



Mesure et traçabilité de la dose glandulaire moyenne en mammographie numérique

Jean-Marc BORDY, Meriem DJAROUM,
Jérémie LEFEVRE et Johann PLAGNARD

Isabelle FITTON et Claire VAN NGOC TY



Journées LARD

juin 2026



Plan de l'exposé

- 1 Contexte clinique, scientifique et réglementaire**
- 2 Problématique et Objectif**
- 3 Mise en œuvre d'une chaîne de traçabilité métrologique**
 - Protocole opératoire
 - Résultats
- 4 Conclusion et perspectives**

Contexte clinique

Cancer du sein : **60 000 nouveaux cas/an** en France (INCa, 2023)

Mammographie = examen de référence du **dépistage organisé**
(50-74 ans, tous les 2 ans)

Tissu à risque = **tissu fibroglandulaire**

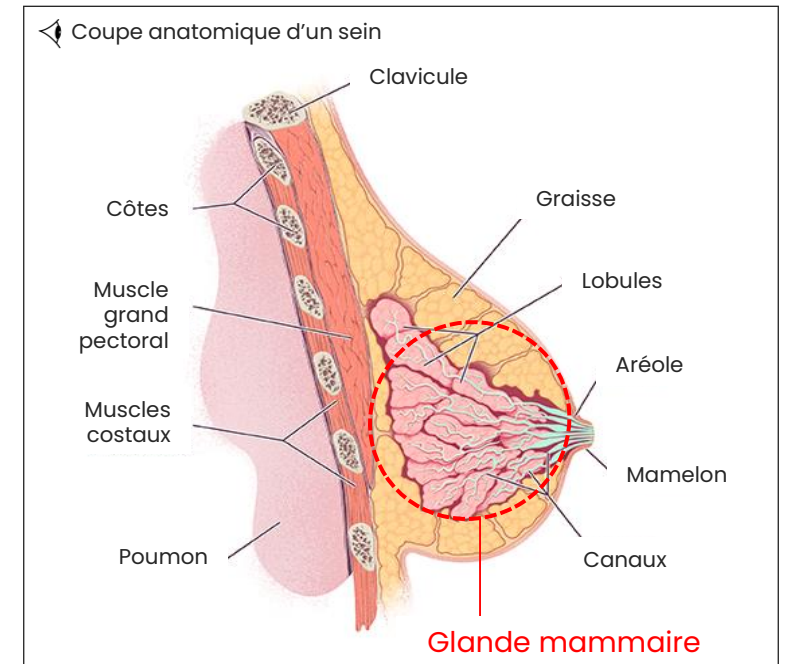
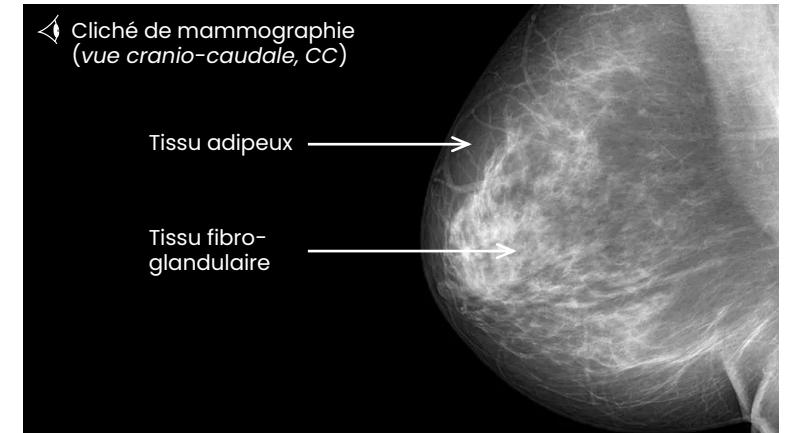
Indicateur dosimétrique clé : **Dose glandulaire moyenne (D_G)** [mGy]

Valeurs constatées (IRSN, 2021) :

Modalité	75 ^e centile des D_G par patiente [mGy]	NRD* recommandé [mGy]
Mammographie 2D	1,0 à 2,3	1,7
Tomosynthèse (3D)	1,4 à 2,9	2,3

* Niveau de référence diagnostique

! *La D_G n'est pas la dose absorbée au sein*



Contexte scientifique



Modèle de Dance (1990, 2000)
Réf. Europe (EUREF, AIEA, ANSM)



$$D_G = K_a \cdot c \cdot g \cdot s \cdot T$$

K_a : **kerma dans l'air mesuré à 6 cm** du bord de l'imageur [mGy]
 g : conversion $K_a \rightarrow D_G$ (fonction de la couche de demi-atténuation, CDA)
 c : correction de glandularité (réf. 50 %)
 s : correction qualité faisceau clinique
 T : correction angulaire (tomosynthèse)

Modèle de Boone (2002)
Réf. USA (ACR)



$$D_G = K_a \cdot D_g N$$

K_a : **kerma dans l'air mesuré à 4 cm** du bord de l'imageur [mGy]
 $D_g N$: dose glandulaire normalisée polyénergétique (coefficient global) incluant le tronc de la patiente (diffusé corporel)

Protocole TG282 – Réf. AAPM, EFOMP (2024)  DOI : [10.1002/mp.16842](https://doi.org/10.1002/mp.16842)



$$D_G = K_a \cdot \Gamma$$

K_a : **kerma dans l'air mesuré à 5 cm** du bord de l'imageur [mGy]
 Γ : coefficient de conversion global

- ✓ Modèle mammaire réaliste (glandularité hétérogène, peau, CC/MLO, muscle pectoral)
- ✓ D_G estimée réduite d'environ 20 % vs Dance (études multicentriques, Italie, 2025, DOI : [10.1016/j.ejmp.2025.105171](https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2025.105171))
- ⏸ Adoption en France non encore décidée

La qualité de l'estimation de la D_G dépend intrinsèquement de la précision et de la traçabilité métrologique de la mesure du K_a

Contexte scientifique



Modèle de Dance (1990, 2000)
Réf. Europe (EUREF, IAEA, ANSM)



$$D_G = K_a \cdot c \cdot g \cdot s \cdot T$$

K_a : **kerma dans l'air mesuré à 6 cm** du bord de l'imageur [mGy]
 g : conversion $K_a \rightarrow D_G$ (fonction de la couche de demi-atténuation, CDA)
 c : correction de glandularité (réf. 50 %)
 s : correction qualité faisceau clinique
 T : correction angulaire (tomosynthèse)

Modèle de Boone (2002)
Réf. USA (ACR)



$$D_G = K_a \cdot D_g N$$

K_a : **kerma dans l'air mesuré à 4 cm** du bord de l'imageur [mGy]
 $D_g N$: dose glandulaire normalisée polyénergétique (coefficient global) incluant le tronc de la patiente (diffusé corporel)

Protocole TG282 – Réf. AAPM, EFOMP (2024)



DOI : [10.1002/mp.16842](https://doi.org/10.1002/mp.16842)



$$D_G = K_a \cdot \Gamma$$

K_a : **kerma dans l'air mesuré à 5 cm** du bord de l'imageur [mGy]

Γ : coefficient de conversion global

✓ Modèle mammaire réaliste (glandularité hétérogène, peau, CC/MLO, muscle pectoral)

✓ D_G estimée réduite d'environ 20 % vs Dance (études multicentriques, Italie, 2025, DOI : [10.1016/j.ejmp.2025.105171](https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2025.105171))

ⓘ Adoption en France non encore décidée

La qualité de l'estimation de la D_G dépend intrinsèquement de la précision et de la traçabilité métrologique de la mesure du K_a

Contexte scientifique



Modèle de Dance (1990, 2000)
Réf. Europe (EUREF, IAEA, ANSM)



$$D_G = K_a \cdot c \cdot g \cdot s \cdot T$$

K_a : **kerma dans l'air mesuré à 6 cm** du bord de l'imageur [mGy]
 g : conversion $K_a \rightarrow D_G$ (fonction de la couche de demi-atténuation, CDA)
 c : correction de glandularité (réf. 50 %)
 s : correction qualité faisceau clinique
 T : correction angulaire (tomosynthèse)

Modèle de Boone (2002)
Réf. USA (ACR)



$$D_G = K_a \cdot D_g N$$

K_a : **kerma dans l'air mesuré à 4 cm** du bord de l'imageur [mGy]
 $D_g N$: dose glandulaire normalisée polyénergétique (coefficient global) incluant le tronc de la patiente (diffusé corporel)

Protocole TG282 – Réf. AAPM, EFOMP (2024)  DOI : [10.1002/mp.16842](https://doi.org/10.1002/mp.16842)



$$D_G = K_a \cdot \Gamma$$

K_a : **kerma dans l'air mesuré à 5 cm** du bord de l'imageur [mGy]

Γ : coefficient de conversion global

✓ Modèle mammaire réaliste (glandularité hétérogène, peau, CC/MLO, muscle pectoral)

✓ D_G estimée réduite d'environ 20 % vs Dance (études multicentriques, Italie, 2025,  DOI : [10.1016/j.ejmp.2025.105171](https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2025.105171))

⏸ Adoption en France non encore décidée

La qualité de l'estimation de la D_G dépend intrinsèquement de la précision et de la traçabilité métrologique de la mesure du K_a

Contexte scientifique



Modèle de Dance (1990, 2000)
Réf. Europe (EUREF, IAEA, ANSM)



$$D_G = K_a \cdot c \cdot g \cdot s \cdot T$$

K_a : **kerma dans l'air mesuré à 6 cm** du bord de l'imageur [mGy]
 g : conversion $K_a \rightarrow D_G$ (fonction de la couche de demi-atténuation, CDA)
 c : correction de glandularité (réf. 50 %)
 s : correction qualité faisceau clinique
 T : correction angulaire (tomosynthèse)

Modèle de Boone (2002)
Réf. USA (ACR)



$$D_G = K_a \cdot D_g N$$

K_a : **kerma dans l'air mesuré à 4 cm** du bord de l'imageur [mGy]
 $D_g N$: dose glandulaire normalisée polyénergétique (coefficient global) incluant le tronc de la patiente (diffusé corporel)

Protocole TG282 – Réf. AAPM, EFOMP (2024)  DOI : [10.1002/mp.16842](https://doi.org/10.1002/mp.16842)



$$D_G = K_a \cdot \Gamma$$

K_a : **kerma dans l'air mesuré à 5 cm** du bord de l'imageur [mGy]

Γ : coefficient de conversion global

✓ Modèle mammaire réaliste (glandularité hétérogène, peau, CC/MLO, muscle pectoral)

✓ D_G estimée réduite d'environ 20 % vs Dance (études multicentriques, Italie, 2025, DOI : [10.1016/j.ejmp.2025.105171](https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2025.105171))

⏸ Adoption en France non encore décidée

La qualité de l'estimation de la D_G dépend intrinsèquement de la précision et de la traçabilité métrologique de la mesure du K_a

Contexte réglementaire

Protocole CQ ANSM pour le calcul et la vérification de la D_G



Décision technique du 13/01/2025 fixant les modalités du CQ des installations de mammographie numérique en France (ANSM)

Déroulé du protocole CQ :

1. Paramétrage automatique du mammographe :

- Empilements de plaques de PMMA et de PEHD pour mimer le sein comprimé (20 à 90 mm)
- Exposition en mode auto et relevé des paramètres choisis par la machine (kV, mAs_{auto} , couple anode/ filtre) et de la D_G^{aff}

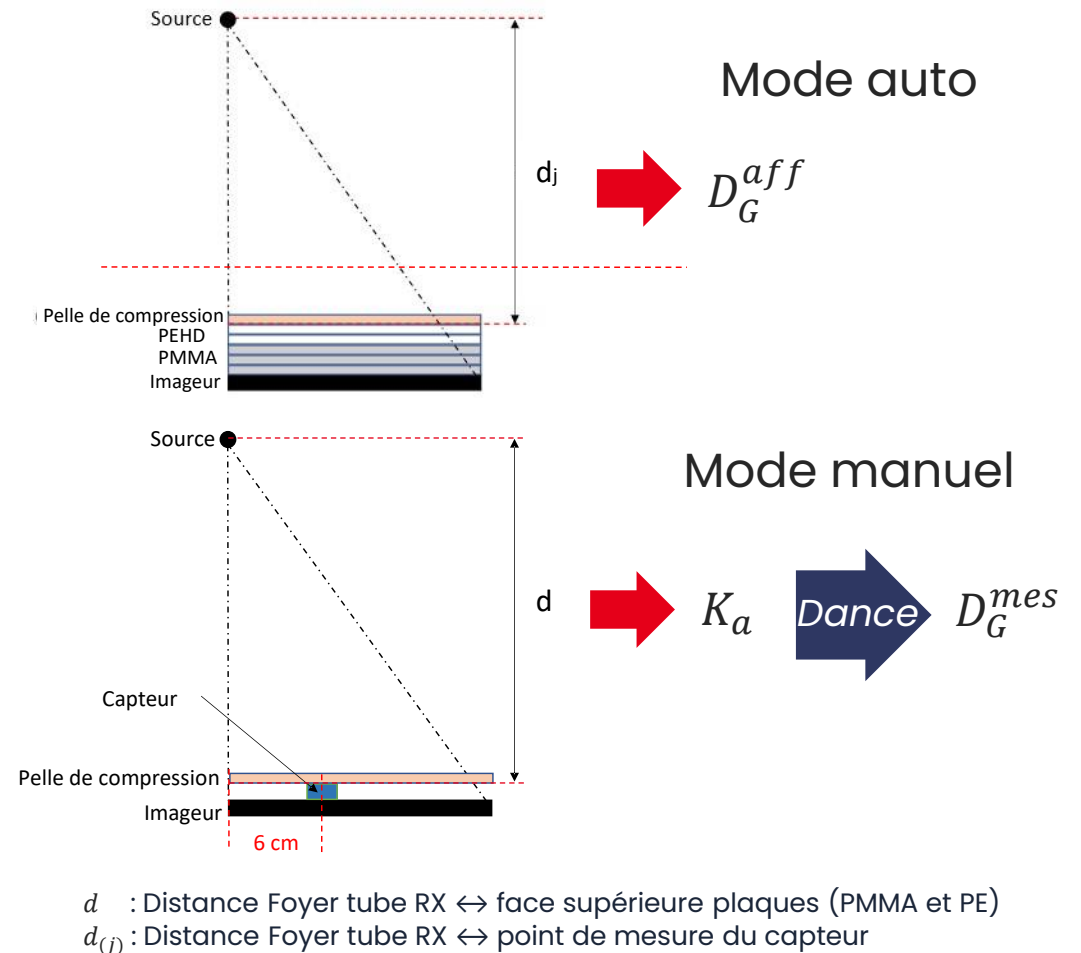
2. Mesure du kerma dans l'air :

- Retrait des plaques et positionnement du capteur à 6 cm du bord proximal (côté thorax)
- Exposition en mode manuel (mAs_{man}) et mesure de K_a :

$$K_a = K_{a,mes} \cdot \frac{mAs_{auto}}{mAs_{man}} \cdot \left(\frac{d}{d_j} \right)^2$$

3. Calcul de D_G^{mes} (selon Dance) :

$$D_G^{mes} = K_a \cdot c \cdot g \cdot s \cdot (T)$$



Contexte réglementaire

Protocole CQ ANSM pour le calcul et la vérification de la D_G



Décision technique du 13/01/2025 fixant les modalités du CQ des installations de mammographie numérique en France (ANSM)

Déroulé du protocole CQ :

1. Paramétrage automatique du mammographe :

- Empilements de plaques de PMMA et de PEHD pour mimer le sein comprimé (20 à 90 mm)
- Exposition en mode auto et relevé des paramètres choisis par la machine (kV, mAs_{auto} , couple anode/ filtre) et de la D_G^{aff}

2. Mesure du kerma dans l'air :

- Retrait des plaques et positionnement du capteur à 6 cm du bord proximal (côté thorax)
- Exposition en mode manuel (mAs_{man}) et mesure de K_a :

$$K_a = K_{a,mes} \cdot \frac{mAs_{auto}}{mAs_{man}} \cdot \left(\frac{d}{d_j} \right)^2$$

3. Calcul de D_G^{mes} (selon Dance) :

$$D_G^{mes} = K_a \cdot c. g. s. (T)$$

4. Vérification des critères d'acceptabilité :

- Limites absolues de dose :

$D_G^{mes} \leq$ valeurs limites ANSM pour chaque épaisseur

20 mm (sein fin)	1,2 mGy
40 mm	1,8 mGy
60 mm (standard)	3,0 mGy
90 mm (sein épais)	6,5 mGy

- Exactitude de l'affichage :

$$\frac{|D_G^{aff} - D_G^{mes}|}{D_G^{mes}} \leq 25 \%$$

Le protocole CQ est rigoureux mais relativement complexe

Problématique et Objectif



Mesure **indirecte** de la D_G

→ *Mesure préalable de K_a*



Biais d'étalonnage lié aux qualités de faisceaux

→ *Dosimètres CQ étalonnés dans des laboratoires d'étalonnage accrédités (LEA) avec des qualités de faisceaux standardisées*



Complexité de la procédure CQ

→ *Protocole ANSM multi-étapes*

Mettre en œuvre une chaîne de traçabilité métrologique complète du K_a en conditions cliniques pour une évaluation rigoureuse de la D_G

Mise en œuvre d'une chaîne de traçabilité métrologique

Protocole opératoire

1

Caractériser les faisceaux cliniques de l'HEGP

- **Spectrométrie CdTe** : acquisition et correction algorithmique des spectres d'émission des RX
- **Mesures de CDA** avec une chambre d'ionisation PTW 23342
→ *Établir la signature énergétique de chaque faisceau*

2

Reproduire les faisceaux au LNHB

- **Générateur RX 160 kV** (anode W) ; ajustement des filtres pour reproduire spectres et CDA
- **Double validation** : spectrale (γ -index), CDA
→ *Disposer au LNHB de faisceaux identiques aux conditions cliniques pour l'étalonnage de dosimètres*

3

Étalonner une chambre d'ionisation de transfert

- Analyse de la variation de N_k d'une chambre d'ionisation Radcal 10X6-6M en fonction de la CDA et de la filtration
- Détermination des *kerma* de référence pour la bibliothèque de faisceaux cliniques reproduits au LNHB
→ *Raccorder les faisceaux cliniques à la référence nationale en termes de kerma dans l'air*

4

Evaluer les performances de la chaîne de traçabilité

- Chaîne directement traçable vs chaîne multimètre
- Confrontation des modèles de Dance et TG282 (via BreastAGD282 en mode *None*)

Mammographe numérique
Hologic Selenia
Dimensions de l'HEGP



Anode/ Filtration	THT [kV]
W/Ag (50 μ m)	22
	28
	32
	36
	39
W/Al (700 μ m)	25
	30
	35
	40
	49
W/Rh (50 μ m)	22
	25
	28
	33
	39

Inventaire des faisceaux de référence étudiés dans le cadre du projet : 5 THT pour chacune des 3 filtrations (Ag, Al et Rh)

Mise en œuvre d'une chaîne de traçabilité métrologique

Protocole opératoire

1

Caractériser les faisceaux cliniques de l'HEGP

- **Spectrométrie CdTe** : acquisition et correction algorithmique des spectres d'émission des RX
- **Mesures de CDA** avec une chambre d'ionisation PTW 23342
→ *Établir la signature énergétique de chaque faisceau*

2

Reproduire les faisceaux au LNHB

- **Générateur RX 160 kV** (anode W) ; ajustement des filtres pour reproduire spectres et CDA
- **Double validation** : spectrale (γ -index), CDA
→ *Disposer au LNHB de faisceaux identiques aux conditions cliniques pour l'étalonnage de dosimètres*

3

Étalonner une chambre d'ionisation de transfert

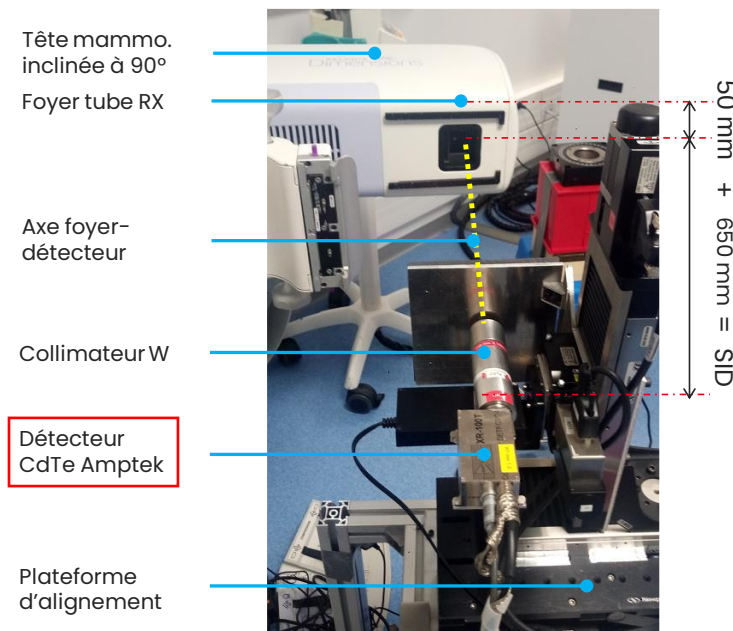
- Analyse de la variation de N_k d'une chambre d'ionisation Radcal 10X6-6M en fonction de la CDA et de la filtration
- Détermination des *kerma* de référence pour la bibliothèque de faisceaux cliniques reproduits au LNHB
→ *Raccorder les faisceaux cliniques à la référence nationale en termes de kerma dans l'air*

4

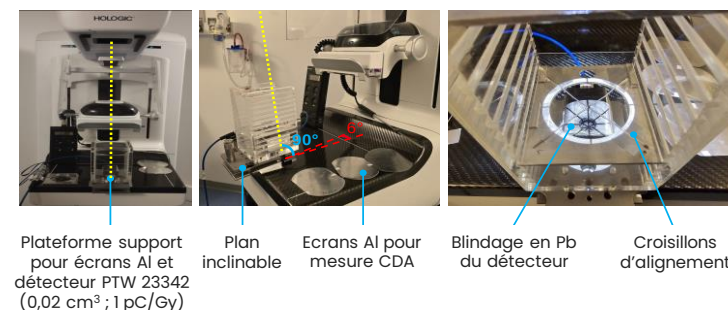
Évaluer les performances de la chaîne de traçabilité

- Chaîne directement traçable vs chaîne multimètre
- Confrontation des modèles de Dance et TG282 (via BreastAGD282 en mode *None*)

Montage expérimental pour l'acquisition des spectres d'émission des rayons X du mammographe de l'HEGP



Montage expérimental pour les mesures de CDA des faisceaux de référence à l'HEGP.



Mise en œuvre d'une chaîne de traçabilité métrologique

Protocole opératoire

1

Caractériser les faisceaux cliniques de l'HEGP

- **Spectrométrie CdTe** : acquisition et correction algorithmique des spectres d'émission des RX
- **Mesures de CDA** avec une chambre PTW 23342
→ *Établir la signature énergétique de chaque faisceau*

2

Reproduire les faisceaux au LNHB

- **Générateur RX 160 kV** (anode W) : ajustement des filtres pour reproduire spectres et CDA
- **Double validation** : spectrale (γ -index), CDA
→ *Disposer au LNHB de faisceaux identiques aux conditions cliniques pour l'étalonnage de dosimètres*

3

Étalonner une chambre d'ionisation de transfert

- Analyse de la variation de N_k d'une chambre d'ionisation Radcal 10X6-6M en fonction de la CDA et de la filtration
- Détermination des *kerma* de référence pour la bibliothèque de faisceaux cliniques reproduits au LNHB
→ *Raccorder les faisceaux cliniques à la référence nationale en termes de kerma dans l'air*

4

Evaluer les performances de la chaîne de traçabilité

- Chaîne directement traçable vs chaîne multimètre
- Confrontation des modèles de Dance et TG282 (via BreastAGD282 en mode *None*)

◀ Montage expérimental pour l'acquisition des spectres d'émission des rayons X du mammographe de l'HEGP

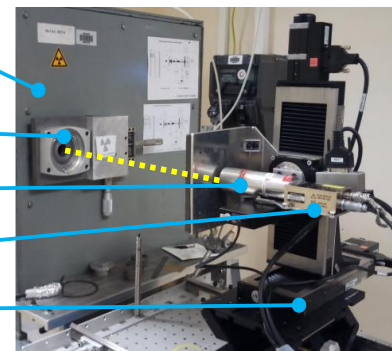
Générateur RX BE

Filtre Ag, Al ou Rh

Collimateur W

Détecteur CdTe

Banc de positionnement motorisé



◀ Dispositif expérimental utilisé pour les mesures de CDA des faisceaux reproduits au LNHB

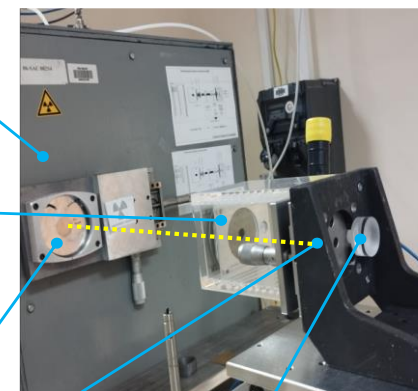
Générateur RX BE

Porte-écran collimaté

Filtre Ag, Al ou Rh

Détecteur PTW 23342

Bouchon en PMMA simulant le bloc imageur du mammographe de l'HEGP



Mise en œuvre d'une chaîne de traçabilité métrologique

Protocole opératoire

1

Caractériser les faisceaux cliniques de l'HEGP

- **Spectrométrie CdTe** : acquisition et correction algorithmique des spectres d'émission des RX
- **Mesures de CDA** avec une chambre d'ionisation PTW 23342
→ *Établir la signature énergétique de chaque faisceau*

2

Reproduire les faisceaux au LNHB

- **Générateur RX 160 kV** (anode W) ; ajustement des filtres pour reproduire spectres et CDA
- **Double validation** : spectrale (γ -index), CDA
→ *Disposer au LNHB de faisceaux identiques aux conditions cliniques pour l'étalonnage de dosimètres*

3

Étalonner une chambre d'ionisation de transfert

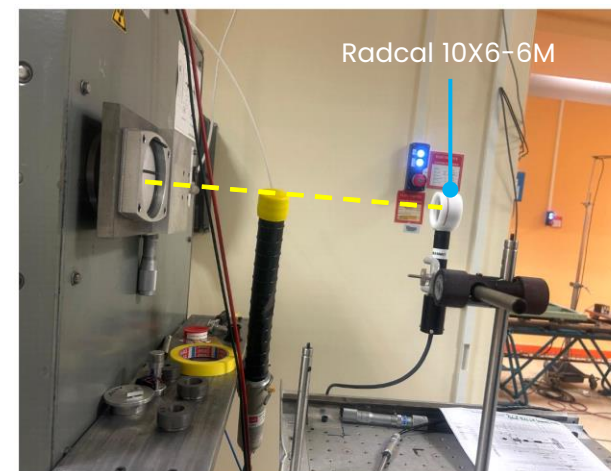
- Analyse de la variation de N_k d'une chambre d'ionisation Radcal 10X6-6M en fonction de la CDA et de la filtration
- Détermination des *kerma* de référence pour la bibliothèque de faisceaux cliniques reproduits au LNHB
→ *Raccorder les faisceaux cliniques à la référence nationale en termes de kerma dans l'air*

4

Evaluer les performances de la chaîne de traçabilité

- Chaîne directement traçable vs chaîne multimètre
- Confrontation des modèles de Dance et TG282 (via BreastAGD282 en mode *None*)

Dispositif expérimental utilisé pour la mesure des coefficients d'étalonnage du dosimètre de transfert Radcal 10X6-6M



Mise en œuvre d'une chaîne de traçabilité métrologique

Protocole opératoire

1

Caractériser les faisceaux cliniques de l'HEGP

- **Spectrométrie CdTe** : acquisition et correction algorithmique des spectres d'émission des RX
- **Mesures de CDA** avec une chambre d'ionisation PTW 23342
→ *Établir la signature énergétique de chaque faisceau*

2

Reproduire les faisceaux au LNHB

- **Générateur RX 160 kV** (anode W) ; ajustement des filtres pour reproduire spectres et CDA
- **Double validation** : spectrale (γ -index), CDA
→ *Disposer au LNHB de faisceaux identiques aux conditions cliniques pour l'étalonnage de dosimètres*

3

Étalonner une chambre d'ionisation de transfert

- Analyse de la variation de N_k d'une chambre d'ionisation Radcal 10X6-6M en fonction de la CDA et de la filtration
- Détermination des *kerma* de référence pour la bibliothèque de faisceaux cliniques reproduits au LNHB
→ *Raccorder les faisceaux cliniques à la référence nationale en termes de kerma dans l'air*

4

Evaluer les performances de la chaîne de traçabilité

- Chaîne directement traçable vs chaîne multimètre
- Confrontation des modèles de Dance et TG282 (via BreastAGD282 en mode *None*)

Chaîne traçable LNHB (TC) et chaîne non spécifique (NTC)

Chaîne directement traçable



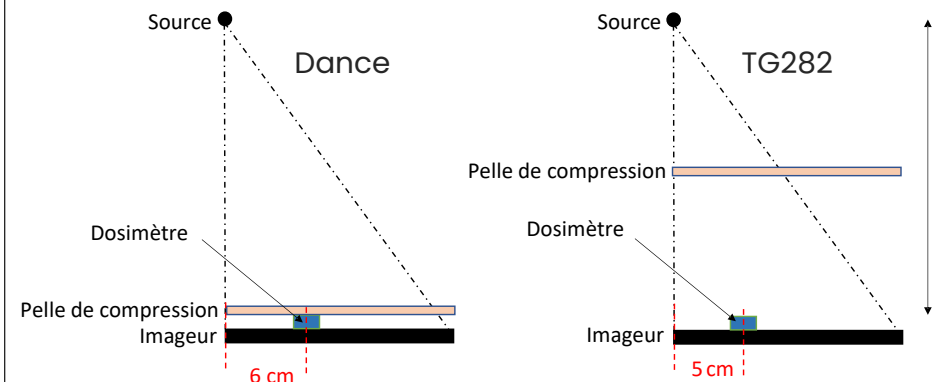
Dosimètre Radcal 10X6-6M étalonné dans les faisceaux cliniques reproduits au LNHB

Chaîne multimètre



Dosimètre Raysafe X2 MAM étalonné dans des faisceaux normalisés (NF EN 61267) auprès de LEA

Géométrie de mesure du K_a selon les formalismes de Dance et TG282



Reproduction des faisceaux au LNHB

Résultats

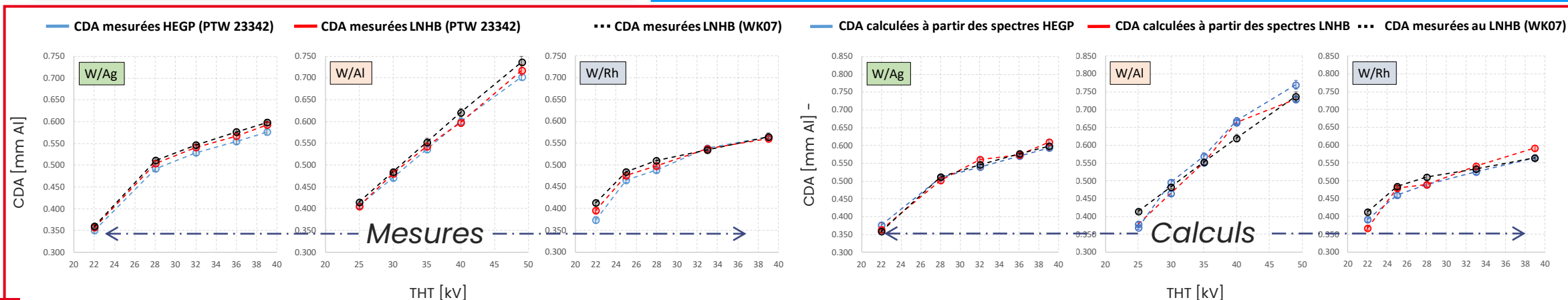
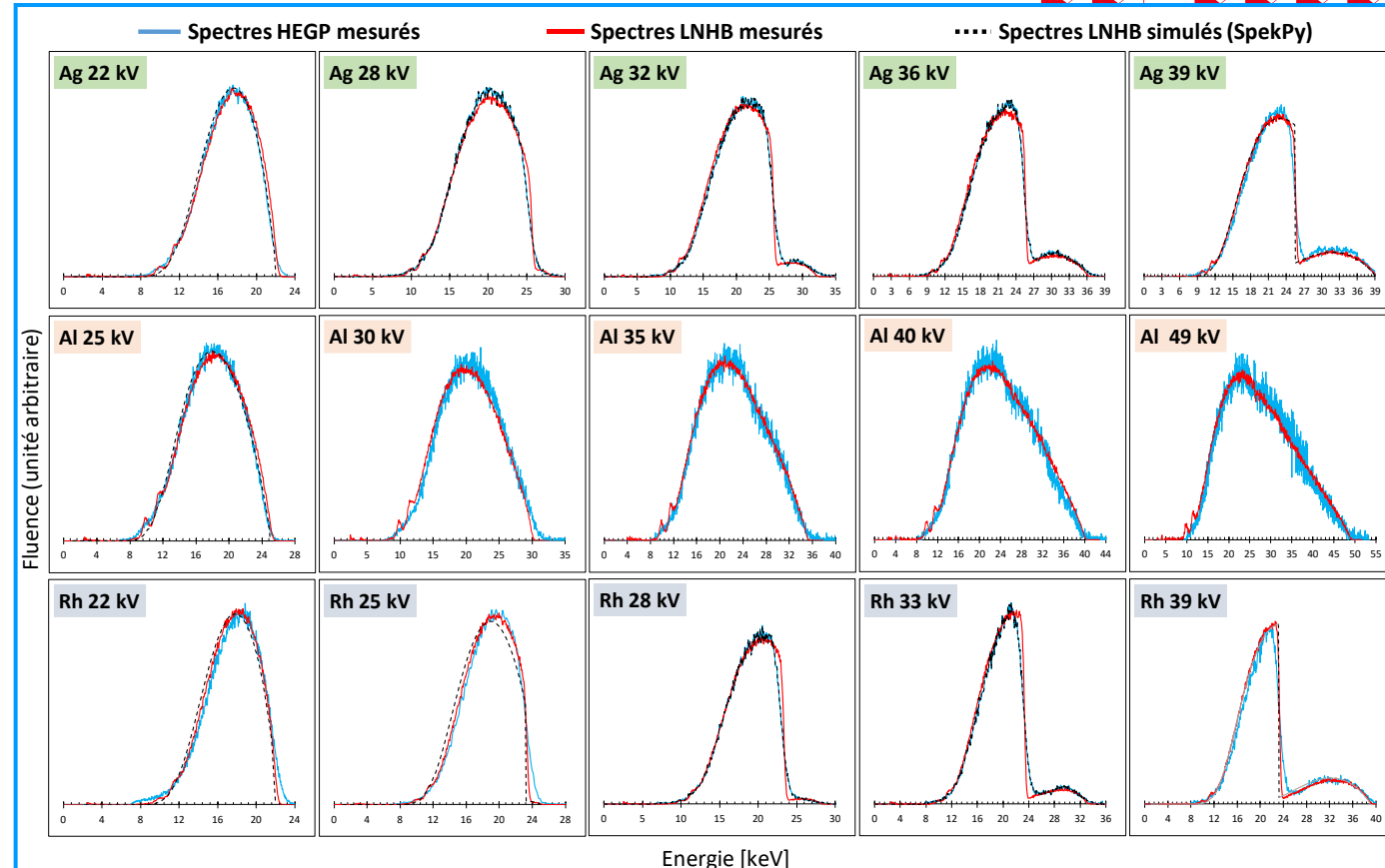
Accord spectral :

- **HEGP ↔ LNHB : excellent accord global**, avec un taux de passage du γ -index ($\Delta\Phi = 2\%$, $\Delta E = 1\text{ keV}$) $> 95\%$ sur les 15 faisceaux
- **LNHB ↔ SpekPy** : W/Al concordance directe ; W/Ag et W/Rh ajustements mineurs (+10 μm Rh, +15 μm Al)

Accord CDA :

- CDA mesurées :
 - **LNHB/HEGP (PTW)** : écarts $< 3\%$ (Ag et Al) ; Rh-22kV +5,9 %
 - PTW vs WK07 (LNHB) : écarts $< 4\%$ sauf Rh-22 kV (+10,4 %)
- CDA calculées :
 - LNHB (NIST) en bon accord avec WK07 : $< 5\%$ (sauf BT)
 - HEGP : écarts plus marqués (Al-25 kV -10,8 % ; Rh-22 kV -11,1 %)

→ *Excellente reproduction des faisceaux cliniques au LNHB*



Caractérisation des faisceaux cliniques de l'HEGP

Résultats

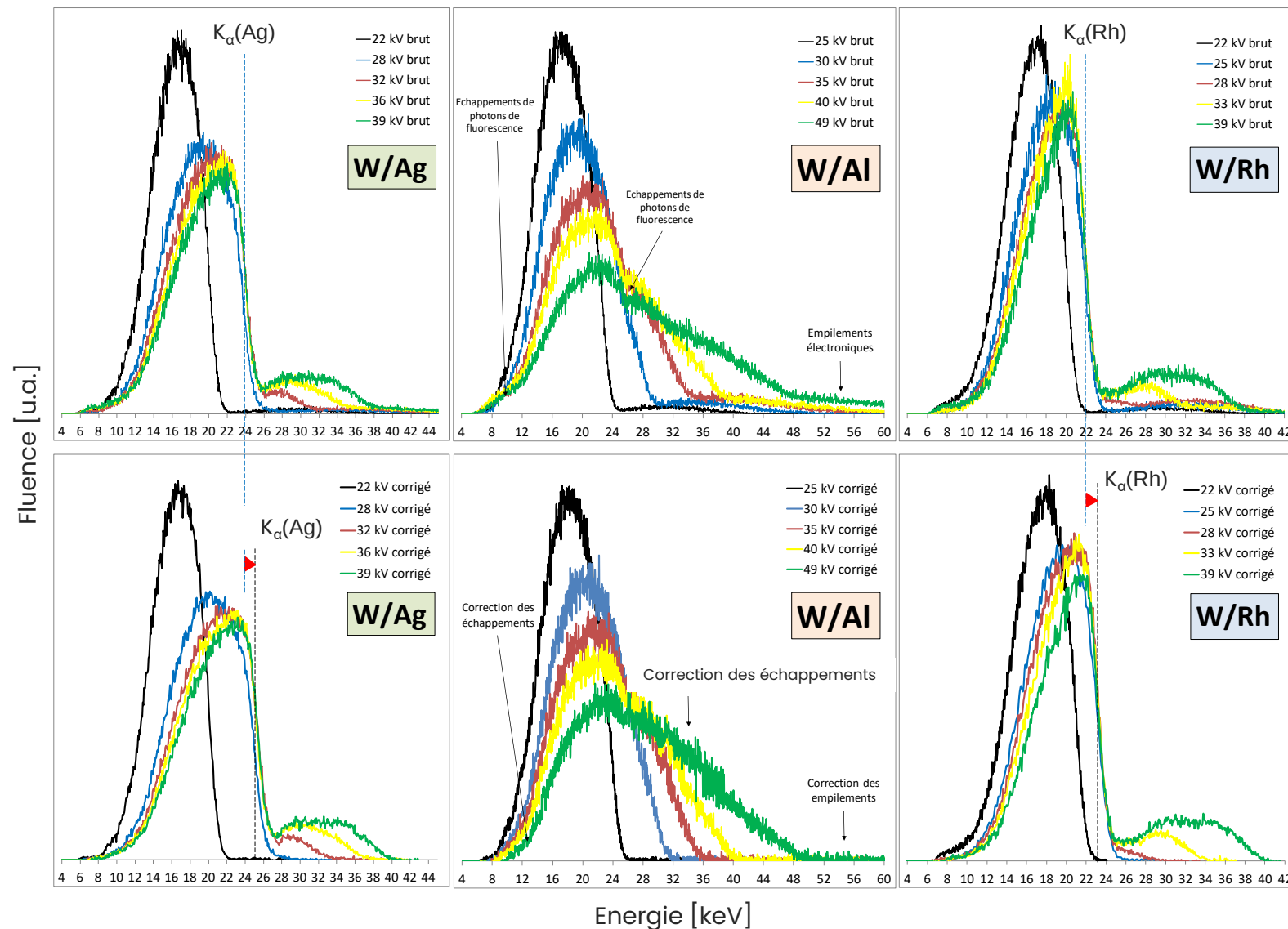
Spectres bruts (*haut*) :

- **Empilements électroniques :** superposition de signaux assimilés à des photons de haute énergie → *augmentation artificielle du bruit de fond*
- **Echappements de photons de fluorescence :** pertes dues à la fuite de photons avant leur détection → *déficit de signal à haute énergie et surestimation à basse énergie*

Spectres nets (*bas*) :

- **Algorithmes de correction développés au LNHB**
- Recalage en énergie sur les fronts d'absorption $K\alpha(\text{Ag})$ et $K\alpha(\text{Rh})$

→ *Obtention des spectres réellement émis par le générateur RX du mammographe de l'HEGP*



Spectres bruts

Spectres corrigés

Etalonnage d'une chambre d'ionisation de transfert

Résultats

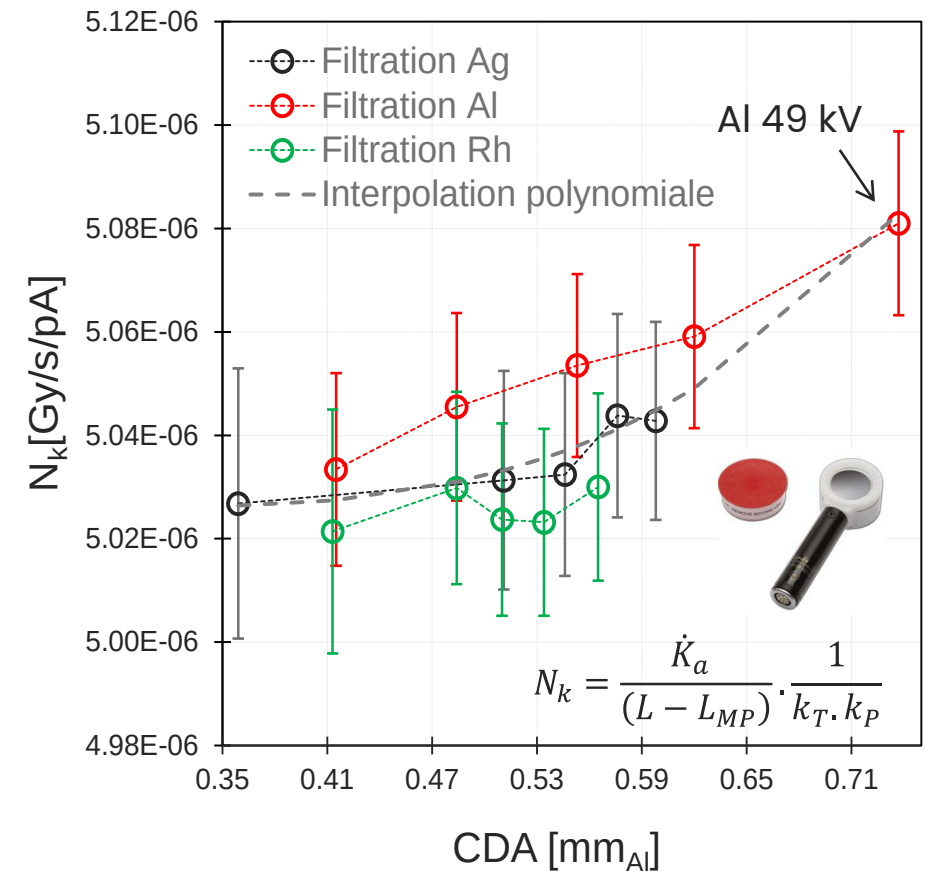
Résultats

- **Variation de N_k avec la CDA**
 - Augmentation monotone $\approx 2\%$ sur la plage 0,35-0,72 mm Al
 - Incertitudes faibles : 0,6 à 1,0 % ($k=2$)
- **Dépendance à la filtration**
Très faible : écarts Ag/Al/Rh $\leq 0,5\%$ pour une même CDA
- **Impact des écarts de CDA sur N_k**
Très faible : $\Delta N_k < 0,1\%$, max 0,24 % (Al-49 kV)

Conclusion

La CDA est une variable d'interpolation pertinente pour estimer le coefficient d'étalonnage quel que soit le faisceau incident en mammographie

Variation du coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation Radcal 10X6-6M en fonction de la CDA du faisceau



Evaluation dosimétrique comparée d'un CQ selon la chaîne de mesure

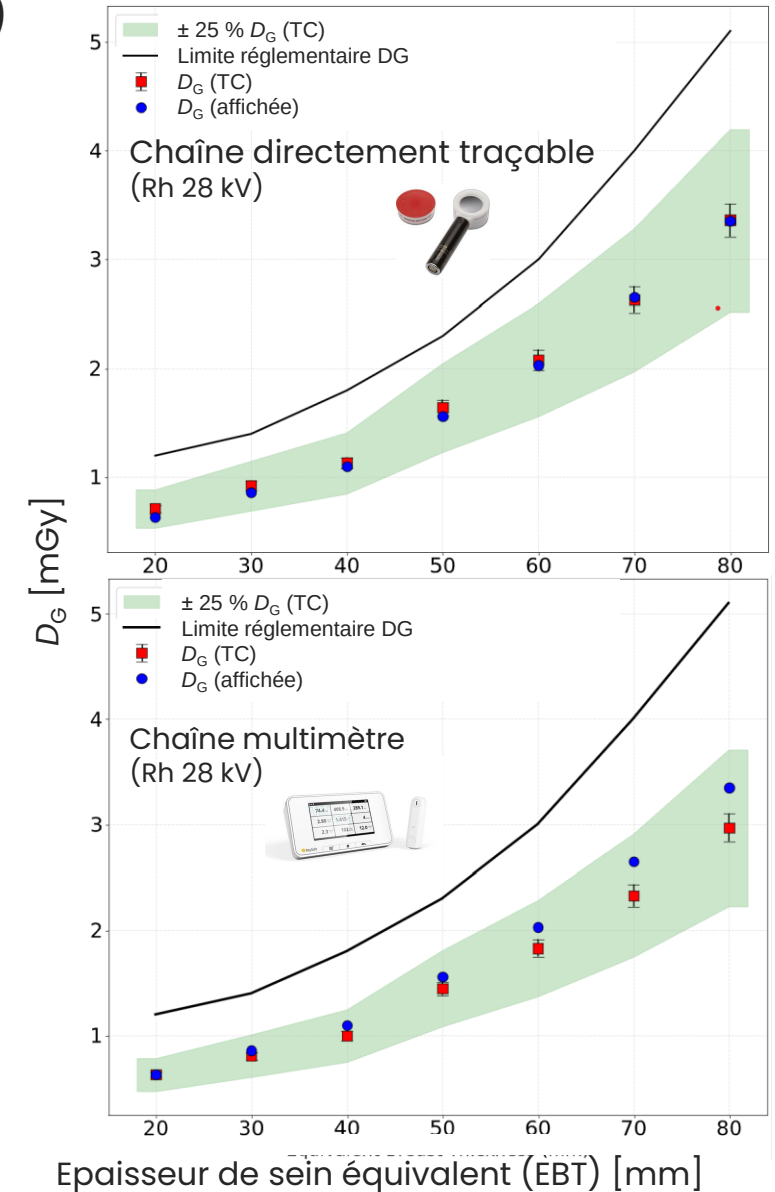
Résultats (chaîne directement traçable vs chaîne multimètre)

Résultats

- **Kerma dans l'air** : écart systématique de ~ 11 % entre les 2 chaînes
- **Conformité D_G** : résultats dans le domaine de tolérance ± 25 %
- **Biais d'estimation D_G** :
 - Chaîne directement traçable : $D_G^{aff} < D_G^{mes}$ (jusqu'à +10,5 % pour seins fins)
 - Chaîne multimètre : $D_G^{aff} > D_G^{mes}$ (jusqu'à -18,8 % pour seins épais)
- **Incertitudes** : meilleure précision de la chaîne directement traçable (5,6 % contre 8,5 %, $k = 2$)

Conclusions

- **Limite du capteur multimètre** : sous-estimation systématique de la dose (coefficient d'étalonnage ?), pouvant masquer une surexposition lors des CQ.
- Evaluation précise de l'algorithme du Mammographe
- **Recommandation** : privilégier une dosimétrie à étalonnage spécifique pour garantir une évaluation précise, fiable et pérenne de la dose glandulaire moyenne



Impact du formalisme dosimétrique sur l'estimation de la dose

Résultats (modèle Dance vs protocole TG 282)

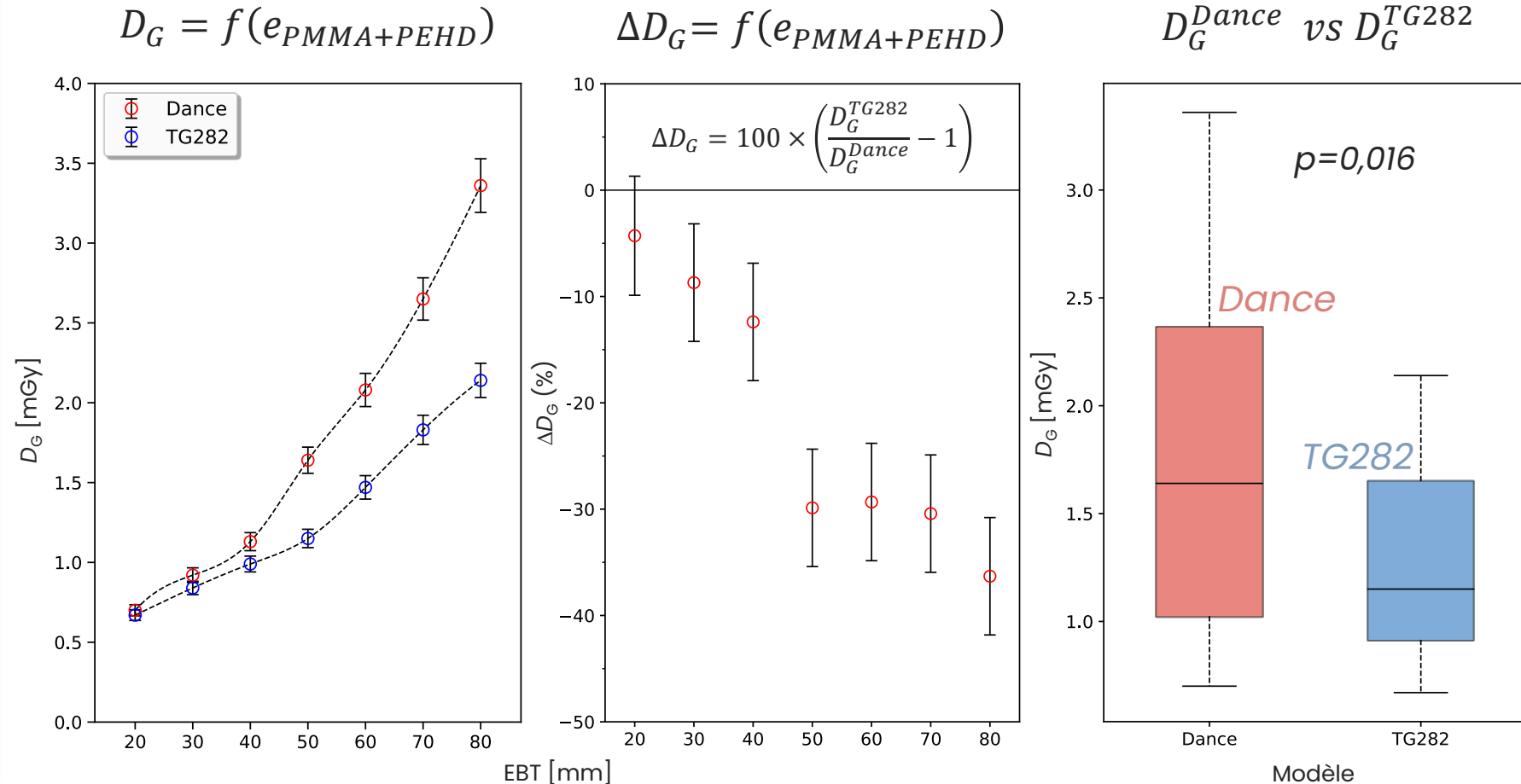
Résultats

- Le protocole TG282 génère des valeurs de D_G systématiquement inférieures à celles du modèle de Dance
- Creusement des écarts relatifs avec l'épaisseur : de -4 % (20 mm) jusqu'à -36 % (80 mm)
- Différence statistiquement significative entre les deux formalismes (test de Wilcoxon, $p < 0,05$)

Conclusions

- L'estimation de la D_G est fortement tributaire du modèle de conversion retenu
- Le TG282 constitue une avancée vers une dosimétrie s'appuyant sur des modèles anatomiques plus réalistes

Faisceau Rh 28 kV



Conclusion et perspectives

- **Mise en œuvre d'une chaîne métrologique complète du K_a** pour l'évaluation de la D_G :
 - Mise en évidence d'un **biais systématique** (~11 %) sur le K_a par rapport à une chaîne de mesure standard (capteur semi-conducteur, type Raysafe X2 MAM)
 - **Sous-estimation** avérée de la D_G par la chaîne de mesure multimètre pour les fortes épaisseurs de sein, avec risque de masquage de dérives
 - **Diminution** de la D_G jusqu'à 36 % avec le protocole TG282 (par rapport au modèle de Dance)
- Généralisation nécessaire des résultats avec d'autres types de dosimètres et d'autres modèles de mammographes