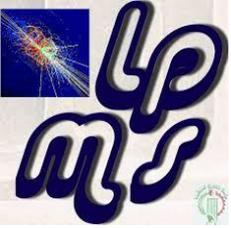
Evolution de l'imagerie médicale



Introduction



Evolution des techniques de radiothérapie



Introduction

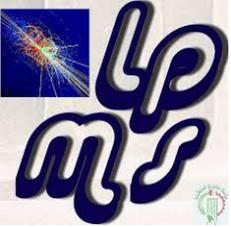
Evolution de l'imagerie médicale :

- Imagerie anatomique
- Imagerie fonctionnelles
- Imagerie Hybride

Evolution des techniques de RT :

- Radiothérapie 2D
- Radiothérapie 3D
- IMRT, VMAT

Evolution des algorithmes de calcul de dose

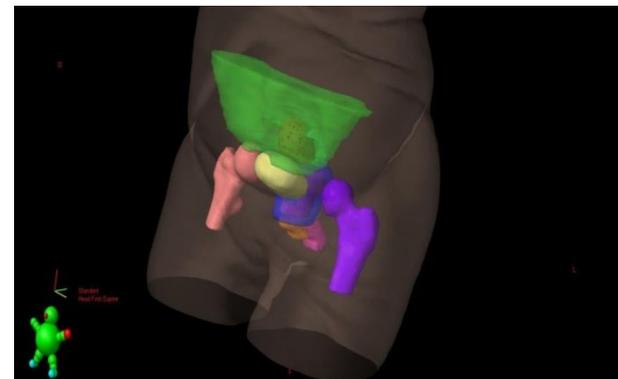
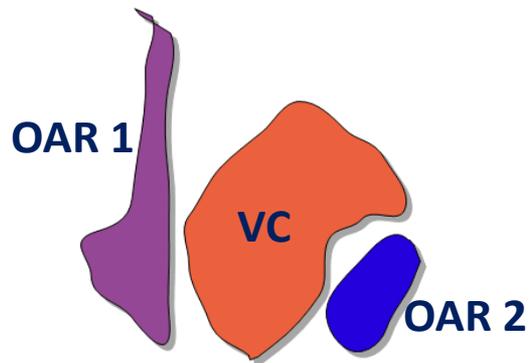


Systeme de planning de traitement "Eclips"

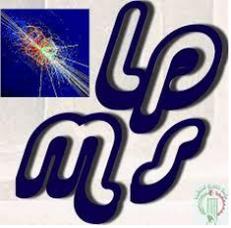


Les principales fonctions d'un TPS :

- Le contourage des volumes cibles et des organes à risque



Contourage 3D [Centre Anti Cancer ATHENA]

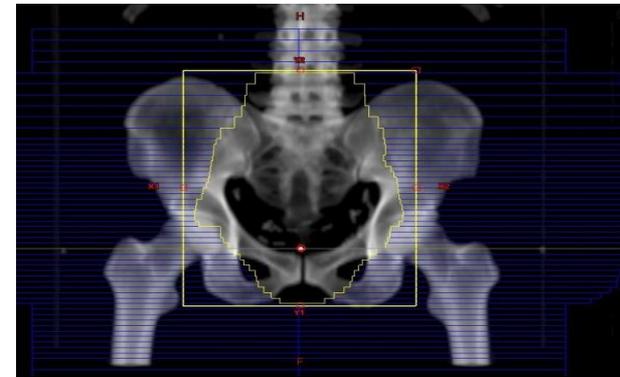
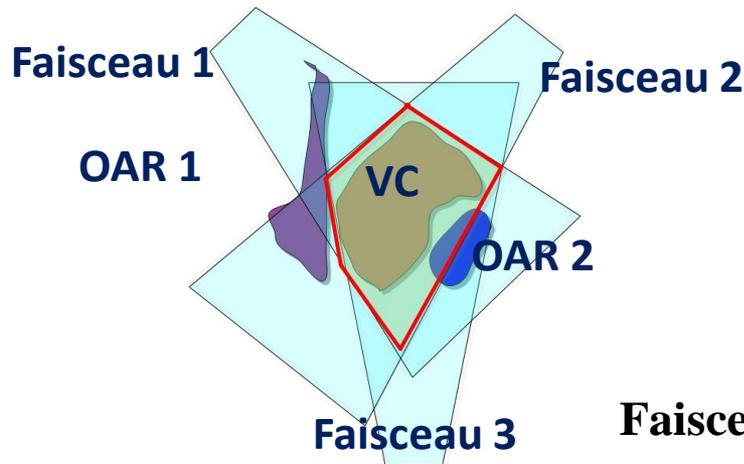


Systeme de planning de traitement "Eclips"

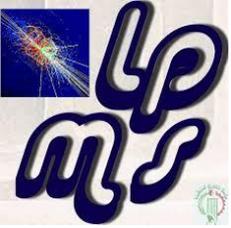


Les principales fonctions d'un TPS :

- Le contourage des volumes cibles et des organes à risque
- La mise en place des faisceaux (photons / électrons)



Faisceau de traitement [centre Anti Cancer ATHENA]

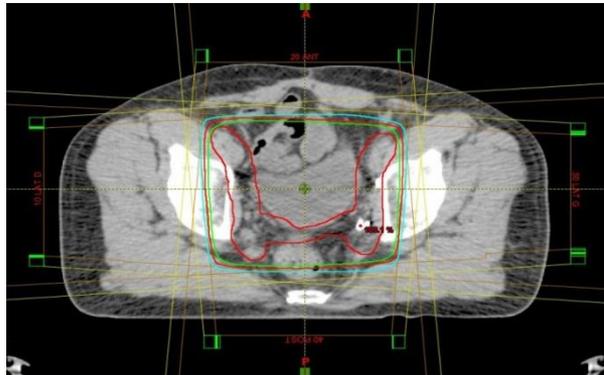


Systeme de planning de traitement *“Eclips”*

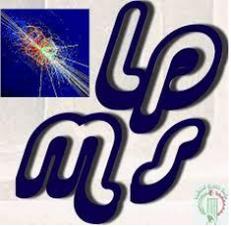


Les principales fonctions d'un TPS :

- Le contourage des volumes cibles et des organes à risque
- La mise en place des faisceaux (photons / électrons)
- Le calcul dosimétrique



Distribution de dose en 3D-CRT[Centre Anti Cancer Athéna].

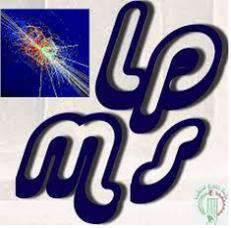


Systeme de planning de traitement *“Eclips”*



- **Les principales fonctions d'un TPS :**

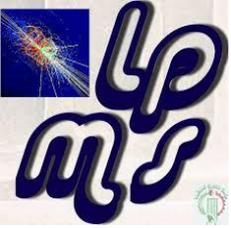
- Le contourage des volumes cibles et des organes à risque
- La mise en place des faisceaux (photons / électrons)
- Le calcul dosimétrique
- L'évaluation du plan de traitement
- La mise en place du plan de traitement



Evolution des algorithmes de calcul



1. Algorithmes basés sur la correction des données de base (1950)
2. Algorithmes semi-empiriques basés sur la séparation primaire-diffusé (1970)
3. Algorithmes basés sur la modélisation

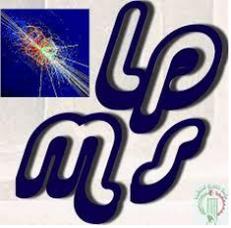


Evolution des algorithmes de calcul



1/-Algorithmes basés sur la correction des données de base :

- Utilisent les données mesurées dans des fantômes d'eau avec une surface plane et une incidence normale
- Incorporent directement les mesures expérimentales de distributions de dose sous forme :
 - Numérique
 - Analytique

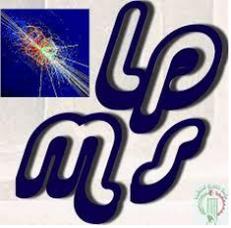


Evolution des algorithmes de calcul



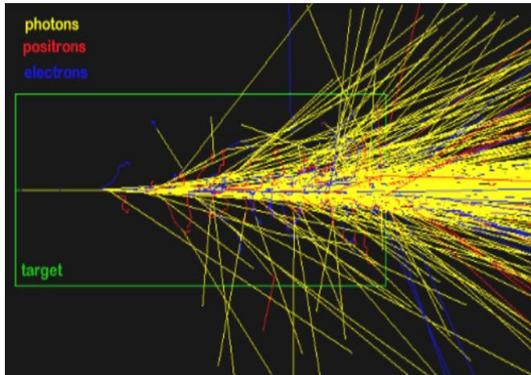
2/-Algorithmes semi-empiriques basés sur la séparation primaire-diffusé:

- Le primaire est modifié en prenant en compte les accessoires et l'atténuation des photons dans le milieu.
- Le diffusé est modifié en prenant en compte en particulier la forme du champ.

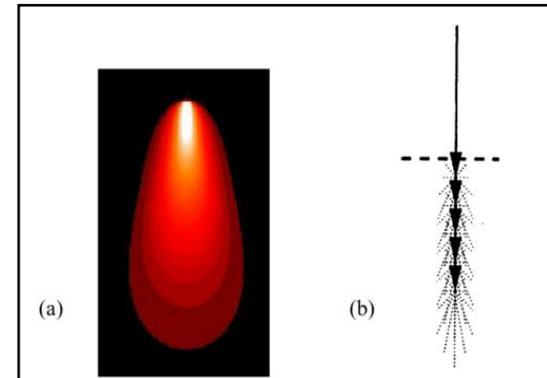


3/-Algorithmes basés sur la modélisation :

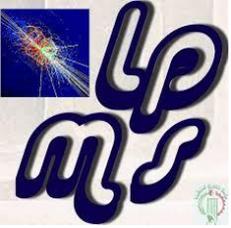
- Calculent le dépôt de dose en prenant en compte directement les données anatomiques du patient.
- 2 catégories :



Simulation Monte Carlo



Superposition des « point Kernel »



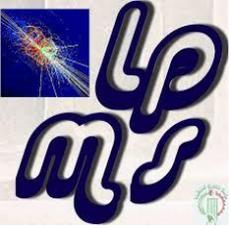
Exemple de modèles de calcul de dose



“Pencil Beam Convolution” (PBC):

- La dose en un point est obtenue par la superposition de :
 - L'énergie transférée par tous les photons primaires.
 - La fraction d'énergie déposée par les électrons secondaires.

- Le processus de calcul de la distribution de la dose est divisé en 3 phases:
 - Phase de reconstruction des faisceaux.
 - Phase de modélisation du patient.
 - Phase de calcul de dose.



Exemple de modèles de calcul de dose

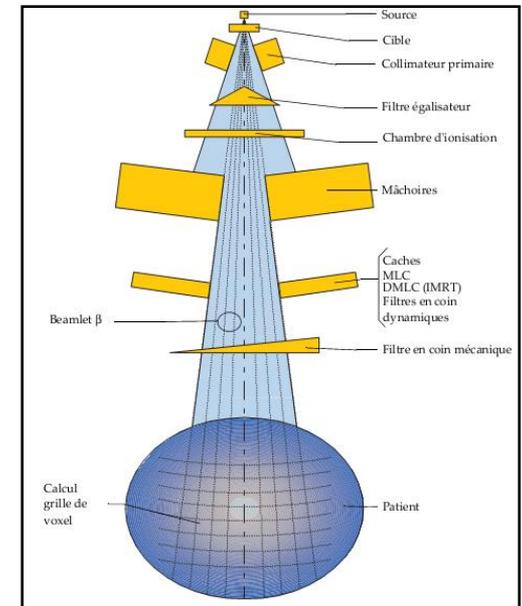


“Analytic Anisotropic Algorithm” (AAA) :

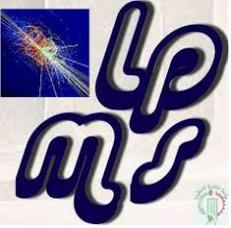
- Le AAA est un algorithme qui fait appel à une modélisation Monte Carlo.

Les principaux composants du faisceau :

- Source principale de photons.
- Source secondaire de photons.
- Source d'électron de contamination.



Subdivision du faisceau global

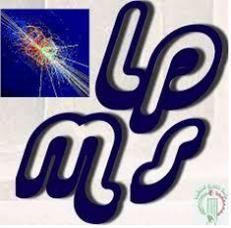


Comparaison clinique des algorithmes



- **Méthodologie :**

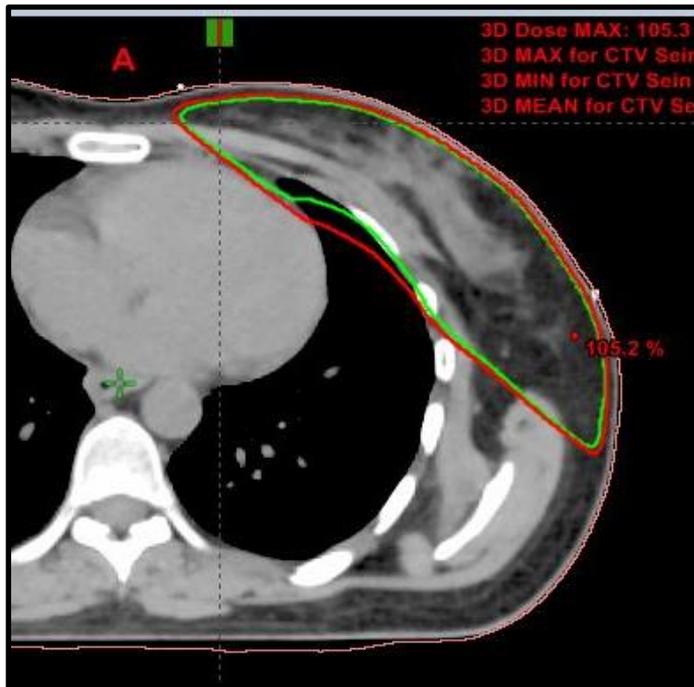
- Étude sur 4 localisations :
 - Seins
 - Poumons
 - ORL
 - Rectum
- Etude sur un plan de traitement
- Comparaison des courbes isodoses 95% et 90%



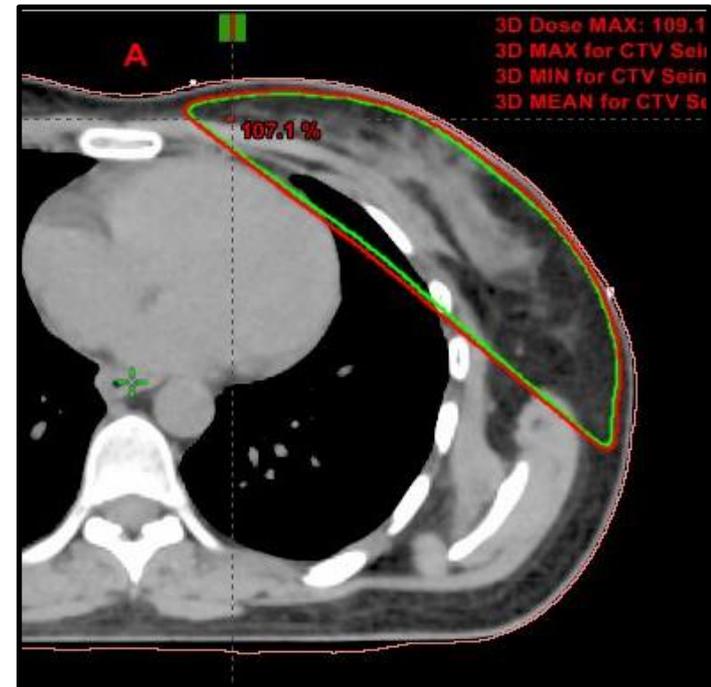
Comparaison clinique des algorithmes



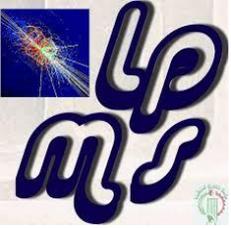
Seins



AAA



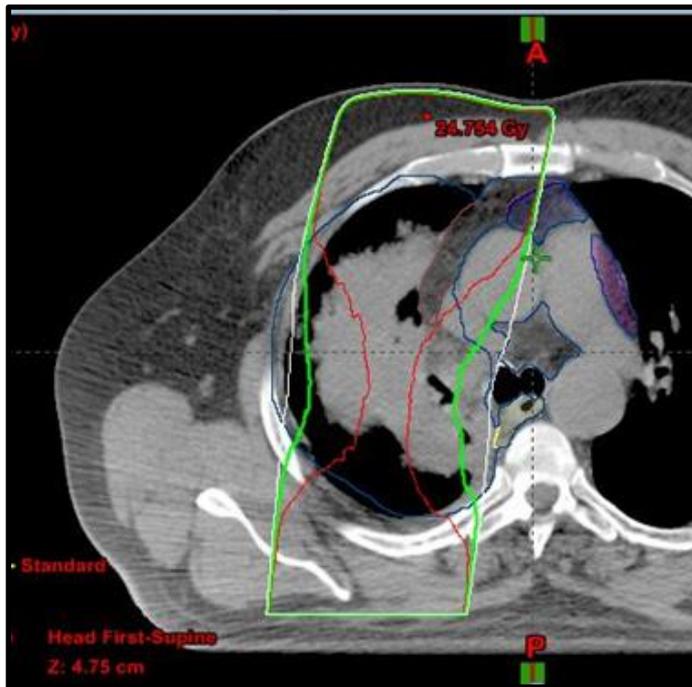
PBC



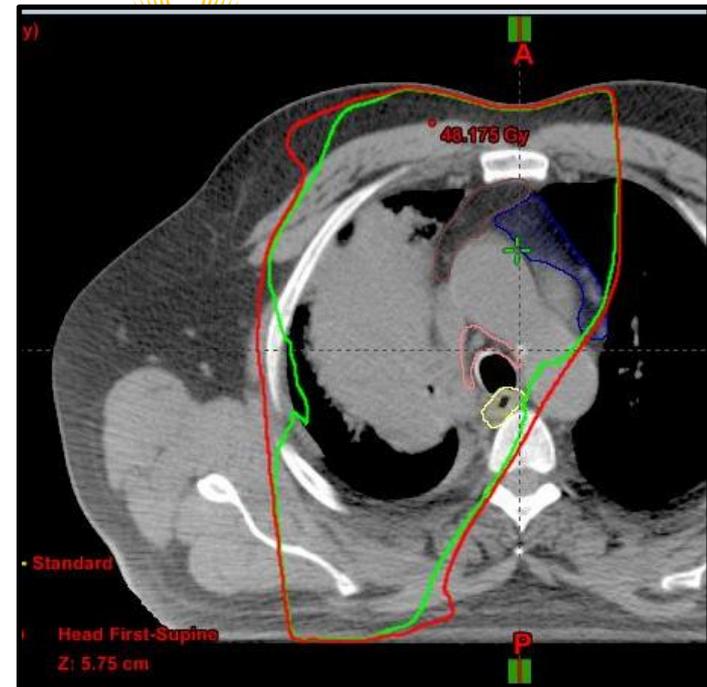
Comparaison clinique des algorithmes



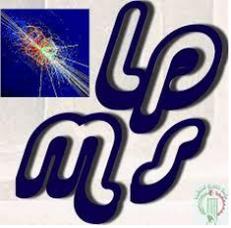
Poumons



AAA



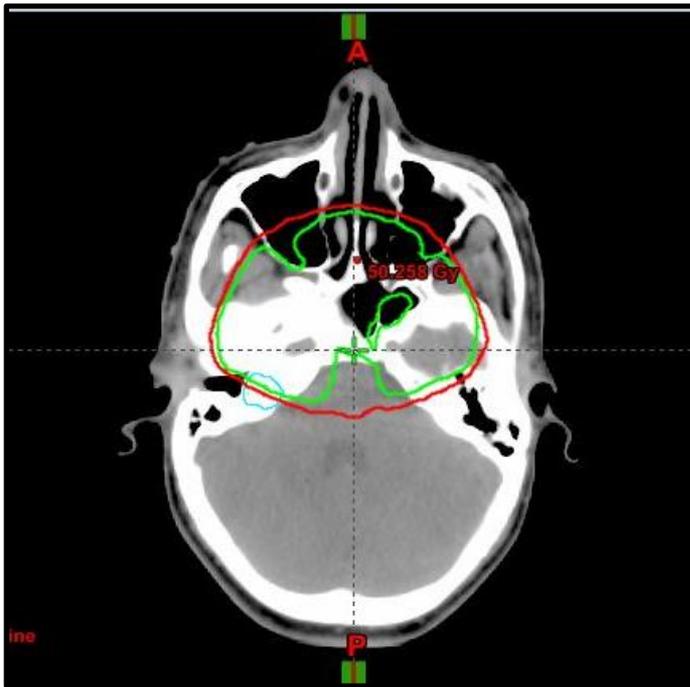
PBC



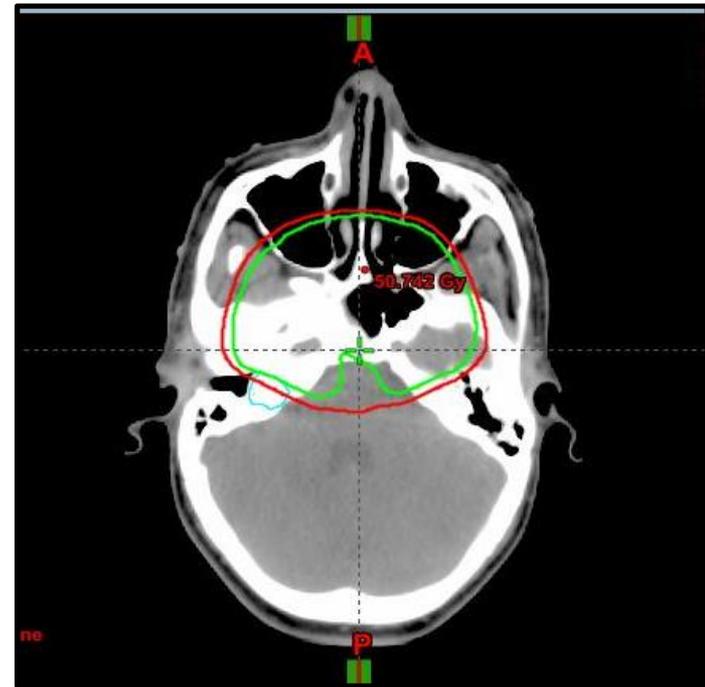
Comparaison clinique des algorithmes



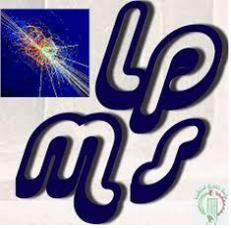
ORL



AAA



PBC



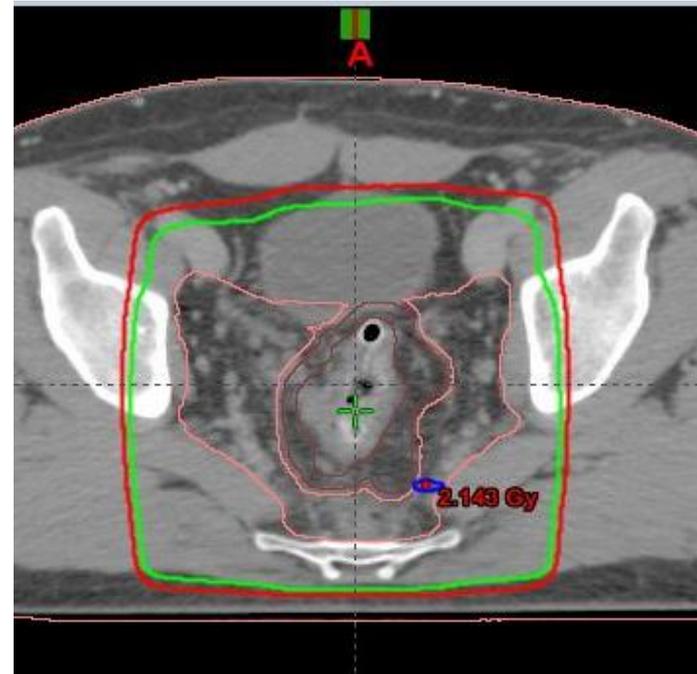
Comparaison clinique des algorithmes



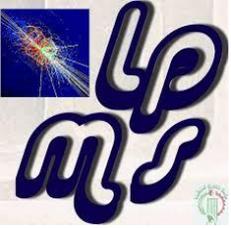
Rectum



AAA



PBC

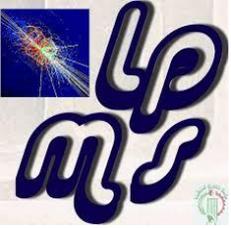


Comparaison clinique des algorithmes



Discussion :

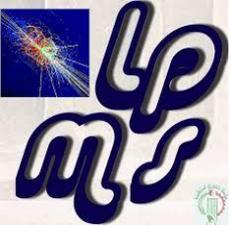
- L'algorithme PBC :
- Ne corrige pas correctement l'effet des hétérogénéités (cavités, air, os, muscle, graisse) ce qui induit des erreurs qui peuvent atteindre plus de 10% dans les zones d'interface.
- L'algorithme AAA:
- Évalue mieux l'effet des hétérogénéités sur le dépôt de dose et réduit les écarts entre les valeurs réelles mesurées sur fantômes et ceux calculés à moins de 3%.



Conclusion



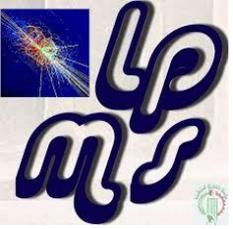
- L'implantation de l'algorithme AAA apporte une amélioration dans la précision de la modélisation de la dose. Cependant, ce modèle n'a pas pu jusqu'à présent modéliser d'une façon très précise la dose au niveau de la région du build-up (à l'entrée).



Perspectives



- Réalisation d'une étude plus complète sur un nombre plus important de patient.
- Réalisation de mesures basée sur la modélisation Monté Carlo sur un fantôme hétérogène et les comparer aux résultats précédents.



Merci de votre attention...