



list
cea tech

DOSIMÉTRIE APPLIQUÉES À LA RADIOPROTECTION RÉFÉRENCE ET TRAÇABILITÉ

Inauguration ATRON / 4 avril 2018 | Bordy Jean-Marc



LABORATOIRE
NATIONAL
DE MÉTROLOGIE
ET D'ESSAIS



université
PARIS-SACLAY

Objectif pour la radioprotection

Vérifier le respect des limites d'exposition

Traçabilité

Base du SI en dosimétrie externe – en particulier pour la radioprotection

Etalonnage

Incertitude

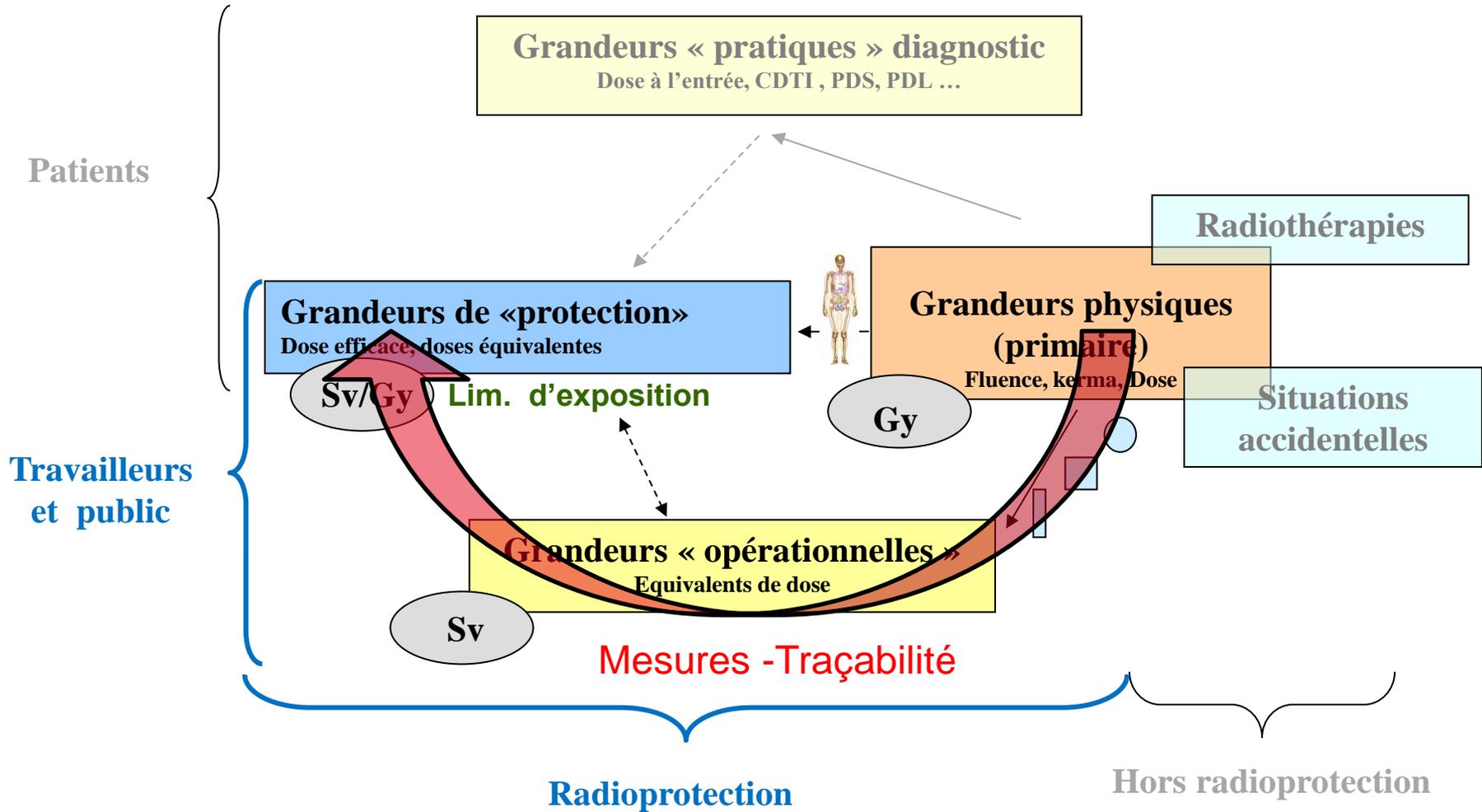
Systèmes de mesure « absolue / primaire »

Chambres d'ionisation (cavité)



Principes \Rightarrow Acteurs \Rightarrow Techniques de mesure

GRANDEURS UTILISÉES POUR LA DOSIMÉTRIE EXTERNE



Grandeurs physiques/primaires (« primary quantities » en anglais) :
établissement et comparaison des références nationales des différents pays. Toutes les autres catégories de grandeurs doivent leurs êtres « traçables », par le calcul et/ou l'étalonnage.

les grandeurs de protections (« protection quantities » en anglais) :
pour quantifier le risque d'effet stochastique de l'exposition aux rayonnement, établir des limites d'expositions des travailleurs et du public et vérifier leur respect dans le cadre de la radioprotection, définies par la CIPR, $E = H_T w_T = D_{T,R} w_R w_T$

les grandeurs opérationnelles (« operational quantities » en anglais) :
pour mesurer l'exposition des travailleurs et du public aux rayonnements ionisants, développées par l'ICRU. $H = D Q ; H = h K$ (*photons*)

les grandeurs pratiques (« practical quantities » en anglais) :
pour mesurer et optimiser l'exposition des patients subissant des examens diagnostics et la comparer aux niveaux de références en diagnostic définis pour chaque type d'examen,

Afin de compléter le panorama des grandeurs utilisées, nous devons ajouter celles relatives aux fortes doses rencontrées dans le cadre des expositions accidentelles et de la radiothérapie pour lesquelles une dénomination globale n'est, en générale, pas arrêtée ; peut être du fait de la similitude avec les grandeurs primaires et de la spécificité des applications.

SCHÉMA DE PRINCIPE DE LA TRAÇABILITÉ POUR LA RADIOPROTECTION

Grandeur Physique / Primaire - kerma (dose)

↓
Grandeurs Opérationnelles (équivalents de dose H)

↓
Dosimètre(s) ayant satisfait aux tests de type

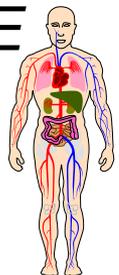
↓
Etalonnage en termes de d'équivalents de dose H

↓
Dosimètre utilisé/porté selon spécifications
des recommandations internationales

↓
Mesure les équivalents de dose dans les installations

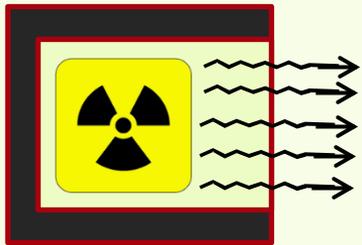
↓
Estimation des grandeurs de protection H_{peau} , $H_{\text{cristallin}}$, E

↓
Vérification du respect des limites d'exposition

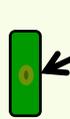


Définition Vocabulaire International de Métrologie 3 : [téléchargeable sur le site du BIPM](#)

Opération qui, dans des conditions spécifiées, établit **dans une première étape** une relation entre les valeurs et les incertitudes de mesure associées qui sont fournies par des étalons et les indications correspondantes avec les incertitudes associées, puis utilise **dans une seconde étape** cette information pour établir une relation permettant d'obtenir un résultat de mesure à partir d'une indication.



Pt de mesure = Pt de référence du dosimètre



Dosimètre

$$I_{\text{cor}} = (I_{\text{brut}} - MP) \pi_j k_j$$

Réalisation
expérimentale

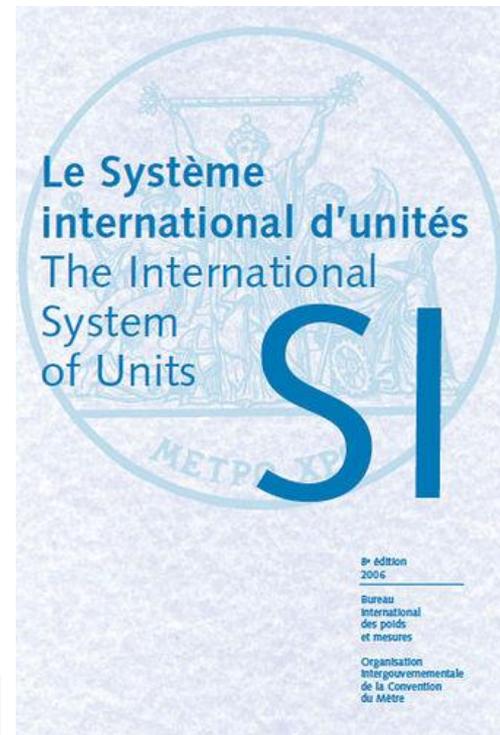
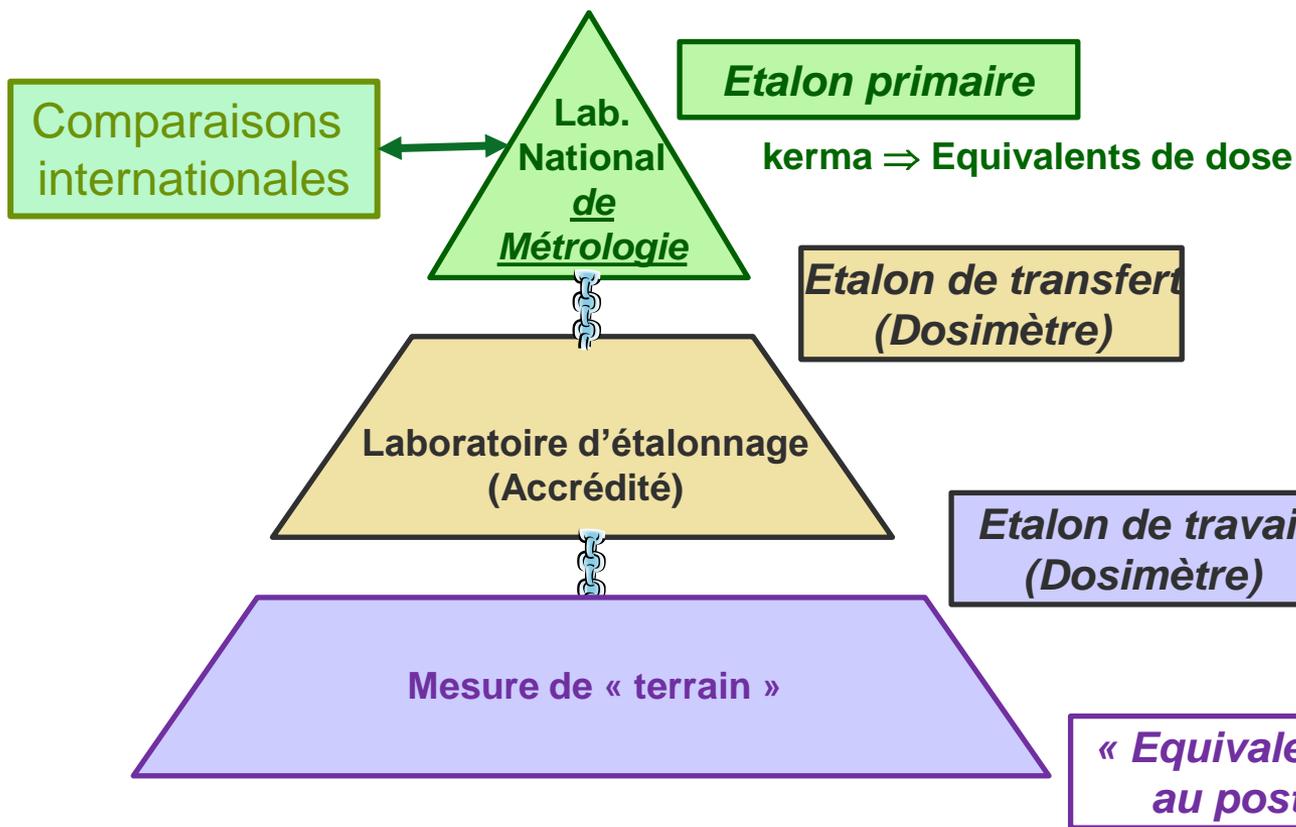
Etablissement de la « relation d'étalonnage » en termes d'équivalent de dose

$$1 \quad N_H = \frac{H_{\text{ref}}}{I_{\text{cor}}} \pm U(N_H)$$

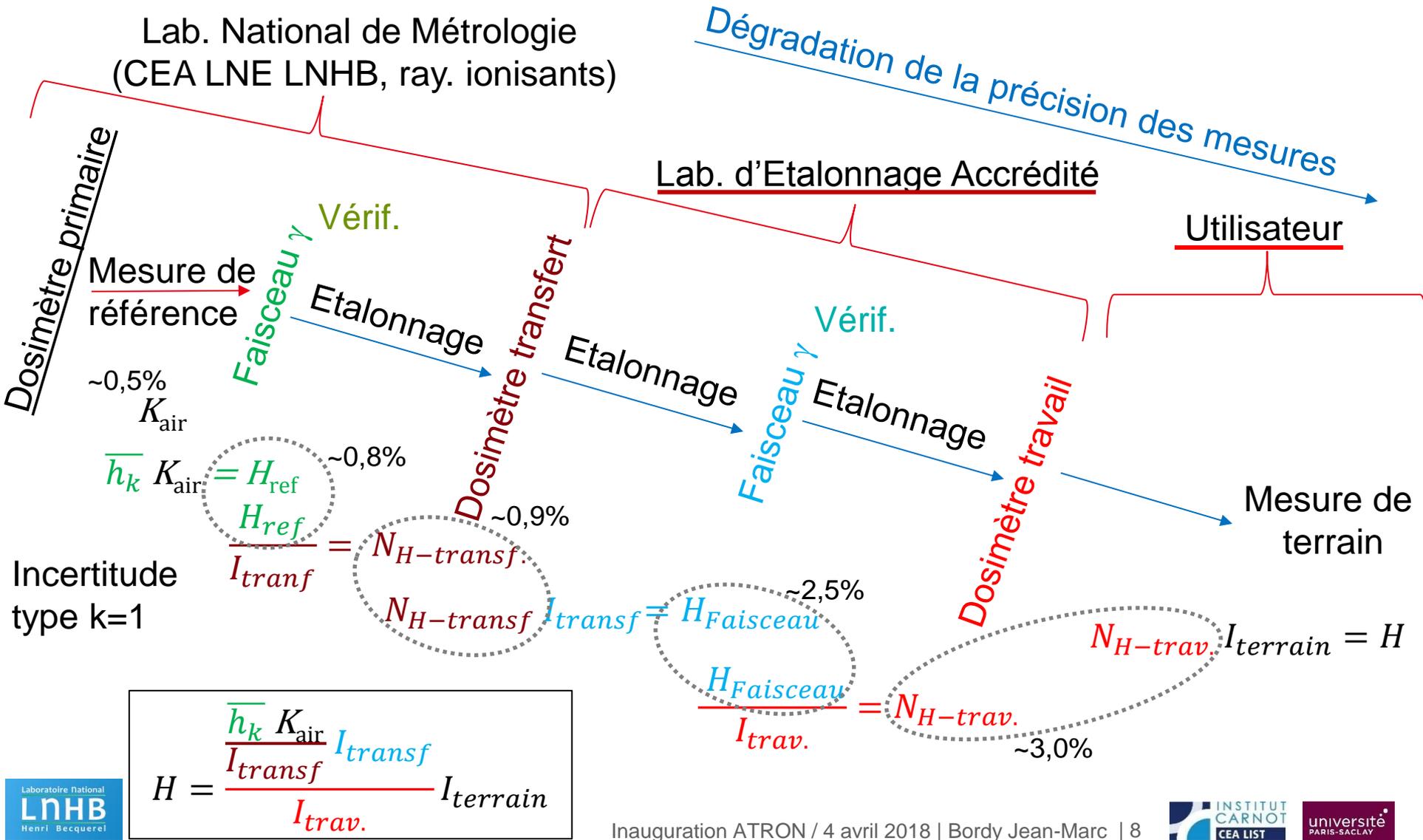
$$H_{\text{terrain}} = N_H I_{\text{terrain}} \pm U(H)$$

2

SCHÉMA GÉNÉRAL DE TRAÇABILITÉ MÉTROLOGIQUE DES ÉQUIVALENTS DE DOSE, *H*



TRAÇABILITÉ EN TERMES D'ÉQUIVALENT DE DOSE DE LA RÉFÉRENCE NATIONALE À LA MESURE SUR LE TERRAIN



TRAÇABILITÉ EN TERMES D'ÉQUIVALENT DE DOSE DE LA RÉFÉRENCE NATIONALE À LA MESURE SUR LE TERRAIN

Lab. National de Métrologie
(CEA LNE LNHB, ray. ionisants)

Dégradation de la précision des mesures

Lab. d'Etalonnage Accrédité

Utilisateur

Dosimètre primaire

Mesure de référence

$$\overline{h_k} K_{air} = N_{Mon-ref} I_{mon-ref}$$

Monit. faisceau RX

Vérif.

~0,8%

Etalonnage

Dosimètre transfert

Etalonnage

~0,9%

Monit. faisceau RX

Vérif.

Etalonnage

~3,0%

Dosimètre travail

Mesure de terrain

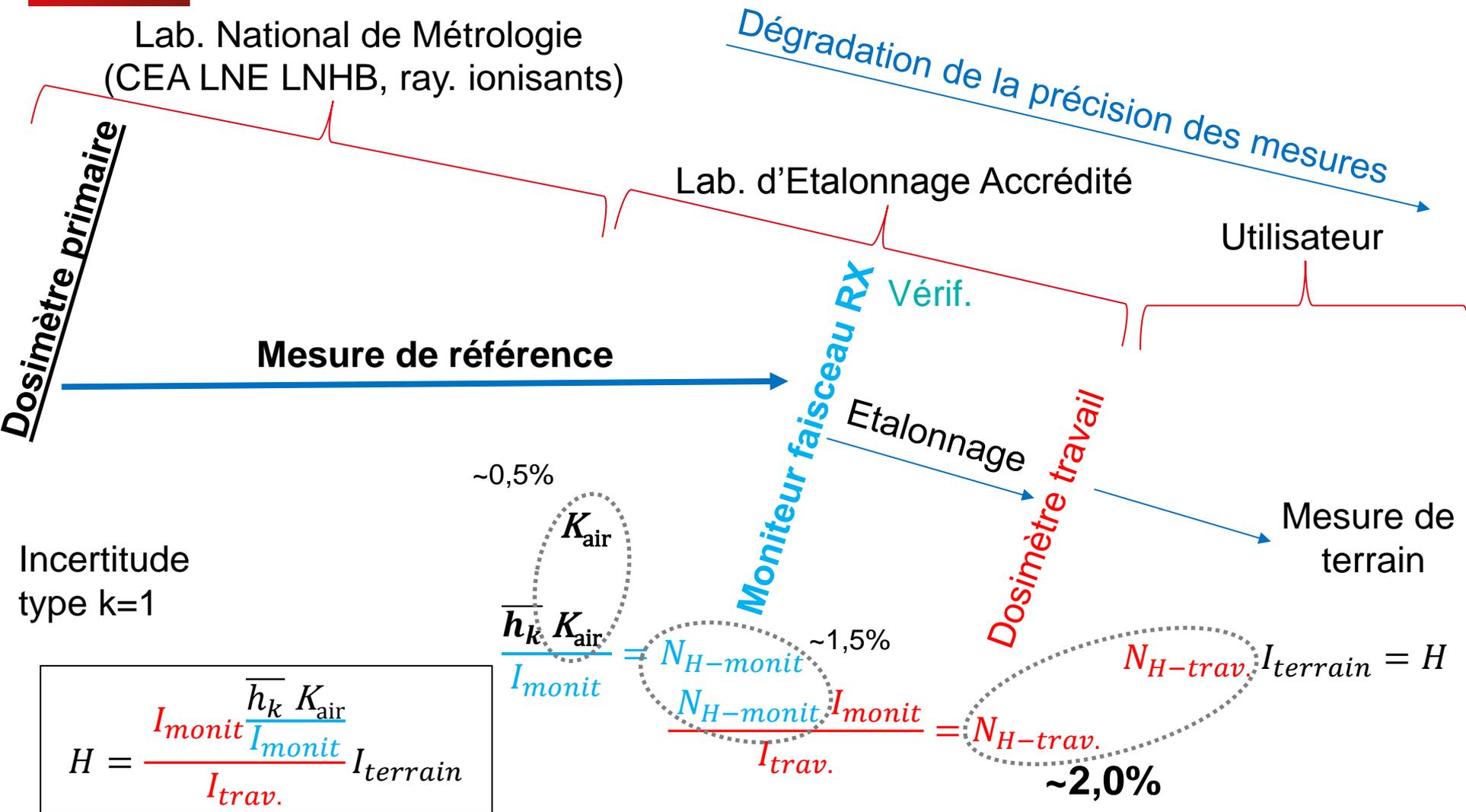
Incertitude type k=1

$$H = \frac{I_{mon}}{I_{trav.}} \frac{I_{transf.}}{I_{mon}} \frac{I_{Mon-ref} \overline{h_k} K_{air}}{I_{mon-ref}} I_{terrain} = H$$

$$\frac{N_{H-mon} I_{monit}}{I_{trav.}} = N_{H-trav.} I_{terrain} = H$$

~4,0%

TRAÇABILITÉ EN TERMES D'ÉQUIVALENT DE DOSE DE LA RÉFÉRENCE NATIONALE À LA MESURE SUR LE TERRAIN



Le coefficient d'étalonnage, N , n'est strictement valable que pour une « qualité » de ray. (énergie, angle) donnée

Utilisation possible dans d'autres champs de rayonnements si coefficient/fonction d'étalonnage du dosimètre permet le respect des critères du **test de type**

Test de type

- *Energie du rayonnement (photons)*
- *Angle d'incidence du rayonnement*
- *Linéarité (Gamme de mesure, Seuil de sensibilité)*
- *.../...*
- *Alarme*
- *Influence conditions externes (\vec{B} , \vec{E} , hygrométrie, θ , pression, choc ...)*
- *.../...*

Critère réponse en fonction de l'Energie (80 keV à 1,33 MeV (10 MeV)) & de l'Angle (0° à 90°)

- Réponse relative -29% à +67% *
- **Critère linéarité (ex. 1 μ Sv à 10 mSv (10 Sv/h))**
 - Réponse relative -15% à +22% *



*Il s'agit ici d'erreur (évaluée avec un niveau de confiance de 95% k=2)
pas d'incertitude type (k=1)*

L'amélioration de la précision permet de mieux statuer
sur le respect des spécifications de l'appareil

* Norme NF EN 60846-1 – mars 2015 – instrumentation pour la radioprotection – instrument pour la mesure et/ou la surveillance de l'équivalent de dose (ou débit d'équivalent de dose) ambiant et/ou directionnel pour les rayonnements bêta, X et gamma.

**Nous avons donc une traçabilité
précise à une valeur de référence**

**D'où vient et comment est établie
cette référence**

RÉFÉRENCE NATIONALE EN TERMES DE KERMA DANS L'AIR ET D'ÉQUIVALENT DE DOSE

Le kerma (Kinetic Energy Released per unit MAss) est moyenne de l'énergie cinétique transférée aux particules chargées par les rayonnements neutres dans un volume dV de masse dm divisée par cette masse. ($Gy = J/kg$)

En fait on utilise un appareil dit « primaire » qui mesure directement sans étalonnage le kerma (**chambre d'ionisation**)

L'équivalent de dose ($Sv = J/kg$) se déduit du kerma selon :
$$H = \int_E h_{k,E} \cdot K(E) dE$$

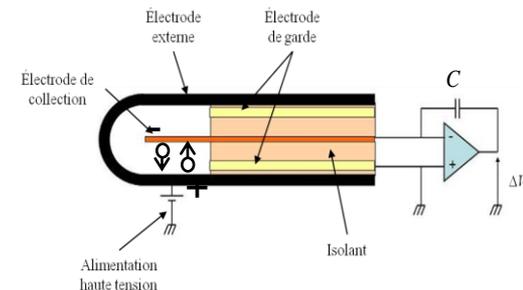
kerma dans l'air ; Equivalent de dose dans le tissu

- Le détecteur ne doit pas perturber les champs de rayonnements primaire (photons) et secondaire (électrons).

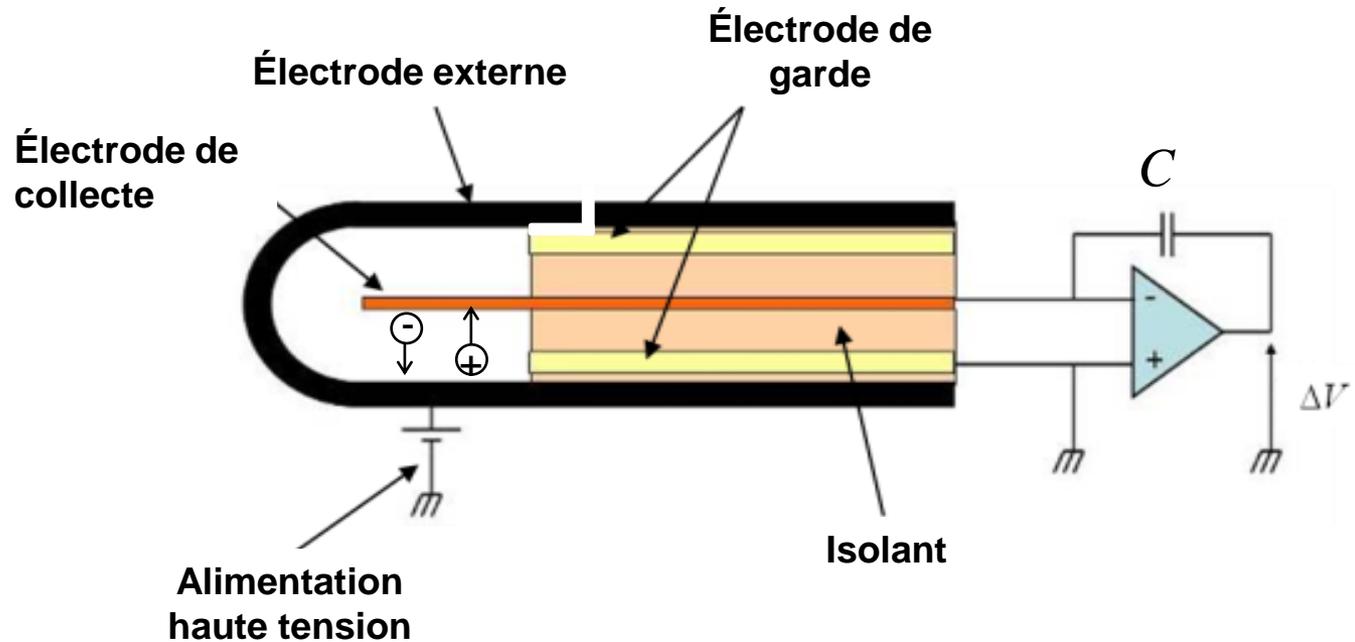
Milieu de détection *identique* au milieu dans lequel on mesure K (*air*)
(*identique* : composition et masse volumique)

des parois *identiques* à l'air (cavité de Bragg-Gray)

Chambre d'ionisation à cavité ouverte



Généralité sur les chambres d'ionisation



Charges collectées

$$Q_{coll} = C \cdot \Delta V$$

UTILISATION DE LA CHAMBRE D'IONISATION POUR LA MESURE PRIMAIRE (CORRECTION DE LA MESURE BRUTE)

➤ Détermination des charges/courant produit(es) au sein de la cavité et dans des conditions de référence

- Effet des conditions atmosphériques : k_{TpH} (température, pression, humidité)

$$k_{TpH} = 0,997 \frac{(273,15 + \theta)}{293,15} \frac{1013,25}{p}$$

- Effet de la polarité de la tension appliquée : k_{pol}

Asymétrie de collection des charges selon le signe de la tension de polarisation

$$k_{pol} = \frac{||I_+| + |I_-||}{2 \cdot |I_+|}$$

- Effet de la tension de polarisation appliquée: k_s
 - Prise en compte de la recombinaison de charges
 - Non prise en compte de la multiplication

$$k_s = \frac{I_\infty}{I_0} = 1 + \frac{\frac{I_0}{I_1} - 1}{\left(\frac{V_0}{V_1}\right)^n - \frac{I_0}{I_1}}$$

- Mouvement propre: MP

Indication obtenue en l'absence d'irradiation

$$Q_{corr} = (Q_{coll} - MP) \cdot k_{TpH} \cdot k_{pol} \cdot k_s$$

UTILISATION DE LA CHAMBRE D'IONISATION POUR LA MESURE PRIMAIRE (CORRECTION DE LA MESURE BRUTE)

- Pour des épaisseurs importantes des parois d'une chambre d'ionisation,

il faut tenir compte de l'atténuation des RX dans les parois, k_{wall}

- Il n'existe pas de matériaux réellement équivalent air (graphite)

il faut donc ajouter un facteur de correction de **l'énergie dissipée par les électrons** dans chaque milieu en fonction de leur composition et de leur densité :

C'est le rapport des **pouvoirs d'arrêt**

$$\left(\frac{S}{\rho}\right)^{gr} / \left(\frac{S}{\rho}\right)^{air}$$

Le **spectre des électrons secondaires** dépend de la proportion d'effet photoélectrique, compton ou création de paire donc **des coef. d'interaction des photons** qui varient en fonction des matériaux. Un facteur de correction est nécessaire pour en tenir compte.

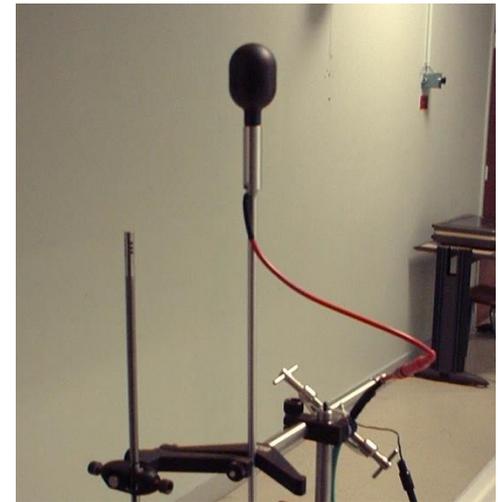
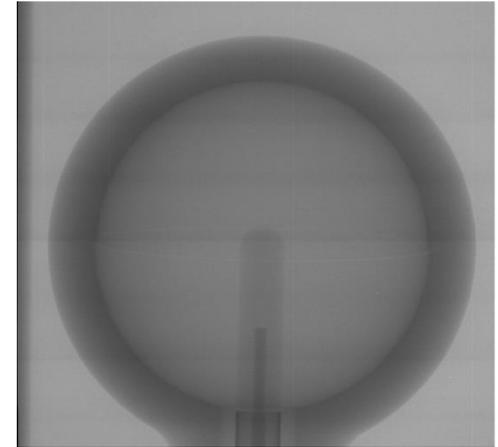
C'est le rapport **des coefficients d'absorption massique**

$$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)^{air} / \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)^{gr}$$

UTILISATION DE LA CHAMBRE D'IONISATION POUR LA MESURE PRIMAIRE (CORRECTION DE LA MESURE BRUTE)

$$K_{air} = \underbrace{\frac{Q}{\rho V}}_{\text{Joules/kg}} \underbrace{\frac{W_{air}}{e}}_{\text{Ray. freinage}} \left(\frac{S}{\rho}\right)_{g,air} \underbrace{\frac{1}{\beta_g}}_{\text{Atténuation paroi}} \underbrace{k_{wall}}_{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{air,g}} \underbrace{\frac{1}{1-g_{air}}}_{\text{Passage } KD} \prod_i k_i$$

\overline{D}_{air} de la cavité venant des parois
 D_g Interface int. cavité
 $K_{c,g}$ Interface int. cavité
 $K_{c,g}$ dans la paroi
 $K_{c,air}$
 $K_{total,air}$

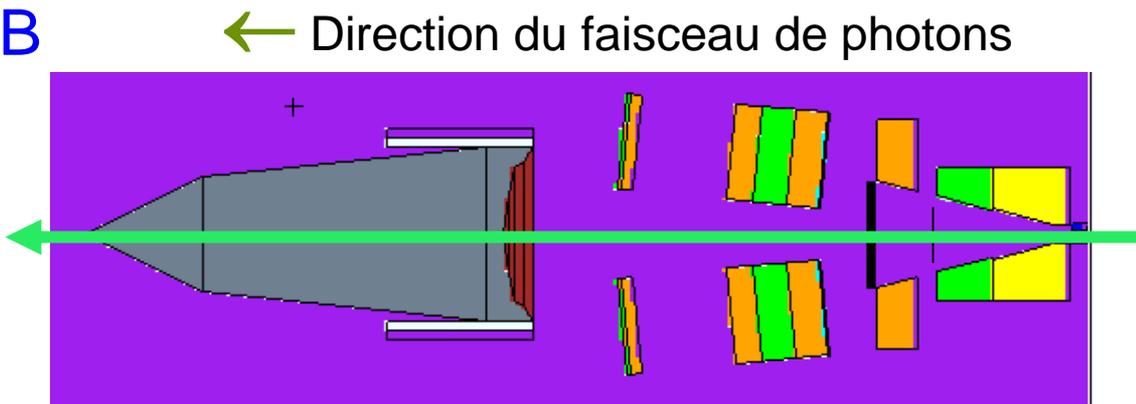


**Nous avons donc une référence en
termes de kerma dans l'air**

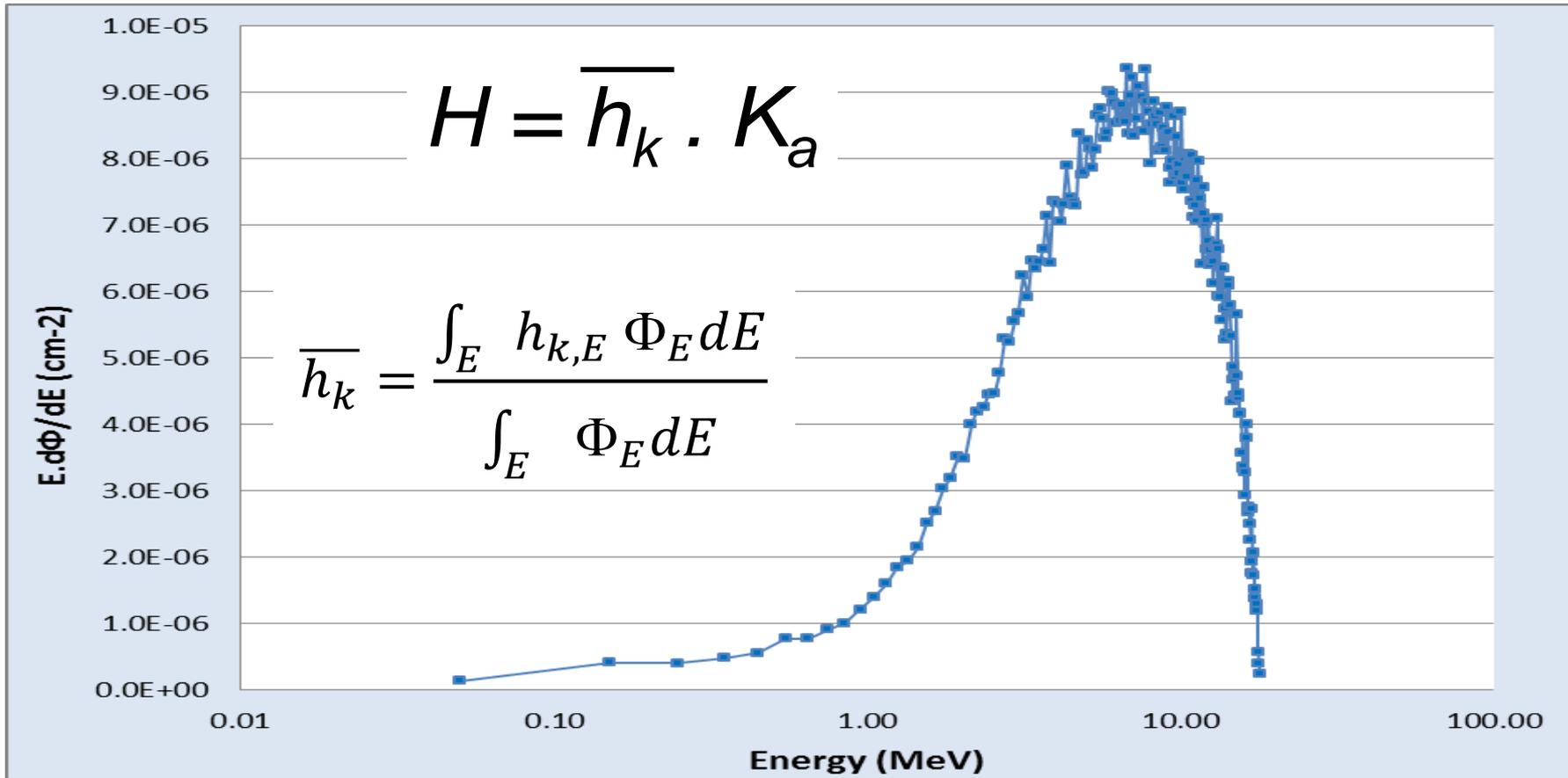
**Nous allons passer à l'équivalent de
dose dans le tissu**

CALCUL COEFFICIENT DE CONVERSION KERMA VERS ÉQUIVALENT DE DOSE

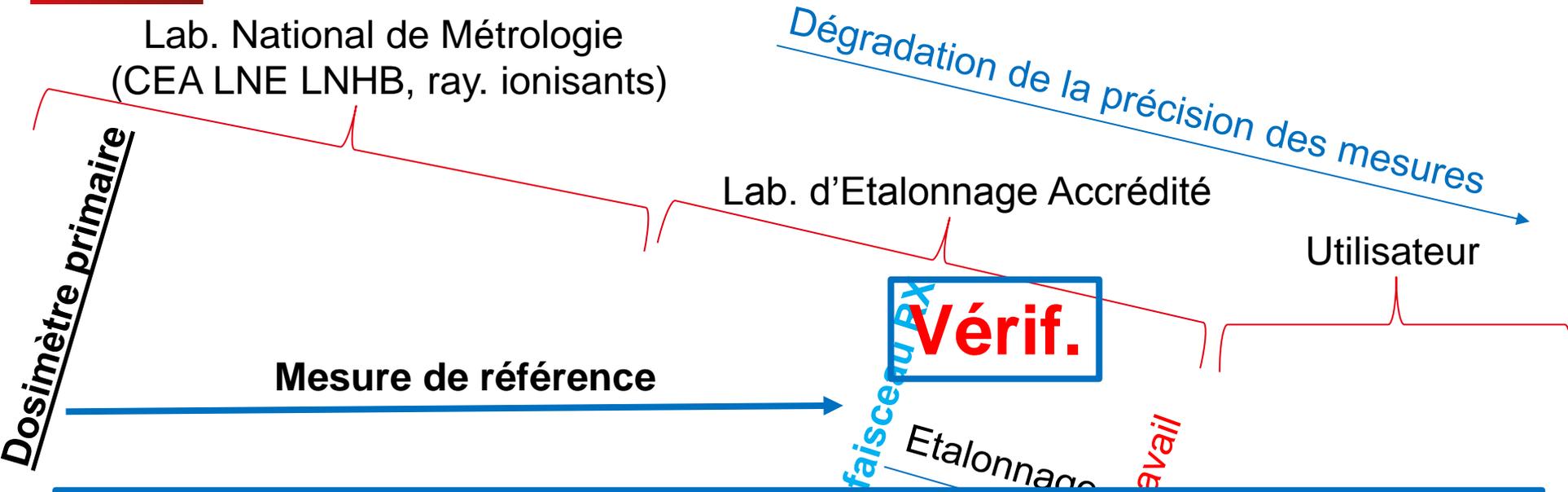
Exemple : champ de ray.
de haute énergie du LNHB



A partir d'un(e) mesure/calcul spectrométrique



PROCÉDURE DE VÉRIFICATION PÉRIODIQUE



- 1) Vérification périodique des moniteurs par à un étalon de transfert
- 2) Etalonnage périodique de l'étalon de transfert au LNHB

$$H = \frac{I_{terrain}}{I_{trav.}}$$

~2,0%

Rayons X

Traçabilité

Etalon de référence LNHB ; Etalon de transfert

Monitoring de l'intensité du faisceau

2 chambres d'ionisation 30cc
1 chambre d'ionisation à transmission
Etalon de contrôle
« chambre de Faraday »

Stabilité

Gamma

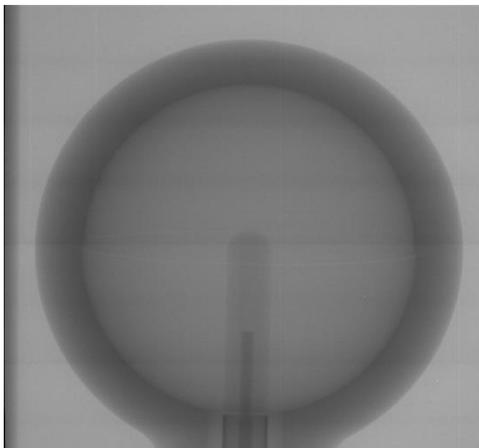
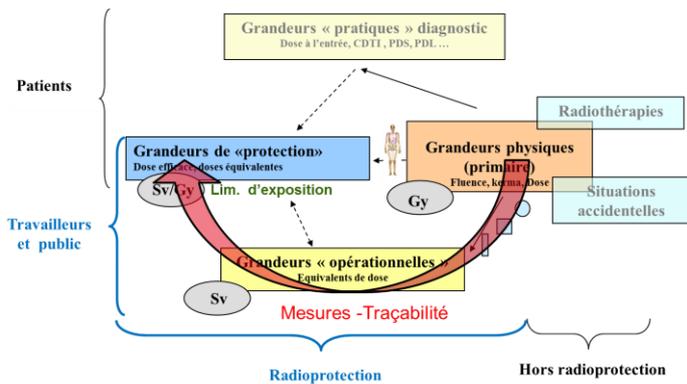
Traçabilité

Intensité du faisceau

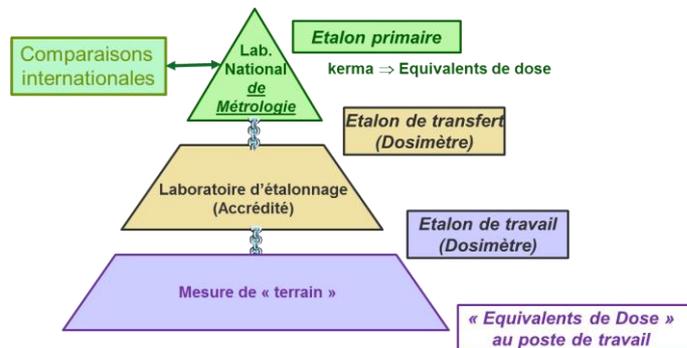
Distance à la source
Calcul de décroissance radioactive

Stabilité

Vérification périodique par rapport à l'étalon de transfert
Etalonnage périodique de l'étalon de transfert au LNHB



Je vous remercie pour votre attention



Commissariat à l'énergie atomique et aux énergies alternatives
 Institut List | CEA SACLAY NANO-INNOV | BAT. 861 – PC142
 91191 Gif-sur-Yvette Cedex - FRANCE
www-list.cea.fr

Établissement public à caractère industriel et commercial | RCS Paris B 775 685 019