



Introduction à la radiothérapie stéréotaxique extra crânienne (SBRT)

Véronique BODEZ, Physicienne médicale chef de service, PhD
Sainte Catherine, Institut du Cancer Avignon Provence



Sousse, 23 novembre 2024

Sommaire

- Sainte Catherine, Institut du Cancer Avignon Provence
- Définition, recommandations, moyens nécessaires & Assurance qualité
- SBRT des métastases vertébrales
- SBRT prostatique
- SBRT pulmonaire
- Conclusion



SBRT



Sainte Catherine, Institut du Cancer Avignon Provence



Sainte Catherine, Institut du Cancer Avignon Provence

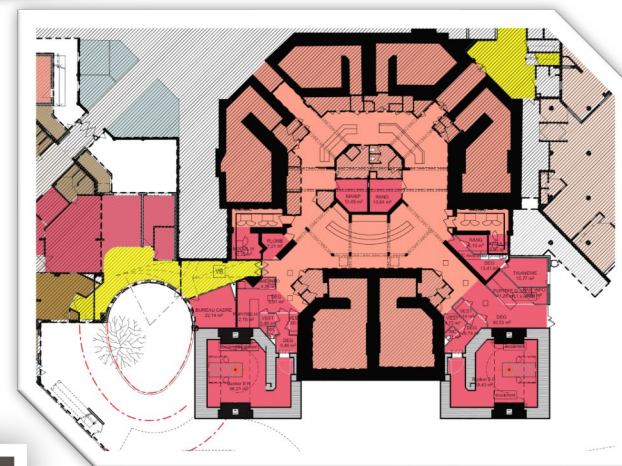
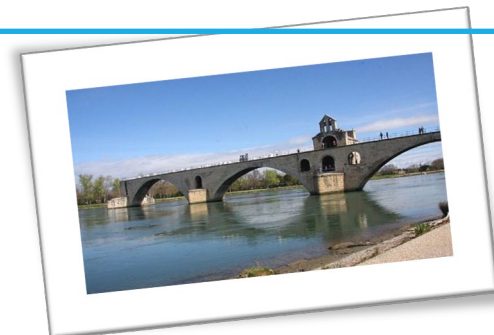
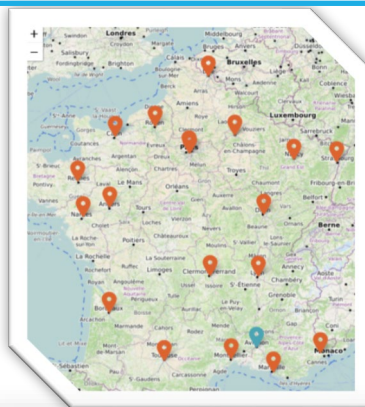


L'ICAP :

- ESPIC
- Centre Affilié Unicancer depuis 2021

Le service de radiothérapie :

- 3100 patients traités par an
- 48000 séances de traitement par an
- 8 bunkers
- Acquisition des images :
 - 1 scanner dédié SOMATOM go.OpenPro (Siemens Healthineers)
 - Des vacations sur 1 IRM MAGNETOM Sola (1.5T) RT Pro Edition (Siemens Healthineers)
 - Liaison avec le TEP scanner de l'hôpital d'Avignon



Sainte Catherine, Institut du Cancer Avignon Provence

- 7 accélérateurs :
 - 2 Novalis TrueBeam STx (MLC 120HD)
 - 2 TrueBeam (MLC 120)
 - 2 Halcyon v3
 - 1 Ethos v1



- Eclipse & ARIA v18.0
- Suite Image syngo.via RT





Définition, recommandations, moyens nécessaires & assurance qualité



Définition de la radiothérapie stéréotaxique



SBRT

La radiothérapie en conditions stéréotaxiques = méthode de traitement permettant de délivrer :

- une **forte dose** de rayonnement à la cible tumorale : 6 à 20 Gy
- en une **seule** (SRS ou radiochirurgie) ou en un **petit nombre de fractions** (SBRT)

de 1 à 8 séances

- dans un petit volume
- forts gradients
- avec une grande précision (précision inframillimétrique) :

- moyen de contention
 - imagerie embarquée
- } Repositionnement du patient

} Dose biologique efficace (BED) élevée

Recommandations bibliographiques

- AAPM TG 101 (2010)
- ICRU 91
- AAPM TG 135 (CyberKnife) Rapport n°35 SFPM 2019
- AAPM-RSS Medical Physics Practice Guideline 9.a. for SRS-SBRT 2017
- ANSM 2023

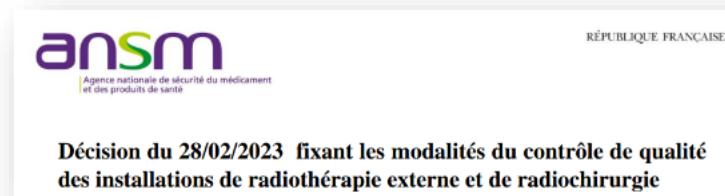
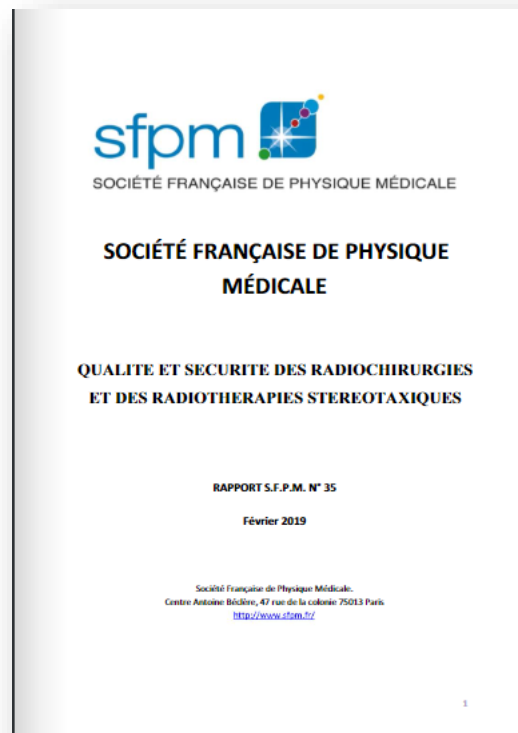
Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101

Stanley H. Benedict, Chairman^{a)}

University of Virginia Health System, Charlottesville, Virginia 22908

Kamil M. Yenice, Co-Chairman

University of Chicago, Chicago, Illinois 60637



Différentes étapes avant la mise en œuvre clinique d'un équipement de stéréotaxie



- **Equipe** pluridisciplinaire (radiothérapeutes, radiophysiciens, manipulateurs, qualitatifien)
- Etablir les **objectifs cliniques** (nombre de patients, localisations)
- Cahier des charges => Choix **matériel** (machine, IGRT, CQ, ...)
- Quantifier **ressources** nécessaires: personnel, matériel et temps. Mettre en place un plan de formation préalable et continue.
- Mettre en place les **protocoles cliniques** (prescription, contraintes de dose, procédures, « checklist » et « to do list » pour toutes les étapes,...)
- Effectuer **l'analyse des risques a priori** +++
- Mettre en place un **processus d'accompagnement** et de contrôle par des pairs ou experts externes

Commissioning et mise en service → **physiciens référents**

- Fonction du type de matériel et de l'analyse des risques préliminaire

Appareil de traitement :

- Etalonnage en dose
- Mesure des caractéristiques des faisceaux
- Aspects mécaniques

Imagerie/ciblage :

- Qualité image / fusion
- Précision globale du repérage (simulation) et du ciblage (appareil de traitement)

TPS/réseau R&V :

- Modélisation des faisceaux
- Validation algorithmes de calcul de dose
- Validation des outils : contourage, fusion, DVH,...
- R&V : Paramétrage et vérification des transferts du système

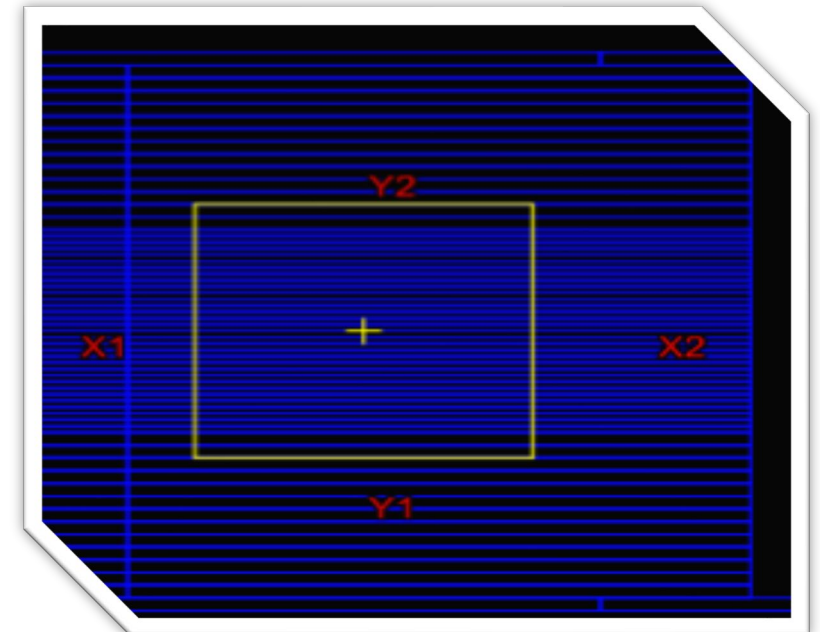
→ Vérification des performances globales du processus de RT stéréotaxique (dose et ciblage) en effectuant des tests «end-to-end»

→ Résultats du commissioning = référence pour les CQ

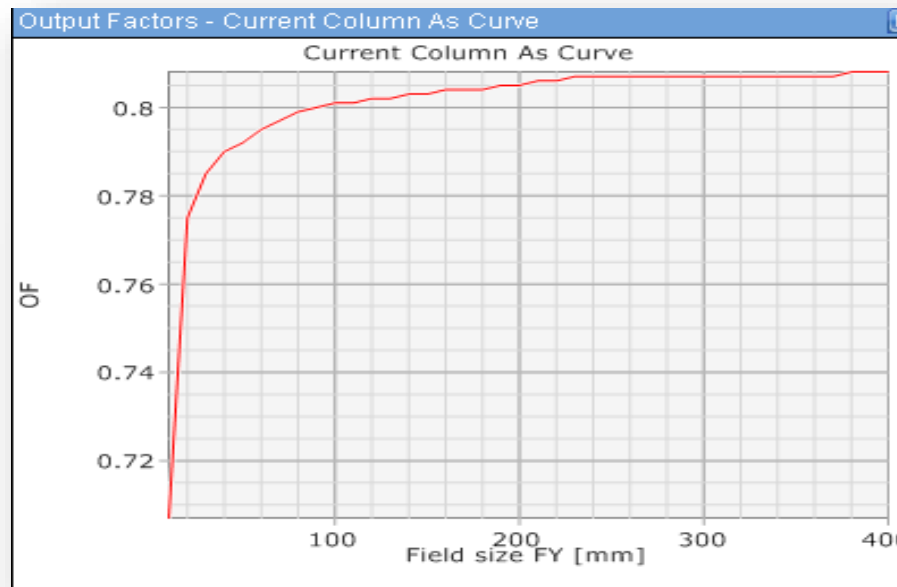
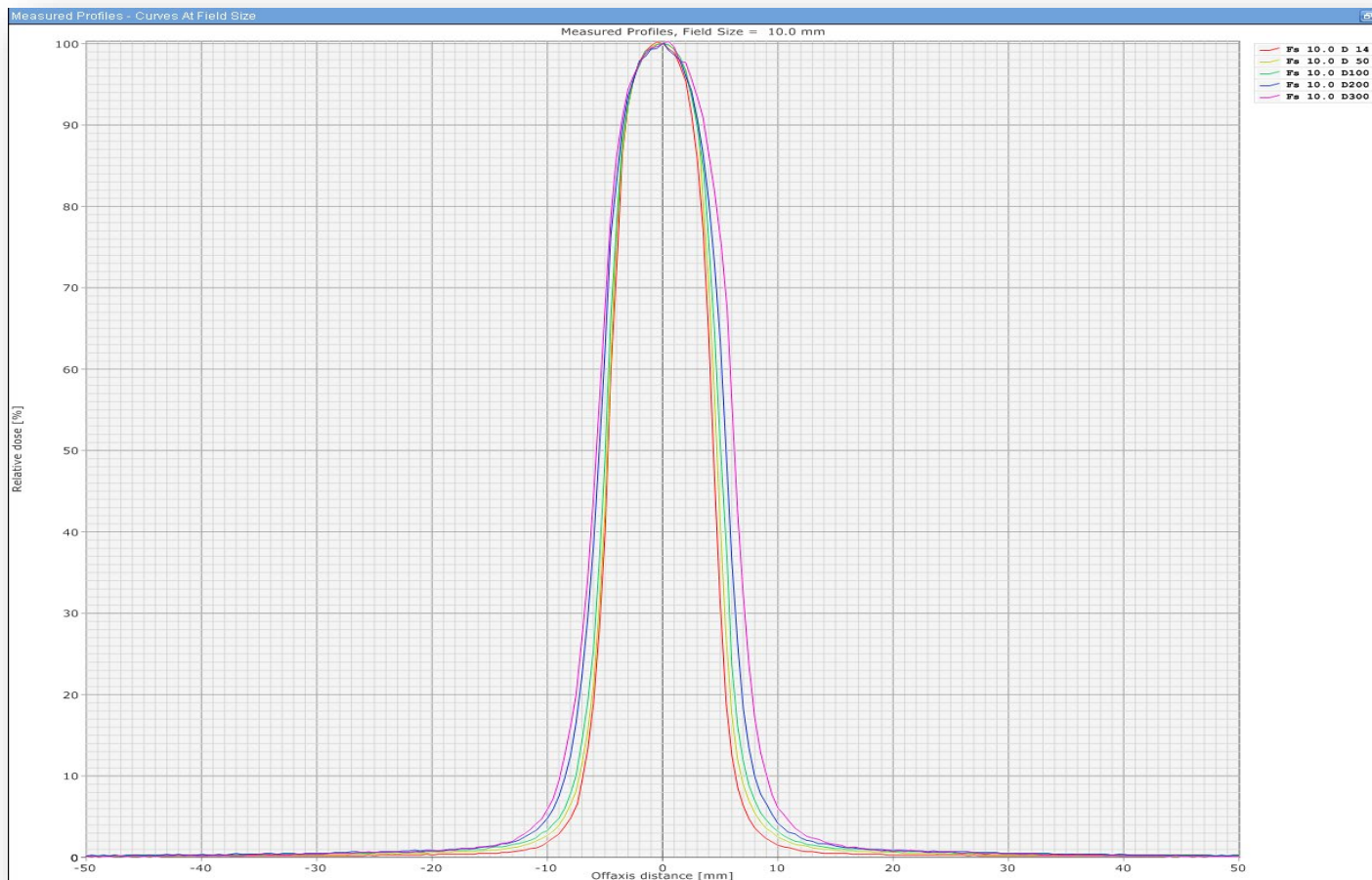
Quelle machine à l'ICAP ?

Sur Varian Truebeam STx

- Précision $< 1\text{mm}$
- Collimateur : 120 lames avec lames de 2,5 mm au centre (champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$) et 5 mm au bord
- Table 6D
- Faisceaux FFF avec très forts débits :
 - 1400 UM / min en X6FFF
 - 2400 UM / min en X10FFF
- Imagerie en temps réel, on line :
 - 2D kV et MV
 - CBCT
 - Imagerie fluoroscopique



Modélisation des petits champs dans le TPS Eclipse



Field size FY [mm]	Field size FX [mm]						
	10.0	20.0	30.0	40.0	50.0	60.0	70.0
10.0	0.707	0.753	0.761	0.767	0.769	0.771	0.772
20.0	0.775	0.835	0.849	0.858	0.863	0.867	0.870
30.0	0.785	0.851	0.871	0.882	0.889	0.895	0.900
40.0	0.790	0.861	0.882	0.896	0.906	0.915	0.920
50.0	0.792	0.867	0.891	0.908	0.918	0.928	0.934
60.0	0.795	0.873	0.900	0.919	0.930	0.942	0.949
70.0	0.797	0.876	0.905	0.925	0.938	0.950	0.959
80.0	0.799	0.879	0.910	0.931	0.945	0.959	0.968
90.0	0.800	0.882	0.914	0.936	0.950	0.964	0.974
100.0	0.801	0.884	0.917	0.940	0.955	0.970	0.980
110.0	0.801	0.886	0.919	0.943	0.958	0.974	0.984
120.0	0.802	0.887	0.922	0.946	0.962	0.978	0.988
130.0	0.802	0.888	0.923	0.948	0.964	0.981	0.991
140.0	0.803	0.889	0.925	0.950	0.967	0.984	0.994

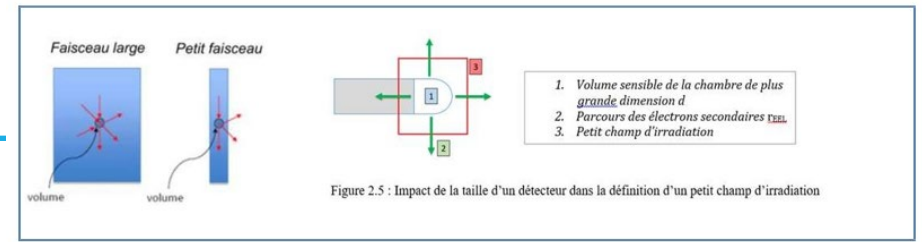


Figure 2.5 : Impact de la taille d'un détecteur dans la définition d'un petit champ d'irradiation

Experimental comparison of various detectors for small field Output factors measurements on a TrueBeam STx™

C. Khamphan, V. Bodez, R. Garcia, M.E. Alayrach, E. Jaegle, A. Badey
Institut Sainte Catherine, Avignon – France – c.khamphan@isc84.org

Introduction

Development of Intensity Modulated Radiotherapy and Stereotactic Radiotherapy in recent years has led to an increasing use of small beams. The dosimetry of small fields is challenging due to non equilibrium conditions, partial blocking of the beam source and non-negligible detector perturbations [1]. Errors in small field output factors determination can have dramatic consequences on patient treatment delivery. The purpose of this work is to compare small field Output Factors measured with six different detectors on a TrueBeam STx™ accelerator (Varian Medical Systems).

Material and methods

Measurements of output factors (i.e. Total scatter factor, S_{cp}) were made using 6MV and 15 MV photon beams of a TrueBeam STx™. Collimator-defined square field sizes of 1.0, 1.5, 2.0, 3.0, 4.0, 6.0, 8.0 and 10.0 cm were measured. Isocentric measurements were made in water at depth of 5cm using the IBA "Blue Phantom" 3D scanning system or RW3 slab phantom (for films). Data were measured with six different detectors : two stereotactic ionization chambers (Exradin A16 Standard Imaging, CC04 IBA), a liquid ionization chamber (MicroLion 31018 PTW), a stereotactic unshielded diode (SFD IBA), a shielded diode (PFD IBA) and radiochromic films (EBT3 ISP) (figure 1 - Table 1).



Figure 1 : a) Exradin A16 Standard Imaging b) CC04 IBA c) MicroLion 31018 PTW d) SFD IBA e) PFD IBA f) EBT3 ISP

Detector	Detector type	Manufacturer	Size of sensitive volume		
			Volume (mm ³)	∅(mm)	Length / Thickness (mm)
Exradin A16	Ionization chamber	Standard Imaging	7.00	2.40	2.50
CC04	Ionization chamber	IBA	40.00	4.00	3.60
microLion 31018	Liquid ionization chamber	PTW	1.70	2.50	0.35
PFD	Shielded diode	IBA	0.09	2.00	0.03
SFD	Stereotactic unshielded diode	IBA	0.01	0.60	0.04
EBT3	Radiochromic film	ISP	Spatial res. : 5000dpi	Near Tissue-equivalent	

Table 1 : Summary of detectors used and their most important properties

Cross-profile scans were performed to provide accurate detector positioning (figure 2). Measurements were normalized to a 10cm x 10cm reference field except for SFD diode which were referenced to an intermediate 4cm x 4cm field measured with the CC04 ionization chamber. This "Daisy chain" strategy is used to mitigate the overestimation of output factors by unshielded silicon detectors [2,3]. Standard deviation and Coefficient of Variation were calculated to characterize measurement dispersion of the six different detectors.

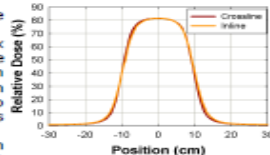


Figure 2 : Cross-profile scans for accurate detector positioning

Results

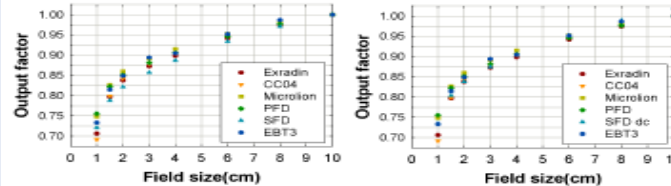


Figure 3 : 6 MV output factors a) Curves are normalized to a 10cm x 10cm field b) SFD curve is normalized with "daisy chaining" method

Field Size (cm)	Detector						Mean	SD	Coeff. of Variation (%)
	Exradin	CC04	MicroLion	PFD	SFD	EBT3			
1	0.706	0.692	0.748	0.756	0.735	0.734	0.728	0.022	3.1
1.5	0.797	0.799	0.826	0.823	0.804	0.815	0.811	0.011	1.4
2	0.838	0.843	0.860	0.851	0.838	0.849	0.846	0.008	0.9
3	0.873	0.879	0.892	0.881	0.874	0.894	0.882	0.008	0.9
4	0.899	0.904	0.915	0.906	0.904	0.905	0.906	0.005	0.5
6	0.942	0.947	0.953	0.946	0.952	0.952	0.949	0.004	0.4
8	0.974	0.977	0.980	0.977	0.990	0.987	0.981	0.006	0.6
10	1.000	1.000	1.000	1.000	1.020	1.000	1.003	0.008	0.8

Table 2 : 6MV output factor values measured with six different detectors. Coefficient of Variation = 100% x (Standard Deviation/Mean)

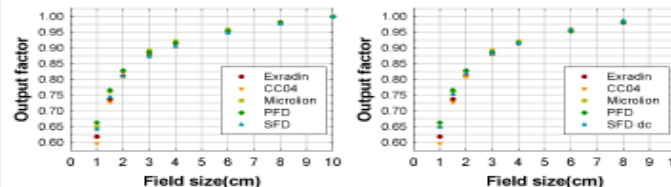


Figure 4 : 15 MV output factors a) Curves are normalized to a 10cm x 10cm field b) SFD curve is normalized with "daisy chaining" method

Field Size (cm)	Detector					Mean	SD	Coeff. of Variation (%)
	Exradin	CC04	MicroLion	PFD	SFD			
1	0.618	0.597	0.650	0.663	0.650	0.636	0.024	3.8
1.5	0.738	0.728	0.763	0.766	0.753	0.749	0.015	2.0
2	0.812	0.809	0.827	0.829	0.819	0.819	0.008	1.0
3	0.881	0.881	0.892	0.887	0.883	0.885	0.004	0.5
4	0.915	0.915	0.922	0.917	0.915	0.917	0.003	0.3
6	0.954	0.955	0.959	0.954	0.958	0.956	0.002	0.2
8	0.981	0.981	0.983	0.981	0.988	0.983	0.003	0.3
10	1.000	1.000	1.000	1.000	1.011	1.002	0.005	0.5

Table 3 : 15MV output factor values measured with five different detectors. Coefficient of Variation = 100% x (Standard Deviation/Mean)

Results for 6MV photon beam are presented in figure 3 and table 2. Results for 15MV photon beam are presented in figure 4 and table 3.

- 6MV : As expected, there are significant discrepancies in measurements for 1cm square field. For the same field size, maximum deviation between the highest and the lowest value is about 9%. Coefficient of variation is 3.1% for 1cm square field, 1.4% for 1.5cm square field and $\leq 1\%$ for larger field sizes.
- 15MV : For 1cm square field size, maximum deviation between the highest and the lowest value is about 11%. Coefficient of variation is 3.8% for 1cm square field, 2% for 1.5cm square field and $\leq 1\%$ for larger field sizes.

Discussion

• Results are clearly dependant on detectors. As expected, we observe that ionization chambers (CC04, Exradin) seem to underestimate S_{cp} due to lateral electronic disequilibrium, and diodes seem to overestimate S_{cp} due to the high atomic number of silicon.

• The "Daisy-chaining" strategy reduces the deviation of the SFD diode compared to the other detectors.

• Detectors behavior for both energies is quite similar. We observe larger deviations for 15MV which is certainly due to increased lateral electronic disequilibrium for higher energies with ionization chambers.

• According to IPEM Report 103 [3], two of the most suitable detectors for S_{cp} measurements are radiochromic films and unshielded diodes. S_{cp} measurements with SFD and EBT3 in 6MV photon beam show good agreement, except for 3cm X 3cm field size. This deviation is certainly due to non-homogeneity issues with EBT3 films. We plan to perform 15MV radiochromic film measurements to see if the same behavior is observed with higher energy.

Conclusion

• Our measurements of output factors with six different detectors show large discrepancies, especially for the smallest field sizes, and it appears difficult to know which detector is the suitable one.

• Recent technological improvements have led to an increasing availability of stereotactic radiotherapy on conventional linear accelerators. But most of the institutions do not have the ability to perform Monte Carlo calculations or Computed Aided Dosimetry[3] to check accuracy of their measurements.

• Achieving a satisfying degree of accuracy could not be achieved with a decision at the local level. As a reference dataset is not currently available for TrueBeam STx™, it appears important to compare measurements with other customers. This should be done keeping in mind that small differences in jaws calibration and in detector positioning can strongly affect measurements.

References

- [1] Das et al., Small fields : non-equilibrium radiation dosimetry, Med. Phys 2008
- [2] Dieterich et al., Experimental comparison of seven commercial dosimetry diodes for measurement of stereotactic radiosurgery cone factors, Med. Phys 2011
- [3] Aspradakis et al., IPEM Report 103 : Small Field MV Photon dosimetry, 2010

Acknowledgments

Authors would like to thank following collaborators for kindly providing data measured on TrueBeam STx™ for inter-centre comparison : P. Mancuso and M. Catalano (Humanitas Milan IT), A. Vestgaard and L. Hoffman (Aarhus University Hospital DK), M. Oellers and G. Bosmans (MAASTRO Clinic NL), J. Puxeu Vague (ICO Barcelona SP). C.K. is grateful to S. Boster F. Hoeb, and D. Grenod for their help in realizing this poster.

La démarche qualité en RT stéréotaxique implique :

- définir les besoins cliniques en amont
- réaliser une analyse des risques a priori (en s'appuyant sur les REX)
- communiquer (environnement pluri-disciplinaire)
- mettre en place une organisation spécifique
- s'assurer des compétences du personnel (formation)
- gestion documentaire rigoureuse

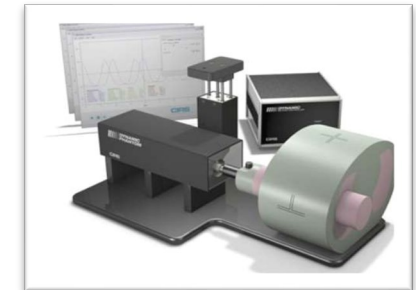
Chaque service doit :

- Construire son programme d'AQ
- Choisir le matériel adapté, en fonction de son système
- Adapter le matériel et la méthode pour la mise en service et CQ périodique

Recommandations pour la radiothérapie stéréotaxique

Il faut prévoir le **matériel pour le contrôle qualité** :

- Matériel CQ mécanique
- Matériel CQ imagerie
- Cuve adaptée
- Détecteurs 1D adaptés aux tailles de faisceaux mini envisagés (a minima 2 types)
- Détecteurs 2D/3D pour CQ patients
- Fantômes (imagerie, isocentres, QA patient, ...)
- Logiciel d'analyse/CQ

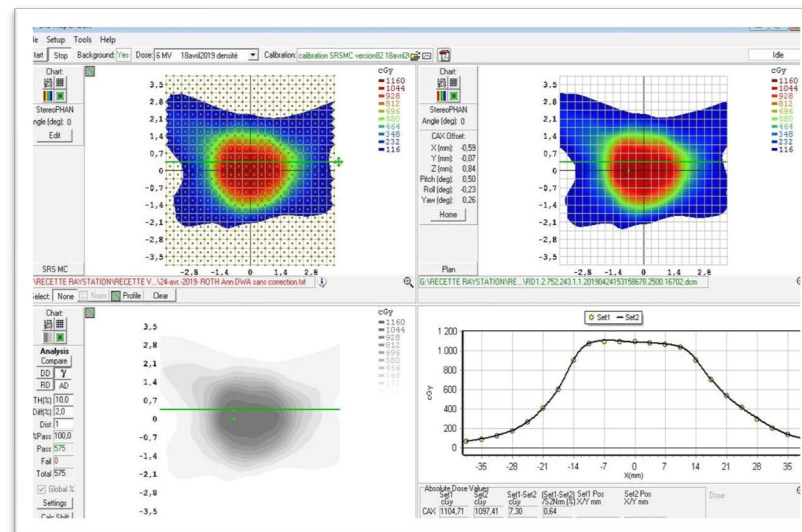


Dynamic Thorax Phantom
CIRS

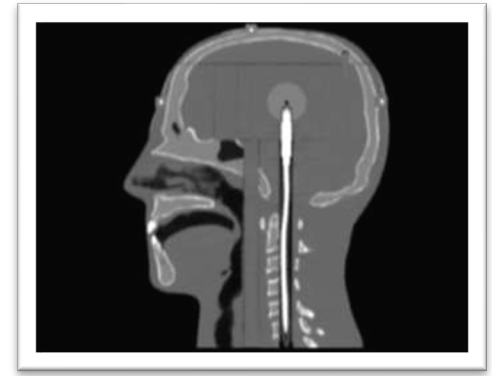
SBRT



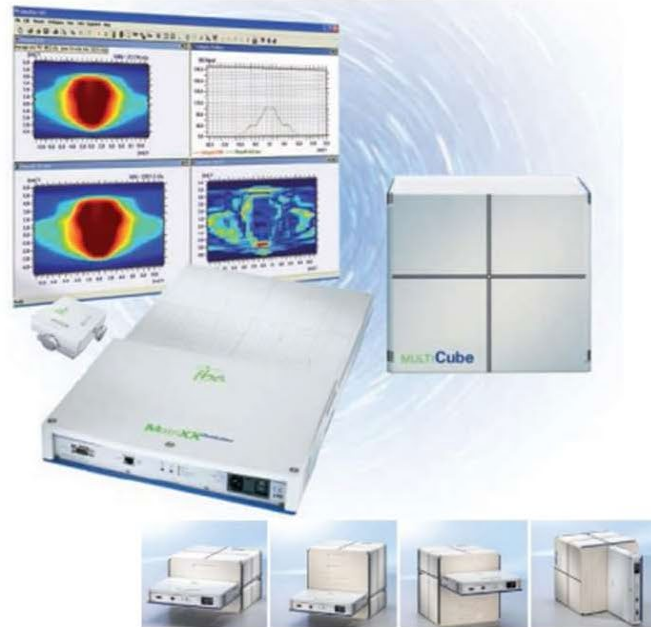
SRS Mapcheck



CIRS Steev

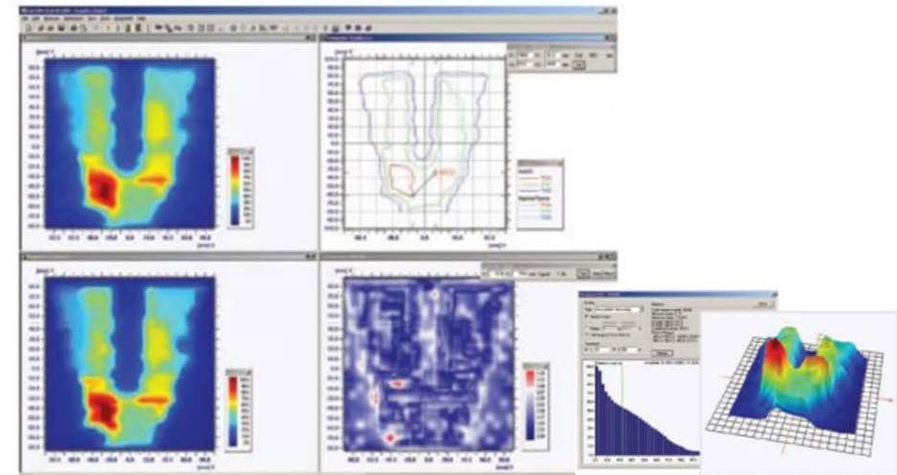
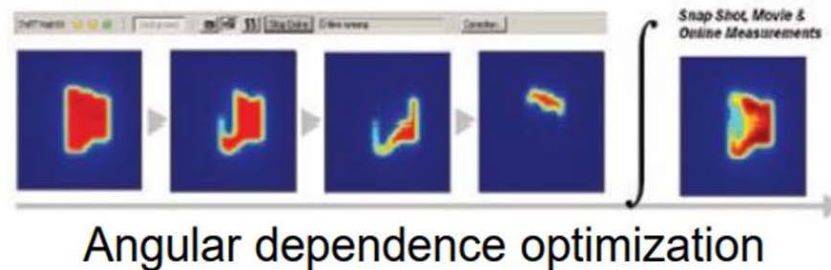


Matrice



MatriXX^{Evolution} detector characteristics:

- Detector type: vented pixel ionization chambers
- Number of detectors: 1020
- Active area: 24.4 x 24.4 cm²
- Resolution: **7.62 mm** center-to-center chamber, interp. 1 mm
- Detector size: 4.5(Ø) x 5(h) mm², volume 0.08 cm³
- Dose rate range: 0.02 – 20 Gy/min



Fantôme Delta⁴ Scandidos

Delta⁴
by ScandiDos

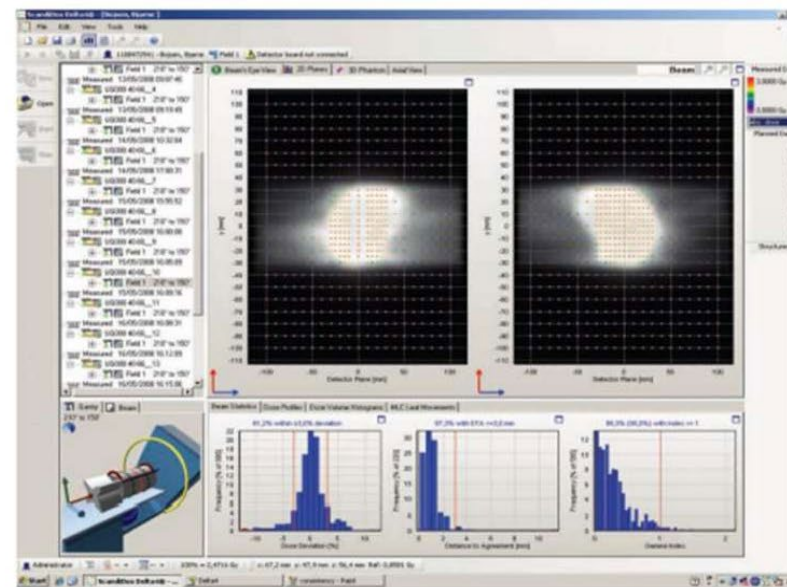
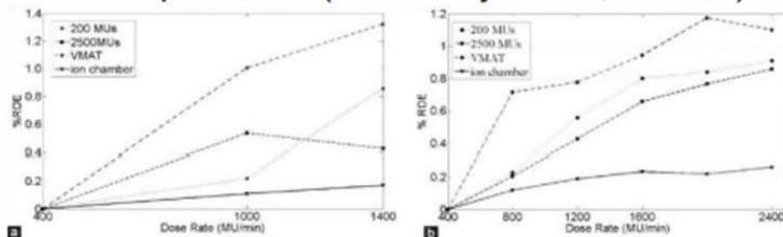


Delta4 detector characteristics

- Detector type: p -Si diode
- Number of detectors: 1069
- Detection area: 20 x 20 cm²
- Resolution: **5 mm** center-to-center chamber inner area (10 mm out of 6x6cm² area)
- Detector size: Ø 1mm

- Bi-planar diode array
- Cylindrical phantom: 22 cm diameter, 40 cm long
- Data analysed on the two planes

DR dependence (J Med Phys 2012, 37: 193)

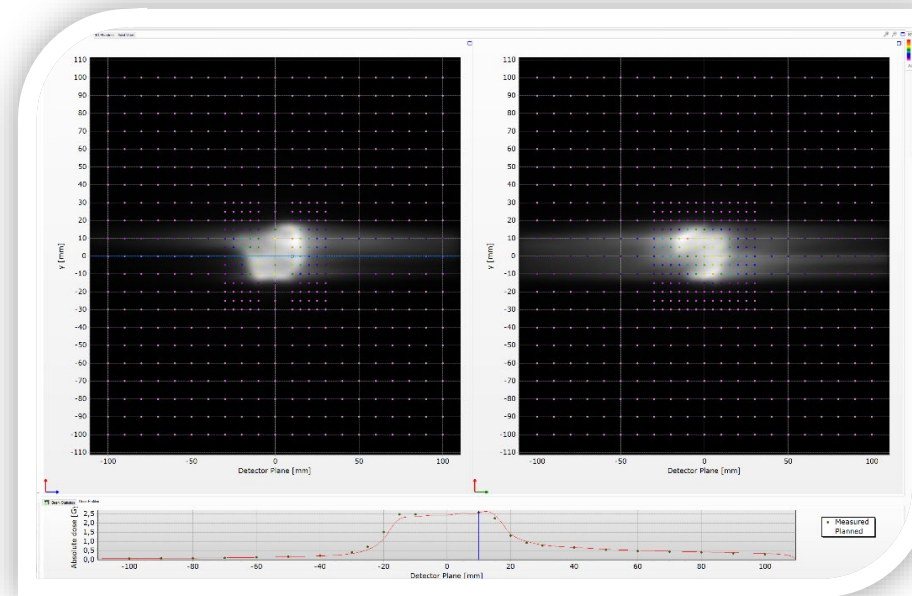


Sur TrueBeam STx

- Tous les plans de traitements sont ouverts vérifiés avant que le patient commence son traitement
 - ➔ PDIP
 - ➔ Mesures à l'aide du fantôme Delta⁴



Delta⁴
by ScandiDos



Analyse en :

- Gamma Index (GI) :
 - 95% des points ont un GI < 1
 - 2% / 2mm
- Analyse des profils



SBRT des métastases vertébrales



Définition des rôles de chaque intervenant



OBJET

Standardisation de la préparation à la radiothérapie des métastases osseuses en condition stéréotaxique à l'Institut du cancer Avignon - Sainte-Catherine.

RADIOTHERAPEUTE

- Prise de décision initiale du traitement.
- Indication de stéréotaxie osseuse à discuter en RCP métastases osseuses.
 - Supervision de la gestion du traitement de radiothérapie du patient.
- Spécification du volume cible et des organes à risque. Nécessité de la réalisation d'une IRM recalée avec le scanner de préparation pour le rachis.
 - Validation de la planification de traitement et approbation du plan final.
- Présence du Radiothérapeute prescripteur (ou du radiothérapeute d'astreinte) lors de chaque séance pour la vérification du positionnement du patient par image CBCT avant irradiation.
- Suivi du patient et participation à la surveillance du contrôle de la maladie et des complications.
 - Recueil des données cliniques et dosimétriques.

Définition des rôles de chaque intervenant

PHYSICIEN MEDICAL

- Supervision directe ou vérification du processus de planification de traitement
- Communication avec le radiothérapeute pour discuter du plan de traitement optimal
 - Utilisation du plan approuvé par le radiothérapeute pour une validation dosimétrique de l'irradiation
- Supervision des aspects techniques du processus de délivrance du traitement sur l'accélérateur pour assurer un respect total de la prescription du radiothérapeute

MANIPULATEUR

- Préparation de la salle de traitement pour la procédure d'irradiation
- Prise en charge du positionnement et de l'immobilisation du patient
- Conduite des processus d'imagerie
 - Mise en marche de l'unité de traitement après vérification des aspects cliniques et techniques par le radiothérapeute et le physicien médical



OBJET

Standardisation de la préparation à la radiothérapie des métastases osseuses en condition stéréotaxique à l'Institut du cancer Avignon - Sainte-Catherine.

Prescription standard = **3 x 9 Gy**

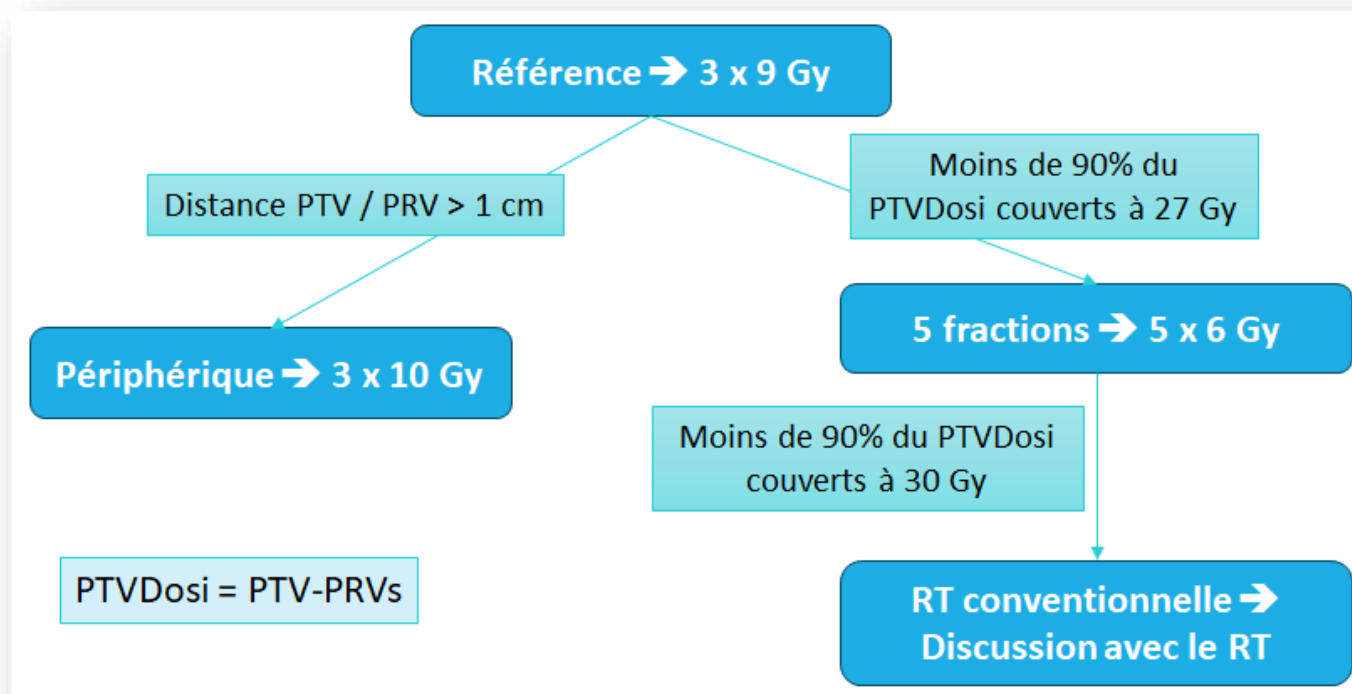
MAIS

Fractionnement et dose discutés en fonction :

- La taille tumorale
- La proximité avec le cordon médullaire principalement ou d'un OAR dont la dose maximale recommandée est inférieure à la dose totale prescrite.
- La radiosensibilité de la tumeur primitive
- Irradiation antérieure à proximité



Table avec les contraintes en 3 et 5 fractions



OBJET

Standardisation de la préparation à la radiothérapie des métastases osseuses en condition stéréotaxique à l'Institut du cancer Avignon - Sainte-Catherine.

Scanner de simulation et contourage :

- **De C1 à D5** : Le patient est simulé en décubitus dorsal les bras le long du corps + cale Moldcare® jersey + masque englobant la tête et les épaules.
- **Métastases au-delà de D5** : Le patient est simulé en décubitus dorsal + matelas BlueBag™ BodyFix®
- Coupes jointives de 1 mm
- Fusion avec un IRM (vertèbres)
- Délimitation des volumes en structures HR :

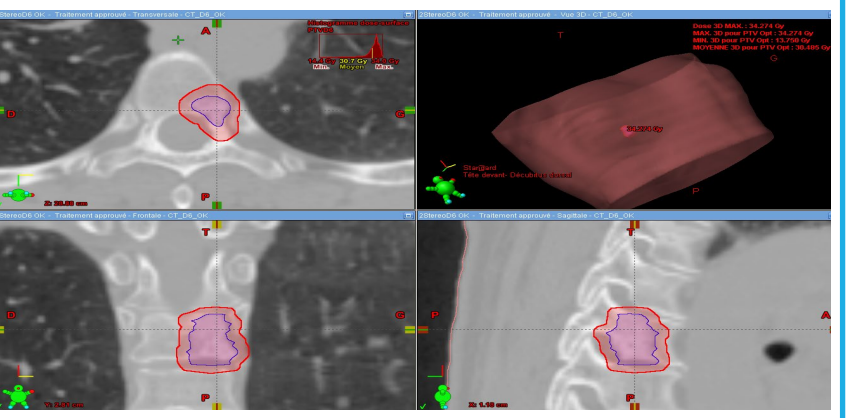
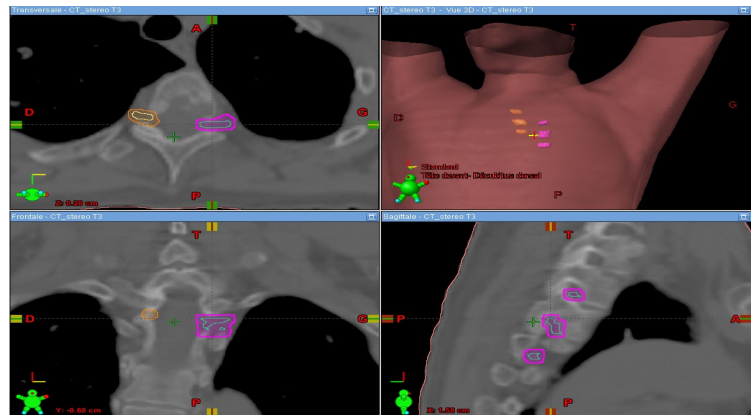
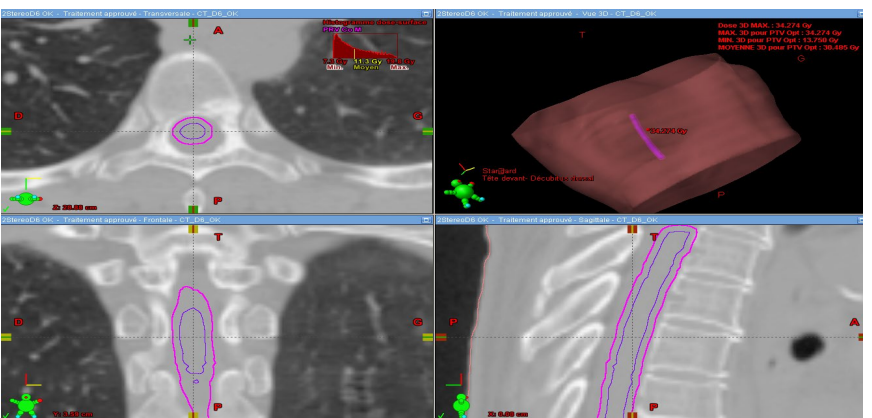


SBRT

Cordon méd. + 2 mm isotrope = PRV

Racines nerv. + 2 mm isotrope = PRV

PTV + GTV + 3 mm



Planimétrie :

- Adaptation du collimateur pour que le trajet des lames soit parallèle à l'orientation du PRV cordon médullaire

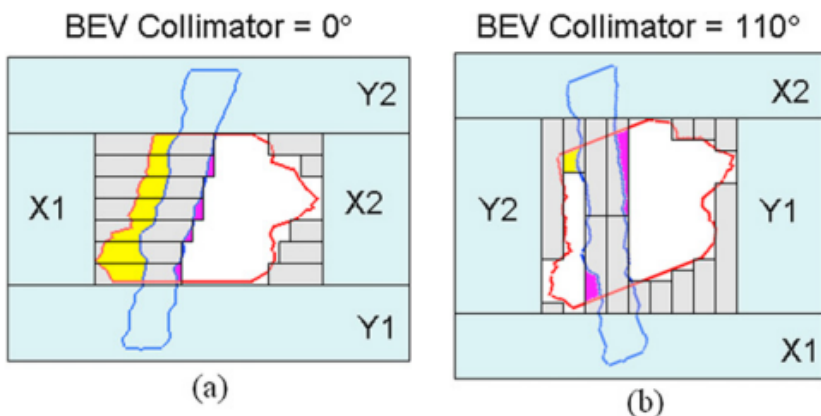
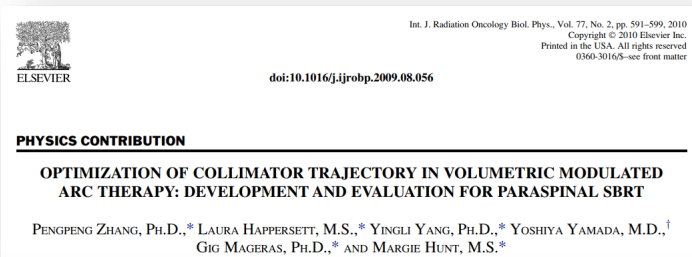
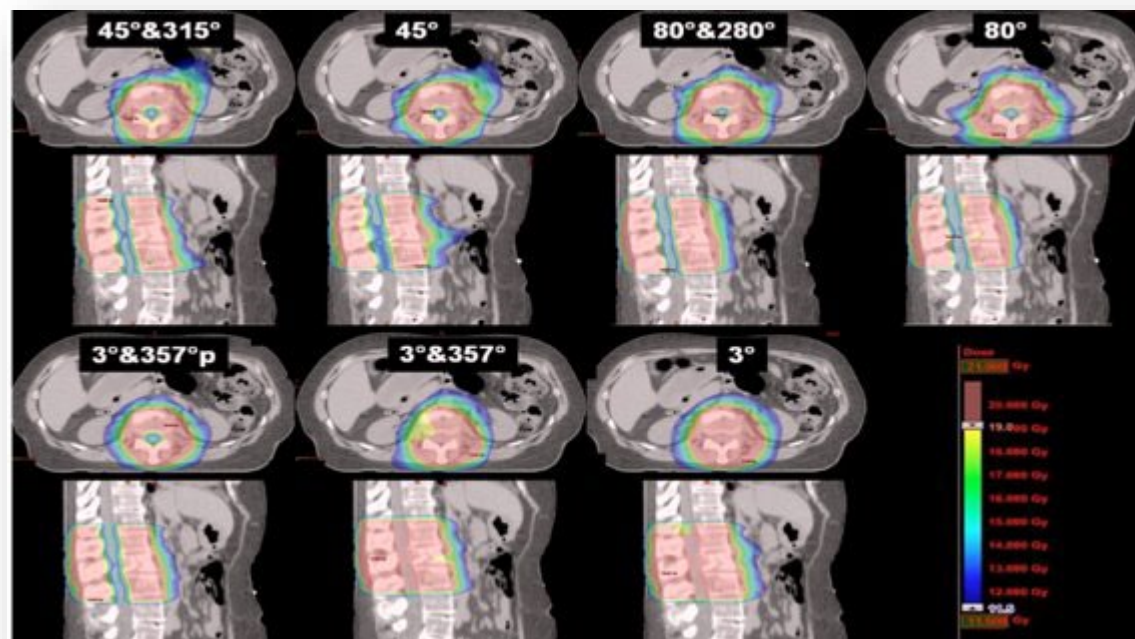


Fig. 1. Beam's-eye view (BEV) of a multileaf-collimated field that blocks the cord (blue curve) while treating a paraspinal lesion planning target volume (PTV; red), at (a) 0° and (b) 110° collimator angle. Optimal collimator rotation helps reduce excess blocking of PTV in volumetric modulated arc therapy.

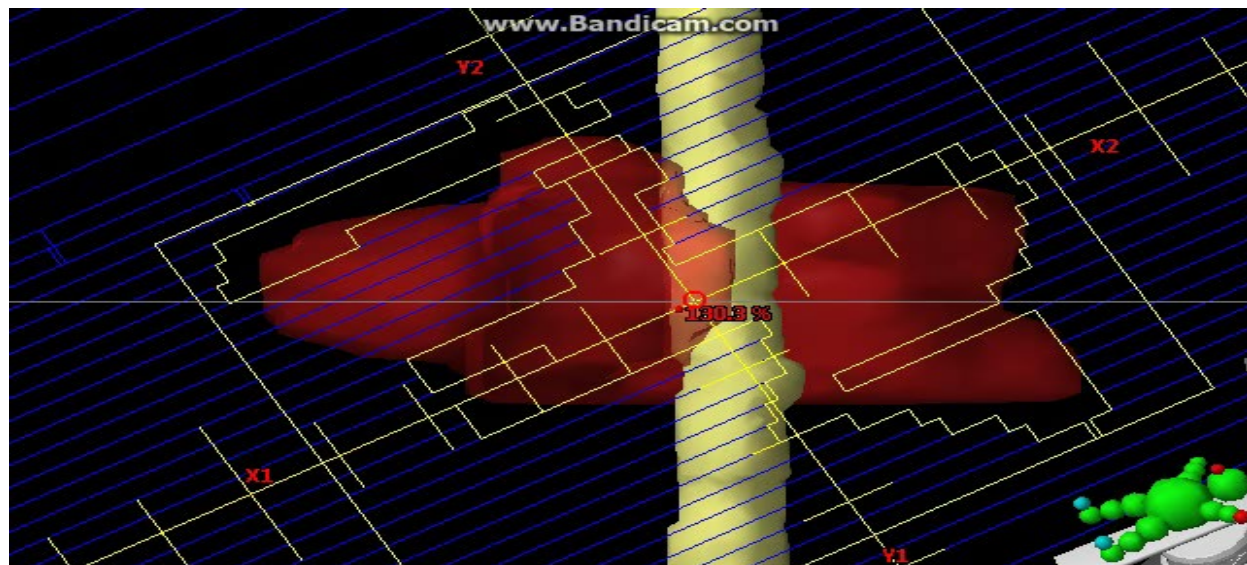


Conclusions: This study demonstrated the role of collimation rotation for the vertebrae metastasis irradiation, with the leaf travel parallel to the spinal cord primary orientation to be better than other solutions. Thus, optimal choice of collimator angle increases the optimization freedom to shape a desired dose distribution.

Planimétrie :

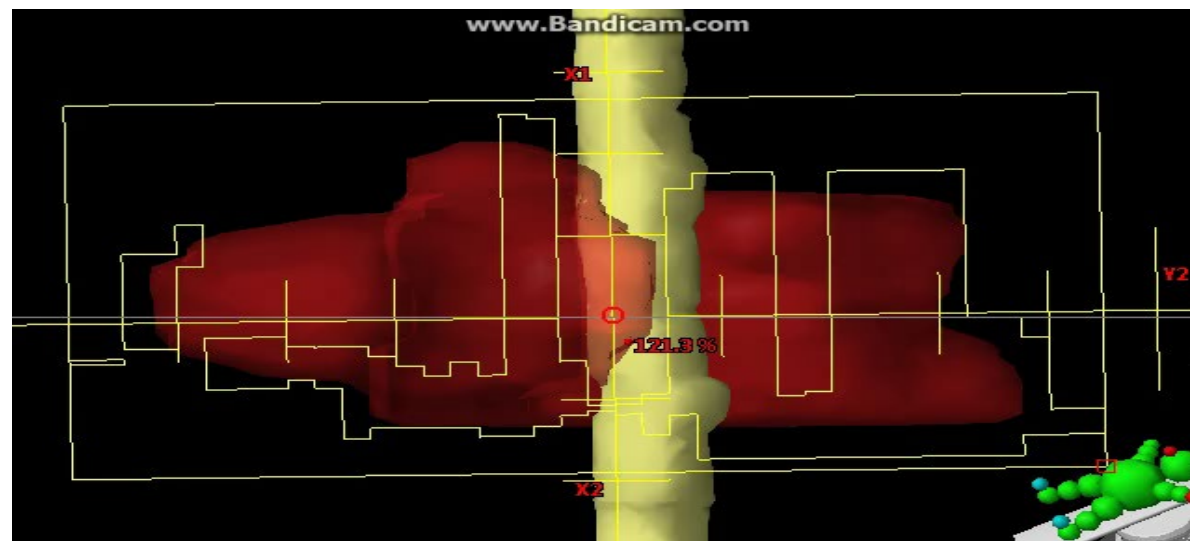
- Adaptation du collimateur pour que le trajet des lames soit parallèle à l'orientation du PRV cordon médullaire

SBRT



Collimateur adapté au PRV cordon médullaire

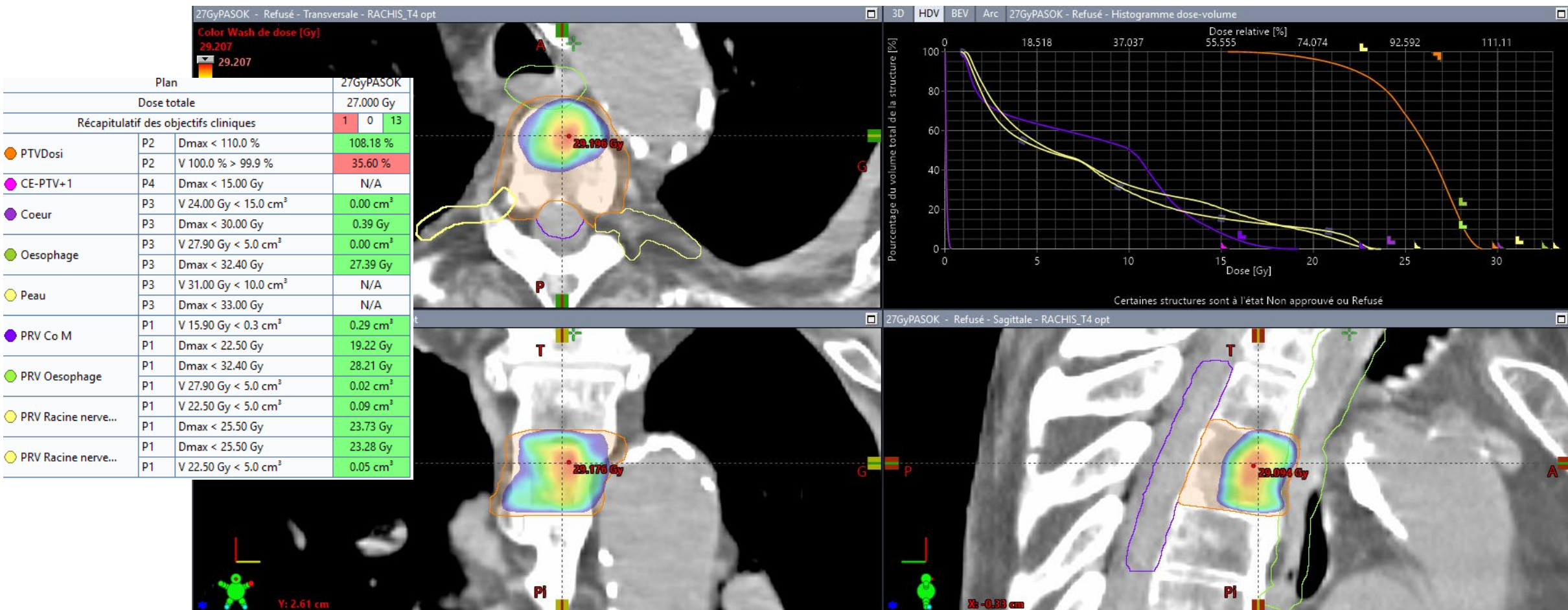
Collimateur à 30°



Traitement des métastases vertébrales

Planimétrie : Irradiation T4 : schéma 3 x 9 Gy

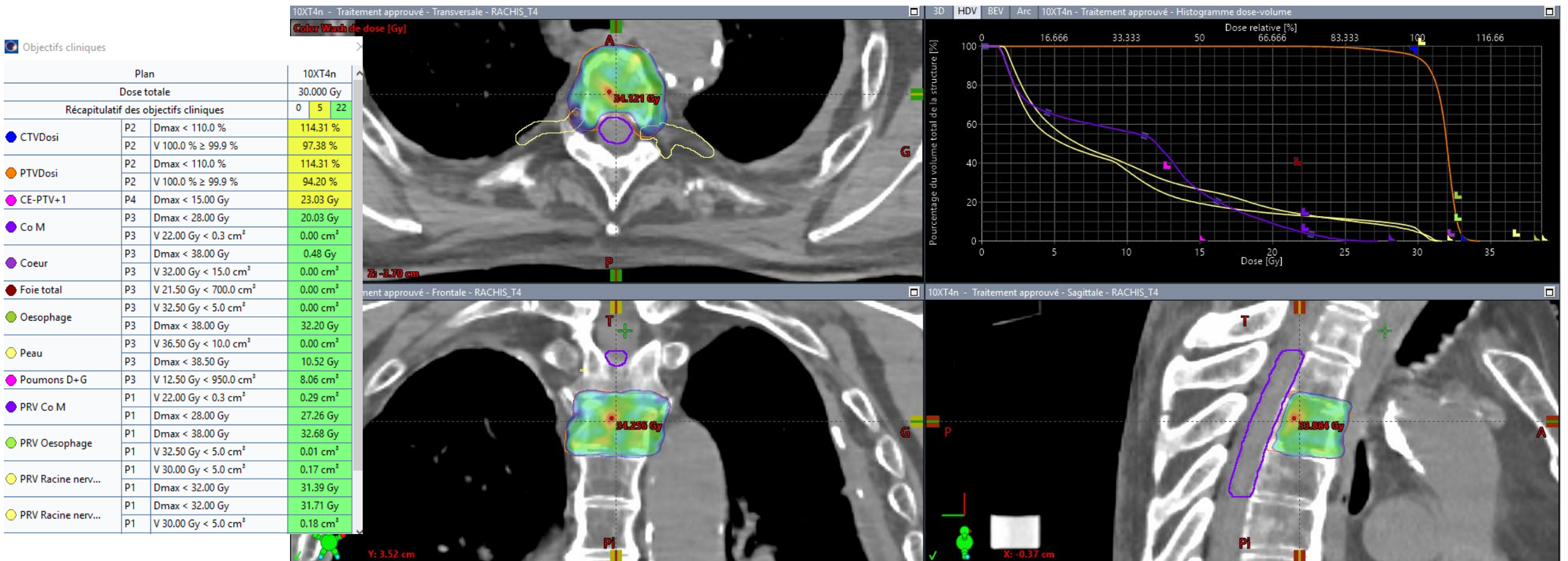
- Respect des critères Dmax et volumiques des PRV cordon médullaire et racines nerveuses
- Couverture PTV Dosi à 27 Gy 35%



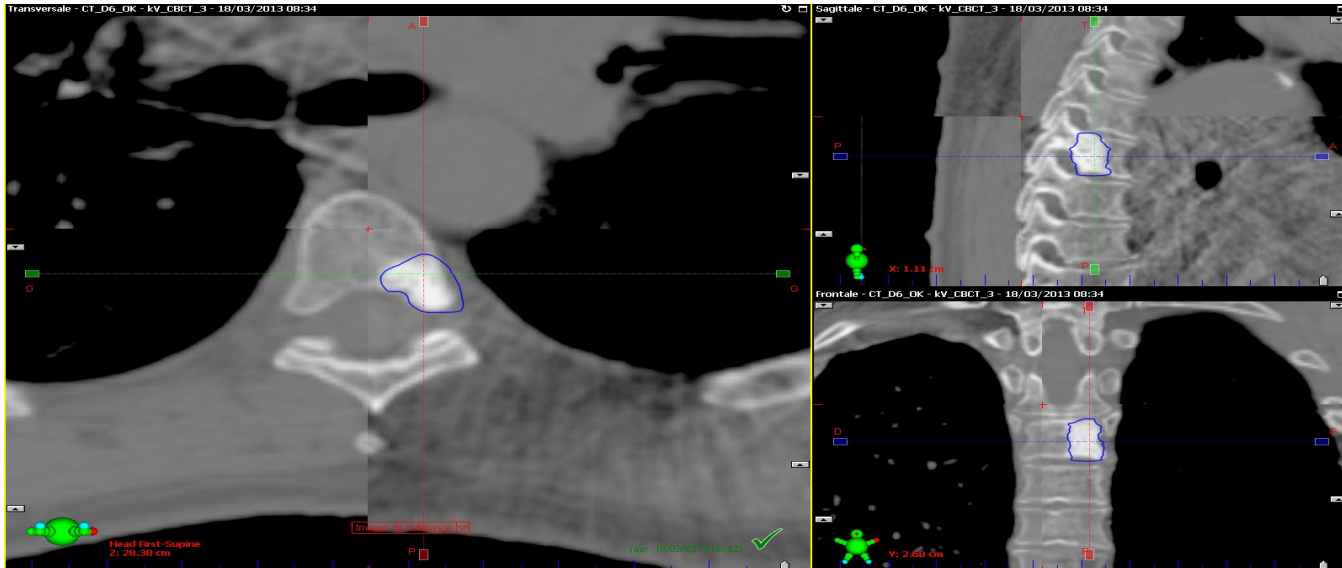
Traitement des métastases vertébrales

Planimétrie : Irradiation T4 : Passage à 5 x 6 Gy

- Respect des critères Dmax et volumiques des PRV cordon médullaire et racines nerveuses
- Couverture PTV Dosi à 30 Gy 94,2%

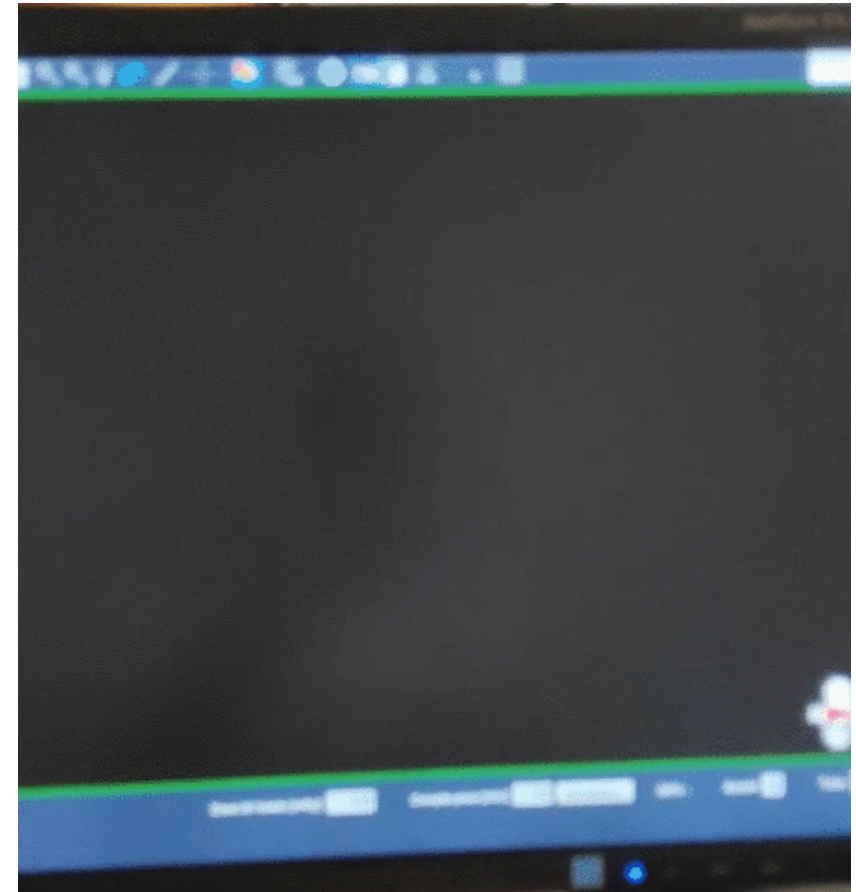


Déroulement séance : CBCT pré traitement



Arrêt manuel de l'irradiation par les
MERM si incohérence

Déroulement séance : KV pendant les arcs
Superposition de la structure osseuse délinéé sur
le CT et visible sur image kV (ex : vertèbre)





SBRT prostatique

SBRT



Préparation du traitement

Mise en place de fiduciaires

- 3 grains d'or Gold Anchor et attente de 7 jours



Taches du Workflow à l'ICAP

- Confection d'un Blue Bag ou d'un Totim personnalisé pour avoir la même position lors du CT de simulation et de l'IRM de simulation
- CT + IRM en position de traitement le même jour avec vessie pleine et rectum vide
- Coupes jointives de 1 mm
- Fusion CT + IRM
- Contourage des OAR (Organ RT) +/- modifications par les dosimétristes
- Contourage des volumes cibles par le radiothérapeute
- Marges de 5 mm (3 mm en arrière coté rectum)
- Planification et validation du plan de traitement dans Eclipse
- Prescription : PACE B → 36,25 Gy en 5 fractions

Emerging Role of MRI in Radiation Therapy

Hersh Chandarana, MD,^{1,2*} Hesheng Wang, PhD,³ R.H.N. Tijssen, DPhil,⁴ and Indra J. Das, PhD³

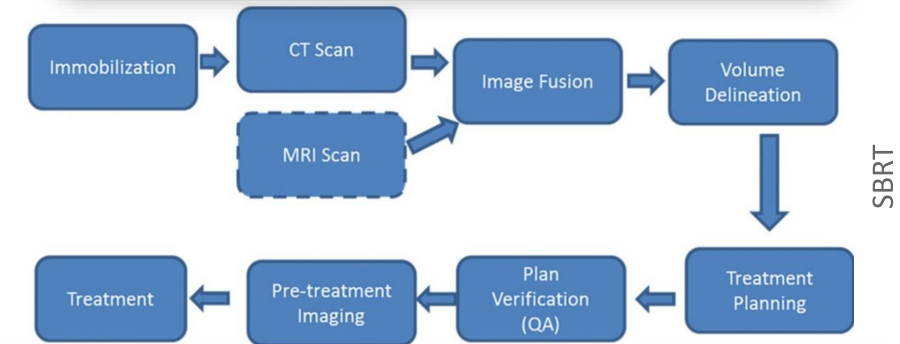


FIGURE 1: Radiation treatment planning and delivery workflow.



Intensity-modulated radiotherapy versus stereotactic body radiotherapy for prostate cancer (PACE-B): 2-year toxicity results from an open-label, randomised, phase 3, non-inferiority trial

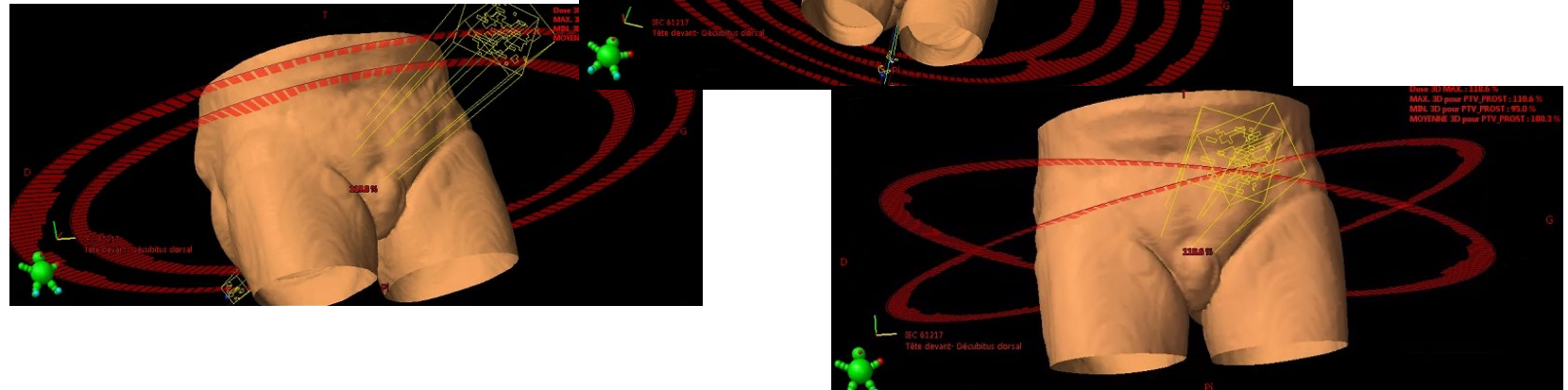


Alison C Tree, Peter Ostler, Hans van der Voet, William Chu, Andrew Loblaw, Daniel Ford, Shaun Tolan, Sunil Jain, Alexander Martin, John Staffurth, John Armstrong, Philip Camilleri, Kiran Kancharla, John Frew, Andrew Chan, Ian S Dayes, Aileen Duffton, Douglas H Brand, Daniel Henderson, Kirsty Morrison, Stephanie Brown, Julia Pugh, Stephanie Burnett, Muneeb Mahmood, Victoria Hinder, Olivia Naismith, Emma Hall*, Nicholas van As*, on behalf of the PACE Trial Investigators

Planification dosimétrique

Balistique

- Exemple en RapidArc

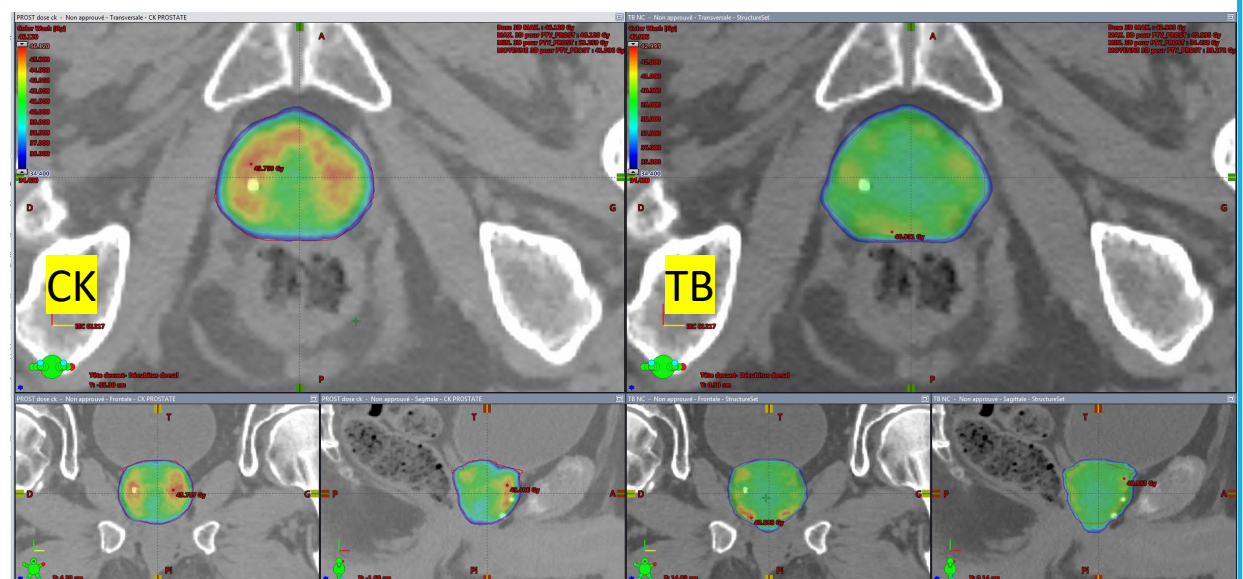
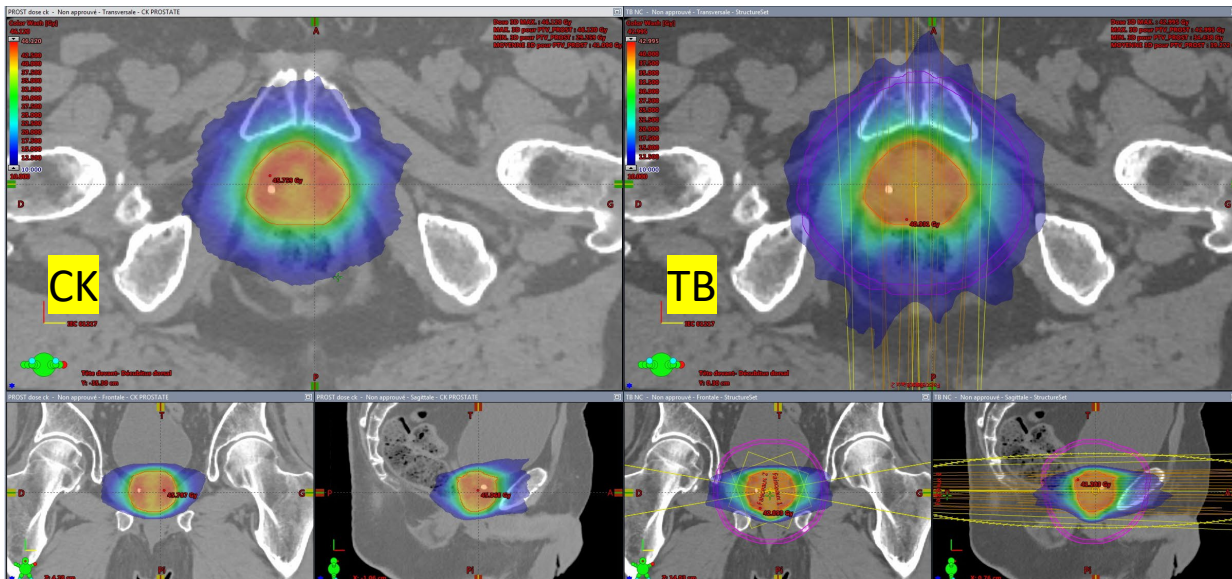


Plan de traitement : VMAT vs CK

Comparaison de l'isodose 10Gy pour 36,25Gy prescrits

Comparaison de l'isodose 34,4Gy (95% dose prescrite)

SBRT



Mouvements intra et inter fraction

Mouvements prostatiques

- Réalisation d'une IRM pendant la séance → mouvement de la prostate dû au remplissage rectal

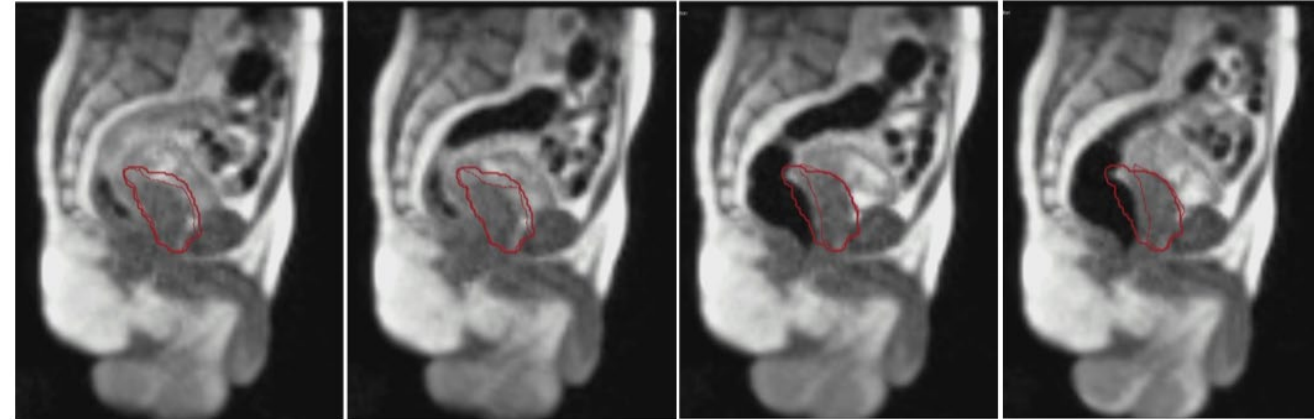
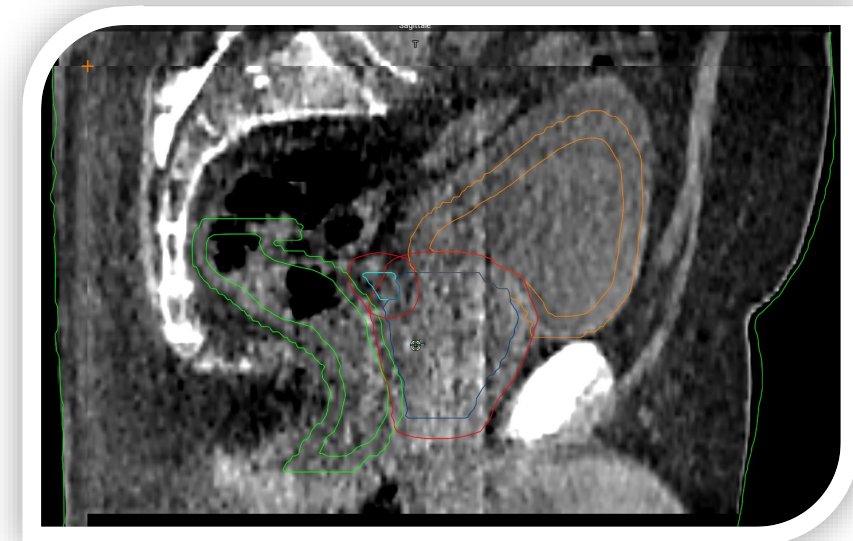


FIGURE 3: Sequential Image Capture Illustrating Prostate Motion due to Rectal Distension

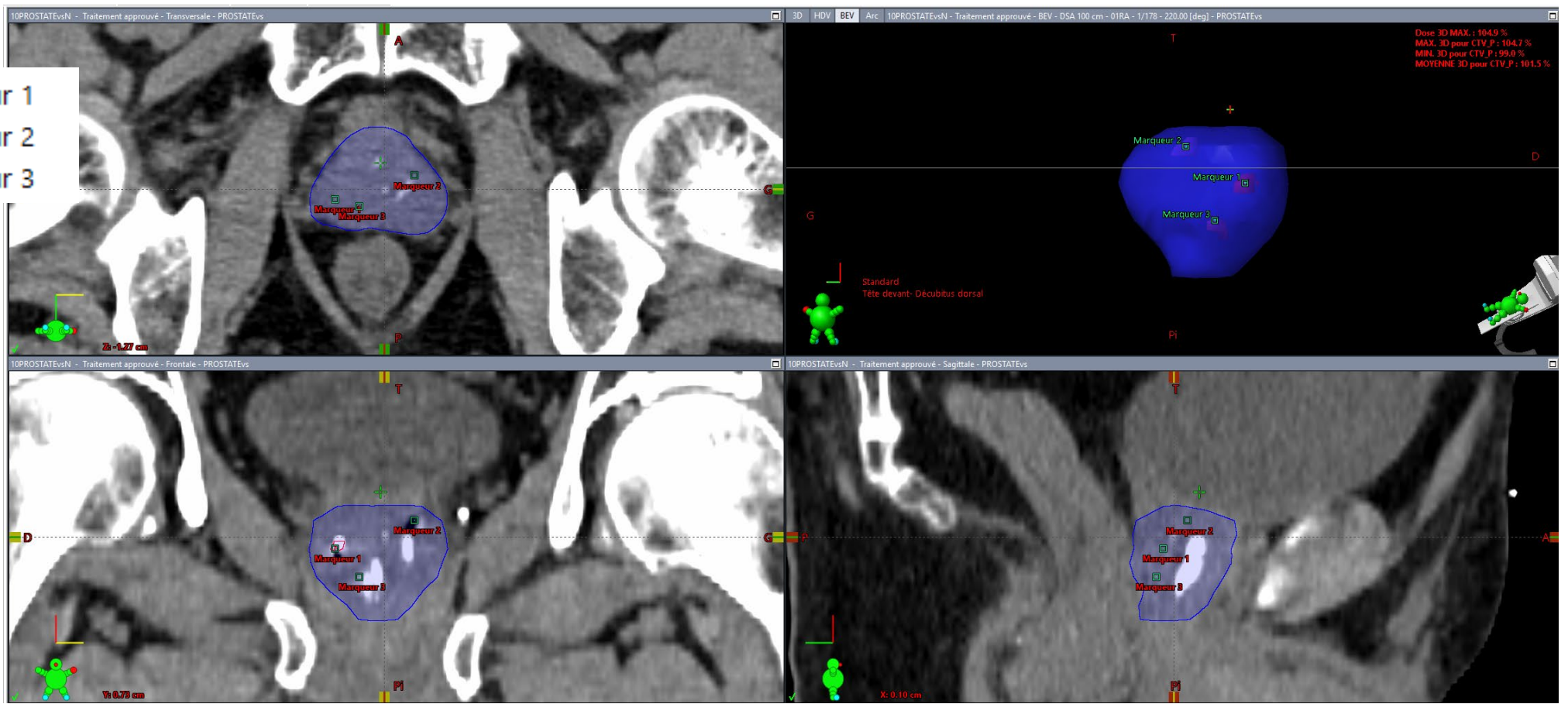
→ Modification des remplissages vessie et rectum en cours de séances pouvant impacter la position de la prostate mais aussi entre les séances (inter-fraction)

→ Compensation à chaque séance avec l'IGRT à ne pas négliger surtout pour des séances longues (> 20 min)



3 marqueurs implantés → contournage des grains et définition en marqueur dans Eclipse

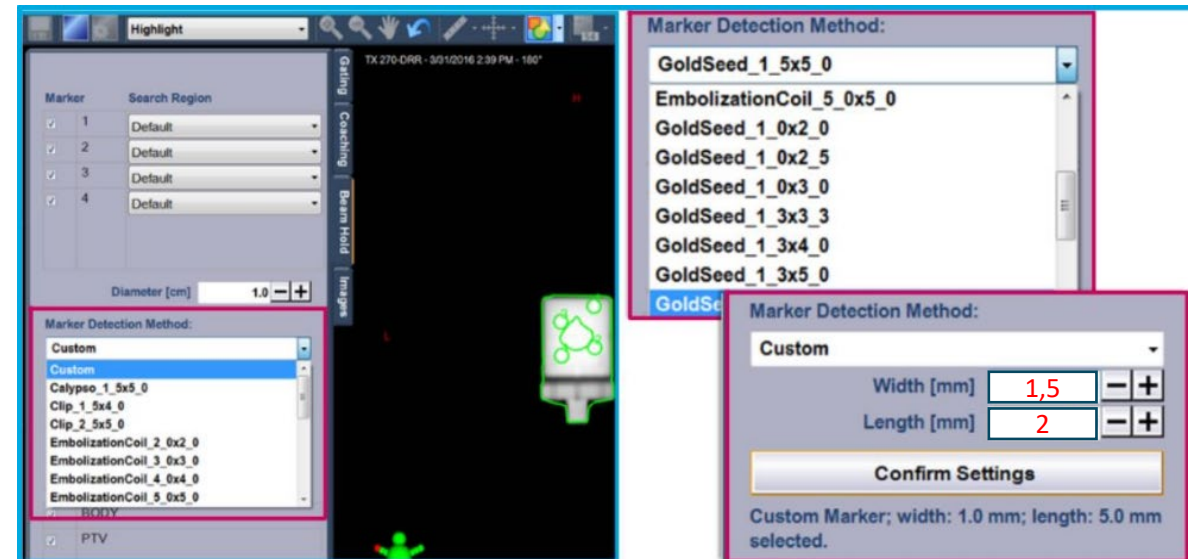
-  Marqueur 1
-  Marqueur 2
-  Marqueur 3



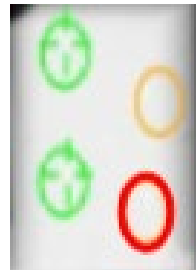
Repositionnement, traitement et suivi intra-fraction

Sur la console de traitement :

- définition des marqueurs
- définition de la méthode de détection en custom avec une taille de grain de 1,5 mm x 2 mm

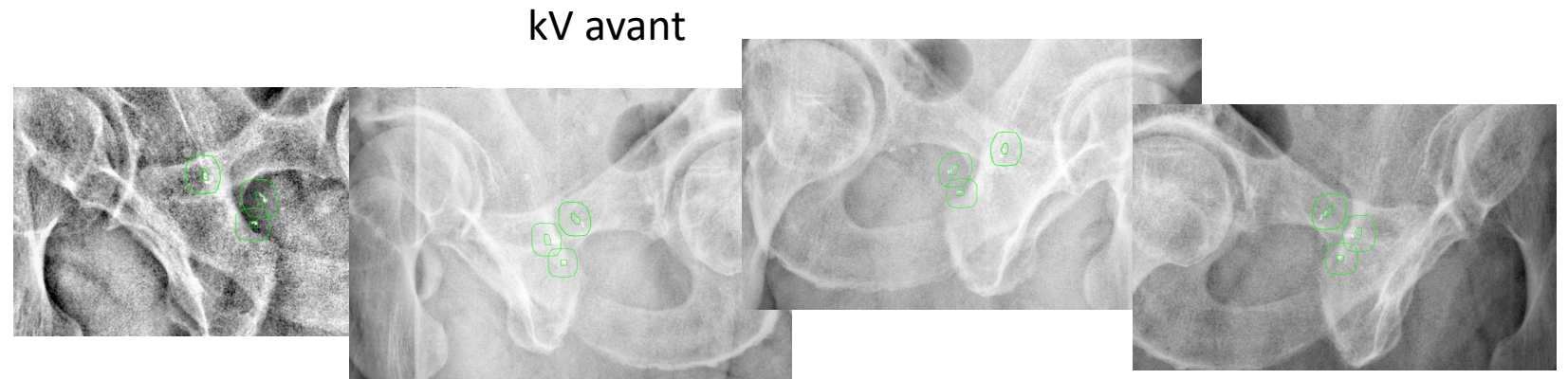
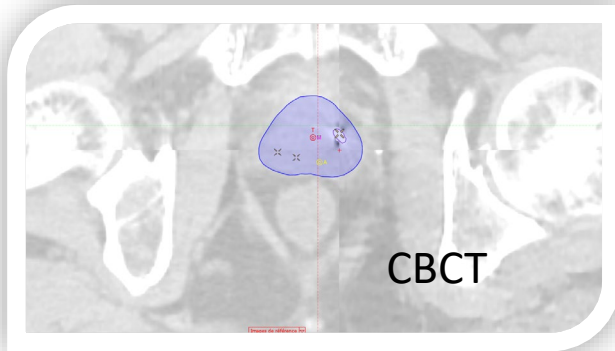


- Auto Beam Hold activé



Sur la console de traitement :

- définition des marges à appliquer sur les grains (3mm)
- réalisation du CBCT et repositionnement sur les marqueurs implantés uniquement et vérification remplissage rectum et vessie
- À la 1^{ère} séance, kV 135° 45° 315° 225° réalisé avant de commencer le traitement pour vérifier que les grains restent bien dans les marges fixées



- Imagerie tous les 30° pendant les différents arcs de traitement avec auto Beam Hold



SBRT pulmonaire



Préparation du traitement

Contention

- Confection d'un Totim ou d'une coque en mousse polyuréthane



Scanner de simulation

- Installation du patient dans sa contention



- Acquisition de scanner lors d'un blocage inspiratoire



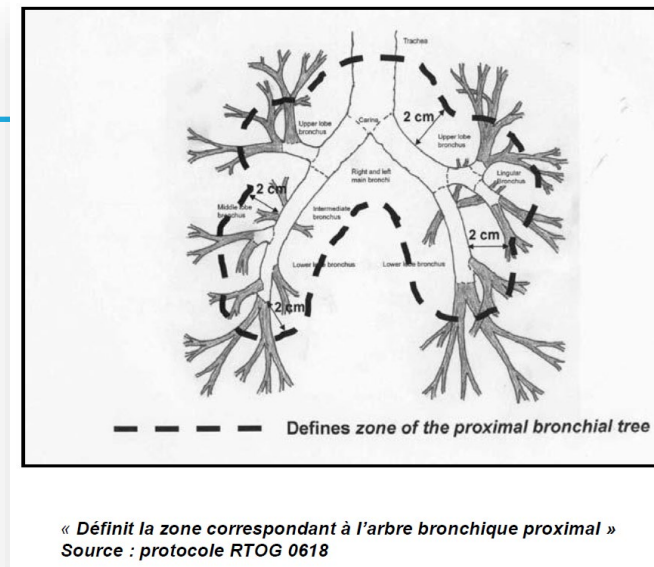
Planification dosimétrique

Prescription

- Définie en fonction de l'état du patient et de la localisation tumorale

Indication	PTV	Dose (Gray/Fractions/Jours)	Isodose de prescription
Tumeur broncho-pulmonaire* Périphérique	ITV° + 3-5 mm	54/3/5 à 8 #	Couvrant 95% du PTV Dmax 140% de la dose prescrite
Tumeur broncho-pulmonaire* Proche de la paroi thoracique	ITV° + 3-5 mm	55/5/10 à 14 #	
Tumeur broncho-pulmonaire Centrale	ITV + 3-5 mm	60/8/14 à 18	

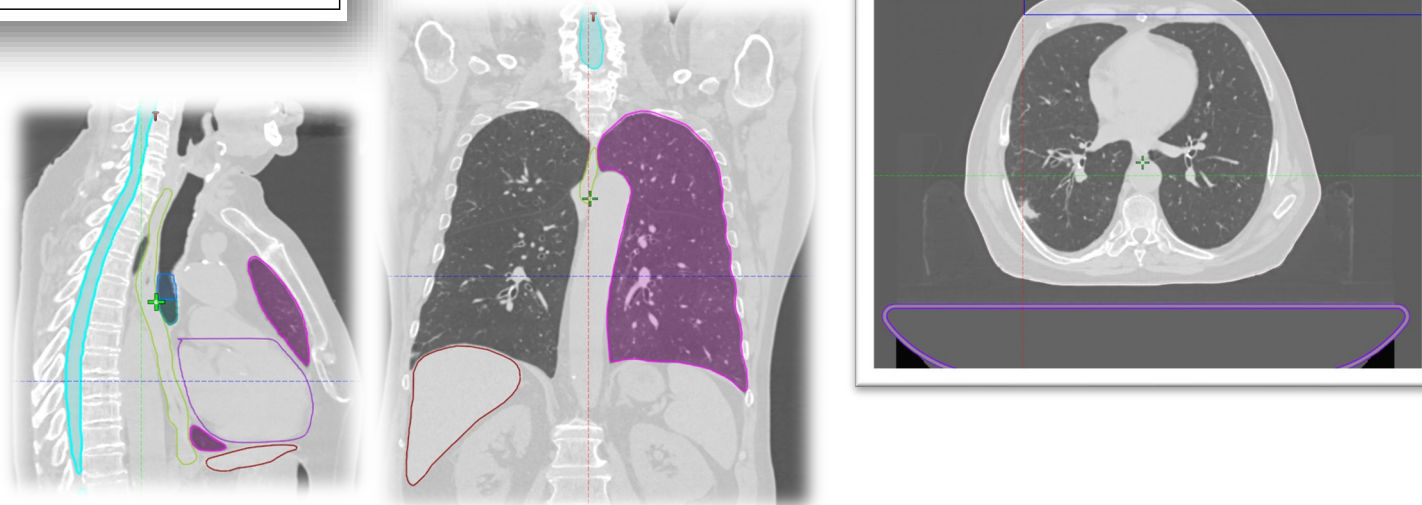
* : cancer bronchique primitif ou métastase pulmonaire
 ° : volume de l'ITV < 145 cm³
 # : intervalle usuel entre les séances 48 à 72 h (min : 40 h, max 96 h)



Ajout de la structure table

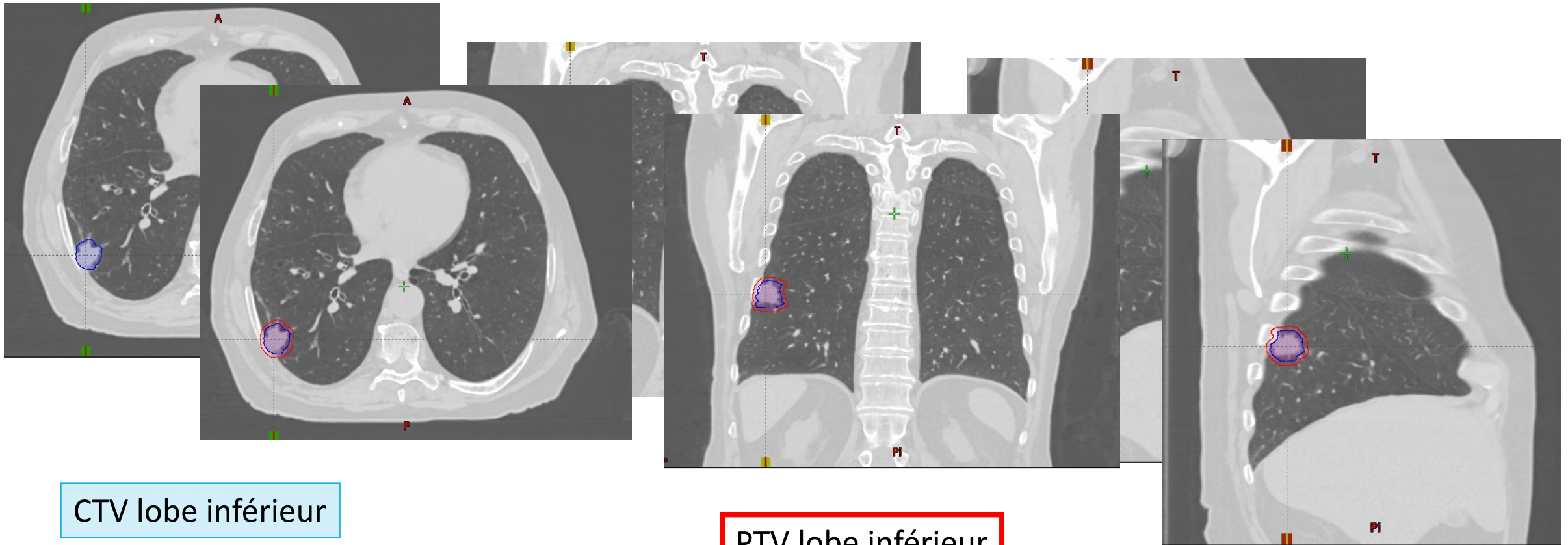
Délinéation

- des organes à risque par les dosimétristes

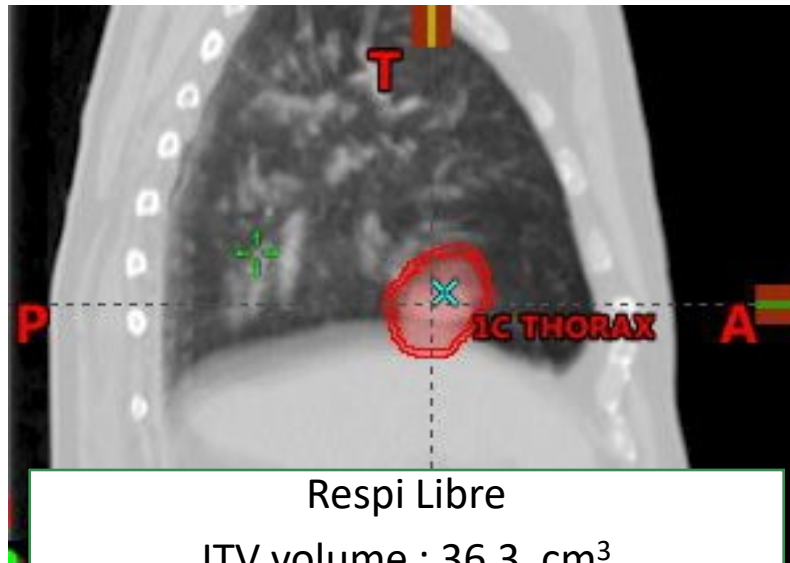


Délimitation

- le volume cible est contourné par le radiothérapeute en charge du dossier qui vérifie les OAR et donne les marges de création du PTV (3 millimètres en général)



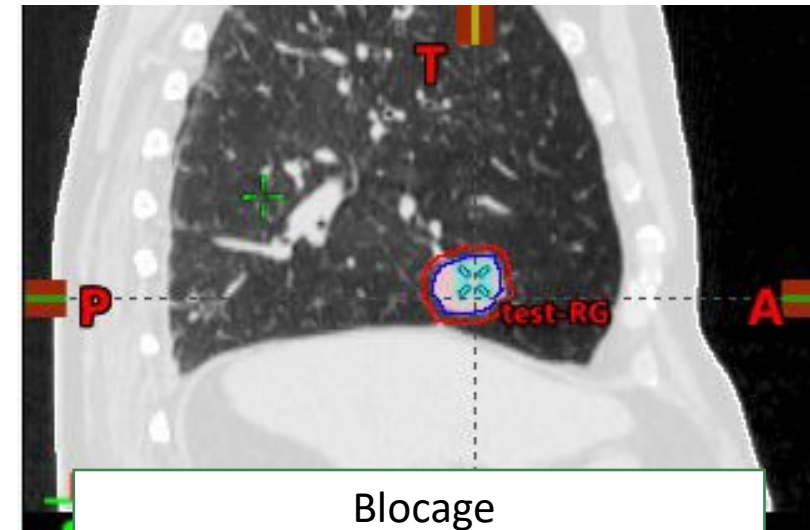
Intérêt du blocage inspiratoire



Respi Libre

ITV volume : 36,3 cm³

PTV volume : 58,5 cm³



Blocage

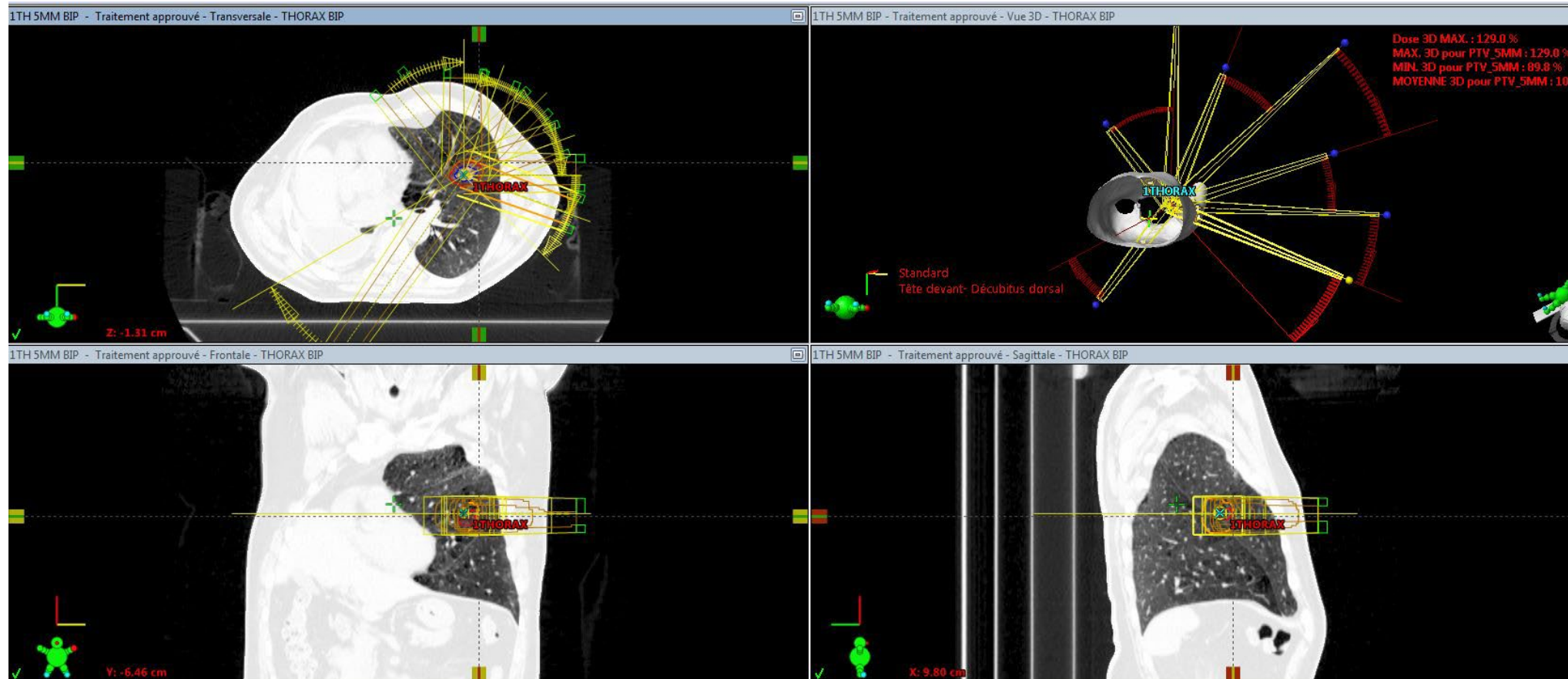
CTV volume : 14,1 cm³

PTV volume : 34,4 cm³

- Réduction du Volume à irradier
- Réduction de la densité pulmonaire
- Possibilité de moduler sans crainte de l'effet Interplay

Intérêt du blocage inspiratoire

➔ possibilité de faire de la modulation d'intensité ➔ définition de la balistique (9 petits arcs) pour qu'ils soient compatibles avec la durée d'apnée

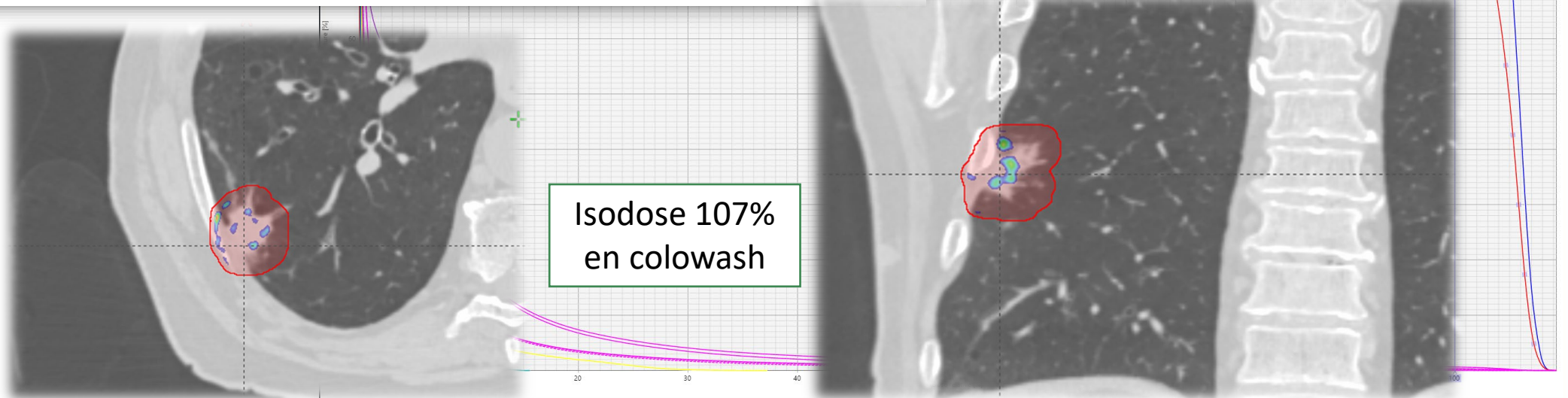


Critères de validation pour la couverture du volume cible

Contraintes de dose

Sur le volume-cible :

- 95% du PTV doit recevoir au moins 100% de la dose prescrite
- 99% du PTV doit recevoir 90% de la dose prescrite.
- Le volume recevant plus de 110% de la dose prescrite doit se situer au sein du PTV
- La dose maximale en un point ne doit pas excéder 140% de la dose prescrite.



Validation dosimétrique

Critères de validation pour l'épargne des OAR

Synthèse des contraintes pour la dose aux organes à risque pour 5 x 11 Gy

NOM	Contrainte pour 5 x 11 Gy	
	Idéalement	Déviation acceptable
Poumon contro-latéral	D moyenne < 3,6 Gy	D moyenne < 4 Gy
Œsophage	D1cc ≤ 27 Gy	27-28,5 Gy
Canal Médullaire	Dmax ≤ 25 Gy	25-28 Gy
Arbre trachéo-bronchique	D1cc ≤ 32 Gy	32-35 Gy
Plexus Brachial	D1cc ≤ 27 Gy	27-29 Gy
Cœur	D1cc ≤ 27 Gy	27-29 Gy
Peau	Dmax ≤ 32 Gy*	Néant

* : D10cc ≤ 30 Gy

Plexus brachial = loin du volume
→ non contouré car non irradié
dans ce cas là

Objectifs cliniques				10XTHORA...
Plan			Dose totale	
			55.000 Gy	
Récapitulatif des objectifs cliniques			0	0 8
● Arbre Bronchique	P1	D 1.0 cm ³ < 32.00 Gy	1.07 Gy	
● Canal Médullaire	P1	Dmax < 25.00 Gy	6.49 Gy	
● Coeur	P1	D 1.0 cm ³ < 27.00 Gy	5.70 Gy	
● Oesophage	P1	D 1.0 cm ³ < 27.00 Gy	4.15 Gy	
● Peau	P1	Dmax < 32.00 Gy	20.51 Gy	
	P1	D 10.0 cm ³ < 30.00 Gy	11.47 Gy	
● Poumon Controlat	P1	Dmoy < 3.60 Gy	0.61 Gy	
● Trachée Proximal	P1	D 1.0 cm ³ < 32.00 Gy	0.10 Gy	

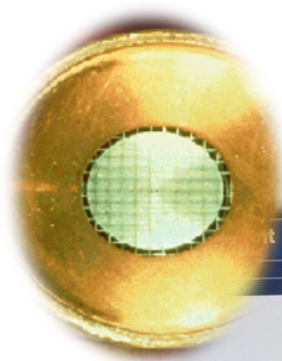
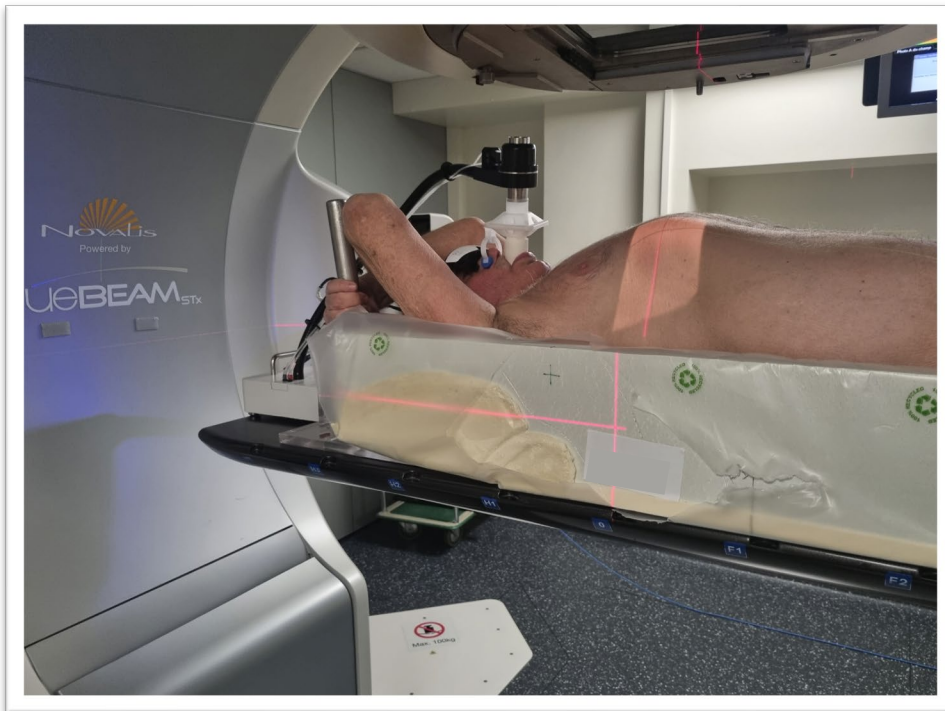
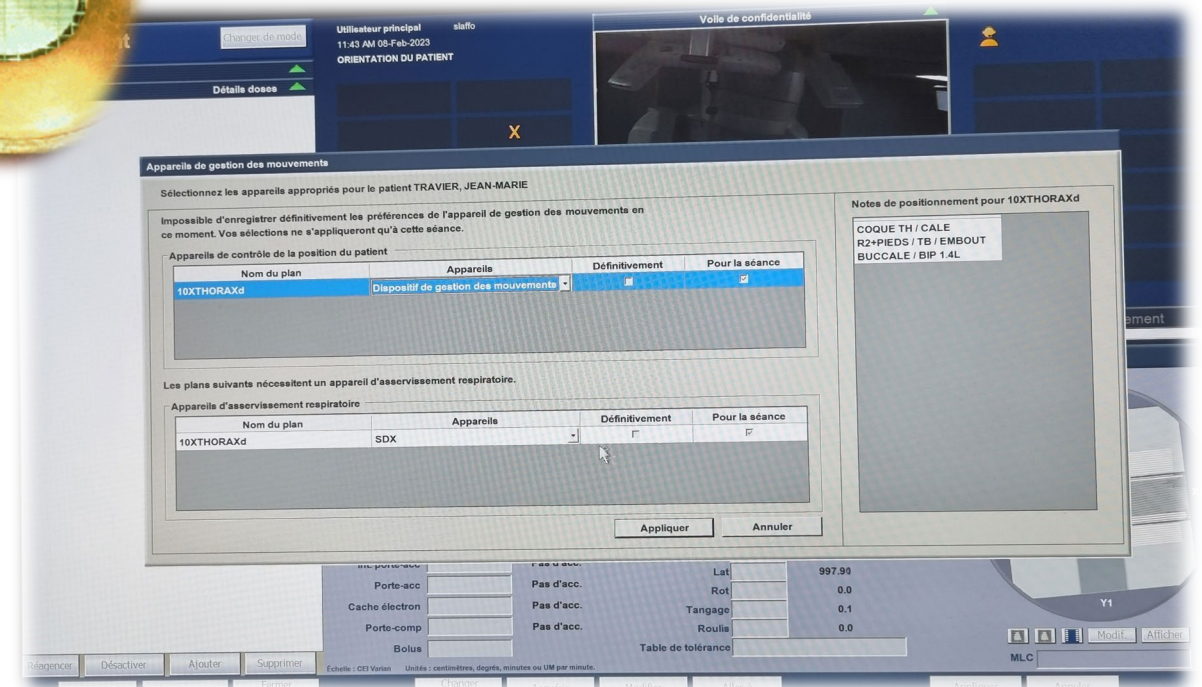
Repositionnement et traitement

Les accélérateurs permettant l'utilisation du système SDX Dyn'R sont :

- Novalis TrueBeam STx → machine dédiée à la stéréo avec MLC 120HD

Interface pour sécuriser la délivrance des rayonnements MV lorsque le patient sort de sa zone d'apnée

SBRT

Utilisateur principal slaffo
11:43 AM 08-Feb-2023
ORIENTATION DU PATIENT

Appareils de gestion des mouvements

Sélectionnez les appareils appropriés pour le patient TRAVIER, JEAN-MARIE

Impossible d'enregistrer définitivement les préférences de l'appareil de gestion des mouvements en ce moment. Vos sélections ne s'appliqueront qu'à cette séance.

Nom du plan	Appareils	Définitivement	Pour la séance
10XTHORAXd	Dispositif de gestion des mouvements	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>

Appareils de contrôle de la position du patient

Les plans suivants nécessitent un appareil d'asservissement respiratoire.

Nom du plan	Appareils	Définitivement	Pour la séance
10XTHORAXd	SDX	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Notes de positionnement pour 10XTHORAXd

COQUE TH / CALE
R2+PIEDS / TB / EMBOUT
BUCCALE / BIP 1.4L

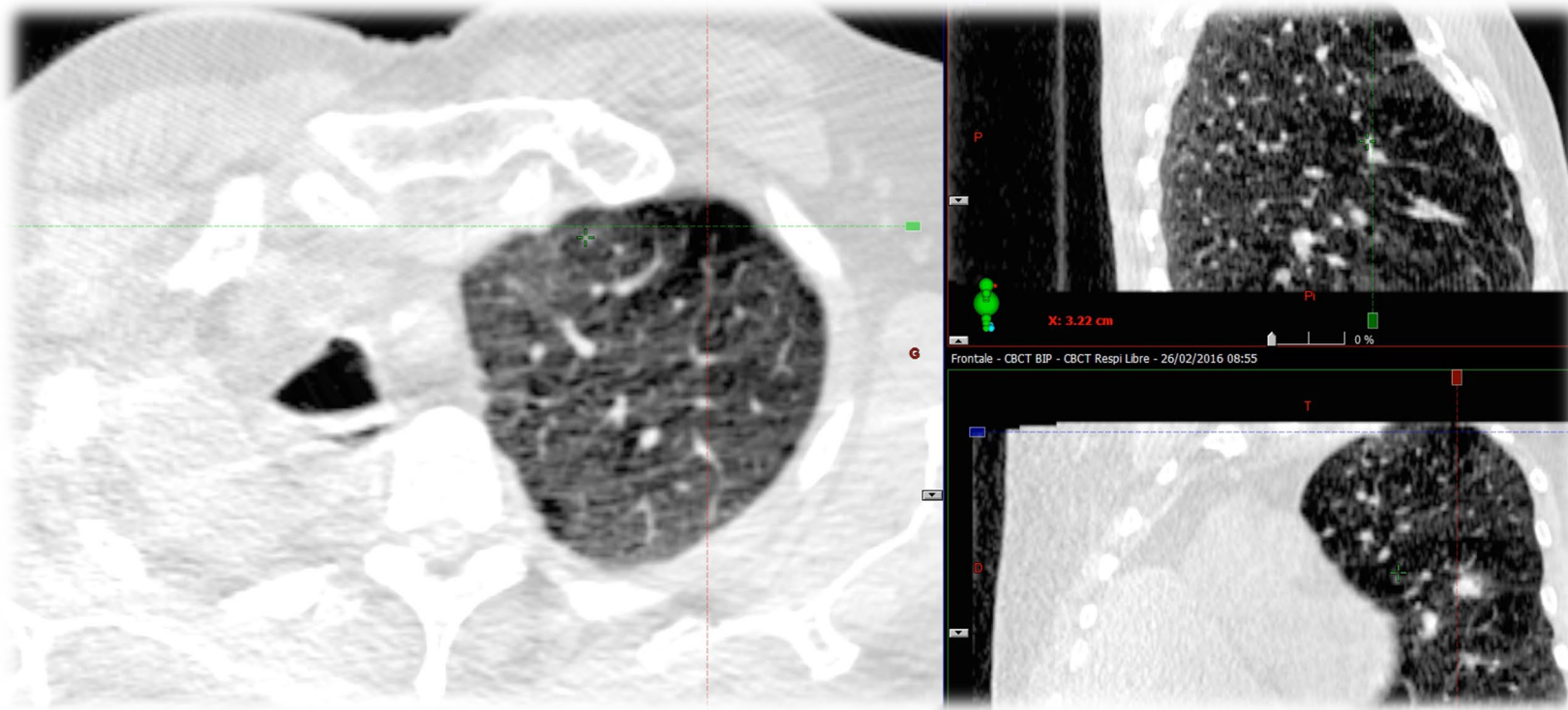
Appliquer Annuler

Table de tolérance

MLC

Repositionnement et traitement

CBCT en condition d'inspiration bloquée permet d'améliorer la qualité image en gommant le flou cinétique (2 ou 3 apnées suffisent)





Conclusion

SBRT



Qualité et sécurité des traitements en SBRT

- Elaborer les procédures de sélection des patients et les directives de traitement
- Disposer d'un nombre suffisant de personnes qui doivent être qualifiées (formation nécessaire)
- Elaboration d'un programme complet de gestion de la qualité pour garantir que les SBRT sont réalisées en toute sécurité
- Réaliser les acceptances et la mise en service (y compris dosimétrie des petits champs) → fonctionnement sûr et efficace
- Valider les calculs par des tests end to end indépendants
- Se munir des équipements spécifiques nécessaires et mettre en place les procédures d'assurance qualité du patient, incluant les tolérances et la fréquence
- Effectuer les contrôles d'assurance qualité spécifiques au traitement/au patient avant le début du traitement du patient.
- Participer à un audit externe de la pratique est fortement conseillé.
- Utiliser un mécanisme de signalement des EI pour suivre et tenir compte de toute variation dans le processus de traitement.

Conclusion

Les traitements en stéréotaxie nécessitent :

- Du personnel formé et en nombre suffisant
- Des machines spécifiques dédiées ou avec des MLC adaptés
- Du matériel de mesure adéquat (chambre d'ionisation / diodes / fantômes...)
- Une validation des algorithmes de calcul comprenant les petits faisceaux
- Une assurance qualité spécifique des accélérateurs
- Des procédures de traitement claires en fonction de :
 - La localisation et la taille tumorale
 - La proximité des OAR
 - ...
- Des contentions appropriées
- Une imagerie pré et per traitement pour garantir le bon repositionnement du patient (marges réduites)
- La vérification des plans de traitement avant le début du traitement du patient

○ Merci
pour
votre
attention



SBRT