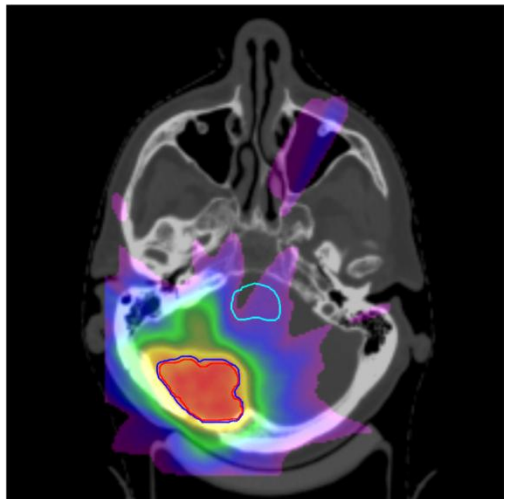
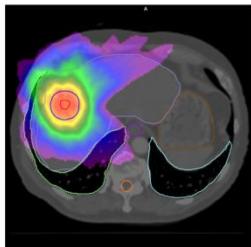


54<sup>es</sup> journées  
scientifiques de la SFPM  
du 10 au 12 juin 2015



SOCIÉTÉ FRANÇAISE DE PHYSIQUE MÉDICALE

# Why do we need physicists to link radiotherapy to radiology (MRI/TEP)

Van De Kamer Jeroen <sup>1</sup>

1 : Nederlands Kanker Instituut (NKI)

## Advanced Imaging for Radiotherapy

Jeroen van de Kamer, Marloes Frantzen-Steneker, Petra van Houdt, Laurens van Buuren, Christoph Schneider and Uulke van der Heide

### Introduction

Where the radiologist has to decide if a patient has cancer or not, the radiation oncologist has to decide what to include as the tumour-containing volume and what not. In making this decision the whole clinical picture of the patient is taken into account.

Obviously, proper delineation of the target volume (GTV) is paramount for a successful radiotherapy treatment. Moreover, if we want to learn from historical successes or failures, both inter- and intra-observation variation should be minimal. However, from various delineation studies we have learned that a consistent segmentation of the tumour is one of the most difficult and uncertain steps in the radiotherapy process.

### Advanced imaging techniques

Over the years, several research groups have developed different complementary imaging techniques to assist the radiation oncologist in tumour segmentation. In particular MRI and PET have improved delineation consistency for lungs and head and neck region. But PET and MRI provide more information. There is good evidence that regions within the GTV that have a higher Standardised Uptake Value (SUV) are more prone to relapse. Additionally, using pharmacokinetic models, MRI can visualise vessels with a high permeability (k<sub>trans</sub>), characterising tumour tissue. Such PET and MR images may be used for selectively boosting parts within the GTV. Note that different imaging techniques may result in different boost regions (see figure). It is clear that these techniques need to be validated in clinical trials.

### Image registration

Since in radiation oncology a millimetre accuracy is required, transferring the acquired 3D information to the planning CT is not a trivial task. The first prerequisite is to control the geometrical accuracy of the scans, in particular for MRI where sequences may be associated with shifts of a few millimetres. With carefully selected MR sequences this uncertainty can be reduced

**Conclusions:**  
Using advanced imaging techniques can help the radiation oncologist in defining the GTV, which need not be a binary decision. Since radiology and nuclear medicine pose different questions compared to radiation oncologists, a good collaboration between physicists and physicians of these departments is essential.

# MRI-only workflow in radiotherapy

Korhonen Juha <sup>1\*</sup>

1 : HUS Helsinki  
Stenbäckinkatu 9, PO BOX 100, FI-00029 HUS  
<http://www.hus.fi>

\* : Auteur correspondant

## Title

MRI-based radiotherapy

## Author:

Juha Korhonen, PhD  
Physicist  
HUCH Cancer Center  
Helsinki, Finland

## Contributing authors:

Mika Kapanen and Mikko Tenhunen  
HUCH Cancer Center

## MRI-based radiotherapy

**Introduction:** MRI is increasingly applied for external radiotherapy target delineation mainly due to the excellent soft tissue visibility in MR images. Traditionally, MR images have been excluded out from other parts of radiotherapy treatment planning (RTP) workflow due to the restrictive features of MRI for these tasks, such as: 1) patient imaging in treatment position, 2) geometrical distortion, and 3) lack of electron density information. Consequently, widely used practice of RTP workflow includes imaging with two modalities that is time-consuming, resource-intensive, increases RTP uncertainty by requisite image co-registration, and exposes patients' healthy tissues to additional ionizing radiation. This work aimed to introduce a RTP workflow for prostate cancer patients that relies solely on MRI-based RTP images throughout the process.

**Methods:** A wide bore 1.5 T MR scanner was equipped with appropriate accessories to enable imaging in radiotherapy treatment position [I, II]. The sufficiency of spatial accuracy in the images for RTP was evaluated with phantom and patient examinations [I-III]. The lack of electron density information in MR images was overcome by developing a dual model HU conversion technique transforming the intensity values of a T1/T2\*-weighted in-phase MRI into pseudo-Hu [I, III-V]. The technique was implemented by constructing pseudo-CT images for 15 prostate cancer patients [I, III, V]. Feasibility of the obtained images for RTP was evaluated by comparisons against standard CTs: by measuring HU uncertainty, dose calculation accuracy and image guidance feasibility [I, III-VII].

**Results:** Figure 1 shows an example of the obtained pseudo-CTs. The images presented soft- and bony tissues with mean local uncertainties of ~10 HUs and ~100 HUs, respectively [V]. Dose calculation accuracy in pseudo-CTs was within 1% compared to that in CTs [I, III, V, VI]. Image guidance with X-ray based localization images was successful with similar degree-of-success with either CT- or MRI-based-reference images [I, VII]. The SDs of positioning differences were ?1.0 mm. Geometric errors in MR images were mainly sub-mms, with an average uncertainty of 1.2 mm for pelvic outline contour [I-III].

**Conclusion:** This study shows that the entire MRI-based RTP workflow can be conducted accurately according to required standards of modern radiotherapy thus demonstrating a possibility to omit CT imaging from the process. MRI-based workflow has been introduced in Helsinki University Central Hospital Cancer Center for prostate cancer patients.

## References:

I J. Korhonen; «Magnetic resonance imaging based radiation therapy,» PhD Thesis, Aalto University (2015). <http://urn.fi/URN:ISBN:978-952-60-6124-5>  
II M. Kapanen, J. Collan, A. Beule, T. Seppälä, K. Saarilahti, and M. Tenhunen; »Commissioning of MRI-only based treatment planning procedure for external beam radiotherapy of prostate,» Magn. Reson. Med. 70, 127-135 (2013).

- III J. Korhonen, M. Kapanen, J. Keyriläinen, T. Seppälä, L. Tuomikoski, and M. Tenhunen; «Influence of MRI-based bone outline definition errors on external radiotherapy dose calculation accuracy in heterogeneous pseudo-CT images of prostate cancer patients;» *Acta Oncol.* 53(8), 1100-1106 (2014).
- IV M. Kapanen, and M. Tenhunen; «T1/T2\*-weighted MRI provides clinically relevant pseudo-CT density data from pelvic bones in MRI-only based radiotherapy treatment planning.» *Acta Oncol.* 52(3), 612-618 (2013).
- V J. Korhonen, M. Kapanen, J. Keyriläinen, T. Seppälä, and M. Tenhunen; «A dual model HU conversion from MRI intensity values within and outside of bone segment for MRI-based radiotherapy treatment planning of prostate cancer,» *Med. Phys.* 41(011704), 1-13 (2014).
- VI J. Korhonen, M. Kapanen, J. Keyriläinen, T. Seppälä, L. Tuomikoski, and M. Tenhunen; «Absorbed doses behind bones with MR image-based dose calculations for radiotherapy treatment planning,» *Med. Phys.* 40(011701), 1-10 (2013).
- VII J. Korhonen, M. Kapanen, J.-J. Sonke, L. Wee, E. Salli, J. Keyriläinen, T. Seppälä, and M. Tenhunen; «Feasibility of MRI-based reference images for image-guided radiotherapy in the pelvis with either cone-beam computed tomography or planar localization images,» *Acta Oncol.* Ahead of print, 1-7 (2014).

# Implémentation de paramètres radiobiologiques en radiothérapie

Ferrer Ludovic <sup>.2,1</sup>, Marsac Thomas <sup>1\*</sup>, Varmenot Nicolas <sup>1,2\*</sup>, Delpon Gregory <sup>.2,1\*</sup>, Chiavassa Sophie <sup>1,2\*</sup>

1 : ICO René Gauducheau (ICO)

*Unicancer*

Boulevard J.MONOD 44805 ST HERBLAIN

2 : Centre de Recherche en Cancérologie Nantes - Angers (CRCNA)

*CNRS : UMR6299Inserm : U892Hôtel-Dieu de NantesUniversité de Nantes*

1 Place Alexis-Ricordeau, 44000 Nantes

\* : Auteur correspondant

**Introduction:** Les dernières décennies ont vu l'arsenal thérapeutique à base de rayonnements ionisants se diversifier avec le développement des techniques de radiothérapie externe hypofractionnées, de curiethérapie, de radiothérapie moléculaire et l'utilisation de protons ou de particules alpha par exemple. Au cours de leur parcours thérapeutique, les patients peuvent bénéficier de plusieurs de ces techniques et se pose alors la question de la combinaison des doses absorbées délivrées lors de ces différents traitements. Dans ce cadre, nous avons développé un outil qui permet d'associer deux matrices de doses issues de plusieurs modalités de radiothérapie en créant une image de dose biologique équivalente (BED) permettant la comparaison de plusieurs plans de traitement ou bien la combinaison des doses absorbées délivrées par plusieurs modalités d'irradiation.

**Matériel&Méthode:** Le formalisme du calcul de la BED suit le modèle linéaire-quadratique étendu pour suivre les phénomènes de repopulation tumorale et prendre en compte les irradiations avec un faible débit [1][2]. Le code, réalisé en python2.7 à l'aide de la bibliothèque simpleITK [3], calcule à partir des images de doses absorbées issues des calculateurs la BED en chaque voxel. Le code a été validé sur des images simulées en comparant les BED obtenues sur ces images avec les valeurs attendues pour un jeu de paramètres connu (alpha/beta, repopulation). Pour appuyer l'intérêt du code, nous avons calculé et sommé les matrices de BED issues de traitements de radiothérapie externe et de curiethérapie par débit de dose pulsé d'une patiente traitée pour un cancer gynécologique. Les organes d'intérêt (utérus, colon, vessie et le reste du corps) ont été segmentés sur les images tomodensitométriques (TDM) à l'aide d'ITKSNAP [4]. Nous avons attribué à chaque voxel en fonction de son label différents paramètres biologiques (a/b, repopulation) et d'irradiation (dose/fraction ou débit en fonction de la modalité de traitement).

**Résultats:** Les validations réalisées sur les images simulées ne montrent pas d'écart entre les valeurs de BED calculées et les valeurs attendues. Les BED calculées dans le cas d'une radiothérapie externe effectuée en 25 fractions de 1,8 Gy et d'une curiethérapie réalisée par 30 séances à un débit de 0,5 Gy/h montrent des modifications des distributions de doses qui dépendent des valeurs a/b attribuées aux organes et des coefficients de repopulation cellulaire.

**Conclusion:** Nous avons implémenté un outil de calcul de la BED qui permet de comparer et de sommer des plans de traitements effectués suivant plusieurs modalités de radiothérapie à partir des images de doses absorbées. Les premiers résultats sont encourageants. Ces développements nécessitent d'être étendus pour permettre de meilleures fonctionnalités notamment de comparaison avec le calcul d'histogrammes doses-volume ou bien l'export des images au format DICOM-RT.

[1] Hobbs RF. and Sgouros G.; Calculation of the biological effective dose for piecewise defined dose-rate fits, *Med. Phys.*, 36 904-917 (2009)

[2] Brenner DJ., Hall EJ.; Conditions for the equivalence of continuous to pulsed low dose rate brachytherapy, *Int. J Radiat Oncol Biol Phys.*, 20 (1) 181-190 (1991)

[3] <http://www.simpleitk.org>

[4] <http://www.itksnap.org/>

# Calcul de dose Monte Carlo basé sur le contenu hydrogène des tissus pour les traitements photons haute énergie

Demol Benjamin <sup>1,2,\*</sup>, Reynaert Nick <sup>1\*</sup>

1 : Center Oscar Lambret

*CRLCC Oscar Lambret*

3, rue Frédéric Combemale BP 307 - 59020 LILLE Cedex

<http://www.centreoscarlambret.fr/>

2 : AQUILAB

*AQUILAB SAS*

Parc Eurasanté - Lille Métropole Biocentre A. Fleming ? Bat. A 250, rue Salvador Allende 59120 Loos Les Lille - France

[www.aquilab.com](http://www.aquilab.com)

3 : Institut d'électronique, de microélectronique et de nanotechnologie (IEMN)

*CNRS : UMR8520 Institut supérieur de l'électronique et du numérique (ISEN) Université Lille 1 - Sciences et technologies Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis*

avenue Poincaré, Cité scientifique, BP 69, 59652 Villeneuve d'Ascq cedex

<http://www.iemn.univ-lille1.fr/>

\* : Auteur correspondant

**Introduction:** Les systèmes de planification de traitement Monte Carlo (MC) nécessitent une caractérisation des tissus (densité et composition) en fonction du nombre CT. Un set de classes discrètes de composition est introduit. Régulièrement un nombre limité de ces classes est considéré [1] qui correspond aux catégories: air, poumon, graisse, muscle, os. Par l'utilisation d'une division plus importante du nombre de ces classes et en s'appuyant sur la méthode stoechiométrique [2], nous démontrons que la quantité d'hydrogène est le seul facteur d'influence dans le cadre du calcul de dose des traitements photons de haute énergie. Cette conclusion peut avoir un impact important dans le champ des calculs de dose sur IRM.

**Méthodes:** La méthode stoechiométrique a été utilisée afin de grouper les tissus de composition atomique semblable en 15 classes, définies de telle manière à ce que deux classes consécutives soient dosimétriquement proches selon un critère défini.

Pour étudier l'importance de l'hydrogène, un nouveau schéma de classes est défini (appelé schéma HO), basé sur le schéma stoechiométrique, en conservant la fraction massique d'hydrogène et en complétant uniquement par de l'oxygène. L'oxygène étant un élément neutre et en proportion initiale importante dans les tissus, la quantité d'hydrogène est le seul paramètre influent dans ce modèle.

Les coefficients d'atténuation massiques et les pouvoirs d'arrêt massiques sont calculés à partir du NIST pour les 2 schémas, puis comparés.

25 plans de traitements Cyberknife ont été simulés rétrospectivement en utilisant ces 2 schémas à l'aide d'un logiciel MC maison (MODERATO, basé sur EGS [3]) et en dérivant la densité et la classe de composition à partir des images CT. Une analyse quantitative basée sur plusieurs indices de dose dans le PTV et une analyse qualitative à partir d'HDVs et de profils sont menées.

**Résultats:** Entre 300 keV et 3 MeV, la différence relative des coefficients d'atténuation massiques est inférieure à 1% pour toutes les classes de tissus entre les 2 schémas. Entre 10 keV et 20 MeV, la différence relative des pouvoirs d'arrêt massiques s'élève jusque 5% dans les classes des tissus osseux denses, et reste en-dessous de 2 % dans les autres classes de tissus.

Les HDVs des plans de traitement simulés avec les 2 schémas ne présentent pas de différences significatives. Les profils de dose analysés présentent une similitude marquée entre les 2 schémas. La différence de dose relative des indices dosimétriques présente une distribution normale centrée autour de zéro avec une déviation standard maximale de 2% (3?) pour D98. Inversement, d'importantes différences de dose sont obtenues si le contenu hydrogène n'est pas correctement représenté.

**Conclusions:** La distribution étroite des écarts relatifs entre les 2 schémas de classe de tissus montre que l'erreur à ne considérer que l'hydrogène dans la composition atomique est faible : la planification de dose MC des traitements photons haute énergie est réalisable avec précision en utilisant uniquement le contenu hydrogène des tissus. Ce résultat peut avoir un impact important dans le domaine de la planification de dose MC directement sur IRM.

**Références:**

[1] Ma C-M, Mok E, Kapur a., et al. Clinical implementation of a Monte Carlo treatment planning system. *Med Phys.* 1999;26(10):2133.

[2] Vanderstraeten B, Chin PW, Fix M, et al. Conversion of CT numbers into tissue parameters

for Monte Carlo dose calculations: a multi-centre study. *Phys Med Biol.* 2007;52(3):539-562.  
[3] Kawrakow I. The EGSnrc Code System?: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. NRCC Report PIRS 794 (revB), 2011.

# Réouverture d'un service de radiothérapie suite à 5 mois d'arrêt.

Bertrand Perrine<sup>1</sup>, Corbice Céline, Fontaine Emmanuelle, Delattre Eric

1 : CHU Saint-Pierre

*CHU Saint-Pierre*

CHU de la Réunion, Site GHSR BP 350 - 97448 Saint-Pierre

Introduction :

Le 17 mai 2013, le service de radiothérapie du CHU de Saint-Pierre à la Réunion est fermé suite à la suspension des autorisations de l'ARS et de l'ASN.

Le 9 octobre, presque 5 mois après, le service réouvre.

Matériel et méthode :

Que s'est-t-il passé avant d'en arriver là ? Et pendant ces 5 mois ? Quelles sont les conséquences d'une telle fermeture ? Qu'est-ce que cela implique ? Quel est le rôle du physicien médical dans une telle situation et en quoi est-il impliqué ?

Résultats :

Quel est l'avenir pour un service après une fermeture, peut-il réellement ne plus souffrir de sa réputation ? Peut-il être de nouveau compétitif et rentrer dans la course aux meilleures techniques d'irradiation ?

Conclusion :

En 2014, après réouverture totale, le service de radiothérapie du CHU de Saint-Pierre a traité 500 patients, par curiethérapie haut débit, radiothérapie conformationnelle et arcthérapie volumique par modulation d'intensité.



# Recalage d'images non rigides

David Sarrut <sup>1</sup>

1 : CREATIS (CREATIS)

*CNRS, INSERM, Université de Lyon*

Le recalage déformable d'images est un type d'algorithme qui permet d'estimer quantitativement une déformation entre deux images médicales. De nombreuses applications existent en radiothérapie: déformation de contours, cumul de dose, segmentation par atlas etc. Je décrirais rapidement dans cette présentation les principes de base puis exposerai les limites et difficultés encore existantes, en particulier celles liées à la validation. La seconde partie de l'exposé sera consacrée à un exemple d'application pratique, dans le cadre du traitement du cancer du poumon par une stratégie de marge dite de "mid-position", permettant potentiellement de réduire la dose reçue par les organes sains et reposant sur un algorithme de recalage déformable.

# Multicriteria/automatic robust optimization: Markus Alber

Alber Markus <sup>1</sup>

1 : Aarhus Universitetshospital (UH)  
Aarhus

## Robust Optimisation

M. Alber<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department for Medical Physics, Aarhus University, Denmark

The classical way of dealing with treatment-related uncertainties is the irradiation of a volume that is substantially larger than the actual target by means of the planning target volume PTV. The higher doses in normal tissues are not balanced with the risk of tumour recurrence by missing the target if these healthy volumes were spared. Despite efforts to minimize treatment uncertainties by imaging, residual uncertainties have to be dealt with. It could be argued, that the effort of imaging and adaptation should be complemented by an equally sophisticated planning approach. The term robustness is often used in this context to describe that some essential traits of a dose distribution are not sensitive to a number of expected treatment uncertainties. Probabilistic treatment planning achieves robustness by direct inclusion of the randomness of uncertainties into the dose optimisation, thereby replacing the PTV concept.

Several robust optimisation methods have been proposed that differ in their fundamental optimality concepts, assumptions about the nature of considered uncertainties, and approximations to achieve feasible computation times. Methods can be classified according to the uncertainties they consider: systematic or random geometry changes or range uncertainties of particle beams. Another classification is possible according to the optimality concept, i.e. the definition of robustness. Should the dose distribution be robust against the worst case scenario, or is it sufficient that it is robust only against 95% of all scenarios? An even more relaxed requirement would be optimization of the expected values of the treatment quality metrics. Finally, it makes a difference whether the dose distribution can be assumed invariant under geometric changes, whether their effect on dose can be approximated, or whether the dose has to be computed for a large number of geometric instances.

The arguably most straightforward approach is coverage probability, which is in many ways the expansion of the PTV concept by a probability distribution. It is well suited for systematic geometric errors, many fraction treatments, where the dose is not disturbed by the geometric changes. Despite its simplicity, many characteristics of probabilistic planning can be discussed on this method. Any kind of robust optimisation, including the PTV concept, has to make some a priori assumptions about the future treatment uncertainties. However, probabilistic methods depend more sensitively on this input since their primary goal is to provide better organ sparing than the PTV concept. For this reason, probabilistic methods require a better integration with imaging techniques to verify, and if necessary adapt, the uncertainty distribution assumptions.

Any kind of compensation for systematic uncertainties is costly both for the individual patient and the population. Individuals with small systematic uncertainties suffer from over-compensation (usually more dose to a larger healthy volume) while worst-case individuals may suffer target misses despite a large irradiated volume. Worst-case-methods address this issue by aiming to compensate for every adverse scenario. Naturally, this results in larger irradiated volumes. Hence, the method is well suited for particle beams whose better physical properties compensate for this overdosage.

A third probabilistic concept optimizes the dose in the moving coordinate system of the patient, sometimes referred to as optimisation in tissue-eye-view. It is suited for random uncertainties in many-fraction treatments as well as for periodic movements during irradiation, and computes the dose as accumulated by each moving and deforming tissue element. In contrast to the above, the averages are taken over all geometry scenarios of a single patient, not a population.

Most probabilistic dose optimization approaches are specialized for certain applications. They all have in common that they offer a better balance between robustness of target coverage and organ sparing, that their potential depends on the integration with patient imaging and plan adaptation, and that they make it impossible to assess plan quality by customary ICRU-dose-volume criteria.

# Tracking, gating, respiration libre, quelle est la meilleure technique pour un traitement stéréotaxique pulmonaire?

## Comparaison dosimétrique

Molinier Jessica <sup>1</sup>, Boisselier Pierre <sup>1</sup>, Aillères Norbert <sup>1</sup>, Siméon Sébastien <sup>1</sup>, Bedos Ludovic <sup>1</sup>, Azria David <sup>1</sup>, Fenoglietto Pascal <sup>1</sup>

1 : CRLC Val d'Aurelle-Paul Lamarque  
CRLCC Val d'Aurelle - Paul Lamarque  
34298 Montpellier  
<http://www.valdaurelle.fr/>

**Objectifs:** Le tracking, le gating et la respiration libre sont 3 systèmes utilisés dans le cadre de traitement stéréotaxique pulmonaire. Le but de cette étude est de comparer les paramètres dosimétriques de ces 3 méthodes d'irradiation lors d'une radiothérapie stéréotaxique pulmonaire. **Méthodes:** Une étude rétrospective a été menée sur 10 patients. Pour chaque patient, 4 scanners 4D ont été réalisés et divisés en 10 phases du cycle respiratoire telles que les phases 0% et 50% définissent respectivement le maximum de l'inspiration et l'expiration. Le GTVph, le PTVph (= GTVph+3mm) et le poumon homolatéral sain ont été contourés sur chaque phase du cycle. La dose prescrite est de 60Gy en 4 séances.

Pour le tracking, 10 plans de traitement, correspondant aux 10 phases, ont été créés à partir de 9 champs statiques puis sommés. Tous les plans ont été normalisés tels que 99% de la dose couvre 99% du PTVph et ont respecté les contraintes de l'étude ROSEL.

Le gating a été analysé lors de 3 phases expiratoires (phases 40, 50 et 60%).

Pour la respiration libre, un ITVFB a été créé à partir de la somme des GTVph et le PTVFB a été généré (=ITVFB +3mm). Le PTVFB a ensuite été reporté sur chaque phase et la distribution de dose a été calculée. La normalisation et les contraintes de doses sont identiques à celles utilisées pour le tracking. Enfin, les 10 plans ont été sommés.

Les 3 modalités ont été évaluées à partir des HDV de chaque GTVph, de l'indice d'homogénéité ( $IH=(D_{max}-D_{min})/D_{moy}$ ) et des doses reçues par le poumon sain ( $D_{moy}$  et  $V_{20Gy}$ ).

**Résultats:** En dépit de  $D_{max}$  similaires, l'irradiation en respiration libre améliore la couverture du gtv en augmentant  $D_{min}$  et  $D_{moy}$ . La couverture du volume cible est légèrement plus homogène avec cette technique aussi. En revanche, le poumon sain est mieux protégé avec le tracking même si les contraintes de doses sont respectées dans tous les cas ( $V_{20Gy}$ ).

**Conclusion:** Les 3 systèmes fournissent des plans de traitement avec des couvertures de volume cible acceptables et une bonne protection pulmonaire. Une irradiation en respiration libre augmente les doses au GTV tandis qu'une irradiation avec systèmes tracking et gating épargne d'avantage le poumon sain mais complexifie aussi le traitement.

# Prise en charge de tumeurs mobiles en radiothérapie sans l'utilisation d'un TDM 4D

Viry Anais<sup>1</sup>, Darréon Julien<sup>1\*</sup>

1 : Institut Paoli Calmettes

Fédération nationale des Centres de lutte contre le Cancer (FNCLCC)

232, boulevard Ste Marguerite 13009 Marseille

<http://www.institutpaolicalmettes.fr/>

\* : Auteur correspondant

**Introduction :** Le traitement de tumeurs pulmonaires nécessite de connaître précisément leurs localisations et l'amplitude de mouvement lors du cycle respiratoire du patient. Sans l'utilisation d'un TDM 4D associé à un système de suivi du cycle respiratoire lors de la simulation virtuelle, il est nécessaire d'ajouter des marges supplémentaires au CTV afin de prendre en compte l'intégralité du mouvement de la tumeur dû à la respiration (création d'un ITV). Le risque majeur est de ne pas traiter la cible si la respiration du patient est incontrôlée, surtout lors de l'utilisation d'une technique de radiothérapie à fort gradient et à escalade de dose. Ainsi, il est nécessaire de déterminer une séquence d'acquisition TDM supplémentaire et localisée sur la tumeur lors de la simulation de ce type de traitement. Cette séquence devra permettre la détermination avec précision de l'amplitude des mouvements de la tumeur dans chaque direction afin de délimiter un ITV.

**Méthodes :** Le fantôme CIRS Dynamic Thorax 008A a permis de programmer un cycle respiratoire linéaire sur 4s d'amplitude 4 cm dans la direction longitudinale. Un scanner GE OPTIMA 580RT a été utilisé pour acquérir les images. Plusieurs séquences axiales et hélicoïdales (120 kV et 250 mA) ont été testées afin d'étudier l'influence du temps de rotation (séquences axiales : 0,5, 1, 2, et 4s) et de la largeur de collimation (séquences axiales : 2x0,625 mm, 8x1,25 mm, 16x0,625 mm, 4x3,75 mm, séquences hélicoïdales 16x0,625 mm et 16x1,25 mm). L'amplitude des mouvements a été mesurée sur chaque séquence et sur une reconstruction MIP de 3 et 5 mm, puis comparée aux cycles respiratoires programmés sur le fantôme.

**Résultats :** Une séquence d'acquisition axiale à 120 kV, 250 mA, de largeur de collimation de 2x0,625 mm et de temps de rotation 0,5s a été retenue. L'amplitude des mouvements mesurée sur la séquence dans la direction longitudinale est en moyenne de 48,1 mm et d'écartype 0,86 mm. Sur une reconstruction MIP de 3mm, l'amplitude des mouvements est de 51mm et de 55,2 mm sur une reconstruction MIP de 5mm.

**Conclusion :** La séance de simulation d'un patient atteint d'une tumeur pulmonaire sera constituée d'une acquisition hélicoïdale pour le calcul dosimétrique suivi d'une acquisition axiale centrée sur la tumeur de largeur de collimation 2x0,625 mm et de temps de rotation 0,5 s. Une reconstruction MIP de 3 mm sera ensuite fusionnée avec l'acquisition initiale de dosimétrie afin de délimiter les contours de l'ITV.

**Références :**

[1] M Ayadi and others, 'Optimisation Des Paramètres D'acquisition Scanographique Pour La Radiothérapie Des Tumeurs Mobiles', *Cancer/Radiothérapie*, 15 (2011), 115-122

[2] Kwanmouvements respiratoires, ITV, MIPgyoul Park and others, 'Do Maximum Intensity Projection Images Truly Capture Tumor Motion?', *International Journal of Radiation Oncology ? Biology ? Physics*, 73 (2015), 618-625

[3] Hong Ge and others, 'Quantification and Minimization of Uncertainties of Internal Target Volume for Stereotactic Body Radiation Therapy of Lung Cancer', *International Journal of Radiation Oncology ? Biology ? Physics*, 85 (2015), 438-443

**Mots Clés :** Mouvements respiratoire ; ITV ; MIP

# Evaluation de la précision de délivrance de dose des trois modes de tracking du Lung Optimized Treatment (LOT) du Cyberknife

Blot Valérie <sup>1\*</sup>, Ayadi-Zahra Myriam <sup>1\*</sup>, Malet Claude <sup>1</sup>, Coutand Pierre <sup>1</sup>

1 : Centre Léon Berard

CLB Centre Léon Bérard

\* : Auteur correspondant

## Introduction :

Le Lung Optimized Treatment (LOT) est une suite intégrée d'outils du Cyberknife offrant une solution clinique sans implant de fiduciaires pour le traitement de lésions pulmonaires. Il comporte 3 modes distincts de suivi de la tumeur. Le XSight Lung Tracking (2 vues) permet le suivi en temps réel de la tumeur à l'aide des 2 imageurs kV. Le 1-View Tracking (1 vue) permet le suivi du mouvement dans un seul des deux plans des imageurs, une extension de l'ITV (Internal Target Volume) est donc appliquée dans la direction perpendiculaire à ce plan. Ces deux modes fonctionnent avec une synchronisation du mouvement externe de la respiration. Le XSight Spine Tracking (0 vue) utilise uniquement le repérage osseux vertébral pour traiter la tumeur, non visible sur l'imagerie. L'objectif de cette étude consiste à évaluer la précision de délivrance des modes de traitement du LOT.

## Matériel et Méthode :

Un plan expérimental original a été spécialement conçu pour cette étude. Une plateforme dynamique programmable, MotionSim, sur laquelle repose un fantôme rigide de type thorax, comportant un insert "tumeur" et supportant des films Gafchromic, a été utilisée. Une potence sur laquelle sont fixées plusieurs vertèbres animales autorise le recalage osseux rigide, nécessaire avant tout mode de tracking.

Les mouvements de la plateforme ont été programmés de forme  $\cos^4$  et en phase, avec des amplitudes, thoracique externe et tumorale, de 1 cm et de 0,5, 1 et 2 cm (sens supéro inférieur) respectivement.

Les images du dispositif ont été acquises à l'aide du scanner 4D (Brilliance Big Bore). Dix phases ont été rétrospectivement reconstruites et exportées vers la console de planification Multiplan.

Pour chaque mode de tracking, les plans de traitement ont été créés sur le logiciel Multiplan 4.6 (Accuray). L'optimisation des plans a été effectuée à l'aide de l'algorithme Ray-Tracing (RT) et un calcul final à l'aide de l'algorithme Monte Carlo (MC). 4 Gy ont été prescrits sur l'isodose 80% (RT) pour atteindre une couverture du PTV d'au moins 95%.

Pour le 0 vue, l'impact de la taille des collimateurs choisis et de l'amplitude du mouvement tumorale sur la délivrance de dose a été étudié.

Afin d'évaluer la précision de délivrance des différents plans, des films EBT3 ont été placés dans le fantôme. Les films ont été scannés avec un scanner Epson Perfection V700. Les cartes de dose 2D mesurées et calculées ont été analysées par index gamma local (2%/2mm, seuil de 50%) selon les recommandations de l'AAPM, avec le logiciel Mapcheck.

## Résultats :

Concernant l'évaluation de la précision de délivrance de dose en 2 vues, comparativement à celle en mode statique, des résultats préliminaires montrent un taux de passage égal à 97,0% pour le plan statique et 93,7% pour la plan dynamique. Ces résultats ont été obtenus avec une balistique ayant 2 collimateurs fixes de 10 et 15 mm.

## Conclusion :

Ce dispositif expérimental original nous permet de vérifier, en 2D et de manière précise, la délivrance de dose des traitements LOT pour différentes amplitudes et périodes de mouvement tumoral. L'évaluation des incertitudes inhérentes au LOT conduira également à la définition des marges spécifiques à ce type de traitement.

# Evaluation des mouvements intrafractions grâce à une imagerie ultrasonore transpérinéale : conséquences dosimétriques pour le cancer de la prostate

Guillet Laurent <sup>1</sup>, Fargier-Voiron Marie <sup>2</sup>, Sarrut David <sup>2</sup>, Biston Marie-Claude <sup>1\*</sup>

1 : Centre Léon Bérard

*CRLCC Léon Bérard*

28, rue Laennec 69373 LYON Cedex 08

2 : Centre de recherche en applications et traitement de l'image pour la santé (CREATIS)

*CNRS : UMR5220 Institut National des Sciences Appliquées [INSA] Université Claude Bernard - Lyon I (UCBL) Inserm :*

*U1044 Hospices Civils de Lyon*

7 avenue Jean Capelle, Bat Blaise Pascal, 69621 Villeurbanne Cedex

<http://www.creatis.insa-lyon.fr/>

\* : Auteur correspondant

**Introduction :** L'émergence des protocoles d'hypofractionnement à visée curative comportant un risque accru de toxicité, nécessite d'augmenter la précision dans la délivrance de la dose. Toutefois, l'allongement de la durée de la séance peut engendrer des incertitudes plus importantes sur la localisation du volume cible. L'objectif de cette étude a été d'évaluer les mouvements intrafraction des volumes cibles pour des patients atteints de cancer de la prostate, grâce à une sonde ultrasonore transpérinéale (US-TP). L'impact dosimétrique de ces mouvements a été étudié sur les patients non opérés.

**Méthodes :** Les mouvements intrafractions de 10 patients non-opérés (groupe A, 330 sessions) et 14 patients traités après une prostatectomie (groupe B, 422 sessions) ont été enregistrés grâce à une nouvelle modalité d'imagerie US-TP (Clarity®, Elekta). Des plans de traitement en VMAT ont ensuite été simulés sur les patients du groupe A à partir de 2 protocoles : 80Gy (2Gy/session) et 36,25Gy (7,25Gy/session) avec une marge de 5mm autour du CTV pour générer le PTV[1]. Les mouvements ont été analysés sur la base des temps d'irradiation mesurés pour chaque protocole. Leur impact dosimétrique a été déterminé pour chaque patient et chaque protocole en appliquant à l'image scanner un déplacement égal à la moyenne des déplacements observés sur toutes les séances pour le protocole à 80Gy et sur les 5 sessions les plus affectées par les mouvements pour le protocole à 36,25Gy.

**Résultats :** Les mouvements intrafractions ont été mesurés sur des temps d'irradiation de 140 et 290s pour des doses de 2Gy et 7,25Gy par fraction, respectivement, auxquels ont été ajoutés 120s d'installation du patient. Des mouvements plus importants ont été observés pour le groupe A par rapport au groupe B, avec des fréquences et amplitudes très variables selon le patient. Ainsi pour le groupe A, les déplacements les plus importants ont été observés dans la direction antéropostérieure, avec 18% des séances impactées par des mouvements supérieurs à 3mm pour les sessions de 2Gy, et 31% pour les sessions de 7,25Gy. Les mouvements intrafractions ont entraîné une diminution de la couverture du PTV par l'isodose 95% et de la dose moyenne à la paroi rectale, ainsi qu'une augmentation de la dose moyenne à la paroi vésicale (Tableau 1). La variabilité inter-patient est plus importante pour le protocole à 36,25Gy.

**Conclusion :** L'impact dosimétrique des mouvements intrafractions est d'autant plus important que la durée de la séance est longue. La mise en place de protocoles hypofractionnés nécessite donc des stratégies de traitement basées sur un suivi du volume cible en temps réel.

**Référence :** [1] King, C. R. et al. Radiotherapy and Oncology, 109(2), 217-221.

# Suivi dynamique de la tumeur par l'accélérateur dédié SBRT VERO (Brainlab) : Mise en place et contrôle qualité

Mazurier Jocelyne <sup>1,2\*</sup>, Mathy Nicolas\*, Ducassou Marianne\*, Marre Delphine, Navarro Pauline, Zarate Daniel, Dudouet Philippe, Franck Denis, Gallocher Olivier, Jimenez Gaëlle,  
Latorzeff Igor

1 : Groupe Oncorad-Garonne, Service de radiothérapie - Clinique Pasteur, 31000 Toulouse, France

*CLINIQUE PASTEUR*

2 : Groupe Oncorad-Garonne, Service de radiothérapie - Clinique Pasteur, 31000 Toulouse, France

*CLINIQUE PASTEUR*

1 rue de la petite vitesse 31100 TOULOUSE

\* : Auteur correspondant

## Introduction

Ce travail présente la mise en place et le contrôle qualité de la technique de suivi dynamique de la tumeur (appelé « Dynamic Tracking» DT) disponible sur l'accélérateur dédié SBRT VERO.

## Matériels et méthodes

Le VERO est un accélérateur de 6MV avec MLC embarqué sur un anneau mobile. La tête d'irradiation, installée sur un robot pivotant, permet au MLC 2 degrés de liberté (latéral, longitudinal) afin de suivre les mouvements de la tumeur (DT). Des systèmes d'imagerie (1 EPID, 2 kV, 2 CBCT) associés au système de repositionnement IR Exactrac et à la table robotisée 6D permettent de connaître précisément la position de la tumeur.

Un fiduciaire de 1 cm en or (Visicoil, IBA) est préalablement implanté dans la cible. Dans une 1ère étape pré-traitement, des images kV sont acquises en même temps que le signal de la respiration provenant de billes réfléchissantes posées sur l'abdomen du patient. Un modèle mathématique permet de corréliser le signal externe de respiration et le signal interne du marqueur, détecté automatiquement dans la séquence kV. Dans un 2nd temps, pendant le traitement, la compensation du mouvement de la tumeur est réalisée par le MLC robotisé, piloté par le signal externe de respiration et le modèle de corrélation. L'isocentre du fiduciaire, détecté automatiquement, est comparé en temps réel à la position « prédite » par le modèle. La différence de la position réelle et prédite est constamment évaluée et permet d'arrêter automatiquement l'irradiation lorsque l'écart est supérieur à un seuil (3 mm dans notre cas).

Les plans de traitement ont été calculés avec l'algorithme Monte Carlo du TPS IPLAN 4.5 (Brainlab) sur la phase d'expiration du scanner 4D.

Afin d'évaluer la précision globale de cette technique, 2 plateformes mobiles ont été utilisées: le fantôme mobile Brainlab composé d'un cube en plexiglas contenant une sphère métallique et un fiduciaire ainsi que la plateforme mobile Quasar associée au fantôme hétérogène CIRS Thorax 002LFC. Les mesures ont été réalisées avec la chambre d'ionisation PTW 0.125cc et des films EBT3 calibrés en dose absolue et analysés avec le logiciel DoselabPRO (SunNuclear).

A l'aide du fantôme Brainlab, nous avons vérifié la précision et l'exactitude de l'irradiation avec DT pour un champ 2x2cm<sup>2</sup>. Le fantôme CIRS mobile a permis de réaliser des tests « end-to-end » pour plusieurs plans de patients. L'accord entre les distributions de dose mesurées et calculées a été évalué à l'aide du gamma index.

## Résultats

L'exactitude et la précision sont

## Conclusion

Le Dynamic Tracking est une méthode fiable permettant de traiter les tumeurs ayant un mouvement de plus de 7mm. A ce jour, depuis août 2014, plus de 25 patients (poumons et foie) ont été traités avec cette technique.

# Protons: Feasibility and economic model

Hoogeman Misha<sup>1</sup>

1 : Department of Radiation Oncology, Erasmus MC-Daniel den Hoed Cancer Center  
Rotterdam

Title: Protons: Feasibility and economic model

Authors:

M. Hoogeman (1), S. van de Water (1), S. van der Voort (1,2), I. van Dam (1), Z. Perko (2), S. Breedveld (1), D. Lathouwers (2), B. Heijmen (1)

1 Erasmus MC Cancer Institute, Department of Radiation Oncology, Rotterdam, The Netherlands.

2 Delft University of Technology, Department of Radiation Science and Technology, Delft, The Netherlands.

The use of protons to irradiate tumors has some distinct advantages over conventionally used X-rays and has the potential to reduce treatment-related side effects and improve quality of life. However, proton therapy (PT) is associated with higher costs and should therefore be applied only to patients for whom a clinically significant benefit is to be expected. The purpose of this presentation is to discuss the economic model on which the guided introduction of PT in the Netherlands is based and its consequences on patient selection.

In the Netherlands, the ministry of Health has permitted four centers to treat in total 2200 patients yearly. These patients can be categorized in three groups, i.e. the standard indications, model-based indications, and potential indications [1]. The first group comprises patient groups for which sufficient scientific evidence is available that PT should be the preferred treatment modality (e.g. pediatric patients, base of skull tumors, ocular melanoma ...). The model-based group consists of patients for whom a clinically significant reduction of treatment-related side effects can be expected. The last group contains patients who may benefit from an escalated dose that cannot be achieved with X-rays.

In this presentation we will focus on the group of model-based indications, which is by far the largest. For this group, in-silico treatment plan comparisons will be mandatory to classify patients between proton and X-ray radiotherapy based on Normal Tissue Complication Probabilities (NTCP) [2]. Only patients with clinically relevant reductions in NTCP exceeding minimum pre-defined thresholds set by the National Platform Proton Therapy (LPPT) will qualify for PT. While this approach should guarantee effective use of PT, there are several concerns. The generation of a radiotherapy treatment plan is a complex procedure and the semi-automated optimization can take up to several days to complete. Moreover, its quality is highly dependent on the planner skills. For a fair comparison, the accuracy of the dose delivery under geometrical and proton range uncertainties should be taken into account, which is a non-trivial task for PT. In this presentation, the above mentioned concerns will be discussed and solutions will be provided.

References:

Health Council of the Netherlands. Proton radiotherapy. Horizon scanning report. The Hague, 2009. Langendijk JA et al. Selection of patients for radiotherapy with protons aiming at reduction of side effects: the model-based approach. *Radiother Oncol*;107(3):267-73.



# Une méthode différentielle pour le calcul de la dose dans les milieux hétérogènes en protonthérapie

Desplanques Maxime <sup>1</sup>, Phillips Justin <sup>2</sup>, Park Yangkyun <sup>2</sup>, Gueorguiev Gueorgui <sup>2</sup>, Magro Giuseppe <sup>3</sup>, Mairani Andrea <sup>3</sup>, Ciocca Mario <sup>3</sup>, Riboldi Marco <sup>1</sup>, Pella Andrea <sup>3</sup>, Baroni Guido <sup>1</sup>, Sharp Gregory <sup>2</sup>

1 : Department of Bioengineering [Politecnico Milano]  
Piazza Leonardo da Vinci 32-20133 Milano (Italia)  
<http://www.biomed.polimi.it/BioIntro/>

2 : Department of Medical Physics, Massachusetts General Hospital, Boston, MA, USA

3 : Centro Nazionale di Adroterapia Oncologica, Pavie, Italie  
[www.cnao.it](http://www.cnao.it)

**Introduction :** Ces dernières décennies, la protonthérapie et l'hadronthérapie ont joué un rôle de plus en plus important dans le domaine de la radiothérapie. Elles restent cependant des techniques souvent trop chères pour les départements de recherche qui peuvent difficilement se procurer un Système de Planification de Traitement (TPS) commercial. En règle générale, une collaboration avec un centre de protonthérapie est l'unique possibilité d'avoir accès à un TPS dédié aux protons, lorsque celui-ci n'est pas requis par l'usage clinique. Plastimatch propose un moteur de calcul de dose pour protons, open-source et multiplateforme, fournissant des distributions de dose précises par Pencil Beam (PB) dans des milieux hétérogènes.

**Méthode :** Cette étude présente la validation dosimétrique de deux améliorations récentes : dans un premier lieu l'algorithme de calcul de dose prend en compte de façon beaucoup plus précise les effets des hétérogénéités présentes dans le milieu, par une description différentielle du diffusé latéral. Cette approche modélise la diffusion latérale due au milieu par le biais de l'analyse des paramètres intrinsèques du milieu et de l'énergie des particules. Dans un second temps, deux nouvelles méthodes de superposition de la dose, en plus de la méthode de Hong [1], ont été implémentées : la Superposition en Géométrie Cartésienne (CGS) et la Superposition en Géométrie Divergente (DGS).

**Résultats :** Alors que la présence de zones d'air dans un fantôme d'eau peut conduire à des erreurs de l'ordre de 60% sur la FWHM du modèle gaussien de diffusion latérale à l'aide d'une approche homogène [1], notre algorithme différentiel a diminué cette erreur à 6% dans les mêmes conditions. Ces résultats ont été confrontés à des simulations Monte Carlo (FLUKA), considérées comme référence. De même, dans les hétérogénéités du type patient (eau et os cortical), une approche homogène conduit à des erreurs de 30% sur la FWHM. Dans les mêmes conditions, notre algorithme présente des erreurs de l'ordre de 2.5%. Notre algorithme prend également en compte la diffusion latérale du faisceau due à la taille de source ou à la présence d'un compensateur en énergie. Enfin, les deux nouvelles méthodes de superposition de dose se sont révélées d'une précision égale à celle de la méthode de Hong [1], la méthode CGS étant légèrement plus rapide. Dans le cas d'hétérogénéités dans la pénombre du faisceau, l'approche de Hong [1] et la méthode DGS peuvent conduire à des artefacts de surdosage, inexistant avec la méthode CGS.

**Conclusions :** Nous espérons que ce nouvel algorithme contribuera aux progrès et à la diffusion de la recherche dans le domaine de la protonthérapie et l'hadronthérapie en proposant un moteur de calcul de dose précis et gratuit pour protons, digne de confiance également lors de calcul de dose dans des cas réels de patients.

**Référence:**

[1] L. Hong et al., "A pencil beam algorithm for proton dose calculations," Phys. Med. Biol. 41, pp. 1305-1330, 1996.

# Comparaisons expérimentales des distributions de dose des ions 1H, 4He, 12C et 16O au HIT

Tessonnier Thomas <sup>1,2\*</sup>, Mairani Andrea <sup>3,4</sup>, Brons Stephan <sup>3</sup>, Haberer Thomas <sup>3</sup>, Debus Juergen <sup>2,3</sup>, Parodi Katia <sup>1,3</sup>

1 : Department of Medical Physics, Ludwig Maximilian University (LMU)

Munich

2 : Department of Radiation oncology, University Hospital Heidelberg

Heidelberg

3 : Heidelberg Ion Beam Therapy Center (HIT)

Heidelberg

4 : Centro Nazionale di Adroterapia Oncologica (CNAO)

Pavia

\* : Auteur correspondant

Titre: Comparaisons expérimentales des distributions de dose des ions 1H, 4He, 12C et 16O au HIT

Auteurs:

T. Tessonnier (1,4), A. Mairani (2,3), S. Brons (2), T. Haberer (2), J. Debus (1,2), K. Parodi (2,4)

1 University Hospital Heidelberg, Heidelberg, Germany

2 Heidelberg Ion Beam Therapy Center (HIT), Heidelberg, Germany

3 Centro Nazionale di Adroterapia Oncologica, Pavia, Italy

4 Department of Medical Physics, Ludwig Maximilian University, Munich, Germany

Introduction: Durant ces dernières années, la hadronthérapie a suscité un grand intérêt, notamment grâce aux bénéfices cliniques apportés par les propriétés physiques et radiobiologiques des particules chargées. Au HIT, quatre ions sont disponibles pour les irradiations avec un système actif de délivrance de la dose [1] : les ions 1H et 12C sont utilisés cliniquement tandis que les ions 16O et 4He sont disponibles pour la recherche uniquement.

Méthodes & Résultats:

Pour chaque ion et pour trois différentes énergies de la gamme thérapeutique (basse, moyenne et haute), des rendements de dose en profondeur ont été acquis avec la « colonne d'eau » PeakFinder (PTW). Pour chaque rendement, le système délivre un faisceau quasi-mono énergétique. Plusieurs paramètres sont reportés, tels que: le ratio entrée-pic, la largeur du pic de Bragg, le «distal fall-off», ou le ratio queue-pic.

Les profils de dose latéraux ont été étudiés pour ces mêmes énergies. Ils ont été réalisés dans une cuve à eau couplée à 24 chambres d'ionisations PinPoint (PTW). Pour chaque mesure, le système délivre un faisceau scanné verticalement. L'exploitation de ces profils permet d'obtenir pour chaque faisceau, les paramètres pour une modélisation des profils par une simple- ou une double- gaussienne et leurs évolutions en profondeur. Les premiers résultats obtenus expérimentalement pour les ions 4He et 16O sont présentés et comparés à ceux des ions utilisés en routine [2].

Les premières mesures et comparaisons de « spread-out Bragg peaks » pour les ions 1H, 4He, 12C et 16O sont analysées. Les rendements en profondeur et profils obtenus dans la cuve à eau sont présentés. Les ratios entrée-plateau, pénombres, «distal fall-off », ou encore la dose dues à la queue de fragmentation sont comparés pour chaque ions.

Conclusions: Nos résultats expérimentaux suggèrent les ions 4He comme un bon candidat pour une amélioration possible des traitements en hadronthérapie, notamment grâce à leurs propriétés physiques favorables tels que leur dispersion moins importante comparée aux protons ou encore le ratio queue-pic faible par rapport aux ions 12C ou 16O.

Références:

[1] Haberer T. et al., Magnetic scanning system for heavy ion therapy. Nucl Instr Methods Phys Res A.

[2] Schwaab J. et al., Experimental characterization of lateral profiles of scanned proton and carbon ion pencil beams for improved beam models in ion therapy treatment planning. Phys Med Biol.

Remerciements:

Ce travail est supporté par la DFG German Research Foundation (Project KFO214)

# Radio-embolisation

Dieudonné Arnaud <sup>1</sup>

1 : Département de Médecine Nucléaire, Hôpital de Beaujon, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris (APHP)  
*Hôpital Beaujon*  
100 Boulevard du Général Leclerc, Clichy

Radio-embolisation

# Rapport SFPM : Le rôle et les responsabilités du physicien médical dans la validation des traitements oncologiques en radiothérapie interne vectorisée

Farman Bardia <sup>1</sup>, Defez Didier <sup>2</sup>, Martineau Antoine, Vrigneaud Jean-Marc <sup>3</sup>

1 : Hopital la Timone (APHM)

*AP-HM*

2 : Service de Physique Médicale et Radioprotection CHU Lyon Sud (CHU Lyon Sud)

*CHU Lyon*

Centre hospitalier Lyon Sud Bat 3B ? 1er étage 165 Chemin du grand Revoyet 69495 Pierre Bénite

3 : Centre Georges-François Leclerc (CGFL)

*CRLCC Georges-François Leclerc*

1, rue du Pr Marion 21079 Dijon Cedex

<http://www.cgfl.fr/>

## Introduction :

La Radiothérapie Interne Vectorisée (RIV) a une place incontestable dans l'arsenal thérapeutique disponible pour le traitement de certains cancers. L'utilisation des sources non scellées à cet effet, fait intervenir les physiciens médicaux à plusieurs niveaux, impliquant leur responsabilité.

L'objectif de ce travail a été de proposer, dans le cadre de la radiothérapie interne vectorisée oncologique, les différentes étapes et pré-requis de la préparation et de la validation des traitements. Notre travail n'avait pas pour but de traiter la partie dosimétrique de ces traitements.

Rôle du physicien médical lors d'un traitement RIV :

Le rôle du physicien médical est majeur dans le contrôle du bon fonctionnement de l'activimètre. Il doit s'assurer que les contrôles périodiques et initiaux ont bien été réalisés et sont conformes aux recommandations de l'ANSM [1] et que les activimètres sont correctement utilisés. Dans le cas d'un traitement personnalisé, l'axe privilégié des nouveaux protocoles de RIV, il peut effectuer une dosimétrie en se basant sur les images du patient, sur une station dédiée à cet effet.

Le décret n°2007-389 du 21 mars 2007 [2], stipule que le titulaire de l'autorisation prend avec les professionnels concernés les dispositions nécessaires lors de l'utilisation thérapeutique des radioéléments en sources non scellées afin que la préparation de chaque traitement soit validée par un médecin nucléaire et un physicien médical.

L'étape de la validation d'un traitement RIV correspond donc pour un physicien médical à valider la mesure de l'activité à administrer, incluant le bon fonctionnement de l'activimètre, ainsi que le calcul de l'activité personnalisée, s'il y a lieu.

Déroulement de la validation :

Deux modes de validation peuvent se présenter dans l'organisation de la validation d'un traitement RIV par un physicien médical : le mode normal et le mode dégradé. Le mode normal correspond à la validation de la mesure avant l'administration du MRP. Si elle intervient après l'administration du MRP, il s'agit du mode dégradé. Le mode normal est le mode de fonctionnement que nous recommandons.

Les éléments à vérifier lors de la mesure de l'activité d'un MRP, la gestion des écarts relatifs entre l'activité à administrer et l'activité prescrite ainsi que la traçabilité de la validation d'un traitement de RIV, sont des points que nous avons souhaité développer dans notre rapport.

Conclusion :

Ce travail a permis de préciser les conditions d'application de la validation par le physicien médical d'un traitement RIV, conformément au décret n°2007-389 du 21 mars 2007 [2], en mettant en lumière les étapes qui engagent sa responsabilité.

Références :

[1] Décision du 25 novembre 2008 fixant les modalités du contrôle de qualité des installations de médecine nucléaire à visée diagnostique, Journal Officiel de la République Française n° 289 du 12 décembre 2008, page 18977, texte n° 46

[2] Décret n° 2007-389 du 21 mars 2007 relatif aux conditions techniques de fonctionnement applicables à l'activité de soins de traitement du cancer, Journal Officiel de la République Française n° 69 du 22 mars 2007, page 5299, texte n° 36

# Réalisation d'une référence nationale pour les microsphères de Y-90 SIR-Spheres utilisées en radiothérapie interne sélective

Lourenço Valérie <sup>1\*</sup>, Bobin Christophe <sup>1</sup>, Chisté Vanessa <sup>1</sup>, Thiam Cheick <sup>1</sup>, Lacour Didier <sup>1</sup>, Rigoulay Fabrice <sup>1</sup>, Ferreux Laurent <sup>1</sup>

1 : CEA, LIST, Laboratoire National Henri Becquerel

CEA-SACLAY

Bât. 602 PC111, 91191 Gif-sur-Yvette

\* : Auteur correspondant

**Introduction :** MetroMRT (Metrology for molecular radiotherapy), est un projet de recherche entre des laboratoires européens de métrologie dont l'objectif principal est d'améliorer la traçabilité des mesures dans le domaine de la radiothérapie interne vectorisée [1]. Dans ce projet, le LNE-LNHB s'est focalisé sur le raccordement des microsphères de résine SIR-Spheres marquées avec <sup>90</sup>Y (Sirtex, Sydney), utilisées en radiothérapie interne sélective (SIRT) notamment pour le traitement des tumeurs non opérables du foie [2]. Pour chaque radiopharmaceutique [3], les Laboratoires Nationaux de Métrologie ont pour but d'établir une traçabilité métrologique entre les références nationales et les utilisateurs tels les services de médecine nucléaire. L'intérêt de ce travail est aussi d'apporter une réponse aux besoins de traçabilité en imagerie quantitative (biodistribution après injection [4], dosimétrie personnelle [5]).

**Méthodes :** Les microsphères marquées avec <sup>90</sup>Y sont fournies par Sirtex dans des flacons spécifiques contenant une activité nominale de 3 GBq dans 5 mL de solution injectable. Une méthode de dissolution des microsphères a été développée [6] afin de réaliser des mesures primaires d'activité par scintillation liquide et émission Cherenkov, basées sur la méthode du Rapport des Coïncidences Triples à Doubles (RCTD). Pour les émetteurs bêta de haute énergie, le raccordement des utilisateurs repose sur des mesures de transfert par Chambres d'Ionisation (CI). Les coefficients d'étalonnage des CI du LNE-LNHB assurant la traçabilité métrologique ont été établis directement avec les flacons Sirtex. Dans le cas du <sup>90</sup>Y, la réponse d'une CI dépend du rayonnement Bremsstrahlung [7] émis le long du parcours des électrons dans le flacon et autour.

**Résultats :** Il a été nécessaire de dissoudre les microsphères afin d'optimiser l'échantillonnage de l'activité, fixée sur les microsphères, et d'assurer la traçabilité des comptages par la méthode RCTD. Le protocole de dissolution mis en place permet de dissoudre la totalité des microsphères dans le flacon Sirtex d'origine par ajout de réactifs successifs directement dans ce flacon. Cette procédure est reproductible. Les premiers coefficients d'étalonnage ont été obtenus avant et après dissolution des microsphères, dans les flacons Sirtex ou en ampoules de verre. Puisque la réponse des CI dépend du transport des électrons dans les différentes composantes du flacon et de la CI, une variabilité importante des résultats a été observée selon les configurations de mesure.

**Conclusions :** Des mesures primaires des SIR-Spheres par la méthode RCTD ont été réalisées avec succès, par scintillation liquide et par émission Cherenkov, après dissolution des microsphères en résine. Cette procédure de dissolution assure la traçabilité des mesures. Un bon accord a été obtenu entre les mesures par scintillation liquide et Cherenkov, deux modes distincts d'émission lumineuse. L'incertitude-type sur l'activité totale dans le flacon Sirtex à partir des mesures primaires est inférieure à 1,5 %. La variabilité des coefficients d'étalonnage obtenus, du fait de la géométrie des flacons Sirtex, peut conduire à une incertitude-type globale pour cet étalonnage direct comprise entre 5 et 10 %.

**Références :**

- [1] D'Arienzo et al. 2014. Eur. Phys. J. Web Conf. 77, 00022
- [2] Dezarn et al. 2011. Med. Phys. 38 (8), 4824
- [3] Zimmerman et al. 2007. Metrologia 44, S127
- [4] Bagni et al. 2012. Nucl. Med. Commun. 33 (2), 198
- [5] Pasciak et al. 2014. Front. Oncol. 4:38
- [6] Lourenço et al. 2015. Appl. Radiat. Isot. 97, 170
- [7] Coursey et al. 1993. Nucl. Med. Biol. 20 (5), 693

# Réduction des activités administrées en scintigraphie myocardique quantitative au Tl-201 avec une caméra à semi-conducteurs

Tylski Perrine <sup>1</sup>

1 : Hospices Civils de Lyon (HCL)

Aucune

<http://www.chu-lyon.fr/>

## Introduction :

La meilleure sensibilité des nouvelles gamma-caméras à semi-conducteurs permet de réduire les activités administrées au patient. Cette réduction est particulièrement intéressante pour la scintigraphie myocardique au Tl-201 qui présente une dosimétrie patient plutôt défavorable, de 21 mSv en moyenne avec les activités injectées dans le service sur un patient adulte standard. L'impact de la réduction de l'activité injectée sur la fiabilité des mesures quantitatives de la fonction et de la perfusion myocardique doit être évalué. Nous avons choisi de le faire au moyen de données patients acquises en mode liste.

## Méthodes :

Des acquisitions synchronisées en mode liste de 7 min ont été réalisées au repos et à l'effort sur 32 patients, avec une caméra GE D530. Les activités injectées sont de 111 MBq à l'effort et 37 MBq au repos. Pour simuler la réduction d'activité, des images correspondant aux 6, 5, 4 et 3 premières minutes de l'acquisition ont été reconstruites avec des paramètres identiques aux images de référence de 7 min. Six indices de volume et 7 indices de perfusion ont été mesurés avec le logiciel QGS/QPS sur les images. Les indices des images « simulées » de 6, 5, 4 et 3 min ont été comparés aux indices de l'image de référence de 7 minutes, en utilisant une approche Bland-Altman.

Pour déterminer le niveau de variabilité acceptable des indices, les valeurs de variabilité ont été comparées avec celles d'une étude de reproductibilité du même logiciel [1], pour la fraction d'éjection au repos (EF R) et à l'effort (EF S) et le défaut total de perfusion au repos (TPD R) et à l'effort (TPD S).

## Résultats :

Quand la durée de l'acquisition simulée diminue, la variabilité de tous les indices augmente (Figure 1A et B), et le biais des indices de perfusion augmente également (Figure 2B). Le biais des indices de volume ne montre pas de tendance générale (Figure 2A).

Pour la fraction d'éjection, les variabilités obtenues sont inférieures à celle de l'étude de reproductibilité, sauf pour la fraction d'éjection de repos calculée sur l'image de 3 min. Pour le TPD, les valeurs obtenues sont supérieures à celle de l'étude de reproductibilité, sauf pour le TPD à l'effort (S) de l'image de 6 min.

## Conclusions :

Les indices de perfusion sont plus sensibles à la réduction de la durée d'acquisition simulée que les indices de volume.

Nous avons convenu avec l'équipe soignante que les images sur 5 min offraient le meilleur compromis entre confiance dans les indices et réduction de l'activité injectée.

En gardant la durée de l'acquisition initiale, cela revient à injecter une activité réduite d'environ 30% au patient.

[1] Xu Y, Hayes S, Ali I, Ruddy TD, Wells RG, Berman DS, Germano G, Slomka PJ. Automatic and visual reproducibility of perfusion and function measures for myocardial perfusion SPECT. J Nucl Cardiol. 2010 Dec;17(6):1050-7.

# Evaluation d'un protocole en double isotope $^{99m}\text{Tc}$ -sestamibi / $^{201}\text{Tl}$ pour l'étude de la perfusion myocardique sur une caméra à semi-conducteurs

Imbert Laetitia <sup>1,2,3</sup>, Roch Véronique <sup>3,4</sup>, Djaballah Wassila <sup>3</sup>, Karcher Gilles <sup>1,3</sup>, Marie Pierre-Yves <sup>3,4,5</sup>

- 1 : Centre de Recherche en Automatique de Nancy (CRAN)  
*Université de Lorraine* CNRS : UMR7039  
Campus Sciences, BP 70239, 54506 VANDOEUVRE LES NANCY CEDEX  
<http://www.cran.univ-lorraine.fr>
- 2 : Institut de Cancérologie de Lorraine  
*Centre régional de lutte contre le cancer [CRLCC]*  
Département de Radiothérapie, Avenue de Bourgogne, 54500 Vandoeuvre-lès-Nancy
- 3 : Centre hospitalier de Nancy (CHU Nancy)  
*CHU Nancy*  
Rue du Morvan 54500 Vandoeuvre-lès-Nancy
- 4 : GIE-Nancyclotep  
*SAS Genclis*  
54500 Nancy
- 5 : INSERM, U1116  
*Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale - INSERM*  
54000 nancy

L'objectif de ce travail était de déterminer si la définition des zones d'ischémie myocardique obtenue par soustraction d'images de TSM de stress et de repos, enregistrées simultanément dans un protocole «double isotope» ( $^{99m}\text{Tc}$ -Sestamibi stress/ $^{201}\text{Tl}$  repos) sur une caméra à semi-conducteurs CZT, est équivalente à la définition obtenue avec des enregistrements conventionnels séparés en «simple-isotope» ( $^{99m}\text{Tc}$ -Sestamibi stress suivi de  $^{99m}\text{Tc}$ -Sestamibi repos).

**Matériels et méthodes** Les territoires ischémiés ont été identifiés par soustraction des acquisitions de repos et de stress à l'échelle du voxel ainsi qu'à l'échelle de segments myocardiques sur une division du ventricule gauche en 17 segments. Nous avons comparé les définitions des territoires ischémiés obtenues par les méthodes double- et simple-isotope : 1) sur un fantôme de ventricule gauche avec simulation d'un défaut de perfusion et 2) chez 15 patients ayant eu les enregistrements en simple et double isotopes susmentionnés dans une étude clinique prospective. Les activités ont été exprimées de manière conventionnelle en % du voxel d'activité maximale.

**Résultats** Au total, 21 segments étaient identifiés comme étant certainement ischémiés par une analyse visuelle conventionnelle des TSM de référence simple-isotope des 15 patients. Ces zones d'ischémie n'ont pas pu être visualisées avec la méthode de soustraction voxel à voxel sur les enregistrements double isotope, alors que cette visualisation était possible sur la zone d'ischémie simulée du fantôme. A l'échelle segmentaire, par contre, les segments ischémiés étaient correctement identifiés avec les enregistrements double isotope, l'activité étant nettement plus élevée en repos  $^{201}\text{Tl}$  qu'en stress  $^{99m}\text{Tc}$ -Sestamibi, non seulement sur le fantôme, mais aussi chez les patients ( $53\% \pm 13\%$  vs  $62\% \pm 11\%$ , pConclusion. La détermination des zones d'ischémie myocardique en méthode double-isotope sur une camera CZT utilisant une soustraction des acquisitions de stress et de repos, donne des résultats cohérents à l'échelle des segments myocardiques, mais pas à l'échelle beaucoup plus petite du voxel.

# Introduction au projet HLT09 EMRP "Metrology for Radiotherapy using Complex Radiation Fields"

Bordy Jean-Marc<sup>1,2</sup>, Andersen Clans, Ankerhold Ulrike, Dedieu Véronique, Delaunay Frank, De Pooter Jacco, Compell Jaroslav, Duane Simon, Kapsch Ralf-Peter, Kosunen Antti, Machula Gabor, Marinelli Marco, Palmans Hugo, Pimpinella Maria, Pinto Massimo, Verona Rinati Gianluca, Solk Jaroslav

1 : CEA LIST

*CEA/DRT/LIST*

2 : Laboratoire National Henri Becquerel (LNHB)

*CEA*

CEA LIST F-91191 Gif-sur-Yvette Cedex

<http://www.nucleide.org/>

Introduction : Nous présentons ici une courte revue des principaux résultats du projet de recherche MetrExtRT financé par le « European Metrology Research Program » (EMRP). Ce projet a débuté le 1er juin 2012 pour une durée de 36 mois. Il traite de la radiothérapie utilisant les rayons X de moyenne et haute énergie, les électrons de haute énergie, la curiethérapie électronique et les faisceaux d'ion carbonés et de protons scannés. Le consortium rassemble dix laboratoires nationaux de métrologie ainsi que deux laboratoires externes.

Résultats : Pour les rayons X de moyenne énergie, deux nouveaux dosimètres primaires ont été construits portant désormais à cinq le nombre de dosimètres primaires disponibles en Europe qui permettant la mesure de la dose absorbée dans l'eau en étant fondés sur différentes techniques (Chambre d'ionisation à extrapolation, calorimètres eau, graphite ou mixte). Une comparaison internationale pour les applications de radiothérapie pour ces énergies a été organisée. Pour les petits champs en radiothérapie à partir des rayons X de haute énergie, l'application du concept de produit dose surface (PDS) a conduit à construire un calorimètre graphite de grande surface et à tester les chambres d'ionisation à plaques parallèles en tant que dosimètre de transfert. On y associe un indice de qualité similaire au TPR<sub>20,10</sub>. La référence en termes de PDS a été établie pour des tailles de champs supérieures à 0.75 cm de diamètre. Pour les radiothérapies utilisant des hadrons, un nouveau calorimètre eau plus petit a été construit pour des mesures dans les faisceaux de protons de 190 MeV et des faisceaux de carbone de 430 MeV/u. Les caractéristiques telles que le défaut de chaleur de l'eau, la recombinaison des chambres d'ionisation, les corrections de fluence pour des matériaux plastiques, l'alanine et les films radio-chromiques ont été mesurés. Pour la curiethérapie électronique, les sources miniaturisées de rayons X de marque INTRABEAM et AXXENT ont été étudiées afin d'établir des références adaptées en termes de Dw fondées sur une chambre d'ionisation à extrapolation ainsi qu'une chaîne de traçabilité fondée sur l'utilisation de chambre d'ionisation. Les caractéristiques de dosimètres 1D, 2D et 3D ont été déterminées, incluant le détecteur fondé sur le diamant synthétique aujourd'hui disponible commercialement et le gel chimique permettant une mesure directe de la distribution de la dose en 3D entre 1 et 60 Gy avec une résolution spatiale de 1,5 mm. D'autres détecteurs comme les EPID et les films gafchromic EBT3 ont été testés de manière extensive. Les contrôles de qualité ont aussi été étudiés mettant en oeuvre par exemple un fantôme anatomique de torse féminin et deux fantômes semi anatomiques l'un pour la mastectomie l'autre pour les localisations « tête-cou ».



# Measuring absorbed dose to water in medium energy x-ray beams - traceability to the primary standards available in Europe and future dosimetry protocols

Pinto Massimo <sup>1</sup>, Pimpinella Maria <sup>1</sup>, Guerra Antonio Stefano <sup>1</sup>, Rapp Benjamin <sup>2</sup>, Denozière Marc <sup>2</sup>, Büermann Ludwig <sup>3</sup>, De Pooter Jacco <sup>4</sup>, De Prez Leon <sup>4</sup>, Machula Gabor <sup>5</sup>, Bordy Jean-Marc <sup>2</sup>

1 : Istituto Nazionale di Metrologia delle Radiazioni Ionizzanti (ENEA-INMRI)

<http://www.enea.it>

2 : Laboratoire National Henri Becquerel (LNHB)

CEA

CEA LIST F-91191 Gif-sur-Yvette Cedex

<http://www.nucleide.org/>

3 : Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB)

[www.ptb.de](http://www.ptb.de)

4 : VSL - Dutch Metrology Institute (VSL)

[www.vsl.nl](http://www.vsl.nl)

5 : Magyar Kereskedelmi Engedelyezési Hivatal (MKEH)

<http://mkeh.gov.hu/>

**Introduction:** While radiotherapy dosimetry is traceable to absorbed dose to water (D<sub>w</sub>) primary standards in high-energy photon, electron, proton, and ion beams, this is not the case for other radiotherapy modalities, including low- and medium-energy x-rays. Activities within workpackage 1 (WP1) of the EMRP HLT09 project «MetrExtRT» have been outlined to fill this gap for medium-energies with reference conditions as in the IAEA 398 protocol.

**Results:** Two new primary standards have been built and three existing primary standards available at National Metrology Institutes (NMI) have been advanced for the direct determination of D<sub>w</sub> in filtered medium-energy x-ray beams. These national standards are based on an extrapolation ionization chamber (MKEH, Hungary), a graphite calorimeter in a water phantom (ENEA-INMRI, Italy), and three water calorimeters (PTB, Germany; VSL, the Netherlands; LNE-LNHB, France), therefore advancing and enforcing the European metrological scenario for dosimetry directly traceable to D<sub>w</sub> standards.

A questionnaire was compiled at hospitals in the EU to assess their use of medium-energy x-ray qualities. Taking into account the results of this survey, the institutes have participated in the first EURAMET D<sub>w</sub> indirect-type comparison on medium energy x-rays (EURAMET.RI(I)-S13) in the CCRI radiation qualities in the range 100 kV-250 kV (Allisy-Roberts et al, Rapport BIPM, 2011). Three PTW TM30013 Farmer-type, water-proof ionization chambers were circulated among the participating NMIs between June 2014 and January 2015. Using 10 cm x 10 cm (or 10 cm circular) beams, the chambers were calibrated at a depth of 2 g cm<sup>-2</sup> in terms of absorbed dose to water against the new D<sub>w</sub> primary standards, and in terms of air kerma against the national primary standards. Additionally, the three calibrated Farmer chambers were used for measurements of D<sub>w</sub> at the depth of 5 g cm<sup>-2</sup>, for the estimation of the radiation quality beam specifier D<sub>w,5cm</sub>/D<sub>w,2cm</sub>. Its value was compared to the Half Value Layer, for the same beams, in relation to x-ray spectral parameters like mean energy or mass-energy absorption coefficients. This analysis (in progress) can indicate the potentially most suitable beam quality specifier.

**Conclusions:** Five D<sub>w</sub> primary standards for medium energy x-rays are now available in Europe, making dosimetry directly traceable to D<sub>w</sub> standards feasible.

This work is supported by the EMRP joint research project MetrExtRT.

# Exploring Integral Quantities for high-energy x-rays small fields

Delaunay Frank <sup>1\*</sup>, Pimpinella Maria <sup>2</sup>, Duane Simon <sup>3</sup>

1 : Laboratoire National Henri Becquerel (LNHB)

*CEA-LIST*

CEA, LIST, Laboratoire National Henri Becquerel, F-91191 Gif-sur-Yvette Cedex, France

2 : Istituto Nazionale di Metrologia delle Radiazioni Ionizzanti (ENEA-INMRI)

C R Casaccia, Via Anguillarese 301, 00123 Roma

3 : National Physical Laboratory (NPL)

Hampton Road, Teddington, Middlesex TW11 0LW

\* : Auteur correspondant

Title: Exploring Integral Quantities for high-energy x-rays small fields

Authors:

F. Delaunay (1), M. Pimpinella (2), S. Duane (3), J.M. Bordy (1), H. Bouchard (3), C. Caporali (2), V. De Coste (2), J. Daures (1), S. Dufreneix (1), J. Gouriou (1), A. S. Guerra (2), M. Le Roy (1), A. Ostrowsky (1), B. Rapp (1), I. Silvestre Patallo (3), L. Silvi (2), L. Sommier (1), D. Vermesse (1)

1 CEA, LIST, Laboratoire National Henri Becquerel, F-91191 Gif-sur-Yvette Cedex, France

2 Istituto Nazionale di Metrologia delle Radiazioni Ionizzanti, ENEA-INMRI, C R Casaccia, Via Anguillarese 301, 00123 Roma, Italy

3 National Physical Laboratory, Hampton Road, Teddington, Middlesex TW11 0LW, United Kingdom

Introduction: The aim of EMRP HLT09 MetrExtRT work package two is to address the lack of a metrological reference for very small radiation fields in radiotherapy. Two proposals are made to overcome this problem: the use of a new quantity for radiotherapy similar to the Dose Area Product (DAP) used in diagnostic radiology and the definition of a suitable quality index based on a DAP ratio similar to TPR<sub>20,10</sub>.

Methods: DAP<sub>20,10(S)</sub> and DAP<sub>w(S)</sub> have been calculated on different scoring regions (surface S) in water through Monte Carlo (MC) simulation of small photon beams. A new graphite calorimeter and a new reference dosimeter were built. The Pinnacle TPS has been commissioned for small fields. MC simulations were performed to determine DAP correction factors from air to water. Conversion of measured DAP ratio to output factors (OF) was investigated.

Results: ENEA-INMRI performed EGSnrc MC calculations of DAP<sub>20,10(S)</sub> and DAP<sub>w(S)</sub> for 6 and 10 MV beams with field diameters 1.25, 1.5 and 2.0 cm. For both energies DAP<sub>w</sub> and, to a lesser extent, DAP<sub>20,10</sub> increase with scoring region radius. LNE-LNHB built and commissioned a new graphite calorimeter with a core diameter of 3 cm as well as a plane parallel ionization chamber (SV) with the same collection surface. In a Saturne 43 6 MV beam collimated with conical collimators (beam diameters of 0.75, 1.0 and 2.0 cm in the reference plane), the graphite calorimeter and MC calculations were used to calibrate in terms of DAP<sub>w</sub> the SV ionization chamber. NPL MC calculations of Dose Response Function in air cavities showed a weak dependence of the air-to-water DAP correction factor on field size.

Conclusions:

Concerning DAP<sub>20,10</sub> as beam quality index, MC simulations highlighted the need for establishing a reference area over which the dose is to be integrated as well as reference measurement conditions.

The variation of the SV ionization chamber calibration coefficients in terms of DAP<sub>w</sub> was slightly more than 1 % between the 1.0 and 2.0 cm beam diameters and very small between 0.75 and 1.0 cm beam diameters showing a low variation of the DAP<sub>w</sub> calibration coefficient for small beam sizes. A formalism for converting DAP ratios to OF is shown to be promising for future applications but further investigation is necessary.

# Calorimetry, ionometry and solid state dosimetry in scanned light-ion beams

Thomas Russell <sup>1\*</sup>, De Pooter Jacco <sup>.2</sup>, Krauss Achim <sup>.3</sup>, Durny Norman <sup>.4</sup>, Rossomme Séverine <sup>.5</sup>, Kacperek Andrzej <sup>.6</sup>, Vondracek Vladimir <sup>.7</sup>, Petrie Lauren <sup>1.8</sup>, Lourenço Ana <sup>1.9</sup>, Lee Nigel <sup>1</sup>, Shipley David <sup>1</sup>, Palmans Hugo <sup>1.10\*</sup>

- 1 : National Physical Laboratory  
Teddington  
2 : VSL B.V.  
Delft  
3 : Physikalisch-Technische Bundesanstalt  
Braunschweig  
4 : Slovensky Metrologicky Ustav  
Bratislava  
5 : Université Catholique de Louvain  
Louvain-la-Neuve  
6 : Clatterbridge Cancer Centre  
Clatterbridge  
7 : Proton Therapy Centre  
Prague  
8 : University of Surrey  
Guildford  
9 : University College London  
London  
10 : EBG MedAustron GmbH  
Wiener Neustadt  
\* : Auteur correspondant

**Introduction:** Reference dosimetry of broad passively scattered light-ion beams using calorimeters and ionization chambers has been widely reported and well-established. For scanned beams, however, only very few reports on the application of calorimeters exist and current dosimetry protocols do not address some important aspects of ionization chamber based dosimetry, such as the need for reference dosimetry at the entrance, the effect of complex time dependent dose deposition patterns on calorimeter and ionization chamber response and the effect of high-instantaneous dose rates on charge recombination in ionization chambers. There is also little evidence that detectors used for relative dosimetry behave similarly in scanned beams as in passively scattered beams.

**Methods:** Work Package 3 (WP3) of the EMRP Joint Research Project MetrExtRT has investigated those aspects with the aim of improving knowledge and technology for scanned beam dosimetry. Coupled Monte Carlo (MC) and finite element simulations have been performed for time dependent heat transfer patterns in calorimeters and results have been compared with experimental data. The graphite to water dose conversion in pencil beams has been investigated by MC, analytically and experimentally. The chemical heat defect in water calorimeters has been studied by experiment and simulation of the reaction chemistry. The difference of ionization chamber fluence perturbations in scattered and scanned beams has been investigated by MC. Theoretical models for charge recombination in ionization chambers under time dependent and partial irradiation conditions have been compared with experiment. The proton energy dependence of alanine and radiochromic film has been determined experimentally and semi-empirical models proposed for use in clinical beams.

**Results:** The presentation will give a brief overview of the progress made in all these areas. Highlights are:

- good agreement between simulations and measurements of heat transfer in graphite calorimeters,
- development of a fast method to calculate heat transfer in water calorimeters
- good agreement between simulated and measured fluence corrections for graphite calorimeters, amounting up to 3% in a 180 MeV proton beam and a 290 MeV/n carbon ion beam,
- equally good agreement for plastic water substitutes,
- ionization chamber perturbation factors in scattered and scanned beams do not differ within simulation uncertainties,
- phenomenological models for the dependence of charge recombination on the beam pulse duration and partial irradiation conditions,
- semi-empirical models and tabulated data for the relative effectiveness of alanine and radiochromic film in clinical proton beams, exhibiting up to 50% under response for proton beam

energies below 10 MeV.

Conclusions: WP3 of MetrExtRT has realized substantial progress in the use of calorimeters, ionization chambers, alanine, radiochromic film and plastic phantoms for the dosimetry of clinical scanned light-ion beams.

# Characterisation of miniature X-ray tubes for electronic brachytherapy

Ulrike Ankerhold<sup>1</sup>

1 : Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB)  
[www.ptb.de](http://www.ptb.de)

Characterisation of miniature X-ray tubes for electronic brachytherapy

# Bénéfices dosimétriques d'une radiothérapie adaptative avec réduction des marges pour les cancers du col utérin

Getain Maud<sup>1</sup>, Gobeli Maxime<sup>1</sup>, Simon Antoine<sup>2</sup>, Dardelet Erwan<sup>3</sup>, Williaume Danièle<sup>1</sup>, Lafond Caroline<sup>1,2</sup>, Lahlou Erwan<sup>3</sup>, Leseur Julie<sup>1</sup>, De Crevoisier Renaud<sup>1,3</sup>

- 1 : Centre Eugène Marquis  
*CRLCC Eugène Marquis*  
Avenue Bataille Flandres-Dunkerque 35042 RENNES CEDEX  
<http://www.centre-eugene-marquis.fr/>
- 2 : Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image (LTSI)  
*Inserm : U1099 Université de Rennes 1*  
Campus Universitaire de Beaulieu - Bât 22 - 35042 Rennes  
<http://www.ltsi.univ-rennes1.fr>
- 3 : Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image (LTSI)  
*Inserm Université de Rennes 1*  
Campus Universitaire de Beaulieu - Bât 22 - 35042 Rennes  
<http://www.ltsi.univ-rennes1.fr>

## INTRODUCTION :

Dans la radiothérapie des cancers avancés du col utérin, la bascule du corps utérin, notamment liée au remplissage vésical d'une séance à l'autre, expose à un sous-dosage tumoral et à un surdosage des OAR. De ce fait, une radiothérapie adaptative (ART) basée sur une librairie de plans de traitement à volume vésical variable peut être envisagée. Le but de cette étude a été de quantifier le bénéfice dosimétrique d'une stratégie adaptative couplée à une réduction des marges du PTV.

## METHODE :

Huit patientes atteintes d'un cancer avancé du col utérin (IB2-IIIB) ont eu 3 scanners de planification correspondant à 3 volumes de vessie : vessie vide, mi-pleine et pleine. Le CTV-T incluait la tumeur, l'utérus, le vagin et les paramètres selon le stade de la maladie. Le CTV-N comprenait les ganglions lymphatiques pelviens. Afin de délivrer 45 Gy au PTV, 2 plans RCMi ont été générés sur chaque CT, avec 2 marges CTV-PTV différentes : marges standards (CTV + 1.5 cm en ant-post et lat, + 2cm en sup) ou marges réduites (CTV + 0,6 cm dans toutes les directions). Pour les ganglions, des marges de 7 mm ont été appliquées. Pour les 2 marges, deux scénarios de traitement ont été simulés pour chaque patiente. Le premier a été basé sur le plan du CT à vessie mi-pleine (traitement « standard » réalisé sans ART). Le second a été basé sur l'utilisation des 3 plans correspondant aux 3 taux de remplissage de la vessie, avec sélection à chaque séance du plan adapté (scénario adaptatif). Douze CBCT par patiente ont été acquis au cours des 5 semaines de traitement et les structures anatomiques y ont été délinéées manuellement. Le choix du plan idéal pour chaque séance a été établi sur un critère visuel : les 3 PTV ont été projetés sur les CBCT et le plan sélectionné a été celui dont le PTV enveloppait le mieux le volume du CTV. Pour les 2 scénarios (standard et ART), la dose cumulée aux OAR a été estimée par déformation de la matrice de dose. Cette déformation a été obtenue à partir de recalages non rigides des structures anatomiques des CBCT sur les CT (algorithme des démons appliqué aux délinéations).

## RESULTATS :

Le tableau présente, en fonction des scénarios de traitement, le pourcentage du volume des OAR recevant 45 Gy (V45 médian), évalué après cumul de dose pour les 8 patientes. Le V 99 % (V44,55 Gy) du CTV-T a été calculé à partir des CBCT, sans recalage déformable. L'utilisation de marges réduites sans RTA améliore l'épargne des OAR, notamment de 43 % sur la V45 Gy sur le rectum, mais dégrade la couverture du CTV T (de 99,5 % à 95 % sur la V44,55 Gy). La combinaison ART avec réduction des marges permet de réduire significativement la dose aux OAR (réduction moyenne de 42 % pour le rectum) tout en gardant une bonne couverture du CTV T (V 99 % > 97,9 %).

## CONCLUSION :

Ce travail a montré le bénéfice dosimétrique d'une approche de radiothérapie adaptative, basée sur une librairie de plans, avec réduction des marges dans les cancers du col utérin. Ce bénéfice dosimétrique devrait pouvoir se traduire en bénéfice clinique pour les patientes en diminuant le risque de complications urinaires et gastro-intestinales (étude de phase II multicentrique

débutante). L'évaluation des doses cumulées dans les OAR doit prendre en compte, en particulier, la précision de l'algorithme de recalage élastique.

# Optimisation et organisation en Radiothérapie: quels sont les vrais enjeux pour nos patients?

Crop Frederik <sup>1</sup>, Lacornerie Thomas <sup>2</sup>, Lartigau Eric <sup>3</sup>, Pasquier David <sup>3</sup>, Mirabel Xavier <sup>2</sup>, Rault Erwann <sup>1</sup>

1 : Service de Physique Médicale, Centre Oscar Lambret (COL)

*CRLCC Oscar Lambret*

3, Rue Frédéric Combemale

2 : Service de Physique Médicale, Center Oscar Lambret (COL)

*CRLCC Oscar Lambret*

3, rue Frédéric Combemale BP 307 - 59020 LILLE Cedex

<http://www.centreoscarlambret.fr/>

3 : Radiothérapie, Centre Oscar Lambret (COL)

*CRLCC Oscar Lambret*

3, Rue Frédéric Combemale

## Introduction

Pour être efficace, un traitement de radiothérapie doit être délivré rapidement après le diagnostic (délais) et dans un temps optimal (fractionnement, étalement). En pratique, il y a toujours des délais ayant pour résultat une perte de probabilité non-linéaire de contrôle tumoral (TCP), qui dépend de paramètres spécifiques de la tumeur. Ces délais sont fonction des ressources humaines et techniques mises en oeuvre, du nombre de patients adressés en radiothérapie qui varie au cours de l'année, ainsi que du case-mix.

Une organisation basée sur des principes industriels, Constant Work in Progress (ConWip), est actuellement en cours d'implémentation dans notre département de radiothérapie à l'aide d'un logiciel d'optimisation de flux de travail (RTFlow). Cette organisation est basée sur le « travail en cours » et non sur des rendez-vous. Pour le cas particulier de la stéréotaxie sur une machine dédiée, cette méthode a permis d'augmenter la capacité d'accueil de 30%.

Ici, nous investiguons une méthode de priorisation optimisée dans l'environnement ConWIP (qui permet de prioriser à chaque moment en associant des poids) et nous la comparons avec une organisation conventionnelle.

## Méthodes

Un modèle de simulation à événements discrets de notre département de radiothérapie a été programmé en Python (SimPy). La perte de TCP des patients est suivie par un modèle radiobiologique tenant compte du stade, du paramètre  $\alpha$  et du temps de doublement de la tumeur (Teff). Cette perte n'est pas linéaire dans le temps et est hétérogène entre indications. La priorisation proposée se base sur la perte de TCP pour la population avec le délai, basée sur des situations réelles. Le calcul final s'exprime dans la perte de TCP par patient et la moyenne sur les patients: certains peuvent gagner beaucoup, d'autres ne perdent que très peu.

L'influence des capacités de traitement et la variation du nombre de patients adressés en radiothérapie sont évaluées.

## Résultats

Dans une organisation conventionnelle FCFS (First Come, First Serve) avec une surcapacité de 5%, on observe une perte de 3% de TCP dans la population dès qu'il y a des variabilités dans l'affectation des patients en radiothérapie. Si cette règle d'avoir au moins 5% de surcapacité n'est pas respectée, les délais augmentent de façon exponentielle.

La priorisation doit combiner (a) l'indication, (b) le stade, (c) le temps d'entrée et (d) le temps depuis le scanner de dosimétrie. Pour une priorisation idéale, il faudrait connaître pour chaque patient plus de détails concernant le nombre de cellules tumorales ( $N_{0,i}$  soit la taille de la tumeur),  $\alpha$  et Teff. L'évaluation fiable de ces paramètres représente donc un enjeu clef.

Un gain d'au moins 2% de TCP peut être obtenu avec la priorisation dans un environnement ConWIP. 2% peut sembler faible mais certains sous-groupes gagnent beaucoup plus que d'autres. L'organisation ConWIP ne permet pas seulement la priorisation des patients avant le traitement, mais aussi une meilleure utilisation de la capacité de traitement ce qui se traduit par un gain au-delà de 2% de TCP (ou un besoin de capacité d'accueil plus faible).

## Conclusion



La surcapacité est la solution généralement retenue pour des délais courts en radiothérapie. La priorisation dans un environnement ConWIP pourrait résoudre une grande part des problèmes : le gain de TCP mais aussi indirectement une meilleure capacité d'accueil grâce à une gestion améliorée des variabilités et de la capacité d'accueil.

# Dosimetric Evaluation of Modulated ArcTherapy (DEMAT) : Audit inter-régional du contrôle qualité pré-traitement en RCMI statique et rotationnelle

Lafond Caroline <sup>1\*</sup>, Chiavassa Sophie <sup>2\*</sup>, Boussion Nicolas <sup>3</sup>, Chapel Nathalie <sup>4</sup>, Coste Frédéric <sup>5</sup>, Crespin Sylvain <sup>6</sup>, Dy Gilles <sup>7</sup>, Faye Papa Abdoulaye <sup>8</sup>, Chapron Lucie <sup>9</sup>, Leleu Cyril <sup>10</sup>, Madec Ludovic <sup>11</sup>, Mesgouez Jerome <sup>12</sup>, Palisson Jérémy <sup>13</sup>, Vela Anthony <sup>14</sup>, Delpon Grégory <sup>2\*</sup>

- 1 : Centre Eugène Marquis  
*CRLCC Eugène Marquis*  
Avenue Bataille Flandres-Dunkerque 35042 RENNES CEDEX  
<http://www.centre-eugene-marquis.fr/>
  - 2 : Institut de cancérologie de l'Ouest - Nantes (ICO Nantes)  
*CRLCC René Gauducheau*  
Nantes  
<http://www.centregauducheau.fr/>
  - 3 : Service de Radiothérapie [Brest] (CHRU - HM)  
*CHRU Brest*  
CHRU - Hôpital Morvan BREST
  - 4 : Clinique Pasteur, Brest  
*CLINIQUE PASTEUR*
  - 5 : Pôle Mutualiste, Saint-Nazaire  
*Pôle Mutualiste*
  - 6 : CHD Les Oudairies, La Roche sur Yon  
*CHD Les Oudairies*
  - 7 : Clinique Saint-Vincent, Saint-Grégoire  
*Clinique Saint Vincent*
  - 8 : Institut de Cancérologie de l'Ouest Centre René Gauducheau, Nantes  
*Institut de Cancérologie de l'Ouest Centre René Gauducheau*
  - 9 : Clinique Armoricaïne, Saint-Brieuc  
*Clinique Armoricaïne*
  - 10 : CH, Quimper  
*CH Quimper*
  - 11 : Centre de la Baie  
*Centre de la Baie*
  - 12 : ICO Paul Papin  
*Institut de Cancérologie de l'Ouest*
  - 13 : Centre Mallet-Proux, Laval  
*Centre Mallet-Proux*
  - 14 : Centre François Baclesse  
*CRLCC François Baclesse*
- \* : Auteur correspondant

## Introduction :

La radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité par faisceaux statiques (RCMI-F), et/ou par arcs (RCMI-A) est maintenant en service dans de nombreux centres de radiothérapie de l'inter-région. L'objectif de cet audit inter-régional est d'effectuer un contrôle indépendant dans chaque centre volontaire avec une méthodologie et un matériel identiques.

## Matériel et méthode :

Un jeu d'images, de contours et d'objectifs dosimétriques ont été fournis aux centres volontaires participant pour deux cas : prostate (76Gy en 38 séances) et ORL (66Gy et 56Gy en 33 séances). La cohérence calcul mesure a été vérifiée par des mesures ponctuelles (chambre d'ionisation) et planaires (film radiochromique EBT3) dans le fantôme homogène Octavius. Un plan coronal et deux plans, coronal et sagittal, ont été respectivement mesurés pour l'ORL et la prostate. Après numérisation des films, la conversion en dose a été réalisée à partir de la méthode des trois couleurs implémentée dans FilmQAPro. Une courbe d'étalonnage générique a été ajustée pour chaque énergie à partir de l'irradiation de deux films à 0Gy et à une dose connue autour de 2Gy. La cohérence calcul mesure a été évaluée avec le logiciel Verisoft à partir de la méthode du gamma index avec les critères de 3% en dose locale sans normalisation et de 3mm en distance en excluant les doses inférieures à 10%.

## Résultats :

13 institutions ont été volontaires pour participer à ce projet avec 29 plans produits (13 RCMI-F, 16 RCMI-A). Les plans calculés ont tous respecté les consignes demandées. Les écarts sur les

mesures ponctuelles ont varié entre -3,5% et +3% ( $-0,4\% \pm 1,7\%$ ). Les écarts présentaient la même dispersion sur les deux localisations étudiées. Pour les mesures planaires, la majorité des plans présentait un taux de pixels inférieurs à 1 supérieur à 95% et 90% respectivement en prostate et en ORL. En moyenne, les gammas moyens étaient inférieurs à 0,4 en prostate et inférieurs à 0,5 en ORL. Ces résultats étaient indépendants de la technique implémentée RCMI-F ou RCMI-A.

Conclusion :

L'étude a démontré la faisabilité d'un contrôle de qualité indépendant par des pairs aussi bien en RCMI-F qu'en RCMI-A. De même, cette étude a validé la méthodologie basée sur l'utilisation de films radiochromiques sans normalisation. Les résultats ont montré que la cohérence calcul mesure était satisfaisante pour l'ensemble des centres visités.

# Développement d'audits dosimétriques externes pour les technologies avancées : un projet de recherche de l'IAEA

Tomsej Milan<sup>1</sup>, Followill David, Georg Dietmar, Izewska Joanna, Kry Stephen, Tenhunen Mikko, Thwaites David

1 : CHU de Charleroi André Vésale

## I. Introduction

L'audit externe est un élément crucial dans les programmes d'assurance de qualité (QA) pour la dosimétrie clinique en radiothérapie. Le projet de recherche proposé étend le cadre des audits nationaux basés sur les TLDs, comme les techniques conformationnelles tridimensionnelles complexes ainsi que les technologies avancées, incluant la modulation d'intensité (IMRT, VMAT). Son importance est grandissante, avec une demande accrue et un besoin de tels audits, étant donné la complexité des techniques et l'évolution des équipements. Les techniques telles que l'IMRT et le VMAT requièrent une dosimétrie très complexe, un programme important de QA et des vérifications.

## II. Matériel et méthodes

Les étapes d'audits de qualité proposés sont basées sur 4 étapes. Ainsi, il conviendra de vérifier si les centres de radiothérapie peuvent :

Calculer correctement la dose absorbée dans le cadre de faisceaux de petite taille, Evaluer la performance du MLC utilisé pour l'IMRT/VMAT, Calculer les distributions de dose absorbées pour un faisceau clinique modulé en intensité, Délivrer un traitement IMRT qui inclut l'imagerie, la planification de traitement, le positionnement d'un fantôme et la délivrance d'un traitement modulé en intensité.

Les facteurs ouverture collimateur pour différents faisceaux de petite taille seront utilisés en comparant les valeurs calculées par le TPS avec celles publiées. Ces facteurs sont nécessaires pour identifier et corriger des déviations potentielles de calculs de doses absorbées pour des petits segments utilisés en IMRT. La performance du MLC sera vérifiée en utilisant un modèle « picket fence » en irradiant un film radiochromique. Un fantôme spécifique a été conçu et construit pour tel audit. La distribution de dose 2D calculée par un faisceau modulé en intensité avec bras statique (0°) utilisé par le centre sera vérifié. Un film radiochromique sera utilisé pour réaliser cet audit dosimétrique. Un fantôme spécifique et un logiciel d'évaluation ont été conçus pour cet exercice. Un traitement « end-to-end » IMRT clinique incluant l'imagerie, la planification de traitement, le positionnement d'un fantôme, et la délivrance seront réalisés en utilisant des TLDs et des films radiochromiques. Un fantôme a été construit à cet effet, contenant des volumes d'intérêt représentant des organes à risque et volumes cibles, sur lequel un traitement sera planifié en suivant des recommandations fixées.

## III. Résultats et conclusions

Une étude pilote a été effectuée au sein du comité scientifique participant au développement de cet audit pour chacune des 4 étapes pour évaluer la qualité des procédures, discuter les rapports de résultats et pour évaluer la faisabilité de tel projet.

L'audit dosimétrique externe complet pour les technologies avancées est prêt et sera proposé à la communauté de radiothérapie internationale. Le contenu, la méthodologie, et les premiers résultats seront discutés dans cette présentation.

# Etude et validation d'un modèle déterministe pour le transport de particules énergétiques : application en radiothérapie externe.

Caron Jérôme <sup>1,2</sup>, Birindelli Gabriele <sup>2</sup>, Dubroca Bruno <sup>2</sup>, Feugeas Jean-Luc <sup>2</sup>, D'humieres Emmanuel <sup>2</sup>, Kantor Guy <sup>1</sup>, Merzeau Laurent <sup>2</sup>, Nicolai Philippe <sup>2</sup>, Page Jonathan <sup>2</sup>, Pichard Teddy <sup>2</sup>, Santos Joao <sup>2</sup>, Tikhonchuk Vladimir <sup>2</sup>

1 : Institut Bergonié

*Institut Bergonié - CRLCC Bordeaux*  
33076 Bordeaux Cedex  
<http://www.bergonie.org/>

2 : Centre d'Etudes Lasers Intenses et Applications (CELIA)

*Université Sciences et Technologies - Bordeaux ICNRS : UMR5107CEA*  
351 cours de la libération 33405 Talence  
<http://www.celia.u-bordeaux1.fr/>

Introduction : L'algorithme « M1 » basé sur la résolution des équations cinétiques de Fokker Planck a été développé au CELIA. Basé sur la prise de moments de cette équation de transport, sa résolution est basée sur des méthodes numériques de type déterministe (maillage en énergie et en espace) et repose sur une fermeture originale de type entropique (H-Théorème) [1, 2]. Le but de ce travail a consisté à valider cet algorithme de calcul de dépôt de dose absorbée selon des cas tests issus de la littérature [3]. Pour ce, des distributions de dose relatives de faisceaux d'électrons issues de M1 ont été comparées à celles issues d'un code Monte Carlo de référence, à des mesures expérimentales ainsi qu'à un code de type fast Monte Carlo commercial eMC (Varian).

Méthodes : Les distributions de dose absorbée de faisceaux d'électrons de 9 MeV ont été obtenues selon 3 modèles de calcul : eMC (Varian), MCNPX et M1 dans des fantômes numériques homogènes puis en présence d'hétérogénéités, équivalents os et poumons (CIRS de densité 1.8 et 0.3 g.cm<sup>-3</sup>), dans différentes configurations géométriques [3]. Nous avons considéré dans un fantôme d'eau :

- un insert parallélépipédique de densité osseuse et de section carrée de 1 cm de côté, centré sur l'axe du faisceau et placé entre 1 et 2 cm de profondeur,
- une plaque équivalent-poumon de 1 cm d'épaisseur, placée entre 1 et 2 cm de profondeur obturant la moitié du faisceau, (extrémité placée sur l'axe du faisceau),
- une plaque équivalent poumon de 1 cm d'épaisseur, placée sous 0.5 cm d'eau, sous laquelle sont alignés quatre inserts parallélépipédiques équivalents os de 1 cm d'épaisseur et de 2 cm de largeur.

Ces 3 configurations ont été reprises pour l'acquisition de mesures expérimentales où ces inserts équivalents tissus ont été soit immergés dans une cuve IBA Blue Phantom soit utilisés conjointement avec des plaques équivalent-eau (RW3). Des rendements et profils transverses ont été acquis par méthodes ionométriques (IBA CC13) ou par films Gafchromiques (EBT3).

Résultats : En milieu complètement homogène, eau et équivalent-os, M1 est capable de reproduire les PDDs issus de MCNPX à mieux qu'un mm dans les zones de fort gradient (maximum de 4% d'écart). Ces écarts sont également comparables à ceux établis par comparaison de M1 avec l'algorithme eMC ou avec les mesures expérimentales. Dans les cas tests avec inserts d'os et poumons, on distingue différents cas selon les configurations employées. Dans le cas d'un insert cubique osseux, M1 comme eMC ne traduisent pas correctement le défaut de dose en regard de l'hétérogénéité tel que décrit par Ding et al. [3] avec un écart M1/ mesure d'environ 10%. En revanche, les modifications de fluence électroniques sont très bien modélisées par M1 en regard de la plaque équivalent-poumon amenant à une oscillation de la dose déposée de part et d'autre de l'axe du faisceau comparable à celle calculée par eMC. Enfin, lors du dernier test, M1 est également capable de reproduire correctement les accroissements de dose entre les inserts de densité osseuse à 5% près comparées à celles mesurées ou calculées par eMC.

Conclusions : L'algorithme aux moments M1 est capable de reproduire les calculs de dose absorbée issus de codes commercialement disponibles de type fast Monte Carlo comme eMC ou full Monte Carlo (MCNPX) ou issus de mesures expérimentales, ce dans des fantômes homogènes et hétérogènes. Ce modèle rapide conserve donc la précision requise aux études cliniques.

Références :

- [1] B. Dubroca and J.-L. Feugeas, C. R. Acad. Sci. Paris, Ser. I, 329 (1999) 915-920
- [2] B. Dubroca, J.-L. Feugeas and M. Frank, Eu. J. Phys. D, 60, 301 (2010)
- [3] Ding, G. X., et al, Phys. Med. Biol. 51 (2006) 2781-2799

# Cyberknife® M6TM : évaluation de la dose «hors champ

»

Delaby Nolwenn, Bellec Julien <sup>1</sup>, Lesnard Jeanne <sup>1</sup>, Jouyaux Fanny <sup>1</sup>, Perdrieux Mickaël <sup>1</sup>,  
Blot Valérie <sup>1</sup>, Manens Jean-Pierre <sup>1,2</sup>, Lafond Caroline <sup>1</sup>

1 : Centre Eugène Marquis

*CRLCC Eugène Marquis*

Avenue Bataille Flandres-Dunkerque 35042 RENNES CEDEX

<http://www.centre-eugene-marquis.fr/>

2 : Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image (LTSI)

*Inserm : U1099 Université de Rennes 1*

Campus Universitaire de Beaulieu - Bât 22 - 35042 Rennes

<http://www.ltsi.univ-rennes1.fr>

## Introduction:

Les procédures de radiochirurgie/radiothérapie en conditions stéréotaxiques sont connues pour délivrer une dose de rayonnement très élevée par fraction. La dose périphérique correspondante peut être un facteur limitant à l'origine de toxicités tardives. Le but de cette étude est d'établir le niveau de dose « hors champ » par technique d'irradiation multifaisceaux utilisant les rayons de 6 MV de l'accélérateur type Cyberknife® M6TM. L'évaluation est réalisée dans le cas des irradiations au niveau du crâne. Nous analysons les niveaux de dose aux tissus sains en fonction de la distance au PTV ainsi qu'aux organes à risque (thyroïde, gonades).

## Matériel et méthode:

L'étude est réalisée sur l'accélérateur Cyberknife® M6TM v10.1 (Accuray). Les doses sont mesurées à l'aide de dosimètres thermo luminescents (DTL) frittés type GR 200A (LiF :Mg,Cu, P). Chaque DTL est étalonné individuellement dans le faisceau RX 6 MV sur la base de mesures ionométriques. Les réponses des DTL sont analysées sur un lecteur automatique de type PCL3 (FIMEL). L'évaluation utilise conjointement une série de mesures in-vitro sur la base d'un plan d'irradiation type et une série de mesures sur patients. Les mesures in-vitro sont réalisées sur un fantôme anthropomorphe adulte type CIRS ATOM 701-c. Les doses sont mesurées sur 25 points répartis sur la ligne médiane du fantôme, de la thyroïde jusqu'au niveau des gonades. Les points explorés sont distants de 15 cm à 85 cm du centre du PTV. Les plans de traitement ont été réalisés sur le TPS Multiplan v5.1.2 (Accuray). Les doses hors champ sont mesurées pour les collimateurs fixes et le collimateur IrisTM pour des ouvertures de 5 mm, 7,5 mm, 20 mm et 60 mm de diamètre. Les doses hors champ sont exprimées par gray prescrit au PTV (GyPrescrit).

## Résultats:

De 15 cm à 40 cm de distance du PTV, la dose hors champ est due au rayonnement diffusé par le patient et par le collimateur. Pour un collimateur fixe de 20 mm, les doses hors champ mesurées sont comprises entre 1 mGy/Gyprescrit à 15 cm et 0,6 mGy/Gyprescrit à 40 cm. Cette dose varie selon la taille de collimateur utilisé : elle passe à 3,5 mGy/Gyprescrit à 15 cm pour un collimateur fixe de 60 mm. Pour le collimateur IrisTM, les doses sont inférieures de 30 %. La dose délivrée au-delà de 40 cm du PTV correspond essentiellement à du rayonnement de fuite provenant de l'accélérateur, ce qui n'engendre pas de différence significative en fonction de la taille du collimateur. Le tableau en annexe compare les doses hors champ publiées dans la littérature sur plusieurs modèles de Cyberknife [1,2] aux mesures de cette étude réalisées sur le Cyberknife® M6TM v10.1.

## Conclusion:

Pour une même dose prescrite au volume cible, la dose périphérique délivrée lors du traitement dépend du nombre d'unités moniteur planifiées (10 000 à 40 000 UM), de l'ouverture du collimateur et du type de collimateur utilisé. L'utilisation de l'IrisTM permet de diminuer la dose hors champ par rapport au collimateur fixe. Il est important qu'une évaluation de cette dose soit réalisée pour chaque protocole mis en oeuvre : elle peut atteindre 100 cGy à la thyroïde et dépasser 10 cGy au niveau des gonades comme confirmé dans la littérature. La dose périphérique devrait être un critère d'optimisation des plans de traitement.

## Références:

[1] Vlachopoulou « Peripheral Doses in Patients Undergoing Cyberknife Treatment for Intracranial Lesions », *Rad Onc* 6, 1 (2011)

[2] Chuang « Peripheral Dose Measurement for CyberKnife Radiosurgery with Upgraded Linac Shielding », *Med Phys* 35, 4 (2008)

# Optimisation du protocole d'acquisition en synchronisation respiratoire 4D TEP/TDM du constructeur General Electrics : une étude préliminaire

Devos Laura <sup>1,2</sup>, Vermandel Maximilien <sup>1,2,3</sup>, Baillet Clio <sup>1</sup>, Huglo Damien <sup>1,2,3</sup>

1 : Centre Hospitalier Régional Universitaire de Lille (CHRU de Lille)

*lille*CHRU Lille

2 Avenue Oscar Lambret, 59000 Lille

2 : INSERM U 1189 ONCO-THAI (THAI)

*lille*

1 Avenue Oscar Lambret 59037 Lille Cedex

3 : Université Lille Nord de France

*lille*

**Introduction :** Pour réduire les artéfacts liés aux mouvements respiratoires lors des acquisitions TEP-TDM, des méthodes de synchronisation sont aujourd'hui intégrés aux systèmes commerciaux. Le but de notre étude est d'optimiser les paramètres d'acquisition implémentés par General Electrics Health Care (GEHC) sur leur système Discovery RX afin de garantir une quantification précise tout en cherchant à réduire la dose liée à la TDM 4D requise pour la reconstruction. Ainsi, nous voulions évaluer lors de cette étude le SUV et les volumes de cibles compris entre 1.76mL et 8mL en fonction du contraste et du nombre de phases.

**Méthodes :** Dans cette étude, le mouvement respiratoire est mesuré via le système RPM (Real-Time Position Management, Varian). La reconstruction des images des différentes phases se fait selon la méthode OSEM (20 sous-ensembles, 2 itérations) avec une correction d'atténuation basée sur les phases de la TDM acquises en 4D. Pour évaluer l'impact du nombre de phases TDM nécessaires, nous avons conçu un fantôme composé d'une sphère mobile, fixée sur une roue irrégulière et plongée dans une cuve. L'entraînement de la roue irrégulière permet de simuler le mouvement respiratoire. Les sphères utilisées pour ces expériences sont de volumes 1,76mL, 3,05mL et 8mL. Les sphères et la cuve contiennent chacune une activité dont le rapport des concentrations (kBq/mL) est de 10 et 5. Des reconstructions à partir de 4, 5 et 6 phases ont été étudiées. Par ailleurs, nous avons également évalué l'impact d'une TDM non synchronisée pour la correction d'atténuation. Les mesures de volumes et de SUV ont été faits en utilisant le seuil à 50% du SUVmax et le seuillage adaptatif A50.

**Résultats :** Les volumes et SUV obtenus à partir de TEP 4D (5 et 6 phases) ne sont significativement pas différents, que la TEP soit corrigée par une TDM synchronisée ou non-synchronisée.

**Conclusion :** Selon la localisation, la réalisation d'une TEP 4D peut s'avérer indispensable pour estimer correctement le SUV et/ou le volume d'une lésion. Cependant, nos résultats préliminaires semblent montrer que la réalisation d'une TDM 4D n'apparaît pas requise pour estimer correctement le SUV et le volume. Ici, utiliser 5 phases en TEP permet une estimation satisfaisante pour des lésions de volume

Références : Pepin, A., et al., Management of respiratory motion in PET/computed tomography: the state of the art. Nucl Med Commun, 2014. 35(2): p. 113-22.



# Traitement des cancers du sein et des ganglions par l'arthérapie volumétrique modulé (AVMI): prétraitement et dosimétrie in vivo

Nguyen D. <sup>1\*</sup>, Largeron G. <sup>1</sup>, Josserand-Pietri F. <sup>1</sup>, Sporea C. <sup>1</sup>, Khodri M. <sup>1</sup>

1 : ORLAM (Villeurbanne-Macon)  
Service de radiothérapie  
44 rue Ambroise Paré 7100 MÂCON  
\* : Auteur correspondant

**Introduction:** Le but de cette étude est de mettre en oeuvre le système COMPASS avec le module de dosimétrie 3D et les MOSFETs pour la validation des plans de traitements du cancer du sein par AVMI

**Méthodes:** Pour cette étude, 10 patientes traitées par AVMI pour le cancer du sein et des ganglions ont été sélectionnées de façon aléatoire. Les plans de traitements ont été vérifiés en utilisant le système COMPASS avec la MatriXXEvolution (IBA) et l'algorithme "collapse convolution superposition" V3.1.6. Ce système permet d'une part une double vérification indépendante de la dosimétrie avec un calcul 3D utilisant le scanner du patient, et d'autre part la vérification de la délivrance de la dose en 3 dimensions sous les machines de traitement.

Dans les deux cas, l'évaluation de la différence entre la mesure/le Calcul du système COMPASS et le calcul du TPS (Eclipse, AAA v10.0.28, VARIAN) s'est faite à partir de la comparaison des histogrammes doses volumes et le gamma index 3D.

Pour chaque patiente traitée avec cette technique, une dosimétrie in vivo avec les MOSFETs a été réalisée lors de la première séance. Les détecteurs ont été calibrés pour une mesure de la dose à la peau.

**Résultats:** Concernant les volumes cibles (ganglions et sein), les écarts de dose moyenne entre le calcul du TPS Eclipse et le système COMPASS, respectivement pour le double calcul et la mesure sont de  $0.44 \pm 1.83\%$  et  $-0.72 \pm 3.07\%$  ; et de la même façon pour le paramètres D1 (cGy), le double calcul et la mesure sont de  $-0.37 \pm 0.68\%$  et  $-0.70 \pm 1.18\%$ .

Des écarts importants ont été observés sur le paramètre D99 (cGy), à savoir pour le double calcul :  $11.32 \pm 22.11\%$ , et pour la mesure :  $-8.69 \pm 24.68\%$ . Ces écarts proviennent du fait que l'algorithme AAA prend moins bien en compte le calcul de distribution de dose dans les premiers millimètres sous la peau. Ils respectent néanmoins le niveau de tolérance clinique de  $\pm 5\%$ , lorsque le volume tumoral sein est recadré de 5mm par rapport à la peau.

Pour les organes à risques (coeur, poumons homo-latéral et contro-latéral), les écarts de dose moyenne entre le calcul du TPS Eclipse et le système COMPASS, respectivement pour le double calcul et la mesure sont de  $-2.6 \pm 1.92\%$  et  $-2 \pm 5.6\%$ .

La moyenne des gammas 3D pour les volumes cibles et les organes à risques sont inférieure à 0.4 Enfin, les écarts entre la dose calculée par la TPS et la mesure des MOSFETs sont de  $-0.23 \pm 2.51\%$ . Ces très bons résultats s'expliquent par le fait que la mesure est effectuée à la profondeur d'environ 3mm sous la peau, correspondant au build-up généré par le matériau constituant les détecteurs.

**Conclusions:** Les résultats de cette étude montrent que le système COMPASS avec la MatriXXEvolution et les MOSFETs peuvent être utilisés pour l'assurance qualité des plans de traitement du cancer du sein par AVMI.

# Evaluation de l'Impact du Nombre d'Atlas sur les Performances du Contourage Automatique Multi-Atlas

Larrue Aymeric <sup>1</sup>, Gujral Dorothy <sup>2</sup>, Nutting Chris <sup>2</sup>, Gooding Mark <sup>1</sup>

1 : Mirada Medical  
Oxford

2 : Royal Marsden Hospital  
London

## Introduction

L'objectif de ce travail est d'évaluer l'impact du nombre d'atlas disponibles sur les performances du contourage multi-atlas. Deux approches sont considérées : fusionner un ensemble d'atlas sélectionner de manière adaptative et l'ensemble complet des atlas disponibles.

## Méthodes

72 scanners cérébraux (tête et cou) provenant d'une étude clinique ont été contourés par des experts et vérifiés indépendamment. Seul le tronc cérébral, la moelle épinière, et les parotides ont été considérés. Un ensemble test a été constitué de 10 cas choisis au hasard. Les 62 images restantes constituent l'ensemble des atlas potentiels.

Des sous-ensembles d'atlas de taille variant de 1 à 62 furent constitués par ajout successif d'atlas pris au hasard dans l'ensemble disponible.

Deux approches de contourage automatique ont été considérées. Dans un premier temps, une méthode de sélection adaptative a été utilisée. Dans un second temps, tous les atlas des sous-ensembles ont été utilisés. Pour chaque patient de l'ensemble test, Workflow Box (Mirada Medical Ltd, Oxford, UK) a été utilisé pour la fusion des contours et le recalage des atlas. Un contour représentant un consensus a alors été obtenu pour chaque ensemble.

Le coefficient de Dice (DSC) a été calculé pour chaque organe, patient test et taille de sous-ensemble d'atlas, en utilisant le contour original de l'étude clinique comme référence.

## Résultats

Figure 1 montre l'évolution du coefficient de Dice en fonction de la taille d'ensemble d'atlas. Pour la plupart des organes, le DSC augmente avec l'ajout d'atlas. Pour tous les organes, un accroissement du nombre d'atlas jusqu'à 20 induit une augmentation du DSC. Les performances des deux méthodes comparées sont similaires, avec un léger avantage pour la sélection adaptative.

## Conclusion

Le coefficient de Dice indique que la précision du contourage automatique est améliorée lorsque l'on augmente le nombre d'atlas disponibles.

Il n'y a un faible intérêt apparent en terme de précision à sélectionner un sous-ensemble d'atlas avec la méthode adaptative. De plus, cela peut être avantageux lorsque le temps d'exécution a une importance. Cependant, le temps d'exécution ne devrait pas poser de problème si le traitement peut être fait en amont et automatiquement.

# **Characterization of point-like and 2 dimensional detectors for dose measurements in complex dose distributions**

Kapsch Ralf-Peter<sup>1</sup>

1 : Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB)

<http://www.ptb.de/>

Characterization of point-like and 2 dimensional detectors for dose measurements in complex dose distributions

# Dosimetry of complex radiation fields in anthropomorphic phantoms

De Pooter Jacco <sup>1</sup>, Andersen Claus <sup>2</sup>, Bordy Jean-Marc <sup>3</sup>, Dedieu Véronique <sup>4</sup>, Kapsch Ralf-Peter <sup>5</sup>, Kosunen Antti <sup>6</sup>, Pimpinella Maria <sup>7</sup>, Sipilä Petri <sup>6</sup>, Stien Christel <sup>3</sup>

- 1 : Dutch Metrology Institute (VSL B.V.)  
[www.vsl.nl](http://www.vsl.nl)
- 2 : DTU
- 3 : Laboratoire National Henri Becquerel (LNHB)  
CEA  
<http://www.nucleide.org/>
- 4 : Cancer Resistance Exploring and Targeting (CreaT)  
Université d'Auvergne - Clermont-Ferrand I : EA7283  
<http://www.u-clermont1.fr/creat.html>
- 5 : Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB)  
<http://www.ptb.de/>
- 6 : Radiation and Nuclear Safety Authority (STUK)
- 7 : Istituto Nazionale di Metrologia delle Radiazioni Ionizzanti (ENEA-INMRI)  
<http://www.enea.it>

**Introduction:** the development of advanced radiotherapy techniques, such as dynamic IMRT and Volumetric Arc Therapy increases the need for accurate and traceable measurement of complex dose distributions to validate TPS dose calculations. The aim of WP 6 is to develop, validate, compare and characterize anthropomorphic phantom based measurement methods for the 2D/3D verification of the treatment planning system for photon and for some methods in electron beams as well.

**Methods:** The investigated methods for traceable measurements of dose distribution in anthropomorphic phantoms can be categorized in:

The combination of a point detector with a 2D detector (radiochromic film and storage foils), in which the 2D detector is normalized to the point detector A complete 3D detector (gel) that measures the 3D dose distribution in a single measurement.

The investigations on the detectors built further on the investigated characteristics of the detectors in WP 5 (as presented by R-P Kapsch and C Aberle) for uniform fields and conditions.

For method 1, the perturbation correction and energy dependence for point-detectors (ionization chambers and diamond detectors) in composed fields with respect to reference fields must be determined. Since dose distributions are generally delivered with many beams from varying directions an important issue is the determination of direction dependence of both the point detectors and the 2D detectors. Considerable difference between the material of anthropomorphic phantoms and calibration phantoms exist. Their influence on the response of 2D detectors was investigated. For method 2 the characteristics of radiochromic gel is determined, this will be presented in a separate presentation by V Dedieu.

In addition, for the measurement of dose distributions of electron beams two water-filled phantoms have been developed. Both methods (1 and 2) will be validated by comparing measured absolute dose distributions for a set of treatment plans. The validation will be carried out in an anthropomorphic phantom to be as close as possible to the clinical conditions as the basis for the comparison of the results of the measurement methods and TPS calculations.

**Results and conclusions:** This presentation will highlight the results of the comparison between the investigated methods. It will discuss the pro's and con's of the investigated detectors for dosimetry in anthropomorphic phantoms for both photon and electron beams.

# Development of a new tissue equivalent material for 3D chemical dosimetry by MRI and feasibility of e-control service of TPS

Dedieu Véronique<sup>1,2</sup>

1 : Centre Jean Perrin (Service de physique médicale)

*Centre Jean Perrin*

2 : Cancer Resistance Exploring and Targeting (CreaT)

*Université d'Auvergne - Clermont-Ferrand I : EA7283*

<http://www.u-clermont1.fr/creat.html>

V.Dedieu (1,2), C.Stien (3), P.Sharrock (4), M.Fiallo (4), V.Brumas (4), T Jahanbin (2), R Selabi (2), J.Coulaud (4), JM Bordy (3)

(1) Centre Jean Perrin, Service de Physique Médicale

(2) Université d'Auvergne, EA7283 CREaT, 63000 Clermont-Ferrand

(3)CEA, LIST, Laboratoire National Henri Becquerel, LNE LNHB, 91191 Gif-sur-Yvette Cedex, France

(4) SIMAD, Université Paul Sabatier, 31062 Toulouse, France

## Introduction:

The new radiotherapy treatment modalities require precise and fast 3D dosimetry method with high dose sensitivity and spatial resolution. The 3D chemical dosimetry solves this issue by using two types of gels (chemical and polymer) associated with two reading methods (MRI and optic). In this research, a new tissue-equivalent chemical dosimeter, for which the preparation modalities and method of measurement via MRI were defined as well as the dosimetric characteristics, was optimized.

## Material and methods:

The phantom in which the 3D dose distribution will be measured and compared with the one calculated by TPS as well as the samples used to establish the standard curve are easily prepared in the medical physic service. The energy response curve was studied from a few keV up to a few MeV. Transverse relaxation rates  $R_2$  ( $R_2 = 1/T_2$ ) of the dosimeter before ( $R_{20}$ ) and after irradiation ( $R_2$ ) are measured with the MR images acquired from spin echo sequence (16 echoes) at 1.5 T.

## Results:

The new material is a good tissue equivalent (density= $1.08 \pm 0.01$ ; electronic density ratio= ?? (material)/ ?? (water) = 1.074). The MRI reading method has been optimized in order to minimize the error of  $R_2$  measurements (0.05). Diffusion of this new material is significantly reduced (5 hour-stability following irradiation). The MRI data analysis process was fully automated and an e--control treatment service that enables to compare the dose distribution calculated by TPS and the one measured by chemical dosimetry have been implemented.

Conclusion: A preparation method of this novel dosimeter, reproducible and easy to perform by the medical physicist as well as a e-data processing service are operational but the characteristics of the new dosimeter (sensitivity and spatial resolution) should be improved.

# CQ en imagerie

Verdun Francis <sup>1</sup>

1 : Institut de Radiophysique (IRA)  
Rue du Grand pré, 1 1007 Lausanne  
[http://www.chuv.ch/ira/ira\\_home.htm](http://www.chuv.ch/ira/ira_home.htm)

Title: Objective assessment of low contrast detectability for quality assurance in CT

## Authors:

F.R. Verdun, D. Racine, A. Ba, J. Ott, N Ryckx, F. Bochud  
Institute of Radiation Physics, CHUV, Lausanne, Switzerland

Introduction: Control of image quality in Computed Tomography (CT) is important to ensure that diagnostic questions are correctly answered. The demand for image quality characterization has naturally increased with the development of CT technology, resulting in the adaptation and evolution of assessment methods. The use of mathematical model observers, that objectively assess image quality on a clinically relevant task-based approach, represents an interesting method since it is compatible with the non linear image reconstructions algorithms used nowadays in CT. We will present the results of our experience when dealing with the benchmarking of a clinical abdominal protocol.

Methods: An anthropomorphic abdomen phantom (QRM 401, Moehrendorf, Germany) was scanned in fourty facilities using the local protocol used when the presence of diverticulitis or appendicitis is suspected. The phantom used contains spheres of different sizes and contrasts (6 and 8 mm; 10 and 20 HU at 120 kVp) which simulate the presence of low contrast structures. For each protocol the target detectability was computed by applying CHO with dense difference of Gaussian channels.

Results: For this given indication a wide spread of the practice was recorded with a range of CTDIvol values varying from 3 to 12 mGy and a range of reconstruction slice thicknesses varying from 0.5 to 7.0 mm. The use of iterative reconstruction allowed, on average, a dose reduction by a factor of two associated with a significant loss of low contrast detectability.

Conclusions: The use of model observers allows to benchmark clinical protocols to control the level of low contrast detectability. In a context of dose reduction the use of such a tool help to ensure that image quality remains adequate. It allows also to initiate a discussion with radiologists when the practice is odd.

# Rapport du groupe de travail SFPM Mesure de la dose en radiodiagnostic

Defez Didier <sup>1</sup>

1 : Service de Physique Médicale et Radioprotection CHU Lyon Sud (CHU Lyon Sud)

*CHU Lyon*

Centre hospitalier Lyon Sud Bat 3B ? 1er étage 165 Chemin du grand Revoyet 69495 Pierre Bénite

Ce document est une mise à jour du rapport SFPM N° 21 publié en 2004. Il a pour objectif d'aider les professionnels impliqués en radiologie dans l'estimation des doses délivrées aux patients lors des examens en radiologie, en mammographie et en scanographie. Il contribue ainsi à satisfaire aux exigences d'optimisation et d'information énoncées dans la Directive Européenne 97-43 relative à la protection radiologique des patients et découlant des publications 73 et 103 de la CIPR sur la "Protection et Sûreté Radiologiques en Médecine". Ces exigences ont été reprises dans le décret n° 2003-270 du 24 mars 2003 relatif à la protection des personnes exposées à des rayonnements ionisants à des fins médicales et médico-légales modifié par le décret 2007-1582 du 7 novembre 2007. Dans ce texte il est fait obligation d'estimer les doses reçues par la population. Cette obligation se retrouve dans l'application de l'article R43-63 du Code de la santé publique dans lequel sont introduits les niveaux de référence diagnostiques (NRD) à des fins d'optimisation. Ces NRD sont à l'heure actuelle représentés, pour les adultes et les enfants, par des niveaux de dose pour des examens types en radiologie conventionnelle et en scanographie. Ils sont fixés par arrêté du ministre chargé de la santé, pour des examens types sur des patients ou sur des matériaux simulant le corps humain. Les NRD ont été publiés en 2004 et remis à jour en 2012. Il faut également préciser que la Directive Européenne 97-43 a été remplacée récemment par la Directive 2013-59, parue au Journal Officiel des communautés Européennes le 17 janvier 2014. Celle-ci n'a pas encore été transcrite en droit français.

L'exposition médicale, dont plus de 90 % est due à la radiologie, représentait en 2012, avec 1,6 mSv/an, plus d'un tiers de l'exposition annuelle moyenne d'un individu en France, ce qui en fait la source d'exposition d'origine artificielle la plus importante. La part liée à la scanographie représente, quant à elle, plus de 70% de la dose délivrée. En 2012, la France comptait 973 scanners de radiologie et 136 dédiés à la radiothérapie (Source ASN).

Le rapport comporte trois chapitres. Le premier est consacré au rappel de toutes les données dosimétriques susceptibles de caractériser le faisceau de rayons X, l'exposition du patient ou le risque radiologique. Les définitions et les symboles ont été actualisés pour correspondre à ceux du rapport technique n°457 de l'AIEA. Dans le chapitre 2 sont abordés tous les différents types de détecteurs potentiellement utilisables pour accéder aux différentes grandeurs dosimétriques mesurables. Les méthodes de calcul, analytiques et numériques, sont exposées dans le chapitre 3 pour permettre au lecteur d'obtenir l'information dosimétrique souhaitée selon différents niveaux d'information sur les caractéristiques de l'examen. Un tableau comparatif des doses efficaces pour les principaux examens d'imagerie médicale a également été inclus.

# Optimisation de la méthode de reconstruction pour le scanner de l'abdomen

Dubus Francois <sup>1</sup>

1 : Centre O.Lambret (COL)  
*centre oscar lambret*  
3 rue combemale, 59000 Lille  
<http://www.centreoscarlambret.fr/>

## Introduction

Cette étude a été réalisée sur le scanner SIEMENS SOMATOM du service de radiologie du centre Oscar Lambret. Le scanner de l'abdomen pour un diagnostic du foie est compliqué pour l'interprétation du radiologue et pour le contournage du radiothérapeute à cause du faible contraste. L'apparition de la reconstruction itérative devrait permettre d'améliorer la qualité de ces images mais l'analyse qualitative est largement insuffisante. La détectabilité d'une lésion est largement liée au bruit, à la distribution du bruit dans le domaine des fréquences, de la fonction de transfert de modulation.

Les images CT du fantôme ACR vont être acquises en utilisant le protocole Abdomen et l'analyse de Fourier de différents paramètres sera réalisée avec:

- reconstruction classique B30f
- reconstructions itératives avec le même filtre I30f et niveau de bruit différents I30f2, I30f3, I30f4
- reconstruction itérative avec un filtre plus dur I40f3, I40f4.

## Méthodes

Le fantôme ACR est acquis avec un FOV de 25cm à 120kV et 113mAs; La matrice d'acquisition est de 512x512 pixels soit une taille de pixels de 0,49mm.

Le niveau de bruit est évalué à partir d'une ROI sur la partie homogène du fantôme. Le spectre du bruit, NPS, est évalué selon la méthode de Friedman et al [1]. L'image 2D du bruit dans l'espace de Fourier est moyennée radialement ; l'avantage est d'accéder à l'information sur le bruit en fonction des fréquences spatiales.

La fonction de transfert de modulation est calculée à partir de la fonction de dispersion, ESF, du disque du fantôme sur une coupe axiale. Les fonctions ESF (edge spread function) sont moyennées radialement pour s'affranchir au maximum du bruit ; la résultante est ensuite dérivée pour obtenir la fonction de dispersion linéique, LSF. La transformée de Fourier va donner la fonction de transfert de modulation caractérise la résolution spatiale dans le domaine fréquentiel.

De ces 2 paramètres, Le NEQ peut être déduit et le rapport signal sur bruit observateur idéal est calculé pour la détection d'une lésion sphérique de 1cm qui a -11UH par rapport au foie.

## Resultats

L'algorithme SAFIRE de la reconstruction itérative permet de réduire le bruit en augmentant le nombre d'itérations. La MTF est évaluée dans le cas de fort contraste. Les MTFs pour les reconstructions B30f et I30f sont identiques quelque soit le nombre d'itérations 2,3 ou 4. La reconstruction I40f présente une meilleure résolution spatiale surtout aux hautes fréquences, celles qui donnent le détails dans l'image. Les lésions à contourer possède un diamètre supérieure à 1cm donc le filtre I40 ne semble pas pertinent d'autant que le bruit est supérieure ce qui réduit la détectabilité.

L'analyse du NPS normalisé pour le filtre montre que chaque itération dans Safire réduit le bruit aux hautes fréquences et l'augmente aux plus faibles. Les NPS pondérés mettent en évidence le niveau de bruit important pour le filtre I40 et pour la reconstruction B30f, surtout aux basses fréquences.

Le calcul du NEQ pour les différentes reconstructions montre que la détection du système est meilleure pour le filtre I30f4 ce qui est due à l'élimination du bruit, visible sur la courbe du NPS. Le non-prewhiteningmatched filter SNR [2] est égal à 4,6 pour le filtre I30f4 et à 4,5 pour le filtre I40f4 pour la détection d'une lésion de 1cm. Malgré un bruit plus élevé, la reconstruction I40f4 semble aussi adéquate pour détecter la lésion.

## Conclusion

Le filtre I30f4 semble le plus adapté pour la détection et/ou le contournage d'une lésion dans une région à faible contraste. La qualité de l'image est stratégique aussi bien pour la décision thérapeutique que le traitement.



# Nouvelle méthode de mesure du rapport signal-sur-bruit à base de filtrage basse fréquence pour le contrôle qualité en Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)

Sewonu Anou <sup>1,2,\*</sup>, Hossu Gabriela <sup>3,4</sup>, Carbillet Fanny <sup>2</sup>, Anxionnat René <sup>5</sup>, Moreno Ramiro <sup>6,7</sup>

1 : Institut des Maladies Métaboliques et Cardiovasculaires (I2MC)

*Inserm : U1048*

1 avenue du Prof Jean Poulhes - BP 84225 - 31432 Toulouse Cedex 4

2 : Alara Expertise

*Alara Expertise*

3 : IADI

*Inserm : U947*

4 : CIC-IT de Nancy

*Inserm : CIT801*

5 : IADI

*Université de Lorraine*

6 : ALARA Expertise

*Alara Expertise*

4 rue La Fayette - 67100 STRASBOURG

7 : Institut des Maladies Métaboliques et Cardiovasculaires (I2MC)

*Hôpital de Rangueil/Inserm : U1048*

1 avenue du Prof Jean Poulhes - BP 84225 - 31432 Toulouse Cedex 4

[http://www.i2mc.inserm.fr/61774325/0/fiche\\_pagelibre//&RH=1310392587568](http://www.i2mc.inserm.fr/61774325/0/fiche_pagelibre//&RH=1310392587568)

\* : Auteur correspondant

## Introduction

Le rapport signal sur-bruit (SNR) est une grandeur essentielle pour évaluer les performances d'un dispositif d'imagerie [1]. En Imagerie par Résonance Magnétique (IRM), la mesure du SNR représente un réel défi car il est compliqué de quantifier le niveau de bruit. Cette grandeur, qui représente les fluctuations stochastiques s'ajoutant au signal efficace, provient essentiellement de l'agitation thermique des particules chargées [2]. A partir d'images, une méthode de référence consiste à acquérir plusieurs images dans des conditions identiques (>200 pour une robustesse statistique) et à estimer la variance des pixels entre ces différentes images [3-4]. Bien qu'étant très fiable, cette méthode est impraticable car le temps d'accès aux IRM ne permet pas d'acquérir autant d'images. Une autre méthode de référence consiste à acquérir des images sans excitation radiofréquence: on parle d'acquisition exclusive de bruit. Cette méthode est également impraticable car elle requiert un accès spécifique au système, ce qui n'est en général pas possible. Il importe donc de déterminer des méthodes alternatives permettant de quantifier le niveau de bruit de façon fiable et avec une justesse acceptable. Dans le cadre de ce travail, nous introduisons une nouvelle méthode de quantification du bruit.

## Matériel et méthodes

La méthode que nous proposons (Bruit\_filt) permet d'estimer le bruit à partir de la combinaison de deux opérations : (1) soustraction de deux images acquises dans des conditions identiques, (2) application d'un filtre gaussien pour extraire et supprimer l'information basse fréquence résiduelle (Figure 1), (3) niveau de bruit = écart-type des pixels. A partir d'un ensemble de données de 30 acquisitions réalisées sur une IRM 3T avec une antenne tête à 8 éléments de réception, nous avons comparé notre méthode avec trois autres méthodes publiées dans la littérature : estimation du bruit à partir d'une ROI positionnée dans le fond de l'image (Bruit\_fond) [4,5], à partir de plusieurs ROI du fond de l'image (Bruit\_fond+), et à partir de la différence de deux images (Bruit\_diff) [6]. A travers une analyse de Bland-Altman, nous avons évalué la concordance entre ces quatre méthodes et la méthode de référence basée sur des acquisitions exclusives de bruit (Bruit\_noRF). Nous avons aussi évalué leur degré de corrélation avec la méthode de référence (coefficient de corrélation de Pearson r, seuil de significativité p

## Résultats

L'analyse de Bland-Altman indique que notre méthode (Bruit\_filt) fournit des mesures de bruit plus proches de la référence que les trois autres méthodes de la littérature (voir Figure 2). Le coefficient de corrélation entre notre méthode et la méthode de référence est plus élevé ( $r_{\text{filt}} = 0.80$ , p

## Conclusion

Les résultats montrent que la méthode alternative que nous proposons est en concordance avec

la méthode de référence, tout en étant supérieure à trois autres méthodes issues de la littérature. Cette méthode basée sur du filtrage est simple d'utilisation et peut être aisément implémentée notamment pour le contrôle de performance des appareils d'IRM. Nos travaux se poursuivent dans le but de tester cette nouvelle méthode dans le cadre de contrôle qualité de différents appareils.

#### Références

[1] Firbank, Br J Radiol, 2000-- [2] Johnson, Phys Rev, 1928 -- [3] Robson et al, Magn Reson Med, 2008 -- [4] NEMA, Determination of signal-to-noise ratio (SNR) in diagnostic magnetic resonance imaging, 2008 -- [5] Kaufman et al, Radiology, 1998 -- [6] Sijbers et al, Magn Reson Imag, 1998.

# Perspectives de la modélisation numérique dans la surveillance des pathologies aortiques

Moreno Ramiro <sup>1,2\*</sup>, Sewonu Anou <sup>2,3</sup>, Meyrignac Olivier <sup>5,4</sup>, Krid Othman <sup>4</sup>, Rousseau Hervé <sup>5,6</sup>

- 1 : Institut des Maladies Métaboliques et Cardiovasculaires (I2MC)  
*Hôpital de Rangueil*Inserm : U1048  
1 avenue du Prof Jean Poulhes - BP 84225 - 31432 Toulouse Cedex 4  
[http://www.i2mc.inserm.fr/61774325/0/fiche\\_pagelibre//&RH=1310392587568](http://www.i2mc.inserm.fr/61774325/0/fiche_pagelibre//&RH=1310392587568)
- 2 : ALARA Expertise  
*Alara Expertise*  
4 rue La Fayette - 67100 STRASBOURG
- 3 : Institut des Maladies Métaboliques et Cardiovasculaires (I2MC)  
*Inserm : U1048*  
1 avenue du Prof Jean Poulhes - BP 84225 - 31432 Toulouse Cedex 4
- 4 : Institut des Maladies Métaboliques et Cardiovasculaires (I2MC)  
*Hôpital de Rangueil*Université Paul Sabatier (UPS) - Toulouse IIIInserm : U1048  
1 avenue du Prof Jean Poulhes - BP 84225 - 31432 Toulouse Cedex 4
- 5 : Service de Radiologie [Rangueil / Larrey]  
*Hôpital de Rangueil*CHU Toulouse
- 6 : Institut des Maladies Métaboliques et Cardiovasculaires (I2MC)  
*Hôpital de Rangueil*Inserm : U1048  
1 avenue du Prof Jean Poulhes - BP 84225 - 31432 Toulouse Cedex 4
- \* : Auteur correspondant

**Introduction :** Le scanner est la modalité d'imagerie de référence pour effectuer le suivi des pathologies aortiques. Rapide et fiable, il permet de contrôler les voies perméables, de détecter la survenue de fuites endoprotétiques et de contrôler l'évolution des paramètres morphométriques (diamètre et volume). Toutefois, vu la complexité des phénomènes hémodynamiques mis en jeu, le scanner manque d'une méthode de quantification du flux sanguin (vitesse, direction). Dans ce contexte, l'IRM se pose comme une alternative au scanner. Mais l'exploration de tout le volume aortique avec une séquence de vélocimétrie 3D [1,2] s'avère inaccessible en clinique à cause des limitations de temps d'examen et vitesse d'encodage. Ce travail présente la validation d'une méthode de modélisation hémodynamique à partir de deux séquences IRM rapides et non-ionisantes.

**Matériel et méthodes:** Un dispositif de circulation à flux pulsé est utilisé pour valider la méthode. Son exploration par IRM permet d'en extraire sa géométrie 3D (résolution 1mm) et le débit en entrée du segment à modéliser. Ces conditions limites caractérisent explicitement le calcul numérique sur la base des lois de la mécanique des fluides numérique (ou computational fluid dynamics, CFD). Le champ de vitesses calculé est corrélé aux mesures par vélocimétrie 3D. Les paramètres de pression, frottement pariétal et vorticité sont exposés au moyen d'un exemple sur un patient avant et après une procédure d'angioplastie aortique.

**Résultats:** L'analyse statistique de tous les points du volume expérimental (Figure a,b) donne un coefficient de corrélation hémodynamique CFD/IRM de 0,86 et 0,97 pour le module de la vitesse et la direction principale (Vz) respectivement. De même, une erreur relative de 3,73 % et 5,3% est obtenue, au 75<sup>ième</sup> percentile. L'utilisation des modélisations lors des procédures endovasculaires de type TEVAR/EVAR (figure c,d) met en valeur les paramètres biomécaniques obtenus. Les zones de faible frottement pariétal et faible vorticité sont plus favorable à la thrombose ce qui est confirmé sur l'examen post-opératoire (figure e).

**Conclusion:** Cette nouvelle approche non-ionisante propose la surveillance des pathologies aortiques par IRM avec accès à la modélisation patient-spécifique. Plus précise en termes de hémodynamique aortique, cette approche peut aussi bien servir pour le suivi des patients ou pour la planification des procédures endovasculaires, optimisant ainsi les gestes cliniques.

**References:**

- [1] Allen et al., «Thoracic Aorta 3D Hemodynamics in Pediatric and Young Adult Patients with Bicuspid Aortic Valve.»J Magn Reson Imaging, 2015
- [2] Bürk et al., «Evaluation of 3D Blood Flow Patterns and Wall Shear Stress in the Normal and Dilated Thoracic Aorta Using Flow-Sensitive 4D CMR.»J Cardiovasc Magn Reson, 2012

# Influence de la qualité de faisceau sur la dose au pelvis en radiologie ostéoarticulaire faible dose.

Abdennebi Aymen <sup>1</sup>, Aubry Sébastien <sup>2</sup>, Verdot Hervé <sup>3</sup>, Flores Arnaud <sup>4</sup>, Petegnief Yolande <sup>1</sup>

1 : Physique médicale CHRU Jean Minjoz Besançon

*Physique médicale CHRU Jean Minjoz Besançon*

2 : 2

*Imagerie Ostéoarticulaire CHU Jean Minjoz*

3 : 3

*Clinique Saint Vincent Besançon*

4 : 2

*Imagerie ostéoarticulaire CHRU Jean Minjoz*

**Objectif :** L'objectif de cette étude était d'évaluer la dose délivrée au pelvis par deux systèmes d'imagerie ostéoarticulaire à chambre multifils (EOS® Imaging) différant par la filtration du faisceau de rayons X.

**Matériel et méthodes :** Dans cette étude, deux cabines d'imagerie EOS® avec et sans la fonctionnalité MicroDose (filtre additionnel de 0.1 mm de Cu) ont été comparées pour l'exploration du bassin en incidences de face et de profil. Nous avons appliqué des tensions variant entre 80 et 105 kVp et des charges comprises entre 80 et 250 mA sur un bassin osseux placé dans un objet-test de section elliptique rempli d'eau. Des détecteurs OSL (Nanodots, Landauer) ont été exposés en 15 positions différentes en surface et dans le pelvis. Les mesures ont été comparées à la mesure ionométrique de la dose d'entrée et au produit dose surface affiché. Pour des paramètres d'acquisition identiques, les images de chaque dispositif ont été comparées visuellement en termes de qualité de restitution des structures osseuses et de doses calculées en différentes profondeurs.

**Résultats :** L'étude dosimétrique des 2 cabines d'EOS® montre que la fonctionnalité MicroDose réduit la dose à la peau de 20% pour l'exploration du bassin. A 105 kVp, la réduction de dose liée à la filtration reste valable jusqu'à 8 cm de profondeur. A 85 kVp, la dose en profondeur reste comparable à la dose peau jusqu'à 10 cm. On relève une augmentation de dose pour les points en profondeur de 40% en moyenne à 15-20 cm liée au durcissement de faisceau et majorée à 105 kVp. Toutes les images sont de qualité clinique dans la définition des limites du cadre osseux, pour des charges de tube réduites d'un facteur trois.

**Conclusion :** Pour les explorations du pelvis, le PDS est réduit par la filtration additionnelle du faisceau (Cu) de 20% sans dégradation de la qualité d'image. Avec les faibles tensions utilisées en pédiatrie, ce bénéfice est conservé pour les structures internes. Néanmoins, la filtration du faisceau le rend plus pénétrant, et majore la dose de 20% à partir de 10 cm de profondeur. Dans le cas de la femme en âge de procréer, la filtration de Cu ne serait pas préconisée, seule la limitation des mAs permet de réduire l'exposition aux organes génitaux internes (incidence postéro-antérieure). Avec ces nouvelles modalités d'imagerie, l'indice dosimétrique de dose à l'entrée n'est pas représentatif de la réduction de dose aux organes qui reste un paramètre à évaluer lors de l'optimisation dosimétrique.

# Modèles d'observateur pour l'évaluation de la qualité d'image en CT

Ba Alexandre<sup>1</sup>, Racine Damien<sup>1</sup>, Ott Julien<sup>1</sup>, Verdun Francis<sup>1</sup>, Bochud François<sup>1</sup>

1 : Institut de Radiophysique (IRA)  
Rue du Grand pré, 1 1007 Lausanne  
[http://www.chuv.ch/ira/ira\\_home.htm](http://www.chuv.ch/ira/ira_home.htm)

## Auteurs

Alexandre BA, Julien G. OTT, Damien RACINE, Francis R. VERDUN, François O. BOCHUD  
Institut de Radiophysique, CHUV, Lausanne, Suisse

## Introduction :

En Suisse comme en France, le CT est la principale source d'irradiation en radiologie et cette tendance s'accroît [1]. La réduction de la dose s'avère donc nécessaire mais ne doit pas entraver le diagnostic. Pour cela, l'évaluation de la qualité d'image en CT devrait porter sur la façon dont une image remplit son objectif diagnostique [2]. Les études visuelles portant sur l'évaluation d'innovation en CT comme les algorithmes itératifs sont chronophages, de plus l'utilisation des métriques classiques (MTF, NPS) est caduque [3]. Dans ce contexte, les modèles d'observateur pourraient être une alternative adaptée afin d'évaluer objectivement la qualité d'image.

## Méthodes :

Un fantôme anthropomorphique contenant quatre types de sphères bas contraste (6mm/8mm et 10HU/20HU chacune) a été scanné à trois niveaux de doses (2.5mGy, 5.7mGy et 9.5mGy en terme de CTDI) et les acquisitions ont été reconstruites avec deux algorithmes de reconstruction (FBP et itératif). Pour chacune des conditions, la visibilité des sphères a été évaluée par trois observateurs et permis de déterminer un index de détectabilité ( $d'$ ) en fonction de la dose. Des modèles d'observateur mathématiques pouvant détecter des signaux volumétriques [4] ont été implémentés et  $d'$  a pu être calculé pour chacune des conditions. Ces modèles ayant une tendance à surestimer les performances humaines, un ajustement a été fait sur l'ensemble des conditions. Enfin, la méthode des moindres carrés a été utilisée pour déterminer la corrélation des performances entre les modèles et les humains.

## Résultats :

Les modèles montrent globalement une bonne corrélation sur l'ensemble des conditions explorées mais nécessitent un ajustement dépendant de l'algorithme de reconstruction. Des différences notables entre FBP et itératif ont aussi pu être mises en évidence.

## Conclusions :

Des modèles d'observateur ont été implémentés pour prédire la capacité d'observateurs humains à détecter des sphères bas contraste acquises en CT. Un bon accord entre les performances a été trouvé et montre le potentiel des modèles d'observateur pour évaluer objectivement la qualité d'image en CT. De futurs développements pourraient permettre d'utiliser les modèles dans le cadre d'analyses comparatives entre différents scanners ou encore pour l'étude de l'impact d'innovations sur la qualité d'image.

## Références :

- [1] Samara, E. T., Aroua, A., Bochud, F. O., Ott, B., Theiler, T., Treier, R., Trueb, P. R., Vader, J.-P., Verdun, F. R., «EXPOSURE OF THE SWISS POPULATION BY MEDICAL X-RAYS: 2008 REVIEW,» *Health Physics* 102(3), 263-270 (2012).
- [2] Barrett, H. H., «Objective assessment of image quality: effects of quantum noise and object variability,» *J. Opt. Soc. Am. A* 7(7), 1266-1278 (1990).
- [3] Evans, J. D., Polite, D. G., Whiting, B. R., O'Sullivan, J. A., Williamson, J. F., «Effect of contrast magnitude and resolution metric on noise-resolution tradeoffs in x-ray CT imaging: a comparison of non-quadratic penalized alternating minimization and filtered backprojection algorithms,» 2011, 79612C-79612C-11.
- [4] Plati, L., Goossens, B., Vansteenkiste, E., Park, S., Gallas, B. D., Badano, A., Philips, W., «Channelized Hotelling observers for the assessment of volumetric imaging data sets,» *J. Opt. Soc. Am. A* 28(6), 1145-1163 (2011).

# Les thérapies LASER: quelle place en oncologie ?.

Vermandel Maximilien <sup>1\*</sup>, Betrouni Nacim <sup>.2</sup>

1 : ONCO-THAI

*Inserm : U1189Centre Hospitalier Régional et Universitaire de LilleUniversité de Lille*

CHRU de Lille 1, avenue Oscar Lambret 59037, Lille Cedex

[www.onco-thai.fr](http://www.onco-thai.fr)

2 : ONCO-THAI

*Inserm : U1189Université de Lille*

1, avenue Oscar Lambret CHRU de Lille 59037 Lille Cedex

\* : Auteur correspondant

**Introduction:** Avec la miniaturisation des technologies LASER, le nombre des applications a considérablement augmenté ces dernières années. Principalement appliquées en dermatologie ou angiologie par le passé, les thérapies LASER se voient aujourd'hui de plus en plus développées pour l'oncologie. Nous dressons ici un panorama des thérapies LASER allant des applications de routines aux voies de recherche actuelles.

**Méthodes:** Principalement deux modes de délivrances sont décrits : la thérapie LASER dite Thermique par voie Interstitielle (LASER Interstitial Thermal Therapy : LITT) et la thérapie LASER dite photodynamique (Photodynamic Therapy : PDT). La première permet une cytoréduction par effet thermique (dépôt localisé et élevé d'énergie). La seconde s'appuie sur un agent pharmacologique photosensibilisateur qui va produire un effet cytotoxique suite à son activation par une longueur d'onde spécifique.

**Résultats:** Aujourd'hui, plusieurs protocoles sont d'ores et déjà en cours de validation. Ainsi une étude de phase III et en voie de finalisation pour le traitement focal des adénocarcinomes prostatiques [1]. Les modalités d'un traitement PDT des gliomes de haut-grade sont également à l'étude sur un modèle préclinique[2] .

**Conclusions:** Outre les modalités de délivrance, les technologies bénéficient également d'un développement intensif, n'en démontre la recherche sur les nanoparticules photoactivables ou les dispositifs d'application de la lumière. Par ailleurs, on observe aujourd'hui un processus comparable au développement que la radiothérapie a connu. En effet, l'utilisation de l'image pour guider la thérapie ou la modélisation des interactions dans les tissus pour le développement de stations informatiques de traitement (TPS) sont nécessaires pour assurer aux thérapies LASER

# Calcul dosimétrique pour la planification des traitements photodynamiques

Dupont Clément <sup>1,2,3</sup>, Reyns Nicolas <sup>1,2,3</sup>, Betrouni Nacim <sup>2</sup>, Vermandel Maximilien <sup>1,2,3</sup>

1 : Centre Hospitalier Régional Universitaire de Lille (CHRU de Lille)

*lilleCHRU Lille*

2 Avenue Oscar Lambret, 59000 Lille

2 : ONCO-THAI

*Inserm : U1189*

1 Avenue Oscar Lambret 59037 Lille Cedex

3 : Université Lille 2 - Droit et santé

*Université Lille II - Droit et santé PRES Université Lille Nord de France*

42, rue Paul Duez - 59000 Lille

<http://www.univ-lille2.fr/>

**Introduction:** Parmi les nouveaux traitements anti-cancéreux en cours de développement, la Thérapie PhotoDynamique (PDT) apparaît comme une alternative réaliste aux traitements conventionnels. La PDT est un traitement localisé et sélectif qui consiste en l'illumination de cellules tumorales photosensibilisées dans le but de provoquer une réaction cytotoxique. Nous présentons ici une comparaison de deux méthodes de calcul dosimétrique de propagation de la lumière.

**Méthodes:** Différents modèles analytiques ([1] et [2]) permettent d'estimer la valeur du débit de fluence (irradiance,  $W/cm^2$ ) émis par une source lumineuse dans un milieu défini par ses coefficients d'absorption  $\mu_a$  et de diffusion réduit  $\mu_s'$ . Contrairement au premier modèle, le second discrétise la source lumineuse en une suite de sources ponctuelles.

Ces méthodes ont été comparées à des modélisations numériques : simulation Monte-Carlo (Beck et al. [3]) et méthode des éléments finis utilisée pour résoudre l'équation de Helmholtz [4]. Cette dernière permet de modéliser la propagation d'une onde dans un milieu (implémentée dans le logiciel de simulation numérique COMSOL Multiphysics).

**Résultats:** Les résultats des simulations par modèles analytiques ont été comparés avec ceux des modélisations numériques. La métrique était l'écart entre les lignes d'iso-irradiance obtenues par les approches analytiques et celles issues des simulations numériques.

Plusieurs longueurs de diffusion avec différentes puissances ont été modélisées. Une différence moyenne de  $0,19 \pm 0,15$  mm et  $0,75 \pm 0,06$  mm pour les équations (1) et (2) ont été respectivement mesurée.

**Conclusions:** L'erreur observée est acceptable et permet de valider notre approximation. Des mesures expérimentales sont envisagées afin d'établir une vérité terrain pour finaliser la validation de notre modèle dosimétrique.

**Références:**

[1] Jacques, S.L., Optical properties of biological tissues: a review. *Phys Med Biol*, 2013. 58 (11): p. R37-61.

[2] Sandell, J.L. and T.C. Zhu, A review of in-vivo optical properties of human tissues and its impact on PDT. *J Biophotonics*, 2011. 4(11-12): p. 773-87.

[3] Beck, T.J., et al., Interstitial photodynamic therapy of nonresectable malignant glioma recurrences using 5-aminolevulinic acid induced protoporphyrin IX. *Lasers in Surgery and Medicine*, 2007. 39(5): p. 386-93.

[4] Biophotonics Group, L.U. Light propagation modelling using Comsol Multiphysics. *Computer exercise in diffuse optics Finite Element Modelling*. 22.

# Caractérisation de nouveaux types de détecteurs pour la dosimétrie des petits champs.

Bartier Florence<sup>1</sup>, Delor Antoine<sup>1</sup>, Sterpin Edmond<sup>2</sup>, Rossomme Séverine<sup>2</sup>, Vynckier Stefaan<sup>1</sup>

1 : Cliniques Universitaires Saint-Luc, Bruxelles, Belgique

2 : Université Catholique de Louvain, MIRO, Bruxelles, Belgique

**Introduction:** Dans le cadre des traitements par stéréotaxie, le choix des détecteurs adaptés à la dosimétrie des petits champs est rendu complexe par l'influence du détecteur sur la mesure. La communauté scientifique se focalise principalement sur la caractérisation des détecteurs afin de minimiser ou corriger cette influence [1] et [2]. Généralement, des détecteurs de type « point » sont étudiés (diodes, chambres) ; mais d'autres types peuvent être envisagés comme les détecteurs planaires (films) ou intégrateurs (chambre Bragg Peak). Cette étude a pour objet de comparer les résultats obtenus avec plusieurs détecteurs de types différents.

**Méthodes:** 2 campagnes expérimentales ont été prévues dans des faisceaux de photons de 6 MV, produits d'abord par un Elekta SLi (mesures déjà réalisées) et ensuite par un Elekta Infinity (mesures en cours). Elles ont été réalisées dans le fantôme d'eau BluePhantom avec le logiciel de contrôle OmniproAccept, d'IBA. Les conditions de mesure sont : une DSP à 90 cm, 2 profondeurs : à 1.5 et 10 cm, un débit de dose de 580UM/min. Les tailles de champs sont comprises entre 10x10 et 0.5x0.5 cm<sup>2</sup>, la première étant notre référence. Les détecteurs étudiés sont: les chambres d'ionisation CC13 et CC01 d'IBA, l'A1SL de Standard Imaging, la Pinpoint 3D (31016) et la Bragg Peak (34070) de PTW, la diode PFD d'IBA et la SRS (60018) de PTW, le détecteur à diamant de synthèse: le microDiamond (60019) de PTW et les films radiochromiques EBT3 d'Ashland. Les données acquises sont les facteurs d'ouverture de champs, les rendements en profondeurs et les profils de dose. L'analyse de ces derniers est faite par un test gamma.

**Résultats:** L'analyse des données pour les détecteurs « point » montre une excellente concordance de la diode SRS (60018) et du microDiamond (60019), avec un écart de valeur de facteur d'ouverture du collimateur pour les plus petits champs à ±1% (voir la figure). Les analyses gamma apportent une valeur quantitative quant à la superposition ou non des rendements en profondeurs et des profils de dose. Par exemple, 99.4% passent le test gamma (1%/1 mm), démontrant une excellente corrélation entre la diode SRS (60018) et le microDiamond (60019). Pour ce qui est des chambres d'ionisation cylindriques, elles montrent toutes une sous-estimation de la dose mesurée pour les faisceaux de largeur inférieure à 2 cm.

**Conclusion:** Nos mesures ont permis de mettre en évidence les bonnes performances de la diode SRS (60018) et du microdiamant (60019). Ces derniers sont à présent utilisés lors de la seconde campagne de mesures afin d'évaluer les potentialités des films EBT3 et de la chambre d'ionisation Bragg Peak (34070) comme candidats pour la dosimétrie des petits champs.

**Références :**

[1] Mise au point d'un protocole dosimétrique pour la détermination des FOC dans les mini-faisceaux utilisés en radiothérapie, Rapport PRP-HOM/SDE n°2013-010, IRSN, 2013

[2] Small field MV photon dosimetry, Report 103, IPEM, 2013



# Influence de l'injection d'un produit de contraste (Ioméron) sur la dosimétrie de la sphère ORL.

Pirault Nicolas <sup>1\*</sup>, Boisselier Pierre, Bedos Ludovic,<sup>\*</sup>, Molinier Jessica, Morel Aurélie, Siméon Sébastien, Aillerès Norbert, Azria David, Fenoglietto Pascal,<sup>\*</sup>

1 : Institut du Cancer de Montpellier

*Institut du Cancer de Montpellier*

ICM 208, Avenue des Apothicaires Parc Euromédecine 34298 Montpellier Cedex 5

<http://www.icm.unicancer.fr/fr>

\* : Auteur correspondant

## Introduction :

L'irradiation de la sphère ORL en technique VMAT génère plusieurs questions dès lors que le calcul dosimétrique est réalisé sur un scanner de simulation injecté [1 ; 2]. En effet, de par l'irradiation rotationnelle, il n'est pas possible de choisir des portes d'entrées de faisceaux évitant le rehaussement de contraste dû à l'injection. Ensuite la prise en compte des hétérogénéités dans l'optimisation peut être influencée par cette injection et générer des cartes de distributions de doses non appropriées pour une irradiation d'un patient non injecté. Le but de ce travail est d'analyser cet impact et de déterminer s'il est nécessaire de réaliser deux acquisitions de préparation, l'une injectée pour la définition des volumes, et une autre pour le calcul dosimétrique.

## Matériels et méthodes:

L'étude a porté sur 9 patients précédemment traités pour des cancers de la sphère ORL en technique VMAT (RapidArc, Varian Medical Systems). Deux acquisitions scannographiques ont été réalisées avec et sans injection sur un tomographe Optima CT 580 (GE). L'injection est réalisée en deux temps, une première imprégnation de 60 mL de Ioméron est effectuée à 1 mL/s puis 30 secondes après, une deuxième imprégnation de 90 mL à un débit de 2 mL/s. Le premier scanner est réalisé 130 secondes après ces injections. La planification de traitement (optimisation et calcul de dose) a été réalisée sur le scanner injecté, au moyen du TPS Eclipse (Varian Medical Systems) et des algorithmes AAA et PRO (v.10). Le même plan de traitement a été recalculé dans un second temps sur le scanner non-injecté.

Une étude comparative a été menée sur les Histogrammes Doses Volumes (HDV) obtenus. Les différences entre les doses moyennes, les doses maximales et minimales ainsi que les volumes recevant 20, 30 et 45 Gy pour les organes à risques (OAR) ont été relevés et comparés. Les HDV de référence sont ceux réalisés avec le scanner injecté.

## Résultats:

Le scanner non-injecté a été réalisé en moyenne 9 minutes après le scanner injecté. L'étude montre que pour ces 9 patients, la dose moyenne du PTV haute dose est en moyenne supérieure de  $0,028 \pm 0,038$  %, la dose minimale supérieure de  $0,975 \pm 2,06$  % et la dose maximale de  $0,389 \pm 0,562$  %. En ce qui concerne le PTV de dose intermédiaire, on retrouve ces différences avec pour la dose moyenne, un écart supérieur de  $0,033 \pm 0,04$  %, pour la dose minimale, un écart est de  $0,443 \pm 1,515$  % et pour la dose maximale, un écart de  $0,381 \pm 0,559$  %. Pour le PTV de bas risque, il est retrouvé des résultats similaires, un écart de  $0,053 \pm 0,088$  %, de  $0,455 \pm 2,05$  % et,  $0,404 \pm 0,549$  % pour la dose moyenne, la dose minimale et pour la dose maximale respectivement. Les écarts sur les OAR ne sont pas plus importants et sont répertoriés dans le tableau 1.

## Conclusion :

L'effet du produit de contraste sur des traitements des cancers de la sphère ORL en technique VMAT montre des écarts inférieurs à 1% sur les PTVs et inférieurs à 1,5% sur les OARs et s'expliquent par la différence des nombres NCT donc la différence des densités électroniques entre les deux images, différence faible par ailleurs aux énergies considérées. Ces résultats sont similaires aux résultats obtenus par l'équipe de Liu [2], et ne permettent pas la remise en cause du protocole de dosimétrie sur CT injecté.

# Contrôle qualité des plans de traitement au Cyberknife® par film Gafchromic® EBT3 : analyse des résultats obtenus sur plus de 300 contrôles

Bellec Julien <sup>1\*</sup>, Jouyaux Fanny <sup>1</sup>, Perdrieux Mickaël <sup>1</sup>, Henry Olivier <sup>1</sup>, Sorel Soizic, Lesnard Jeanne, Manens Jean-Pierre <sup>1,2</sup>, Lafond Caroline <sup>1,2</sup>

1 : Centre Eugène Marquis

*CRLCC Eugène Marquis*

Avenue Bataille Flandres-Dunkerque 35042 RENNES CEDEX

<http://www.centre-eugene-marquis.fr/>

2 : Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image (LTSI)

*Inserm : U1099 Université de Rennes 1*

Campus Universitaire de Beaulieu - Bât 22 - 35042 Rennes

<http://www.ltsi.univ-rennes1.fr>

\* : Auteur correspondant

## Introduction

Le Cyberknife® (Accuray) est un système de radiothérapie stéréotaxique robotisé nécessitant la mise en place d'un programme d'assurance qualité robuste. Les recommandations actuelles (AAPM TG-135) portent essentiellement sur des contrôles qualité spécifiques machine ; alors que pour d'autres modalités complexes de traitement, telle que la RCMI, des contrôles renforcés des plans de traitement sont recommandés. L'objectif de l'étude est de proposer un protocole de contrôle qualité des plans de traitement au Cyberknife® par film radiochromique et de présenter les résultats obtenus après un an d'application dans notre institution.

## Matériels et méthodes

L'étude a été réalisée sur un Cyberknife® M6? v10.1 mis en service en février 2014. Pour chaque patient, un contrôle in-vitro du plan de traitement a été réalisé par films Gafchromic EBT3 (Ashland) dans un fantôme homogène « Baby Blue » (Standard Imaging). Les films ont été numérisés avec un scanner 10000XL (Epson). La calibration des films en dose a été réalisée par la méthode multicanal implémentée dans le logiciel FilmQAPro (Ashland). La dose mesurée par film, sans normalisation de dose, a été comparée à la dose calculée par la méthode du gamma index implémentée sur le logiciel Verisoft (PTW). Pour chaque contrôle, le pourcentage de points acceptés et la valeur moyenne du gamma index pour des critères de 3% (local) / 2 mm ont été relevés (seuil d'analyse : 30% de la dose maximale). De plus, le décalage géométrique entre les distributions de dose mesurée et calculée a été évalué. Le suivi des résultats et la définition des seuils d'acceptabilité des plans de traitement ont été effectués au moyen de la maîtrise statistique des processus (MSP).

## Résultats

Au total, 310 plans de traitement pour des localisations crâniennes et extra-crâniennes ont été contrôlés. En moyenne, sur notre installation, 97,1 % des points passent le critère 3% (local) / 2 mm (écart-type : 2,8 %) avec une valeur moyenne du gamma index de 0,44 (écart-type : 0,10). Le décalage géométrique moyen observé entre les distributions de dose mesurée et calculée est de 0,3 mm (écart-type : 0,7 mm). Pour nos critères d'analyse, les seuils d'acceptabilité définis par MSP sont de 91,0 % pour le pourcentage de points acceptés et de 0,67 pour la valeur moyenne du gamma. 11 plans ont présenté des résultats en dehors de ces limites de contrôle ; l'analyse des causes assignables à ces écarts sera détaillée.

## Conclusion

Le protocole de contrôle prétraitement in-vitro par films radiochromiques mis en oeuvre est une méthode adaptée pour s'assurer pour chaque patient de la bonne délivrance des traitements au Cyberknife®. Ce contrôle spécifique patient nous a permis d'identifier des situations pour lesquelles la délivrance du traitement n'était pas optimale. Dans notre institution, ce protocole est utilisé en routine avec un suivi des résultats par MSP conformément à ce qui est fait sur les autres modalités complexes de traitement implémentées. Le protocole de contrôle est en cours d'évolution afin d'intégrer la synchronisation respiratoire.

# Méthode de reconstruction d'un profil de dose asymétrique en radiothérapie externe

Mota W.<sup>1</sup>, Lemonnier D.<sup>1</sup>, Diot-Vaschy M.<sup>1,2</sup>, Gschwind R.<sup>1</sup>, Tochet F.<sup>1,2</sup>

1 : UMR 6249 - Laboratoire Chrono-environnement (UMR 6249 - Laboratoire Chrono-environnement)

*Université de Franche-Comté*

Pôle Universitaire BP 71427 25211 Montbéliard cedex

<http://chrono-environnement.univ-fcomte.fr/>

2 : Centre Hospitalier Régional Universitaire de Besançon (CHRU de Besançon)

*Université de Franche-Comté*

3, bd Alexandre Fleming - 25000 BESANCON

## Introduction :

Lors du contrôle qualité mensuel d'un accélérateur Varian 2100C du CHRU de Besançon, une asymétrie de 112% a été détectée sur l'axe d'un profil de dose pour un faisceau de photons de 18 MV.

Dans le but de réévaluer la dosimétrie des patients qui auraient été impactés par cette asymétrie, nous avons considéré que l'incident était survenu le lendemain du dernier contrôle qualité dosimétrique. La bibliographie a mis en évidence un manque de méthodes pour ce type de situation.

L'objectif de cette étude est donc de proposer une méthode de reconstruction simplifiée d'un profil asymétrique pour permettre la réévaluation des dosimétries des patients concernés.

## Matériel et méthodes :

Une méthode dite « méthode des n champs » a été mise en place au CHRU de Besançon afin de calculer la dose délivrée lors d'une irradiation effectuée avec un faisceau asymétrique. La reconstruction du faisceau asymétrique est créée par une segmentation du champ utilisé initialement en n champs pondérés différemment. Pour notre profil de dose, une segmentation du faisceau par trois champs : un grand champ reprenant le faisceau initial de traitement et apportant le minimum de dose, et deux « champs-dans-le-champ » provoquant l'asymétrie attendue, a été utilisée.

Les profils de dose pour une segmentation en trois champs ouverts dans les conditions suivantes : DSP = 90cm, DSA = 100cm, pour nos faisceaux de 20x20cm<sup>2</sup> et 10x10cm<sup>2</sup>, ont été mesurés avec une chambre d'ionisation 0.3cc Semiflex dans une cuve à eau PTW MP3 et deux matrices de détecteurs PTW 2D-Array seven29 et PTW-Octavius dans des plaques de PMMA. Ces profils ont ensuite été étudiés à l'aide du TPS Oncentra Master Plan et comparés à des simulations Monte-Carlo avec le code BEAMnrc.

Les doses ont été recalculées pour 21 patients avec le profil reconstruit par la méthode à trois champs.

## Résultats :

Pour la segmentation à trois champs, l'écart moyen et maximal entre les profils est respectivement de 0.457 % et 1.67%.

Ainsi, cette méthode a permis de recalculer la distribution de dose de 21 patients dont 7 nécessitent un suivi médical particulier. Elle a été appliquée sur des champs filtrés. A l'heure actuelle, les filtres dynamiques ne sont toujours pas vérifiés. Les premiers résultats sur l'étude de l'asymétrie d'un champ filtré mettent en évidence la difficulté de reproduire l'asymétrie.

## Conclusion:

La « méthode des n champs » a permis de reconstruire les profils asymétriques. L'écart de dose maximal est de 1.67% pour le cas le plus défavorable entre les deux profils de dose pour des champs ouverts. Le travail sur les champs filtrés doit être poursuivi. Une des hypothèses consiste à remplacer le filtre dynamique par un filtre physique et à déterminer les corrections de pondération qui en découlent.

# Evaluation de l'algorithme de calcul de dose absorbée Acuros XB et impact de son utilisation clinique dans les traitements de stéréotaxie

Younes Tony <sup>1\*</sup>, Vieillevigne Laure <sup>1</sup>

1 : Institut Universitaire du Cancer de Toulouse - Institut Claudius Regaud (IUCT)

*IUCT*

1 avenue Irène Joliot Curie 31059 TOULOUSE

\* : Auteur correspondant

**Introduction:** Le but de cette étude est d'évaluer la précision d'un algorithme de calcul de dose absorbée basé sur la résolution de l'équation de Boltzmann: « Acuros XB » (AXB) implémenté dans le TPS Eclipse (Varian Medical Systems). Pour évaluer AXB, la méthodologie préconisée par l'IAEA TECDOC 1583 (1) a été suivie. AXB a été également évalué dans des cas cliniques de traitements stéréotaxiques extra crâniens. Dans tous les cas, AXB a été comparé à l'Algorithme Analytique Anisotropique (AAA).

**Méthodes:** Le rapport IAEA TECDOC 1583 présente huit configurations de champs différents dans les milieux hétérogènes. Les plans ont été créés sur le fantôme CIRS thorax modèle 002LFC comprenant différents inserts équivalent tissus (eau, os, poumon). Les mesures ont été effectuées avec une chambre d'ionisation PinPoint (type 31016, PTW) sur un accélérateur Novalis TrueBeam STx pour les photons de 6MV et 10MV avec et sans filtre égalisateur (6FF, 6FFF, 10FF et 10FFF). Des mesures de traitements stéréotaxiques ont été également effectuées sur le fantôme CIRS thorax.

**Résultats:** Pour les huit configurations du TECDOC 1583, un excellent accord a été trouvé entre les mesures et les calculs AXB. Toutes les mesures étaient dans les tolérances fixées par le TECDOC 1583. Dans les poumons, l'écart maximal entre la dose mesurée et celle calculée était inférieur à 0,6% pour toutes les énergies photons. Avec AAA, dans le poumon, certaines déviations étaient supérieures aux tolérances. Les écarts maximaux étaient de 4,4%, 3,3%, 2,3% et 1,6 % pour les faisceaux de photons de 6FF, 10FF, 6FFF et 10FFF respectivement. Concernant l'os, nous n'avons pas trouvé une grande différence entre les deux algorithmes, cela est probablement dû au fait que nos mesures ont été réalisées dans l'insert eau placé à l'intérieur de l'os. D'autres études sont en cours afin de mesurer dans l'insert os. Les mesures des cas cliniques ont montré des résultats similaires à ceux du TECDOC 1583.

**Conclusions:** Les résultats du TECDOC 1583 et des cas cliniques montrent que l'algorithme AXB est plus précis que AAA dans le poumon pour les photons de 6FF, 10FF, 6FFF et 10FFF. Des études supplémentaires sont en cours pour réaliser des mesures directement dans les hétérogénéités. Les deux méthodes de report de la dose absorbée dans le milieu (Dm) ou dans l'eau (Dw), en particulier dans les traitements de stéréotaxie, vont être également approfondies.

**Références:**

1. Iaea. Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems?: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems?: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques. TECDOC 1583. Iaea Tecdoc. 2008;(January).

# Enhancement of radiation effectiveness by high Z nanoparticles

Schettino Giuseppe<sup>1</sup>

1 : National Physical Laboratory (NPL)  
London

**Introduction:** High Z nanoparticles (NPs) are currently being developed for a wide range of medical applications including their use as dose enhancer in radiotherapy and contrast agent in diagnostic imaging. Clinical exploitation of NPs is however hampered by poor and limited understanding of the mechanisms underpinning reported enhancement in the radiation effectiveness and possible increase in health risks due to exposure to ionizing radiation of tissues doped with high Z material. Driven by the unique chemical and physical properties of nano-scale materials, radio-enhancement and/or radio-sensitizing effects have been reported with contradictory data highlighting the inefficiency of macroscopic models based on mass attenuation coefficients. A wide range of interconnected parameters such as size, charge, coating, sub-cellular localization, reactive radical production & scavenging and quality of the incident radiation is likely to affect both radio-toxicity and cellular uptake with direct consequences for tissue imaging and radiotherapy treatment outcome.

**Methods:** Through clonogenic cell survival and DNA damage assays [1], we have assessed the extent of the enhancement in radiation effectiveness for a commercially available NP product in a panel of cancer and normal cell lines. Specific radiation chemistry assays are also being developed to investigate the impact of NP on the production of the reactive radicals as key element in the radiation induced DNA damage. Experimental investigations are supported by predictions from a mathematical model accounting for changes in the ionization pattern at nanoscale level.

**Results:** The different levels of radio-sensitization are likely to be due to differential NP uptake as well as different mechanisms triggered by the interaction of nanoparticles with ionizing radiation. A mathematical model based on the Local Effect Model (LEM) used for heavy ions [2] indicates that radio-sensitization is not just due to a dose enhancement factor but it may be driven by the complex cluster of ionizations created in proximity of the nanoparticles by showers of secondary Auger electrons.

**Conclusions:** High Z NPs can cause significant enhancement of radiation effectiveness through a combination of both physical (dose and lesion complexity enhancement) and biological effects (apoptosis and oxidative stress). The findings highlight the need for extensive characterization of the radio-biological response induced by the interaction of nanoparticles with ionizing radiation when assessing their potentials for diagnostic and therapy applications.

## References:

- [1] Butterworth, K.T., J.A. Coulter, S. Jain, J. Forker, S.J. McMahon, G. Schettino, K.M. Prise, F.J. Currell, and D.G. Hirst, "Evaluation of cytotoxicity and radiation enhancement using 1.9 nm gold particles: potential application for cancer therapy", (2010) *Nanotechnology*. 21 (29); p. 295101
- [2] McMahon, S.J., W.B. Hyland, M.F. Muir, J.A. Coulter, S. Jain, K.T. Butterworth, G. Schettino, G.R. Dickson, A.R. Hounsell, J.M. O'Sullivan, K.M. Prise, D.G. Hirst, and F.J. Currell, "Biological consequences of nanoscale energy deposition near irradiated heavy atom nanoparticles", (2011) *Scientific Reports*. 1 (18); p. 1-9

# Les essais cliniques associant nanoparticules et radiothérapie

Deutsch Eric <sup>1</sup>

1 : Institut Gustave Roussy (IGR)

*Institut Gustave Roussy*

39, rue Camille Desmoulins 94805 Villejuif

<http://www.igr.fr/>

Les essais cliniques associant nanoparticules et radiothérapie

# Localisation des nanoparticules d'or dans des cellules cancéreuses par microscopie haute résolution

Maury Pauline<sup>1</sup>, Porcel Erika

1 : Institut des Sciences Moléculaires d'Orsay (ISMO)

CNRS : UMR8214 Université Paris XI - Paris Sud

Université Paris-Sud 91405 Orsay cedex

<http://www.ismo.u-psud.fr>

Titre: Localisation des nanoparticules d'or dans des cellules cancéreuses par microscopie haute résolution

Auteurs: Pauline Maury, Erika Porcel  
Institut des Sciences Moléculaires d'Orsay (ISMO)  
Université Paris Sud 11  
91405 Orsay/FRANCE

Introduction: L'utilisation de nanoparticules (NPs) apparaît aujourd'hui comme une technique prometteuse pour amplifier, de manière ciblée, l'effet des rayonnements dans la tumeur [1]. Notre équipe a démontré que les NPs sont activées par le rayonnement et augmentent les dommages complexes et les dommages directement létaux [2]. Afin de comprendre quels sont les sites d'action de ces nanoparticules, il est fondamental de caractériser l'internalisation des NPs dans les cellules et de les localiser.

Méthodes: Dans un premier temps, l'internalisation a été observée par microscopie confocale qui permet d'obtenir des images en trois dimensions d'échantillons biologiques de façon non invasive. Cependant, elle est limitée par les phénomènes de diffraction. En effet, le critère de Rayleigh limite la résolution optique à quelques centaines de nanomètres.

Pour améliorer la résolution spatiale, des techniques basées sur la détection de particules uniques se développent. Dans nos expériences d'imagerie cellulaire, nous utiliserons la technique dSTORM qui permet d'atteindre une résolution latérale de 20 nm. [4]

Résultats: Les premiers résultats en microscopie confocale permettent de localiser les NPs d'or dans le cytoplasme cellulaire (voir figure ci-dessous). Les nanoparticules d'or n'ont jamais été observées dans le noyau. En utilisant des marqueurs fluorescents des différents organites cellulaires, on montre que les NPs sont colocalisées avec les lysosomes, pas avec les mitochondries. [3]

Les expériences en technique dSTORM sont en cours.

# Dose painting

Sterpin Edmond<sup>1</sup>

<sup>1</sup> : Université Catholique de Louvain, MIRO, Bruxelles, Belgique

Title: Dose painting by numbers: the picture seen by the physicist

Authors:

E. Sterpin (1)

<sup>1</sup> Université catholique de Louvain, Center of Molecular Imaging, Radiotherapy and Oncology, Institut de Recherche Expérimentale et Clinique (IREC), Brussels/Belgium

Dose painting by numbers is the delivery of a voxel-by-voxel heterogeneous dose distribution according to the spatial distribution of some biological feature of the tumor (e.g. tumor burden, hypoxia, proliferation...). This biological feature can hypothetically be quantified by some imaging modality, for instance a PET-scan. Ideally, such treatment strategy would enable dose escalation to radioresistant parts of the tumor without causing significant secondary effects. Although appealing, the aim of dose painting ? the spatial correlation between a given phenotype and the delivered dose ? is jeopardized by the uncertainties that affect all steps of the preparation and execution of the treatment.

In a typical dose painting by numbers workflow with <sup>18</sup>F-FDG-PET, the tracer is injected in the patient. The FDG uptake is imaged by the PET scan. The PET image is then segmented to determine the external contour of the tumor. The spatial distribution of the PET image inside the tumor contour is converted to a dose prescription, generally using a linear relationship from a minimum to a maximum dose value defined by the physician. The planned dose distributions must match the non-homogeneous prescription. Finally, treatment delivery accuracy is verified by quality assurance.

This lecture will review the uncertainties associated to dose painting from the point-of-view of the radiation physicist working in a radiotherapy department, that is, going backwards in the workflow from treatment delivery to the biology of the tumor. Intuitively, the radiation physicist will first focus on the feasibility of delivering complex, non-uniform dose distributions. The radiation physicist should also ensure that geometric errors (patient setup, morphological modifications) are minimized and incorporated in the treatment planning and delivery processes. These two aspects will be covered in detail. However, other issues that do not belong to the immediate expertise of a radiation physicist will also be addressed. How accurate is the PET image with respect to the actual tracer uptake distribution? Is the chosen tracer (FDG or others) a spatial surrogate correlated to a relevant biological feature of the tumor?

After this review, the radiation physicist should have a better insight about his role in the development of a dose painting by numbers strategy but also about the present clinical relevance of dose painting. A large uncertainty at one single step of the workflow makes it globally ineffective, no matter the quality of the efforts performed elsewhere to improve it.



# Avis de la SFPM portant sur la dosimétrie in vivo dite «de transit» en radiothérapie externe

Marchesi Vincent <sup>1</sup>, Berger Lucie, Boutry Christine <sup>2</sup>, Dupuis Pauline <sup>3</sup>, François Pascal <sup>4</sup>, Crespain Sylvain <sup>5</sup>

1 : Institut de Cancérologie de Lorraine (ICL)

*CRLCC Alexis Vautrin*

2 : Groupe Oncorad Garonne

*Montauban*

3 : Centre Léon Bérard

*CRLCC Léon Bérard*

Unité de Physique Médicale, service de radiothérapie, 28, rue Laennec 69373 LYON Cedex 08

4 : Unité de Physique Médicale

*CHU de Poitiers*

[chu-poitiers.fr](http://chu-poitiers.fr)

5 : CHD Les Oudairies, La Roche sur Yon

*CHD Les Oudairies*

Introduction : L'ASN a sollicité la SFPM afin de connaître la position des professionnels quant à l'utilisation de la dosimétrie dite «de transit » pour un contrôle de la dose in vivo (DIV) en radiothérapie. Les recommandations des experts missionnés par la SFPM sont présentées.

Contexte : Traditionnellement, la DIV est réalisée à l'aide de détecteurs ponctuels placés sur le patient en entrée ou en sortie du faisceau. La diode semi-conductrice est le détecteur le plus répandu et présente de nombreux avantages pour une utilisation généralisée et fréquente : robuste, mesure précise et reproductible hormis dans des conditions cliniques ou techniques plus complexes. Mais les détecteurs ponctuels montrent leurs limites pour les pratiques avancées de radiothérapie telles que les techniques de modulation d'intensité en champ statique ou par arcs ou la radiothérapie en conditions stéréotaxiques.

Ces techniques se développent désormais rapidement et une proportion importante des patients traités ne bénéficie plus de techniques de dosimétrie in vivo, privant les professionnels d'une barrière de sécurité importante dans le processus d'amélioration et de maintien de la qualité.

La dosimétrie in vivo dite « de transit » à l'aide des systèmes d'imagerie portale (EPID) peut, en théorie, s'appliquer à toutes les techniques, sous réserve de pouvoir positionner le système de détection sans risque de collision pour le patient ou le matériel. La DIV de transit consiste en la mesure du signal recueilli par le système d'imagerie en sortie du patient, généralement à distance, puis en la conversion de ce signal mesuré en dose pour, en fin de processus, pouvoir comparer la dose mesurée à la dose calculée. Il existe deux approches pour pouvoir corréler la mesure à la dose délivrée au patient : prédiction de l'image portale en dose derrière le patient et rétroprojection de la mesure de l'EPID dans le patient.

De nombreux travaux scientifiques présentent des résultats prometteurs avec cette technique soit en remplacement des mesures ponctuelles traditionnelles soit pour les applications sur les nouvelles techniques. En France, quelques équipes l'utilisent déjà avec succès pour les traitements modulés mais la diffusion reste faible, peut-être à cause d'un coût d'investissement encore important.

Conclusion : Les experts sollicités estiment que la dosimétrie in vivo de transit par EPID est une technique équivalente à la dosimétrie in vivo classique. Elle est prometteuse, encore jeune et demandera encore quelques années avant d'arriver à maturité en termes de mesures, algorithme de reconstruction ou de matériel. L'apport de la dosimétrie de transit doit permettre un suivi quotidien de la qualité des traitements, au-delà des résultats in vivo propres au patient. Les experts recommandent la promotion d'une évaluation médico-technique et économique de cette technique et des voies de développement et d'évaluation pourraient être ouvertes via des structures de R&D. Experts sollicités par la SFPM : Lucie Berger, CLCC Clermont-Ferrand Pauline Dupuis, CLCC Lyon Vincent Marchesi, CLCC Nancy

Relecteurs : Christine Boutry, Clinique Oncorad Montauban Pascal François, CHU Poitiers Sylvain Crespain, CH La Roche-sur-Yon

# Détection d'anomalies dans un plan de traitement volontairement biaisé en tomothérapie : comparaison de l'ArcCHECK® (Sun Nuclear) et des films Gafchromic® EBT3 (Ashland)

Werle Félix <sup>1</sup>, Dehaynin Nicolas <sup>1</sup>, Meyer Philippe <sup>1</sup>, Niederst Claudine <sup>1</sup>, Jarnet Delphine <sup>1</sup>, Gantier Matthieu <sup>1</sup>, Karamanoukian Diran <sup>1</sup>

1 : Département de Radiothérapie - Unité de Physique, Centre de Lutte Contre le Cancer Paul Strauss  
CRLCC Paul Strauss  
3 rue de la Porte de l'hôpital B.P. 42, 67065 Strasbourg Cedex

**Introduction :** Cette étude propose une évaluation comparative de l'ArcCHECK® (Sun Nuclear) et des films Gafchromic® EBT3 (Ashland), afin de déterminer lequel permet de mettre le plus efficacement en évidence une anomalie dans un plan de traitement de tomothérapie volontairement biaisé.

**Méthodes :** Un plan de traitement tomothérapie ORL a été volontairement biaisé afin d'y apporter trois types d'anomalies : en laissant une puis deux lames fermées durant la totalité du traitement, en modifiant l'angle initial d'irradiation (+0,5° et +1,0°) et en faisant varier le temps d'ouverture des lames (+0,5% et +1,0%), ce qui a pour effet de modifier la période de rotation du bras. Les six modifications ont été réalisées dans le fichier XML associé au plan de traitement initial « sans biais ». Les doses délivrées par ces six plans de traitement ont été mesurées à l'aide de deux détecteurs : films Gafchromic® EBT3 et ArcCHECK®.

Les films Gafchromic® EBT3 sont numérisés à l'aide d'un scanner 10000 XL (Epson), puis convertis en dose selon la méthode des trois couleurs. Les distributions de dose mesurées et théoriques sont comparées à l'aide du logiciel DQA Station par calcul de l'indice gamma (dose relative globale). Les matrices de dose associées à chaque film irradié ont été extraites à l'aide des logiciels DoseLab Pro et MATLAB.

L'ArcCHECK® est utilisé avec le logiciel SNC Patient v.6.6.0 (Sun Nuclear) pour l'analyse gamma. Les matrices de dose associées à chaque plan de traitement mesuré avec l'ArcCHECK® ont été extraites directement à partir du logiciel.

Pour chacun des six plans biaisés, la comparaison de l'ArcCHECK® avec les films Gafchromic® a été effectuée via deux méthodes : une étude par soustraction de matrices de dose et une analyse par calcul de l'indice gamma.

**Résultats :** La distribution relative à la soustraction des matrices de dose « sans biais » présente une dispersion 5 fois plus faible pour l'ArcCHECK® que pour les films radiochromiques.

Les deux méthodes d'analyse ont permis de mettre en évidence une supériorité de l'ArcCHECK® pour la détection des biais concernant l'angle initial d'irradiation et le temps d'ouverture des lames. En effet, la variation des écarts-type relatifs aux distributions de la soustraction des matrices de dose « sans biais » et « avec biais » est plus importante pour le détecteur 3D (4,2% à 7,5% pour l'ArcCHECK® et 0,9% à 3,3% pour les films EBT3). De même, les critères gamma en dose et en distance utilisés dans l'étude permettent une meilleure détectabilité des biais pour l'ArcCHECK®. Concernant les biais relatifs à la mauvaise position des lames, les deux détecteurs sont susceptibles de les repérer.

**Conclusion :** Les deux méthodes comparatives ont permis de montrer une supériorité du processus d'analyse utilisant l'ArcCHECK® pour la détection des trois types de biais étudiés. L'origine de ces observations est probablement à attribuer à la dispersion de mesure plus importante pour le processus d'analyse utilisant le film radiochromique ? due aux nombreuses incertitudes liées aux différentes composantes du processus ? ainsi que la perte d'information inhérente à la forme 2D de ce détecteur.

# Développement d'une méthodologie permettant l'utilisation de la dosimétrie portale pour la vérification des traitements de stéréotaxie élaborés avec un TPS dédié (iPlan)

Baltieri Valérie <sup>1\*</sup>, Leclercq Cédric, Monseux Anne, Sottiaux Alain, Tomsej Milan

1 : Département de Radiothérapie, CHU A.Vésale, Charleroi

\* : Auteur correspondant

Introduction : La technique de traitement des tumeurs intra-crâniennes en conditions stéréotaxiques a démarré dans notre département grâce à l'acquisition d'un accélérateur linéaire de type Novalis Powered by Truebeam STx (Varian-Brainlab). Ces traitements sont composés d'un ensemble d'arcs non-coplanaires de faisceaux de photons de petite taille de 6MV d'énergie nominale et sont élaborés grâce au système de planification (TPS) iPlan (Brainlab). Avant chaque traitement, un contrôle de qualité dosimétrique spécifique au patient est essentiel. Celui-ci est constitué d'un contrôle de dosimétrie absolue (Pin-Point et/ou diode SRS) et d'un contrôle de dosimétrie relative basée sur l'irradiation et la lecture de films radiochromiques.

Parallèlement à cette technique, se sont développés dans notre service, les traitements en IMRT/VMAT calculés à l'aide d'un autre TPS, Eclipse (Varian) et nous permettant de réaliser la dosimétrie portale. Cet outil, très efficace pour les contrôles de qualité des traitements des patients est techniquement inutilisable pour tout autre système de planification. Par contre, ce TPS n'est pas dédié au traitement dans des conditions stéréotaxiques.

Dès lors, pour des raisons d'uniformité, de sécurité et de qualité, nous avons voulu, par cette étude, évaluer la précision du calcul de dose obtenue par Eclipse, pour des configurations d'arcs typiques des traitements en conditions stéréotaxiques (petites tailles de champs), dans le but de bénéficier de la dosimétrie portale comme outil de contrôle de qualité des patients traités dans de telles conditions, actuellement impossible sans Eclipse.

Méthodes : La balistique de 27 patients (planifiés dans iPlan) et composée de plusieurs arcs non coplanaires de tailles diverses, a été appliquée et évaluée, dans iPlan sur un fantôme homogène. L'entièreté des informations cliniques (CT du fantôme, configuration des arcs (bras, collimateur, MLC, UM...), structures) a ensuite été exportée vers le TPS Eclipse et recalculée par l'algorithme « Acuros ».

Les matrices de doses d'iPlan et d'Eclipse ont été envoyées vers un logiciel d'évaluation de distribution de dose (Omnipro l'mRT, IBA) afin de réaliser une comparaison en dose absolue et une analyse sur base d'un gamma avec des critères stricts (1%, 1mm) (Fig1).

Cette comparaison permettra également de déterminer jusqu'à quelle taille de champ le calcul d'Eclipse est aussi précis que celui d'iPlan et dans quel cas, un contrôle de qualité basé sur la dosimétrie portale pourrait être envisagé.

Résultats et conclusions : La balistique de 27 patients a été considérée dans cette étude et sera discutée dans la présentation. Celle-ci est constituée de plusieurs arcs non-coplanaires de tailles de carrés équivalents allant de 7x7cm<sup>2</sup> à 0.7x0.7cm<sup>2</sup>.

Jusqu'à présent, les résultats montrent un accord excellent entre les doses calculées par iPlan et celles calculées par Eclipse et ce, même pour des champs inférieurs à 2x2 cm<sup>2</sup>.

Les différences en dose absolue, en un point, s'étendent de 3.6% à 0.2% avec une valeur moyenne à 1.6%.

En ce qui concerne l'analyse gamma, 93% de nos patients satisfont à un gamma où 90% des points entrent dans les critères 1%, 1mm.

Bien évidemment, afin de rendre cette étude complète, une analyse sera envisagée pour les cas cliniques, en tenant compte des hétérogénéités, gérées différemment par les algorithmes (Pencil Beam et Acuros) des deux TPS.



# **Evolutions et implémentation d'une bibliothèque de données standardisée pour un logiciel de dosimétrie transit, pour des accélérateurs Varian et Elekta.**

Celi Sofia<sup>1,2</sup>, Rousseau Valérie<sup>2</sup>, François Pascal<sup>3</sup>

1 : Service de Physique Médicale

*Institut Curie*

26 rue d'Ulm 75248 PARIS CEDEX 05

2 : DOSIsoft

*DOSIsoft*

<http://www.dosisoft.com/>

3 : Unité de Physique Médicale

*CHU de Poitiers*

[chu-poitiers.fr](http://chu-poitiers.fr)

**Introduction:** Dans le contexte d'une utilisation croissante de techniques complexes, la dosimétrie in vivo sur imageur portal (Electronic Portal Imaging Device ? EPID), équipement standard de tout accélérateur moderne, représente une alternative efficace à la dosimétrie conventionnelle. Cependant, la mise en place de dosimétrie sur EPID requiert une vaste bibliothèque de données mesurées, ce qui peut freiner l'installation d'un tel système. Dans l'objectif de dispenser les utilisateurs de ces longues mesures, l'utilisation de valeurs standardisées de paramètres de la bibliothèque a été précédemment testée pour le logiciel EPIgray (DOSIsoft). Afin de créer une bibliothèque entièrement standardisée, la méthode a été étendue à tous les paramètres mesurés d'EPIgray et testé pour les accélérateurs des constructeurs les plus courants (Varian, Elekta).

**Méthodes:** Les données mesurées de 45 faisceaux Varian et Elekta d'indices de qualité de 0.64 à 0.79 ont été répertoriées, incluant les principaux éléments de la bibliothèque (Rapport Tissu Maximum Fini [RTMf], Facteurs de Conversion [FC]) et leurs composantes mesurées à la chambre d'ionisation et à l'EPID. Des séries de valeurs uniques sont alors déterminées à partir des courbes de tendance de ces paramètres, par indice de qualité. Afin d'affiner les résultats, deux types de corrections sont appliquées : l'une pour radier les erreurs de mesure et l'autre pour éliminer les données aberrantes. Pour valider les différents éléments de la bibliothèque standardisée, cinq bibliothèques ont été créées à partir des séries de valeurs standards calculées pour les différentes configurations. Puis, 30 plans de traitement d'accélérateurs Varian et 20 dossiers de traitement d'accélérateurs Elekta ont été re-calculés pour chacune de ces bibliothèques, et les résultats ont été analysés et comparés.

**Résultats:** Les valeurs de paramètres calculés à partir d'une base de données corrigée présentent moins de 2% de différence aux valeurs attendues. L'utilisation d'une série de RTMfs standard réussit autant pour les accélérateurs Varian que Elekta. Pour les accélérateurs Varian, la bibliothèque entièrement standardisée donne des résultats acceptables, bien que les résultats préliminaires indiquent une meilleure performance lorsque les valeurs de l'EPID sont mesurées, et non calculées à partir de la base de données. Enfin, la bibliothèque basée sur la série de valeurs EPID calculées ne donne pas encore de résultats concluants pour les dossiers Elekta: la base de données Elekta semble être encore insuffisante pour une bonne estimation.

**Conclusions:** Sous réserve de quelques mesures de contrôle, la bibliothèque entièrement standardisée peut être mise en place pour un accélérateur Varian et aboutir à des résultats comparables à ceux d'une bibliothèque mesurée. Pour les accélérateurs Elekta, des premiers résultats satisfaisants ont été obtenus pour les séries de RTMfs calculés, mais des données supplémentaires sont nécessaires avant une utilisation répandue de FCs standard.

# Détecteur transparent pour le suivi en ligne des faisceaux de RCMI

Delorme Rachel<sup>1</sup>, Fabbro Robin<sup>1</sup>, Arnoud Yannick<sup>1</sup>, Rossetto Olivier<sup>1</sup>, Boyer Bernard<sup>1</sup>, Gallin-Martel Marie-Laure<sup>1</sup>, Gallin-Martel Laurent<sup>1</sup>, Fonteille Isabelle<sup>1</sup>, Giraud Jean-Yves<sup>1,2</sup>

1 : Laboratoire de Physique Subatomique et de Cosmologie (LPSC)

CNRS : UMR5821IN2P3 Université Joseph Fourier - Grenoble Institut Polytechnique de Grenoble - Grenoble Institute of Technology  
53 avenue des Martyrs - 38026 Grenoble Cedex  
<http://lpsc.in2p3.fr>

2 : Centre Hospitalier Universitaire de Grenoble (CHU)

Université de Franche-Comté  
38000 - GRENOBLE

**Introduction :** Un détecteur innovant, nommé TraDeRa pour « Transparent Detector for Radiotherapy », a été développé pour l'assurance qualité (AQ) en radiothérapie. Il consiste en une matrice pixélisée de chambres d'ionisation avec un design optimisé des électrodes. Chaque électrode est reliée à un circuit intégré spécifique permettant de fournir une carte de l'intensité du faisceau et de sa forme, à l'échelle du pulse de l'accélérateur. Ce détecteur vise à surveiller en temps réel le faisceau modulé en amont du patient pendant les sessions de traitement, avec une couverture du champ jusqu'à 40x40 cm<sup>2</sup>. Nous présentons ici une étude réalisée sur un prototype couvrant 1/4 de la surface totale des champs de radiothérapie, visant à évaluer la dynamique de mesure, optimiser la capacité de détection des erreurs de position de lame et connaître l'influence de la présence du détecteur dans le faisceau.

**Méthodes :** Nous avons développé un système d'acquisition sans perte de charges et une procédure d'étalonnage électronique permettant d'homogénéiser la réponse de chaque électrode et du canal de lecture associé, et de réduire ainsi significativement le bruit d'acquisition. Une méthode d'analyse tenant compte des erreurs statistiques de mesure et d'étalonnage, permet, à partir de deux images cumulées, d'extraire uniquement les écarts significatifs d'intensité. Les mesures sous irradiation ont été réalisées avec un faisceau RX clinique de 6 MV et avec un faisceau de basse énergie et de très haute intensité à l'European Synchrotron Radiation Facility (ESRF). Les calculs de dose sont effectués avec le code Monte Carlo PENELOPE, en modélisant la tête de l'accélérateur et le détecteur TraDeRa.

**Résultats :** Une atténuation de 2% du faisceau à 6MV a été mesurée en présence de TraDeRa et l'étude préliminaire de simulation ne semble pas montrer de modification importante des propriétés du faisceau de photons. Nous pouvons détecter une erreur de position de lame de 1 mm par rapport à un champ de référence, pour des champs statiques (environ 10% de sur-réponse locale) et des champs modulés en intensité (environ 4% de sur-réponse locale, voir annexe). De plus, les mesures restent stables sur une grande plage dynamique : des signaux de faible intensité, comme les fuites inter-lames, jusqu'à de très hautes intensités telles que celles obtenues sur la ligne médicale de l'ESRF (débit de dose environ 1000 fois supérieur à celui d'un accélérateur médical).

**Conclusions :** La version 1/4 de TraDeRa montre des résultats prometteurs pour l'AQ en RCMI, permettant un suivi du faisceau à l'échelle du pulse et démontrant une haute sensibilité pour la détection des erreurs. L'atténuation semble suffisamment faible pour ne pas perturber l'irradiation en amont du patient tout en maintenant le faisceau sous contrôle permanent. Néanmoins, des simulations complémentaires seront nécessaires pour une conversion du signal en dose. En terme de dynamique, le détecteur est fonctionnel pour tous les types de traitements, y compris les modes FFF à haut débit de dose (jusqu'à 2400 UM / min). Les différentes versions de TraDeRa ont aujourd'hui conduit à deux brevets [1-2]. Un prototype final en court de développement sera affranchi de toute dépendance externe et comprendra 1600 électrodes indépendantes, la moitié d'entre elles formant une zone de haute résolution centrée sur l'axe du faisceau.

Références :

[1] Brevet FR N° 11/53254

[2] Brevet FR N° 13/54339

# Utilisation d'un logiciel de dosimétrie de transit pour l'évaluation des plans de traitements avec modulation d'intensité (Etude de faisabilité).

François Pascal <sup>1</sup>, Garcia Alexandre, Boissonnade Odile, Gallais Christelle

1 : Unité de Physique Médicale

CHU de Poitiers

[chu-poitiers.fr](http://chu-poitiers.fr)

## Introduction

La dosimétrie de transit a montré tout son intérêt dans la surveillance du processus de délivrance de la dose. Cette méthode est utilisée en routine dans notre institution pour contrôler les doses délivrées aux patients traités avec des faisceaux modulés. En complément des points de contrôle choisis par l'utilisateur, la dernière version d'Epigray<sup>TM</sup> dispose d'une nouvelle fonctionnalité qui consiste à placer aléatoirement plusieurs dizaines de points de contrôle dans le volume cible. Grâce à cet échantillonnage les écarts obtenus sont confortés par l'analyse statistique qui en découle. L'objectif de ce travail est d'évaluer l'intérêt d'utiliser cette fonctionnalité lors de la validation dosimétrique des plans de traitement mettant en oeuvre des faisceaux d'intensité modulée.

## Matériels et méthodes

En remplaçant le patient par un fantôme, on s'affranchit des incertitudes liées à celui-ci permettant un contrôle dans des conditions proches du traitement. Cette méthode a donc été testée sur un groupe de patients traités pour des tumeurs pelviennes. L'évaluation des plans de traitement a été réalisée selon les critères habituels (dose absolue et gamma index 3D (3%, 3mm)). Les données obtenues ont été comparées aux données issues de notre méthode de contrôle pré traitement de routine basée sur un détecteur 2D.

## Résultats et conclusion

Les premiers résultats sont très encourageants et montrent un niveau de performance identique à la méthode classique. Cette méthode pourrait donc constituer une alternative intéressante aux méthodes classiques de contrôle. Moyennant quelques adaptations du logiciel, elle présente un certain nombre d'avantages, notamment sa rapidité de mise en oeuvre, des conditions de mesure au plus proche de la réalité et des résultats interprétables cliniquement.

# Une nouvelle approche pour la calibration des systèmes d'imagerie haute énergie (EPIDs) en dose absorbée dans l'eau

Boutry C. <sup>1\*</sup>, Dudouet P. <sup>1,2</sup>, Franck D. <sup>2</sup>

1 : Groupe Oncorad Garonne

*Montauban*

2 : Groupe Oncorad Garonne

*Toulouse*

\* : Auteur correspondant

**Introduction :** Au cours des 10 dernières années, les modélisations mathématiques proposées pour la conversion du signal EPID en dose absorbée dans l'eau ont considérablement évolué en intégrant des fonctions de correction plus ou moins complexes pour tenir compte des conditions d'irradiation modernes. L'ensemble de ces modélisations requière une connaissance à priori des données mécaniques et dosimétriques des faisceaux d'irradiation permettant d'appliquer des facteurs de correction adéquats.

Cependant et malgré toutes ces sophistications, les résultats obtenus conduisent à des écarts entre la dose calculée et la dose mesurée pouvant dépasser les 5% pour des pixels de l'image ayant reçu une dose équivalente dans l'eau inférieure à 30cGy.

Nous proposons dans ce travail, une nouvelle méthode de calibration du détecteur EPID conduisant à une modélisation simple et robuste de la réponse en dose dans l'eau du détecteur à l'irradiation par des photons X. Cette modélisation s'applique à tous les pixels de l'image sans facteur correctif et quel que soit le niveau de dose équivalent dans l'eau.

**Matériel et méthode :** L'étude a été réalisée sur deux accélérateurs type Clinac de la société Varian. Les accélérateurs produisent des photons X de 6MV(I=0.664) et 25MV(I=0.791) et sont équipés d'EPIDs type AS1000 et AS500 non calibrés en dose absolue. Dans la procédure d'acquisition en mode intégré l'image de Flood Field a été modifiée pour représenter un champ parfaitement homogène.

En partant de l'hypothèse que le niveau de gris (NG) lu en chaque pixel de l'image est proportionnel à la dose moyenne dans l'eau (D) délivrée par le faisceau d'irradiation pour chaque « frame » d'acquisition ayant formé l'image finale ( $D=D_{tot}/N_{frames}$  ;  $D_{tot}$  : dose totale délivrée par le faisceau ;  $N_{frames}$  : nombre de « frames » d'acquisition), nous avons pu établir une relation simple entre l'ensemble de ces données :

$$D = A + B \cdot \ln(NG - C) \text{ Equation 1}$$

Les coefficients A, B et C sont obtenus par modélisation mathématique des couples de valeurs de D et NG lus sur le pixel central d'un ensemble d'images dites « images de calibration ».

Toutes les images obtenues sont corrigées du phénomène de backscatter du bras de l'EPID en appliquant une correction dépendant également de la dose/frame reçue au niveau du détecteur.

**Résultats :** L'équation 1 appliquée à chacune des 37 « images de calibration » montre des écarts inférieurs à 2% [-1.4;0.5] entre la dose calculée et la dose mesurée dans l'eau pour le pixel central. Lorsque cette équation est appliquée, sans correction mathématique supplémentaire, à l'ensemble des pixels de l'image 2D, les résultats obtenus montrent que plus de 95% [95.7;100] des points de l'image respectent un critère de gamma-index fixé à 2%/2mm.

Cette modélisation a également été appliquée à des images EPID 2D obtenues en simulant des champs VMAT et les résultats conduisent à un respect du critère gamma fixé à 3%/3mm pour plus de 95% [95.7;100] des points analysés.

**Conclusion :** Notre méthode permet de considérer et d'utiliser l'imageur EPID comme un détecteur 2D de mesure de dose absolue dans l'eau, sans connaissance à priori des conditions d'irradiation à l'exception de l'indice de qualité du faisceau incident.



# **PO-01 Utilisation de la TEP-FDG pour guider l'hétérogénéité de dose lors de la planification dosimétrique de cancers pulmonaires en condition stéréotaxique par VMAT: étude dosimétrique sur trois cas**

Antoine Mikael<sup>1</sup>, Cugny Audrey<sup>1</sup>, Caron Jérôme<sup>1</sup>, Petit Adeline<sup>1</sup>, Lagarde Philippe<sup>1</sup>, Fernandez Philippe<sup>2</sup>, Henriques De Figueiredo Bénédicte<sup>1</sup>

1 : Département de Radiothérapie, Institut Bergonié

*Institut Bergonié - CRLCC Bordeaux*

229, cours de l'Argonne, 33076 Bordeaux Cedex

<http://www.bergonie.org/>

2 : Département de Médecine Nucléaire, Hôpital Pellegrin

*Groupe hospitalier Pellegrin*

Hôpital Pellegrin, CHRU Bordeaux, Bordeaux F-33076, France

**Introduction:** Une distribution de dose hétérogène s'accompagnant de « points chauds » est fréquente lors de la planification dosimétrique en radiothérapie stéréotaxique. Cependant la localisation des points chauds reste aléatoire. L'objectif de cette étude dosimétrique est d'utiliser la tomographie à émission de positon (TEP) au [18F]-Fluorodeoxyglucose (FDG) [1] pour guider cette hétérogénéité dans le volume biologique hyperfonctionnel (BTV) lors d'une planification avec arthrothérapie volumétrique (VMAT) de cancers pulmonaires [2].

**Méthodes:** Pour trois patients présentant un cancer pulmonaire de stade I, deux plans VMAT ont été calculés. Le premier plan délivrait 4x12Gy dans le volume cible prévisionnel défini sur le scanner tomodensitométrique (PTVCT). Le second plan délivrait une dose de 4x12Gy dans le même volume cible prévisionnel PTVCT avec une surimpression concomitante (technique de « boost intégré ») de 4x13,8Gy (correspondant à 115% de la dose prescrite) dans le volume cible biologique (BTV) défini sur la TEP-FDG. Pour chaque plan, les recommandations du ROSEL [3] devaient être respectées de manière à ce que 95% du PTVCT reçoive au moins 100% de la dose prescrite et que 99% du PTVCT reçoive 90% de la dose prescrite. Les plans ont été évalués grâce aux critères conventionnels de stéréotaxie et au coefficient de similarité DICE ( $DSC_{115\% - BTV} = (V_{115\% \cap BTV}) / (V_{115\% \cup BTV})$ ), qui permet d'évaluer la localisation de l'isodose 115% par rapport au BTV.

**Résultats:** La couverture du volume cible, le maximum de dose à l'intérieur du PTVCT, le gradient de dose à l'extérieur du PTVCT et la dose délivrée aux organes à risques étaient similaires pour les deux plans. Par contre, le  $DSC_{115\% - BTV}$  moyen, respectivement de 0,31 et 0,45 pour les plans 1 et 2, était amélioré lors de l'utilisation de la TEP et d'un boost intégré.

**Conclusions:** La technique de boost intégré permet de guider l'hétérogénéité de dose à l'intérieur du BTV. L'utilisation d'une TEP-FDG pour guider la dose dans le BTV évitant ainsi la localisation arbitraire des points chauds dans le PTVCT est donc faisable en VMAT.

[1] Lagerwaard FJ, Haasbeek CJA, Smit EF, et al. Outcomes of risk-adapted fractionated stereotactic radiotherapy for stage I non-small-cell lung cancer. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2008;70:685-692.

[2] Verbakel WFAR, Senan S, Cuijpers JP, et al. Rapid delivery of stereotactic radiotherapy for peripheral lung tumors using volumetric intensity-modulated arcs. *Radiother. Oncol. J. Eur. Soc. Ther. Radiol. Oncol.* 2009;93:122-124

[3] Hurkmans CW, Cuijpers JP, Lagerwaard FJ, et al. Recommendations for implementing stereotactic radiotherapy in peripheral stage IA non-small cell lung cancer: report from the Quality Assurance Working Party of the randomised phase III ROSEL study. *Radiat. Oncol. Lond. Engl.* 2009;4:1.

# **PO-02 Algorithme de dosimétrie in vivo en 2 dimensions par imageur portal haute énergie (EPID) appliqué aux traitements par RCMI de la sphère ORL.**

Camilleri Jérémy<sup>1,2</sup>, Mazurier Jocelyne<sup>2</sup>, Franck Denis<sup>2</sup>, Franceries Xavier<sup>3</sup>

1 : INSERM, Imagerie cérébrale et handicaps neurologiques, UMR 825, F-31059 Toulouse, France

*Inserm : UMR825*

2 : Groupe Oncorad-Garonne, Service de radiothérapie - Clinique Pasteur, 31000 Toulouse, France

*CLINIQUE PASTEUR*

3 : Centre de Recherche en Cancérologie de Toulouse (CRCT)

*Université Paul Sabatier (UPS) - Toulouse IIIHôpital PurpanCHU ToulouseInserm : U1037*

*Place du Docteur Baylac - BP 3028 - 31024 Toulouse Cedex 3*

**Introduction:** Ce travail présente les résultats obtenus à partir d'un algorithme développé par notre équipe et permettant de réaliser la dosimétrie in vivo par imageur haute énergie. Ces résultats ont été obtenus en situation clinique à partir de faisceaux issus de traitements ORL modulés en intensité.

**Méthodes :** Dans un premier temps, le signal de l'EPID recueilli en sortie de patient est converti en dose absorbée dans l'eau. La dose ainsi calculée est ensuite rétroprojetée dans le patient grâce à plusieurs facteurs correctifs dépendants de la transmission du patient (i.e. du rapport entre une image EPID acquise avec et sans patient) et de sa morphologie. L'algorithme de calcul de dose a été développé en Matlab<sup>®</sup> (v. R2012b) pour un EPID de type aS-500/2<sup>®</sup> (Varian Medical System<sup>®</sup>, Palo Alto, USA) et un faisceau de photons de 6 MV.

Les doses délivrées par 18 faisceaux issus de 3 plans de traitements ORL (RCMI dynamique) ont été reconstruites dans le patient, dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau passant par l'isocentre. Pour chaque vérification, la dose calculée à partir du signal de l'EPID a été comparée avec le calcul du TPS (Eclipse<sup>®</sup> v.10) à l'aide du  $\gamma$ -index (global 5%-3mm et 3%-3mm).

**Résultats :** Les différentes comparaisons EPID/TPS montrent qu'en moyenne 96.1 %  $\pm$  1.7 % des points passent le critère 5% - 3mm. Cette moyenne passe à 92.5 %  $\pm$  1.9 % avec un critère de dose plus restrictif (3% - 3mm). L'analyse des différentes cartographies gamma montre un très bon accord entre la dose déterminée à partir de l'image EPID et celle calculée par le TPS. Les écarts significatifs étant majoritairement situés en regard d'importantes hétérogénéités (air/os/métal).

**Conclusion :** Ces résultats montrent que notre algorithme est cliniquement utilisable pour la pratique de la dosimétrie in vivo des faisceaux fortement modulés. Les hétérogénéités devront dans le futur faire l'objet d'une correction afin d'éliminer les écarts observés.

# **PO-03 Une méthode quantitative pour valider l'évolution vers la technique de l'isocentre unique pour la radiothérapie du cancer du sein**

Chaikh Abdulhamid <sup>1\*</sup>, Gabelle Flandin Isabelle, Docquiere Nicolas, Giraud Jean-Yves, Balosso Jacques

1 : Service de cancérologie-radiothérapie et radio physique, Centre Hospitalier Universitaire de Grenoble, France  
*CHU Grenoble*

\* : Auteur correspondant

**Objectif :** Nous proposons un processus d'assurance de qualité pour valider et mettre en oeuvre la technique mono iso-centrique pour la radiothérapie du cancer du sein. Nous avons évalué les gains dosimétriques et temporels de cette technique par rapport à la technique classique en distance source peau (DSP) et distance source axe (DSA).

**Méthodes:** 6 patientes traitées pour des cancers du sein de différentes localisations ont été étudiées. Pour chaque patiente deux plans de traitement ont été générés. Dans le plan 1, la dose a été calculée en utilisant la technique DSP. Dans le plan 2, la dose a été calculée en utilisant la technique mono iso-centrique. Pour mettre en oeuvre le plan 2, nous avons réalisé une évaluation dosimétrique des unités moniteurs (UM), des isodoses 95% et 100%, de l'histogramme dose volume (HDV) cumulatifs et différentielles et des indices de qualité. Pour valider la technique mono iso-centrique nous avons exporté et recalculé le plan 2 sur un fantôme PMMA. Ensuite, nous avons comparé la dose calculée en valeur absolue et la fluence de dose en 2D avec la dose mesurée en utilisant la méthode de contrôle de qualité de l'IMRT. Le point de dose a été calculé à l'aide de la chambre pinpoint pour mesurer et la fluence de dose en 2D par le détecteur Mapcheck®. L'analyse globale est basée sur gamma index en 3D pour comparer plan 1 avec plan 2 et 2D pour valider le plan 2. Les images DICOM, pour plans 1 et 2, incluant les volumes cibles et les organes à risque, ont été exportées depuis le TPS Eclipse®. Nous avons utilisé le critère d'analyse 3% pour la dose et 3 mm pour la distance et défini un seuil de réussite de gamma avec 95% de pixels/voxels ayant ?

**Résultats:** La technique mono iso-centrique a réduit les UM, (p 0,05. L'évaluation globale des plans 1 et 2 rapporte que la tolérance de 95% de voxels avec ?

**Conclusion:** Nous avons réalisé une évaluation globale montrant les gains dosimétriques et temporels de la technique mono iso-centrique par rapport à la technique de référence DSP nous permettant la mise en place de cette nouvelle méthode de traitement en toute sécurité.

# **PO-04 Etude par PRE des performances dosimétriques dans le domaine de la radiothérapie, du sucre, glucose et de l'alanine irradiés par les photons X de haute énergie**

Mikou Mohammed<sup>1</sup>, El Baydaoui Redouane, Mamadou Saïdou Abdoukarim, Belahmar Ayoub, Bougteb Mustapha

1 : Laboratoire d'Analyse des Systèmes et de Traitement de l'Information Université Hassan Ier, FST  
BP 577 ; 26000 Settat

La dosimétrie in vivo en radiothérapie constitue une procédure incontournable de contrôle et d'évaluation de doses attribuées aux patients. En effet, elle permet d'une part d'éviter les accidents radiologiques qui peuvent présenter des risques importants pour la santé des patients et également elle permet de respecter avec précision, les doses de rayonnements prescrites par le radiothérapeute.

Dans ce travail, nous proposons une étude comparative des performances dosimétriques de trois matériaux organiques : le sucre de table, le glucose et l'alanine irradiés par les photons X de haute énergie et analysés par spectroscopie de résonance paramagnétique électronique "RPE"; dans la perspective de leur utilisation comme dosimètres in vivo en radiothérapie. Ainsi, dans cette étude, nous présentons:

? La sensibilité de ces trois matériaux à l'irradiation aux rayons X en établissant la dose seuil mesurable,

? La stabilité du signal ESR mesurée sur les échantillons irradiés pendant la période de stockage après irradiation

? LA linéarité et la précision des mesures RPE par rapport à la dose d'irradiation.

Les résultats obtenus montrent que le sucre et l'alanine présentent des propriétés dosimétriques intéressantes dans le domaine de la radiothérapie.

# PO-05 Et si l'on faisait simple ! Pourquoi tant d'énergies ?

Rouzaud Michel <sup>1\*</sup>, Nouet Philippe <sup>1</sup>, Dipasquale Giovanna <sup>1</sup>, Dubouloz Angèle <sup>1</sup>

1 : Hopitaux Universitaires de Genève (HUG)  
Rue Gabrielle Perret-Gentil, CH - 1211 Genève 14 - Suisse  
<http://www.hug-ge.ch/>

\* : Auteur correspondant

**Introduction:** Comparaison de plans dosimétriques en technique VMAT pour plusieurs localisations avec 5 des 6 énergies disponibles sur notre nouvel accélérateur TrueBeam (Varian Medical System) afin de discuter l'utilité d'une telle gamme d'énergies photons dans les traitements complexes.

**Matériels et méthodes:** En se basant sur notre expérience de traitement VMAT réalisés uniquement en RX 6 MV, nous avons calculé et comparé des plans dosimétriques de sept patients traités pour les localisations suivantes : pelvis, sein, ORL, prostate, cavité nasale, scalp, crâne avec les nouvelles énergies photons disponibles sur notre TrueBeam (excepté le 18 MV). Au final, 5 plans par localisation sont obtenus avec les énergies « x » : 4 MV, 6MV, 6MV-FFF, 10 MV, 10 MV-FFF. Les plans d'une même localisation sont optimisés en utilisant les mêmes contraintes dose-volume et sont normalisés suivant le même critère (algorithme d'optimisation PRO 13026 et de calcul AAA 13026). Chaque plan est comparé au plan de référence 6 MV en fonction de plusieurs critères:

- l'Homogeneity Index (HI) et le coefficient Dice pour les volumes cibles (PTV),
- le volume des isodoses 25% et 50% de la dose prescrite (V25% et V50%),
- le rapport entre le temps de traitement réel, chronométré au poste de traitement, et le temps de traitement optimal si le débit de dose était à son maximum,
- les HDV pour les organes à risque (OAR)

**Résultats:** Concernant la couverture du PTV, la valeur du rapport HI(x MV)/HI(6 MV) pour toutes les localisations, varie de 0.95 (4MV) à 1.11 (10MVFFF) avec un max de 1.30 pour le traitement du scalp avec du 10MV. Le rapport moyen du DICE est de 0.991 (6MV-FFF) à 0.998 (10MV) avec un rapport minimum à 0.977 pour le traitement de la prostate à 4MV. Pour la dose intégrale, le rapport moyen V25% varie de 0.974 (4MV) à 1.034 (10MV), avec une valeur minimale de 0.848 (prostate 10MV-FFF) et une valeur maximale de 1.16 (ORL 10MV). Le rapport moyen V50% varie de 0.993 (6MV-FFF) à 1.028 (10MV), avec une valeur minimale de 0.953 (prostate 10MV-FFF) et une valeur maximale de 1.086 (crâne 10MV). Concernant le temps de traitement, le rapport moyen va de 0.995 pour le 4MV à 4.13 pour le 10MV-FFF avec un max de 6.80 pour un traitement ORL à 2Gy.

**Conclusion:** Pour des traitements VMAT des différentes localisations choisies, les écarts dosimétriques sur le PTV, entre les différentes énergies, sont minimes et restent dans les limites d'homogénéité des différents protocoles. La dose intégrale diminue avec l'énergie mais de façon assez faible. Pour le temps de traitement, le mode FFF n'est utile que pour des doses par fractions supérieures à 6Gy. Il ressort de cette étude qu'un accélérateur linéaire d'électrons avec 1 seule énergie de 6MV est suffisant pour traiter la majorité des patients en mode VMAT. Celui-ci aurait pour avantage un coût moindre à l'achat, une plus grande fiabilité, des temps d'acceptance et de contrôle diminués. Les moyens financiers économisés pourraient être investis dans des systèmes d'imagerie et de gating bien plus profitables pour les patients.

# **PO-06 Radiothérapie adaptative avec la Tomotherapy : Evaluation du logiciel Planned Adaptive dans le but d'une utilisation clinique dans les traitements ORL avec atteinte orbitaire**

Collet Solène <sup>1\*</sup>, Nomikossoff Natacha <sup>1</sup>, Garnier Eloise <sup>1</sup>, Benkreira Mohamed <sup>1</sup>, Gempp  
Stéphanie <sup>2</sup>, Barret Aurélie <sup>1</sup>, Baudre Christian <sup>1</sup>, Niang Alain <sup>1</sup>

1 : Service de Radiothérapie CHU Hôpital Nord Marseille

*AP-HM*

2 : Service de radiothérapie CHU Hôpital Timone Marseille

*AP-HM*

\* : Auteur correspondant

**Introduction:** La radiothérapie adaptative consiste à évaluer, et si besoin re-planifier, la distribution de dose pendant le traitement suite à des modifications anatomiques du patient. Celle-ci semble particulièrement concerner les patients atteints de cancer ORL pour lesquels une diminution importante du volume tumoral ou un amaigrissement peut induire des écarts significatifs par rapport aux objectifs initiaux. La Tomotherapy, basée sur l'acquisition d'images MV hybrides (images MV insérées dans les images kV de référence) et l'application « Planned Adaptive » permettraient d'utiliser cet outil en routine clinique. Une évaluation sur fantôme est nécessaire afin de s'assurer que le calcul de dose basé sur ces images est conforme avec celui réalisé sur les images kV. Puis, une étude clinique basée sur une évaluation dosimétrique en cours de traitement permet d'étudier l'intérêt de cette technique pour ces patients.

**Méthodes:** L'étude sur fantôme est réalisée en milieu homogène et hétérogène. Celle-ci consiste à calculer une distribution de dose basée sur l'image kV de référence avec un plan test comportant 1 PTV et 3 OAR, avec une optimisation sur 50 itérations, correspondant à la distribution de dose de référence. Puis, différentes images MV sont acquises sur le fantôme (Images hybrides) avec différents paramètres. Pour chaque image hybride, une distribution de dose est calculée avec le logiciel « Planned Adaptive » avec les mêmes paramètres d'optimisation. Ces distributions de dose sont comparées à celle de référence avec le logiciel Artiview. L'analyse est complétée par des mesures sous l'appareil en dose absolue (A1SL) et en distribution de dose relative (EBT3). L'étude clinique, sur 4 patients présentant un cancer ORL avec atteinte orbitaire, permet d'évaluer sur un second scanner en cours de traitement, la dose réellement reçue par les OAR comparée à celle planifiée. Pour ces patients, les écarts de dose mis en jeu sont évalués et les OAR les plus critiques sont identifiés.

**Résultats:** La comparaison qualitative des HDV des différentes distributions basées sur les images hybrides montrent une bonne correspondance avec les HDV de référence. Les écarts dosimétriques sont pour les 3 OARs et le PTV de 0,43/1,26 /2,79 et 0,21 % pour Dmax et 0,13/0,78/0,17 et 0,08 % pour Dmean. Pour le fantôme hétérogène, 2 mesures de dose réalisées sur les OAR et 2 mesures sur le PTV montrent des écarts de dose de 1,81/ 0,92/1,08 et 0,95 %. Concernant l'étude dosimétrique clinique basée sur le second scanner, réalisé 6 semaines après le premier, les OAR critiques sont les yeux et les nerfs optiques, avec un écart maximum de 12 et 18 Gy pour Dmax et 5,5 et 15 Gy pour Dmean, et dans une moindre mesure, les parotides avec un écart maximum de 4 Gy pour Dmax et 3,5 Gy pour Dmean.

**Conclusion:** L'étude sur fantôme permet de s'assurer de la fiabilité du calcul de dose basé sur des images hybrides avec des écarts dosimétriques inférieurs à 3% et des écarts de mesures de dose inférieurs à 2%. L'étude clinique illustre l'intérêt de réaliser de la radiothérapie adaptative pour ces patients afin d'éviter des surdosages potentiels aux OAR identifiés. Cette étude permet de définir des critères cliniques en cours de traitement afin de décider ou non de replannifier une dosimétrie.

# PO-07 Utilisation d'un système multi-détecteurs pour le contrôle qualité du système de planification des traitements

Boutoleau Benoît <sup>1\*</sup>, Moreau Damien <sup>1\*</sup>, Dupuy Claire <sup>1\*</sup>, Chiavassa Sophie <sup>1\*</sup>, Delpon Grégory <sup>1\*</sup>

1 : Institut de cancérologie de l'Ouest - Nantes (ICO Nantes)  
CRLCC René Gauducheau  
Nantes  
<http://www.centregauducheau.fr/>

\* : Auteur correspondant

**Introduction :** Dans le cadre de la mise en place du contrôle de qualité du système de planification de traitement (TPS), il est nécessaire de comparer le calcul et la mesure des doses absorbées dans différentes configurations géométriques pour chaque accélérateur (mesures à l'axe et hors axe et à plusieurs profondeurs). L'utilisation d'un détecteur ponctuel rend les mesures extrêmement chronophages et difficilement réalisables en pratique. Nous proposons une méthode d'acquisition des mesures nécessaires à la mise en place du contrôle de qualité du TPS basée sur l'utilisation d'une matrice de chambres d'ionisation.

**Matériel et méthode :** En s'inspirant des recommandations ESTRO pour le contrôle qualité des TPS, une bibliothèque de 7 faisceaux a été créée (carré, rectangle, asymétrie, filtre, ...) avec le logiciel XiO v4.7 (Elekta). Pour chaque faisceau, en DSA 100cm et DSP 90cm, une dose de 7 à 8 Gy selon les cas a été prescrite à l'isocentre situé au centre d'un objet test de 30x30x20cm<sup>3</sup> composé de plaques de RW3. En répétant 3 fois l'irradiation de chaque faisceau, une matrice 2D Array (PTW) a été utilisée pour mesurer les distributions de dose à 5cm, 10cm et 15cm de profondeur. L'objet test a ensuite été modifié pour insérer des plaques équivalent-os ou équivalent-poumon autour de 5cm de profondeur. Les mêmes faisceaux ont été utilisés, mais les mesures n'ont été réalisées qu'à 10cm de profondeur. Une analyse gamma a été effectuée avec le logiciel Verisoft (PTW), à partir des distributions de dose mesurées et calculées. Pour chaque plan, quatre régions ont été distinguées : l'axe central (d1), la pénombre (d2), le champ d'irradiation (d3), et l'extérieur du champ d'irradiation (d4). Les critères d'acceptabilité issus de l'ESTRO Booklet n° 7 sont propres à la région et à la complexité du faisceau (de 2%, 2mm à l'axe pour un champ simple à 50%, 3mm pour un champ très complexe en dehors du champ).

**Résultats :** Les résultats présentés concernent un faisceau de photons de 10MV issu d'un Clinac 2300 iX-S (Varian). 35 plans ont été analysés. Le pourcentage de pixels d'indice gamma inférieur à 1 était 97%, 83%, 89% et 89% respectivement pour les régions (d1), (d2), (d3) et (d4). Les chambres d'ionisation ne satisfaisant pas le contrôle étaient principalement situées proches de la pénombre ou à l'extérieur du champ d'irradiation. Les moins bons résultats ont été obtenus pour le champ le plus complexe en forme de L. Quel que soit le faisceau, les résultats obtenus en présence d'hétérogénéités sont comparables à ceux obtenus en milieu homogène.

**Conclusion :** La méthodologie de mesure et d'analyse proposée, simple et relativement rapide, permet un contrôle bidimensionnel du calcul de la dose, en discriminant chaque région du champ d'irradiation. Les résultats de faisabilité obtenus pour un faisceau sont satisfaisants. L'étude doit être étendue à tous les faisceaux des accélérateurs en fonctionnement dans le service de radiothérapie.

# PO-08 Mise en place de la curiethérapie focale de prostate à l'Institut Universitaire du Cancer : aspects du recalage multi-modalité et de la faisabilité dosimétrique

Brun Thomas <sup>1</sup>, Popotte Christian <sup>1</sup>, Ken Soleakhena

1 : iuct

*Fédération nationale des Centres de lutte contre le Cancer (FNCLCC)*

## Introduction :

Les différentes stratégies de traitements d'un cancer de la prostate, le plus fréquent chez l'homme (1), peuvent être une chirurgie, une radiothérapie externe ou une curiethérapie interstitielle. Pour les tumeurs de bas grade, la curiethérapie focale (2) est une option thérapeutique proposée en alternative à la surveillance active. Cependant ce traitement focal reste aujourd'hui en cours d'évaluation car sa réalisation pose trois questions encore imparfaitement résolues : comment définir avec précision la zone à traiter, comment focaliser l'agent thérapeutique sur cette cible et enfin comment surveiller en toute sécurité le reste de la glande après traitement. Dans le cadre du projet de curiethérapie focale mené à l'Institut Universitaire du Cancer de Toulouse, deux volets sont présentés : l'apport du recalage multi-modalités et la faisabilité au niveau de la dosimétrie.

## Matériels et méthodes :

La réalisation des curiethérapies focales de prostate à l'IUCT (3) se fait à l'aide d'une fusion d'image IRM/US avec le logiciel Koelis (4) et en regard de la biopsie positive un grain ancillaire non radioactif est implanté dans le foyer tumoral. A la suite de cette localisation, la dosimétrie est réalisée avec le logiciel Variseed, la prescription est de 160Gy au PTV (GTV+2mm) et la technique Quicklink de Bard (5) est utilisée pour implanter les grains radioactifs. Pour l'étude de faisabilité dosimétrique, un recrutement de 17 patients doit être effectué sur la base des plusieurs critères d'inclusions et une analyse intermédiaire à 1 mois sur les 9 premiers patients a été effectuée sur le logiciel Variseed. Les doses au volume cible, à l'urètre et au rectum ont été relevées pour chacun des patients. A la suite de cette analyse, une évaluation des différents logiciels de fusion d'images (Koelis, Toshiba, Variseed, Biojet, Slicer 3D et Mirada) disponibles dans le département de physique médicale sera réalisée et proposera une méthode robuste de recalage afin d'améliorer la localisation et la délimitation du volume à traiter en curiethérapie focale

## Résultats :

Pour les 9 patients, le volume focal de la cible variait de 1 à 8.6cc (moyenne 3.5cc), la D90% variait de 146-471Gy (moyenne 286Gy) et la V100% variait de 80 à 100% (moyenne 97.5%). La D30 et D10% de l'urètre variait respectivement de 9-69Gy (moyenne 28Gy) et 12-103Gy (moyenne 41Gy). Enfin pour le rectum, le VR160Gy variait de 0-0.3cc (moyenne 0.06cc). Sur cette analyse intermédiaire, des évaluations de recalage entre CT/IRM/US à J0 et J30 sont en cours.

## Conclusions :

Pour 1 des 9 patients, la dose délivrée à la cible était inférieure à 152Gy à 1 mois. En revanche, la dose à l'urètre et au rectum était insignifiante par rapport à l'escalade de dose dans la cible.

## Références :

1. La classification des cancers de la prostate. <http://www.e-cancer.fr/cancerinfo/les-cancers/cancers-de-la-prostate/la-classification-des-cancers-de-la-prostate>. Consulté le février 13, 2015.
2. Cosset JM, et al. Focal brachytherapy for selected low-risk prostate cancers: A pilot study. *Brachytherapy*. 2013;12:331?337. doi:10.1016/j.brachy.2013.02.002.
3. T. BRUN et al. Projet curiethérapie focale: Nouvelle approche du traitement focal du cancer de la prostate par implant permanent localisé d'iode 125. Congrès BARD Nancy - Novembre 2013.
4. Portalez D et al. Biopsies prostatiques guidées par fusion d'images et curiethérapie focale. 2013.
5. Jarusevicius L, et al. Comparison of Implant Quality between Loose and Intra-operatively Linked Iodine-125 Seeds in Prostate Cancer Brachytherapy. *J Radiat Res*. 2012;53(3):439?446. doi:10.1269/jrr.11064.



# PO-09 Critères d'analyse par gamma index pour valider un algorithme de calcul de dose et réévaluer la dose à prescrire

Abdulhamid Chaikh <sup>1\*</sup>, Desgranges Charline <sup>1</sup>, Balosso Jacques <sup>2</sup>

1 : Centre Hospitalier Universitaire de Grenoble

*CHU de Grenoble*

2 : Centre Hospitalier Universitaire de Grenoble, Université Grenoble Alpes, Grenoble

*CHU de Grenoble*

\* : Auteur correspondant

**Objectif:** Présentation d'une méthode d'évaluation de la nécessité de l'ajustement de la dose à prescrire associée avec l'implémentation d'une nouvelle méthode de calcul de dose. La sensibilité et la corrélation de l'index gamma avec l'écart de la dose résultant du nouveau plan de traitement ont été évaluées.

**Méthodes:** Douze patients traités par radiothérapie conformationnelle (7 thorax, 2 crânes, 2 ORL, 1 prostate) ont été analysés. Pour chaque patient 2 plans de traitement ont été générés en utilisant la même configuration de faisceaux. La dose a été calculée en utilisant les méthodes de correction de densité en 1D et 3D intégrées dans le TPS Eclipse®. Nous avons réalisé une évaluation dosimétrique, globale et statistique. Dans l'analyse dosimétrique, les différences en % (DP) ont été calculées pour les unités moniteurs, l'histogramme dose-volume et les indices de qualité. L'analyse globale est basée sur le gamma index (?) en 2D et 3D. Les images DICOM incluant les volumes cibles et les organes à risque ont été exportées depuis Eclipse®. Ensuite, 5 critères d'analyse gamma ont été appliqués (1%, 1 mm), (2%, 2 mm), (3%, 3 mm), (3%, 1 mm) et (3%, 2 mm). Nous avons défini un seuil de réussite du gamma index avec 95% de pixels /voxels ayant ?

**Résultats:** Les écarts entre les deux algorithmes sont inférieurs de 2% pour tous les paramètres dosimétriques. Le test de Wilcoxon a montré que les deux plans de traitement ont la même qualité dosimétrique,  $p > 0.05$ . Nous avons observé que le seuil de réussite de ? est surtout sensible au critère de différence de dose (%) mais pas à la distance (mm). Le seuil de 95% de pixels /voxels ayant ?

**Conclusion:** Nous n'avons pas observé de corrélation entre les taux de réussite du seuil gamma et les écarts produits par les différentes méthodes de calcul de dose testées ici. Le critère de gamma (3%, 3mm) peut être utilisé pour tester ce type d'écart et valider ou non la nécessité de réajuster la dose prescrite, pour maintenir les mêmes résultats cliniques avec un nouvel algorithme. Ici, par exemple, aucune modification de la dose prescrite ne semble nécessaire dans le cas de l'implémentation de la méthode de correction de densité en 3D à la place de 1D.

# PO-10 Bilan technique et médical du centre de hadronthérapie CNAO de Pavie (IT) après trois ans d'activité

Desplanques Maxime <sup>1</sup>, Sandro Rossi <sup>2</sup>, Fossati Piero <sup>2</sup>, Ciocca Mario <sup>2</sup>, Riboldi Marco <sup>1</sup>, Orecchia Roberto <sup>2</sup>, Sharp Gregory <sup>3</sup>, Baroni Guido <sup>1</sup>

1 : Department of Bioengineering [Politecnico Milano]

Piazza Leonardo da Vinci 32-20133 Milano (Italia)

<http://www.biomed.polimi.it/BioIntro/>

2 : Centro Nazionale di Adroterapia Oncologica, Pavie, Italie

[www.cnao.it](http://www.cnao.it)

3 : Department of Medical Physics, Massachusetts General Hospital, Boston, MA, USA

Introduction: Le centre CNAO (pour Centro Nazionale di Adroterapia Oncologica) a été financé principalement par le ministère italien de la santé. Le développement de ce centre d'hadronthérapie a été basé sur une collaboration entre institutions hautement qualifiées telles que l'INFN, le CERN, GSI, LPSC et beaucoup d'autres, exploitant les techniques les plus avancées de la radiothérapie [1-2]. Le premier traitement a eu lieu en septembre 2011 et aujourd'hui des patients de toutes les régions de l'Italie mais aussi de toute l'Europe sont traités au CNAO.

Méthodes: Le CNAO propose trois différentes salles de traitement disposant d'un faisceau horizontal, une salle possédant également un faisceau vertical. Les faisceaux de particules, produits par un synchrotron pour des énergies allant jusqu'à 250 MeV pour les protons et 400 MeV/u pour les ions carbone, sont conduits vers les salles de traitement et délivrés au patient selon la méthode d'« active scanning ». Le positionnement du patient est réalisé grâce à une coopération entre un système d'imagerie radiographique (double projection ou CBCT), un système de tracking optique et une table de positionnement d'une précision infra-millimétrique. Pour la préparation du traitement, le personnel dispose de systèmes d'imagerie tels que la CT, l'IRM et la CT-TEP). Aujourd'hui plus de 25 protocoles de traitement par hadronthérapie ont été établis et testés pour la plupart des localisations tumorales. Récemment, la ligne du faisceau a été améliorée pour prendre en compte le mouvement d'organes, élargissant l'éventail des protocoles de traitement.

Résultats : Les tests de dosimétrie et de radiobiologie ont été réalisés pour les protons et les ions carbone et le centre CNAO a obtenu la nomenclature CE, couvrant le domaine technique et les protocoles de traitement. L'analyse de la dosimétrie a démontré que le nombre mesuré de particules des microfaisceaux a été satisfaisant dans plus de 95% des cas avec une tolérance de 1%. Une excellente correspondance a également été déterminée entre la distribution de dose mesurée et la dose prédite par le système de planification de traitement. En ce qui concerne le positionnement du patient, la précision globale de 1mm/1° a été atteinte avec succès. Aujourd'hui, plus de 500 patients ont été traités au centre CNAO (2/3 ions carbone, 1/3 protons, nombre total de fractions : environ 5000). La réponse des traitements est très satisfaisante, aucune toxicité majeure n'a été relevée (toxicité G3 Conclusions : Les données rassemblées lors du commissioning et des trois premières années d'activité ont démontré que le centre CNAO est un centre d'hadronthérapie de haute qualité, efficace dans l'exécution de traitements précis, basés sur des techniques avancées de la physique des particules.

Références:

[1] S. Rossi et al. «The status of CNAO», Eur. Phys. J. Plus 126:78 (2011)

[2] S. Rossi et al. «The National Centre for Oncological Hadrontherapy (CNAO): Status and perspectives», EJMP, Physica Medica, Article number 481, (in press - 2015).

# PO-11 Utilisation des films Gafchromic EBT3 pour la réalisation des DQA (mesure relative) patient en tomothérapie

Dumont Damien <sup>1\*</sup>, Delor Antoine <sup>1</sup>, Denis Jean-Marc <sup>1\*</sup>, Vynckier Stefaan <sup>1</sup>

1 : Cliniques Universitaires Saint-Luc, Bruxelles

\* : Auteur correspondant

Introduction: Le TG-148 [1] a publié des recommandations d'assurance qualité de la tomothérapie et propose la réalisation, pour chaque plan de traitement, d'un contrôle de qualité spécifique (Delivery Quality Assurance : DQA) :

une mesure absolue par chambres d'ionisation à des points choisis ; une mesure relative en 2D (p.ex. films argentiques et films Gafchromic).

Les films argentiques EDR2 doivent être développés avant d'être analysés et saturent à partir d'une dose de 6 Gy. Les films Gafchromic EBT3 supportent une dose de plus de 10 Gy et n'ont pas besoin d'un développement. Les principaux inconvénients sont :

l'effet parabolique induit par la lecture du scanner ; le noircissement évoluant au cours du temps (fading).

L'objectif de ce travail est d'apporter des solutions d'utilisation des EBT3 compatibles avec la routine clinique.

Méthodes : L'effet parabolique est corrigé à l'aide d'un programme maison, en Matlab, basé sur l'article de D. Poppinga [2]. La courbe de calibration, « dose vs valeur de pixels », a été établie pour des doses allant de 0 Gy à 26 Gy (accélérateur Elekta, photon 6 MV) et numérisés 24 heures après l'irradiation.

Des DQA ont été réalisés avec deux types de films (EDR2 et EBT3) irradiés simultanément.

Les EBT3 sont numérisés avec un « Epson 11000XL » (6 heures et 24 heures après l'irradiation) et les EDR2 avec un « Vidar dosimetry pro advantage (red) ». Les films sont analysés à l'aide du logiciel « DQA station » de Tomotherapy. Un DQA est validé lorsque 95% des pixels passent le test gamma (3%/3mm).

L'analyse des EBT3, à 6 heures et 24 heures a été étudiée pour plus de 100 DQA.

Résultats: La comparaison des deux types de films a montré un indice gamma 2% inférieur pour les EBT3 [97.7%(EBT3) contre 99.7%(EDR2)].

Une première série de 46 DQA (EBT3) a montré un taux d'échec de 20%, mettant en avant des problèmes d'installation et de méthode de mesure. Après modification de la méthode, le taux de DQA rejeté passe en-dessous de 7%. Les analyses 6 heures et 24 heures n'ont pas montré de différences significatives.

Conclusions: Il est possible d'utiliser les films EBT3 au lieu des EDR2 pour la réalisation de la dosimétrie relative des DQA en tomothérapie. Le délai entre l'irradiation et la numérisation peut être ramené à 6 heures. Ceci s'inscrit dans une routine clinique simple (irradiation et numérisation le même jour).

Les EBT3, en dosimétrie absolue, feront l'objet de prochaines études pour les DQA et les CQ de stéréotaxies en VMAT.

Références:

[1] N. Papanikolaou & Al., QA for Helical Tomotherapy: Report of the AAPM Task Group 148

[2] D. Poppinga & Al., A new correction method serving to eliminate the parabola effect of flatbed scanners used in radiochromic film dosimetry. Medical Physics 41, 021707 (2014)

# PO-12 CQ mécanique d'un Clinac sur base du fantôme Le Louvre et de l'imageur portal : un programme élégant

Basta-Godard Katarzyna <sup>1</sup>, Van Esch Ann <sup>2</sup>

1 : CHMouscron

2 : 7sigma

## Introduction:

Avec l'avancée technologique de la Radiothérapie, les physicien(ne)s ont progressivement ajouté des tests au protocole de contrôle de qualité conventionnel. De plus, comme le positionnement du patient se fait de plus en plus sur base de l'imagerie kV, la précision de l'imagerie embarquée doit être contrôlée rigoureusement. Le résultat de ces développements progressifs est que, pour le CQ mécanique, les physicien(ne)s sont amené(e)s à utiliser une collection hétérogène de différents tests et de différents fantômes. Il existe un nombre de solutions commerciales qui emploient l'imageur portal et des fantômes dédiés pour exécuter plusieurs de ces tests. Bien que ces logiciels basés sur l'imagerie portale soient bien développés et performants à différents niveaux, nous n'avons pas encore trouvé la solution qui réponde à toutes nos exigences. Ainsi sommes-nous en train de développer notre propre solution.

Nous voulons une solution qui soit: primo, assez globale pour réaliser les tests mécaniques standards, secundo assez flexible pour incorporer les tests futurs et tertio assez intuitive pour interpréter facilement les résultats dans un contexte clinique avec des tolérances réalistes mais malgré tout exigeantes.

## Méthode :

Nous avons développé un fantôme que nous avons baptisé Le Louvre. Le fantôme a une forme pyramidale et est construit en polystyrène léger. A la surface du fantôme ou en profondeur, plusieurs marqueurs radio-opaques ont été placés à différentes positions, ce qui nous permet de contrôler rapidement et précisément les différents composants mécaniques du Clinac en mode statique ou dynamique (IMRT ou RapidArc).

Nous avons développé une série de tests combinant le Louvre et l'imageur portal : une partie des tests se font en salle visuellement tandis que la plupart des tests sont réalisés depuis le pupitre en mode radiatif (isocentre, collimateurs, calibrage des mâchoires, table, étalonnage de l'imageur etc....).

Ces test permettent de vérifier, entre autres, la stabilité de l'isocentre radiatif en fonction des différentes rotations (bras, collimateur, table), la taille de champ, la coïncidence des lasers avec l'isocentre, le télémètre, la coïncidence entre l'isocentre radiatif et l'isocentre des imageurs, la corrélation entre le multilame et le bras en arthrothérapie modulée, etc.

Pour l'évaluation des résultats, nous commençons par un check rapide visuel pour se rassurer que tout est dans les tolérances attendues et nous quantifions par analyse offline après.

## Résultats:

Bien que le premier prototype du Louvre ait nécessité quelques modifications (maladies de jeunesse), le modèle actuel est performant, pratique, versatile et élégant. Il nous permet de contrôler la précision mécanique de nos unités de traitements et de leur imagerie embarquée d'une manière efficace et précise à la fois.

En parallèle avec le développement du fantôme, nous avons réalisé que la séquence optimisée des tests est particulièrement importante car elle permet d'identifier et de démêler les origines des déviations.

Bien que nous ayons une batterie d'outils informatiques à notre disposition pour l'analyse des données numériques, nous préférons l'analyse visuelle instantanée au pupitre.

## Conclusion:

Notre prototype actuel du fantôme « Louvre » en combinaison avec sa séquence de tests dédiés, nous permet de valider la précision mécanique de tous les composants du Clinac - relevant pour les traitements actuels - d'une façon efficace et précise avec l'aide de l'imageur portal.

# **PO-13 Une nouvelle technique de traitement du cancer localisé de la prostate par radiothérapie conformationnelle 3D**

Jebbari Sofia<sup>1</sup>

1 : Centre d'Oncologie Ryad

## **Introduction**

le but de cette étude est de présenter une nouvelle technique de traitement du cancer localisé de la prostate par radiothérapie conformationnelle 3D.

Matériel et méthodes :

15 patients atteints d'un cancer localisé de la prostate ont été traités avec cette nouvelle technique. Une dose totale de 78Gy a été délivrée selon le protocole suivant :

Volume cible Mage PTV(cm) Dose(Gy)

Série1: Prostate+ VS 1.5 46

Série2: Prostate+ VS 1(0.5cm en arrière) 8

Série3: Prostate 0.5 24

Trois plans de traitement sont établis de manière indépendante, après avoir assuré la couverture du volume cible à la dose prescrite pour chaque série, la somme des plans permet d'évaluer la dose aux organes à risque, à savoir la vessie, le rectum et les têtes fémorales.

5 champs coplanaires sont utilisés pour le traitement de la 1ère série, des champs avec les mêmes angulations sont utilisés pour traiter le volume cible de 1cm constitué autour de la prostate et des vésicules séminales et un plan avec 7 faisceaux conformationnels est utilisé pour compléter la dose à la prostate à 78Gy.

Une éducation du patient est nécessaire pour assurer la bonne reproductibilité du traitement à savoir vessie et plaine et rectum vide.

## **Résultats :**

Dans chaque plan de traitement, le volume cible reçoit une dose comprise entre 95% et 107% conformément aux recommandations de l'ICRU50 et de l'ICRU60, l'indice d'homogénéité calculé pour la dose totale du traitement, selon l'ICRU83 est quasi nul.

Pour les organes à risque, le DVH montre des valeurs de doses qui répondent aux critères d'évaluation établis pour l'IMRT.

Le traitement se déroule avec une bonne tolérance pour le patient.

## **Conclusion et perspective**

Les résultats ont montré que cette technique permet de traiter la prostate à des doses élevées (dose RCMI/VMAT) avec des doses largement acceptables pour les organes de voisinage.

L'utilisation de la méthode de repositionnement basée sur le CBCT permettra de réduire les marges et les doses à la vessie, au rectum et aux têtes fémorales.

# **PO-14 Mise en place des contrôles de qualité pour la technique VMAT sur un accélérateur Beam Modulator-ELEKTA, avec le logiciel Artiscan**

Morele Delphine <sup>1</sup>, Gempp Stéphanie <sup>1</sup>, Desrousseaux Julie <sup>1</sup>, Nigoul Jean-Marc <sup>1</sup>, Capdeville Sophie <sup>1</sup>

1 : Service de Radiothérapie CHU Timone  
AP-HM  
264 Rue Saint Pierre 13385 Marseille Cedex5

**Introduction:** La technique de Modulation d'intensité Volumétrique par ArcThérapie (VMAT) est connue pour sa capacité à offrir des temps de traitements plus courts que la technique de radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité classique (RCMI), pour des plans dosimétriques de traitements quasis-équivalents. Afin d'assurer la bonne délivrance des traitements VMAT, les contrôles qualités classiques référencés dans la littérature [1] ont été réalisés avec le logiciel d'analyse automatique Artiscan (Aquilab), et les paramètres d'analyse et tolérances optimaux ont été recherchés.

**Méthodes:** Les contrôles ont été réalisés sur un accélérateur Platform Synergy Beam Modulator (Elekta), et l'imageur portal iViewGT. Le contrôle dMLC consiste à délivrer une fente glissante pour 4 angles de bras, à vitesse de lames constante puis variable, afin de comparer les vitesses des paires de lames, de contrôler l'effet de la gravité, et la synchronisation vitesse de lames/débit de dose. Le contrôle du picket fence est réalisé pour 4 angles de bras et en mode VMAT, afin de contrôler l'exactitude du positionnement des lames. Des erreurs intentionnelles ont été introduites afin de contrôler la sensibilité du test. Enfin, la synchronisation vitesse de bras/débit de dose, et vitesse de lames/débit de dose durant la rotation du bras sont contrôlées en réalisant des champs délivrant une même dose mais avec différentes combinaisons de vitesse de bras, lames et débit. Les séries VMAT ont été réalisées dans le sens horaire (CW) et antihoraire (CC). Les contrôles ont été répétés afin de contrôler la reproductibilité du dispositif. Les tolérances ont été fixées en se référant aux données de la littérature, résultats obtenus, tout en restant cohérent avec les tolérances déjà établis dans le service (contrôle mensuel du positionnement des lames). En parallèle, des planifications de traitement prostate et ORL ont été réalisées, et la délivrance du traitement a été chronométrée et contrôlée (système Delta4, de Scandidos) sous l'appareil.

**Résultats:** Les contrôles picket fence (100% pour la largeur de fente et 95% pour la position de la fente) sont dans les tolérances fixées (1 mm) après ajustement du taux de noircissement adéquat (87%, hauteur du profil à laquelle les bords de fentes sont définis). Les contrôles de synchronisation vitesse de bras/débit (95% des cas) sont également dans les tolérances définies (2%). Des résultats beaucoup moins bons ont été constatés pour les contrôles de fente glissante, avec en mode statique des écarts de niveau de gris moyen le long du déplacement d'une paire de lame allant jusqu'à 8% de la valeur moyenne (les niveaux de gris étant directement proportionnel à la vitesse de déplacement des lames), pour des tolérances fixées à 2%. Ces résultats sont à mettre en confrontation avec des temps de délivrance de traitements ORL anormalement longs, avec des arcs de l'ordre de 4 minutes.

**Conclusions:** Les contrôles qualité machine de la technique VMAT ont permis de s'interroger sur la bonne configuration de l'accélérateur. Une analyse MSP (maîtrise statistique des processus) pourrait être envisagée par la suite pour établir les tolérances et la périodicité de réalisation de ces CQ VMAT.

**Références:**

[1] Commissioning and quality assurance of Rapidarc radiotherapy delivery system, C. Clifton Ling, J. Radiation Oncology Biol. Phys, 2008

# **PO-15 Contrôle de qualité du système d'imagerie et de repositionnement de l'accélérateur Vero (Brainlab\_Mitsubishi) pour des traitements en conditions stéréotaxiques**

Ducassou Marianne <sup>1</sup>, Marre Delphine <sup>1\*</sup>, Mathy Nicolas <sup>1</sup>, Mazurier Jocelyne <sup>1</sup>, Navarro Pauline <sup>1</sup>, Zarate Daniel <sup>1</sup>, Chevelle Christian <sup>1</sup>, Dudouet Philippe <sup>1</sup>, Franck Denis <sup>1</sup>, Gallocher Olivier <sup>1</sup>, Jimenez Gaelle <sup>1</sup>, Latorzeff Igor <sup>1</sup>

1 : Clinique Pasteur - Service de Radiothérapie

*Groupe Oncorad Garonne*

1 rue de la Petite Vitesse BP 27617 - 31 076 Toulouse Cedex3

\* : Auteur correspondant

**Introduction:** L'utilisation de l'accélérateur Vero (Brainlab-Mitsubishi) pour des traitements en conditions stéréotaxiques (SBRT) nécessite une précision infra-millimétrique de la position du patient. Cet accélérateur possède de nombreux outils d'imagerie embarquée (kV, CBCT, MV) ainsi qu'un système infrarouge (IR) Exactrac (Brainlab) associé à la table Robotics 6D (Brainlab). En complément du programme d'assurance qualité habituel, un contrôle indépendant des systèmes d'imagerie est mis en place.

**Matériel et méthode:** Les tests conventionnels pour le contrôle qualité en imagerie ont été réalisés avec des fantômes spécifiques : géométrie, qualité d'image (Las Vegas, TOR18-FG, Catphan), test de Winston-Lutz (Tofu ? fantôme cubique homogène gradué muni d'une bille centrale), mesure de la dose délivrée lors de l'acquisition d'un CBCT. Un suivi régulier de ces tests est effectué. En particulier, un contrôle qualité quotidien automatique et intégré (Daily Check) basé sur l'imagerie EPID et kV du fantôme Tofu dans différentes géométries de ring et de gantry (Isocenter Check) est réalisé pour la vérification de la position des isocentres. Il en est de même pour le système IR utilisé pour pré-positionner et suivre les mouvements externes du patient durant le traitement.

Afin de réaliser un contrôle qualité de toute la chaîne d'imagerie, du scanner de planification au recalage kV et CBCT, en passant par le repositionnement IR, une approche indépendante est mise en place. Il consiste à introduire des erreurs systématiques de positionnement (rotations et translations) à l'aide des fantômes Quasar Penta-guide (Modus) et CIRS thorax Model 002LFC placés sur une plateforme inclinée de valeurs connues. On évalue alors en kV et CBCT la qualité du recalage de repères internes (hétérogénéités, fiduciaires) et externes (billes réfléchissantes pour le système IR) ainsi que le repositionnement 6D de la table Robotics (Brainlab) et de la rotation de l'anneau de l'accélérateur.

**Résultats:** La mesure équivalente au CTDI pour l'acquisition d'un CBCT utilisable en clinique est Conclusion: Les différents outils d'imagerie disponibles sur l'accélérateur Vero et les résultats trouvés lors de l'ensemble de ces contrôles qualité nous ont permis d'adapter nos pratiques. Des protocoles de recalages ont été établis en fonction des localisations et de la précision recherchée.

# PO-16 Configuration et mise en service du système de vérification de plans de traitement Portal Dosimetry

Talbot Antoine <sup>1\*</sup>, Popoff Romain <sup>1\*</sup>, Nassiri Abdelaali <sup>1\*</sup>, Derdouri Abdelouahed <sup>1\*</sup>

1 : Centre hospitalier universitaire d'Amiens (CHU Amiens-Picardie)

CHU AMIENS

SITE SUD ? 80054 Amiens Cedex 1

<http://www.chu-amiens.fr/>

\* : Auteur correspondant

## Auteurs

A. Talbot (1), R. Popoff (1), A. Nassiri (1), A. Derdouri (1)

1 Unité de physique médicale CHU Amiens France

**Introduction:** Dans le cadre de la mise en place des traitements de radiothérapie par la technique Rapidarc pour 2 accélérateurs Varian CLINAC, le service de radiothérapie s'est équipé du système Portal Dosimetry v.10 dédié à la vérification prétraitement des arcs dynamiques. La mise en place de ce système s'est déroulée en plusieurs étapes : collecte des données, configuration et mise en service. Alors que l'étape de configuration était déjà initiée localement le constructeur a mis à disposition des utilisateurs une solution préconfigurée PDPC (« Portal Dosimetry Pre-configuration Package ») [1] incluant les données de configuration de l'algorithme de calcul PDIP (Portal Dosimetry Image Prediction) et le profil dosimétrique 2D de correction de l'imageur portal. Ces données ont donc pu être comparées aux mesures du service. De plus, les critères donnés par Varian ont permis de valider la meilleure configuration. Un contrôle de qualité de la stabilité de l'étalonnage dosimétrique du système a également été mis en place en routine.

**Méthodes:** Les étapes de configuration de l'algorithme PDIP ont été appliquées suivant les recommandations du constructeur : étalonnage mécanique de la position de l'imageur, étalonnage de la réponse du détecteur (« Dark/Flood field »), étalonnage dosimétrique du détecteur, mesure dans l'eau d'un demi-profil diagonal du faisceau de traitement, mesures des facteurs d'ouverture du collimateur (OF), création du plan de configuration à partir d'une fluence théorique importée et calculée (« Aïda »), irradiation du plan de configuration, import dans la configuration de la fluence mesurée, du demi-profil et des OF. Plusieurs configurations ont été testées : deux configurations basées sur des mesures locales du demi-profil (profondeur de 8 mm et 15 mm) et deux configurations fournies dans le package PDPC (machines C600 et Trilogy). Chaque configuration a été évaluée selon les critères Varian : analyse gamma de plans tests (? global, 3%/3mm, seuil 5%, 97% des ?Résultats: Les index gamma du champ « Aïda » ont été évalués dans 3 configurations différentes : profil mesuré à 8 mm de profondeur (entre 93,1% et 94,1% des ? Conclusions: La comparaison des configurations expérimentales locales à celles du package PDPC a permis de mettre en évidence l'intérêt de tenir compte du rétrodiffusé créé par le bras de l'imageur lors des vérifications de plans par le système Portal Dosimetry. Au final, le service a configuré son système sur la base de la machine Trilogy fournie dans le package PDPC.

**Références:**

[1] Ref 1 : bulletin Varian : CTB-PV-887 Installation and Verification of the Portal Dosimetry Pre-configuration Package 1.0



# PO-17 Irradiation VMAT synchronisée avec un spiromètre : Assurance Qualité d'interruptions en cours d'apnées.

Garcia R. <sup>1</sup>, Bodez V., Khamphan C., Jaegle E., Alayrach M.e., Badey A., Martinez P.

1 : Institut Sainte Catherine (ISC)

*Service Physique*

250, Chemin de Baigne-Pieds CS 80005 84918 Avignon Cedex 9

## Introduction

Les radiothérapies thoraciques et abdominales nécessitent l'application d'un contrôle de la respiration. Parmi les diverses méthodes, l'apnée apporte un processus simple. La planification, l'irradiation et la réalisation d'images sont facilitées par l'immobilisation de l'anatomie interne. Cependant, pour bénéficier d'une irradiation modulée, il convient de prendre en compte des interruptions potentielles des apnées durant l'irradiation.

## Matériels et Méthodes

Le système spirométrique SDX/Dyn'R, utilisé couramment pour certains traitements, est connecté à l'accélérateur Varian avec l'aide d'un module de synchronisation automatique (AGM). Cinq plans (Patients, AQ et Fantôme) ont été utilisés pour tester des interruptions en cours d'irradiation. Le système Delta4/Scandidos et l'enregistrement des fichiers MLC-Log sont utilisés pour évaluer l'impact d'interruptions potentielles des apnées. Les pourcentages de l'Index Gamma qui respecte les critères (3%, 3mm) sont collectés. Les fichiers MLC-Log sont analysés à l'aide du logiciel FractionCheck/Mobius Medical System. Les données collectées sont le 95ème percentile et le maximum Leaf Root Mean Square (RMS) error. L'évaluation a consisté à comparer les données avec et sans interruptions. Les plans AQ utilisés sont fournis par la société Varian pour tester la rotation du bras, le collimateur multi-lames et les variations du débit de dose. Les plans patients et fantôme sont basés sur quatre arcs successifs destinés à favoriser la corrélation entre la capacité d'apnée et la durée d'irradiation des arcs. Le parcours de chaque arc était interrompu deux fois à l'aide de la seringue de calibration placée au pupitre.

## Resultats

Le tableau 1 présente le pourcentage de l'Index Gamma qui respecte les critères, pour tous les plans, avec et sans interruptions.

La différence maximum du pourcentage Index Gamma, avec et sans interruption, était de 0,71%. Ce résultat indique qu'il n'y a pas de différence significative qui alerterait d'un effet dosimétrique dû à des interruptions de l'apnée. Les fichiers MLC Log ne contiennent pas de comparaisons mais renseignent sur le processus mécanique et électronique de l'irradiation. La différence moyenne et maximum du 95ème percentile, avec et sans interruptions, étaient respectivement de 0,04mm et 0,29mm. La différence moyenne et maximum du RMS, avec et sans interruptions, étaient de -0,02 mm and 0,29 mm.

Les données extraites des fichiers MLC Log sont cohérentes avec les analyses dosimétriques réalisées avec le système Delta4.

## Conclusion

La combinaison d'une irradiation Arcthérapie Volumique (VMAT) et de l'apnée respiratoire offre une méthode optimale. Même si la planification est réalisée avec plusieurs arcs, il est primordial d'envisager la possibilité d'interruptions de l'apnée. La connectivité entre le système SDX et l'accélérateur obtenue par l'utilisation de l'AGM a été validée conjointement par les deux sociétés Dyn'R et Varian.

Cependant, il est nécessaire d'analyser et sécuriser le fonctionnement à l'aide d'une évaluation dosimétrique.

Les résultats montrent qu'aucun effet significatif ne pourrait compromettre la qualité de l'irradiation de ce type de traitement.

# PO-18 Dosimétrie in vivo par semi-conducteurs pour le traitement du sein: RCMI versus RC3D

Jouyaux Fanny <sup>1</sup>, Perdrieux Mickaël <sup>1</sup>, Manens Jean-Pierre <sup>1</sup>, Lafond Caroline <sup>1</sup>

1 : Centre Eugène Marquis

*CRLCC Eugène Marquis*

Avenue Bataille Flandres-Dunkerque 35042 RENNES CEDEX

<http://www.centre-eugene-marquis.fr/>

## Introduction :

Depuis 2007 la dosimétrie in vivo est obligatoire « pour chaque faisceau techniquement mesurable ». En Radiothérapie Conformationnelle avec Modulation d'Intensité (RCMI) la mesure in vivo (MIV) par semi-conducteur est souvent abandonnée au profit de mesures in vitro. Dans le cas particulier du sein traité par RCMI, nous avons conservé la même technique de dosimétrie in vivo par semi-conducteur que celle utilisée pour la Radiothérapie Conformationnelle 3D (RC3D). L'objectif de ce travail est d'évaluer la pertinence de cette méthode de mesure. Les résultats sont comparés à ceux obtenus en RC3D, pour des patientes traitées entre 2012 et 2015.

## Matériel et Méthode :

En RC3D et RCMI, la balistique de traitement comporte deux faisceaux tangentiels obliques pour l'irradiation du sein complet, puis trois faisceaux réduits pour l'irradiation du site tumoral. La technique RCMI est de type statique « Step and Shoot » ; les faisceaux tangentiels comportent deux à cinq segments d'irradiation, les faisceaux réduits en contiennent de deux à sept. La taille minimum des segments est de 10 cm<sup>2</sup>. Le calcul de la dose attendue est effectué par deux méthodes de calcul différentes, l'une implémentée dans le système de planification de traitement Pinnacle (Philips), l'autre dans le logiciel RadCalc (LSI). Les mesures sont réalisées par des semi-conducteurs IBA/Scanditronix EDP-15 pour les faisceaux de photons 6MV et EDP-HL pour les faisceaux de photons 23MV/18MV. L'électromètre utilisé est un électromètre IBA/Scanditronix DPD3. Les semi-conducteurs sont étalonnés de manière à estimer la dose à la profondeur du maximum de dose pour chaque faisceau vérifié. Ils sont placés sur la peau de la patiente, généralement sur l'axe principal du faisceau. Les traitements sont effectués sur des accélérateurs linéaires d'électrons Clinac 2100 C (Varian) et SL20 (Elekta). L'analyse porte sur 2854 et 1546 faisceaux tangentiels et sur 1077 et 815 faisceaux réduits en technique RC3D et RCMI respectivement.

## Résultats :

Pour les faisceaux tangentiels l'écart relatif moyen (+/-écart-type) entre la MIV et la dose calculée par Pinnacle est de +2,0% (+/- 2,4%) en RC3D et +1,8% (+/-2,3%) en RCMI; Pour les faisceaux réduits l'écart relatif moyen (+/-écart-type) entre la MIV et la dose calculée par Pinnacle est de +0,9% (+/- 2,5%) en RC3D et +0,5% (+/-2,6%) en RCMI. Le diagramme ci-dessous montre la distribution des écarts relatifs entre la MIV et le calcul à la profondeur du maximum effectué par Radcalc pour les deux techniques.

## Conclusion

Quelle que soit la technique de traitement, RC3D ou RCMI, les écarts entre la mesure in vivo et le calcul ont la même dispersion et sont inférieurs à 5% dans 99% des cas. Lorsque les faisceaux sont peu modulés comme dans le cas du traitement du sein, la MIV par semi-conducteur est réalisable en RCMI avec le même niveau de précision qu'en RC3D. Les MIV en RCMI du sein peuvent être utilisées pour la vérification de la dose en routine, mais ne se substituent pas à un contrôle in vitro planaire dans une phase de mise en place de la technique.

# **PO-19 Utilisation d'un logiciel de dosimétrie portale pour l'évaluation des plans de traitements «Step and shoot » sur les accélérateurs Elekta.**

François Pascal<sup>1</sup>, Boissonnade Odile, Garcia Alexandre, Gallais Christelle

1 : Unité de Physique Médicale

*CHU de Poitiers*

[chu-poitiers.fr](http://chu-poitiers.fr)

## **Introduction**

La dosimétrie portale est largement utilisée pour contrôler les plans de traitement utilisant des faisceaux modulés notamment sur les accélérateurs Varian grâce au logiciel PDIPTM. Elle a l'avantage d'être très rapide et fournit des résultats comparables aux méthodes de vérification classique. La société Dosisoft a développé un logiciel de dosimétrie portale EPIBÉAMTM permettant de réaliser ces contrôles sur les accélérateurs Varian et Elekta. L'objectif de cette étude est d'évaluer la faisabilité des contrôles dans le cas particulier de faisceaux modulés en mode « step and shoot » sur les accélérateurs Elekta en fonction des différents modes d'acquisition d'image disponibles sur l'imageur IViewGTTM.

## **Matériels et méthodes**

Des plans de traitement de patients traités dans notre institution avec faisceaux modulés en « Step and Shoot » ont été tirés en utilisant l'ensemble des modes d'acquisition disponibles sur l'IViewGT. Les images ont ensuite été analysées dans EPIBÉAM suivant les critères habituels d'évaluation (dose absolue et gamma index). Afin de déterminer les conditions d'analyses optimales, plusieurs modes d'évaluation ont été explorés et comparés notamment en analysant les images segment par segment avec sommation des résultats ou directement en mode intégré sur le faisceau.

## **Résultats et conclusion**

Les résultats ainsi obtenus seront décrits et présentés suivant les différents modes d'acquisition des images qui sont notamment conditionnés par la gestion de la calibration de l'imageur (pixel factor). Cette méthode de contrôle des faisceaux présente de nombreux avantages, plus particulièrement une simplicité et une rapidité d'exécution. La résolution de l'imageur apporte une bonne précision sur les résultats et la rend efficace dans le cadre d'une utilisation intensive des traitements avec modulation d'intensité.

# PO-20 Evaluation d'un système expert pour la planification des traitements par Arcthérapie dynamique des cancers ORL

Khamphan Catherine <sup>1\*</sup>, Bodez Véronique <sup>1</sup>, Jaegle Enric <sup>1</sup>, Alayrach Maria-Elena <sup>1</sup>, Badey Aurélien <sup>1</sup>, Martinez Paul <sup>1</sup>, Garcia Robin <sup>1</sup>

1 : Institut Sainte Catherine

*Institut Sainte Catherine, Avignon*

250 Chemin de Baigne-Pieds CS80005 84918 AVIGNON cedex9

\* : Auteur correspondant

**Introduction :** Le processus de planification inverse en Radiothérapie Conformationnelle par Modulation d'Intensité (RCMI) peut générer de grandes variations dans les résultats dosimétriques selon l'expérience de l'utilisateur. En effet, chaque utilisateur est libre d'adapter les objectifs et contraintes d'optimisation à partir d'un protocole de base.

Dans notre centre, les cancers ORL sont traités en IMRT depuis 2002. Actuellement, environ 700 patients par an, dont 250 cas ORL, sont traités en Arcthérapie dynamique (VMAT). Une équipe de 9 dosimétristes et de 7 physiciens est en charge de la planification.

Garantir la qualité et l'homogénéité des traitements est un objectif quotidien qui pourrait être plus facilement atteint si toutes nos connaissances cliniques passées nous permettaient de prédire automatiquement les contraintes d'optimisation. C'est le principe des systèmes experts.

Le but de ce travail est de décrire la mise en oeuvre d'un nouveau système expert, RapidPlan?, pour la planification des traitements ORL en VMAT.

**Méthode :** Rapidplan? (Varian Medical Systems) est constitué d'un modèle d'estimation des Histogrammes Dose Volume (HDV) et d'un outil de prédiction des contraintes d'optimisation.

La première étape consiste à définir le champ d'application du modèle: est-il conçu pour des tumeurs centrales ou latéralisées, pour différents niveaux de dose? L'étape suivante est la configuration du modèle d'estimation des HDV qui consiste à extraire les données dosimétriques et géométriques de tous les plans. Le modèle effectue ensuite un apprentissage afin d'estimer les HDV pour de nouveaux patients et prévoir les contraintes d'optimisation.

Une base de données a été créée à partir de 100 plans validés cliniquement et traités dans notre centre. La balistique de traitement consiste en 2 arcs complets en 6MV. L'objectif était de concevoir une base de données couvrant un large éventail de cas ORL.

**Résultats :** Les différentes étapes menant à la construction du modèle et à sa validation sont présentées. La qualité du modèle d'estimation des HDV est évaluée. Des outils statistiques sont disponibles pour aider à identifier les valeurs aberrantes présentes dans la base d'apprentissage. L'influence du nombre de cas dans la base est évaluée.

Le modèle est validé en replanifiant des cas de la base de données et en les comparant aux plans initialement validés. 10 nouveaux cas sont optimisés avec Rapidplan?.

Les premiers résultats ont montré une qualité dosimétrique identique ou supérieure avec un temps de planification plus court, pour des cas similaires à ceux utilisés dans la base de données. Le modèle doit être utilisé avec plus de précautions pour des cas plus complexes.

**Conclusion :** Rapidplan? est un outil prometteur qui pourrait permettre de garantir une meilleure homogénéité dans la planification des traitements de radiothérapie. Il s'agit également d'un outil éducatif permettant de transférer l'expertise en planification vers de nouveaux utilisateurs.

# PO-21 Comparaison de différentes méthodes de mesure de la dose pour la validation d'un algorithme de traitement en arthrothérapie dynamique

Meneu François<sup>1</sup>, Giraud Jean-Yves<sup>1</sup>

1 : Service de radiothérapie, hôpital Michallon  
CHU Grenoble

**Introduction:** Une des étapes essentielles à la validation d'un algorithme de dose est la réalisation de mesures de dose dans l'eau. Suite à l'acquisition d'un nouveau TPS dans le cadre de la mise en place de la technique d'arthrothérapie dynamique intracrânienne, plusieurs méthodes ont été testées pour la validation du calcul de la dose.

**Méthode:** Deux méthodologies ont été comparées. Tout d'abord le test EQUAL-ESTRO réglementaire, a été réalisé dans les conditions indiquées par le laboratoire de mesures. Il est composé de neuf faisceaux : deux pour la mesure de dose de référence, quatre pour des mesures de dose à 10 et 20cm de profondeur et des champs carrés de 10 et 20cm, trois pour des champs statiques complexes. La mesure est effectuée dans la cuve à eau à l'aide de détecteurs de type TLDs. Pour chaque faisceau, la délivrance de 2Gy est planifiée sur le TPS iPlan4.5 (Brainlab, Munich-Allemagne). Un second test, end-to-end, a été réalisé utilisant un fantôme semi-anthropomorphe remplissable et retraçant le parcours du patient. Le fantôme a été scanné avec cadre stéréotaxique Brainlab. Le positionnement sous l'accélérateur est effectué par imagerie 2D-kV Exactrac (Brainlab). La mesure de dose a été effectuée par chambre d'ionisation de type PinPoint3D (PTW, Freiburg-Allemagne). 15Gy délivrés en cinq arcs non-coplanaires de 100° ont été planifiés sur un volume cible centré sur le détecteur et permettant la modulation du MLC en fonction de l'angulation. Les mesures de doses ont ensuite été comparées aux doses planifiées et le processus global de la technique d'irradiation stéréotaxique a été évalué à partir des résultats et observations liés à ces deux tests.

**Résultats:** Pour le test EQUAL-ESTRO, les écarts de doses mesurées à la dose planifiée étaient compris entre +0,2% et +2,6%. Pour valider ce test ils devaient être inférieurs ou égaux à 5%. Pour le second test, les écarts de dose pour les cinq arcs étaient compris entre -0,33% et +1,15%. La précision du repositionnement Exactrac a de plus été évaluée inférieure à 1mm avec la contention utilisée.

**Conclusion:** Les résultats de ces deux tests ont montré que le calcul de dose planifiée par le TPS est en adéquation avec la dose mesurée. Le test end-to-end semble toutefois plus adapté pour la validation de la technique d'arthrothérapie dynamique. En effet il permet d'évaluer chaque étape du traitement dans les conditions réelles d'utilisation, tant au niveau mécanique que dosimétrique.

# PO-22 Un système de gestion des risques dédié à la radiothérapie

Julien Thibault<sup>1</sup>, Zidi Salah<sup>2\*</sup>, Zidi Amir<sup>2\*</sup>, Maaloul Fouad<sup>1\*</sup>

1 : Biomedica

*Département physique médicale*

2 : Laboratoire d'Automatique, Génie Informatique et Signal (LAGIS)

*Université Lille I - Sciences et technologies CNRS : UMR8219 Ecole Centrale de Lille*

*LAGIS Ecole Centrale de Lille Cité Scientifique 59655 Villeneuve d'Ascq*

<http://lagis.ec-lille.fr/>

\* : Auteur correspondant

## Introduction:

En France la radiothérapie a été l'une des premières spécialités médicales à implémenter l'assurance qualité dans sa pratique quotidienne. Cela est dû à la délivrance de fortes doses de rayonnements ionisants inhérentes à cette activité. Pour supporter la mise en place d'un haut niveau de sûreté, des systèmes d'aide à la décision deviennent indispensables. Ils sont étudiés pour faciliter le travail des différents acteurs mais aussi pour aider à l'élaboration d'une base d'apprentissage permettant d'anticiper et d'évaluer des risques potentiels.

## Méthodes:

Nous présentons, ici, un système d'aide à la décision capable de recenser et d'analyser des événements indésirables qui se produiraient lors d'un traitement de radiothérapie. Plus explicitement le système permet d'enregistrer des événements précurseurs ou indésirables, de les évaluer, de créer un plan d'actions pour prévenir les risques et enfin au travers de statistiques de s'assurer de l'efficacité de ces actions. Le système a été développé grâce à des algorithmes issus de l'extraction textuelle (méthode des n-gramme) [1] et de la catégorisation de textes (SVM et k-NN) [2] [3] et permet une étude automatique des déclarations des événements précurseurs ou indésirables. [4] La déclaration est dans un premier temps vectorisée puis traitée par des algorithmes de classification. Suivant le résultat du processus, le système demande confirmation à un expert. Tout résultat vient alors enrichir la base de connaissance de l'application pour améliorer le traitement de la prochaine déclaration.

## Résultats:

Le système proposé est aujourd'hui en utilisation dans plusieurs centres de radiothérapie en France. Les algorithmes ont donc été appliqués à des données réelles (environ un millier de déclarations) et les expériences réalisées ont montré des bons résultats pour les méthodes choisies.

## Conclusions:

Bien qu'il y soit encore nécessaire d'améliorer le système, les résultats obtenus (73% de précision) sont encourageants et permettent à notre système d'offrir déjà une aide à des experts. Nous avons pour objectif de continuer sur cette voie en approfondissant encore nos méthodes pour se rapprocher de la précision souhaitée de 95%.

## Références:

[1] Jalam, R., Chauchat, J.-H.: Pourquoi les N-grammes Permettent de Classer des Textes Recherche de Mots-clefs Pertinents via l'Aide des N-grammes Caractéristiques. Proc. of the 6es Journées internationales d'Analyse statistique des Données Textuelles, (2002) 77-84.

[2] Keller, J. M., Gray, M. R., & Givens, J. A. (1985). A fuzzy k-nearest neighbor algorithm. Systems, Man and Cybernetics, IEEE Transactions(4), 580-585.

[3] Cortes, C., & Vapnik, V. (1995). Support-vector networks. Machine learning, 20(3), 273-297.

[4] Joachims, T.: Learning to Classify Text Using Support Vector Machines. Kluwer Academic Publishers, (2002)

# **PO-23 Exemple d'utilisation de la dosimétrie in vivo de transit comme système d'alerte pour la radiothérapie adaptative**

Vincent Florence <sup>1</sup>, Husson François <sup>2</sup>, Tournat Hélène <sup>1</sup>

1 : cort37

Aucune

Pôle Santé Vinci, Chambray-lès-Tours

2 : Dosisoft S.A.

Aucune

Cachan

## **Introduction :**

La dosimétrie in vivo est un outil décisionnel puissant puisqu'elle permet un contrôle ultime de la dose réellement délivrée au patient par rapport à la dose planifiée. Généralement employée lors des séances de traitement initiales, elle constitue un moyen de vérification indispensable de l'ensemble de la chaîne de traitement et demeure une obligation réglementaire en France. La dosimétrie in vivo basée sur l'imagerie portale (dosimétrie de transit) facilite par sa simplicité d'utilisation, l'augmentation de la fréquence des contrôles dosimétriques tout au long de la durée du traitement et ce, sans perturber la qualité du faisceau. Elle permet de fournir un suivi dosimétrique constituant un indicateur de la qualité globale du traitement.

La dosimétrie de transit est un système de détection sensible aux déviations dues aux dysfonctionnements machine, aux problèmes de reproductibilité de mise en place et aux modifications anatomiques éventuelles du patient pendant les semaines de traitement. Le but de cette étude est d'illustrer la capacité d'un tel système à émettre une alerte pertinente dans un cas clinique d'amaigrissement.

## **Méthodes :**

L'étude est basée sur un cas de traitement de col utérin avec le fractionnement classique suivant : 45Gy par fraction de 1.8Gy 5 fois par semaine, puis un complément de 20Gy par fraction de 2Gy 5 fois par semaine, soit un étalement total de 47 jours. La planification initiale est établie à partir d'un examen CT à l'aide du système Eclipse-v10 (Varian). Le traitement est réalisé en technique VMAT (RapidArc) avec un faisceau de rayons X de 25 MV issu d'un accélérateur Clinac 2100C (Varian) équipé d'un imageur portal (EPID) type aS1000. Les résultats de la dosimétrie de transit sont fournis par la solution Epigray (Dosisoft) à partir des images cinéma acquises tout au long de l'arc. Les contrôles dosimétriques in vivo ont été pratiqués de façon hebdomadaire sur la base de trois points anatomiques indiqués par l'utilisateur et par une évaluation volumique automatique supplémentaire.

## **Résultats :**

Les vérifications dosimétriques indiquent une tendance monotone à l'augmentation de la dose reconstruite pour l'ensemble des points de contrôles (points utilisateur et points automatiques). Cette évolution est en relation directe avec un phénomène d'amaigrissement de la patiente. Elle est comparée aux données d'imagerie embarquée (CBCT) acquises lors des différentes séances et aux doses recalculées à partir d'un second examen CT.

## **Conclusion :**

Le système de dosimétrie in vivo de transit permet de détecter automatiquement par comparaison avec des seuils de tolérance, des modifications anatomiques majeures du patient. Elle constitue une alerte pertinente et représente un argument supplémentaire pour justifier une mise à jour de la planification du traitement.

# PO-24 BILAN DU RECUEIL 2011-2012 DES NRD PAR L'IRSN ET RECOMMANDATIONS D'ÉVOLUTION DU SYSTÈME PAR LE GP MED-ASN

Roch Patrice <sup>1</sup>, Celier David <sup>1</sup>, Etard Cécile <sup>1</sup>, Noel Alain <sup>2</sup>, Balduyck Sébastien <sup>2</sup>, Brisse Hervé <sup>2</sup>, Farman Bardia <sup>2</sup>, Figuera Manuela <sup>2</sup>, Le Dirach Bertrand <sup>2</sup>, Lemoine Thomas <sup>2</sup>, Marchandise Xavier <sup>2</sup>, Menechal Philippe <sup>2</sup>, Mogniot Sandrine <sup>2</sup>, Stritt Nicolas <sup>2</sup>, Valero Marc <sup>2</sup>, Van Bladel Lodewijk <sup>2</sup>

1 : Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire (IRSN)

*Ministère de l'écologie de l'Énergie, du Développement durable et de l'Aménagement du territoire* *Ministère de la santé* *Ministère de la Défense* *Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique* *Ministère de l'économie, de l'industrie et de l'emploi*  
BP17 92262 Fontenay-aux-Roses Cedex  
<http://www.irsn.fr/>

2 : Groupe permanent d'experts en radioprotection pour les application médicales et médico-légales des rayonnements ionisants (GP MED)

*Autorité de sûreté nucléaire*

## Introduction :

Les examens diagnostiques utilisant des rayonnements ionisants ? radiologie, scanographie et médecine nucléaire ? conduisent à une exposition des patients dépendant de la procédure mise en oeuvre, de la technologie de l'installation et du morphotype du patient.

Afin d'optimiser les doses délivrées aux patients, des niveaux de référence diagnostiques (NRD) sont fixés par la réglementation pour certains actes courants (arrêté du 24/10/2011). Les professionnels doivent évaluer leurs pratiques annuellement, du point de vue dosimétrique, les comparer aux NRD et engager des actions correctrices en cas de dépassement injustifié.

## Matériel et méthodes :

Tous les deux ans, l'IRSN réalise un bilan national des évaluations dosimétriques et propose des actions visant à améliorer le processus des NRD.

Le bilan des années 2011 et 2012, paru en octobre 2014, a servi de support au GP MED[1] afin de formuler des recommandations sur les NRD.

## Résultats :

Depuis 2004, l'envoi des données dosimétriques à l'IRSN progresse mais reste faible en radiologie (23%) et en scanographie (environ 60 %), et est satisfaisant en médecine nucléaire (>80%).

Les doses délivrées en radiologie et en scanographie ont diminué modérément depuis le précédent bilan mais leur disparité est forte.

En médecine nucléaire, les activités administrées restent voisines des valeurs de NRD en vigueur pour la plupart des examens.

En imagerie pédiatrique, le nombre de données transmises à l'IRSN est trop faible pour permettre d'établir des NRD représentatifs des pratiques nationales.

## Recommandations-perspectives :

A la suite de ce travail, l'ASN a saisi le GP MED, via un groupe de travail (GT-NRD), en vue d'établir des recommandations sur :

? les actions de nature à améliorer la participation des centres d'imagerie au recueil et à l'analyse des données dosimétriques en lien avec les NRD ;

? l'évolution des dispositions règlementaires concernant les NRD en radiologie et médecine nucléaire.

Après avoir interrogé les professionnels de l'imagerie sur les raisons de leur faible adhésion à la démarche des NRD, le GT-NRD recommande de :

Renforcer l'information des professionnels sur les objectifs des NRD et le rôle des différents intervenants ; Inclure les NRD dans le programme de la formation à la radioprotection des patients ; Considérer les NRD comme un élément de la démarche d'assurance qualité en radiologie ; Renforcer l'obligation d'analyse des résultats d'évaluations dosimétriques par les professionnels ; Améliorer, simplifier et uniformiser les modalités de recueil et de transmission des données NRD, notamment en favorisant la mise en place de logiciels de gestion et d'archivage dosimétriques (DACs) Adapter les NRD aux pratiques actuelles par : la mise à jour : de la liste des examens en incluant la radiologie interventionnelle diagnostique des valeurs des NRD la prise en compte de l'imagerie hybride dans les NRD de médecine nucléaire

Enfin, en s'appuyant sur les pratiques des principaux services de radiopédiatrie, des références devraient être définies chez l'enfant afin de faciliter la mise en oeuvre d'une démarche d'optimisation dans les services non spécialisés.



[1] Le GPMED est le groupe permanent d'experts en radioprotection pour les application médicales et médico-légales des rayonnements ionisants, sollicité par l'ASN pour émettre dans ce domaine des avis et le cas échéant des recommandations pour la radioprotection des professionnels et du public.

# PO-25 Cancer du sein : comparaison dosimétrique entre boost séquentiel (SB) et boost intégré (SIB)

Gaillot Nathalie <sup>1\*</sup>, Champagne Clément <sup>1\*</sup>, Boutevin Fanny <sup>1\*</sup>

1 : Institut Jean Godinot

*Fédération nationale des Centres de lutte contre le Cancer (FNCLCC)*

1 rue du général Koenig CS 80014 51726 Reims Cedex

<http://www.institutjeangodinot.fr/>

\* : Auteur correspondant

**Introduction.** L'irradiation de la totalité du sein à la dose de 50 Gy est le traitement standard essentiel au contrôle local des carcinomes après chirurgie de conservation mammaire. Cette irradiation est généralement complétée par une irradiation du lit opératoire de 16 Gy. Dans la technique conventionnelle (SB), le complément lit opératoire est planifié et délivré séquentiellement, après l'irradiation de la glande mammaire. En appliquant une technique de boost intégré (SIB) qui intègre l'ensemble de la planification, et au-delà d'un raccourcissement sensible de la durée du traitement, un bénéfice dosimétrique a été rapporté..

**Matériel et méthode.** 33 patientes (15 seins droits et 18 seins gauches), pour lesquelles la dose prescrite était de 50 Gy, ont eu un scanner dosimétrique avec délimitation de la glande mammaire (CTV1), du lit opératoire (CTV2), du cœur, de l'artère interventriculaire antérieure (IVA), des poumons, de la moelle, du sein controlatéral, du sternum et de la grille costale. La balistique et la dosimétrie ont été réalisées sur le TPS Oncentra Masterplan pour les deux techniques. La technique de boost intégré utilisant une technique d'IMRT « step and shoot ». Les critères dosimétriques comparés par le test de Wilcoxon pour séries appariées ont été les suivants : volume recevant 95% (V95%) et 107% (V107%) de la dose prescrite pour les volumes cibles, dose maximale (Dmax) et dose moyenne (Dmoy) pour le cœur et l'IVA, volume recevant 20 Gy (V20), 30 Gy (V30) et Dmoy pour les poumons, Dmax pour la moelle et Dmax et Dmoy pour le sternum et la grille costale. Les indices d'homogénéité (HI) et de conformité (CI) pour les volumes-cibles et l'indice de couverture (OCO) pour les OAR ont également été étudiés.

**Résultats.** La couverture de la glande mammaire était significativement plus faible en SIB, la V95% était de 99% en SB et 97.8% en SIB (p

**Conclusion.** Les résultats obtenus sont en accord avec la littérature et la technique de Boost Intégré dans le sein semble être une technique satisfaisante du point de vue dosimétrique. La technique du SIB est supérieure en termes d'homogénéité et de conformité et épargne mieux les organes à risques au niveau de la dose.

# PO-26 Cancer du sein : comparaison dosimétrique entre la technique des filtres en coin et la technique "champ dans le champ"

Gaillot Nathalie <sup>1\*</sup>, Champagne Clément <sup>1\*</sup>, Boutevin Fanny <sup>1\*</sup>

1 : Institut Jean Godinot

*Fédération nationale des Centres de lutte contre le Cancer (FNCLCC)*

1 rue du général Koenig CS 80014 51726 Reims Cedex

<http://www.institutjeangodinot.fr/>

\* : Auteur correspondant

**Introduction.** L'irradiation de la totalité du sein à la dose de 50 Gy est le traitement standard essentiel au contrôle local des carcinomes canaux in situ (CCIS) en cas de conservation mammaire. Afin de limiter les hétérogénéités de la répartition de la dose dans les volumes irradiés, il est classique d'utiliser une technique avec filtres en coin. L'objectif de notre travail était de comparer les techniques avec filtres en coin et avec "champ dans le champ" (CDC) sur des critères dosimétriques de couverture de volumes-cibles (CTV) et de protection des organes à risque (OAR).

**Matériel et méthode.** 18 patientes atteintes de CCIS (7 seins droits et 11 seins gauches), pour lesquelles la dose prescrite était de 50 Gy, ont eu un scanner dosimétrique avec délimitation de la glande mammaire (CTV), du cœur, de l'artère interventriculaire antérieure (IVA), des poumons et de la moelle. La balistique et la dosimétrie ont été réalisées sur le TPS Oncentra Masterplan pour la technique utilisant des faisceaux tangentiels avec filtres en coin et celle utilisant un CDC. Le premier segment délivrait 88% de la dose prescrite et le second les 12% restants en protégeant les zones de surdosage (> 107%) par le collimateur multilames. Les critères dosimétriques comparés par le test de Wilcoxon pour séries appariées ont été les suivants : volume recevant 95% (V95%) et 107% (V107%) de la dose prescrite et dose moyenne (Dmoy) pour le CTV, dose maximale (Dmax) et Dmoy pour le cœur et l'IVA, volume recevant 20 Gy (V20) et 30 Gy (V30) pour les poumons et Dmax pour la moelle. Les indices de couverture (CO) et de conformité (CI) pour les volumes-cibles et l'indice de couverture (OCO) pour les OAR ont également été étudiés.

**Résultats.** La technique CDC a permis de réduire de façon significative le surdosage dans la glande mammaire (V107% de 0,03% vs 2,2%, p=0,0005), la Dmax au cœur (45 Gy vs 48,9 Gy, p=0,002) et de l'IVA (42 Gy vs 44,7 Gy, p=0,01) en cas d'irradiation mammaire gauche et les V20 (8,6% vs 9,4%, p=0,005) et les V30 (7% vs 7,8%, p=0,003) des poumons homolatéraux au sein traité. La Dmax reçue par la moelle était cependant plus élevée en technique CDC qu'avec la technique utilisant les filtres en coins (0,7 Gy vs 0,5 Gy, p

**Conclusion.** La technique "champ dans le champ" est une méthode dosimétrique satisfaisante pour réduire le surdosage dans le CTV et améliorer la protection des OAR. Cette technique permet également de réduire le nombre d'Unité Moniteur et donc la dose diffusée.

# PO-27 Moderato : une plateforme Monte Carlo pour le double calcul des traitements Cyberknife et Tomothérapie

Bouchoucha Salim,\*, Reynaert Nick <sup>1</sup>

1 : Center Oscar Lambret  
CRLCC Oscar Lambret  
3, rue Frédéric Combemale BP 307 - 59020 LILLE Cedex  
<http://www.centreoscarlambret.fr/>

\* : Auteur correspondant

## Titre

Moderato : une plateforme Monte Carlo pour le double calcul des traitements Cyberknife et Tomothérapie

## Auteurs

S. Bouchoucha, N. Reynaert,

## Affiliations

Centre Oscar Lambret, Lille, France

## Introduction

Les nombreux contrôles de qualité existants sur le plan réglementaire dans le domaine de la radiothérapie ont pour principal objectif de s'assurer que la dose prescrite par le médecin sera effectivement délivrée au patient. Des systèmes de double calcul ou dosimétrie in vivo disponibles ont une précision limitée, surtout pour les traitements RCMI et SBRT. Afin de résoudre ce problème nous avons introduit en routine clinique un système Monte Carlo pour le double calcul des traitements Cyberknife et Tomothérapie.

## Méthodes

La plateforme Moderato, développé en interne, est basé sur MCDE [1]. Pour le Cyberknife nous avons modélisé les collimateurs fixes et Iris. Le modèle du Cyberknife M6 est déjà inclus aussi. Pour la Tomothérapie les nouveautés comme les mâchoires dynamiques sont déjà modélisés. Le logiciel est programmé en c++ et l'interface graphique, accessible par un navigateur Web, en Javascript. L'interface graphique offre la possibilité d'automatiquement charger les données patient (Dicom, xml), de lancer les calculs (sur des serveurs linux : 192 coeurs), d'évaluer la dose du TPS utilisant des isodoses, des profils de dose et des DVHs et d'imprimer un rapport qui est importé dans le système de R&V. La dose planifiée est vérifiée en routine clinique.

## Résultat

L'utilisation routinière du logiciel Moderato, en tant que système de double calcul, a permis de mettre en évidence les divergences suivantes :

Localisation poumon/Traitement Cyberknife: Les résultats sont en général en accord avec le Monte Carlo dans le TPS Multiplan, sauf pour des cas extrêmes. Là on voit l'impact de la valeur de l'énergie de coupure « ECUT » utilisée pour les électrons qui est plus élevée dans le TPS Multiplan que dans Moderato. Petits collimateurs Cyberknife: Pour les plus petits collimateurs (5 et 7.5 mm) nous avons remarqué des problèmes de résolution de calcul. Pour les Traitements Tomothérapie nous avons des résultats qui sont en général en correspondance avec le TPS. Dès le moment qu'il y a des hétérogénéités (cavités d'air, poumon) on commence à voir des petites différences.

## Conclusion

Le logiciel Moderato est utilisé pour la validation de la dose planifiée en routine clinique pour les traitements Cyberknife et Tomothérapie. Des développements sont en cours pour déterminer la dose délivrée utilisant :

Pour le Cyberknife : les fichiers logs enregistrés pendant le traitement (robot, markers, fiduciels) et le scan 4D Pour la Tomothérapie : le sinogramme délivré et les images MVCT ITK/Elastix pour le cumule de dose

## Références

[1] Reynaert N, De Smedt B, Coghe M, Paelinck L, Van Duyse B, De Gersem W, De Wagter C, De Neve W and Thierens H, (2004), MCDE: a new Monte Carlo Dose Engine for IMRT with an efficient scoring method, Phys. Med. Biol. 49 N235-N241

# PO-28 Étude de l'impact de variations fines de la densité

Beilla Sara <sup>3,2\*</sup>, Laprie Anne <sup>4,5</sup>, Chauveau Nicolas <sup>3</sup>, Franceries Xavier <sup>1,2</sup>

- 1 : Inserm, UMR1037 CRCT (CRCT)  
*Université Paul Sabatier (UPS) - Toulouse III*  
Inserm : U1037  
F-31000 Toulouse, France  
[www.crct-inserm.fr](http://www.crct-inserm.fr)
  - 2 : Université Paul Sabatier-Toulouse III, UMR1037 CRCT (UPS)  
*Université Paul Sabatier (UPS) - Toulouse III*  
UMR1037  
F-31000 Toulouse, France  
<http://www.univ-tlse3.fr/>
  - 3 : Imagerie cérébrale et handicaps neurologiques  
Inserm  
Place du Dr Baylac CHU Purpan Service de Neurologie Toulouse 31059 Toulouse cedex 9  
<http://www.toulouse.inserm.fr>
  - 4 : Inserm Imagerie cérébrale et handicaps neurologiques  
Inserm  
Toulouse
  - 5 : Institut Claudius Regaud de lutte contre le cancer, Toulouse (ICR)  
*Ministère de la santé*  
F-31059  
<http://claudiusregaud.fr/>
- \* : Auteur correspondant

## Introduction :

La dosimétrie en radiothérapie externe est basée sur l'utilisation des images issues de tomodesitomètre, préalablement étalonné, en faisant l'hypothèse que la densité électronique est assimilable à la densité massique. Toutefois l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM), notamment en diffusion, montre une hétérogénéité importante traduisant des variations de densité au sein de la tumeur, par exemple au sein d'un glioblastome [1]. Le but de ce travail est d'évaluer l'influence de fines variations de densité massique au sein de la tumeur et/ou de structures identifiables [2] en IRM de diffusion par une étude dosimétrique, en quantifiant l'impact que cela pourrait avoir sur les modifications de la distribution 3D de la dose absorbée.

## Méthodes :

Cette étude est consacrée à la réalisation de calcul dosimétrique en utilisant le Système de Planification de Traitement (TPS) Isogray version 4.2, avec le modèle de calcul Dose Point Kernel (DPK). Nous réalisons un traitement avec 5 faisceaux de rayons X de 6 MeV, avec et sans modulation d'intensité (RCMI). Des modifications de la densité massique entre différents calcul dosimétriques pour des même plans de traitement ont été testées dans différentes régions comme par exemple le volume tumoral macroscopique (GTV).

## Résultats et Conclusions :

Nous avons pu constater une modification significative des formes des courbes d'isodoses qui sont, comme attendu, plus marquées avec des densités élevées. L'étude des histogrammes dose-volume (HDV) et des profils mettent en évidence une légère augmentation de la dose absorbée, comme par exemple à l'entrée du GTV de l'ordre de 1,77 % pour les plus fortes densités utilisées. Enfin, une diminution de la dose absorbée de plusieurs pourcents est visible sur les isodoses en sortie du GTV quel que soit la variation de densité. D'autres études plus précises sont en cours afin d'affiner les résultats en prenant en compte des variations de la densité plus fine dans d'autres structures cérébrales comme le crâne.

## Références :

- [1] Integration of processed 3D magnetic resonance spectroscopy maps into the treatment planning system for radiotherapy target volume delineation of glioblastoma Ken S, Franceries X, Lotterie JA, Lubrano V, Catalaa I, Cassol E, Vieilleigne L, Metwally H, Berry I, Courbon F, Delannes M, Celsis P, Cohen-Jonathan-Moyal E, Laprie A. Radiation oncology
- [2] Papanikolaou N., Battista J., Boyer A., Kappas C., Klein E., Mackie T., Sharpe M., and Dyk J. Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. Task group No 65. 85. 2004.

# PO-29 Contrôles des plans de traitement patients au CyberKnife: Analyse rétrospective des résultats.

Gerard Anaïs <sup>1</sup>, Angellier Gaëlle <sup>1</sup>, Floquet Vincent <sup>1</sup>, Herauld Joël <sup>1</sup>

1 : Centre Antoine Lacassagne

*CRLCC Antoine Lacassagne*

227 avenue de la Lanterne, 06200 Nice

<http://www.centreantoinelacassagne.org/>

## Introduction:

Les nouvelles techniques de radiothérapie (IMRT, VMAT) exigent des contrôles de qualité supplémentaires. Une vérification des plans de patients dans un fantôme avant le traitement est fortement recommandé. La radiothérapie stéréotaxique faite avec le CyberKnife (CK) présente des caractéristiques s'apparentant à ces techniques, avec une dose délivrée plus élevée et hypofractionnée. Les contrôles patients sont donc tacitement nécessaires. Reste la question de la fréquence, à savoir si ces contrôles doivent être faits systématiquement ou de façon périodique. Au centre Antoine Lacassagne, ces contrôles sont réalisés aussi souvent que le temps machine le permet. Au travers d'une analyse rétrospective, nous essayons d'analyser si la fréquence des contrôles est adaptée et de voir l'influence des paramètres de traitement.

## Méthode:

La vérification des plans de traitements repose sur une mesure de dose 1D. Le fantôme utilisé est un bloc de plexiglas avec une empreinte recevant une chambre d'ionisation Pinpoint de volume 0.015cc. L'ensemble fantôme-chambre est préalablement scanné. Sur le TPS, le plan contrôlé est aligné et superposé au fantôme de façon à avoir le volume sensible de la chambre au centre de la distribution de dose et si possible dans une zone de faible gradient. Les incidences et le nombre d'unités moniteur (UM) de chaque faisceau sont identiques à celui du plan patient. Une fois le plan calculé, le volume sensible de la chambre est contourné. Les paramètres relevés sont la dose moyenne, la dose minimum et maximum du volume contourné, la taille du collimateur et le nombre d'UM. Le plan est ensuite délivré sous le CK. La dose délivrée est calculée à partir de la lecture de la charge intégrée (nC). L'écart entre la dose moyenne dans le volume contourné et la dose mesurée est calculé. L'écart toléré recommandé se situe entre  $\pm 5\%$ .

## Résultats:

Les résultats sont analysés sur une cohorte de 200 patients. La moyenne des écarts calcul-mesure est de 0.62% avec une distribution caractérisée par un  $s$  de 4.23%. 87% des écarts se situe entre  $\pm 5\%$  parmi les 13% restant 12% correspondent à un écart entre 5 et 10% et 1% sont supérieurs à 10%. Les écarts supérieurs à 10% proviennent d'un mauvais positionnement de la chambre qui a été identifié. La répartition des écarts a été analysée en fonction du diamètre du collimateur utilisé. Le collimateur de 7.5 mm (minimum en clinique) présente la moyenne et l'écart type les plus grands. L'indice d'homogénéité (IH) est calculé pour chaque plan, il est défini ici par l'écart entre le minimum et le maximum mesuré, dans le volume sensible contourné, par rapport à la moyenne. Une nette corrélation se dégage de l'IH. Plus celui-ci est élevé et plus l'écart est important. La courbe suit une tendance caractérisée par un polynôme d'ordre 2. L'analyse des écarts mesure-calcul en fonction du nombre d'UM délivré ou du nombre de faisceaux ne présente pas de tendance particulière.

## Conclusion:

La distribution des écarts calculé suit une gaussienne centrée à 0.62%. Ce décalage systématique n'est encore élucidé mais son ampleur reste acceptable. La distribution est caractérisée par un  $s$  4.23% traduisant une distribution assez hétérogène. Les écarts supérieurs à  $\pm 5\%$  sont attribués à un fort gradient de dose présent dans le volume sensible la chambre caractérisant les limites de la mesure expérimentale. Ce fort gradient a plusieurs origines possibles dont l'utilisation de collimateurs de faibles diamètre, d'un faible volume de traitement (inférieur à 1cc) ou encore un défaut d'alignement du plan de traitement sur le fantôme lors de la planification du contrôle.

# PO-30 Mesures de FOC en mini-faisceaux : réponse des détecteurs PTW60018 et PTW60019.

Huet Christelle <sup>1\*</sup>, Bassinet Céline <sup>1</sup>, Chea Michel <sup>2</sup>, Jenny Catherine <sup>2</sup>, Clairand Isabelle <sup>1</sup>

1 : Laboratoire de Dosimétrie des Rayonnements Ionisants (IRSN/PRP-HOM/SDE/LDRI)

*Institut de Radioprotection et de Sécurité Nucléaire (IRSN)*

31 avenue de la Division Leclerc 92260 Fontenay-aux-Roses

2 : Département de Radiothérapie

*IFR70 Assistance publique - Hôpitaux de Paris (AP-HP) Hôpital de la Salpêtrière*

47 Bd de l'Hôpital 75651 Paris Cedex 13

\* : Auteur correspondant

Introduction : La dosimétrie des faisceaux de photons de petites dimensions utilisés en radiothérapie stéréotaxique est problématique du fait des caractéristiques physiques de ces faisceaux. L'IRSN a initié depuis plusieurs années un projet de recherche visant à caractériser et mettre en oeuvre des techniques dosimétriques adaptées et définir les méthodologies nécessaires à une mesure fiable, précise et reproductible de la dose (relative) dans les mini-faisceaux de photons utilisés en radiothérapie. Dans ce cadre, d'une part, des mesures de FOC à l'aide de différents détecteurs actifs et dosimètres passifs ont été réalisées sur différentes installations délivrant des mini-faisceaux [1], et d'autre part, la réponse de ces détecteurs a été étudiée à l'aide de simulations Monte Carlo [2]. A l'issue de ce travail, l'IRSN a mis au point un protocole dosimétrique, basé sur l'utilisation de deux dosimètres passifs, pour la détermination des FOC dans les mini-faisceaux utilisés en radiothérapie stéréotaxique [3]. Depuis, de nouveaux détecteurs sont apparus sur le marché ; des mesures réalisées avec deux de ces détecteurs sont présentées et discutées.

Matériels et méthodes : Des mesures de FOC sur le Clinac 2100 de l'AP-HP La Pitié Salpêtrière équipé du mini-MLC m3 (Brainlab) ont été réalisées avec la diode PTW60018 et le micro-diamant PTW60019. La diode PTW60018 est une diode de stéréotaxie non blindée conçue pour réaliser des mesures dans des champs de photons d'une énergie maximale de 6MV. Le micro-diamant PTW60019 est basé sur l'utilisation d'un diamant synthétique. Les mesures ont été réalisées pour des tailles de champ allant de 6x6 mm<sup>2</sup> à 80x80 mm<sup>2</sup>. Ces mesures ont ensuite été comparées aux mesures réalisées précédemment avec d'autres détecteurs actifs et dosimètres passifs sur cette même installation.

Résultats : Pour la plus petite taille de champ (6x6 mm<sup>2</sup>), une surestimation du FOC de l'ordre de 5% est observée pour les deux détecteurs investigués. Ce comportement s'explique par la non-équivalence eau des matériaux composant, d'une part, le volume de détection et, d'autre part, l'encapsulation du volume de détection.

Conclusion: Les deux détecteurs utilisés dans cette étude conduisent à une surestimation du FOC pour la plus petite taille de champ investiguée (6x6 mm<sup>2</sup>) et nécessitent donc l'utilisation de facteurs correctifs pour la détermination des FOC sur les installations délivrant des mini-faisceaux.

Références:

[1] Bassinet et al., Med. Phys. 40(7) (2013)

[2] Moignier et al., Med. Phys. 41(7) (2014)

[3] Rapport IRSN PRP-HOM/SDE n°2013-010 (2013)



# PO-31 Modélisation Monte-Carlo d'un imageur portal pour le contrôle qualité RCMI

Mousalli Hanaa<sup>1</sup>, Leni Pierre-Emmanuel<sup>2</sup>, Govignon Alexandre<sup>3</sup>, Gschwind R.<sup>1</sup>

1 : UMR 6249 - Laboratoire Chrono-environnement (UMR 6249 - Laboratoire Chrono-environnement)

*Université de Franche-Comté*

Pôle Universitaire BP 71427 25211 Montbéliard cedex

<http://chrono-environnement.univ-fcomte.fr/>

2 : IEI- FC

*Université de Franche-Comté*

Technopole TEMIS 18 rue Alain Savary 25000 Besançon

[www.incubateur-fc.fr](http://www.incubateur-fc.fr)

3 : Service de radiothérapie-site du Mittan - Hôpital Nord Franche-Comté

*Université de Franche-Comté*

## INTRODUCTION

En radiothérapie externe, divers contrôles qualités sont mis en place afin de s'assurer que la dose délivrée au patient lors d'un traitement corresponde bien à la dose prescrite et planifiée. Ainsi, en radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité (RCMI), l'imageur portal est utilisé pour vérifier les plans de traitement calculés par les systèmes de planification de traitement (TPS). Lors de ces contrôles, des écarts sont parfois constatés entre la mesure réalisée par l'imageur portal (EPID) et la projection calculée par le TPS. Pour mieux comprendre ces écarts, une étude théorique par simulation Monte-Carlo a été réalisée.

## MATERIELS & METHODES

Cette étude consiste à simuler le dépôt de dose dans l'imageur portal aS500-II de la société Varian à l'aide des simulations Monte Carlo, et de comparer la distribution de dose obtenue avec celle obtenue par la mesure (image de l'EPID).

En référence à la littérature, deux modèles d'EPID ont été simulés dans le code BEAMnrc : un premier modèle simplifié, permettant de limiter le bruit des simulations Monte-Carlo et utilisant la méthode de l'épaisseur équivalente, et un second modèle reproduisant la structure détaillée de l'EPID afin de s'approcher le plus possible de la réalité. Ces deux fantômes de dimension 20 cm × 20 cm × 4.4 cm ont été modélisés dans le code DOSXYZnrc à partir de voxels de 0,05 cm x 0,05cm x 0,05 cm. Les simulations Monte-Carlo sont quant à elles réalisées en utilisant des faisceaux de photons de 6 MV et de 18 MV, pour des champs de 10 cm × 10 cm à une distance source-détecteur de 100 cm.

Les mesures expérimentales avec l'EPID ont été réalisées dans les mêmes conditions.

La distribution de dose calculée avec le code Monte-Carlo BEAMnrc/DOSXYZnrc a été comparée à celle obtenue par la mesure (image de l'EPID).

## RESULTATS & PERSPECTIVES

Pour valider le modèle, la dose mesurée dans la couche sensible de l'EPID pour chaque énergie a été comparée à celle obtenue par simulation.

Pour les deux modèles d'EPID, le pourcentage de points satisfaisants le critère du gamma index 3 % / 3 mm est de l'ordre de 97%, soit supérieur à 95%. Aucune différence majeure n'a été relevée entre les deux modélisations. Ces résultats nous permettent donc de valider les deux modélisations de l'EPID qui seront utilisées par la suite pour vérifier indépendamment du TPS un traitement RCMI.

# PO-32 Analyse des propriétés dosimétriques du système Glucose/RPE pour des applications potentielles en radiothérapie

El Baydaoui Redouane<sup>1,2\*</sup>, Mikou Mohammed<sup>1</sup>, Bougteb Mustapha<sup>1</sup>

1 : Laboratoire d'Analyse des Systèmes et de Traitement de l'Information Université Hassan Ier, FST  
BP 577 ; 26000 Settat

2 : Service de radiothérapie, Hôpital d'Oncologie, CHU Hassan II- Fès

\* : Auteur correspondant

Malgré le développement technologique qu'a connu la radiothérapie externe ces dernières années, le contrôle strict des doses délivrées aux patients demeure incontournable. D'où la nécessité de mise en place de dosimètres précis et fiables indiquant la dose délivrée au cours de traitement. Un intérêt particulier a été attribué à l'étude de systèmes dosimétriques à base de sucre et dont la lecture est élaborée à l'aide de la technique de résonance paramagnétique électronique "RPE" [1-3]. Cette technique présente l'intérêt d'être précise et non destructive.

Dans ce travail, nous proposons d'analyser les propriétés dosimétriques du système Glucose/RPE. Cette étude consiste à irradier des échantillons de glucose aux électrons 6 MeV et 18 MeV délivrés par un accélérateur de particules utilisé en radiothérapie. Après irradiation, les échantillons ont été analysés par "RPE". Les mesures RPE effectuées sur des échantillons placés à différentes profondeurs dans un fantôme en Polyméthyle Méthacrylates "PMMA" ont tout d'abord permis de déterminer les profondeurs qui correspondent au maximum de dépôt de dose pour les deux énergies utilisées. L'analyse des échantillons irradiés avec les différentes doses ont montré que le glucose est sensible aux électrons de 6 MeV et 18 MeV à partir d'une dose de 2 Gy. Les courbes obtenues des variations de l'intensité pic à pic du spectre RPE mesuré, ou des résultats de la double intégration du spectre en fonction de la dose d'irradiation, sont tout à fait linéaires avec un coefficient de corrélation dépassant 0.999. Le glucose paraît légèrement plus sensible aux électrons 18 MeV qu'aux électrons 6 MeV. Ainsi, les résultats obtenus révèlent des potentialités dosimétriques intéressantes du glucose dans le domaine de la radiothérapie.

[1] Performance characteristics of the EPR dosimetry system with table sugar in radiotherapy applications; M. Mikou, N.Ghosne R. El Baydaoui , Z. Zirari, F. Kuntz ; Applied Radiation and Isotopes 99 (2015) 1?4.

[2] Analysis by electron paramagnetic resonance of dosimetric properties of glucose irradiated by x- rays 18MV produced by a linear accelerator "CLINAC2300DHX; M. Mikou, R. El Baydaoui, Z. Zirari, M. Bougteb; Phys. Chem. News 72 (2014) 27-33.

[3] Nicola D.Yordanov, ElkGeorgieva, EPR and UV spectral study of gamma-irradiated white and burned sugar, fructose and glucose ; SpectrochimicaActa Part A 60 (2004) 1307?1314.

# PO-33 Modélisation Monte-Carlo de l'accélérateur linéaire médical TrueBeam Novalis STX de la société Varian et méthode de validation

Akunzi J. <sup>1,2\*</sup>, Leni P. E. <sup>3</sup>, De Conto C. <sup>4</sup>, Gschwind R. <sup>1</sup>

1 : UMR 6249 - Laboratoire Chrono-environnement (UMR 6249 - Laboratoire Chrono-environnement)

*Université de Franche-Comté*

Pôle Universitaire BP 71427 25211 Montbéliard cedex

<http://chrono-environnement.univ-fcomte.fr/>

2 : Université Paul Sabatier (UPS)

*Université Paul Sabatier (UPS) - Toulouse III*

3 : Incubateur de Franche Comté

*Université de Franche-Comté*

IELFC

4 : Service de radiothérapie-site du Mittan - Hôpital Nord Franche-Comté

*Université de Franche-Comté*

\* : Auteur correspondant

**Introduction :** Les simulations Monte-Carlo représentent la méthode la plus précise pour calculer la dose absorbée dans un milieu aux caractéristiques géométriques complexes. Mais, une simulation Monte-Carlo sans biais n'est pas encore accessible en clinique, le temps de calculs étant excessif. L'utilisation des méthodes Monte-Carlo est pour le moment réservée à la recherche. Dans cette étude nous présentons la modélisation du TrueBeam Novalis STX de la société Varian par le code BEAMnrc/DOSXYZnrc. Notons que cet accélérateur linéaire à déjà été modélisé par différentes équipes soit avec le code BEAMnrc/DOSXYZnrc soit avec d'autres codes tels que PENELOPE, Geant4/GATE et MCNPX. Mais les particularités de chaque machine (les caractéristiques du faisceau d'électrons avant la cible) et le manque de communication entre les différents groupes obligent chaque équipe à réaliser sa propre modélisation.

**Matériels et méthodes :** Le code BEAMnrc, utilisant la physique EGSnrc, est particulièrement adapté pour la modélisation des accélérateurs linéaires utilisés en physique médicale. La simulation Monte-Carlo est généralement réalisée en deux étapes:

La première étape consiste à effectuer la modélisation géométrique de la tête d'accélérateur. Par soucis de secret industriel, Varian fournit directement un espace des phases codé par Geant4/GATE au format IAEA dans un cylindre au dessus des mâchoires. Cet espace des phases doit être transposé dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau pour des raisons de compatibilité avec le code BEAMnrc. Les paramètres de simulation ont été fixés de telle sorte que les énergies de coupures soient de 0,01MeV et 0,7MeV pour les photons et les électrons, respectivement. Toutes les simulations ont été faites avec des énergies de 6MeV et 10MeV avec et sans cône égalisateur (mode FFF). Les espaces des phases ont été récupérés à 90cm de la cible pour des champs carrés de : 1cm x 1cm à 20cm x 20cm.

Deuxièmement, l'espace des phases est utilisé en tant que source par DOSXYZnrc pour calculer les doses absorbées à 10cm de profondeur dans un fantôme d'eau voxelisé de 200x200x400 voxels mesurant 0,2cm selon les axes x et y et 0,1cm selon l'axe z. Ici, les énergies de coupure sont de 0,01MeV et 0,521MeV pour les photons et électrons, respectivement. Toutes les mesures ont été effectuées avec la chambre d'ionisation PTW M31010 dans un fantôme d'eau de 20cmx20cmx20cm à 10cm de profondeur pour une distance source/surface de 90cm.

**Resultats :** La comparaison entre simulations et mesures est réalisée en utilisant l'index gamma avec les critères de 1mm et 1% pour la distance et la dose absorbée respectivement. On observe une bonne concordance entre les mesures et les simulations. 95% des points passent le critère de l'index gamma.

**Conclusion :** Nous avons modélisé le TrueBeam en utilisant le code Monte-Carlo BEAMnrc/DOSXYZnrc. La modélisation a été validée en milieu homogène par la comparaison avec les mesures effectuées à l'hôpital de Montbéliard en utilisant l'index gamma.

Cette étude se poursuivra en milieu hétérogène en comparant les données dosimétriques calculées avec celles d'un système de planification des traitements (TPS) pour des traitements complexes utilisant l'irradiation avec modulation d'intensité volumétrique par arc thérapie (VMAT, RapidArc).

**Références :**

[1] Bergman et al. 2014 Monte Carlo modeling of HD120 multileaf collimator on Varian TrueBeam linear accelerator for verification of 6X and 6X FFF VMAT SABR treatment plans. JACMP,

15(3)

[2] Gete et al. 2013 A Monte Carlo approach to validation of FFF VMAT treatment plans for TrueBeam linac . Med phys, 40(2) 021707-1

# **PO-34 Intérêt de la réalisation de courbes de calibration de films gafchromic RTQA2 pour la réalisation de contrôles qualité machine et étude des paramètres d'influence**

Morele Delphine<sup>1</sup>, Nigoul Jean-Marc<sup>1</sup>, Desrousseau Julie<sup>1</sup>, Gempp Stéphanie<sup>1</sup>, Capdeville Sophie<sup>1</sup>, Benkreira Mohamed<sup>.2</sup>, Garnier Eloise<sup>.2</sup>, Nomikossoff Natacha<sup>.2</sup>

1 : Service de Radiothérapie CHU Timone

*AP-HM*

264 Rue Saint Pierre 13385 Marseille Cedex5

2 : Service de Radiothérapie CHU Hôpital Nord Marseille

*AP-HM*

**Introduction:** Alors que la littérature apporte de nombreuses informations quant à l'utilisation des films gafchromic EBT3 (ISP) [1-2] pour les contrôles de plans de traitement, l'utilisation des films gafchromic RTQA2 (ISP) pour la réalisation de contrôles qualité machine est beaucoup moins documentée [3], notamment en ce qui concerne la justification de la réalisation de courbes d'étalonnage, et les paramètres influençant la réponse des films.

**Méthodes:** Des courbes de calibration de films gafchromic RTQA2 ont été réalisées à partir de 10 points de calibration allant de 0 à 8 Gy. Les films ont été découpés, puis irradiés avec des champs de 5cm\*5cm, à zmax, dans des plaques de polystyrène RW3, et à DSP 100 cm. La dose a été préalablement mesurée par chambre d'ionisation dans les mêmes conditions. Les films ont été numérisés avec un scanner plat professionnel EPSON 10000 XL. 6 courbes de calibration ont été réalisées pour différentes qualités de faisceau (3 courbes en X6, 1 courbe X18, E6 et E12) et les paramètres d'influence sur la courbe de calibration suivants ont été étudiés : reproductibilité, lot de film, indice de qualité, modalité, temps de stabilisation de la chimie du film, paramètres de numérisation (sens de numérisation, encodage (nombre de bits), correction d'artéfacts). Des contrôles de champ lumineux/champ irradié (basé sur l'analyse de l'isodose 50%) sont ensuite réalisés en irradiant des films à zmax également, à 3Gy. Les courbes de calibration et l'analyse des films sont réalisées sur le logiciel OMNIPRO IMRT (IBA). L'intérêt de réaliser une courbe de calibration sur les films RTQA2 a donc été évaluée en comparant les résultats des contrôles qualité des films pour lesquels on aura appliqué ou non une courbe de calibration. Pour les paramètres ne semblant pas influencer les courbes de calibration, une analyse plus quantitative des différences obtenues directement sur les champs lumineux/irradiés est réalisée afin de valider ces hypothèses.

**Résultats:** La non réalisation des courbes de calibration apporte une déformation des isodoses pouvant aller jusqu'à environ 2 mm pour des champs électrons. L'influence du lot de film, de l'indice de qualité du faisceau, de la modalité, et du sens de numérisation, sur la courbe de calibration, semblent minimales comparées à la reproductibilité des films (variations allant jusqu'à 3,5%).

**Conclusions:** Cette étude montre l'intérêt de la réalisation de courbe de calibration pour les films RTQA2 dans le cadre de la réalisation de contrôles qualité machine. Néanmoins, la réalisation d'une seule courbe de calibration (1 seule qualité de faisceau) s'avère suffisante.

**Références:**

[1] Evaluation of Gafchromic EBT3 films characteristics in therapy photon, electron and proton beams, J. Sorriaux, 2012

[2] Dosimetric characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification, V. Casanova Borca, 2012

[3] GafChromic RTQA film for routine quality assurance of high-energy photon beams, M D R Thomas and A PWarrington, 2005

# PO-35 Utilisation des images kV-CBCT pour le suivi dosimétrique des traitements par arcthérapie

Bosc Lou<sup>1</sup>, David Simon<sup>1</sup>, Goasduff Gaëlle<sup>1</sup>, Quillevere Sarah<sup>1</sup>, Lucia Anne-Sophie<sup>1</sup>

1 : Service de Radiothérapie [Brest] (CHRU - HM)

*CHRU Brest*

CHRU - Hôpital Morvan BREST

## Introduction

En radiothérapie externe, de récentes études ont démontré les bénéfices d'une replanification dosimétrique en cours de traitement du fait des variations anatomiques radio-induites [1]. Les systèmes d'imagerie embarqués kV permettent l'acquisition d'images 3D du patient (kV-CBCT) offrant la possibilité d'un suivi de ces changements morphologiques [2]. Le but de ce travail est d'étudier la faisabilité d'un suivi des volumes d'intérêts et des doses reçues par les organes à risques (OARs) et les volumes tumoraux (GTV) tout au long d'un traitement à partir d'images kV-CBCT.

## Matériel et Méthode

Cette étude est effectuée sur une dizaine de patients traités par arcthérapie pour des cancers ORL, de la prostate et de l'encéphale. Pour chaque patient, des images kV-CBCT sont acquises périodiquement. De plus, pour les patients ORLs, un scanner d'évaluation est réalisé à mi-traitement. L'étude est réalisée avec un outil dédié (Dynamic planning -Pinnacle Philips) facilitant l'intégration des images acquises durant le traitement au système de planification. Les volumes sont redéfinis et la dosimétrie recalculée sur les nouvelles acquisitions afin d'étudier la variation des doses aux volumes d'intérêts.

Préalablement, à l'aide du fantôme de densité CIRS 62, une courbe de calibration des nombres CT est réalisée pour chaque protocole standard kV-CBCT utilisé en routine permettant la réalisation du calcul sur le TPS.

## Résultats

Prostate : si d'importantes variations physiologiques (65% pour la vessie, 200% pour le rectum) et de mouvements des volumes ont été observés, les contraintes de dose sur les OARs et la couverture du GTV ont été respectées.

Glioblastome : les GTVs ne pouvant être contourés que sur des acquisitions IRM, seuls certains OARs (Tronc cérébral, Yeux, Cristallins, Nerfs optiques) ont été suivi. Aucune modification significative des volumes et des doses n'a été observée.

ORL : pour 3 patients, le suivi dosimétrique s'est avéré satisfaisant tout au long du traitement avec des doses stables sur les OARs. Pour 2 patients, les acquisitions CBCTs ont permis d'observer une augmentation de la dose aux organes critiques (canal médullaire et parotides). Une replanification a permis de réduire ces doses aux contraintes souhaitées.

## Références

[1] G. Louvel et al. «Radiothérapie guidée par l'image et adaptative», *Cancer/ Radiothérapie*, Volume 16, Issues 5?6, September 2012, Pages 423-429

[2] Ulrick V. Elstrom et al. «Daily kV cone-beam CT and deformable image registration as a method for studying dosimetric consequences of anatomic changes in adaptive IMRT of head and neck cancer» *Acta Oncologica*, 2010; 49: 1101?1108

# **PO-36 Evaluation du système de planification de traitement utilisé en tomothérapie pour le calcul des doses hors champ**

Perez Damien <sup>1</sup>, Huet Christelle <sup>1</sup>, Chea Michel <sup>2</sup>, Jenny Catherine <sup>2</sup>, Clairand Isabelle <sup>1</sup>

1 : Laboratoire de Dosimétrie des Rayonnements Ionisants (IRSN/PRP-HOM/SDE/LDRI)

*Institut de Radioprotection et de Sécurité Nucléaire (IRSN)*

31 avenue de la Division Leclerc 92260 Fontenay-aux-Roses

2 : Département de Radiothérapie

*IFR70 Assistance publique - Hôpitaux de Paris (AP-HP) Hôpital de la Salpêtrière*

47 Bd de l'Hôpital 75651 Paris Cedex 13

**Introduction:** L'efficacité thérapeutique de la radiothérapie est prouvée, cependant toutes les techniques de radiothérapie externe délivrent également des doses aux tissus sains avec comme conséquence d'éventuelles complications radio-induites à court, moyen et long terme. La tomothérapie (technique de Radiothérapie Conformationnelle avec Modulation d' Intensité rotationnelle) permet, par rapport à la radiothérapie conformationnelle 3D, une meilleure conformation au volume tumoral cible et généralement une réduction des hautes doses délivrées aux tissus sains, mais une augmentation du volume de ces tissus sains recevant de faibles doses. L'évaluation du risque de complications ne s'entend que par une connaissance aussi précise que possible de la dose délivrée aux tissus sains, en particulier au niveau des organes radiosensibles. Le but de ce projet est d'évaluer les performances du TPS de TomoTherapy HI-ART (Accuray) implémenté de VoLO pour le calcul des doses hors champ, notamment en milieu hétérogène, grâce à une approche expérimentale basée sur l'utilisation de films radiochromiques EBT3.

**Matériels et méthodes:** Trois localisations de traitement par tomothérapie sont étudiées : cancer de l'ethmoïde, irradiation médullaire totale (IMT) et médulloblastome. Pour simuler un traitement du cancer de l'ethmoïde, un fantôme cubique hétérogène (os, eau, air) (EasyCube, Sun Nuclear) est utilisé et les distributions de doses dans le champ et aux différentes interfaces de milieu sont étudiées. Pour l'IMT et le médulloblastome, un fantôme anthropomorphe est utilisé, et la dose déposée hors champ, en particulier au niveau des poumons, est évaluée. Chaque plan de traitement est réalisé grâce au TPS de TomoTherapy HI-ART. Les mesures dosimétriques sont réalisées à l'aide de films radiochromiques EBT3, insérés dans le fantôme hétérogène utilisé. Les films sont numérisés grâce au scanner EPSON V700 préalablement caractérisé. Les distributions de doses mesurées à l'aide des films radiochromiques sont évaluées par un programme développé sous MatLab et sont comparées aux distributions de doses calculées par le TPS, via divers indicateurs (gamma index, déplacement des isodoses...).

**Résultats:** Les protocoles d'acquisition des données sont développés et les résultats sont actuellement en cours d'analyse.

**Conclusions:** Les résultats étant en cours d'analyse, ils devraient nous permettre d'évaluer les performances du TPS et de statuer sur la possibilité d'utiliser ce TPS pour la détermination des doses hors champ dans le cadre de deux études épidémiologiques en cours à l'IRSN.

# PO-37 Étude de l'influence des isocentres cachés dans les traitements de stéréotaxie extra-crânienne

Risso Romain <sup>1</sup>, Jarnet Delphine <sup>1</sup>, Gantier Matthieu <sup>1</sup>, Niederst Claudine <sup>1</sup>, Dehaynin Nicolas <sup>1</sup>, Meyer Philippe <sup>1</sup>, Karamanoukian Diran <sup>1</sup>

1 : Département de Radiothérapie - Unité de Physique, Centre de Lutte Contre le Cancer Paul Strauss  
CRLCC Paul Strauss  
3 rue de la Porte de l'hôpital B.P. 42, 67065 Strasbourg Cedex

**Introduction:** Les traitements en stéréotaxie extra-crânienne demandent une précision de positionnement importante. Un CBCT est donc systématiquement réalisé, associé ou non à une contention indexée à la table. Ces contraintes limitent la latéralisation du patient nécessaire au positionnement de l'isocentre au centre de la lésion. Le but de ce travail est d'évaluer la précision du calcul de dose dans le cas d'un isocentre caché par les lames.

**Méthodes:** L'étude comparative a consisté à évaluer la précision des calculs de distributions de dose, en milieu homogène et hétérogène, entre l'algorithme Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) de Varian (Eclipse) et les simulations Monte-Carlo (MC) de BrainLab (iPlan) dans un contexte de latéralisation du champ par rapport à l'axe du collimateur multilame. Pour ce faire, trois dimensions de champs ont été étudiées (2x2 ; 3x3 et 5x5 cm<sup>2</sup>) dont les bords de lames sont positionnés à des distances croissantes de l'axe du collimateur (0 ; 0,5 ; 1 et 3cm) dans les directions X et/ou Y. Les rendements en profondeur au centre des champs de traitement et les profils de dose calculés à 5cm de profondeur ont ensuite été comparés aux mesures acquises par une chambre PinPoint PTW sur un accélérateur linéaire Novalis Tx (Varian) en mode SRS (6MV) dans les mêmes conditions. La méthode d'évaluation et les critères d'acceptabilité choisis sont inspirés de l'article de J.Venselaar et al.[1].

**Résultats:** À ce stade de l'étude, seules les valeurs calculées par l'algorithme AAA ont pu être comparées aux valeurs mesurées. L'analyse des rendements en profondeur montre des écarts supérieurs à 3% au delà de 15 cm de profondeur, avec un écart maximal de 9% pour des tailles de champ de 2x2 cm<sup>2</sup> et des décalages en Y de 3 cm. Les écarts à 5 mm de profondeur répondent aux critères 10%/2 mm avec une augmentation des écarts lorsque la taille de champ diminue (+1,1%/+0,1 mm en 5x5 cm<sup>2</sup> et +5,3%/-0,8 mm en 2x2 cm<sup>2</sup>). L'analyse des profils de dose montre des écarts répondant aux critères établis pour la dose au centre du champ de traitement (Conclusions: L'étude a permis de confirmer que l'algorithme AAA modélisait correctement la distribution du calcul de dose du faisceau lorsque l'isocentre se situe en dessous des lames. Dans le cas d'une lésion inférieure à 2 cm, il est préférable de ne pas traiter au delà de 15 cm de profondeur et de privilégier des décalages en X pour limiter les écarts de dose provenant de la mauvaise modélisation des lames dans cette direction. Les résultats pour le Monte Carlo sont en cours d'analyse.

**Références:**

[1] Venselaar, J., Welleweerd, H., & Mijnheer, B. (2001). Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiotherapy and oncology*, 60(2), 191-201.



# **PO-38 Evaluation d'une méthode de contrôle des isocentres radiatifs MV, KV et CBCT d'un accélérateur linéaire**

Van Dycke Michel<sup>1</sup>, Delmoitié Eric, Van Aelst Ronnie

1 : Radiothérapie  
32 Boulevard du Jardin Botanique B-1000 Bruxelles

## **Introduction**

L'utilisation intensive des techniques de modulation d'intensité pour conformer au plus près le volume traité sur le volume cible, exige une précision accrue du positionnement des patients sous l'appareil de traitement et justifie le guidage de ce positionnement à l'aide d'un imageur KV embarqué. Ce nouvel outil impose de faire évoluer nos procédures et nos moyens de contrôle de qualité.

Le but de cette présentation est de vous faire part de notre expérience concernant la méthode que nous avons mise en place pour le contrôle systématique des isocentres de notre appareil de traitement en gardant à l'esprit qu'elle devait rester rapide pour pouvoir s'inscrire dans notre routine clinique. Cette méthode s'appuie sur l'acquisition d'images planaires MV et KV et d'images en coupe KV (CBCT) d'objets-test et sur un logiciel d'analyse automatique de ces images. Nous présentons également les résultats de notre étude de la reproductibilité inter et intra opérateurs de cette méthode.

## **2)Matériel**

- Clinac VARIAN 2100 EX avec option OBI : imageurs MV et KV de résolutions 0.396 mm et 0.388 mm.

- Objets-test QUALIFORMED :

OTP ISO+ : sphère en PMMA englobant une bille centrale en tungstène pour évaluer la "taille" et la position des 3 axes de rotation du Linac (statif, table et collimateur) et portant 3 paires de billes périphériques en tungstène pour mesurer les angles de rotation du statif. OTP-CROSS-MV et OTP-CROSS-KV : portant 4 billes en tungstène évaluant et corrigeant les mouvements parasites des imageurs dus à la gravité.

- Logiciel d'analyse des images QUALIMAGIQ et son module ISO-CBCT+

## **3)Méthode**

- L'OTP-ISO+ est aligné sur les lasers de repérage de l'isocentre.

- Les OTP-CROSS-MV et -KV sont fixés fermement au plus proche de la source MV et du tube KV. Ils sont destinés à prendre en compte les mouvements parasites des imageurs MV et KV induits par la gravité.

- Des images planaires MV sont acquises pour différentes séquences de rotation du bras du collimateur et de la table.

- Des images planaires KV sont acquises pour différentes séquences de rotation du bras du et de la table.

- Les OTP-CROSS sont désinstallés et une acquisition CBCT est réalisée pour fournir des images en coupe de 1 mm d'épaisseur de l'OTP-ISO+.

- Les 3 séries d'images sont importées dans QUALIMAGIQ qui les analyse automatiquement pour fournir :

Les angles radiatifs MV de rotation du statif, de la table et collimateur, La position des lasers de repérage et des isocentre KV et CBCT vis-à-vis de l'isocentre MV de traitement, Les "taille" chaque axe de rotation MV dues à la flexion du statif et à la qualité des 3 rotations.

- La précision de l'analyse est évaluée au moyen des Objets-Test Numériques disponibles dans QUALIMAGIQ.

- La reproductibilité de la méthode est mesurée faisant répéter la totalité du processus par un même puis par différents opérateurs.

## **4)Résultats**

Les variations intra et inter opérateurs constatées sont négligeables. Ces bons résultats sont dus à la qualité des repères d'alignement disponibles sur l'OTP-ISO+ et à l'automatisation de l'analyse des images par le logiciel QUALIMAGIQ

## **5)Conclusions**

La méthode que nous avons étudiée vérifie de manière très précise et très rapide les positions et les "tailles" des différents isocentres radiatifs d'un accélérateur linéaire. Elle s'intègre donc

facilement dans notre routine clinique

# **PO-39 Caractérisation dosimétrique des applicateurs plat et surface d'un accélérateur miniature INTRABEAM® pour les applications dermatologiques**

Goubert Maxime <sup>2,1\*</sup>, Parent Laure <sup>1,2\*</sup>

1 : SIMAD

*Université Paul Sabatier - Toulouse III*

LU50, 118 route de Narbonne, 31052 Toulouse, France

2 : Département d'ingénierie et de physique médicale

*Institut Universitaire du Cancer de Toulouse - Oncopole*

1 avenue Irène Joliot-Curie, 31059 Toulouse Cedex 9, France

\* : Auteur correspondant

**Introduction :** L'INTRABEAM® est un accélérateur miniature produisant un rayonnement isotrope de rayons X de 50 kV. Ses applicateurs plat et surface convertissent la distribution de dose sphérique en une distribution plane. L'objectif de cette étude est de caractériser le comportement dosimétrique de ces applicateurs pour des applications dermatologiques.

**Méthodes :** La caractérisation dosimétrique s'est faite en deux temps. Dans un premier temps dans des conditions standards pour les applications dermatologiques, c'est à dire avec l'applicateur directement au contact de la peau. Dans un second temps l'étude s'est faite en simulant des conditions plus proches de la réalité clinique, en observant notamment les effets d'obliquités ou d'hétérogénéités du milieu sur la distribution de dose.

**Résultats :** Les comportements des applicateurs plat et surface sont différents et ont déjà été présentés dans des études précédentes [1]. Au contact de l'applicateur et dans les conditions standards nos résultats diffèrent de ceux de ces précédentes études [2], et cela est dû à un changement dans la conception de la source de rayonnements. Cette étude a également montré que lorsque le contact entre l'applicateur et la peau n'est pas optimal il y a un étalement de la distribution de dose sur le côté n'étant pas en contact. Dans le cas des hétérogénéités, la perte de dose due au manque de rétrodiffusé est significative. En revanche, la présence d'un matériau plus dense derrière le point de mesure n'a pas d'effets visibles sur la distribution de dose. L'épaisseur de tissu traitée avec les applicateurs plat et surface n'est que de quelques millimètres, selon la taille de l'applicateur.

**Conclusion:** l'accélérateur miniature INTRABEAM® muni de ses applicateurs plat et surface est une méthode acceptable pour traiter les lésions superficielles de la peau, à la condition d'un bon contact entre l'applicateur et le patient.

**Références :**

[1] Schneider, F., Clausen, S. & Thölking, J., 2014. A novel approach for superficial intraoperative radiotherapy (IORT) using a 50 kV X-ray source: a technical and case report. *Journal of applied clinical medical physics / American College of Medical Physics*, 15(1), p.4502.

[2] Goubert, M. & Parent, L., 2015. Dosimetric characterization of INTRABEAM® miniature accelerator flat and surface applicators for dermatologic applications. *Physica Medica: European Journal of Medical Physics*, 31(3), pp.224-232.

# **PO-40 Évaluation des incertitudes géométriques et des marges PTV dans le cas de radiothérapies stéréotaxiques hypo-fractionnées par Gamma Knife avec système Extend**

Dorenlot Antoine<sup>1</sup>, Champoudry Jérôme

1 : Service de neurochirurgie fonctionnelle et stéréotaxique Gamma Knife

AP-HMHôpital La Timone Université de la Méditerranée - Aix-Marseille II

Marseille

<http://fr.ap-hm.fr/radiochirurgie-gamma-knife>

Auteurs

J.Champoudry, A.Dorenlot

Introduction :

Cette étude propose d'évaluer les incertitudes géométriques du système de repositionnement Elekta Extend pour Gamma Knife et d'en déduire des marges PTV pour des traitements de radiothérapie stéréotaxique.

Méthodes :

L'étude inclut une cohorte de 30 patients. Le protocole est unique et est de 24 Gy à l'isodose 50% sur 5 fractions. Le système Extend a été utilisé quotidiennement en acquérant des mesures de décalages via la boîte de recalage du système Extend. Pour chaque séance, une dosimétrie a été simulée prenant en compte les écarts liés au repositionnement par modification des coordonnées des isocentres au sein du TPS Leksell Gamma Plan. Le plan initial a ensuite été comparé à la somme de ces planifications quotidiennes en utilisant des analyses Gamma Index 3D 3%/0mm, 3%/0.5mm, 3%/0.8mm et 3%/1mm avec un critère de dose locale en utilisant le logiciel 3DVH (Sun Nuclear). Les index de gradient, sélectivité, couverture et conformité ont aussi été calculés pour quantifier l'impact du repositionnement de la distribution de dose sur le volume cible.

Résultats :

Le déplacement moyen dans les trois directions x, y, z est de 0.09, 0.04 et 0.02 mm. La dose moyenne absolue entre le planning initial et la somme des plannings quotidiens est de 4.2 Gy (SD : 2.2 Gy) avec un écart maximal de 12.15 Gy. Dans ces configurations les valeurs moyennes des analyses Gamma Index (3D 3%/0mm, 3%/0.5mm, 3%/0.8mm et 3%/1mm) sont de 56% (SD 23.6%), 96.8% (SD 6.4%), 99.6% (SD 1.1%) et 99.9% (SD 0.2%). Le critère d'acceptabilité (95% des points respectant le critère) dans ces analyses Gamma Index est de 0%, 90%, 100% et 100%. L'index de gradient n'a pas subi de modification, une réduction de 3%, 6% et 7% sur la conformité, sélectivité et couverture a été observée.

Conclusion :

Pour le cas de cette étude et prenant en compte les facteurs influençant la précision de repositionnement du patient (qualité de l'empreinte dentaire, expérience de l'équipe, courbe d'apprentissage, etc.), une marge de 0.8 mm entre le CTV et le PTV semblent suffisante pour notre activité. Cependant, la recommandation d'Elekta d'appliquer une marge de 1 mm reste appropriée pour ce type de traitement.

# PO-41 Simulation d'une tête d'accélérateur : optimisation de calcul et méthodes statistiques de comparaison

Fabbro Robin <sup>1</sup>, Delorme Rachel <sup>1</sup>, Arnoud Yannick <sup>1</sup>, Adam Jean-François <sup>2</sup>, Boyer Bernard <sup>1</sup>, Gallin-Martel Laurent <sup>1</sup>, Gallin-Martel Marie-Laure <sup>1</sup>, Rossetto Olivier <sup>1</sup>, Fonteille Isabelle <sup>1</sup>, Giraud Jean-Yves <sup>3</sup>

1 : Laboratoire de Physique Subatomique et de Cosmologie (LPSC)

CNRS : UMR5821IN2P3 Université Joseph Fourier - Grenoble Institut Polytechnique de Grenoble - Grenoble Institute of Technology  
53 avenue des Martyrs - 38026 Grenoble Cedex  
<http://lpsc.in2p3.fr>

2 : Grenoble Institut des Neurosciences (GIN)

Université Joseph Fourier - Grenoble Inserm : U836  
UJF - Site Santé La Tronche - BP 170 - 38042 Grenoble Cedex 9  
<http://neurosciences.ujf-grenoble.fr/>

3 : Centre Hospitalier Universitaire de Grenoble (CHUG)

Inserm : U836CHU Grenoble Université Joseph Fourier - Grenoble I  
UJF - Site Santé La Tronche - BP 170 - 38042 Grenoble Cedex 9

**Introduction :** Le groupe Développements et Applications pour le Médical du LPSC, en collaboration avec le CHUG, développe le détecteur TraDeRa (pour Transparent Detector for Radiotherapy). Ce dispositif comporte une matrice de chambres d'ionisation et fournit des cartes 2D de signal pour tous les champs de radiothérapie et en amont du patient.

Un des enjeux est la conversion du signal du détecteur en termes de dose dans le patient. Pour ce faire, la simulation Monte Carlo reste un outil très puissant qui, correctement paramétré, donne des résultats très précis. Le travail décrit ici porte sur l'optimisation de la simulation de la tête de traitement (et particulièrement sur la cible à l'origine des rayons X) ainsi que la détermination du bon couple énergie nominale/distribution radiale des électrons sur cette cible. Pour la calibration, la simulation utilisée doit correspondre au faisceau délivré par notre accélérateur de référence.

**Méthodes :** Les interactions des électrons dans la cible sont importantes mais longues à simuler. Une étude a été menée sur les paramètres des différentes méthodes de transport de particules et de réduction de variance du code Monte Carlo PENELOPE, qui reste une référence pour le transport des électrons aux énergies de traitement (1). Nous avons optimisé un jeu de paramètres permettant de garder un temps de calcul raisonnable sans biaiser les observables physiques.

La détermination des caractéristiques initiales du faisceau d'électrons (énergie nominale/distribution radiale des électrons sur la cible) se fait par le processus trial and error. Plusieurs simulations sont effectuées à diverses énergies et distributions radiales d'électrons. La dose déposée dans une cuve à eau simulée est comparée à des rendements et profils acquis sous irradiation. Nous proposons ici deux méthodes performantes de comparaison : le calcul du test de Kolmogorov-Smirnov et une extension originale offrant plus de sensibilité.

**Résultats :** Après application du jeu de paramètres optimisés, nous avons pu observer une augmentation globale de l'efficacité de simulation de près de 300%. Le taux de génération de particules secondaires utiles (sauvegardées dans le PSF) a aussi été augmenté d'environ 250%. La détermination des caractéristiques du faisceau d'électron de notre accélérateur de référence est en cours, nous avons pour le moment trois énergies simulées autour de 6 MeV. En annexe sont présentés les résultats des deux tests comparatifs pour ces trois énergies. Ces tests qui incluent les incertitudes de mesure sont robustes et permettront de déterminer précisément l'énergie nominale du faisceau grâce à seulement cinq points en énergie. A ce jour, la simulation a nécessité 6 mois de calculs sur le computing center de l'IN2P3.

**Conclusions :** Les tests statistiques mis au point sont robustes et nous permettront de déterminer avec précision les caractéristiques du faisceau en comparant les rendements/profils simulés et mesurés en cuve à eau. Nous serons alors en mesure de valider notre simulation de l'accélérateur de référence et de calibrer le détecteur en dose. Nous pourrions ainsi reconstruire la matrice de dose 3D dans l'eau à partir des informations en amont recueillies sur un modèle simulé de TraDeRa.

**Références :** (1) B. Faddegon et al. (2009), The accuracy of EGSnrc, Geant4 and PENELOPE Monte Carlo systems for the simulation of electron scatter in external beam radiotherapy, Physics in Medicine and Biology, 54(20), 6151-6163

# **PO-42 Evaluation de la réponse des détecteurs pour la mesure de facteur d'ouverture du collimateur concernant les petits champs en utilisant la dosimétrie par film multi-canaux**

Rucka Gunther <sup>1\*</sup>, Budillon Patrice <sup>1</sup>, Mouttet Jean-Claude <sup>1</sup>, Asquier Nathalie <sup>1</sup>

1 : Croix Rouge Française  
Centre de Radiothérapie St Louis

\* : Auteur correspondant

## **Introduction:**

La plupart des techniques d'irradiation sollicitent le calcul de dose via des TPS. La précision de ce calcul dépend grandement des mesures exploitées pour la modélisation des faisceaux. En fonction de leurs caractéristiques, les détecteurs disponibles sont plus ou moins adaptés pour la mesure des Facteurs d'Ouverture du Collimateur (FOC). Les études récentes comparent plusieurs détecteurs actifs avec des passifs ainsi qu'avec des calculs de Monte Carlo. Le but de notre étude est d'évaluer la réponse de plusieurs détecteurs actifs exposés à un faisceau RX de 6MV pour différentes tailles de champs, jusqu'à 1x1cm<sup>2</sup>, en prenant comme référence les films Gafchromic EBT3.

## **Méthodes:**

Huit échantillons de film EBT3 sont irradiés avec plusieurs tailles de champs allant de 1x1 à 10x10cm<sup>2</sup>. Les mesures sont effectuées dans un « fantôme maison » composé d'eau solide RW3. La dosimétrie par film multi-canaux est utilisée pour la conversion du noircissement en dose. Tous les films (bruit de fond inclus) sont irradiés et scannés simultanément en suivant le protocole efficace décrit par D.Lewis et al.. Parmi les détecteurs actifs disponibles, deux chambres d'ionisation et deux diodes sont étudiées. Les mesures sont effectuées dans une cuve à eau. Des mesures de FOC sont également faites en plaçant les deux chambres dans le fantôme d'eau solide, dans les mêmes conditions que les films. Les résultats sont comparées avec les mesures effectuées dans l'eau afin de vérifier que la contribution du milieu diffusant soit identique pour les tailles de champs concernées. Cela permet de comparer les détecteurs actifs dans l'eau aux Gafchromic dans les plaques RW3.

## **Résultats:**

Les mesures de FOC effectuées avec les chambres d'ionisation disposées dans l'eau et dans le fantôme d'eau solide sont identiques pour les tailles de champs inférieures à 15x15cm<sup>2</sup>. Comme il est décrit dans la publication de P.Andreo, la réponse des détecteurs actifs pour chaque taille de champs est normalisée par rapport à la donnée de référence. Concernant les chambres d'ionisation, l'influence de l'effet de volume partiel est similaire aux résultats publiés. Les trois effets majeurs mentionnés pour les diodes figurent également dans nos résultats : l'équilibre des particules chargées entre le détecteur et l'eau, la sur-réponse de la diode non blindée pour les tailles de champs plus larges et l'effet de volume partiel.

## **Conclusion:**

Notre étude confirme que l'effet de volume partiel n'est pas le seul effet indésirable pour la mesure de FOC. Ainsi, le détecteur ayant la meilleure résolution spatiale n'est pas systématiquement le mieux adapté pour les mesures de FOC concernant les petits champs.

# PO-43 Positionnement avec Catalyst des patientes traitées pour un cancer du sein avec TomoTherapy

Crop Frederik<sup>1</sup>, Fourquet Jacques<sup>2</sup>, Steux Emilie<sup>2</sup>, Bouillon Jacqueline<sup>2</sup>, Gadroy Anne<sup>2</sup>, Olivier Quentin<sup>2</sup>, Bequet Lena<sup>2</sup>, Lartigau Eric<sup>2</sup>, Pasquier David<sup>2</sup>

1 : Service de Physique Médicale, Centre Oscar Lambret (COL)

*CRLCC Oscar Lambret*

3, Rue Frédéric Combemale

2 : Radiothérapie, Centre Oscar Lambret (COL)

*CRLCC Oscar Lambret*

3, Rue Frédéric Combemale

## Introduction:

La radiothérapie du cancer du sein et des aires ganglionnaires peut nécessiter une technique de RCMI. Un facteur important est le positionnement initial de ces patientes et sa reproductibilité. Nous avons évalué une technique de positionnement surfacique, Catalyst.

En raison des mouvements intra fraction, la précision de l'IGRT doit être évaluée à l'aulne du temps requis pour le positionnement.

## Méthodes:

620 sessions (43 patients) de positionnement avec Catalyst + MVCT ont été évaluées et comparées avec le positionnement basé sur les lasers chez 43 patientes

La variabilité inter-utilisateur de la fusion MVCT correspond à la limite théorique pour le système Catalyst. L'étude a été construite de façon homogène : 10 utilisateurs ont réalisé à deux reprises la fusion de 12 MVCT-CT dosimétriques chez 3 patientes (2 sessions laser et 2 sessions Catalyst). Les fusions ont été réalisées sans puis avec recalage automatique. Les évaluations d'écart-type sont faites avec des tests Brown-Forsythe.

La comparaison d'écart-type avec le mouvement intra-fraction [1] des patients donne ainsi une limite maximale de temps qu'on peut dépasser sur la fusion manuelle. De même, une limite est évaluée quand Catalyst fait mieux que le processus MVCT+fusion.

## Résultats:

Les résultats de la comparaison entre Catalyst et un repositionnement d'après les lasers sont affichés dans la figure 1.

La variabilité inter-utilisateur de la fusion MVCT a été évaluée à (sx, sy, sz, sroll) 1.4 mm; 1.8 mm; 1.3 mm et 1°. Pour le positionnement avec Catalyst, suivi par un MVCT, fusion automatique et ajustement manuel, la variabilité inter-utilisateur a été évaluée à sx, sy, sz, sroll : 1 mm; 1.7 mm; 1.1 mm et 0.8°. La différence non-significative dans la direction Y est liée à la résolution de MVCT dans la direction Y et la position de la caméra Catalyst sur notre Tomo. Cette dernière position peut être améliorée afin d'obtenir des meilleur résultats.

Il n'y avait pas de différence statistique entre le résultat de la fusion automatique (Tomo) et la moyenne des résultats des différents utilisateurs.

Si la fusion MVCT, après positionnement Catalyst, indique un écart type de moins de 6.2 mm, l'utilisation d'un MVCT obtiendra un moins bon positionnement. Cependant la valeur de l'écart type, on peut réduire le nombre de coupes MVCT afin de réaliser une acquisition d'une partie du volume.

## Conclusions:

Catalyst permet une meilleure précision par rapport à un positionnement d'après les lasers. Un compromis doit être trouvé pour chaque patiente entre la précision de chaque système et le temps requis.

[1] Hundlinger P, Metz N and Schratte-Sehn AU, Catalyst HD, ÖGRO 2014

# PO-44 Influence de la complexité du plan de traitement sur les contrôles qualité patient

Wessels Claas<sup>1</sup>, Bartolucci Laurent, Wetta Florence, Demoucron Julien, Hadj Henni Ahmed, Bernard Laetitia, Dumas Jean-Luc, Mazal Alejandro

1 : Service physique médicale

*Institut Curie*  
25 rue d'Ulm  
<http://curie.fr/>

**Introduction:** Le résultat des contrôles qualité patient (DQA) peuvent être influencés par plusieurs variables. Dans notre centre nous avons émis l'hypothèse que la modulation de fluence théorique en était une et avons supposé qu'une modulation trop élevée pouvait empêcher à l'accélérateur linéaire de délivrer correctement le plan calculé. Afin d'étudier cette hypothèse, nous avons comparé les résultats des DQA en fonction de différents paramètres de modulation.

**Méthodes:** Cette étude concerne 50 plans de traitement de prostate. A l'Institut Curie, cette localisation est planifiée en arcthérapie dynamique à l'aide du TPS Eclipse (Varian) avec deux arcs de 360° continus en sens horaire et anti-horaire. Après avoir exporté les plans au format DICOM RT nous les avons importé dans un logiciel développé en interne sous Matlab. Il extrait et calcule les paramètres techniques du plan pour chaque point de contrôle à savoir : la position du bras, le débit de dose, la dose délivrée, les positions des lames et la différence des positions des lames entre deux points de contrôle.

Cinq facteurs de modulations ont été définis en utilisant les paramètres précédents. Deux de ces définitions sont issues des publications [1] et [2] et ont été adaptées à l'arcthérapie.

Pour chaque facteur, la valeur du Gamma Index du DQA est relevée. Les DQA ont été acquis à l'aide d'une matrice 2D composée de chambres d'ionisation (MatriXX, IBA) et analysés avec le logiciel OmniPro-IMRT (IBA) selon le critère dose/distance du Gamma Index fixé à 3%/3mm.

**Résultats:** Les résultats obtenus montrent une sensible corrélation entre la complexité des plans de traitement RapidArc® et les résultats des DQA : plus un plan serait complexe et moins la valeur du Gamma Index serait acceptable. Cependant aucune valeur limite du facteur de modulation n'a pu être définie qui permettrait une réoptimisation du plan avant de commencer l'assurance qualité du plan de traitement.

**Conclusion:** L'absence de corrélation évidente entre la complexité des plans et les résultats des DQA nous empêche de relier l'échec d'un contrôle qualité patient à la modulation du plan de traitement. Par ailleurs, une étude basée sur la relation entre les paramètres du plan et les résultats de la dosimétrie in vivo dite « de transit » a parallèlement été menée et a conduit à la même conclusion.

Il semblerait donc qu'un autre facteur soit responsable l'échec des DQA.

**Références:** [1] «Use of a quantitative index of beam modulation to characterize dose conformity: illustration by a comparison of full beamlet IMRT, few-segment IMRT (fsIMRT) and conformal unmodulated radiotherapy.», S. Webb, Phys Med Biol. 2003 Jul 21;48 (14):2051-62.

[2] «Impact of plan parameters on the dosimetric accuracy of volumetric modulated arc therapy.», L. Masi et al., Med Phys. 2013 Jul;40(7):071718. doi: 10.1118/1.4810969



# PO-45 Harmonisation et optimisation des pratiques en planimétrie : évaluation d'un logiciel d'analyse de la qualité des plans de traitement.

Lemée Hugo <sup>1</sup>, Mesgouez Jerome <sup>1</sup>, Autret Damien <sup>1</sup>, Brémaud Maxime <sup>1</sup>

1 : ICO Paul Papin

*Institut de Cancérologie de l'Ouest*

**Introduction :** Afin d'harmoniser les pratiques de planimétrie, une analyse de plans de traitement est réalisée à l'aide du logiciel Quality Reports (QR) de Sun Nuclear Corporation. Pour une localisation et une prescription données, ce logiciel attribue un score pour chaque planimétrie à partir d'un algorithme d'objectifs dosimétriques défini par l'utilisateur.

**Matériel et méthode :** 34 plans de traitement de patientes traitées pour un cancer de l'endomètre par archérapie dynamique sont étudiés (2 arcs 6MV / 45Gy / TPS Varian Eclipse v.10). Des objectifs dosimétriques sont définis à partir d'un HDV moyen établi pour les 34 planimétries [1]. Dans QR, un algorithme d'analyse est paramétré à partir de ces valeurs représentatives de la pratique du service. Il associe à chaque contrainte sur les OARs et PTV un score par l'intermédiaire d'une fonction mathématique. Le score total calculé par cet algorithme (somme des scores des différentes fonctions) varie de 100 à 0 % en fonction du respect ou non des objectifs. Il sert d'indicateur de la qualité des plans de traitement de l'endomètre et permet leur comparaison. La moitié des 34 planimétries évaluées présentant les scores les plus bas est ré-optimisée dans le TPS puis réévaluée par QR.

**Résultats? :** Les scores initiaux des 34 plans analysés varient de 34,1% à 94,9% avec une moyenne de  $65,1 \pm 15,4$  %. Deux facteurs inhérents à l'étape d'optimisation dans le TPS sont identifiés? pour expliquer les scores les plus faibles : l'absence d'utilisation de volumes d'aide à l'optimisation décrits dans la procédure du service ; des contraintes insuffisantes appliquées sur les OARs. Après ré-optimisation, le score moyen des 17 plans identifiés comme les plus faibles varie de  $57,2 \pm 12,2\%$  à  $67,9 \pm 12,6\%$ . Une amélioration de l'épargne des OARs (principalement l'intestin grêle et la vessie) et/ou de la couverture du PTV est ainsi obtenue pour la majorité de ces plans.

**Conclusion :** QR permet donc, par l'attribution d'un score, d'identifier de manière indépendante, objective et automatique les plans de traitement pouvant potentiellement être améliorés (meilleure épargne des OARs et/ou couverture du PTV) au regard du savoir-faire du service. Un travail additionnel (en cours) évaluera un module de QR permettant la pondération du score d'un plan en fonction de l'estimation à priori de la faisabilité des différents objectifs dosimétriques compte tenu de l'anatomie du patient

**Références? :**

[1] A.S. Gautier et al.?- Amélioration et homogénéisation de nos pratiques en planimétrie à l'aide d'un outil statistique de gestion des histogrammes dose volume (HDV) ? Présentation SFPM 2014.

# **PO-46 Retour d'expérience sur la gestion de projet de l'accélérateur VERO (Brainlab) pour les traitements en conditions stéréotaxiques (SBRT) : de la création du projet jusqu'à une utilisation clinique**

Zarate Daniel <sup>1\*</sup>, Mazurier Jocelyne <sup>1\*</sup>, Ducassou Marianne <sup>1</sup>, Marre Delphine <sup>1</sup>, Mathy Nicolas <sup>1</sup>, Navarro Pauline <sup>1</sup>, Chevelle Christian <sup>1</sup>, Dudouet Philippe <sup>1</sup>, Franck Denis <sup>1</sup>, Gallocher Olivier <sup>1</sup>, Jimenez Gaëlle <sup>1</sup>, Latorzeff Igor <sup>1</sup>

1 : Clinique Pasteur - Service de Radiothérapie

*Groupe Oncorad Garonne*

1 rue de la Petite Vitesse BP 27617 - 31 076 Toulouse Cedex3

\* : Auteur correspondant

**Introduction:** Ce travail porte sur la gestion de projet de notre service initiée en mai 2012 : de l'étude préalable à l'acquisition de l'accélérateur VERO de Brainlab (unique en France à ce jour) jusqu'à son utilisation clinique. La maîtrise de la gestion de ce projet, ayant pour but la réalisation de traitements en conditions stéréotaxiques, apparaît d'autant plus primordiale qu'il manque encore des recommandations nationales.

**Méthodes:** La littérature montrant l'intérêt des traitements SBRT, il apparaissait un déficit d'offres pour ces traitements sur le plan régional et local. Une étude médico économique interne nous a confortés dans l'idée d'établir un projet comblant ce manque. Nous avons ensuite réalisé un état des lieux de nos pré-requis : expertise et maîtrise des techniques innovantes (IGRT, IMRT/VMAT et respiration bloquée) associées à un niveau cohérent de personnel, d'équipement, d'organisation, de formation et d'assurance qualité.

Après une revue des dispositifs existants, nos critères de choix étaient un accélérateur implantable dans un de nos bunkers, polyvalent, avec des temps de traitements courts et des techniques nouvelles permettant le traitement des tumeurs mobiles. Le choix s'est porté sur l'accélérateur VERO.

Une évaluation de l'impact de cette machine, sur notre organisation de manière globale puis pour chaque corps de métier (POPM, organisation des radiothérapeutes et des MERM), a ensuite été menée. Un groupe pluridisciplinaire référent (radiothérapeutes et physiciens seniors) a été créé et du personnel recruté.

Le groupe référent a étudié la littérature concernant les indications cliniques SBRT, les outils techniques, dosimétriques, d'IGRT et de tracking ainsi que les matériels et les contrôles de qualité spécifiques. Ce groupe a suivi aussi de nombreuses formations externes et des visites sur sites. L'installation du VERO a compris plusieurs phases : radioprotection, organisation des travaux, implantation, recette et mise en service toutes accompagnées du constructeur (Brainlab). Elle a été menée en collaboration avec l'ASN (pour l'organisation et la radioprotection) et l'IRSN (pour les aspects techniques).

Intégrées dans le plan de formation du service, les formations théoriques et celles du constructeur ont été dispensées au groupe référent en priorité puis au personnel amené à être impliqué en SBRT. Une analyse des risques à priori et une base documentaire, dédiées et ajustées au fur et à mesure de l'avancée du projet, ont été réalisées. Les processus de retour d'expérience, de matériovigilance et de contrôle de qualité propres à la SBRT ont aussi été mis en place.

Enfin, un calendrier prévisionnel de 6 mois, sur la montée en charge progressive du nombre de patients, tenant compte de la complexité des traitements, a été élaboré. Les traitements sont délivrés sur une demi-journée laissant du temps à la mise en service des autres techniques.

**Résultats:** Ce projet a permis de traiter des patients en SBRT de manière optimale et avec sécurité : depuis mars 2013, environ 100 patients ont été traités à ce jour pour des localisations diverses (poumon, foie, os, crâne, prostate).

**Conclusion:** Cette gestion de projet a permis une évolution maîtrisée vers cette nouvelle technique en maintenant un niveau de sécurité et de qualité élevé y compris dans l'ensemble des activités déjà existantes.

# PO-47 Traitement des hyperthyroïdies à l'Iode 131 : mise en place d'un protocole de dosimétrie interne optimisé

Hoog Christopher <sup>1</sup>, Benisvy Danielle <sup>1</sup>, Koulibaly Pierre Malick <sup>1</sup>, Darcourt Jacques <sup>2,3</sup>

- 1 : Centre Antoine Lacassagne  
*CRLCC Antoine Lacassagne*  
33, avenue de Valombrose, 06189 Nice cedex 2  
<http://www.centreaantoinelacassagne.org/>
- 2 : UMR E4320 TIRO, CEA DSV/iBEB /SBTN/TIRO (TIRO)  
*CEA Université Nice Sophia Antipolis (UNS)*  
Faculté de médecine, 28 avenue de Valombrose, 06107 Nice  
<http://www.biophytiro.unice.fr/tiro/>
- 3 : Département de Médecine Nucléaire (CAL)  
*Centre Antoine Lacassagne de Nice*  
33 Avenue de Valombrose, 06189 Nice Cedex 2

**Introduction :** Le traitement des hyperthyroïdies par Iode 131 repose souvent sur l'administration d'une activité forfaitaire, pratique, mais imprécise.

La mise en place d'un protocole de dosimétrie interne personnalisée est une approche pertinente qui permet d'optimiser l'activité à délivrer au patient, au regard de l'efficacité thérapeutique et de la radioprotection.

**Méthode :** Selon le formalisme de Marinelli-Quimby (gold standard), l'activité thérapeutique est calculée à partir de la dose prescrite, de la masse et de la cinétique de fixation de l'Iode au niveau du volume cible. Cette dernière est évaluée à partir de comptages, après administration d'une faible activité d'Iode (activité dosimétrique).

Nous nous sommes basés sur des recommandations publiées par l'EANM en 2013, proposant notamment un protocole à 1 point de fixation qui présente l'avantage de simplifier la prise en charge du patient, avec une erreur inférieure à 10%, par rapport à un protocole à 2 points de fixation.

La fixation est évaluée sur scintigraphie réalisée sous gamma-caméra munie d'un collimateur Pin-Hole. Avant son administration au patient à J0, le flacon d'Iode est compté sous la caméra. Sur l'imagerie du patient à J6, le taux de fixation est calculé en rapportant le comptage du volume cible (Nt) à celui du flacon (Nf). La masse est obtenue à partir des dimensions du volume cible (échographie ou scintigraphie).

Chaque étape du protocole a fait l'objet d'une étude interne visant à réduire les incertitudes sur l'activité calculée, tout en optimisant le nombre et la durée des acquisitions. Ainsi, un fantôme anthropomorphe intégrant un flacon d'Iode 131 a été employé pour évaluer la sensibilité et la reproductibilité. Une galette homogène de Cobalt 67 a permis d'évaluer la sensibilité radiale et l'influence de la distance source-collimateur sur le zoom géométrique.

**Résultats :** La mesure du flacon étant reproductible à 2%, Nf peut être obtenu à partir d'un facteur de sensibilité et de la valeur de l'activité dosimétrique. L'acquisition du flacon n'est donc pas nécessaire.

A J6 une 1ère acquisition avec les collimateurs parallèles haute énergie est réalisée pour déterminer la profondeur du volume cible. Cette donnée permet d'ajuster Nt (calcul fixation) et le zoom géométrique (calcul de la masse). Pour la 2ème acquisition effectuée avec Pin Hole, le volume cible doit être placé au centre du champ de vue pour limiter la perte de sensibilité radiale (-20% à 3 cm du centre). Sur l'image obtenue, la cible et une région de bruit de fond sont délimitées par le médecin nucléaire.

Ce protocole a été testé lors de 4 traitements. Sa réalisation est simple, et confortable pour les patients. Pour 3 patients sur 4, l'activité administrée est inférieure à l'activité forfaitaire (-100 à -200 MBq), et supérieure pour 1 patient sur 4 (+50 MBq). Ces patients sont en cours de suivi, avec une bonne efficacité thérapeutique avec un recul de 3 à 8 mois.

**Conclusion :** La dosimétrie personnalisée à un point de fixation est une méthode simple à mettre en oeuvre, et confortable pour les patients. Le travail d'optimisation préliminaire a permis de réduire au maximum les incertitudes sur l'activité calculée.

Cette méthode est une alternative intéressante à l'administration d'activités forfaitaires, ou aux méthodes de dosimétrie à 3 points. Son efficacité sera jugée au travers d'une étude prospective.

**Références :** EANM Dosimetry Committee Series on Standard Operational Procedures for Pre-Therapeutic Dosimetry II. Dosimetry prior to radioiodine therapy of benign thyroid diseases



# PO-48 Contrôle de qualité des caméras multidétecteurs CZT: bilan de 4 ans de suivi.

Petegnief Yolande <sup>1</sup>, Ben Abdennebi Aymen

1 : Physique médicale CHRU Jean Minjoz Besançon  
*CHRU Jean Minjoz Besançon*

Les gamma-caméras à détecteurs semi-conducteurs sont employées en tomoscintigraphie cardiaque pour réduire la durée d'examen, améliorer la qualité des images et limiter l'activité administrée au patient. L'objectif de ce travail consiste à qualifier les performances d'un système clinique en adaptant les protocoles de tests de réception disponibles pour gamma-caméras à scintillation. Le détecteur de la caméra Discovery NM530c est composé de 19 modules de détection stationnaires en Tellure de Cadmium et Zinc (CZT) et d'une collimation conique avec 19 sténopés focalisés sur un champ de vue utile (CDV) sphérique de diamètre 18 cm. La dimension du pixel d'acquisition est de 2,4 mm et l'algorithme 3D de reconstruction est itératif de type Bayésien.

La réponse des détecteurs est évaluée quotidiennement avec une source plane de Co-57 carrée de 25 cm de côté. Pour chaque module, la non-uniformité extrinsèque intégrale selon l'indice NEMA (U), les indices de spectrométrie (position du pic P, résolution en énergie R) sont calculés. La correction de sensibilité liée aux variations angulaires de sensibilité des détecteurs et du collimateur est évaluée par la mesure de U dans des coupes coronales d'épaisseur 1,6cm reconstruites à différentes distances du détecteur. La résolution spatiale tomographique dans l'air (RST) est évaluée selon la norme NEMA en reconstruction itérative en mode haute-résolution HR (voxel 8mm<sup>3</sup>, 250 itérations) et en mode clinique (voxel 64 mm<sup>3</sup>, 50 itérations, post-filtrage Butterworth).

Le suivi sur le premier mois d'exploitation (22 jours) fournit des valeurs de référence avec P variant de 122 à 122,4 keV,  $R = 6,24 \pm 0,26$  % et  $U = 4,3 \pm 0,6$ % (max 6,5%) sur l'ensemble des détecteurs. En quatre années d'exploitation clinique, P et R restent stables par rapport aux valeurs initiales. L'uniformité U peut présenter des dérives supérieures à 2 points, nécessitant la calibration du module de détection. En mode tomographique, U - évalué sur un CdV de 14 cm de côté pour s'affranchir des effets de bords- varie de 17 à 30 % lorsqu'on s'éloigne du détecteur. La RST en mode HR est mesurée à 3,9 mm au centre du CdV en mode HR.

L'évaluation de la caméra multi-détecteurs CZT et le suivi des performances nécessitent d'adapter les modalités de contrôle de qualité à la géométrie d'acquisition et aux performances tomographiques.

# PO-49 Dosimétrie par simulation numérique pour la thermothérapie par laser interstitiel pour le cancer du sein

Marqa Mohamad Feras <sup>1</sup>, Mordon Serge <sup>1</sup>, Dupont Clément <sup>1,2,3</sup>, Betrouni Nacim <sup>1</sup>

1 : ONCO-THAI

*Inserm : U1189*

1 Avenue Oscar Lambret 59037 Lille Cedex

2 : Université Lille 2 - Droit et santé

*Université Lille II - Droit et santé PRES Université Lille Nord de France*

42, rue Paul Duez - 59000 Lille

<http://www.univ-lille2.fr/>

3 : Centre Hospitalier Régional Universitaire de Lille (CHRU de Lille)

*lilleCHRU Lille*

2 Avenue Oscar Lambret, 59000 Lille

**Introduction :** La thermothérapie par laser interstitiel (LITT) est un procédé chirurgical par lequel les tissus mous de l'organisme sont détruits par la température élevée produite par l'absorption locale de l'énergie du laser. La modélisation de l'interaction laser-tissu est nécessaire pour analyser et optimiser les paramètres chirurgicaux. Nous proposons ici un modèle de l'étendue des dommages thermiques dans les tissus [1].

**Méthodes :** Le modèle proposé utilise la méthode des éléments finis (implémentation avec le logiciel de simulation numérique COMSOL Multiphysics) pour résoudre les équations de diffusion de lumière, de biochaleur et du dommage thermique.

La distribution de la lumière dans un milieu peut être exprimée par l'équation de Helmholtz. Le transfert de chaleur dans le tissu peut être, quant à lui, décrit par l'équation de Pennes [2]. Enfin, le dommage peut être quantifié par le paramètre  $\tau$ , exprimé par la loi d'Arrhenius [2].

**Résultats :** La validation de ce modèle de simulation est réalisée en comparant son résultat à des résultats obtenus en ex- vivo sur six échantillons de sein de dinde ayant les mêmes dimensions que le modèle théorique.

Les cartes de température obtenues à la fin de l'irradiation laser ( $t=125$  s) par simulation COMSOL Multiphysics montrent une température maximale est de 89,29 °C contre 90,57 °C mesurée pendant l'expérimentation (Conclusion : Le modèle mis en place dans cette étude permet d'avoir une bonne appréhension des résultats comme l'attestent les expérimentations ex vivo. Une des limites de l'étude actuelle est liée à l'hétérogénéité des tissus du sein, des incertitudes dans les propriétés optiques et thermiques et le taux de perfusion sanguine dans le sein.

**Références :**

[1] Marqa, M.F., S. Mordon, and N. Betrouni, Laser interstitial thermotherapy of small breast fibroadenomas: numerical simulations. *Lasers Surg Med*, 2012. 44(10): p. 832-9.

[2] Marqa, M.F., et al., Focal laser ablation of prostate cancer: numerical simulation of temperature and damage distribution. *Biomed Eng Online*, 2011. 10: p. 45.

# PO-50 Gestion globale des risques radiologiques en cardiologie interventionnelle : prédiction, optimisation et suivi de la dose

Maurice J-B. <sup>1\*</sup>, Carpentier S. <sup>2</sup>, Leroy F. <sup>3</sup>, Maaloul F. <sup>1</sup>

1 : Biomedica

*Département de physique médicale*  
99C rue Parmentier 59650 Villeneuve d'Ascq

2 : Générale de Santé - Hôpital Privé la Louvière

*Service de cardiologie interventionnelle*  
69 rue de la Louvière 59042 Lille

3 : Intercard

*Service de cardiologie interventionnelle*  
69 rue de la Louvière 59042 Lille

\* : Auteur correspondant

## Introduction:

L'objectif de l'étude est la mise en place d'une gestion globale des risques radiologiques en cardiologie interventionnelle pour les interventions de recanalisation d'occlusion chronique totale (CTO). Pour cela, il est important d'estimer la dose reçue par le patient avant l'intervention. Des indicateurs cliniques pertinents doivent être sélectionnés afin de prédire, au mieux, le risque d'apparition d'effets déterministes et ainsi améliorer la prise en charge du patient.

## Matériel et méthodes:

103 procédures CTO ont été réalisées dans le service de cardiologie interventionnelle INTERCARD avec un amplificateur de brillance Siemens Axiom Artis indiquant l'Air-Kerma. La dose maximale à la peau (PSD) a été mesurée pour chaque intervention à l'aide d'une méthode de dosimétrie in-vivo utilisant des films radiochromiques. Les paramètres-patient tels que le sexe, l'âge, le poids et la taille ont été relevés. L'indice de complexité J-CTO Score, propre à chaque intervention, a été déterminé par le cardiologue. Une méthode de corrélation appliquée à ces indicateurs a permis de préciser leur influence sur la dose. Un modèle prédictif de la dose a été créé à l'aide d'une régression linéaire multiple. Ce modèle a enfin été validé en comparant la dose à la peau estimée et mesurée.

Une fiche de suivi dosimétrique a également été mise en place pour les patients ayant reçu une intervention de CTO. Elle vise à indiquer la dose à la peau estimée à l'aide de notre modèle, le potentiel recours à la dosimétrie in-vivo et le suivi médical choisi.

## Résultats:

Les facteurs d'influence ayant la plus forte corrélation avec le PSD sont le diamètre du patient et le J-CTO Score. Le modèle prédictif se base donc sur ces deux paramètres. Nous avons déterminé que le J-CTO Score est le facteur limitant de notre régression linéaire. La comparaison entre les doses à la peau estimées et mesurées montre un écart moyen de  $0,85 \pm 0,55$  Gy pour l'intervention concernant la coronaire droite pour des doses inférieures à 6 Gy (soit 17 patients). L'écart moyen entre l'Air-Kerma et le PSD mesuré à la peau est de  $1,66 \text{ Gy} \pm 1,16 \text{ Gy}$ . L'utilisation quotidienne de la fiche de suivi dosimétrique a permis de confirmer son intérêt dans la prise en charge précoce des risques radiologiques.

## Conclusion:

Cette étude montre, en premier lieu, que l'utilisation de films radiochromiques est possible en routine clinique pour cartographier de façon précise la dose à la peau du patient en cardiologie interventionnelle. A l'aide du modèle de prédiction, une première estimation de la dose à la peau du patient est disponible avant le début de l'intervention, ce qui aide le cardiologue dans la réalisation de son geste. La gestion du risque radiologique pour l'intervention CTO se fait ainsi aux trois moments clés de la prise en charge du patient grâce à la fiche de suivi dosimétrique : avant l'intervention, pendant et après.

# PO-51 Évaluation du nitrure de gallium pour la dosimétrie patient en temps réel en radiologie interventionnelle

Gaudu Arnaud <sup>1</sup>, Giraud Yves Giraud <sup>2</sup>, Balosso Jacques <sup>3</sup>, Abdulhamid Chaikh <sup>4\*</sup>

- 1 : Unité radioprotection, pôle management, Centre Hospitalier Universitaire de Grenoble  
*CHU de Grenoble*
- 2 : Service de radiothérapie et radio physique, Centre Hospitalier Universitaire de Grenoble  
*CHU de Grenoble*
- 3 : Service de radiothérapie et radio physique, Centre Hospitalier Universitaire de Grenoble, University Joseph Fourier, Grenoble  
*CHU de Grenoble*
- 4 : Service de radiothérapie et radio physique, Centre Hospitalier Universitaire de Grenoble  
*CHU de Grenoble*
- \* : Auteur correspondant

**Objectif:** La présente étude se concentre sur la caractérisation du Nitrure de Gallium (GaN) pour la dosimétrie des patients pendant les examens de radiologie interventionnelle. A la suite de cette caractérisation, des mesures in-vivo avec le dosimètre GaN ont été effectuées sur fantôme anthropomorphe.

**Matériels et méthodes:** Cette étude a été réalisée dans des conditions cliniques en utilisant des énergies de rayons X dans la gamme de 60 à 110 kV. Le dosimètre GaN qui représente un volume très petit (0.1 mm<sup>3</sup>) a été calibré et caractérisé conformément aux recommandations IEC, ICRU et IAEA. Le système de dosimétrie a été étalonné en utilisant une chambre d'ionisation de référence pour la mesure du kerma dans l'air et un dosimètre à semi-conducteur pour la mesure de la dose à la peau. Les deux dosimètres, le GaN et celui de référence, ont été placés dans le champ pour mesurer et compenser simultanément les variations du tube à rayons X. La reproductibilité et la répétabilité à court et long terme ont été évaluées. La dépendance de la réponse du GaN a été évaluée pour plusieurs paramètres tels que l'énergie, la qualité de faisceau, l'incidence du faisceau et le débit de dose. Après la calibration du GaN, la dose à la peau a été mesurée sur un fantôme anthropomorphe hétérogène pour les deux modes : radiographie et fluoroscopie. Les mesures réalisées avec les dosimètres ont été comparées avec la dose estimée à partir de Produit Kerma Surface (PKS) et du Kerma de Référence dans l'Air (KRA).

**Résultats et discussion:** La reproductibilité et la répétabilité, en termes de déviations moyennes, sont inférieurs à 1,7% et 3,0% respectivement. La sensibilité angulaire du GaN avec rotation autour de l'axe du dosimètre est inférieure à  $\pm 2\%$  pour des incidences du faisceau allant de  $0^\circ$  à  $+90^\circ$ . Avec un équipement doté d'une filtration inhérente de 2,5 mm Al la réponse du transducteur GAN montre une réponse linéaire en énergie. L'utilisation d'une filtration additionnelle de 1 mm Al et 0,2 mm Cu, réduit considérablement la dépendance en énergie du GaN et les doses mesurées sont de  $\pm 5\%$  par rapport au dosimètre de référence pour la gamme d'énergie testée. La mesure de la dose à la peau a été effectuée dans des conditions cliniques en simulant sur fantôme anthropomorphe une procédure de radiologie interventionnelle (pose d'endoprothèse oesophagienne). L'écart entre le système de dosimétrie GaN et le dosimètre de référence est de 8% ce qui est meilleur qu'avec la dose estimée grâce au PKS et au KRA ( $\sim 25\%$  d'écart).

**Conclusion:** Cette étude confirme que la radioluminescence au Nitrure de Gallium n'est pas dénuée d'intérêt pour la dosimétrie patient en temps réel en radiologie interventionnelle. Ce dosimètre avantageux par sa très petite taille, doit être calibré pour chaque qualité de faisceau. En revanche, pour une qualité de faisceau utilisée la calibration reste valide pour la gamme d'énergie de 60 à 110 kV.



# **PO-52 Dosimétrie du cristallin en radiologie interventionnelle : mesures de l'exposition du personnel médical en condition de routine clinique et simulations Monte Carlo pour optimiser la radioprotection**

Farah Jad <sup>1</sup>, Cale Eric <sup>1</sup>, Cuttat Marguerite <sup>2</sup>, Hadid Lama <sup>3</sup>, Jenny Catherine <sup>2</sup>, Clairand Isabelle <sup>1</sup>

1 : Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire (IRSN)

*Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique*

2 : Groupe Hospitalier de la Pitié Salpêtrière

*Ministère de la santé*

3 : Hôpital Jean Verdier

*Ministère de la santé*

**Introduction :** Suite à la directive Euratom 2013/59 définissant une nouvelle limite annuelle de dose au cristallin, l'IRSN a réalisé des mesures de l'exposition du personnel médical en radiologie interventionnelle (RI) pour déterminer les risques de dépassement des 20 mSv et définir, par simulations Monte Carlo (MC), l'utilisation optimale des moyens personnels et collectifs de radioprotection.

**Matériel et méthodes :** La dose au cristallin de l'opérateur a été mesurée avec DOSIRIS, le nouveau dosimètre dédié au cristallin commercialisé par l'IRSN. Ce dosimètre a été collé sur les lunettes plombées ou, à défaut, porté directement sur la peau de l'opérateur au niveau de l'œil le plus exposé. Les mesures concernent des médecins, des manipulateurs en électroradiologie médicale et des infirmières, suivis sur une période de 1 à 4 mois dans différents services de RI. La corrélation entre la dose au cristallin et celle au corps entier a également été étudiée via le port, au niveau de la poitrine et par-dessus le tablier plombé, d'un dosimètre corps entier mesurant l'équivalent de dose individuel Hp(10). Par ailleurs, l'origine de l'exposition et l'efficacité des moyens de radioprotection ont été déterminés par simulation MC. Ainsi, différents modèles de lunettes plombées disponibles sur le marché ont été simulés et la position optimale des écrans de radioprotection a été étudiée tout en considérant différentes projections du tube, tailles de champ, voies d'abord, orientations de la tête de l'opérateur, énergies de faisceaux, positions du capteur plan, etc.

**Résultats :** Les mesures montrent un risque avéré de dépassement de la nouvelle limite réglementaire au cristallin chez les radiologues interventionnels et prouvent l'intérêt du port des lunettes plombées et de l'utilisation des écrans de protection. La plus forte exposition a été observée en neuro-radiologie où une dose ~10 mSv a été enregistrée à l'œil gauche pour une période de port de 3 mois. Avec des lunettes plombées, cette dose est réduite d'un facteur 2-10 selon la procédure (projection du tube, voie d'abord) et le type de lunettes utilisées. Cette étude a également montré que le Hp(10) n'était pas un bon indicateur de la dose au cristallin compte tenu de la grande hétérogénéité des rayons diffusés au niveau de la tête et de la poitrine. Les simulations MC montrent que les lunettes plombées épousant parfaitement la forme du visage assurent la meilleure protection vis-à-vis du rayonnement diffusé qui arrive principalement des directions inférieures et latérales. Par ailleurs, pour assurer la meilleure radioprotection de l'ensemble du personnel médical présent dans la salle d'intervention, il est conseillé de positionner les écrans de protection le plus proche possible de la peau du patient et de la zone irradiée.

**Conclusion :** En RI, le port de lunettes plombées et l'utilisation correcte des écrans de radioprotection sont essentiels pour respecter la limite annuelle des 20 mSv au cristallin.

# **PO-53 Dosimétrie du patient en radiologie interventionnelle : incertitudes associées à la mesure de la dose à la peau et corrélation de l'exposition aux paramètres machine**

Farah Jad <sup>1</sup>, Cuttat Marguerite <sup>2</sup>, Hadid Lama <sup>3</sup>, Jenny Catherine <sup>2</sup>, Clairand Isabelle <sup>1</sup>

1 : Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire (IRSN)

*Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique*

2 : Groupe Hospitalier de la Pitié Salpêtrière

*Ministère de la santé*

3 : Hôpital Jean Verdier

*Ministère de la santé*

**Introduction :** Dans le cadre d'une étude EURADOS (European Radiation Dosimetry Group) visant à définir des seuils d'alerte Européens en radiologie interventionnelle, l'IRSN a réalisé entre 2012 et 2014 des mesures de dose à la peau du patient pour des actes thérapeutiques de radiologie interventionnelle.

**Matériel et méthodes :** Les films Gafchromics de type XR-RV3 ont d'abord été caractérisés en conditions de laboratoire de dosimétrie et de routine clinique pour déterminer les incertitudes de mesure liées à la lecture (stabilité et uniformité du scanner, etc.), à la performance du film (uniformité de réponse, gamme de dose et de débit, etc.) et au processus d'étalonnage (qualité de faisceau, type et paramètres de la courbe, etc.). Des mesures sur patient ont ensuite été réalisées pour des procédures thérapeutiques très irradiantes dont les angioplasties (PTCA), les chimio-embolisations hépatiques (CE) et les neuro-embolisations (NE). Enfin, la corrélation de la dose à la peau avec les paramètres machines (PDS ? Produit Dose Surface, CK ? Kerma Cumulé) a également été étudiée et les doses enregistrées en France ont été intégrées à la base de données Européenne.

**Résultats :** La caractérisation des films XR-RV3 a montré la prépondérance de la qualité du faisceau d'étalonnage (kV et CDA) et le choix de la courbe d'ajustement des données dans l'incertitude de mesure. Celle-ci peut être réduite à 5% ou dépasser les 40% (1 ?) si les erreurs relatives au processus de lecture, de réponse du film et d'étalonnage ne sont pas minutieusement contrôlées. De plus, l'étude montre que les niveaux de dose à la peau du patient peuvent atteindre plusieurs Grays suivant la complexité de la procédure, la corpulence du patient et les paramètres machines utilisés. Les niveaux d'exposition les plus élevés ont été mesurés en NE avec des doses dépassant les 2 Gy, seuil d'apparition des effets déterministes d'après la CIPR, dans 31% des cas. La NE implique par ailleurs une faible corrélation entre la dose à la peau et le PDS ( $R^2=0.36$ ) et une bonne corrélation avec le CK ( $R^2=0.84$ ). Les PTCA et CE engagent une plus faible exposition (> 2 Gy dans moins de 11% des cas) et une meilleure corrélation avec le PDS ( $R^2=0.81$  pour PTCA,  $R^2=0.96$  pour CE) ou le CK ( $R^2=0.76$  pour PTCA,  $R^2=0.97$  pour CE). Ceci est dû à la faible variation de l'orientation du tube et des paramètres d'irradiation durant ces procédures. Enfin, en comparant les doses enregistrées en France aux données européennes, il a été possible de confronter les pratiques, d'identifier des améliorations possibles et de conclure sur la difficulté d'établir des seuils d'alertes universels.

**Conclusion :** La radiologie interventionnelle implique des risques d'exposition élevés pour le patient ce qui nécessite une forte implication du physicien médical dans le processus ALARA d'optimisation des doses.

# **PO-54 DOSALERT : Un système innovant de prévention des risques radiologiques pour le personnel du bloc opératoire**

Guerin Laura <sup>1\*</sup>, Maaloul Fouad <sup>1</sup>, Verbeke Bernard <sup>2</sup>, Kassi Redha <sup>2</sup>, Loyez Christophe <sup>2</sup>

1 : BIOMEDIQA

*BIOMEDIQA*

99 Rue Parmentier, 59650 Villeneuve-d'Ascq

<http://biomediqa.com/>

2 : Institut d'électronique, de microélectronique et de nanotechnologie (IEMN)

*CNRS : UMR8520*

avenue Poincaré, Cité scientifique, BP 69, 59652 Villeneuve d'Ascq cedex

<http://www.iemn.univ-lille1.fr/>

\* : Auteur correspondant

Introduction: La décision n°2013-DC-0349 de l'ASN, impose que l'aménagement et l'accès des installations dans lesquelles sont présents les rayons X soient conformes aux exigences de la norme NF c15-160 dans sa version de mars 2011. L'une de ces nouvelles contraintes exige que les accès d'un local comportent tous une signalisation telle que ces accès ne puissent être franchis par inadvertance. Les solutions permanentes telles que les trèfles, signalisation passive, ou bien la signalisation lumineuse fixe des salles de scanner ne sont pas adaptées aux amplificateurs de brillance, déplaçables dans les blocs opératoires.

Le système innovant DOSALERT que nous avons développé propose d'alerter le personnel d'un établissement de santé, présent hors de la salle d'opération de l'utilisation d'un amplificateur de brillance sans avoir besoin de réaliser des travaux d'installation spécifiques.

Une approche innovante qui répond aux besoins cliniques: Le système DOSALERT se compose de deux parties inter-opérationnelles capables de s'adapter aux différents équipements : d'une part, le détecteur de rayonnements ionisants placé à l'intérieur de la salle d'opération est basé sur une approche innovante permettant la détection de faibles niveaux d'énergie (50 kV) à la fois pour les modes continus et pulsés.

D'autre part, le système de signalisation connecté distant, mobile et de faible encombrement (Le système global s'appuie sur une liaison radio-fréquence exclusivement effectuée dans les bandes de fréquences ISM et permet la coexistence de plusieurs systèmes d'alerte sur site sans conflits de communication (interférences).

Résultats et conclusion: Le système DOSALERT a été testé avec succès, répondant à la variabilité des équipements et des paramètres d'intervention tels que le niveau d'énergie, l'ampérage et le mode de rayonnement continu et pulsé. Il permet l'alerte à distance en temps-réel de l'utilisation d'un appareil émetteur de rayons X par le biais d'une signalisation intuitive pouvant être rapidement déployée sur un site donné.

# PO-55 Estimation de la dose et de la qualité image en scanner

Adrien Camille, Le Loirec Cindy<sup>1</sup>, Garcia-Hernandez Juan Carlos<sup>1</sup>, Plagnard Johann<sup>1</sup>, Dreuil Serge<sup>2</sup>, Habib Geryes Bouchra<sup>3</sup>, Grevent David<sup>3</sup>, Berteloot Laureline<sup>3</sup>, Bordy Jean-Marc<sup>4</sup>

1 : CEA LIST

*CEA/ DRT/LIST*

2 : Institut Gustave Roussy (IGR)

*Institut Gustave Roussy*

39, rue Camille Desmoulins 94805 Villejuif

<http://www.igr.fr/>

3 : Hôpital Universitaire Necker Enfants Malades

*Hôpital Necker - Enfants Malades*

149, rue de Sèvres 75743 Paris Cedex 15

4 : Laboratoire National Henri Becquerel (LNHB)

*CEA*

CEA LIST F-91191 Gif-sur-Yvette Cedex

<http://www.nucleide.org/>

**Introduction:** En raison de l'augmentation de la dose collective due aux expositions médicales, l'estimation de la dose en scanner est devenue un enjeu majeur de santé publique. Cependant l'optimisation de la dose ne peut être considérée sans prendre en compte la qualité image qui doit être suffisante pour permettre un diagnostic de la lésion recherchée. Malgré ce constat, les pratiques mises en oeuvre en routine clinique pour estimer la dose et la qualité image restent inchangées. Nous avons donc décidé de développer un estimateur de la dose aux organes utilisant les images DICOM du patient. En parallèle une étude de la qualité image a été réalisée afin de déterminer une possible corrélation entre critères physiques et observations cliniques.

**Méthodes:** Un outil Monte Carlo basé sur la version 2006 de PENELOPE a été adapté pour permettre la simulation d'exams scanner dans un fantôme numérique représentatif de l'anatomie humaine. Le scanner GE Lightspeed VCT 64 CT a été modélisé dans ce but en adaptant une méthode proposée dans la littérature [1]. Des spectres équivalents ont été déterminés pour 100 kVp et 120 kVp à l'aide des couches de demi-atténuation expérimentales. Des mesures de spectres ont ensuite été réalisées pour valider le modèle en utilisant une méthode développée au LNHB [2]. Les formes équivalentes des filtres papillon ont ensuite été obtenues à l'aide de profils dosimétriques obtenus expérimentalement. Les rotations axiales et hélicoïdales du tube ont ensuite été implémentées dans l'outil.

En parallèle, des acquisitions d'images ont été réalisées sur un fantôme pré-clinique dans lequel des billes de PMMA représentant des tumeurs ont été insérées. Le modèle classique de Rose a été appliqué pour déterminer la détectabilité des billes pour chaque jeu de paramètres. Les images ont alors été classées en trois catégories : détectables, non-détectables, sans bille. Les images ont ensuite été présentées à des radiologues pour déterminer la détectabilité clinique des billes et la comparer au modèle de Rose.

**Résultats:** L'outil d'estimation de la dose a été validé en conditions homogènes à l'aide d'un fantôme «maison» et des fantômes CTDI. Un bon accord a été obtenu entre simulations et mesures. Dans une seconde étape, l'outil a été validé dans des conditions cliniques à l'aide d'un fantôme anthropomorphe ATOM de CIRS, de détecteurs OSL et de films Gafchromic XR-QA. Les résultats obtenus sont très encourageants. L'étude clinique de la qualité image est en cours d'analyse.

**Conclusions:** Le simulateur Monte Carlo montre des résultats très encourageants pour l'estimation de la dose en scanner. Dans le futur, nous prévoyons de construire une base de données dosimétriques à l'aide des fantômes mâle et femelle de la CIPR [4].

**Références:**

[1] Med. Phys. 36: 2154-2164

[2] X-ray Spectrometry 43(5): 298-304

[3] ICRP, 2009. Adult Reference Computational Phantoms. ICRP Publication 110. Ann. ICRP 39 (2)

# PO-56 Influence des conditions d'étalonnage des films Gafchromic sur la mesure de la dose peau en radiologie interventionnelle

Greffier Joël <sup>1\*</sup>, Van Ngoc Ty Claire <sup>.2\*</sup>, Bonniaud Guillaume <sup>.2\*</sup>, Ledermann Bertrand <sup>1\*</sup>, Ovtchinnikoff Serge <sup>1\*</sup>, Coulot Jérémy <sup>.2\*</sup>, Beregi Jean Paul <sup>1\*</sup>

1 : CHU Nîmes

*CHU Nîmes*

2 : Esprimed

*esprimed*

\* : Auteur correspondant

## Objectifs

Evaluer l'influence des conditions d'étalonnage (kV, filtration) des films Gafchromic (XR-RV3) sur la mesure de la dose à la peau en radiologie interventionnelle.

## Matériel et Méthodes

Les films Gafchromics ont été étalonnés dans l'air pour différentes qualités de faisceau, trois tensions (70-90-120 kV) et trois filtrations additionnelles (0.1mmAl+1mmCu, 0.4mmAl+1mmCu et 0.9mmAl+1mmCu), de 0 à 3 Gy. Une courbe d'étalonnage a été créée pour chaque combinaison tension-filtration, puis les films ont été lus avec chaque courbe d'étalonnage. Les erreurs moyennes de lecture en fonction de la courbe utilisée ont été relevées.

## Résultats

Nous avons retrouvé des doses équivalentes (+/- 1%) lorsque les films ont été lus avec la bonne courbe d'étalonnage. Si la filtration utilisée pour l'examen est plus faible que celle utilisée pour l'étalonnage, alors la dose mesurée peut être sous estimée jusqu'à -20%. En revanche, si la filtration utilisée pour l'étalonnage est plus importante que la filtration utilisée pour l'examen, la mesure peut être surestimée jusqu'à 44%

## Conclusion

La qualité du faisceau utilisée pour les examens influence la réponse des films Gafchromic. L'étalonnage des films avec des combinaisons tension-filtration habituellement utilisées en routine est indispensable.

## Référence :

McCabe BP, Speidel MA, Pike TL, Van Lysel MS. Calibration of GafChromic XR-RV3 radiochromic film for skin dose measurement using standardized x-ray spectra and a commercial flatbed scanner. Med Phys. 2011 Apr;38(4):1919-30.

# PO-57 Optimisation de la dose au scanner à l'aide de comparaisons multicentriques

Miloudi Hanane <sup>1\*</sup>, Noel Alain <sup>2</sup>, Rousselle Isabelle <sup>1</sup>, Fayolle Sara <sup>1</sup>

1 : C2isanté

*C2ISANTE*

10 rue Paul Langevin - Parc des activités St Jacques II 54320 Maxeville

2 : Centre de Recherche en Automatique de Nancy (CRAN - UMR 7039)

*Autorite de surete nucleaire*

Nancy Université-CNRS 54500 Vandoeuvre-les-Nancy

\* : Auteur correspondant

## Introduction :

Aujourd'hui, le scanner ne représente que 10% des actes d'imagerie médicale qui utilisent les rayonnements ionisants mais sa contribution à la dose efficace collective est très élevée : 71%. Il est donc important d'appliquer les deux principes fondamentaux de la radioprotection du patient : justification puis optimisation de l'examen scannographique afin d'avoir une qualité image satisfaisante pour une dose maintenue au plus bas.

Actuellement, les équipes médicales ne disposent pas d'indicateur national permettant d'exiger une qualité image identique pour une même indication. Il est donc difficile pour les radiologues et les manipulateurs en électroradiologie d'accéder à une bonne optimisation de dose.

## Objet de l'étude :

L'objectif de cette démarche est l'évaluation des pratiques des services scanners, étape indispensable à la réduction et la maîtrise de la dose délivrée au patient.

Les actes étudiés ont été choisis parmi les plus fréquents : encéphale, rochers, sinus, thorax-abdomen-pelvis, rachis lombaire et pelvimétrie.

Dans cette étude, l'objectif étant de trouver un compromis entre qualité image et dose délivrée, l'aspect dosimétrique ne doit pas être dissocié de la qualité des images. Ainsi, une image est considéré comme satisfaisante lorsque les radiologues utilisent un protocole en routine.

## Matériel et Méthodes :

Les radiophysiciens de la société C2isanté sont nommés sur plusieurs scanners en France (288). Cette présence nationale permet de recueillir plusieurs informations sur des scanners de marques différentes : GE, Siemens, Philips, Toshiba et Hitachi.

Le recueil contient les informations relatives aux patients, les paramètres techniques d'exposition et les données dosimétriques. Il peut s'effectuer par le radiophysicien lors de sa présence sur le site ou par les équipes médicales à l'aide de trame de recueil.

Des études multicentriques sont menées pour plusieurs examens afin de mettre en évidence les paramètres optimaux que chaque modèle de scanner peut atteindre. Ces paramètres sont ensuite proposés aux scanners délivrant des doses plus élevées.

## Résultats :

Pour des scanners de même marque et de même modèle, il existe de grands écarts des doses délivrées aux patients car les paramètres d'acquisitions sont différents pour un même examen médical. Une haute tension non adaptée, une modulation des milliampères non optimisée, une reconstruction itérative pas assez exploitée peuvent être la source de doses très différentes pour un scanner identique installé à deux endroits différents.

Les paramètres d'acquisitions d'un scanner délivrant des doses basses sont proposés aux scanners délivrant des doses plus élevées afin de maintenir une dose au niveau le plus faible qu'il est raisonnablement possible d'atteindre. Avant l'entrée en application d'un nouveau protocole, le radiologue juge de la qualité image.

## Conclusion :

Avec l'aide des radiophysiciens, présents sur plusieurs scanners au niveau national, les professionnels de santé peuvent évaluer leurs pratiques et améliorer l'optimisation de la dose délivrée au patient en se comparant aux autres scanners.

Néanmoins, la mise en place de ces optimisations est un travail d'équipe. En effet, le radiophysicien propose une modification d'un protocole et c'est au radiologue de juger de la bonne qualité image. Enfin, si le protocole est validé, c'est au manipulateur en électroradiologie de s'assurer de sa mise en place en routine clinique.

# PO-58 CALCUL DE DOSE INDIVIDUALISÉ EN SCANOGRAPHIE ET EN ANGIOGRAPHIE ROTATIONNELLE 3D

Djibo Sidikou A.<sup>1</sup>, Dreuil S., Bezin J., Ricard M., Diallo I., Llanas D., Verres C.

1 : Service de physique médicale, Hôpital Gustave Roussy, Villejuif.  
*Université Paris XI - Paris Sud*

A. Djibo Sidikou (1), J. Bezin (2), I. Diallo (2), D. Llanas (2), M. Ricard (1), C. Veres (2), S. Dreuil (1).

(1) Service de physique médicale, Hôpital Gustave Roussy, Villejuif.

(2) UMR 1018 INSERM, Hôpital Gustave Roussy, Villejuif.

Objectif : L'évaluation dosimétrique des examens scanographiques est un enjeu d'importance capitale tant pour la détermination du rapport bénéfice-risque que pour les études de santé publique. La principale limitation des méthodes actuelles est qu'elles reposent sur des indices de dose indépendants de la morphologie des patients (CTDI, DLP). Une méthode de calcul de dose individualisé est en développement à l'hôpital Gustave Roussy depuis 2011 [1, 2]. Cette étude a pour objectif d'évaluer la fiabilité de cette méthode dosimétrique en scanographie d'une part et d'autre part, d'évaluer son utilisation en angiographie rotationnelle 3D.

Matériel et Méthodes : Pour évaluer la fiabilité en scanographie, sept fantômes numériques sont utilisés. Les fantômes sont créés par segmentation d'examens réels puis échantillonnés en voxels cubiques de 2 mm. Un scanner thoraco-abdomino-pelvien est simulé sur le fantôme et sur le patient correspondant à l'aide du code Monte Carlo ImpactMC (CT Imaging GmbH, Erlangen). Les histogrammes dose-volume calculés avec le fantôme sont comparés à ceux calculés avec le patient à l'aide d'un programme Matlab® et de l'application CERR. L'évaluation en angiographie rotationnelle 3D est réalisée en comparant les doses calculées aux doses mesurées par une chambre d'ionisation placée dans un fantôme cylindrique d'une part et aux doses mesurées par des dosimètres thermoluminescents placés dans un fantôme anthropomorphe d'autre part.

Résultats : Le rapport entre la dose moyenne calculée pour chaque organe du patient et celle calculée pour chaque organe du fantôme est égal en moyenne à  $1,08 \pm 0,07$  ( $? = 1$ ). Le résultat est identique pour le rapport des doses médianes. Une tendance modérée de sous-estimation avec la méthode de calcul sur fantôme en scanographie est donc observée. En angiographie rotationnelle, l'écart moyen du calcul par rapport à la mesure est de  $4,6\% \pm 3,6\%$  ( $? = 1$ ) pour le fantôme cylindrique, après normalisation. La valeur moyenne du rapport des doses calculées sur les doses mesurées (tissus osseux exclus) vaut  $1,01 \pm 0,15$  ( $? = 1$ ) après normalisation.

Conclusion : L'évaluation de la fiabilité de la méthode de calcul individualisé en scanographie est très satisfaisante. La faible sous-estimation est probablement liée aux unités Hounsfield affectées à chaque organe du fantôme, ce qui devra être corrigé. Pour être pleinement opérationnelle, la bibliothèque de fantômes numériques devra être développée et les résultats confirmés par une étude clinique associant un fantôme proche mais non identique au patient. Les résultats obtenus en angiographie rotationnelle sont également très satisfaisants et confirment que la méthode développée à l'hôpital peut être appliquée à la géométrie cone-beam. Une validation expérimentale permettant une comparaison en dose absolue entre calcul et mesure reste nécessaire avant d'envisager son utilisation pour le calcul de dose patient en angiographie rotationnelle ou en imagerie de contrôle de positionnement en radiothérapie.

Références :

[1] J. Dadoun et al. Phys. Medica vol. 28, S5 (2012)

[2] T. Soubbotine et al. Phys. Medica vol. 29, e14 (2013)

# PO-59 Caractérisation à l'aide de Comsol Multiphysics des écoulements vasculaires cérébraux à partir de séquences IRM.

Mansour Karim <sup>1\*</sup>, Sekhane Djallel <sup>1</sup>, Mansour Farida <sup>1</sup>

1 : UMC (LEMEAMED)

Route d'Ain El Bey - Constantine

\* : Auteur correspondant

**Introduction :** Les pathologies artérielles cérébrales représentent une des principales causes de mortalité. L'imagerie médicale permet par exemple de visualiser les anévrismes cérébraux (hernie de la paroi artérielle d'une zone de faiblesse) d'un patient mais ne permet pas dans l'état actuel des connaissances, de prédire la rupture ou non de celui-ci [1]. Cette prédiction ne pourrait se faire que si les contraintes et l'élasticité de la paroi anévrismale, ainsi que les variations temporelles de la pression sont connues. Ce travail présente les résultats préliminaires du projet que nous développons et qui porte sur la modélisation des structures vasculaires cérébrales, de leurs réponses à des contraintes de pression et à leur vasoréactivité dont l'étude permet d'estimer l'intégrité fonctionnelle du système vasomoteur.

**Matériel et méthodes :** Les images utilisées dans cette étude ont été réalisées sur un appareil d'IRM de marque GE type SIGNA HDtx (séquence TOF sans injection de produit de contraste, TE=3,1ms, TR=25ms, épaisseur de coupe=1,4mm, matrice de reconstruction 512x512, antenne 8NVHEAD NECK\_A). Le système vasculaire cérébral a été reconstruit à l'aide du logiciel SCANIP, logiciel qui permet notamment de traiter, analyser et segmenter les images. La région d'intérêt (polygone de Willis) sur laquelle ont été effectués les calculs de pression, a été isolée. Ces calculs ont été réalisés en fixant les valeurs des pressions aux deux entrées et aux quatre sorties. L'ensemble des simulations a été développé en utilisant les équations de Navier [2], grâce au logiciel COMSOL Mulphysics. Le maillage des parois vasculaires est triangulaire (35951 tétraèdres et 16974 triangles), le fluide newtonien et le flux laminaire.

**Résultats :** Les résultats préliminaires de notre travail montrent qu'il est possible de déterminer à partir d'images IRM, moyennant une segmentation appropriée et une modélisation reflétant la réalité anatomique et physiologique, les valeurs de la pression en tout point de la région d'intérêt. Aussi, en mettant à profit les données de la littérature concernant les propriétés mécaniques des vaisseaux sanguins [3], notamment dans le cas de l'anévrisme, nous avons développé un modèle mathématique qui surmonte les contraintes du modèle en «coques» qui donne une estimation de la probabilité de rupture de cet anévrisme en fonction des données hémodynamiques.

**Conclusion :** Ces premiers résultats ont été obtenus en négligeant le chargement périvasculaire. Ils mettent cependant en évidence l'intérêt du modèle dynamique 3D, basé sur le comportement mécanique de microconstituants et des tissus périvasculaires de la paroi artérielle. Les variations des valeurs des paramètres du modèle pourraient permettre d'aboutir à une meilleure compréhension des mécanismes biologiques qui affectent les microconstituants structuraux. Enfin, une fois finalisé et validé, ce modèle pourrait être utilisé pour estimer les variations potentielles des différents paramètres microstructuraux liées à certaines pathologies artérielles.

**Références.**

[1] M. Sanchez et al. "Identification du risque individuel de rupture des anévrismes cérébraux intracrâniens : une approche biomécanicienne". CSMA 2011. France.

[2] T. David, S. Moore. "Modeling perfusion in the cerebral vasculature". Medical Engineering & Physics 30, (2008) 1227-45.

[3] I. Masson, "Contribution à la modélisation mécanique du comportement dynamique, hyper élastique et anisotrope de la paroi artérielle". Thèse de Doctorat de l'université Paris XII, 2008.



# PO-60 Évaluation de l'impact de nouveaux dispositifs de radioprotection utilisés en cardiologie interventionnelle.

Aktaou Safoin <sup>1\*</sup>

1 : Biomedica

*Département de physique médicale*

99C rue Parmentier 59650 Villeneuve d'Ascq

\* : Auteur correspondant

## Introduction :

Les actes de radiologie radioguidés ne cessent d'augmenter et par conséquent l'exposition du personnel médical aux rayonnements ionisants devient de plus en plus importante. L'objectif de cette étude est de renforcer la radioprotection du personnel à travers l'évaluation de l'efficacité de nouveaux dispositifs tels que (écran souple RADPAD, Calot plombé XENOLITE), utilisés lors de procédures de coronarographie.

## Matériels et méthodes:

Dans cette étude, nous avons utilisé un Fantôme anthropomorphe RANDO simulant un homme de taille standard et reproduit les incidences et les paramètres d'acquisition utilisés en coronarographie. Les EPC (Paravent-Plafonnier et Bas volets) et EPI (Tabliers plombés) habituels ont été utilisés, les incidences les plus irradiantes pour l'opérateur ont été identifiées. Pour chacune de ces incidences, la dose corps entier et la dose au cristallin ont été mesurées pour les deux modes scopie et graphie en utilisant la chambre d'ionisation RADCAL 1800 cc et le détecteur UNFORS EDD 30. Pour chaque incidence étudiée, la mesure est faite avec et sans l'utilisation de l'écran RADPAD orange et le calot plombé (0,5 mm Pb). Le mode pulsé (15 i/s) a été utilisé, avec une tension moyenne autour de 68 kV.

## Résultats :

Pour les incidences étudiées dans les conditions optimales d'utilisation des EPC et EPI, nous avons obtenu grâce à l'écran souple RADPAD une réduction de dose pour l'opérateur de près de -50 % au niveau de la tête et de près de -43 % pour le corps. En revanche, à l'aide du calot plombé XENOLITE, cette réduction de dose atteint les -97% au niveau de l'encéphale. Cette étude nous a permis d'identifier les incidences de types (Post, OAG CRAN 50°-20°, OAD CRAN 10°-40°).

## Conclusion :

Cette étude montre l'efficacité des nouveaux dispositifs « écran souple RADPAD et calot plombé XENOLITE » en termes de radioprotection du personnel lors de la réalisation d'exams de coronarographie. Néanmoins, cette efficacité dépend des incidences des faisceaux, ainsi que des bonnes pratiques d'utilisation des EPC.

# PO-61 Retour d'expérience sur l'utilisation d'un outil de calcul de dose à la peau en radiologie interventionnelle.

Labattu Marlène<sup>1</sup>, Van Ngoc Ty Claire<sup>1</sup>, Bonniaud Guillaume<sup>1,2</sup>, Coulot Jérémy<sup>1</sup>

1 : esprimed sas

*esprimed*

1 mail du Professeur Georges Mathé 94800 Villejuif

[www.esprimed.net](http://www.esprimed.net)

2 : Service d'imagerie médicale

*Centre Hospitalier Bretagne Atlantique*

Vannes

## Objectifs

La connaissance de la dose pic à la peau en radiologie interventionnelle permet de personnaliser le suivi des patients en fonction de la dose réellement reçue. Nous présentons le bilan d'une année de suivi dosimétrique dans un service de cardiologie interventionnelle.

## Matériel et Méthodes

Le logiciel em.dose permet de calculer la dose pic à la peau et la carte de dose à partir des données de l'appareil. Conformément aux seuils préconisés par la HAS, des reconstitutions dosimétriques ont été réalisées lorsque les valeurs du kerma dans l'air ou du produit dose-surface dépassaient respectivement 5000 mGy et 500 Gy.cm<sup>2</sup>. Sur une année, quinze examens (désocclusion ou dilatation de vaisseaux) ont conduit à dépasser ces seuils (kerma cumulé compris entre 5166 et 12314 mGy, kerma moyen 7240 mGy) sur un total de 1324 procédures.

## Résultats

Les doses pic calculées varient de 2500 à 11000 mGy (dose pic moyenne 4714 mGy). Pour trois examens, la dose pic calculée est inférieure au seuil de suivi de 3000 mGy.

## Conclusion

Dans la configuration de ce centre, le kerma dans l'air surévalue systématiquement la dose délivrée à la peau. Le calcul de la dose pic et la carte de dose ont permis de limiter le suivi à 12 patients sur 15 en personnalisant la période de suivi. Un seul de ces 12 patients a présenté des effets cutanés correspondant à une dose de 11000 mGy.

# **PO-62 Détermination de la dose délivrée par l'imagerie kV en Radiothérapie Guidée par l'Image (IGRT) avec des détecteurs thermoluminescents (TLD).**

Arab Florian, Goasduff Gaëlle<sup>1</sup>, Lucia Anne-Sophie<sup>1</sup>, David Simon<sup>1</sup>, Boussion Nicolas<sup>1</sup>, Quillevere Sarah<sup>1</sup>

1 : Service de Radiothérapie [Brest] (CHRU - HM)

*CHRU Brest*

CHRU - Hôpital Morvan BREST

**Objectif :** Etudier la dose délivrée aux organes à risque lors des procédures d'IGRT (2D et 3D) par le système kV embarqué du TrueBeam Novalis v2.0 (Varian).

**Matériels et Méthode :** La dose a été mesurée dans un fantôme anthropomorphique adulte homme et sur des patients en utilisant des détecteurs thermoluminescents (TLD) 700. Leurs lectures sont effectuées grâce au four Harshaw Bicron TLD Reader Model 3500. Les mesures 2D s'effectuent à la peau (sur l'axe du faisceau) via une chambre d'ionisation (CI) plate PTW TM 233612. En 3D, une CI crayon PTW TM30009 de longueur effective 100 mm (volume 3,14 cm<sup>3</sup>) est utilisée pour le calcul du CTDI<sub>w</sub>. L'étude porte sur différentes locations : ORL, encéphale, prostate. Pour la localisation encéphalique et ORL, nous étudions la dose reçue aux cristallins, à la cavité buccale et aux glandes sous-maxillaires ... Pour la prostate, nous étudions la dose à la peau.

**Résultats :** En 2D, les doses à la surface d'entrée indiquées par le TrueBeam sont de 0,37 et 1,80 mGy, respectivement pour les protocoles tête et le pelvis. Pour ces mêmes protocoles, la CI plate mesure 0,38 mGy et 2 mGy. En 3D, les CTDI pondérés donnés par Varian sont de 2,9 mGy pour le protocole tête et 14,3 mGy pour le protocole pelvis. La CI crayon mesure 3 mGy et 17 mGy. Une bonne concordance entre les valeurs indiquées par le TrueBeam et les CI permet de comparer la dose mesurée par celles-ci à celle mesurée par TLD. En 2D, les doses mesurées par les TLD, pour les faisceaux latéraux et antérieurs, sont de 0,28-0,70 mGy aux cristallins, 0,31-0,73 mGy à la cavité buccale, 0,24-0,30 mGy aux glandes sous-maxillaires, pour l'ORL et l'encéphale. Dans le cas de la prostate, la dose mesurée est de 2,43 mGy à la peau. Pour une acquisition CBCT avec le protocole tête, la dose mesurée par les TLD est 2,8 mGy aux cristallins, 2,9 mGy à la cavité buccale, 0,44 mGy aux glandes sous-maxillaires. Lors d'une acquisition CBCT avec le protocole pelvis, la dose mesurée à la peau est de 16,3 mGy.

**Conclusion :** Il y a une bonne corrélation entre les doses mesurées par CI et celles indiquées par le TrueBeam. Ces dernières peuvent être notifiées dans le dossier patient. La connaissance des doses aux OAR est importante pour les procédures d'imagerie 3D quotidiennes. Il est intéressant d'optimiser ces procédures d'IGRT (paramètres d'acquisitions, angulation en mode 3D) pour diminuer la dose aux OAR. Un CBCT avec une rotation de 200° effectuée en postérieur (de 90 à 270°) permet de réduire la dose délivrée aux OAR tout en gardant une qualité d'images suffisante pour le recalage. De même, la personnalisation des protocoles d'imagerie selon le sexe, l'âge et la corpulence du patient permettrait de minimiser les doses reçues.

# PO-63 A new graphite calorimeter for the measurement of absorbed dose to water in medium energy x-ray beams

Pinto Massimo<sup>1</sup>, Pimpinella Maria<sup>1</sup>, D'arienzo Marco<sup>1</sup>, Astefanoaei Iordana<sup>2</sup>, Loreti Stefano<sup>1</sup>, Quini Maurizio<sup>1</sup>, Guerra Antonio Stefano<sup>1</sup>

1 : Istituto Nazionale di Metrologia delle Radiazioni Ionizzanti (ENEA-INMRI)

<http://www.enea.it>

2 : Al I Cuza Universitatea

**Introduction:** The quantity of interest in radiation therapy of cancer is absorbed dose to water,  $D_w$ . According to the IAEA's dosimetry protocol TRS 398, establishing dosimetry with direct traceability to  $D_w$  primary standards is a priority for all radiation therapy modalities. In fact, a dosimetry directly traceable to  $D_w$  has the advantage of being simpler than applying dosimetry protocols based on air-kerma (such as IAEA TRS 277), and consequently less prone to errors. To comply with these recommendations, in the framework of the EMRP-funded joint research project MetrExtRT, ENEA-INMRI has constructed a new graphite calorimeter, in a water phantom, for the measurement of  $D_w$  in medium-energy x-ray beams that are used for treatment of skin cancers and some other benign diseases.

**Results:** ENEA-INMRI's new  $D_w$  primary standard for medium-energy x-ray beams is based on a three bodies, air-evacuated miniature graphite calorimeter embedded in a PMMA housing. When positioned in a 20 cm x 20 cm x 20 cm water phantom, it realizes a measurement of  $D_w$  at a depth of 2 g cm<sup>-2</sup>, in medium-energy x-ray beams. The calorimeter uses two Wheatstone bridges, one dedicated to precision resistance measurements on one thermistor embedded in the calorimeter core, and another Wheatstone bridge dedicated to resistance measurements on all other thermistors embedded in the different bodies, selected one at a time via an 8-channels low noise switching unit. A software developed at ENEA-INMRI in the Visual Studio environment assists the user in all aspects of measurements including calorimeter thermostatisation, selective heating and temperature sensing of the three calorimeter bodies.

This is the second graphite calorimeter constructed at ENEA-INMRI and its performance is currently been verified through EURAMET's supplementary comparison EURAMET.RI(I)-S13, which involves four other primary standards available in Europe and three transfer standards, Farmer-type ionization chambers that have been circulated among the participating national metrology institutes between June 2014 and February 2015 for calibration in terms of  $D_w$ .

**Conclusions:** This work demonstrates that a primary standard based on graphite calorimetry, such as the new miniature calorimeter developed at ENEA-INMRI, is a feasible choice for the direct measurement of the absorbed dose to water in medium energy x-rays beams. With this calorimeter, the absorbed dose to water was directly measured for two medium energy x-ray qualities (generating potentials 180 kV and 250 kV) with a relative uncertainty below 2% ( $k=1$ ). This work is supported by the EMRP joint research project MetrExtRT.

# PO-64 Rotation dependency of Radiochromic films

De Pooter Jacco<sup>1</sup>

1 : Dutch Metrology Institute (VSL B.V.)  
[www.vsl.nl](http://www.vsl.nl)

## Purpose

Radiochromic films are extensively used for radiotherapy applications to measure 2D dose distributions in anthropomorphic phantoms. Generally the film is calibrated by delivering a homogeneous known dose to small pieces of film in a solid water phantom in a plane oriented perpendicular to the beam axis. For the radiochromic film measurements in anthropomorphic phantoms the films are often used in a plane parallel to the beam axis. In some cases the film is also applied in regions of the phantom with densities considerably different than the density of water (such as lung areas). The purpose of this study is to investigate whether the response of radiochromic film (EBT 2) depends on the angle between the film plane and the beam axis, and whether this rotation dependency is influenced by the density of the surrounding phantom material.

## Materials and Methods

The rotation dependency of the radiochromic film was investigated with a Monte Carlo model based on the Penelope 2011 source code. The geometry consists of a film piece in water phantom in a 10 x 10 cm<sup>2</sup> field. The radiochromic film is modelled as consisting of 5 layers. The composition of the layers is based on [1]. The orientation of the film with respect to the beam is defined by the angle,  $\alpha$ , between the film plane and the beam axis. The dose was scored in a 3D matrix of voxels with dimensions of 0.5 x 0.5 cm<sup>2</sup> in the film plane and 5·10<sup>-4</sup> cm in the direction perpendicular to the film plane. The matrix position was matched to the different film layers. The response of the film was calculated per voxel of the sensitive layer, as the ratio of the dose to the sensitive layer and the dose to water in absence of the film. The simulations were performed for three different values of  $\alpha$ ; 0°, 45° and 90°, and for two beam qualities Co-60 and 6 MV linac beam. In addition the simulations are repeated with low density (0.19 x  $\rho_{\text{water}}$ ) water as phantom material.

## Results

The average response of the film is independent of the orientation angle within 0.2 %. However for values of  $\alpha$  of 0° in the direction along the sensitive layer perpendicular to the rotation axis (i.e. in the depth direction), the response varies as a function of the position on the film (see figure). A fit to the data shows a linear trend of 0.27 and 0.20 %/cm  $\pm$  0.04 %/cm ( $k = 2$ ). For the situation with low density water as phantom material the trend is up to 0.88 %/cm  $\pm$  0.13 %/cm.

## Conclusion

For orientations with the film parallel to the beam axis the response of the film changes as a function of the position on the film. The trend becomes even more pronounced when phantom materials with lower densities than water are used. Care should be taken when the radiochromic film are used in a geometry with the film piece parallel to the beams and in phantoms with low density materials. The average response to the sensitive layer is independent of the orientation angle.

[1] J. G. H. Sutherland et al., Monte Carlo calculated absorbed-dose energy dependence of EBT and EBT2 film, Med. Phys., 37, 1110-6 (2010)

# **PO-65 Full 3D dose distribution around electronic brachytherapy X-ray tube INTRABEAM® determined by radiochromic gel dosimeters**

Solc Jaroslav <sup>1</sup>, Ludmila Burianova <sup>2</sup>, Ulrike Ankerhold <sup>3</sup>, Markus Meier <sup>4</sup>

1 : Czech Metrology Institute (CMI)

[www.cmi.cz](http://www.cmi.cz)

2 : Czech Metrology Institute (CMI)

3 : Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB)

[www.ptb.de](http://www.ptb.de)

4 : Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB)

Title: Full 3D dose distribution around electronic brachytherapy X-ray tube INTRABEAM® determined by radiochromic gel dosimeters

Authors:

J. Solc<sup>1</sup>, U. Ankerhold<sup>2</sup>, L. Burianova<sup>1</sup>, M. Meier<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Czech Metrology Institute, Czech Republic

<sup>2</sup> Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Germany

Introduction: The poster will present the methods and results of irradiation of two types of radiochromic gel dosimeters by electronic brachytherapy X-ray tube INTRABEAM® (Carl Zeiss, Germany). The measured 3D dose distribution is compared to the one obtained from Monte Carlo simulations. The work was carried out within the Workpackage 4 of the MetrExtRT research project, funded by the European Metrology Research Program.

Methods: Two types of radiochromic gels were used: Fricke-xylene orange gel (FX gel, [1]) and Turnbull Blue gel (TB gel, [2]). The gels were manufactured into cylindrical vessels (9.2 cm diameter, 12 cm height) and in the case of the FX gel a Teflon® tube was put into the gel along the cylinder axis. The INTRABEAM® needle was inserted either into the Teflon® tube or directly into the gel. The FX gel and TB gel were irradiated to the dose of 3 Gy and 30 Gy at 1 cm distance, respectively. The gels response was evaluated using optical computed tomography (optical CT). Model of the irradiation geometry was created in the general-purpose Monte Carlo code MCNPX [3] and used to calculate the 3D dose distribution in order to compare it with the measurements.

Results: It was possible to evaluate both gels response from roughly 0.2 cm up to 2.5 cm distance from the INTRABEAM® tip where the absorbed dose reached about 8 % of the value at 1 cm distance. The response at further distances was undistinguishable from gels spontaneous background. Measured relative dose distribution along and across INTRABEAM® axis was in close agreement to the simulated one, except for the FX gel in the close proximity of the INTRABEAM® needle due to saturation problems which were already observed earlier [4].

Conclusions: Radiochromic gels are suitable dosimeters for determination of relative 3D dose-to-water distribution around electronic brachytherapy X-ray tubes generating low-energy X-rays with the mean energy of tens of keV. Response of the FX gel has to be evaluated within 2 hours after irradiation due to diffusion of dose patterns. The TB gel is more suitable. It does not suffer from diffusion and due to the high dose rate of such devices, its lower dose sensitivity is not a drawback.

References:

[1] M.A. Bero, W.B. Gilboy, P.M. Glover and H.M. El-masri. NIM-B, Vol. 166, No. (2000), p. 820-825.

[2] J. Solc and V. Spevacek. 2009, Phys. Med. Biol. 54, 5095-5107, doi: 10.1088/0031-9155/54/17/002.

[3] D.B. Pelowitz, J.W. Durkee, J.S. Elson, M.L. Fensin, J.S. Hendricks, et al. 2011, report LA-UR-11-01502.

[4] J. Solc and V. Sochor. 2012, Feasibility of radiochromic gels for 3D dosimetry of brachytherapy sources, Metrologia 49, S231. doi:10.1088/0026-1394/49/5/S231.

# PO-66 Caractérisation d'un nouveau matériau équivalent-tissu pour la mesure de la distribution tridimensionnelle de dose

Stien Christel <sup>1\*</sup>, Dedieu Véronique <sup>2</sup>, Machu Alexandre <sup>2</sup>, Sharrock Patrick <sup>3</sup>, Coulaud Jérémy <sup>3</sup>, Fiallo Marina <sup>3</sup>, Brumas Véronique <sup>3</sup>, Bordy Jean-Marc <sup>1</sup>

1 : Laboratoire National Henri Becquerel (LNHB)

CEA

CEA LIST F-91191 Gif-sur-Yvette Cedex

<http://www.nucleide.org/>

2 : Cancer Resistance Exploring and Targeting (CreaT)

Université d'Auvergne - Clermont-Ferrand I : EA7283

<http://www.u-clermont1.fr/creat.html>

3 : Simulations, Instrumentation & Matériaux pour les Applications Dosimétriques (SIMAD)

Université Paul Sabatier - Toulouse III : LU50

<http://www.simad-ups.fr/>

\* : Auteur correspondant

## Introduction

L'amélioration des modalités de traitement en radiothérapie externe entraîne une nécessité de développer des méthodes dosimétriques adaptées, et notamment des moyens de mesure de la distribution tridimensionnelle de dose. La facilité de préparation et la proximité en hôpital d'imageurs font des gels dits « chimiques » lus par IRM un bon candidat pour ce type de mesures. Ces gels présentent cependant un inconvénient majeur car ils sont soumis à des effets de diffusion ionique qui entraînent une perte d'information spatiale de distribution de dose quelques minutes après irradiation. Le développement et la caractérisation d'un nouveau dosimètre équivalent-tissu ont été proposés afin de réduire cette diffusion. Ce nouveau matériau destiné à remplacer le gel de Fricke est décrit.

## Méthode

La préparation des fantômes équivalent-tissu est réalisée au laboratoire. Des tubes « étalons » sont aussi préparés pour l'établissement de la courbe d'étalonnage en dose. Les irradiations des fantômes et étalons ont été réalisées dans des faisceaux de photons haute énergie et dans les faisceaux de basse et moyenne énergie pour l'étude de la dépendance en énergie. Après irradiation, les dosimètres sont lus par Imagerie par Résonance Magnétique à l'aide d'un imageur Philips Achieva à 1,5 T. La séquence utilisée est une Multi Spin Echo, permettant la mesure de la vitesse de relaxation transversale R2.

## Résultats

Les mesures réalisées ont permis d'établir une relation entre la variation de vitesse de relaxation et la dose absorbée par le dosimètre. Les études de dépendance en énergie montrent que la réponse du gel ne varie pas pour les hautes énergies. Cependant la sensibilité diminue jusqu'à 15% pour les basses et moyennes énergies. La nouvelle formulation du matériau proposée permet de limiter la diffusion ionique de façon significative puisque les résultats montrent une bonne stabilité du signal et des profils obtenus dans les cinq heures suivant l'irradiation.

## Conclusion

L'absence de diffusion et la stabilité de la dépendance en énergie font du nouveau matériau étudié un dosimètre intéressant dans le développement de méthodes de contrôle des distributions tridimensionnelles de doses. Cependant la perte de sensibilité aux basses et moyennes énergies ainsi que le bruit et la limite de détection ne permettent pas d'effectuer des mesures précises de doses hors champs. Un travail d'amélioration des caractéristiques du gel doit encore être réalisé.

# PO-67 Computed Radiography Dose Measurements of External Radiotherapy Beams

Aberle Christoph<sup>1\*</sup>, Kapsch Ralf-Peter<sup>1</sup>

1 : Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB)  
Bundesallee 100, 38116 Braunschweig  
<http://www.ptb.de/>

\* : Auteur correspondant

**Introduction:** The purpose of this work is to obtain quantitative, two-dimensional dose measurements of external radiotherapy beams with a computed radiography (CR) system and to derive volume correction factors for ionization chambers in small fields.

**Methods:** A commercial Kodak ACR2000i CR system with Kodak Flexible Phosphor Screen HR storage foils was used. Suitable measurement conditions and procedures were established. Several corrections were derived, including image fading, length-scale corrections and long-term stability corrections. Dose calibration curves were obtained for cobalt, 4 MV, 8 MV and 25 MV photons, and for 10 MeV, 15 MeV and 18 MeV electrons in a water phantom. Inherent measurement inhomogeneities were studied as well as directional dependence of the response. Finally, 2D scans with ionization chambers were directly compared to CR measurements, and volume correction factors were derived.

**Results:** Dose calibration curves (0.01 Gy to 7 Gy) were obtained for multiple photon and electron beam qualities. For each beam quality, the calibration curves can be described by a single fit equation over the whole dose range. The energy dependence of the dose response was determined. The length scale on the images was adjusted scan-by-scan, typically by 2 percent horizontally and by 3 percent vertically. The remaining inhomogeneities after the system's standard calibration procedure were corrected for. After correction, the homogeneity is on the order of a few percent. The storage foils can be rotated by up to 30 degrees without a significant effect on the measured signal. First results on the determination of volume correction factors were obtained.

**Conclusions:** With CR, quantitative, two-dimensional dose measurements with a high spatial resolution (sub-mm) can be obtained over a large dose range. In order to make use of these advantages, several calibrations, corrections and supporting measurements are needed.

This work is supported by the EMRP joint research project MetrExtRT which has received funding from the European Union on the basis of Decision No 912/2009/EC. The EMRP is jointly funded by the EMRP participating countries within EURAMET and the European Union.



# PO-68 Établissement de références dosimétriques en termes de produit dose-surface pour des faisceaux de photons de haute énergie de petites sections

Le Roy Maïwenn <sup>1\*</sup>, Dufreneix Stephane <sup>1</sup>, Daures Josiane <sup>1</sup>, Delaunay Frank <sup>1</sup>, Gouriou Jean <sup>1</sup>, Ostrowsky Aimé <sup>1</sup>, Rapp Benjamin <sup>1</sup>, Sommier Line <sup>1</sup>, Vermesse Didier <sup>1</sup>, Bordy Jean-Marc <sup>1</sup>

<sup>1</sup> : CEA, LIST, Laboratoire National Henri Becquerel, CEA-Saclay 91191 Gif-sur-Yvette, France  
CEA

\* : Auteur correspondant

**Introduction:** Le développement de nouvelles modalités de traitement telles que la RCMI et la radiothérapie stéréotaxique s'accompagne d'une utilisation croissante de faisceaux de petite taille ayant de multiples angles d'incidence. Ces nouvelles conditions de traitement sont très différentes des conditions de référence sur lesquelles se basent les protocoles internationaux tels que le TRS-398 de l'AIEA et le TG-51 de l'AAPM. Dans le cadre d'un précédent projet (EMRP External Beam Cancer Therapy), le LNE-LNHB a développé des références en termes de dose absorbée dans l'eau dans des faisceaux de photons de haute énergie pour des champs d'irradiation allant jusque 2 cm de côté au minimum. La miniaturisation des dosimètres primaires pour des mesures dans des champs d'irradiation plus petits n'étant pas réalisable, le LNE-LNHB a étudié, dans le cadre du projet HLT09-MetrExtRT, l'utilisation du produit dose-surface comme alternative à la dose absorbée en un point.

**Méthodes:** Afin de mesurer un produit dose-surface - ou DAP pour dose-area product - un calorimètre graphite et une chambre d'ionisation plate ayant une surface sensible de 3 cm (plus grande que le faisceau) ont été conçus, construits et testés au LNE-LNHB pour une utilisation en tant que dosimètres primaire et de transfert respectivement. Le coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation en termes de DAP a été déterminé dans un faisceau de photons de 6 MV pour des champs d'irradiation circulaires de 2, 1 et 0.75 cm de diamètre.

**Résultats:** Le débit de dose mesuré dans un champ large de Co-60 avec le nouveau calorimètre graphite est en accord avec les précédents calorimètres du LNE-LNHB. La chambre d'ionisation de grande section montre de bonnes caractéristiques à l'exception d'une dérive de 0,06% par heure. Ses coefficients d'étalonnage en termes de DAP en champ de 2, 1 et 0.75 cm sont en accord aux incertitudes près.

**Conclusions:** Le produit dose-surface semble être une grandeur d'intérêt pour la dosimétrie des petits champs d'irradiation. Cette étude doit se poursuivre afin de déterminer, par exemple, l'influence de la forme du faisceau sur les coefficients d'étalonnage en termes de DAP. De plus, des discussions doivent être menées avec les physiciens médicaux et les concepteurs de TPS afin que le DAP puisse être utilisé dans les services de radiothérapie.

# PO-69 Monte Carlo calculation of beam quality correction factors for the PTW microDiamond in high energy photon and electron beams

Pimpinella Maria <sup>1\*</sup>, Stravato Antonella <sup>1</sup>, Guerra Antonio Stefano <sup>1</sup>, Marinelli Marco <sup>2</sup>, Verona-Rinati Gianluca <sup>2</sup>

1 : ENEA - Istituto Nazionale di Metrologia delle Radiazioni Ionizzanti  
Centro Ricerche Casaccia, Roma

2 : Dipartimento di Ingegneria Industriale, Università Tor Vergata  
Roma

\* : Auteur correspondant

**Introduction:** The new commercial diamond detector type 60019 microDiamond (PTW-Freiburg, Germany) is based on the Schottky synthetic diamond photodiode developed at laboratories of Rome «Tor Vergata» University. The high dose response stability observed for such diamond detector [1] makes valuable to consider its application as calibrated dosimeter for absorbed dose measurements. To this end, in the present work beam quality correction factors,  $k_Q$ , needed for radiotherapy dosimetry based on Co-60 absorbed-dose-to-water calibrations, have been determined by Monte Carlo simulations.

**Methods:** EGSnrc Monte Carlo code has been used to simulate the detector response in terms of absorbed dose to water for high energy photon and electron beams and for the reference Co-60 beam.  $k_Q$  factors were determined as ratio of detector response at Co-60 to that at the beam quality Q. The detector has been modelled according to the manufacturer's design using the egs++ geometry package. The egs\_chamber user code has been used to calculate the absorbed dose in the detector sensitive volume (0.004 mm<sup>3</sup>). Beam spectral distributions available in literature have been used for the input beam in the simulations.

**Results:** MC results have been found quite sensitive to detector's constructional details and calculation parameters. In comparison with previous results obtained for the detector prototype [1] the present MC simulations revealed little differences in perturbation effects due to the material surrounding the active diamond material with a tendency of the microDiamond to slightly over respond in high energy photon beams compared to Co-60 beam.  $k_Q$  values obtained with the most accurate simulations (i.e. performed with the optimal calculation parameters and the most detailed detector model) are in the range from 0.993 to 1.005 for 6 MeV to 18 MeV electron beams and from 0.987 to 0.994 for 6 MV to 15 MV photon beams. The type A relative standard uncertainty of the  $k_Q$  values is 0.4%.

**Conclusions:** MC calculated  $k_Q$  factors for the microDiamond deviate from unity no more than  $\pm 1.5\%$  over the whole energy range considered in this work. Thus, the present results confirm for the microDiamond a weak energy dependence from Co-60 to high energy photon and electron beams as already reported for the pre-marketed detector prototype.

**Acknowledgments:** This work is supported by the EMRP joint research project MetrExtRT.

**References:** [1] M. Pimpinella et al. A synthetic diamond detector as transfer dosimeter for  $D_w$  measurements in photon beams with small field sizes, Metrologia 49 (2012) S207-10

# **PO-70 Measurements of dose-area-product ratio in small radiotherapy photon beams using two types of large-area plane-parallel ionization chambers**

Pimpinella Maria <sup>1\*</sup>, De Coste Vanessa <sup>1</sup>, Guerra Antonio Stefano <sup>1</sup>, Silvi Luca <sup>1</sup>, Petrucci Assunta <sup>.2</sup>, Barile Stefano <sup>.2</sup>

1 : ENEA - Istituto Nazionale di Metrologia delle Radiazioni Ionizzanti  
Centro Ricerche Casaccia, Roma

2 : Ospedale San Filippo Neri  
Roma

\* : Auteur correspondant

**Introduction:** In the MetrExtRT project (<http://radiotherapy-emrp.eu/>) the ratio of the dose-area products at depths of 20 and 10 cm in water, DAPR<sub>20,10</sub>, has been proposed as possible beam quality specifier of small radiotherapy photon beams. Aim of this work is to evaluate the suitability of two commercial large-area plane-parallel ionization chambers (IC) to measure DAPR<sub>20,10</sub> in small size clinical photon beams.

**Methods:** Firstly, dosimetric characteristics of a PTW 34070 Bragg-peak IC and a PTW 7862 transmission IC, with air cavity diameter of 8.16 and 9.65 cm respectively, have been evaluated under partial irradiation with Co-60 small gamma beams and accelerator small photon beams. Then, DAPR<sub>20,10</sub> values have been determined in 6 MV and 10 MV clinical beams as ratios of IC readings (corrected for influence quantities) at 20 and 10 cm depths in water with a fixed source-to-detector distance of 100 cm. DAPR<sub>20,10</sub> values obtained by means of the two ICs for beams with field size down to 1.25 cm in diameter are compared each other.

**Results:** In Co-60 gamma beam both ICs show a quite long settling time and require a pre-irradiation between 5 and 10 Gy to obtain a signal stability within 0.1%. Leakage currents are within a few femtoampere therefore not significantly affecting measurement results. Signal reproducibility in small accelerator beams is better than 0.3% with signal variability mostly due to the reproducibility of the beam size by means of the linac jaws. Polarity effects are within 0.3%. Linearity of the reciprocal of the signal versus the reciprocal of the polarizing voltage is verified in the voltage range from 50 to 200 V for the PTW 34070 IC and from 50 to 400 V for the PTW 7862 IC. When the two chambers are operated at 200 V and 400 V respectively, ion recombination correction factors are between 1.000 and 1.003. DAPR<sub>20,10</sub> values obtained by means of the PTW 7862 IC are systematically about 1% higher than those obtained by means of the PTW 34070 IC. Such differences are ascribed to the contribution to the IC signal from out-of-field scattered radiation that changes with air cavity diameter and water depth.

**Conclusions:** Both PTW 34070 and PTW 7862 ICs, although designed for measurements in proton and x-ray beams respectively, exhibit performances adequate for reliable measurements in high energy photon beams. Comparison of DAPR<sub>20,10</sub> values obtained by means of the two chambers indicates that chamber-specific correction factors are needed to obtain DAPR<sub>20,10</sub> values independent of the chamber type used in the measurements.

**Acknowledgments:** This work is supported by the EMRP joint research project MetrExtRT.

# PO-71 Improved read out of EBT3 film used for TPS verification in water phantom

Sipilä Petri <sup>1\*</sup>, Kosunen Antti <sup>1</sup>, Jokelainen Ilkka <sup>1</sup>, Kaijaluoto Sampsa <sup>1</sup>, Ojala Jarkko <sup>2</sup>

1 : Radiation and Nuclear Safety Authority (STUK)

2 : Tampere University Hospital (TaUH)

\* : Auteur correspondant

**Introduction:** Gafchromic<sup>®</sup> EBT3 film was used to verify the dose calculations for mixed electron and photon beams in water phantom. Film was irradiated and read after a fixed time period with a flatbed scanner (Epson Perfection V750-M Pro), converted to dose and compared to the calculations. Clinically acceptable accuracy was achieved, following described procedures. Accuracy was improved by scanning the film in four different orientations.

**Methods:** EBT3 film was prepared and set in a semianatomical water phantom in crossplane with a jig. Phantom was irradiated according the treatment plan with mixed photon and electron beams. Usually the film orientation during scanning was kept constant to avoid changes from light polarization. The largest change occurred with 90 degree rotation, but with 0 and 180 degrees, the results remained constant. The layers of the EBT3 film are symmetric and thus the film can be flipped with no change in optical density. Scanning the film in four different orientations was found to increase the reading accuracy, which was because the effect of dust particles in film and scratches, dirt and dust on scanner glass was eliminated. Also a high lateral correction of the scanner was partly compensated.

The accuracy was improved by using multiple films and averaging the readings of all the films. However the costs of films needs to be considered and in some cases it is difficult to irradiate multiple films. By using a method of different orientations of a single film sheet, the effect of scanner non-uniformity can be decreased remarkably.

Films were marked for identification, orientation and adjustments. They were scanned for background reading before irradiation and dose reading four days after irradiation in normal orientation and rotated 180 degrees. Film was flipped and scanned also in two positions with 180 degree rotation. All four film orientations were corrected first with scanner lateral and horizontal corrections. Then the scanned images are rotated, mirrored and shifted to restore original orientation and position and all images are merged. If a pixel value in one image deviates too much from the rest, this is analysed more carefully for dust correction. The process is repeated with all three colour channels, but typically only red and green channels are used for dose calculations.

**Results:** EBT3 film has been used a long time to verify photon dose distribution with good experience, but this work has revealed that electron beams can be combined to same film and still maintain good enough dosimetric accuracy.

The method helps also verifying the scanner lateral and longitudinal corrections as all four different orientations with single scanner corrections should produce four identical images. The method finds easily dust particles in film but scratches or dirt in film cannot be resolved without additional analysis.

**Conclusions:** Gafchromic<sup>®</sup> EBT3 film was found to be a suitable instrument for verifying the dose distribution in phantom measurements. The film could be calibrated with <sup>60</sup>Co beam and used in linear accelerator both electron and photon fields within uncertainty of about 3 %. If the absolute dose is measured with ionization chamber and the film is used only for relative dose distribution, the film is capable to find 2%/2 mm differences.

## Index des auteurs

Abdennebi, Aymen.....	51
Abdulhamid, Chaikh.....	80, 127
Aberle, Christoph.....	143
Adam, Jean-François.....	116
Adrien, Camille.....	131
Aillerès, Norbert.....	56
Aillères, Norbert.....	10
Aktaou, Safoin.....	136
Akunzi, J.....	106
Alayrach, M.e.....	88
Alayrach, Maria-Elena.....	91
Alber, Markus.....	9
Andersen, Clans.....	23
Andersen, Claus.....	43
Angellier, Gaëlle.....	102
Ankerhold, Ulrike.....	23
Antoine, Mikael.....	72
Anxionnat, René.....	48
Arab, Florian.....	138
Arnoud, Yannick.....	69, 116
Asquier, Nathalie.....	117
Astefanoaei, Iordana.....	139
Aubry, Sébastien.....	51
Autret, Damien.....	120
Ayadi-Zahra, Myriam.....	12
Azria, David.....	10, 56
Ba, Alexandre.....	52
Badey, A.....	88
Badey, Aurélien.....	91
Baillet, Clio.....	39
Balduyck, Sébastien.....	95
Balosso, Jacques.....	74, 80, 127
Baltieri, Valérie.....	66
Barile, Stefano.....	146
Baroni, Guido.....	16, 81
Barret, Aurélie.....	77
Bartier, Florence.....	55
Bartolucci, Laurent.....	119

Bassinot, Céline.....	103
Basta-Godard, Katarzyna.....	83
Baudre, Christian.....	77
Bedos, Ludovic.....	10, 56
Beilla, Sara.....	101
Belahmar, Ayoub.....	75
Bellec, Julien.....	38, 57
Ben Abdennebi, Aymen.....	124
Benisvy, Danielle.....	122
Benkreira, Mohamed.....	77, 108
Bequet, Lena.....	118
Beregi, Jean Paul.....	132
Berger, Lucie.....	64
Bernard, Laetitia.....	119
Berteloot, Laureline.....	131
Bertrand, Perrine.....	7
Betrouni, Nacim.....	53, 54, 125
Bezin, J.....	134
Birindelli, Gabriele.....	36
Biston, Marie-Claude.....	13
Blot, Valérie.....	12, 38
Bobin, Christophe.....	20
Bochud, François.....	52
Bodez, V.....	88
Bodez, Véronique.....	91
Boisselier, Pierre.....	10, 56
Boissonnade, Odile.....	70, 90
Bonniaud, Guillaume.....	132, 137
Bordy, Jean-Marc.....	23, 24, 43, 131, 142, 144
Bosc, Lou.....	109
Bouchoucha, Salim.....	99
Bougteb, Mustapha.....	75, 105
Bouillon, Jacqueline.....	118
Boussion, Nicolas.....	33, 138
Boutevin, Fanny.....	97, 98
Boutoleau, Benoît.....	78
Boutry, C.....	71
Boutry, Christine.....	64

Boyer, Bernard.....	69, 116
Brisse, Hervé.....	95
Brons, Stephan.....	17
Brumas, Véronique.....	142
Brun, Thomas.....	79
Brémaud, Maxime.....	120
Budillon, Patrice.....	117
Büermann, Ludwig.....	24
Cale, Eric.....	128
Camilleri, Jérémy.....	73
Capdeville, Sophie.....	85, 108
Carbillet, Fanny.....	48
Caron, Jérôme.....	36, 72
Carpentier, S.....	126
Celi, Sofia.....	68
Celier, David.....	95
Chaikh, Abdulhamid.....	74
Champagne, Clément.....	97, 98
Champoudry, Jérôme.....	115
Chapel, Nathalie.....	33
Chapron, Lucie.....	33
Chauveau, Nicolas.....	101
Chea, Michel.....	103, 110
Cheveller, Christian.....	86, 121
Chiavassa, Sophie.....	4, 33, 78
Chisté, Vanessa.....	20
Ciocca, Mario.....	16, 81
Clairand, Isabelle.....	103, 110, 128, 129
Collet, Solène.....	77
Compell, Jaroslav.....	23
Corbice, Céline.....	7
Coste, Frédéric.....	33
Coulaud, Jérémy.....	142
Coulot, Jérémy.....	132, 137
Coutand, Pierre.....	12
Crespin, Sylvain.....	33, 64
Crop, Frederik.....	31, 118
Cugny, Audrey.....	72

Cuttat, Marguerite.....	128, 129
D'arienzo, Marco.....	139
D'humieres, Emmanuel.....	36
Darcourt, Jacques.....	122
Dardelet, Erwan.....	29
Darréon, Julien.....	11
Daures, Josiane.....	144
David, Sarrut.....	8
David, Simon.....	109, 138
De Conto, C.....	106
De Coste, Vanessa.....	146
De Crevoisier, Renaud.....	29
De Pooter, Jacco.....	23, 24, 26, 43, 140
De Prez, Leon.....	24
Debus, Juergen.....	17
Dedieu, Véronique.....	23, 43, 44, 142
Defez, Didier.....	19, 46
Dehaynin, Nicolas.....	65, 111
Delaby, Nolwenn.....	38
Delattre, Eric.....	7
Delaunay, Frank.....	23, 25, 144
Delmoitié, Eric.....	112
Delor, Antoine.....	55, 82
Delorme, Rachel.....	69, 116
Delpon, Gregory.....	4
Delpon, Grégory.....	33, 78
Demol, Benjamin.....	5
Demoucron, Julien.....	119
Denis, Jean-Marc.....	82
Denozière, Marc.....	24
Derdouri, Abdelouahed.....	87
Desgranges, Charline.....	80
Desplanques, Maxime.....	16, 81
Desrousseaux, Julie.....	85, 108
Deutsch, Eric.....	61
Devos, Laura.....	39
Diallo, I.....	134
Dieudonné, Arnaud.....	18



Diot-Vaschy, M.....	58
Dipasquale, Giovanna.....	76
Djaballah, Wassila.....	22
Djibo Sidikou, A.....	134
Docquiere, Nicolas.....	74
Dorenlot, Antoine.....	115
Dreuil, S.....	134
Dreuil, Serge.....	131
Duane, Simon.....	23, 25
Dubouloz, Angèle.....	76
Dubroca, Bruno.....	36
Dubus, Francois.....	47
Ducassou, Marianne.....	14, 86, 121
Dudouet, P.....	71
Dudouet, Philippe.....	14, 86, 121
Dufreneix, Stephane.....	144
Dumas, Jean-Luc.....	119
Dumont, Damien.....	82
Dupont, Clément.....	54, 125
Dupuis, Pauline.....	64
Dupuy, Claire.....	78
Durny, Norman.....	26
Dy, Gilles.....	33
El Baydaoui, Redouane.....	75, 105
Etard, Cécile.....	95
Fabbro, Robin.....	69, 116
Farah, Jad.....	128, 129
Fargier-Voiron, Marie.....	13
Farman, Bardia.....	19, 95
Faye, Papa Abdoulaye.....	33
Fayolle, Sara.....	133
Fenoglietto, Pascal.....	10, 56
Fernandez, Philippe.....	72
Ferrer, Ludovic.....	4
Ferreux, Laurent.....	20
Feugeas, Jean-Luc.....	36
Fiallo, Marina.....	142
Figuera, Manuela.....	95

Floquet, Vincent.....	102
Flores, Arnaud.....	51
Followill, David.....	35
Fontaine, Emmanuelle.....	7
Fontelle, Isabelle.....	69, 116
Fossati, Piero.....	81
Fourquet, Jacques.....	118
Franceries, Xavier.....	73, 101
Franck, D.....	71
Franck, Denis.....	14, 73, 86, 121
François, Pascal.....	64, 68, 70, 90
Gabelle Flandin, Isabelle.....	74
Gadroy, Anne.....	118
Gaillot, Nathalie.....	97, 98
Gallais, Christelle.....	70, 90
Gallin-Martel, Laurent.....	69, 116
Gallin-Martel, Marie-Laure.....	69, 116
Gallocher, Olivier.....	14, 86, 121
Gantier, Matthieu.....	65, 111
Garcia, Alexandre.....	70, 90
Garcia, R.....	88
Garcia, Robin.....	91
Garcia-Hernandez, Juan Carlos.....	131
Garnier, Eloise.....	77, 108
Gaudu, Arnaud.....	127
Gempp, Stéphanie.....	77, 85, 108
Georg, Dietmar.....	35
Gerard, Anaïs.....	102
Getain, Maud.....	29
Giraud, Jean-Yves.....	69, 74, 92, 116
Giraud, Yves Giraud.....	127
Goasduff, Gaëlle.....	109, 138
Gobeli, Maxime.....	29
Gooding, Mark.....	41
Goubert, Maxime.....	114
Gouriou, Jean.....	144
Govignon, Alexandre.....	104
Greffier, Joël.....	132

Grevent, David.....	131
Gschwind, R. ....	58, 104, 106
Gueorguiev, Gueorgui.....	16
Guerin, Laura.....	130
Guerra, Antonio Stefano.....	24, 139, 145, 146
Guillet, Laurent.....	13
Gujral, Dorothy.....	41
Haberer, Thomas.....	17
Habib Geryes, Bouchra.....	131
Hadid, Lama.....	128, 129
Hadj Henni, Ahmed.....	119
Henriques De Figueiredo, Bénédicte.....	72
Henry, Olivier.....	57
Herault, Joël.....	102
Hoog, Christopher.....	122
Hoogeman, Misha.....	15
Hossu, Gabriela.....	48
Huet, Christelle.....	103, 110
Huglo, Damien.....	39
Husson, François.....	94
Imbert, Laetitia.....	22
Izewska, Joanna.....	35
Jaegle, E.....	88
Jaegle, Enric.....	91
Jarnet, Delphine.....	65, 111
Jebbari, Sofia.....	84
Jenny, Catherine.....	103, 110, 128, 129
Jimenez, Gaele.....	86
Jimenez, Gaëlle.....	14, 121
Jokelainen, Ilkka.....	147
Josserand-Pietri, F.....	40
Jouyaux, Fanny.....	38, 57, 89
Julien, Thibault.....	93
Kacperek, Andrzej.....	26
Kaijaluoto, Sampsa.....	147
Kantor, Guy.....	36
Kapsch, Ralf-Peter.....	23, 42, 43, 143
Karamanoukian, Diran.....	65, 111

Karcher, Gilles.....	22
Kassi, Redha.....	130
Ken, Soleakhena.....	79
Khamphan, C.....	88
Khamphan, Catherine.....	91
Khodri, M.....	40
Korhonen, Juha.....	2
Kosunen, Antti.....	23, 43, 147
Koulibaly, Pierre Malick.....	122
Krauss, Achim.....	26
Krid, Othman.....	50
Kry, Stephen.....	35
Labattu, Marlène.....	137
Lacornerie, Thomas.....	31
Lacour, Didier.....	20
Lafond, Caroline.....	29, 33, 38, 57, 89
Lagarde, Philippe.....	72
Lahlou, Erwan.....	29
Laprie, Anne.....	101
Largerion, G.....	40
Larrue, Aymeric.....	41
Lartigau, Eric.....	31, 118
Latorzeff, Igor.....	14, 86, 121
Le Dirach, Bertrand.....	95
Le Loirec, Cindy.....	131
Le Roy, Maïwenn.....	144
Leclercq, Cédric.....	66
Ledermann, Bertrand.....	132
Lee, Nigel.....	26
Leleu, Cyril.....	33
Lemoine, Thomas.....	95
Lemonnier, D.....	58
Lemée, Hugo.....	120
Leni, P. E.....	106
Leni, Pierre-Emmanuel.....	104
Leroy, F.....	126
Leseur, Julie.....	29
Lesnard, Jeanne.....	38, 57

Llanas, D.....	134
Loreti, Stefano.....	139
Lourenço, Ana.....	26
Lourenço, Valérie.....	20
Loyez, Christophe.....	130
Lucia, Anne-Sophie.....	109, 138
Ludmila, Burianova.....	141
Maaloul, F.....	126
Maaloul, Fouad.....	93, 130
Machu, Alexandre.....	142
Machula, Gabor.....	23, 24
Madec, Ludovic.....	33
Magro, Giuseppe.....	16
Mairani, Andrea.....	16, 17
Malet, Claude.....	12
Mamadou Saïdou, Abdoukarim.....	75
Manens, Jean-Pierre.....	38, 57, 89
Mansour, Farida.....	135
Mansour, Karim.....	135
Marchandise, Xavier.....	95
Marchesi, Vincent.....	64
Marie, Pierre-Yves.....	22
Marinelli, Marco.....	23, 145
Markus, Meier.....	141
Marqa, Mohamad Feras.....	125
Marre, Delphine.....	14, 86, 121
Marsac, Thomas.....	4
Martineau, Antoine.....	19
Martinez, P.....	88
Martinez, Paul.....	91
Mathy, Nicolas.....	14, 86, 121
Maurice, J-B.....	126
Maury, Pauline.....	62
Mazal, Alejandro.....	119
Mazurier, Jocelyne.....	14, 73, 86, 121
Menechal, Philippe.....	95
Meneu, François.....	92
Merzeau, Laurent.....	36

Mesgouez, Jerome.....	33, 120
Meyer, Philippe.....	65, 111
Meyrignac, Olivier.....	50
Mikou, Mohammed.....	75, 105
Miloudi, Hanane.....	133
Mirabel, Xavier.....	31
Molinier, Jessica.....	10, 56
Monseux, Anne.....	66
Mordon, Serge.....	125
Moreau, Damien.....	78
Morel, Aurélie.....	56
Morele, Delphine.....	85, 108
Moreno, Ramiro.....	48, 50
Mota, W.....	58
Mougniot, Sandrine.....	95
Mousalli, Hanaa.....	104
Mouttet, Jean-Claude.....	117
Nassiri, Abdelaali.....	87
Navarro, Pauline.....	14, 86, 121
Nguyen, D.....	40
Niang, Alain.....	77
Nicolai, Philippe.....	36
Niederst, Claudine.....	65, 111
Nigoul, Jean-Marc.....	85, 108
Noel, Alain.....	95, 133
Nomikossoff, Natacha.....	77, 108
Nouet, Philippe.....	76
Nutting, Chris.....	41
Ojala, Jarkko.....	147
Olivier, Quentin.....	118
Orecchia, Roberto.....	81
Ostrowsky, Aimé.....	144
Ott, Julien.....	52
Ovtchinnikoff, Serge.....	132
Page, Jonathan.....	36
Palisson, Jérémy.....	33
Palmans, Hugo.....	23, 26
Parent, Laure.....	114

Park, Yangkyun .....	16
Parodi, Katia.....	17
Pasquier, David.....	31, 118
Pella, Andrea.....	16
Perdrieux, Mickaël.....	38, 57, 89
Perez, Damien.....	110
Petegnief, Yolande.....	51, 124
Petit, Adeline.....	72
Petrie, Lauren.....	26
Petrucci, Assunta.....	146
Phillips, Justin.....	16
Pichard, Teddy.....	36
Pimpinella, Maria.....	23, 24, 25, 43, 139, 145, 146
Pinto, Massimo.....	23, 24, 139
Pirault, Nicolas.....	56
Plagnard, Johann.....	131
Popoff, Romain.....	87
Popotte, Christian.....	79
Porcel, Erika.....	62
Quillevere, Sarah.....	109, 138
Quini, Maurizio.....	139
Racine, Damien.....	52
Rapp, Benjamin.....	24, 144
Rault, Erwann.....	31
Reynaert, Nick.....	5, 99
Reyns, Nicolas.....	54
Riboldi, Marco.....	16, 81
Ricard, M.....	134
Rigoulay, Fabrice.....	20
Risso, Romain.....	111
Roch, Patrice.....	95
Roch, Véronique.....	22
Rossetto, Olivier.....	69, 116
Rossomme, Séverine.....	26, 55
Rousseau, Hervé.....	50
Rousseau, Valérie.....	68
Rousselle, Isabelle.....	133
Rouzaud, Michel.....	76

Rucka, Gunther.....	117
Sandro, Rossi.....	81
Santos, Joao.....	36
Sarrut, David.....	13
Schettino, Giuseppe.....	60
Sekhane, Djallel.....	135
Sewonu, Anou.....	48, 50
Sharp, Gregory.....	16, 81
Sharrock, Patrick.....	142
Shiple, David.....	26
Silvi, Luca.....	146
Simon, Antoine.....	29
Siméon, Sebastien.....	10
Siméon, Sébastien.....	56
Sipilä, Petri.....	43, 147
Solc, Jaroslav.....	141
Solk, Jaroslav.....	23
Sommier, Line.....	144
Sorel, Soizic.....	57
Sottiaux, Alain.....	66
Sporea, C.....	40
Sterpin, Edmond.....	55, 63
Steux, Emiline.....	118
Stien, Christel.....	43, 142
Stravato, Antonella.....	145
Stritt, Nicolas.....	95
Talbot, Antoine.....	87
Tenhunen, Mikko.....	35
Tessonnier, Thomas.....	17
Thiam, Cheick.....	20
Thomas, Russell.....	26
Thwaites, David.....	35
Tikhonchuk, Vladimir.....	36
Tochet, F.....	58
Tomsej, Milan.....	35, 66
Tournat, Hélène.....	94
Tylski, Perrine.....	21
Ulrike, Ankerhold.....	28, 141



Valero, Marc .....	95
Van Aelst, Ronnie .....	112
Van Bladel, Lodewijk .....	95
Van De Kamer, Jeroen .....	1
Van Dycke, Michel .....	112
Van Esch, Ann .....	83
Van Ngoc Ty, Claire .....	132, 137
Varmenot, Nicolas .....	4
Vela, Anthony .....	33
Verbeke, Bernard .....	130
Verdot, Hervé .....	51
Verdun, Francis .....	45, 52
Vermandel, Maximilien .....	39, 53, 54
Vermesse, Didier .....	144
Verona Rinati, Gianluca .....	23
Verona-Rinati, Gianluca .....	145
Verres, C. ....	134
Vieillevigne, Laure .....	59
Vincent, Florence .....	94
Viry, Anais .....	11
Vondracek, Vladimir .....	26
Vrigneaud, Jean-Marc .....	19
Vynckier, Stefaan .....	55, 82
Werle, Félix .....	65
Wessels, Claas .....	119
Wetta, Florence .....	119
Williaume, Danièle .....	29
Younes, Tony .....	59
Zarate, Daniel .....	14, 86, 121
Zidi, Amir .....	93
Zidi, Salah .....	93

