

Journées du GdR Mi2B

22 Novembre 2019

Nantes

IRM linac

Apports & Perspectives

Igor Bessières, *PhD*
Physicien Médical



- Pourquoi l'IRM linac ?
- Aspects technologiques
- Apports & *workflow* clinique
- Installation & assurance qualité
- Effectif & programme clinique
- Perspectives

Pourquoi l'IRM linac ?

Pourquoi l'IRM linac ?

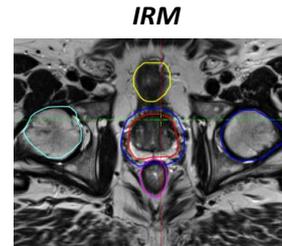
Depuis 20 ans, fort développement de l'imagerie en radiothérapie

Avant le traitement

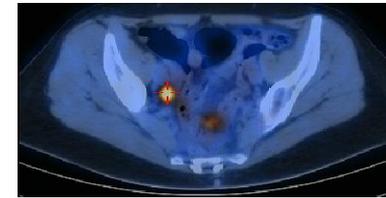
- Scanner 3D dosimétrique (image de référence)
- +/- fusion multimodale (PET-CT, SPECT, IRM...)



CT scan



IRM



TEP scan

↗ précision délimitation volumes cible et à risque

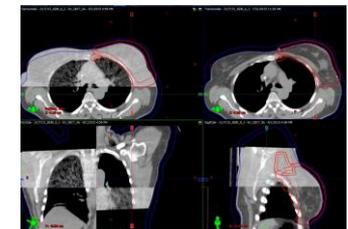
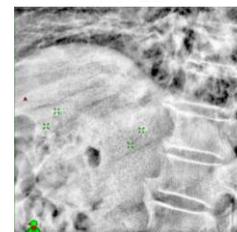


Pendant le traitement

- Imageur MV-2D (portal)
- Imageur kV-2D (OBI, Xvi, Exactrac)
- Imageur kV-3D (OBI, Xvi)



kV-2D



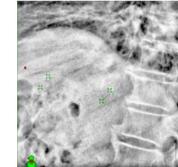
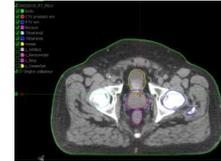
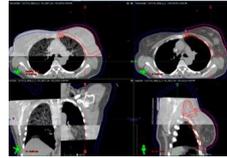
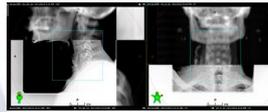
kV-3D

↘ incertitudes positionnement et mouvement



Pourquoi l'IRM linac ?

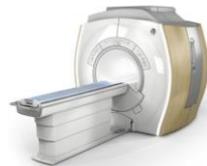
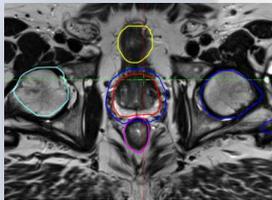
Quelles limites aujourd'hui ?



Modalités d'imagerie irradiantes → dose additionnelle
(mal estimée et peu considérée)

Modalités d'imagerie avec qualité d'image limitée

L'alternative IRM



*Tumor detection by nuclear magnetic
resonance*

[R. Damadian, *Science* vol. 171, 1971]



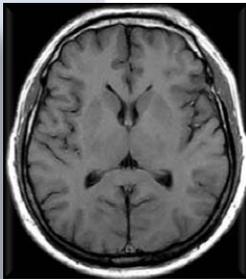
Qualité image de référence pour la visualisation des tissus mous

Modalité non irradiante et non invasive

Pourquoi l'IRM linac ?

L'IRM aujourd'hui pour la radiothérapie

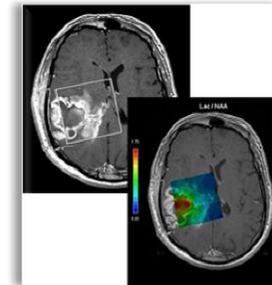
Diagnostic



Délinéation



Evaluation

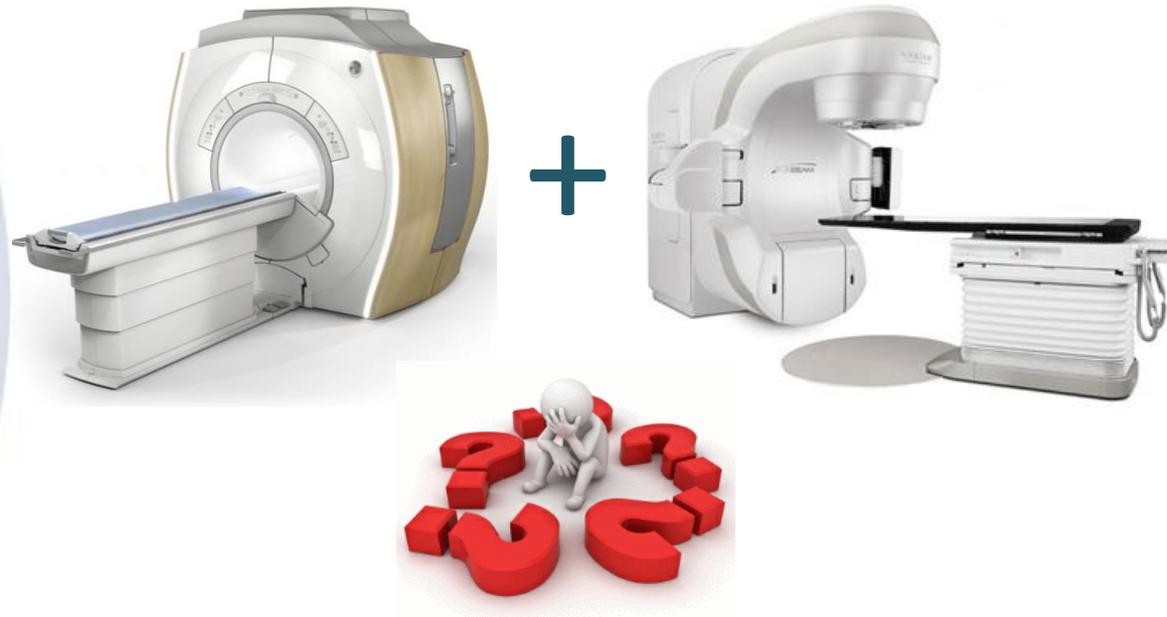


Utilisation de l'IRM pour la préparation ou
l'évaluation du traitement

Pas d'utilisation d'*online*

Pourquoi l'IRM linac ?

**Redonner un rôle central à l'IRM en
l'embarquant sur un accélérateur linéaire**



Défi technologique :

- Cohabitation de deux installations indépendamment lourdes et complexes
- Conjugaison des risques radiologiques et électromagnétiques

Aspects technologiques

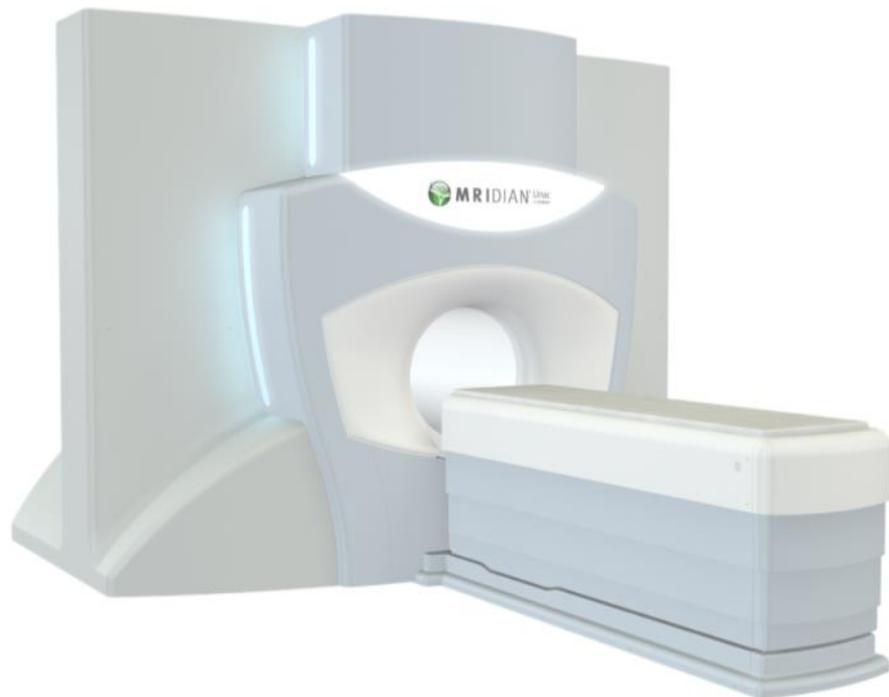
Solutions cliniques



VIEWRAY™

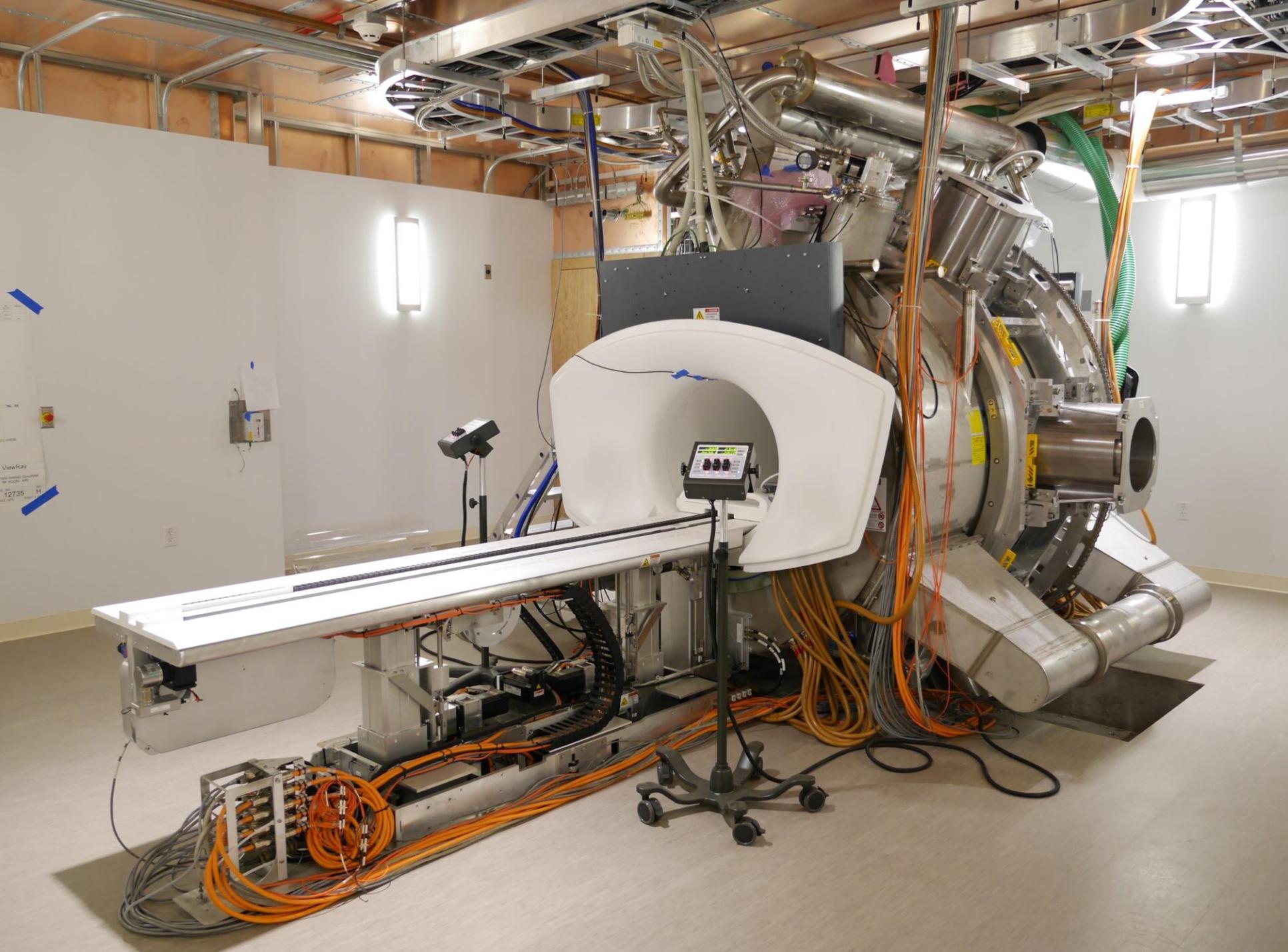
Visibly Different

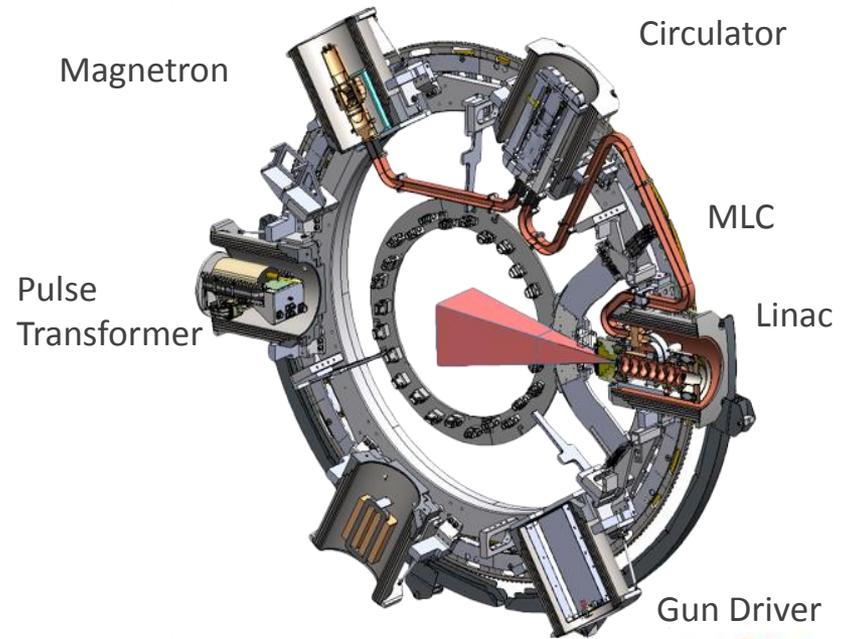
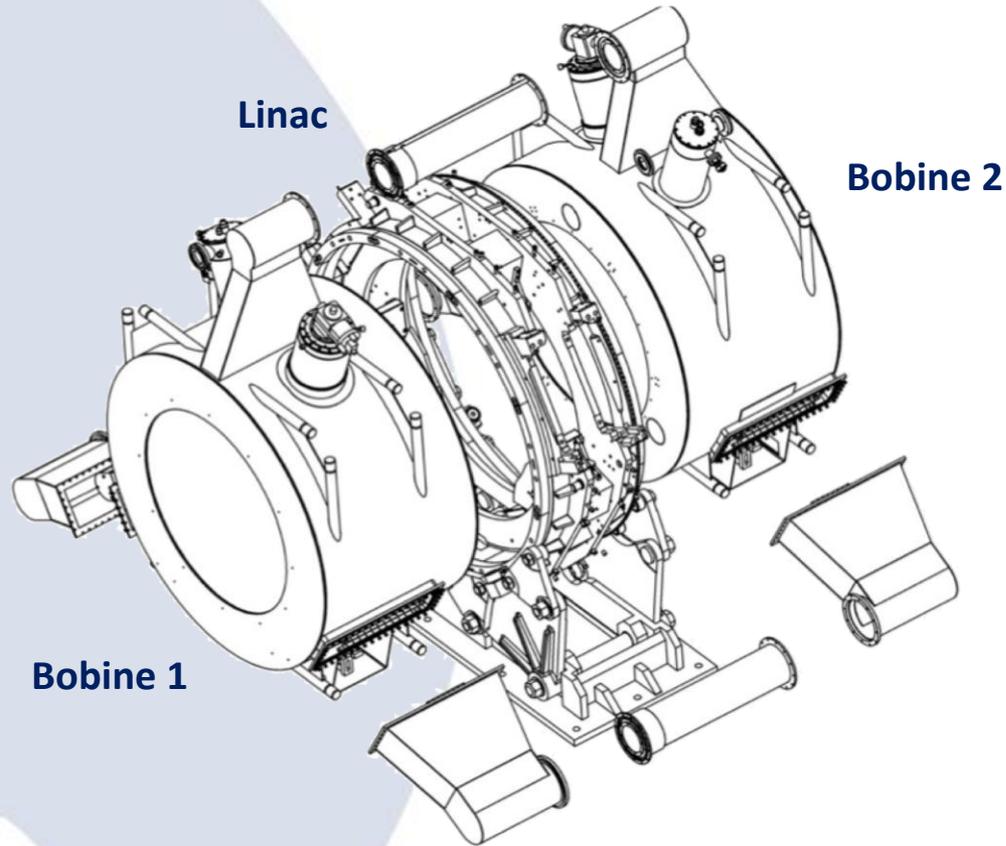
qualimedis



ELEKTA







Viewray MRIdian[®]



MLC / Viewray MRIdian®

En résumé et en chiffres / Viewray MRIdian®

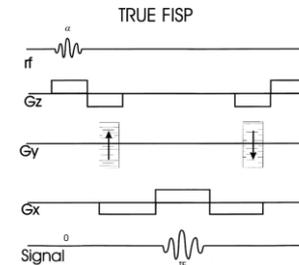
IRM	Aimant splitté
	0,35 Tesla
	FOV 50 cm
Faisceau	Siemens
	6 MV FFF
Distance Source - Isocentre	600 UM·min ⁻¹
	90 cm
MLC	2 × 69 lames (double étage décalé)
	Largeur 4,15 mm à l'isocentre
	IMRT Step & Shoot et RC3D
Taille de champ minimum	2,0 mm × 4,0 mm
Taille de champ maximale	27,4 cm × 24,1 cm
Tunnel	Longueur 220 cm / Ø 70 cm
Poids	7 tonnes
Cage Faraday / Tube Quench	Géré par le client (avec des recommandations Viewray)
Autorisations	FDA 2014 CE 2016
Expérience	IRM ⁶⁰Co depuis 2014
Coût	8 M€ à 12 M€

Système de planification (TPS) dédié

- Algorithme Monte Carlo fondé sur VMC++
[Kawrakov et al. 1996 ; Kawrakov & Flippel 2000 ; Kawrakov 2000]
- Améliorations et implémentation optimisée par Kawrakov himself !
- Transport en deux temps :
 - Tête de l'accélérateur
 - Géométrie voxelisée du patient
- Temps de calcul limité < 5 min

Séquence IRM

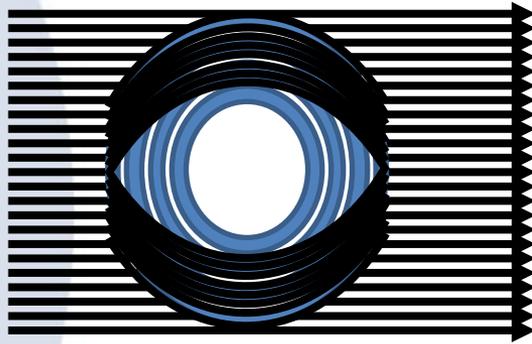
- Séquence unique : *True FISP*
True Fast Imaging with Steady state Precession
- Contraste T2/T1 → liquide et graisse en blanc
- Acquisition relativement rapide possible pour toutes les localisations
- Hors Viewray, séquence surtout utilisée en cardiaque cinétique



Défi technologique / Viewray MRIdian[®]

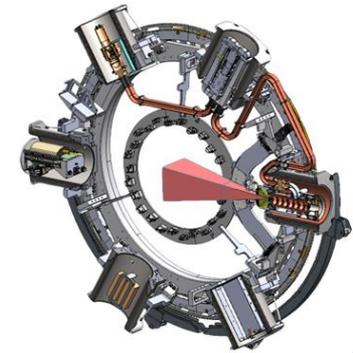
Indépendance du *linac* / champ magnétique

Cylindres concentriques ferromagnétiques pour écarter les lignes de champ et générer une zone de champ magnétique nul

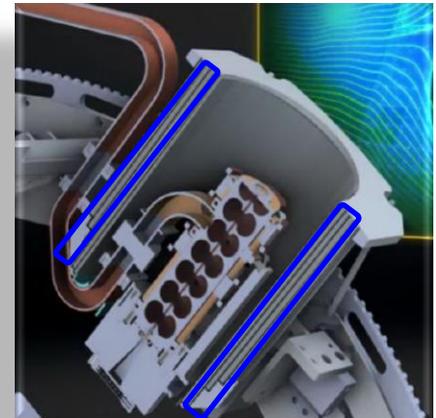


C

M



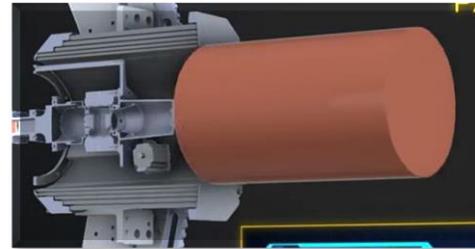
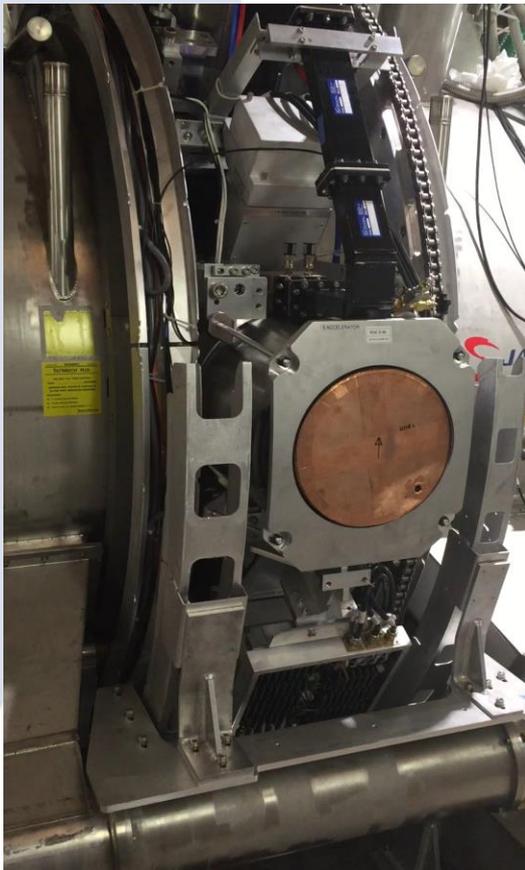
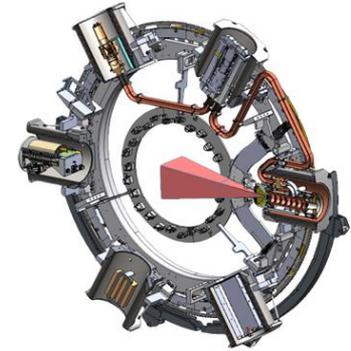
Buckets



Défi technologique / Viewray MRIdian®

Indépendance fonctionnement IRM / ondes RF du *linac*

Cage de Faraday dans chaque *bucket* (cuivre et de fibre de carbone) pour confiner les ondes radiofréquences émises par le *linac* et éviter la perturbation de la génération de l'image IRM



Fibre de carbone
& cuivre

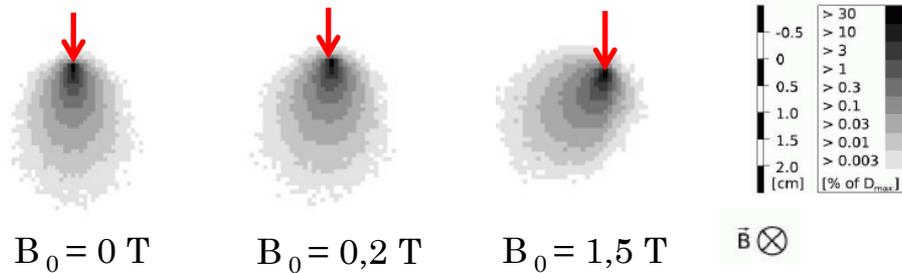


Défi technologique / Viewray MRIdian[®]

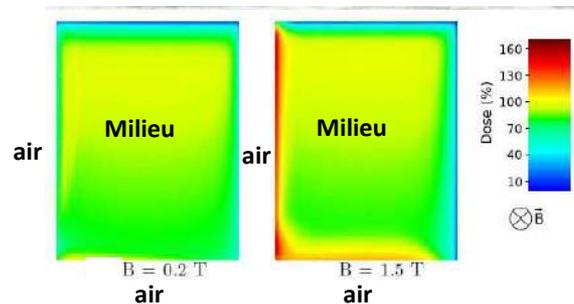
Influence du champ magnétique sur le faisceau de traitement

Electrons soumis à la force de Lorentz → déviation du faisceau et distorsion des isodoses

- $B_0 \nearrow$: ↗ déviation faisceau en latéral et ↘ pénétration faisceau



- $B_0 \nearrow$: ↗ dose en sortie du patient



AJE Raaijmakers et al., Phys Med Biol 53 (2008)

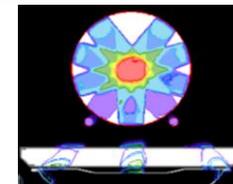
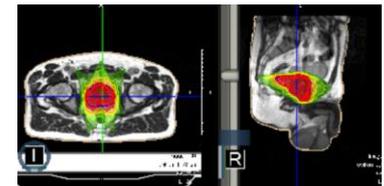
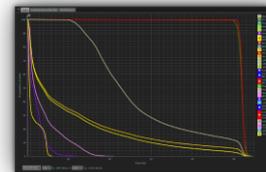
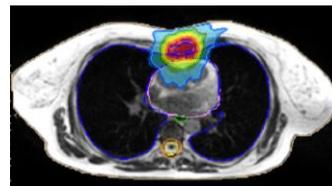
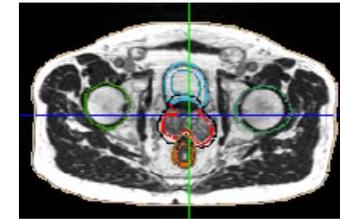
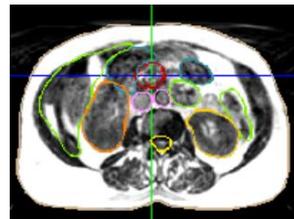
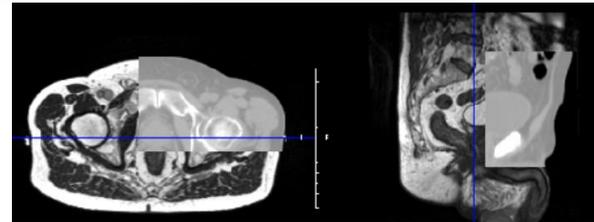
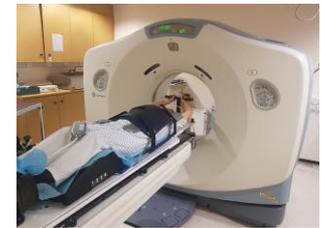
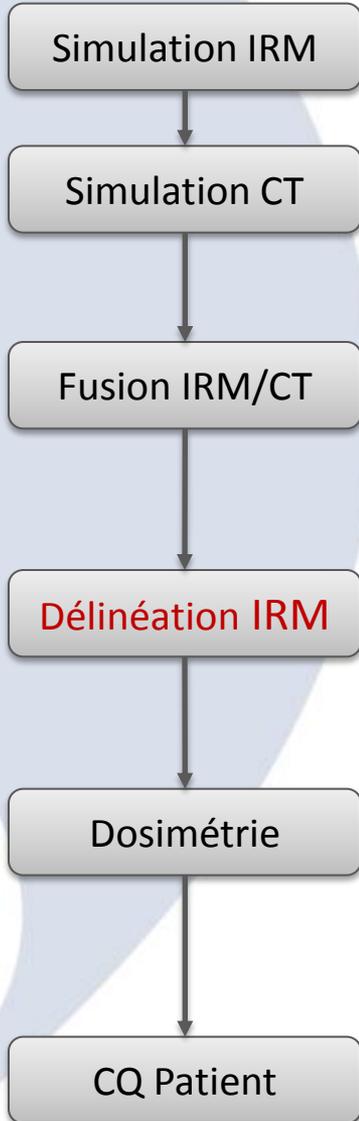
MRIdian, Viewray :

- Effet du champ magnétique pris en compte dans le TPS
- Champ magnétique bas (0,35 T), pas de correction pour l'évaluation de la dose absolue

Apports & *workflow* clinique

Préparation / Viewray MRIdian[®]

Préparation



Traitement / Viewray MRIdian®

Image 3D de position

Recalage

Déformation /
ajustement volumes

Evaluation Dose plan
original

Réoptimisation /
évaluation plan adapté

QA – Double calcul UM

Vérification *gating*

Traitement *gating*

Adaptatif
optionnel



Séquence IRM / Viewray MRIdian®

Bas champ est-il synonyme de mauvaise qualité d'image ?

Généralement : qualité d'image + rapidité d'exécution → haut champ (signal RMN $\propto B_0^2$)

Mais ce n'est pas aussi simple !

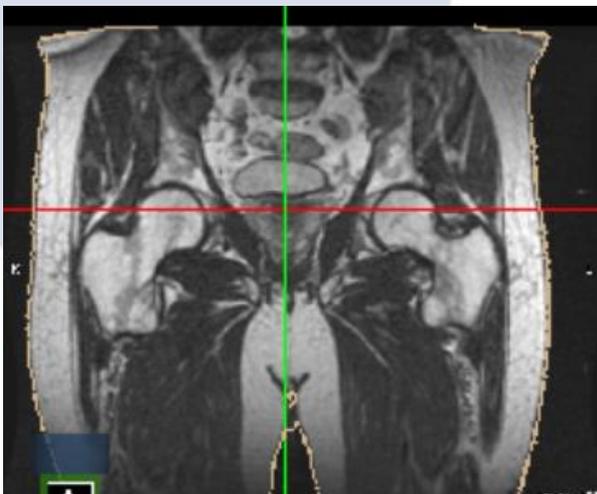
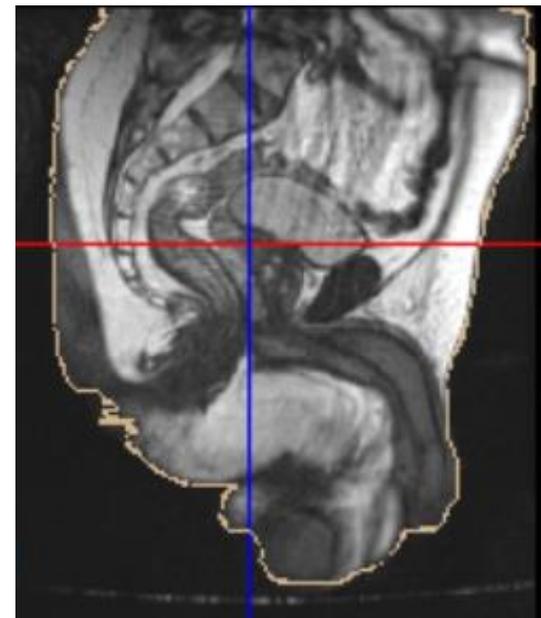
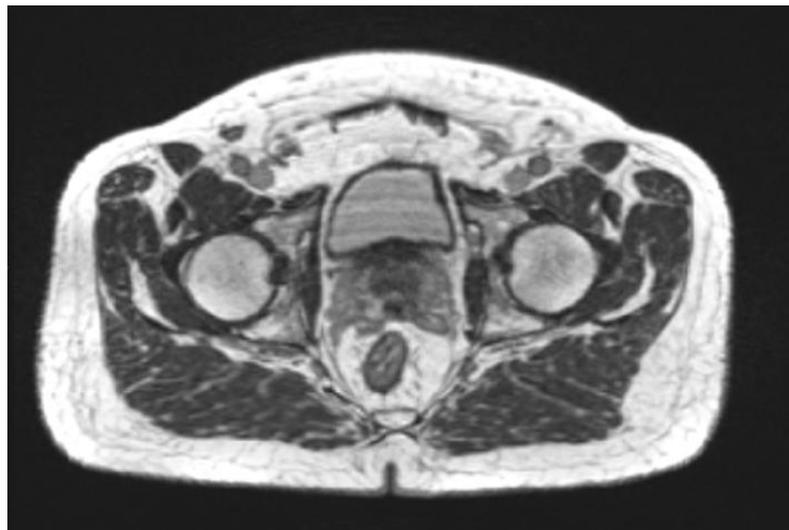
Plusieurs paramètres influent sur le SNR et défavorables aux hauts-champs

- À partir de 1 T, SNR \sim linéaire avec B_0 (car le bruit augmente avec B_0) ;
- Susceptibilité magnétique \nearrow avec B_0 → temps de relaxation T2 et T2* \searrow et SNR \searrow car dépendant de $e^{-TE/T2}$ ou $e^{-TE/T2^*}$;
- Artefacts créés aux interfaces os/air/tissu/graisse majorés à haut champ et quasi inexistant à 0,35 T ;
- Déplacement chimique entre eau et graisse majoré à haut champ : artefacts aux interfaces tissu-graisse (ligne noire/ligne blanche épaisse) – remède (partiel) : augmenter la bande passante de la détection du signal. Mais une bande passante plus large → \nearrow bruit et \searrow SNR ;
- Temps de relaxation T1 augmente rapidement entre 0,35 et 1,5 T – selon les séquences, le SNR et le contraste diminuent ;
- Effets diélectriques augmentent → plusieurs conséquences néfastes comme un champ B1 (impulsion RF) non uniforme ;
- SAR \nearrow avec B_0^2 – donc, selon la séquence employée, le patient chauffe plus. Le SAR pèse sur les séquences → optimisations nécessaires. Le SAR sera presque 20 \times plus faibles à 0,35 T comparativement à 1,5 T.
- Récepteurs (antennes) plus efficaces (moins de pertes diélectriques/capacitives) à bas champs et nouvelles générations rattrapent une partie du SNR.
- Par rapport aux années 1990, quand les bas champs étaient pléthores, les nouveaux mode d'acquisition (imagerie parallèle, *compressed sensing*) rendent plus rapide l'acquisition.

L'IRM haut champ est toujours meilleure que la version bas champ mais pas autant qu'on le pense !

Acquisition 3D / Viewray MRIdian®

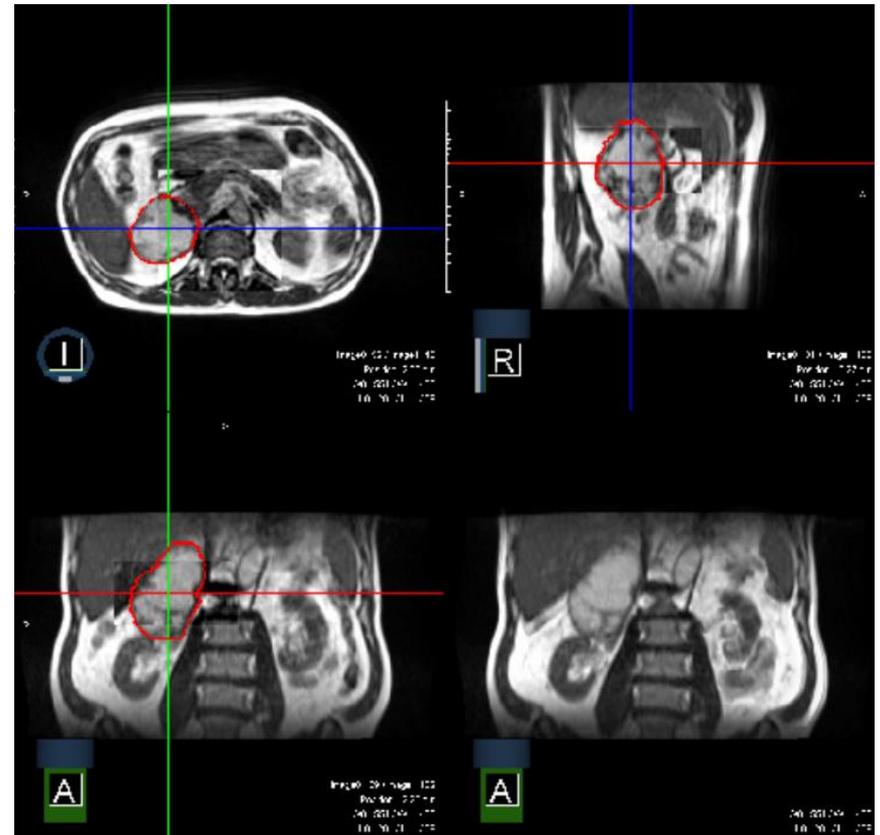
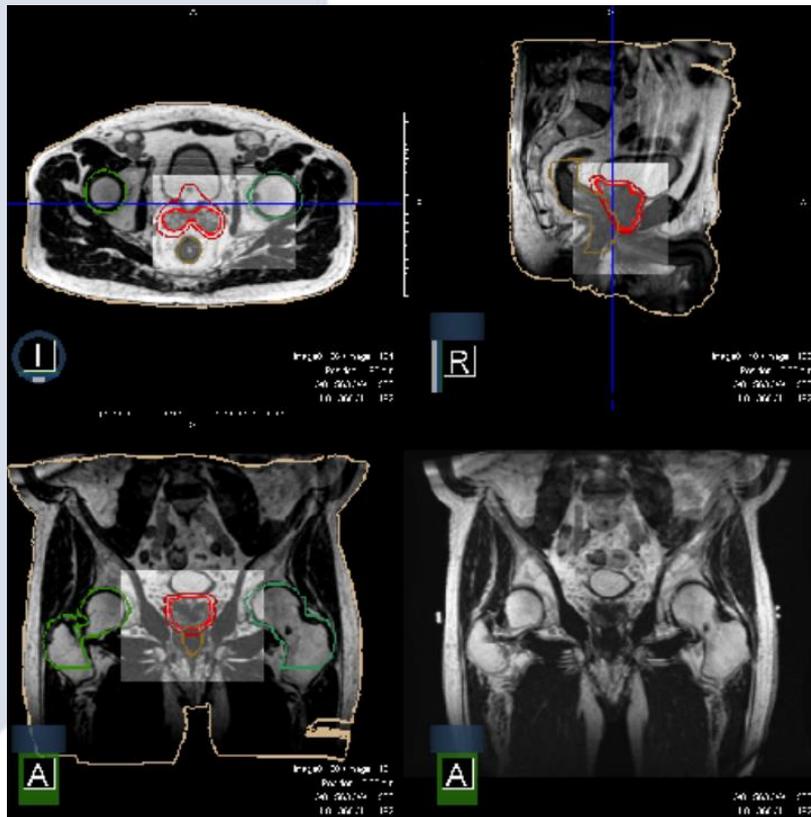
Image 3D de position



Imaging Type	Available FOV (mm)	Available Resolution (mm)	Scan Time
Pilot Scan (3D) Low resolution scan To just verify patient positioning Fast way to tell your patient is ready to treat.	540 x 540 x 480	3.0 x 3.0 x 3.0	15 sec
Planning Scan (3D) High resolution Resolution can be adjusted for each FOV. Localization of the patient or treatment.	19 defined FOVs covering the 1, 50 and 99 percentile of the US population	0.75 x 0.75 x 0.75 1.5 x 1.5 x 1.5 1.5 x 1.5 x 3.0	Less than 3 min (except for sub millimeter resolution)
Treatment Scan (2D) Single or 3 parallel slices	270 x 270 350 x 350 450 x 450	3.5 x 3.5 x 3.5 3.5 x 3.5 x 5.0 3.5 x 3.5 x 7.0	4 fr/sec for 1 slice 2 fr/sec for 3 slices

Recalage quotidien / Viewray MRIdian[®]

Recalage



Adaptatif / Viewray MRIdian[®]

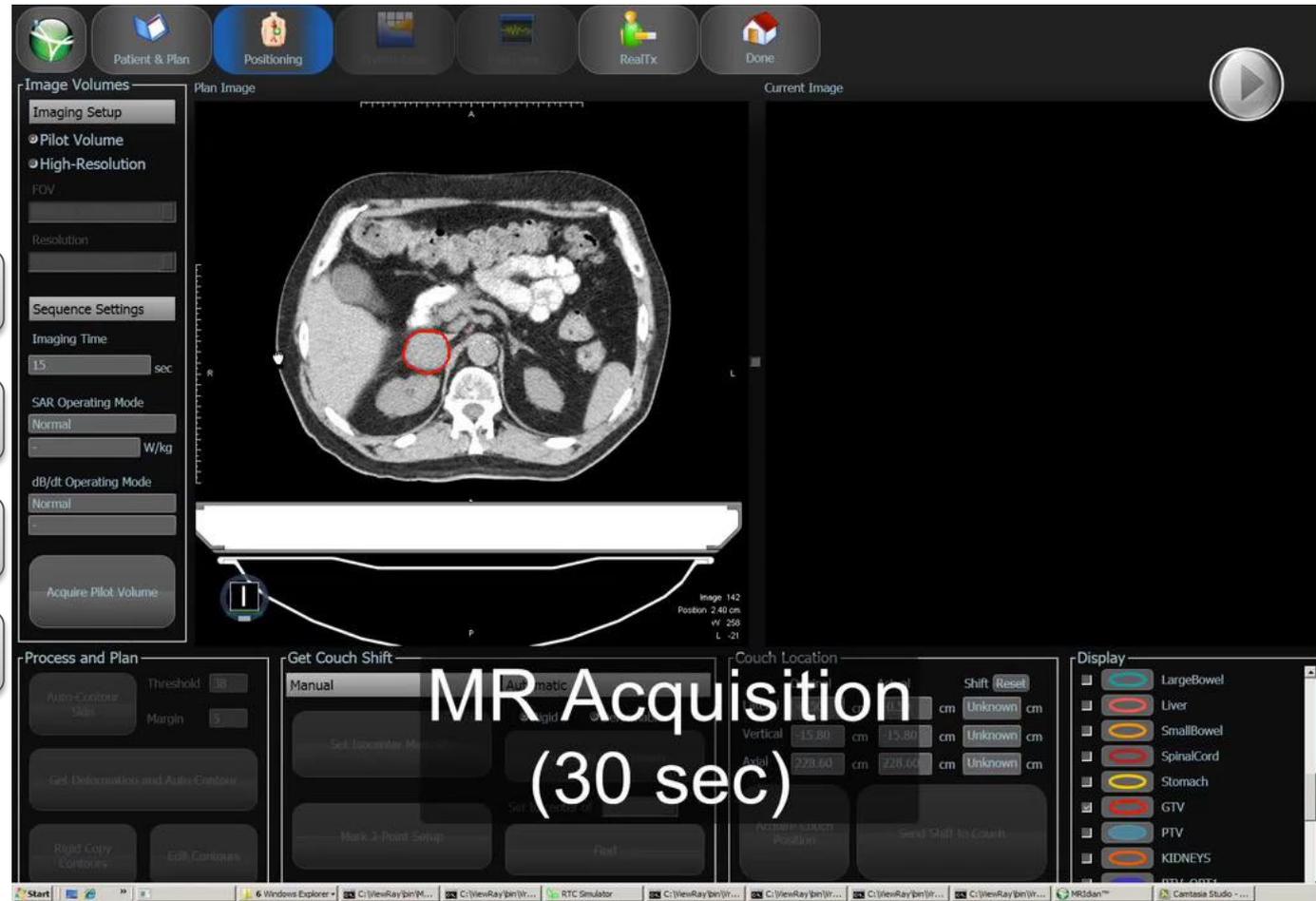
Adaptatif
optionnel

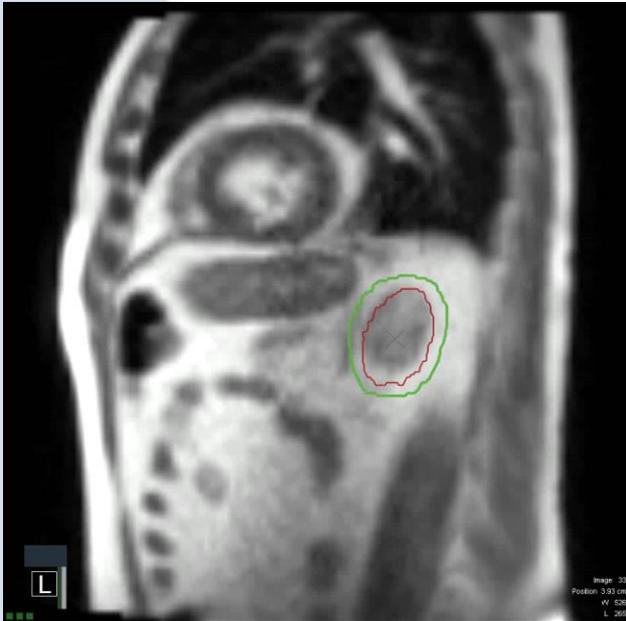
Déformation /
ajustement volumes

Evaluation Dose plan
original

Réoptimisation /
évaluation plan adapté

QA – Double calcul UM





Vérification *gating*

Traitement *gating*

Paramètres *Gating*

- **Choix volume *gating*** : CTV ou parfois un OAR
- *Gating* sur **une coupe sagittale** choisie à chaque séance
- **Volume de *gating* adaptable** à chaque séance
- **4 images par seconde**
- Temps de latence ~ 250 ms
- *Beam on* si volume *gating* en accord avec limites
- **Limites :**
 - Marges géométriques (> ou = marge PTV)
 - % volume hors limites autorisé (souvent 5%)
 - Temps max sans *beam on* (2 min)

Cible de sortie 1,8 %
Cible d'entrée



**Nodule Vésicule Séminal
en respiration libre**

Marge PTV = 5 mm

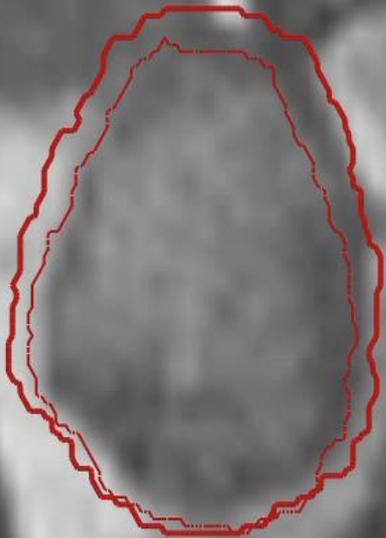
Limites *gating* = 3 mm

5% de sortie autorisé



Image 18
Position 0,27 cm
wv 722
L 361

Cible de sortie 0,3 %
Cible d'entrée



**Surrénale en respiration
calme**

Marge PTV = 5 mm

Limites *gating* = 5 mm

5% de sortie autorisé

R

Image 18
Position -5,61 cm
W 957
L 478

Gating / Viewray MRIdian[®]

Cible de sortie 28,3 %
Cible de sortie



**Sternum en inspiration
bloquée**

Marge PTV = 5 mm

Limites *gating* = 5 mm

5% de sortie autorisé

R

Image 24
Position 1,14 cm
VV 1148
L 574

Installation & assurance qualité

Finalisation du bunker



2017

Construction
bunker

Oct/Déc 2018

Finalisation
bunker

Livraison & Installation



2017

Construction
bunker

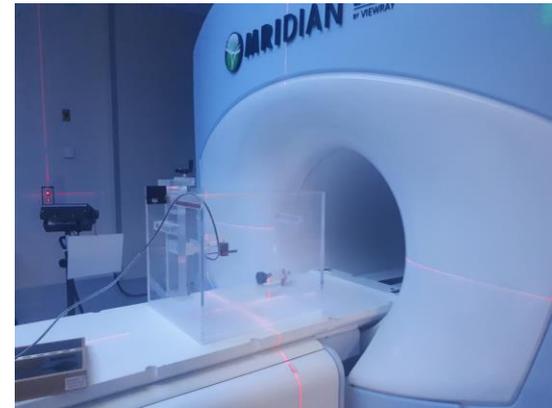
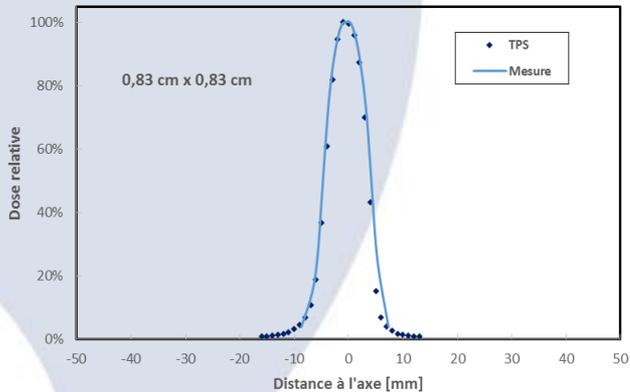
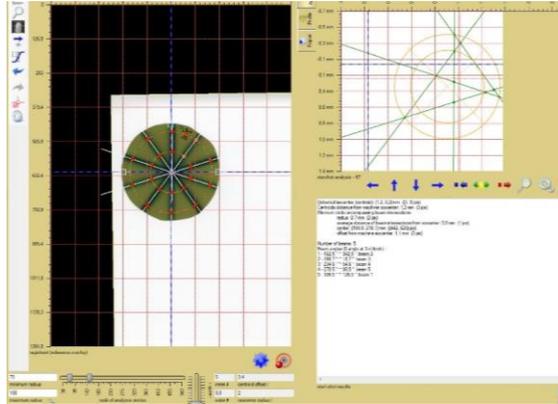
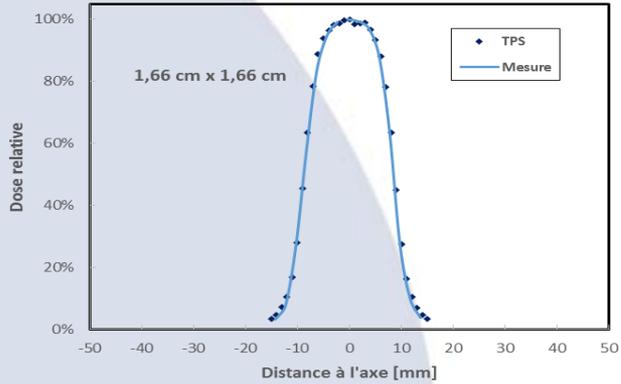
Oct/Déc 2018

Finalisation
bunker

Jan/Fév 2019

Livraison +
installation

Formation & Mise en service



2017

Construction
bunker

Oct/Déc 2018

Finalisation
bunker

Jan/Fév 2019

Livraison +
installation

Mar/Avr 2019

Formation +
Acceptance

Avr/Jui 2019

Recette + Mise
en service

Depuis Juin 2019

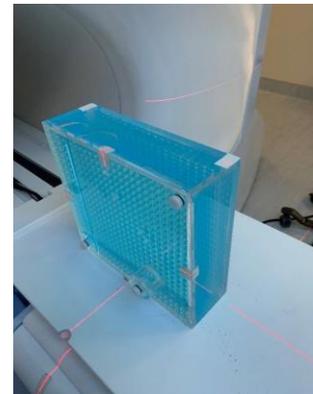
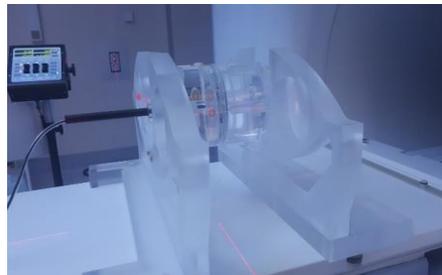
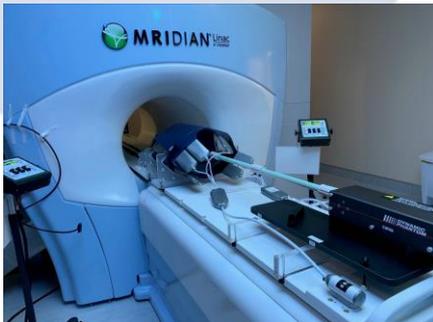
Autorisation
ASN +
Traitement

CQ linac

- Contrôles des accélérateurs standards
 - Système de sécurité
 - Exactitude et répétabilité position lames + *Picket Fence*
 - Echelle angulaire bras
 - Correspondance champ programmé / champ irradié
 - Symétrie, pénombre & inclinaison champ irradié
 - Transmission et fuite interlames
 - Stabilité énergie
 - Débit de référence (TG 51)
- Correspondance centre lasers, centre radiatif et centre IRM
- Contrôle dosimétrique *gating*
- Table de traitement : mécanique et absorption

CQ IRM

- Homogénéité champ magnétique en fonction angle bras
[sphère d'homogénéité]
- Linéarité & Géométrie des bobines de gradient
[fantôme de linéarité spatiale]
- SNR & uniformité des antennes
[sphère d'homogénéité]
- Qualité image :
[fantôme ACR]
 - Distorsion géométrique
 - Résolution Spatiale à haut contraste
 - Epaisseur de coupe
 - Position de coupe
 - Uniformité de l'image



Effectif & programme clinique

Effectif dédié et formé

- 2 (+ 3) radiothérapeutes : Magali Quivrin & Magali Rouffiac
- 2 physiciens médicaux : Aurélie Petitfils & Igor Bessieres
- 1 physicien IRM : Paul M. Walker
- 1 technicien-dosimétriste
- 4 manipulateurs



Utilisation clinique orientée recherche

- Montée progressive en régime : 4 patients / jours
- Principalement patient inclus protocole clinique
- Localisation traitée à ce jour :
 - Prostate
 - Foie
 - Rein
 - Sternum
 - À venir : Pancréas, poumon
- Prise en charge allant de 30 min à 1h15

Protocoles cliniques au CGFL

- Prostate :

- **Stéreo RML prostate BOOST**
 - Tumeur risque favorable : 38 Gy en 4 × 9,5 Gy ± boost intégré à 40 Gy
- **SHORT prostate IRM**
 - Tumeur haut risque : Pelvis 25 Gy en 5 fr. + curie HDR 15 Gy ou boost 40 Gy
- **Stereo PriProMet IRM**
 - Métastatique : 36,25 Gy en 5 × 7,25 Gy ± Stéreo sur métastases

- Gastro intestinal :

- **Foie : RASTAF IRM**
 - lésion hépatiques évolutives primitives ou secondaires
 - 50 Gy en 5 fr. (proche OAR et adapté) ou 60 Gy en 6 fr. (distant OAR et non adapté)
- SMART Pancréas
 - 50 Gy en 5 fr. en adaptatif
- Rectum : SHORT rectum
 - Sut tumeur primaire de patient métastatique
 - 25 Gy en 5 fr. en adaptatif

- Sein :

- Irradiation partielle du sein
 - 38,5 Gy en 10 fr. bifractionné.



Perspectives

Développements technologiques

- Passage de 4 à 8 images par secondes pour le *gating*
- Vitesse des lames 2 x plus rapide
- Vitesse de rotation du *gantry* augmentée
- Débit de dose de 600 à 1000 UM·min⁻¹
- *Gating* sur 3 plans

Projets physique

- Développement de séquence spécifique (collaboration *Viewray*)
- Génération de pseudo-CT (Stage M2 en 2020 puis thèse?)
- Approfondissement du contrôle dosimétrique du *gating* (Stage M2 en 2020)
- Analyse du bon suivi automatique du volume de *gating* (réflexion en cours)
- Dosimétrie *in vivo* fibre optique/OSL (réflexion en cours)

Cible de sortie 90,3 %
Cible de sortie

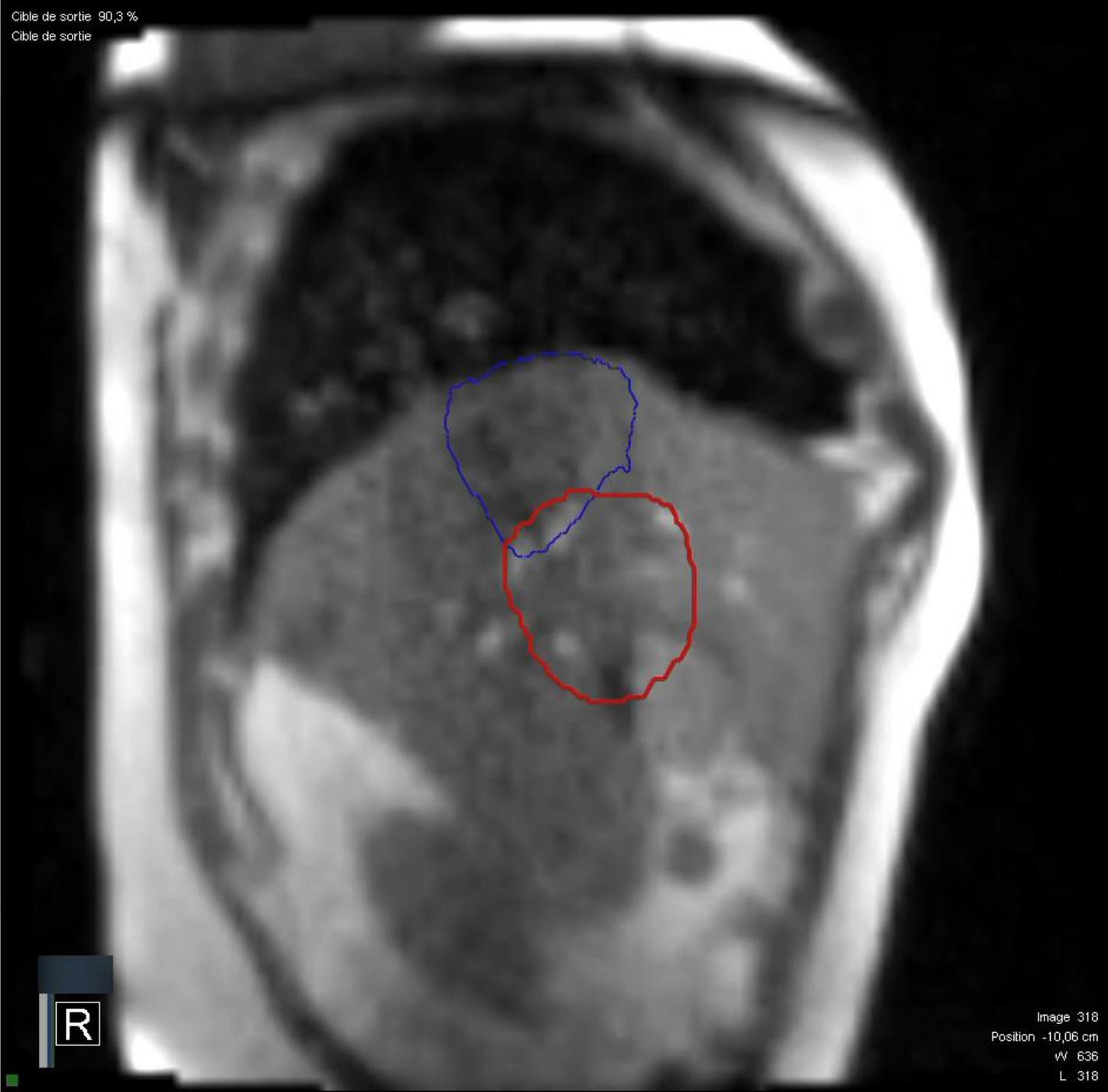


Image 318
Position -10,06 cm
w 636
L 318

