



**HAL**  
open science

## Validation clinique du module Oncoflash® en scintigraphie planaire thyroïdienne

L. Messaoud, N.S. Saleh, C. Schwartz, C. Richard, S. Dejust, M. Zalzali, D. Morland

### ► To cite this version:

L. Messaoud, N.S. Saleh, C. Schwartz, C. Richard, S. Dejust, et al.. Validation clinique du module Oncoflash® en scintigraphie planaire thyroïdienne. Médecine Nucléaire - Imagerie Fonctionnelle et Métabolique, 2020, 44, pp.198 - 202. 10.1016/j.mednuc.2020.01.134 . hal-03490812

**HAL Id: hal-03490812**

**<https://hal.science/hal-03490812>**

Submitted on 22 Aug 2022

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial 4.0 International License

## **Validation clinique du module Oncoflash® en scintigraphie planaire thyroïdienne**

### **Clinical validation of Oncoflash® method in planar images of thyroid scintigraphy**

Messaoud L<sup>1</sup>, Saleh N.S<sup>2</sup>, Schwartz C<sup>3</sup>, Richard C<sup>3</sup>, Dejust S<sup>1</sup>, Zalzali M<sup>3</sup>, Morland D<sup>1,4,5</sup>.

<sup>1</sup>Unité de Médecine Nucléaire, Institut Jean Godinot, 1 Rue du Général Koenig, CS 80014 - 51726 Reims Cedex - <sup>2</sup>AlphaBeta, 93 240 Stains - <sup>3</sup>Unité thyroïde, Institut Godinot, 1 rue du Général Koenig, 51100 Reims - <sup>4</sup>Laboratoire de Biophysique, UFR de Médecine, Université de Reims-Champagne Ardenne, 1, rue Cognacq-Jay, 51095 Reims cedex - <sup>5</sup>CRESTIC Centre de Recherche en Sciences et Technologies de l'Information et de la Communication, EA 3804, Université de Reims-Champagne Ardenne, 51687 Reims Cedex 2

**Auteur correspondant**      MESSAOUD Leila  
  
leila.messaoud7@gmail.com  
  
Tél : +33 3 26 50 43 11

## Résumé

**Introduction** : L'algorithme de filtrage adaptatif Oncoflash<sup>®</sup> est peu validé en pratique clinique. L'objectif de cette étude est d'évaluer cet algorithme dans une perspective de réduction d'activité injectée ou de durée d'acquisition en scintigraphie thyroïdienne.

**Méthodes** : Cent cinq patients ayant bénéficié d'une scintigraphie thyroïdienne ont été inclus. Trois jeux d'images (acquisition conventionnelle, acquisition mi-temps brute, acquisition mi-temps post-traitée par Oncoflash<sup>®</sup>) ont été interprétés en ouvert des données échographiques et biologiques mais en aveugle du reste du dossier médical et de l'identité du patient par 2 médecins nucléaires. La concordance avec le diagnostic retenu dans le dossier médical, la qualité des images et la reproductibilité inter-observateur ont été évaluées. **Résultats** : Aucune différence significative n'a été relevée en terme de concordance avec le diagnostic final entre les images mi-temps post-traitées par Oncoflash<sup>®</sup> et les images conventionnelles ( $\kappa$  respectivement à 0,81 et 0,74). La qualité des images mi-temps Oncoflash<sup>®</sup> a été jugée bonne ou excellente dans 90% des cas contre 88,6% des cas pour les acquisitions conventionnelles ( $p=0,16$ ). Aucune différence significative de concordance inter-observateur n'a été mise en évidence entre les 3 jeux d'images comparés deux à deux. **Conclusion** : Ces résultats suggèrent la possibilité d'utiliser le module Oncoflash<sup>®</sup> en scintigraphie thyroïdienne afin de diminuer le temps d'acquisition ou l'activité injectée sans impact sur l'interprétation.

*Scintigraphie; Thyroïde; Pixon ; Oncoflash<sup>®</sup>*

## **Abstract**

**Introduction:** The Oncoflash<sup>®</sup> adaptive filtering algorithm is poorly validated in clinical practice. The objective of this study was to evaluate this algorithm efficacy in order to reduce injected activity or acquisition time on thyroid scintigraphy. **Methods:** One hundred and five patients who received a thyroid scan have been tested. Three sets of images (conventional acquisition, gross half-time acquisition, post-processed half-time acquisition by Oncoflash<sup>®</sup>) were interpreted as open ultrasound and biological data without any view on their medical file and the patient's identity by 2 nuclear medicine. The concordance with the diagnosis retained in the medical file, the quality of the images and the inter-observer reproducibility were evaluated. **Results:** No significant differences were found in terms of agreement with the final diagnosis between post-processed Oncoflash<sup>®</sup> half-time images and conventional images ( $\kappa$  at 0.81 and 0.74 respectively). The quality of Oncoflash<sup>®</sup> half-time images was rated good or excellent in 90% of cases compared to 88.6% of cases for conventional acquisitions ( $p=0.16$ ). No significant difference in inter-observer agreement was found between the 3 sets of images compared two by two. **Conclusion:** These results suggest the possibility of using the Oncoflash<sup>®</sup> module in thyroid scintigraphy to reduce acquisition time or injected activity without impacting interpretation.

*Scintigraphy; Thyroid; Pixon; Oncoflash<sup>®</sup>*

## 1 Introduction

Les pathologies thyroïdiennes représentent la deuxième endocrinopathie la plus fréquente après le diabète, la dystrophie thyroïdienne concernant 50% des patientes de plus de 65 ans [1]. La scintigraphie thyroïdienne est un des examens clés de la prise en charge, notamment des hyperthyroïdies et des pathologies nodulaires, comme rappelé dans les recommandations de la Société Française de Médecine Nucléaire (SFMN) [2] et représente le 3<sup>ème</sup> examen le plus réalisé dans les services de médecine nucléaire français [3].

La radioprotection des patients exige de trouver le meilleur compromis entre l'activité injectée et le temps d'acquisition afin de garantir un rapport signal/bruit permettant une qualité diagnostique des images scintigraphiques.

Des logiciels de réduction adaptative du bruit ont été développés offrant des perspectives de réduction d'activité injectée ou de temps d'acquisition, Oncoflash<sup>®</sup> en faisant partie [4,5]. Cet outil commercialisé sous le nom d'Oncoflash<sup>®</sup> s'inspire de l'algorithme Pixon [6,7]. Cependant, bien que commercialement disponible, il n'a été évalué qu'à travers quelques études à faible effectif, notamment en scintigraphie osseuse par Ardenfors et al. [8] ou, plus récemment, par Thuillier et al. [9,10] pour les scintigraphies des récepteurs de la somatostatine. Certaines études ont montré que le module Oncoflash<sup>®</sup> améliore la qualité de l'image lorsqu'il est appliqué sur des images planaires acquises avec des protocoles d'acquisition à temps plein dégradées par un bruit de Poisson [4,11]. D'autres études ont utilisé le module Oncoflash<sup>®</sup> sur des images rééchantillonnées rétrospectivement pour simuler une diminution du temps d'acquisition avec des résultats contradictoires [12,13]. Il demeure des incertitudes liées aux limites méthodologiques des études (petits effectifs, aveugle non maintenu, images simulées).

Notre étude a pour objectif de valider la non infériorité des images traitées par le module Oncoflash® en pratique clinique pour l'interprétation des scintigraphies thyroïdiennes en réduisant de moitié les durées d'acquisition.

## **2 Matériel et méthodes**

### **2.1 Population**

L'ensemble des patients adultes venus consulter dans l'unité thyroïde (centre régional de prise en charge des cancers thyroïdiens) associée au service de médecine nucléaire du 9 au 27 mars 2019 pour l'exploration d'une pathologie thyroïdienne était éligible à cette étude. Les scintigraphies thyroïdiennes réalisées sur une période de 3 semaines ont été rétrospectivement retraitées après accord des patients inclus. Les données clinico-biologiques et échographiques ont été recueillies. Tous les patients ont donné un consentement écrit et éclairé pour l'utilisation de leurs images.

Les critères d'exclusions étaient les suivants : absence de données clinico-biologiques ou échographiques dans le dossier des patients, acquisition non conforme au protocole du service (durée d'acquisition non respectée) et refus de participation.

### **2.2 Scintigraphie thyroïdienne**

Les scintigraphies thyroïdiennes ont été réalisées 20 minutes après l'injection intraveineuse de 110 MBq de pertéchnetate  $^{99m}\text{TcO}_4^-$  selon les recommandations de la SFMN (40-110 MBq) [2]. Une image de 128x128 pixels à 2 critères d'arrêt (120 kcups ou 10 min, conformément au protocole habituel) était acquise pour chaque patient, en 2 images sommées mi-temps (60 kcups ou 5 min) sur une caméra Symbia S (Siemens, Erlangen, Allemagne)

munie d'un collimateur sténopé (opercule d'entrée : 4 mm). Cette image correspondait à l'image dite conventionnelle « IC ». Pour chaque patient, 2 images supplémentaires étaient extraites de l'acquisition conventionnelle : une image « mi-temps brute » (IB) correspondant à la première image acquise de 60 kcoups ou 5 min et une image « mi-temps Oncoflash® » (IO) correspondant à l'image « mi-temps brute » post-traitée par l'algorithme Oncoflash® avec un coefficient alpha de 0,3 (soit une image « mi-temps Oncoflash® » correspondant à un mélange entre l'image mi-temps brute totalement filtrée et l'image mi-temps native (IB) avec un coefficient de pondération à 0,3 d'image filtrée).

### **2.3 Logiciel Oncoflash® (Siemens, Erlangen, Allemagne)**

Le module Oncoflash® procède par lissage itératif de l'image native. L'image résultante correspond à une moyenne pondérée entre l'image Oncoflash® et l'image native, la proportion de mélange étant conditionnée par le paramètre  $\alpha$ .

Dans cette étude, le paramètre  $\alpha$  était fixé à 0,3 (soit 30% de l'image résultante filtrée) et le nombre d'itérations maximum à 20. Les autres paramètres de l'algorithme étaient un paramètre de débruitage fixé à 1,7, le nombre de noyau à 12 et diamètre de noyau maximal à 10. Ils n'ont pas été modifiés.

### **2.4 Interprétation des images**

Les différentes images obtenues ont été interprétées indépendamment par 2 médecins nucléaires expérimentés en 3 sessions d'interprétation espacées d'au moins une semaine. Les 3 images de chaque patient (IC, IB et IO) étaient réparties aléatoirement entre les 3 sessions de telle sorte à avoir 1 image de chaque patient par session.

L'anonymat du patient a été maintenu lors de l'interprétation de chaque image, ainsi que l'aveugle sur le type d'image dont il s'agissait.

Le temps d'acquisition est une donnée importante de l'interprétation des images qui reflète la rapidité de captation du radiotracer par la thyroïde. Ce temps étant divisé par 2 entre une acquisition à 120 kcoups/10 min et une acquisition 60 kcoups/5 min, le temps de l'acquisition de l'image IC a été reporté à l'identique sur les images IB et IO d'un même patient afin de ne pas perturber l'interprétation et maintenir l'aveugle.

Les éléments analysés par les observateurs étaient : la qualité de l'examen (mauvaise, bonne ou excellente) et le diagnostic scintigraphique (hyperfixation diffuse, fixation normale, dystrophie chaude, dystrophie froide, dystrophie hétérofixante, scintigraphie blanche). Le diagnostic scintigraphique a été posé par l'observateur en connaissance des données biologique et échographiques. Le diagnostic final posé par le médecin nucléaire/endocrinologue au terme de la consultation (en connaissance des données clinico-biologiques et échographiques) a été considéré comme étant la référence.

## **2.5 Analyses statistiques**

### **2.5.1 Analyse de la qualité des images**

La qualité des images scintigraphiques a été évaluée par les observateurs par une échelle qualitative subjective (excellente, bonne, mauvaise) par type d'image (IC, IB et IO). L'effet global du type d'image sur la qualité a été évalué par un test de Friedman. Les types d'images ont enfin été confrontés deux à deux par un test des signes de Wilcoxon.



### 2.5.2 Analyse des diagnostics retenus

La concordance entre les diagnostics retenus lors des interprétations par les observateurs (parmi la liste) et celui de référence déterminé en consultation a été évaluée par un coefficient kappa de Cohen ( $\kappa$ ). Les diagnostics étant retenus dans les deux situations en connaissance des données échographiques et biologiques. L'échelle qualitative de Landis et Koch [14] a été utilisée : un indice  $\kappa$  négatif désigne un désaccord, inférieur à 0,2 indique un mauvais accord, ]0,2-0,4] un accord faible, ]0,4-0,6] un accord modéré, ]0,6-0,8] un accord fort et ]0,8-1] un excellent accord. Les types d'images ont été confrontés 2 à 2 (IC/IO, IC/IB et IB/IO). L'intervalle de confiance à 95% de la différence des indices  $\kappa$  a été évalué par Bootstrap.

### 2.5.3 Analyse de la reproductibilité inter-observateur par type d'image

La reproductibilité inter-observateur a également été évaluée par un indice  $\kappa$ , par modalité d'imagerie (IC, IB et IO). Les types d'images ont été confrontés 2 à 2 (IC/IO, IC/IB et IB/IO). L'intervalle de confiance à 95% de la différence des indices  $\kappa$  a été évalué par Bootstrap.

## 3 Résultats

### 3.1 Patients

Pendant la période d'inclusion, 117 patients ont consulté dans le service de médecine nucléaire pour la réalisation d'une scintigraphie thyroïdienne. Douze patients ont été exclus : 8 en raison du non-respect du protocole et 4 en l'absence de données échographiques. Au total, 105 patients (73 femmes et 32 hommes ; âge moyen 57 ans) (**tableau 1**) ont été inclus dans l'étude, permettant l'interprétation de 315 images scintigraphiques par chacun des deux médecins. Le **tableau 1** résume les caractéristiques des patients. Le **tableau 2** rapporte les principales indications de la scintigraphie thyroïdienne. Les acquisitions ont été réalisées en moyenne  $20 \pm 6$  minutes après l'injection intraveineuse d'une activité moyenne de  $109 \text{ MBq} \pm$

11 MBq de  $^{99m}\text{TcO}_4^-$ . La **figure 1** représente un exemple des 3 types d'images scintigraphiques pour un même patient.

### **3.2 Qualité des images scintigraphiques par type d'image (IC, IB et IO)**

Parmi les 105 patients, soit 105 x 2 interprétations (pour deux observateurs), une bonne ou excellente qualité d'image a été rapportée pour 90% (189/210) des images IO et 88,6% (186/210) des images IC. Parmi les images IB, 24,8% (52/210) ont été évaluées de mauvaise qualité (**tableau 3**).

Il existait un effet global significatif du type d'image sur la qualité ( $p < 0,001$ ).

Une différence significative de qualité entre les images IC et les images IB est trouvée ( $p < 0,001$ ) ainsi qu'entre les images IO et les images IB ( $p < 0,001$ ) (**tableau 4**). L'analyse de la qualité entre les images conventionnelles IC et les images traitées par le module Oncoflash<sup>®</sup> IO ne met pas en évidence de différence significative ( $p = 0,16$ ); (**tableau 4**).

### **3.3 Concordance entre le diagnostic scintigraphique retenu par type d'image avec la référence**

Les valeurs moyennes de  $\kappa$  entre le diagnostic retenu par les interprétations en aveugle et la référence étaient de 0,74 (IC), 0,69 (IB) et 0,81 (IO) (**tableau 5**).

Aucune différence significative n'a été notée entre les images IO et IC ( $p = 0,15$ ). La concordance avec la référence était significativement plus forte avec l'image IO par rapport à l'image IB ( $p = 0,03$ ) (**tableau 6**).

### **3.4 Reproductibilité inter-observateur par type d'image**

La concordance inter-observateur était modérée à bonne avec les valeurs de  $\kappa$  suivantes : 0,73 (IO), 0,59 (IC) et 0,57 (IB) (**tableau 7**). Aucune différence significative n'est retrouvée selon le type d'image (**tableau 8**).

## **4 Discussion**

Le logiciel Oncoflash<sup>®</sup> dérive d'une technique de traitement d'images inspirée de la méthode Pixon développée à partir de 1993 par Puetter pour améliorer la qualité des images astronomiques [6,7].

Elle a pour avantage de préserver toutes les caractéristiques de l'image statistiquement informatives (signal) en maximisant la réduction du bruit, sans générer d'artefacts. L'algorithme opère par lissage itératif de groupes de pixels (ou « pixon ») définis en fonction des variations spatiales locales du signal. Il s'agit donc d'une forme de filtrage adaptatif. Le module Oncoflash<sup>®</sup> est a priori particulièrement adapté à l'imagerie à faible rapport signal/bruit et donc aux applications en médecine nucléaire [15]. Son application a débuté en médecine nucléaire en 2005, d'abord sur des acquisitions sur fantôme [5,15]. Ces algorithmes de filtrage adaptatifs Pixon ont cependant été peu validés sur le plan clinique, notamment dans une perspective de réduction de temps d'acquisition.

Une précédente étude réalisée sur des scintigraphies osseuses planaires (balayage corps entier standard contre balayages dégradés par un bruit de Poisson puis post-traités avec un algorithme de Pixon) n'a pas mis en évidence de différence de précision diagnostique [12]. L'utilisation d'une image dégradée par logiciel et non d'un balayage accéléré reste cependant une limite de l'étude pouvant l'expliquer. Par la suite, Ardenfors [8] a évalué le module

Oncoflash® en rapportant au contraire une meilleure confiance diagnostique en les images natives comparativement aux images mi-temps post-traitées par le module, cependant les deux types d'images étaient comparés en ouvert. Plus récemment, une étude a suggéré que la méthode Pixon pourrait être utilisée afin de réduire le temps d'acquisition des images planaires des scintigraphies des récepteurs à la somatostatine sur 59 patients [9]. Mais encore aucune étude n'avait évalué ce module sur des scintigraphies planaires thyroïdiennes. Aucune de ces études n'incluait, de plus, dans l'analyse comparative l'image mi-temps non traitée par Oncoflash® : la possibilité que l'acquisition mi-temps seule présente des performances diagnostiques similaires à l'acquisition conventionnelle indépendamment du post-traitement Oncoflash® n'est donc pas exclue.

#### **4.1 Qualité des images scintigraphiques par type d'image (IC, IB et IO)**

L'application de l'algorithme Oncoflash® sur des images mi-temps n'a entraîné aucune différence significative en termes de qualité ressentie par rapport aux images conventionnelles (90% d'images jugées de bonne ou d'excellente qualité avec Oncoflash® contre 88,6% des acquisitions conventionnelles). Ces résultats sont en concordance avec l'étude de Thuillier et al. [9] qui ne notait aucune différence significative de qualité concernant la scintigraphie des récepteurs de la somatostatine. Cette étude rapportait 19,7% (42/213) d'images de mauvaise qualité pour le protocole conventionnel et 18,3% (39/213) en mi-temps Oncoflash® ( $p=0,71$ ). Les images mi-temps brutes présentaient une qualité significativement moindre dans notre étude (75,2% d'images de bonne qualité,  $p<0,001$  par rapport à l'acquisition conventionnelle). Oncoflash® a donc permis une amélioration de la qualité de l'image mi-temps.

#### **4.2 Impact diagnostique**

Aucune différence significative en termes de concordance avec le diagnostic final n'était

observée entre les images IO et les images IC ( $\kappa$  0,81 et 0,74 respectivement,  $p = 0,15$ ). Ce résultat suggère que la prise en charge clinique des patients ne serait pas modifiée avec un temps d'acquisition raccourci. Cette problématique n'est pas directement étudiée dans les autres études disponibles. L'étude de Thuillier et al. [9] rapporte cependant un taux de discordance faible (2,8% - 6/213) entre l'interprétation des images mi-temps Oncoflash® et celle des images conventionnelles. L'utilisation d'images "mi-temps" brutes dégrade le niveau d'accord ( $\kappa$  0,69, plus faible que lors de l'interprétation des images IC ou IO), tout comme cela est attendu. L'application du module Oncoflash® restaure la qualité diagnostique des images et permet de retrouver une meilleure concordance avec la référence ( $p=0,03$ ).

#### **4.3 Concordance inter-observateur**

Une tendance à l'amélioration de la reproductibilité inter-observateur est constatée pour les images IO par rapport aux images IC (le  $\kappa$  inter-observateur étant de 0,59 pour les IC et 0,73 pour les IO,  $p=0,09$ ), bien que restant non significative. Une précédente étude évaluant le module Oncoflash® dans la scintigraphie planaire des récepteurs à la somatostatine [9] avait quant à elle montré que la reproductibilité inter-observateur était similaire entre les images conventionnelles et les images mi-temps Pixon ( $\kappa$  respectivement de 0,596 et 0,567).

#### **4.4 Choix des paramètres de l'algorithme**

Les images fournies par l'algorithme correspondent à une moyenne pondérée entre l'image Oncoflash® et l'image native. Le pourcentage de mélange est réglé par le paramètre alpha (30% signifiant: 30% d'image Oncoflash® et 70% d'image native). Nous avons conservé le pourcentage de 30%, en accord avec l'étude de Wesolowski [4] et celle de Petrocelli [16]. Le nombre d'itérations et le reste des paramètres n'ont pas été modifiés, les paramètres étant inaccessibles par choix du constructeur.

#### **4.5 Remarques méthodologiques**

Seule la première partie des images conventionnelles a été extraite pour générer l'image brute mi-temps et l'image Oncoflash® dérivée afin de respecter le temps de captation de 20 minutes. Par ailleurs, nous avons décidé de lever l'aveugle sur les données échographiques et biologiques afin de reproduire les conditions réelles d'interprétation de la scintigraphie thyroïdienne recommandées par la SFMN [2].

Les résultats prometteurs de notre étude sont à notre connaissance les premiers en faveur de l'application du module Pixon sur les scintigraphies planaires thyroïdiennes, dans un objectif de réduction du temps d'acquisition ou de l'activité administrée. Ils contribuent à améliorer la radioprotection de nos patients en médecine nucléaire [17].

La réduction du temps d'acquisition peut contribuer à l'amélioration du confort d'examen et pourrait être mise à profit, par exemple, pour les patients douloureux.

#### **5 Conclusion**

Ces résultats suggèrent la possibilité d'utiliser le module Oncoflash® en scintigraphie thyroïdienne afin de diminuer le temps d'acquisition ou l'activité injectée sans détriment vis à vis de l'interprétation ou de la qualité d'image.

Conflit d'intérêt : aucun.

## Références :

1. Mazzaferri EL. Management of a solitary thyroid nodule. N Engl J Med.1993;328:553-9.
2. SFMN (Société Française de Médecine nucléaire), CEMEN (Chirurgie Endocrinienne Médecine Nucléaire Endocrinologie). La scintigraphie thyroïdienne [Internet]. [cité 1 juill 2019]. Disponible sur:  
[https://www.sfmn.org/drive/SFMN/GUIDES%20DE%20PROCEDURES/GuidesEtRecommandation\\_PublicWeb/LaScintigraphieThyroidienne\\_v11.pdf](https://www.sfmn.org/drive/SFMN/GUIDES%20DE%20PROCEDURES/GuidesEtRecommandation_PublicWeb/LaScintigraphieThyroidienne_v11.pdf)
3. SFMN (Société Française de Médecine Nucléaire), Sarda L, Wartsky M, Cachin F, Couturier O, Huglo D, et al. Enquête nationale de médecine nucléaire française 2017 [Internet]. [cité 2 août 2019]. Disponible sur:  
[https://www.sfmn.org/drive/SECRETARIAT%20GENERAL/ENQUETE\\_ANNUELLE/EnqueteNationale2017\\_publicWeb.pdf](https://www.sfmn.org/drive/SECRETARIAT%20GENERAL/ENQUETE_ANNUELLE/EnqueteNationale2017_publicWeb.pdf)
4. Petrocelli RD, Vija AH, Hawman EG, Yahil A. Improvement in diagnostic performance and reader confidence level enabled by Pixon® image processing of planar nuclear studies. J Nuc Med. 2006;47:1.
5. Bourhis D, Thuillier P, Robin P, Le Roux PY, Salaün PY, Abgral R. Optimisation du temps d'acquisition en scintigraphie planaire à l'<sup>111</sup>In grâce au traitement d'image Oncoflash®. Médecine Nucl. 2015;39:219.

6. Arxiv, Puetter RC, Yahil A. The Pixon method of image reconstruction [Internet]. [cité 29 juin 2019]. Disponible sur: <http://arxiv.org/abs/astro-ph/9901063>
7. Puetter RC, Gosnell TR, Yahil A. Digital image reconstruction: deblurring and denoising. *Annu Rev Astron Astrophys.* 2005;43:139-94.
8. Ardenfors O, Svanholm U, Jacobsson H, Sandqvist P, Grybäck P, Jonsson C. Reduced acquisition times in whole body bone scintigraphy using a noise-reducing Pixon®-algorithm—a qualitative evaluation study. *EJNMMI Res.* 2015;5:1-5.
9. Thuillier P, Bourhis D, Robin P, Chaumet-Riffaud P, Keromnes N, Le Roux PY, et al. Validation clinique du module Oncoflash® en scintigraphie planaire des récepteurs à la somatostatine. *Médecine Nucl.* 2015;39:239.
10. Thuillier P, Bourhis D, Robin P, Keromnes N, Schick U, Le Roux P-Y, et al. Clinical validation of a pixon-based reconstruction method allowing a twofold reduction in planar images time of <sup>111</sup>In-pentetreotide somatostatin receptor scintigraphy. *Front Med.* 2017;4:1-8.
11. Wesolowski CA, Yahil A, Puetter RC, Babyn PS, Gilday DL, Khan MZ. Improved lesion detection from spatially adaptive, minimally complex, Pixon® reconstruction of planar scintigraphic images. *Comput Med Imaging Graph.* 2005;29:65-81.



12. Lorimer L, Gemmell HG, Sharp PF, McKiddie FI, Staff RT. Improvement in DMSA imaging using adaptive noise reduction: an ROC analysis. Nucl Med Commun. 2012;33:1212-6.
13. Krom AJ, Wickham F, Hall ML, Navalkissoor S, McCool D, Burniston M. Evaluation of image enhancement software as a method of performing half-count bone scans. Nucl Med Commun. 2013;34:78-85.
14. Hsiao EM, Cao X, Zurakowski D, Zukotynski KA, Drubach LA, Grant FD, et al. Reduction in radiation dose in mercaptoacetyl triglycerine renography with enhanced planar processing. Radiology. 2011;261:907-15.
15. Cohen J. A coefficient of agreement for Nominal scales. Educ Psychol Meas. 1960;20:37-46.
16. Vija AH. Statistically based spatially adaptive noise reduction of planar nuclear studies. 2005;5747:634-45.
17. Bonardel G. Illustrations cliniques en pédiatrie du guide bon usage de la TDM en médecine nucléaire. Médecine Nucléaire. 2018;42:379-90.

**Table 1**

Caractéristiques de la population

*population characteristic*

**Tableau 2**

Indications de la scintigraphie thyroïdienne

*Indications for thyroid scintigraphy*

**Table 3**

Qualité des examens par type d'image (image conventionnelle (IC), image mi-temps brute (IB), image mi-temps Oncoflash® (IO)) évaluée par les 2 médecins

*Quality of the examination by type of image (conventional (IC), half time raw (IB), half time Oncoflash® (IO)) evaluated by two doctors.*

**Table 4**

Différence de qualité par type d'image (image conventionnelle (IC), image mi-temps brute (IB), image mi-temps Oncoflash® (IO))

*Quality difference by image type (conventional picture(IC), half time rawpicture (IB), half time Oncoflash®picture(IO))*

**Table 5**

Indices kappa ( $\kappa$ ) de concordance entre le diagnostic posé par type d'image (image conventionnelle (IC), image mi-temps brute (IB), image mi-temps Oncoflash® (IO)) et la référence.

*Kappa coefficient ( $\kappa$ ) between diagnosis by type of image (conventional (IC), half time raw*

*(IB), half time Oncoflash® (IO)) diagnosis and the reference.*

### **Table 6**

Intervalles à 95% de la différence entre les valeurs moyennes de  $\kappa$  pour la concordance entre le diagnostic et la référence par type d'image, indépendamment du lecteur.

*95% confidence interval of the difference between the mean values of  $k$  for the agreement between the diagnostic and reference by image type (conventional picture(IC), half time rawpicture (IB), half time Oncoflash®picture(IO)), independent of the reader.*

### **Table 7**

Indices Kappa ( $\kappa$ ) de concordance pour la reproductibilité inter-observateur par type d'image.

*Kappa coefficient ( $\kappa$ ) for inter-observer reproducibility by image type (conventional picture(IC), half time rawpicture (IB), half time Oncoflash®picture(IO)).*

### **Table 8**

Intervalles à 95% de la différence entre les valeurs moyennes  $k$  pour la reproductibilité inter-observateur par type d'image (image conventionnelle (IC), image mi-temps brute (IB), image mi-temps Oncoflash® (IO)).

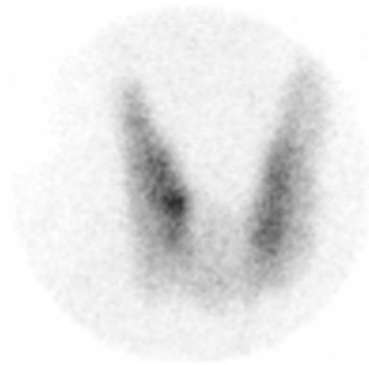
*95% confidence interval of the difference between the mean values of  $k$  for inter-observer reproducibility by image type (conventional picture(IC), half time rawpicture (IB), half time Oncoflash®picture(IO)).*

### **Figure 1**

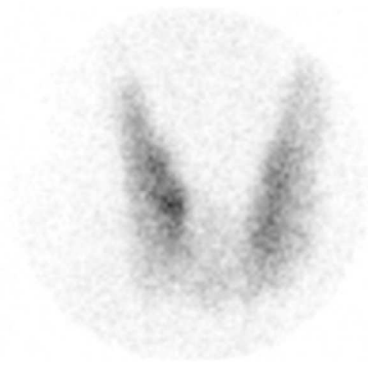
Scintigraphie thyroïdienne d'un patient de 65 ans adressé pour diagnostic étiologique d'une hyperthyroïdie frustre (TSH 0,14mUi/L) sur goitre découvert à la palpation. L'échographie montrant une structure centimétrique médio-lobaire droite.

*Thyroid scan of a 65 years old patient for frustrated hyperthyroidism (TSH 0,14mUi/L) on goiter discovered on palpation. Right midlobar centimetric structure on ultrasound examination.*

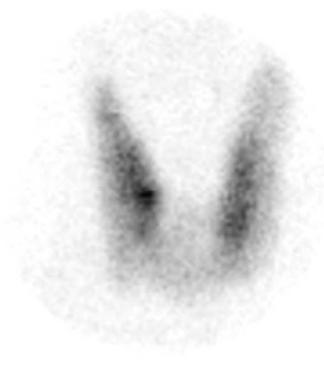
**Figure 1**



Conventional image IC  
99 MBq <sup>99m</sup>Techneium  
120 kcups - 600 s



« half time raw » image IB  
99 MBq <sup>99m</sup>Techneium  
60 kcups - 300 s



« half time Oncoflash® » image IO  
99 MBq <sup>99m</sup>Technétium  
60 kcups - 300 s

**Table 1**

	<b>Nombre</b>	<b>%</b>	<b>Age moyen</b>	<b>Agés extrêmes</b>
<b>Femmes</b>	73	69,5	56,4	27-83
<b>Hommes</b>	32	30,5	58,9	33-83
<b>Total</b>	105	100	57,1	27-83

**Table 2**

<b>Indications</b>	<b>Patients</b>	<b>Pourcentage (%)</b>
Evaluation du caractère fonctionnel d'un nodule >1cm et TSH <1mUI/mL	81	77,2
Hyperthyroïdie	8	7,6
Suspicion de nodule toxique	16	15,2

**Table 3**

	<b>Mauvaise</b>	<b>Bonne</b>	<b>Excellente</b>	<b>Total</b>
<b>Image Conventionnelle</b>	24 (11,4%)	102 (48,6%)	84 (40%)	210
<b>Image « Mi-temps brute »</b>	52 (24,8%)	111(52,9%)	47 (22,3%)	210
<b>Image«Mi-temps Oncoflash®»</b>	21 (10%)	97 (46,2%)	92 (43,8%)	210



**Table 4**

	<i>(p)</i>
<b>(IC)-(IB)</b>	<0,001
<b>(IC)-(IO)</b>	0,16
<b>(IB)-(IO)</b>	<0,001

**Table 5**

	<b>Indice kappa (<math>\kappa</math>)</b>	<b>Intervalles de confiance à 95 %</b>
<b>Image Conventionnelle</b>	0,741	[0,666-0,816]
<b>Image « Mi-temps brute »</b>	0,699	[0,621-0,779]
<b>Image «Mi-temps Oncoflash®»</b>	0,813	[0,748-0,878]

**Tableau 6**

	<b>Intervalles de confiance à 95%</b>	<b>(p)</b>
<b>(IC)-(IB)</b>	[-0,0694 ; 0.156]	0,48
<b>(IC)-(IO)</b>	[-0,177 ; 0.027]	0,15
<b>(IO)-(IB)</b>	[-0,216 ; -0.010]	0,03

**Table 7**

	<b>Indice kappa (κ)</b>	<b>Intervalles de confiance à 95%</b>
<b>Image Conventionnelle IC</b>	0,587	[0,471-0,718]
<b>Image « Mi-temps brute »</b>	0,574	[0,453-0,696]
<b>Image «Mi-temps Oncoflash®»</b>	0,725	[0,619-0,831]

**Tableau 8**

	<b>Intervalles de confiance à 95%</b>	<b>(p)</b>
<b>(IC)-(IB)</b>	[-0,159 ; 0,185]	0.9
<b>(IC)-(IO)</b>	[-0,301 ; 0,026]	0.092
<b>(IO)-(IB)</b>	[-0,313 ; 0,010]	0.066