



Problématiques de radioprotection (travailleur) en physique médicale

Nicolas ARBOR (nicolas.arbor@iphc.cnrs.fr)

Journées thématiques réseau semi-conducteurs IN2P3-IRFU

03/06/2022

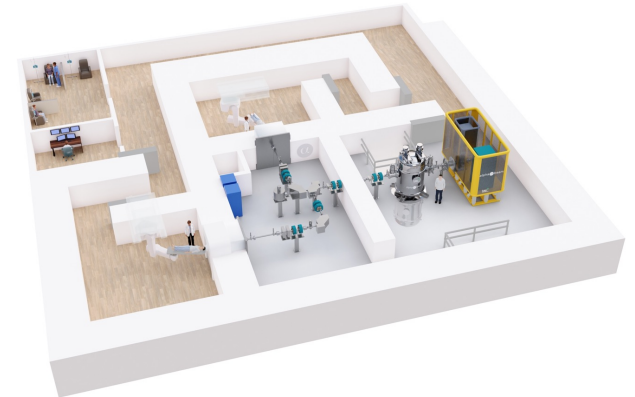
Introduction

- Enjeux actuels de la radioprotection des travailleurs
- Vers un nouveau paradigme dans le domaine médical ?
- Application à l'exposition du personnel en radiologie interventionnelle
- Application à la radioprotection neutron en radiothérapie (photons, hadrons)



Radioprotection des travailleurs (médical)

- Environ 400 000 travailleurs suivis en France, dont 230 000 dans le domaine médical
- Dose individuelle moyenne annuelle : 0.3 mSv (2000 avec une dose > 1 mSv)
- Multi-rayonnements : photons (gamma, RX), électrons, neutrons, ...



Dosimétrie des travailleurs

- Aspects réglementaires

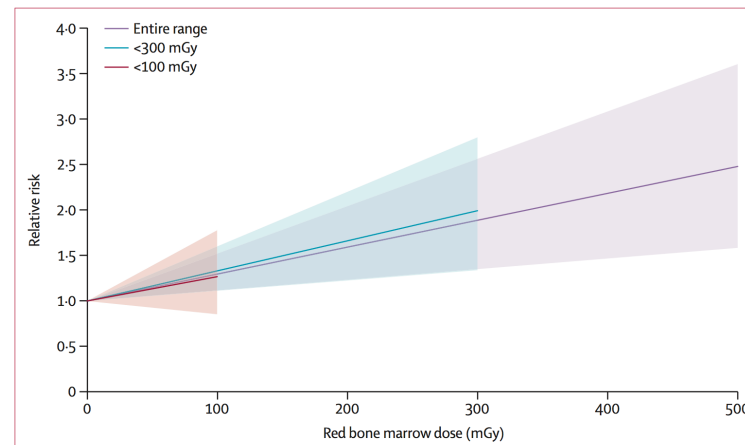
VALEURS LIMITES D'EXPOSITION EN MILLISIEVERT SUR 12 MOIS CONSÉCUTIFS				
	Corps entier (dose efficace)	Extrémités : mains, avant-bras, pieds, chevilles (dose équivalente)	Peau (dose équivalente sur tout cm ² , quelle que soit la surface exposée)	Cristallin (dose équivalente)
Travailleurs	20 mSv	500 mSv	500 mSv	100 mSv / 20 mSv*

* VLE au cristallin

Du 1^{er} juillet 2018 au 30 juin 2023 : la VLE cumulée pour le cristallin est fixée à 100 mSv pour ces 5 années cumulées, pour autant que la dose reçue au cours d'une année ne dépasse pas 50 mSv.

A compter du 1^{er} juillet 2023, la VLE au cristallin est fixée à 20 mSv sur 12 mois consécutifs.

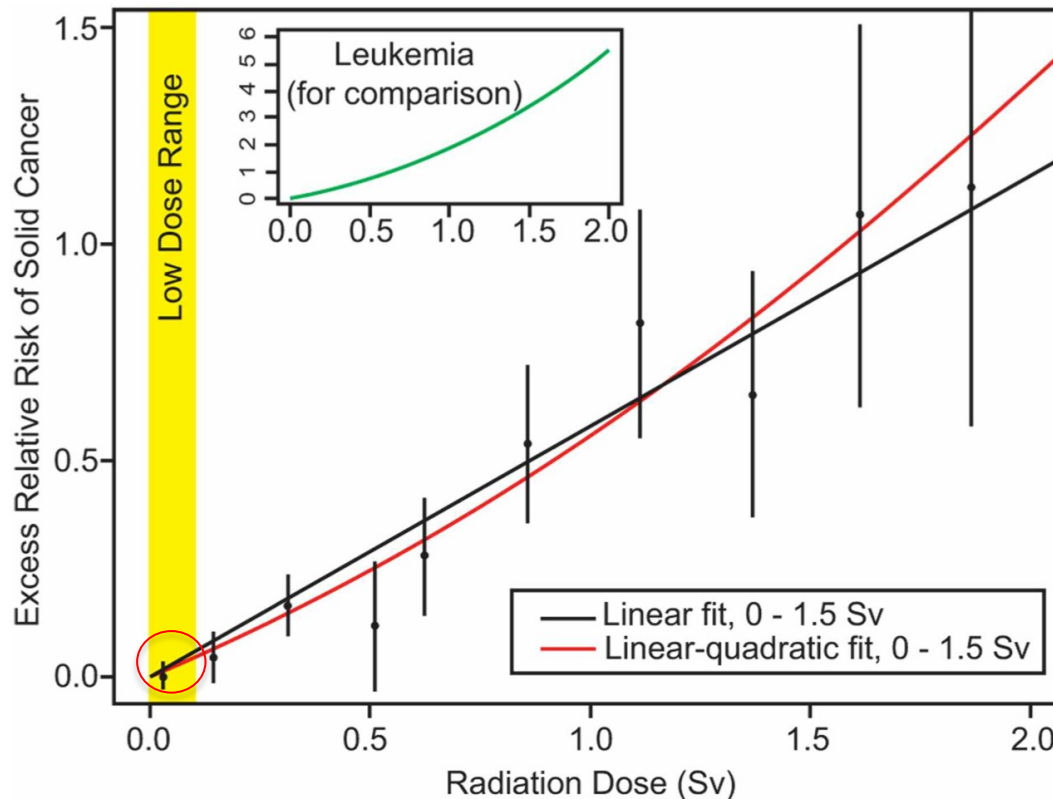
- Etudes épidémiologiques sur les faibles doses (cancers, cataractes, problèmes cardiaques)



Leuraud 2015
(travailleurs du nucléaire)

Radioprotection et risque radiologique

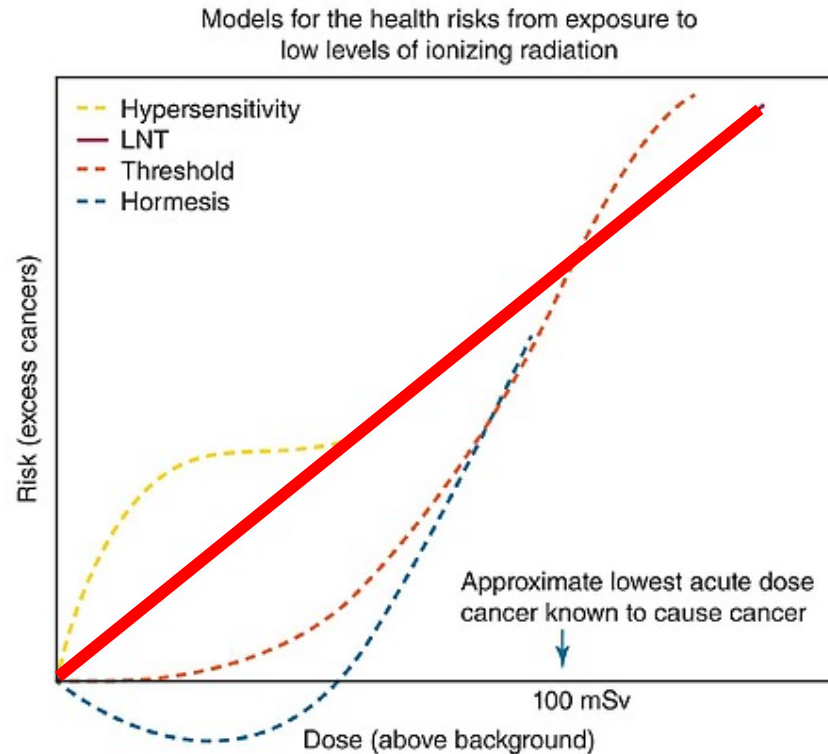
- Le calcul du risque (cancer radio-induit) nécessite de quantifier la relation dose-risque :
 - moyennes-fortes expositions \Leftrightarrow relation linéaire(-quadratique) (étude LSS)
 - faibles expositions (< 100 mSv) \Leftrightarrow extrapolation ?



(NRC BEIR-VII 2006)

Radioprotection et risque radiologique

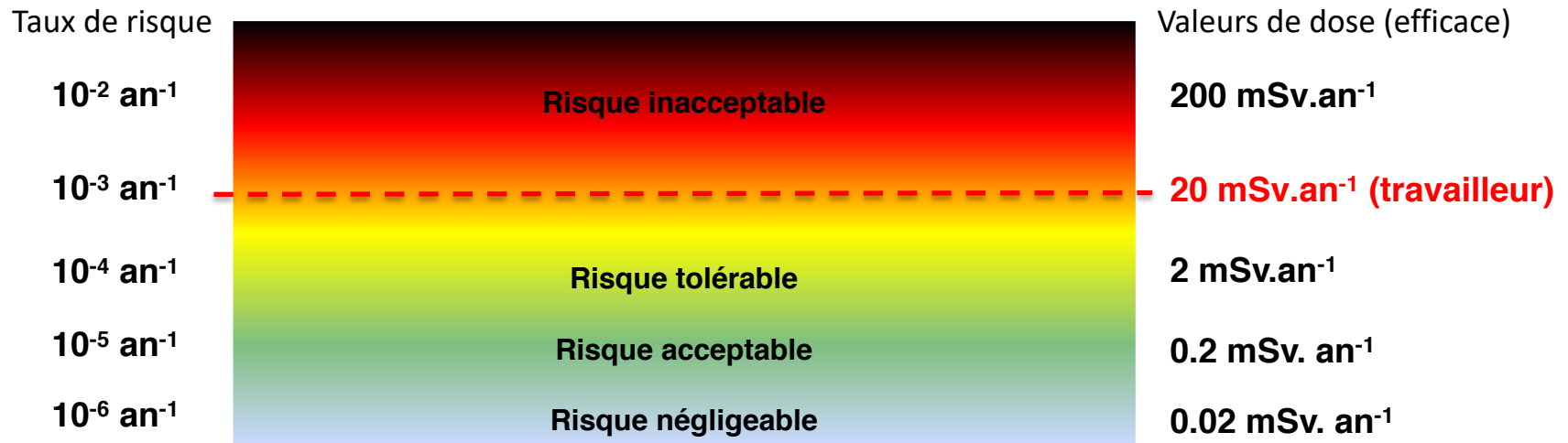
- Le calcul du risque (cancer radio-induit) nécessite de quantifier la relation dose-risque :
 - moyennes-fortes expositions \Leftrightarrow relation linéaire(-quadratique) (étude LSS)
 - faibles expositions (< 100 mSv) \Leftrightarrow extrapolation ?



⇒ **Modèle linéaire sans seuil (LNT) (coefficient de risque $\approx 0.5\%$ / 100 mSv)**

Radioprotection et risque radiologique

- Calcul du risque radiologique :

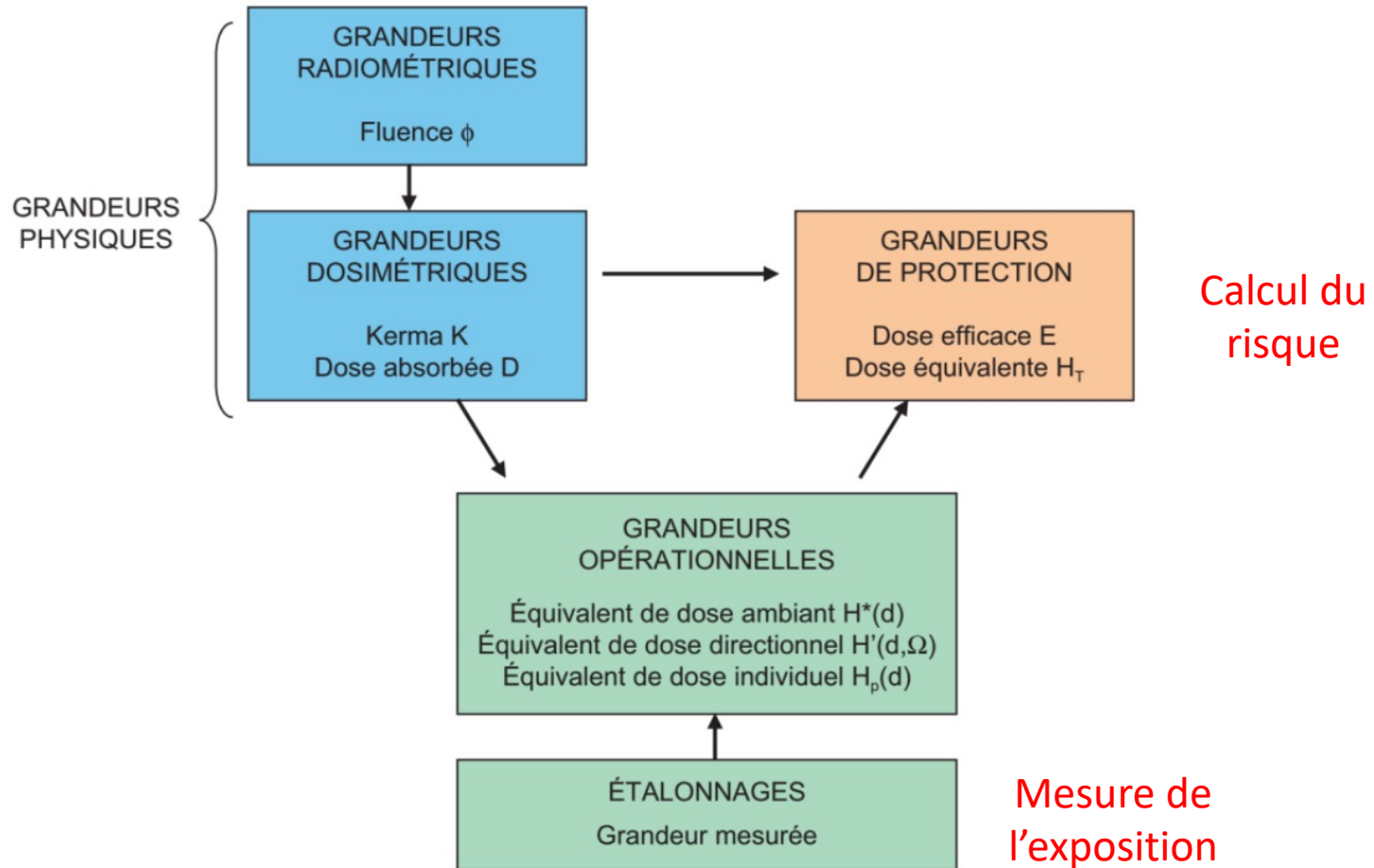


- Débat scientifique (et idéologique) sur les limites d'application du modèle LNT :

"The LNT (Linear No Threshold) model is not universally accepted as biological truth, but rather, because we do not actually know what level of risk is associated with very-low-dose exposure, it is considered to be a prudent judgment for public policy aimed at avoiding unnecessary risk from exposure"

(ICRP 2007)

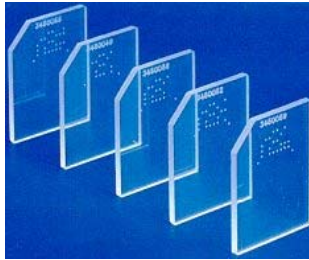
Principes de la dosimétrie



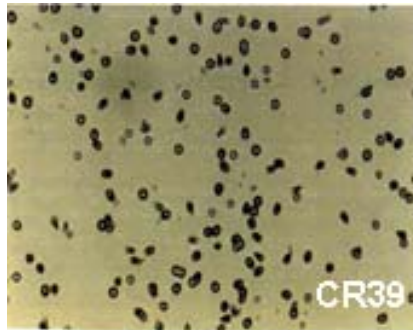
Relations entre les grandeurs physiques, opérationnelles et de protection. (Bruchet 2013)

Mesure de l'exposition

- Actuellement les doses sont majoritairement évaluées avec des dosimètres passifs / actifs



Détecteurs polymériques (CR39, PN3)



Traces (révélation chimique)



Saphydose- γ (diode)



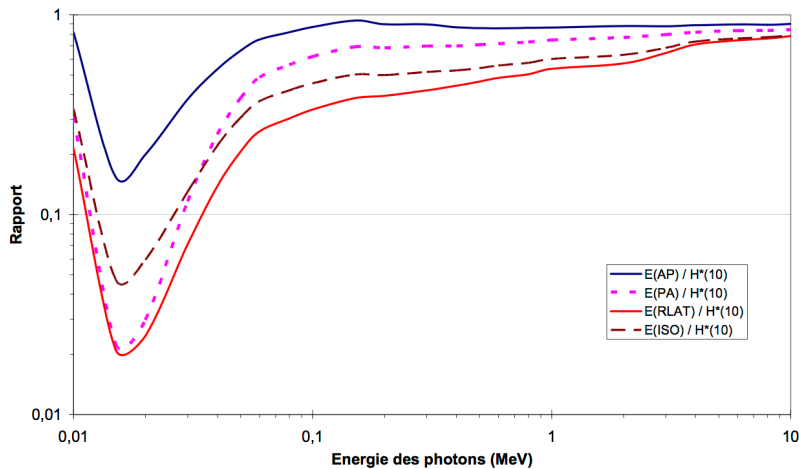
Détecteurs radio-photo-luminescent



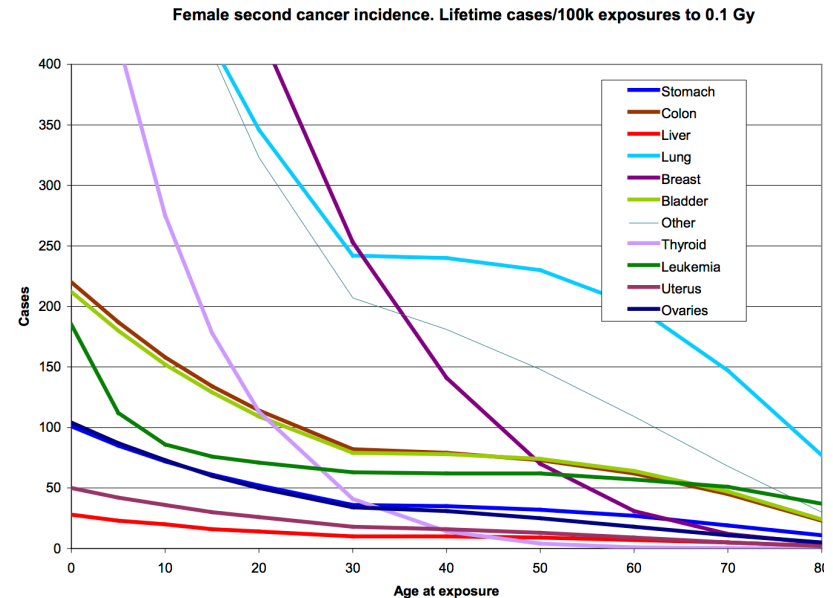
Détecteurs thermo-luminescent

Limites actuelles de la dosimétrie personnelle

- Peu agréable (pratique) à porter
- Risque d'être portée incorrectement (voir pas portée du tout)
- Informations spatiales très limitées (mesure ponctuelle VS exposition hétérogène)
- Estimation de la dose efficace via les grandeurs opérationnelles (facteur 1.5 à plus de 4)
- Pas de dosimétrie des organes (études épidémiologiques)



Rapport dose efficace (E) / équivalent de dose (ICRU 57)



(NRC BEIR-VII 2006)

Vers un nouveau paradigme ?

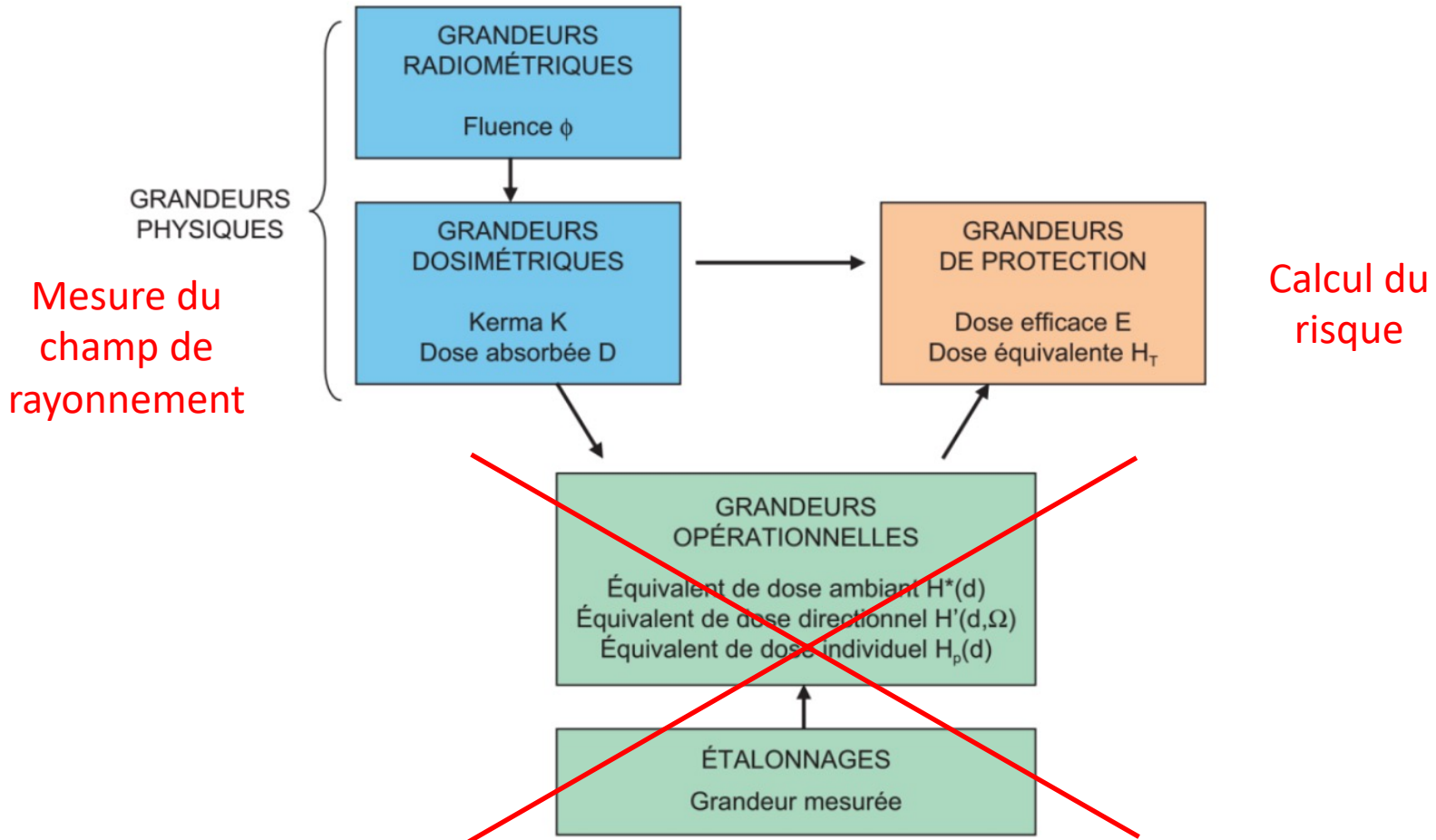
- Intérêt de plus en plus marqué pour le calcul de dose (dosimétrie computationnelle) :
 - pas besoin de grandeur opérationnelle
 - temps-réel (ou presque)
 - dose à l'organe
 - ...
- La fiabilité des calculs repose sur de nombreux paramètres :
 - modélisation de l'installation et de la source de rayonnements
 - modélisation du travailleur (morphologie, positions, ...)
- La mesure expérimentale des champs de rayonnements (salle, personnes) est un outil indispensable de validation et/ou de normalisation des calculs



XCAT

⇒ **Couplage codes de calcul et systèmes de mesure temps-réel
des champs de rayonnements**

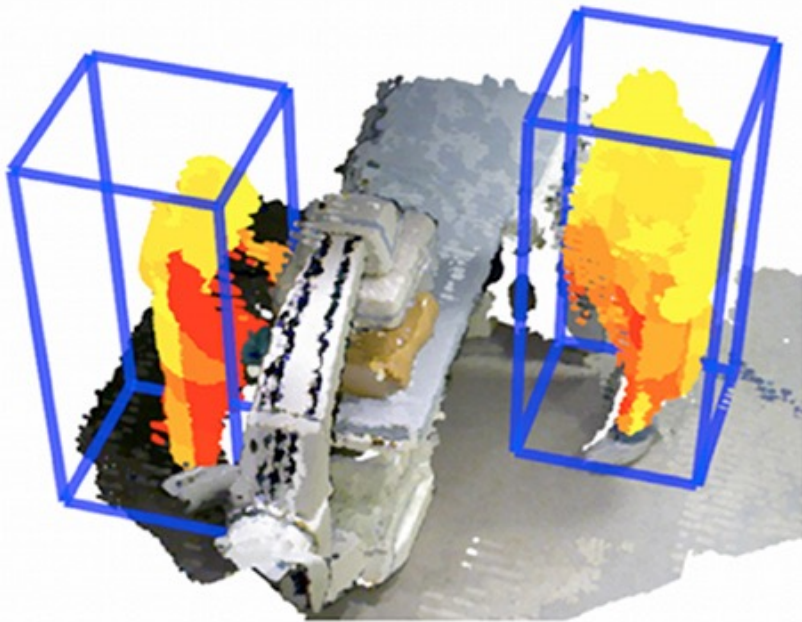
Vers un nouveau paradigme ?



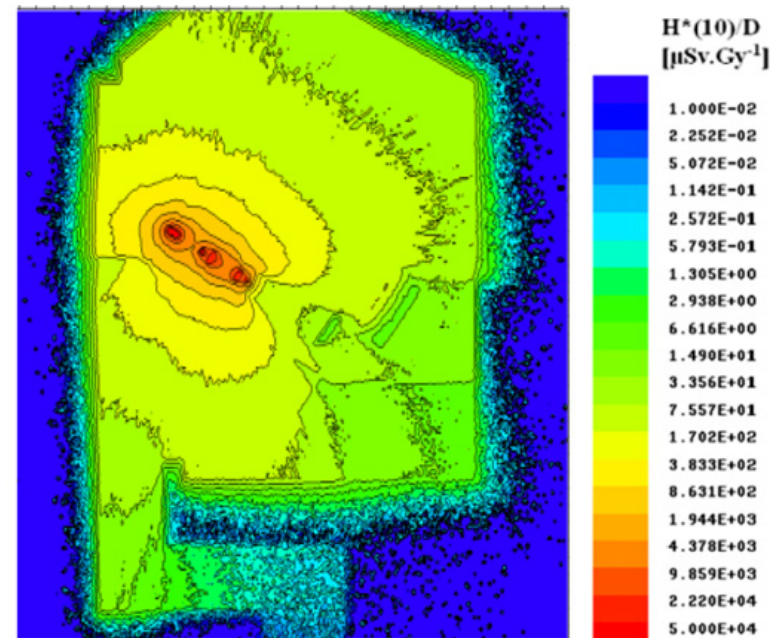
Relations entre les grandeurs physiques, opérationnelles et de protection. (Bruchet 2013)

Exemples de projets de recherche

- Exposition aux rayons X en radiologie interventionnelle
- Expositions aux neutrons en radiothérapie (photons, hadrons)



Carte de dose 3D en salle de radiologie interventionnelle
(N. Loy Rodas, N. Padoy (2014))

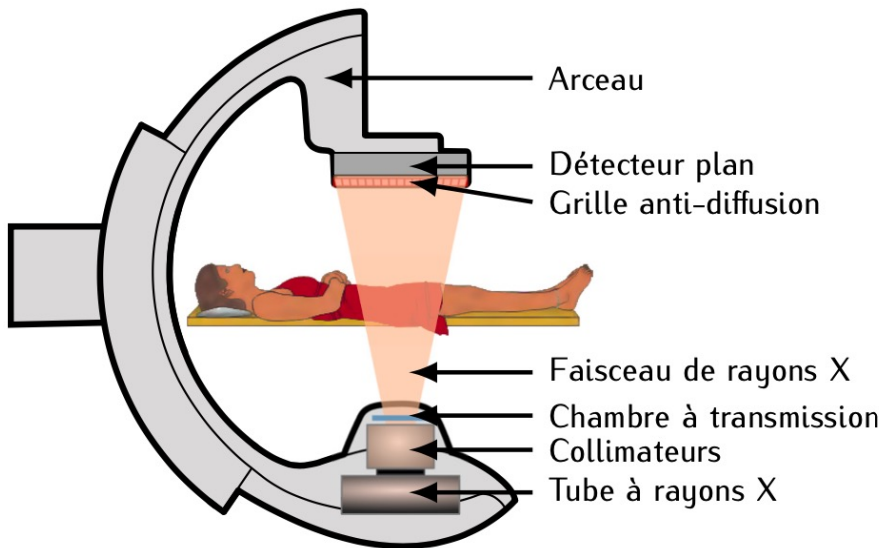


H*10 neutrons salle de traitement
proton thérapie 178 MeV
(J. Farah, Phys. Med. Biol. **59** (2014))

Radiologie Interventionnelle

Radiologie interventionnelle

- Actes médicaux réalisés sous contrôle radiologique (+10% par an)
- Diagnostic ou traitement invasif de nombreuses pathologies
- Exemples : embolisation, pose de stent, destruction radiofréquence, ...
- La durée des interventions peut être très importante (plusieurs heures)



Schématisation de l'irradiation du patient



Faisceau primaire, faisceau diffusé

Radiologie interventionnelle

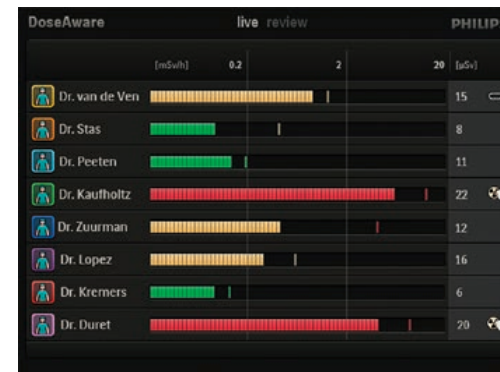
- Actes médicaux réalisés sous contrôle radiologique (+10% par an)
- Diagnostic ou traitement invasif de nombreuses pathologies
- Exemples : embolisation, pose de stent, destruction radiofréquence, ...
- La durée des interventions peut être très importante (plusieurs heures)



Dosimètres bague / cristallin



Dosimètre poitrine (sous tablier plombé)

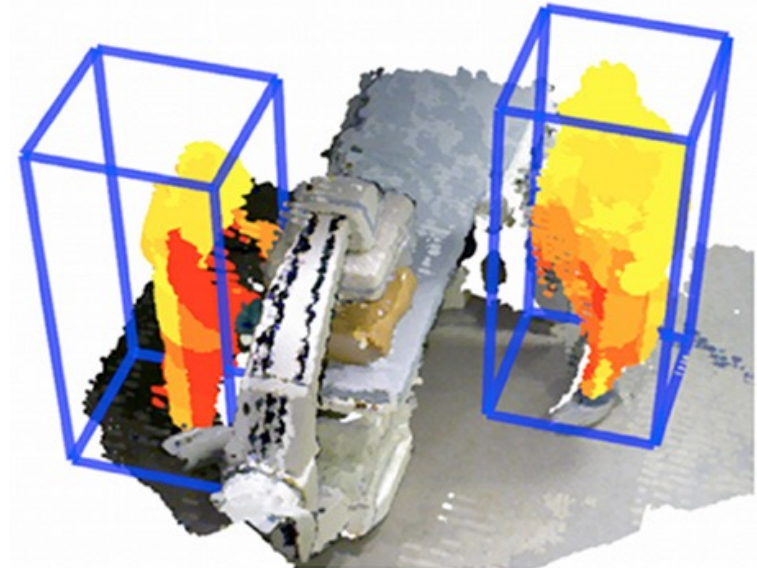
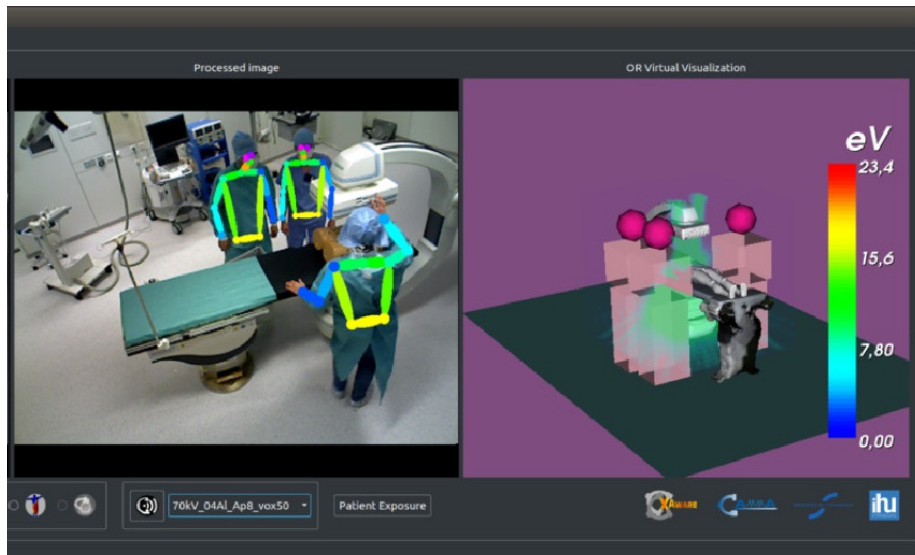


Dosimétrie du personnel en temps-réel

Projet IHU



- Institut de chirurgie guidée par l'image de Strasbourg
- Utilisation de la réalité augmentée pour visualiser le champ de rayonnements sur le personnel médical (+ calcul d'exposition)



<https://www.youtube.com/watch?v=JpATPDrXvu8>

Carte de dose 3D en salle de radiologie interventionnelle
(N. Loy Rodas, N. Padoy (2014))

Projet PODIUM

- Projet européen (EJP Concert) : <https://www.icrp.org/page.asp?id=547>

La dosimétrie sans dosimètre: PODIUM (Personal Online DosImetry Using computational Methods)

Filip Vanhavere et toute l'équipe PODIUM

Centre d'étude de l'Energie Nucléaire, SCK•CEN, Mol, Belgium

Filip.vanhavere@sckcen.be



Projet PODIUM

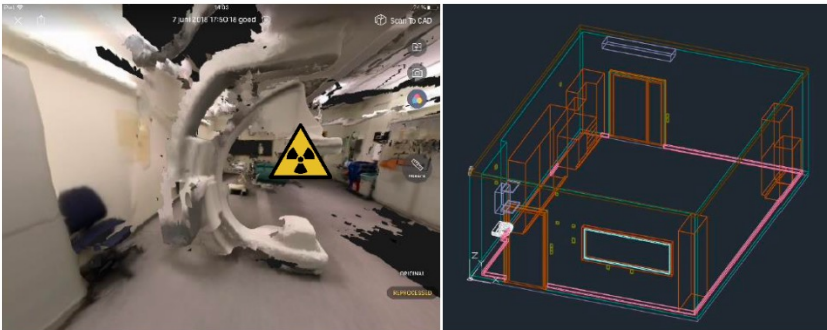
La solution? La dosimétrie computationnelle!



Surveiller la position et les mouvements du personnel avec une caméra 3D et modélisation avec fantômes numériques anthropomorphes flexibles



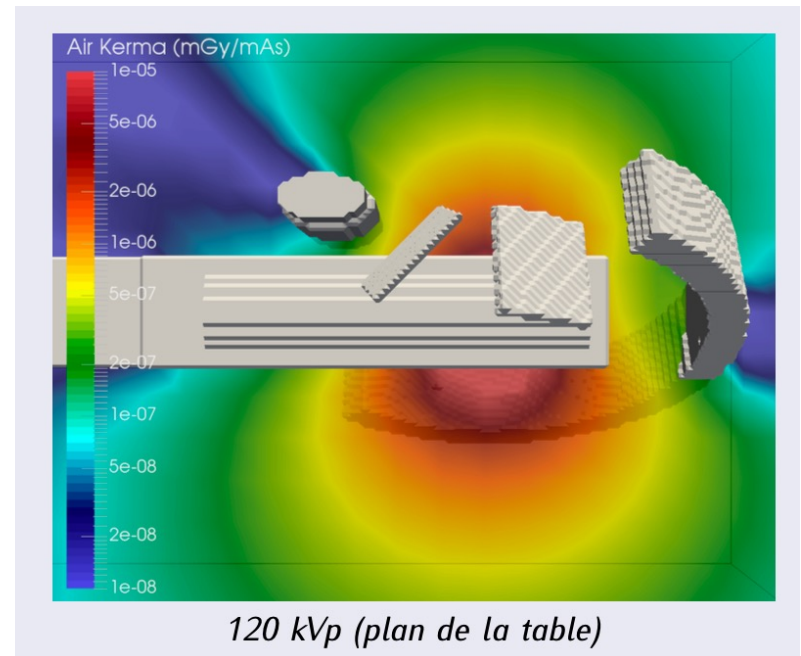
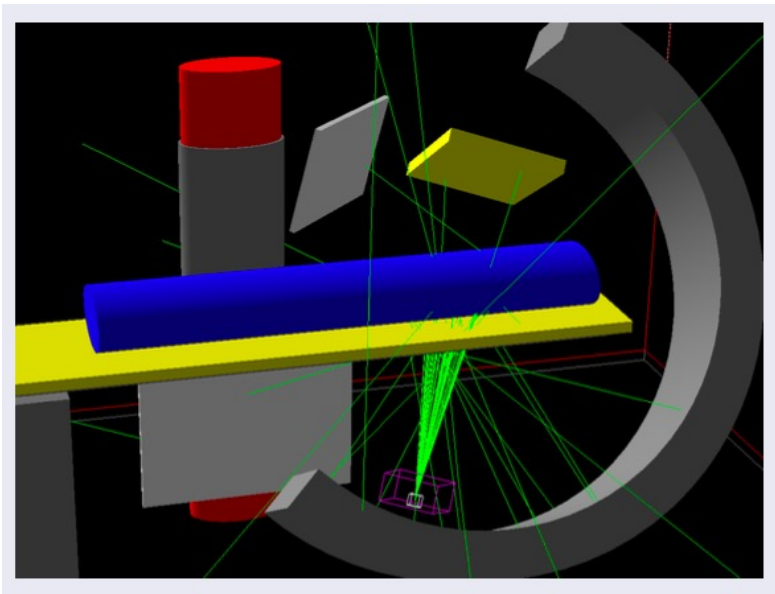
Calculer les doses aux organes en temps réel avec des simulations de transport de rayonnement Monte Carlo



Modélisation de la géométrie du lieu de travail et de la source de rayonnement

Projet IPHC - GHRMSA

- Collaboration entre l'IPHC et l'hôpital de Mulhouse
- Base de données de cartographies d'exposition 3D (simulation Monte Carlo GATE)
- Calcul de la dose à partir des paramètres de l'intervention (fichiers Dicom RDSR)



Caractérisation du champ de rayonnements ?

- Plusieurs mesures intéressantes dans ce contexte :
 - faisceau primaire avant le patient
 - faisceau primaire après le patient
 - champ de rayonnements secondaires au niveau du personnel



Sensor Material:	Si or CdTe
Sensor Thickness:	100 μm , 300 μm and 500 μm for Si; 1 mm for CdTe
Sensitive Area:	14 mm x 14 mm
Time Resolution:	1.6 ns
Readout Speed:	40 Million hits/s
Number of Pixels	256 x 256
Pixel Pitch:	55 μm
Energy Resolution:	1 keV
Min Detectable Energy:	3 keV for X-rays
Readout Chip:	Timepix3
Pixel Mode of Operation:	Time-over-Threshold, Time-of-Arrival
Connectivity:	USB 3.0 (Super-Speed)
Weight:	503 g
Dimensions:	125 mm x 79 mm x 25.5 mm
Software:	Pixet Pro

[M. Nowak et al., Nature Scientific Reports (2020)]

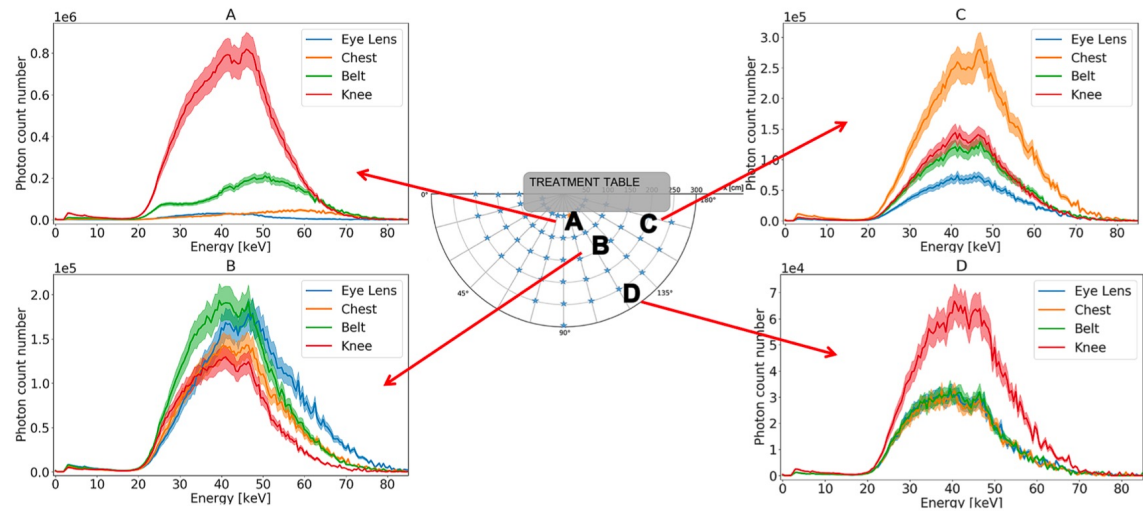


Figure 4. Energy spectra in absolute values for each height for a given person, with collective protections. Light curves represent the uncertainty.

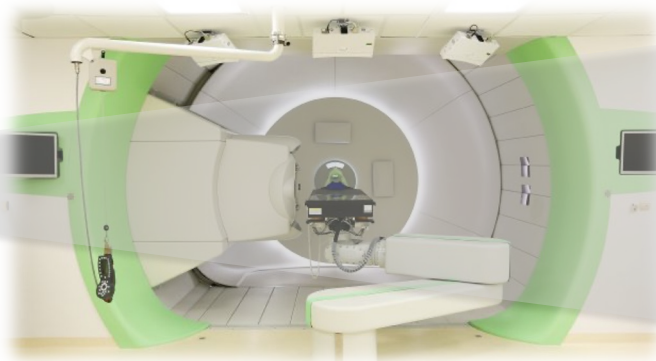
Neutrons en radiothérapie

Neutrons en radiothérapie

- (Presque) toutes les modalités de traitement génèrent des neutrons secondaires
- Rayonnement secondaire principal en hadronthérapie
- Rayonnement primaire en neutronthérapie (Boron Neutron Capture Therapy – BNCT)



Photons
processus photo-
nucléaires (> 6MV)

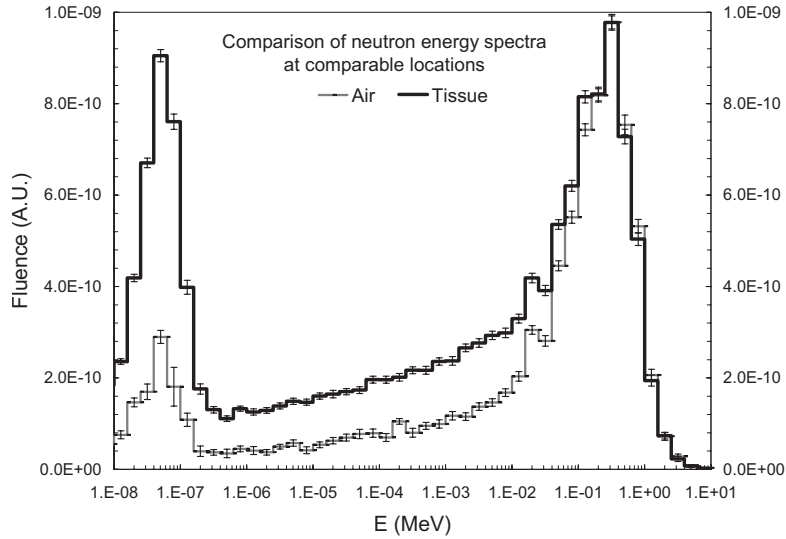


Protons, ions
processus nucléaires
(installation + patient)

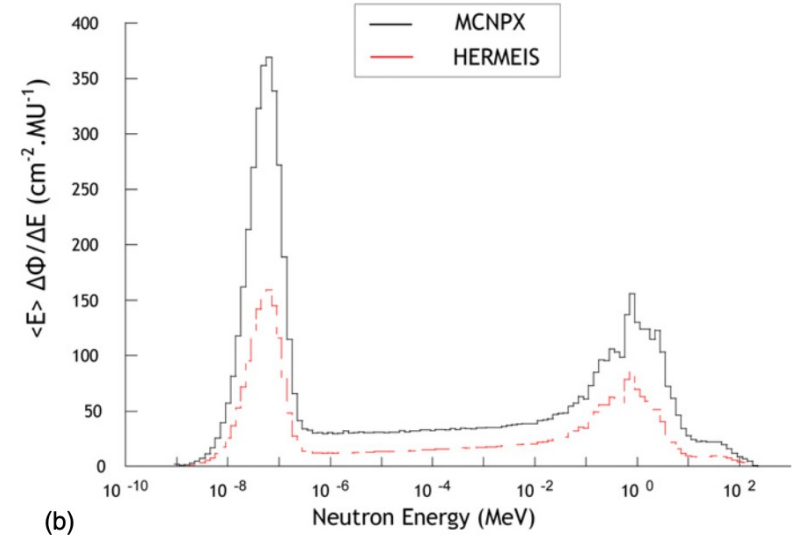


Neutrons
faisceau incident (production +
traitement)

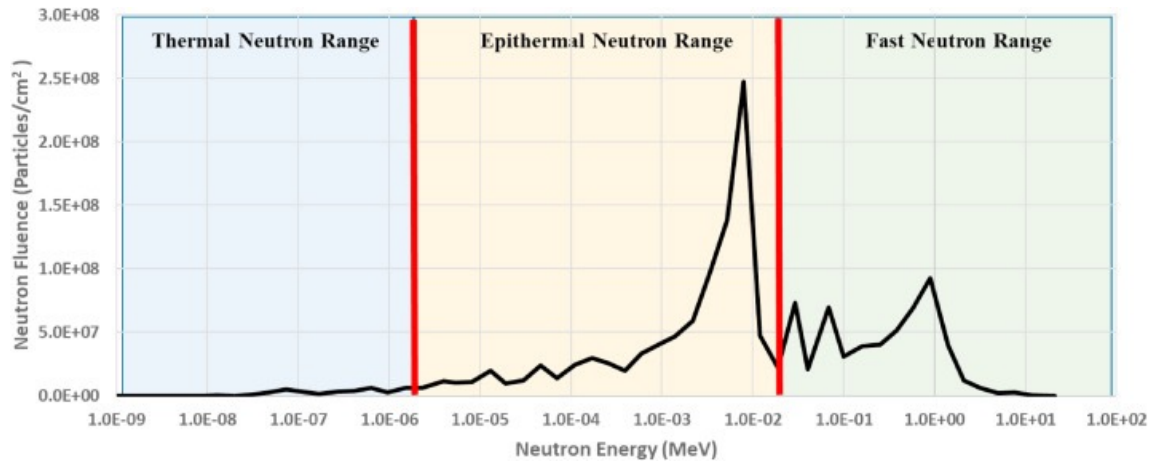
Neutrons en radiothérapie



S.F. Kry, Med. Phys. 36 (2009)



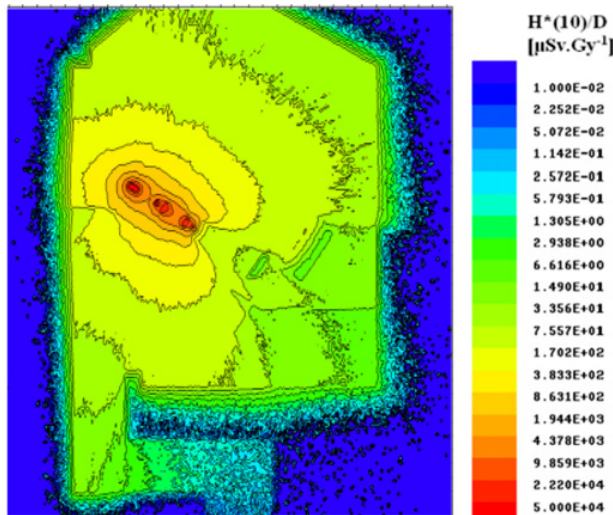
J. Farah, Phys. Med. Biol. 59 (2014)



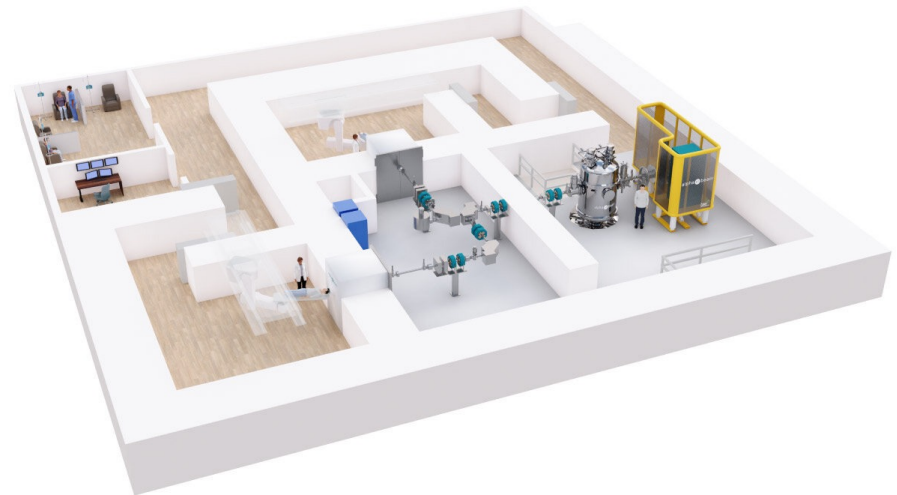
BW. Cheon, Nuc. Eng. And Tech. 53 (2021)

Neutrons en radiothérapie

- La radioprotection de l'installation nécessite une connaissance précise des champs neutroniques (distributions spatiales et énergétiques)
- Beaucoup d'études reposent seulement sur le calcul (modélisation MC)
- Gamme de détection très large :
 - énergie \Leftrightarrow meV – 200 MeV
 - flux \Leftrightarrow 10^5 n/s/cm² – 10^{10} n/s/cm² (+ pulsés)



H*10 neutrons salle de traitement
proton thérapie 178 MeV
(J. Farah, Phys. Med. Biol. **59** (2014))



Installation BNCT (TAE Life-Sciences)

Mesures champs neutroniques

Spectrométrie neutron (sphères de Bonner)

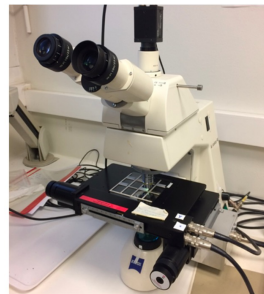


- ✗ durée des mesures
- ✗ encombrement

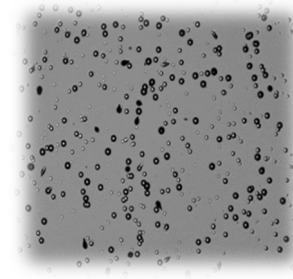
Comptage neutrons thermiques/rapides (CR-39)



Traitement chimique



Lecture des détecteurs

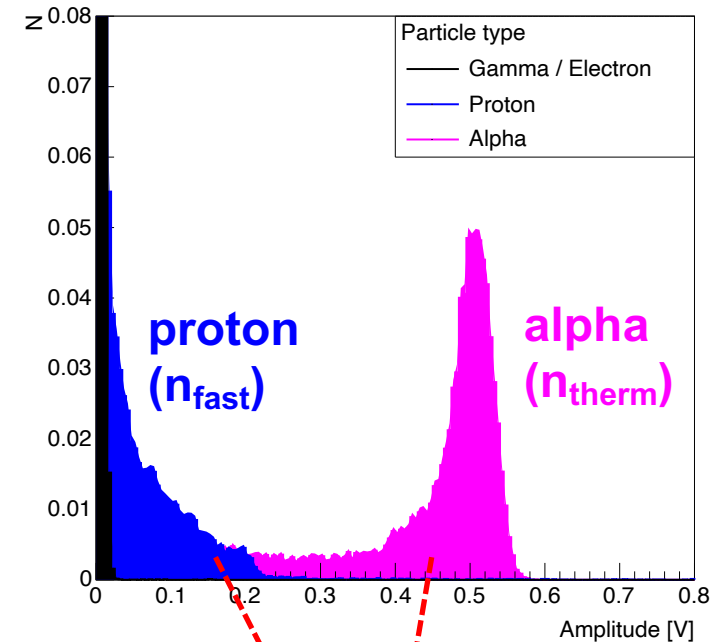
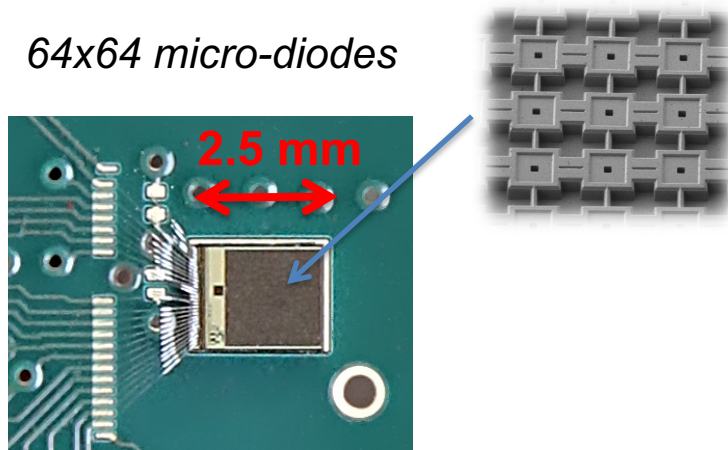


Comptage des traces

- ✗ détecteur à usage unique
- ✗ étapes de traitement/lecture

Capteur *AlphaRad* (IPHC)

- CMOS (techno. XFAB) conçu pour la détection des neutrons thermiques et rapides
- Compacité et simplicité (temps-réel, faible consommation, ...)

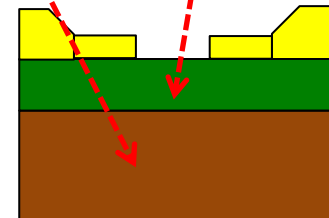


- Neutrons convertis en :

- protons (n_{fast} , PE)
- 1.4 MeV alpha particles (n_{therm} , ^{10}B)

Silicon layer $\approx 7-8 \mu m$
Epitaxial layer $\approx 14 \mu m$

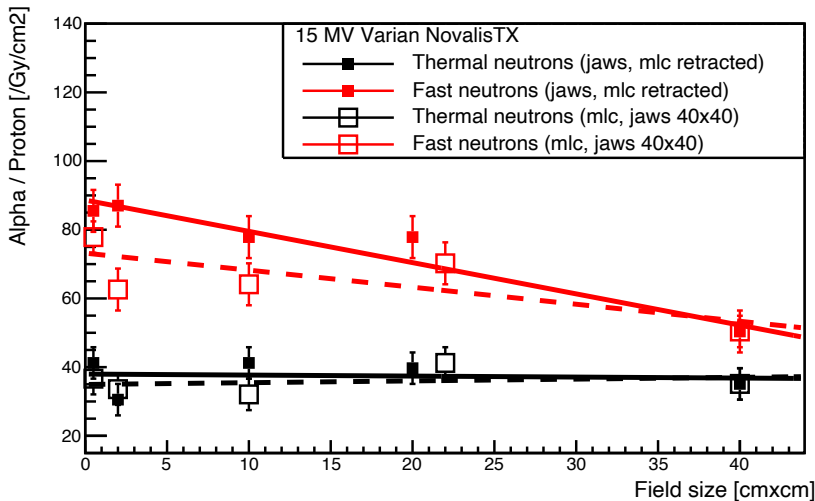
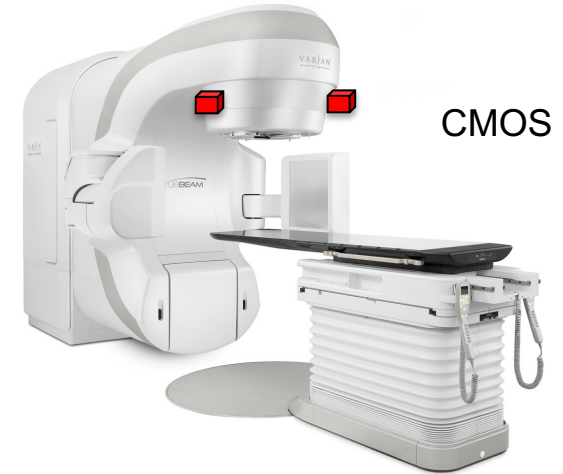
Bulk



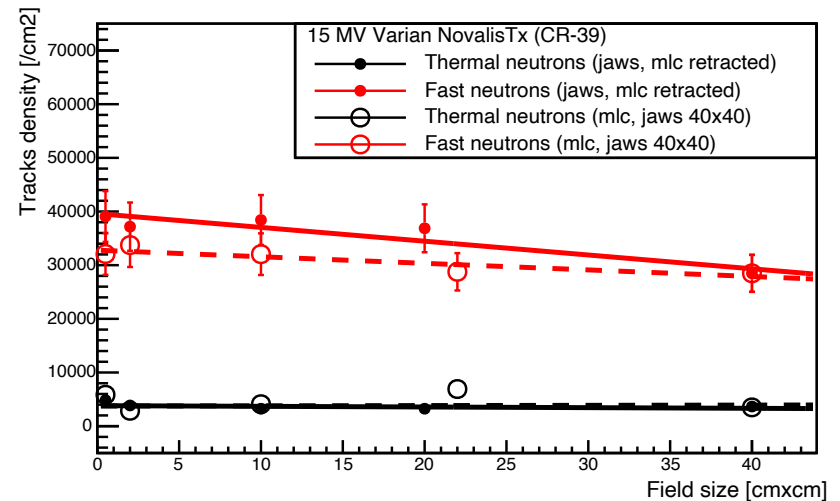
[N. Arbor et al., Nuclear Instrument and Methods A 888 (2018)]

Capteur AlphaRad (IPHC)

- Tests en salle de radiothérapie (15 MV Varian NovalisTx)
- Variations relatives de la production de photo-neutrons (CMOS vs CR-39)



Neutron production vs field size
(**CMOS data** – 15 MV NovalisTx)

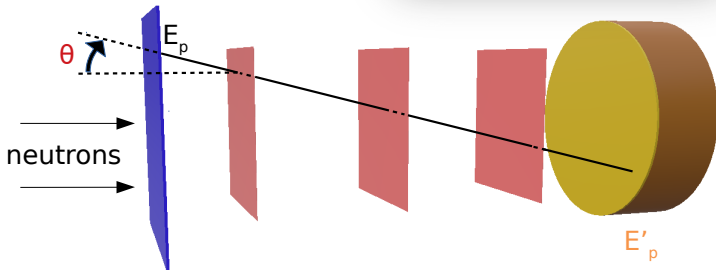
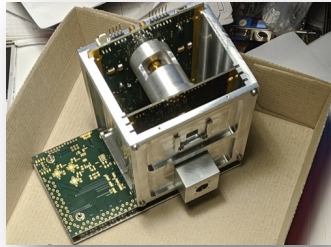
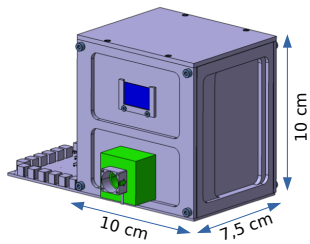


Neutron production vs field size
(**CR-39 data** – 15 MV NovalisTx)

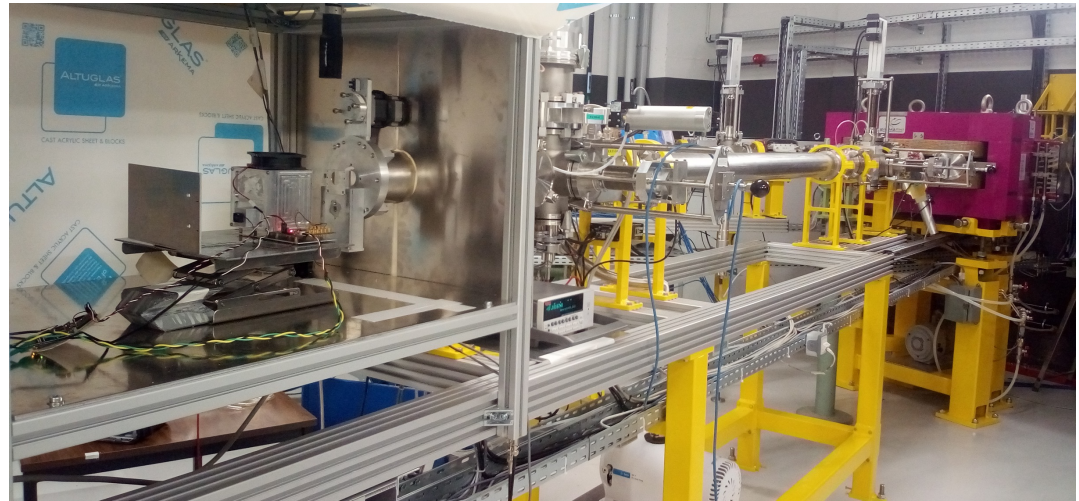
[N. Arbor et al., Phys. Med. Biol. 62 (2017)]

Télescope à protons de recul (IPHC)

- Spectromètre à neutrons rapides 4-30 MeV :
 - système compact, reconstruction en temps-réel
 - haut-flux ($\approx 10^8$ n/s/cm²)
- Trajectographie des protons de recul avec 3 plans de CMOS (FastPIX) développés à l'IPHC



$$E_n = \frac{E_p}{\cos^2 \theta}$$



Tests plateforme Cyréc (protons 5-25 MeV)

Conclusion

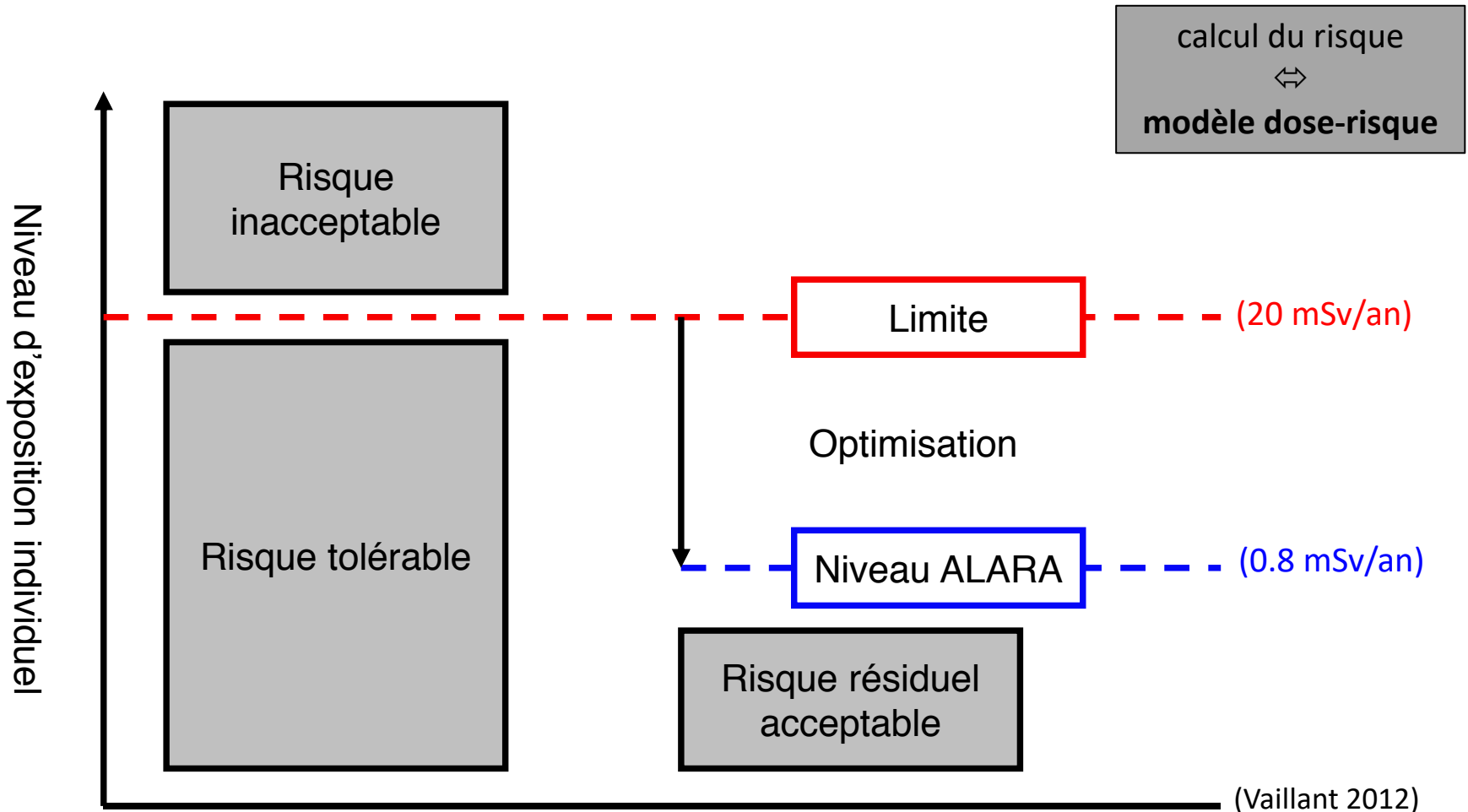
- Evolution de la dosimétrie des travailleurs dans le domaine médical
- Développements nécessaires de nouveaux systèmes de mesure des champs de rayonnements (rayons X, neutrons, ...) \Leftrightarrow validation (temps-réel) des calculs d'exposition
- Transferts technologiques des laboratoires de recherche pour l'instrumentation des installations médicales (?)



Back Up

Radioprotection et risque radiologique

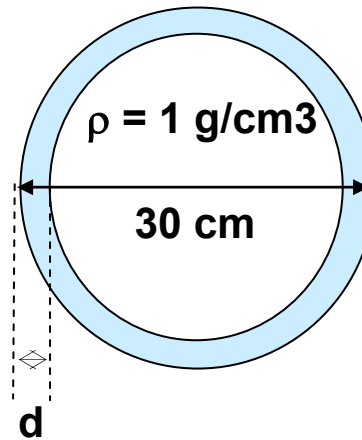
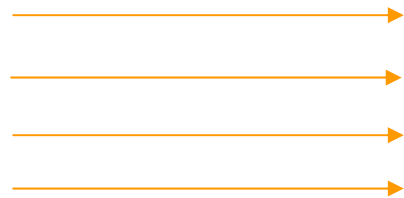
- Importance de la **notion d'acceptabilité du risque** (ICRP - 1970)



Grandeurs opérationnelles

- **Equivalent de dose ambient** : $H^*(d)$
—> dose à une profondeur d de la sphère ICRU dans la direction du champ

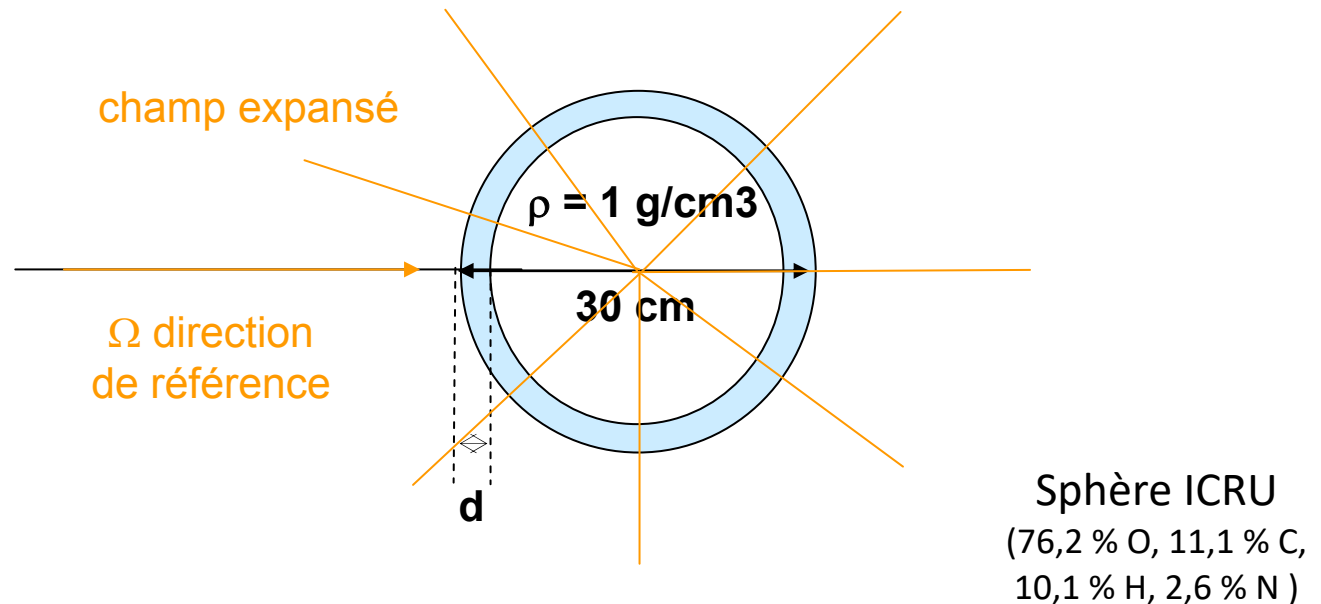
champ de rayonnements
expansé et unidirectionnel



Sphère ICRU
(76,2 % O, 11,1 % C,
10,1 % H, 2,6 % N)

Grandeurs opérationnelles

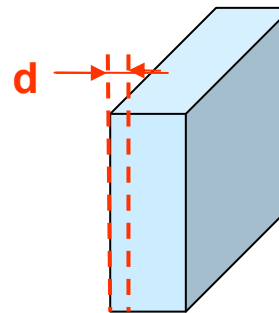
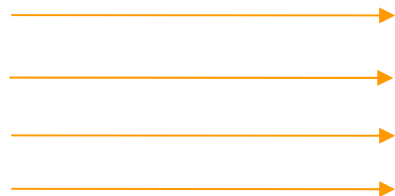
- **Equivalent de dose ambient** : $H^*(d)$
→ dose à une profondeur d de la sphère ICRU dans la direction du champ
- **Equivalent de dose directionnelle** : $H'(d, \Omega)$
→ dose à une profondeur d de la sphère ICRU sur un rayon et une direction Ω



Grandeurs opérationnelles

- **Equivalent de dose ambient** : $H^*(d)$
—> dose à une profondeur d de la sphère ICRU dans la direction du champ
- **Equivalent de dose directionnelle** : $H'(d, \Omega)$
—> dose à une profondeur d de la sphère ICRU sur un rayon et une direction Ω
- **Equivalent de dose personnelle** : $H_p(d)$
—> dose à une profondeur d dans les tissus mous
 $H_p(10) \Leftrightarrow$ dose efficace, $H_p(3) \Leftrightarrow$ dose cristallin, $H_p(0.07) \Leftrightarrow$ dose extrémités

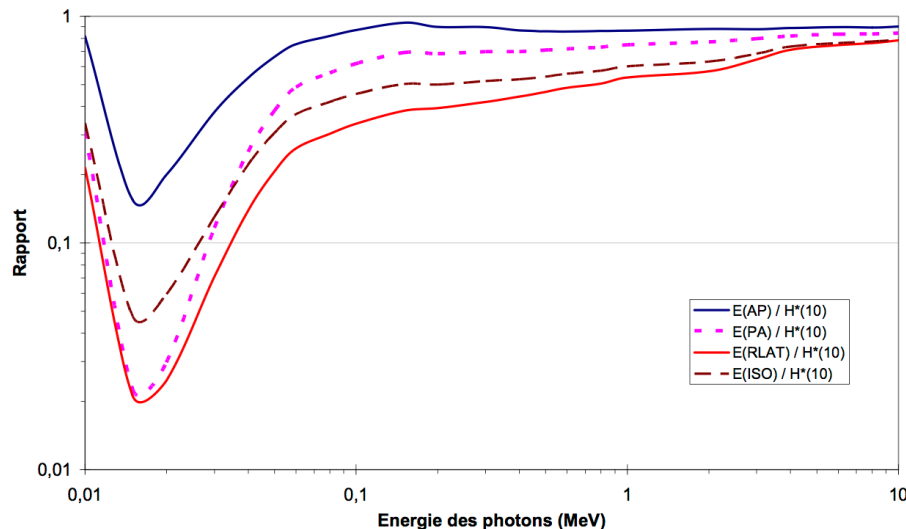
champ de rayonnements
expansé et unidirectionnel



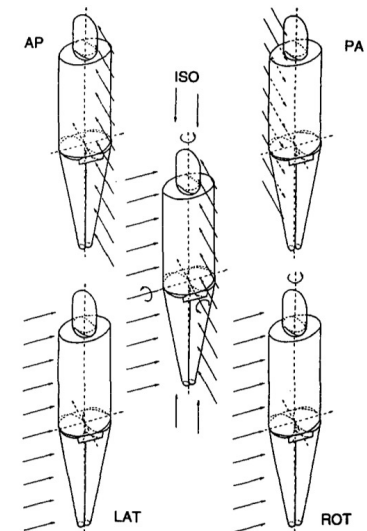
Fantôme PMMA

Grandeurs opérationnelles

- **Equivalent de dose ambient** : $H^*(d)$
—> dose à une profondeur d de la sphère ICRU dans la direction du champ
- **Equivalent de dose directionnelle** : $H'(d, \Omega)$
—> dose à une profondeur d de la sphère ICRU sur un rayon et une direction Ω
- **Equivalent de dose personnelle** : $H_p(d)$
—> dose à une profondeur d dans les tissus mous
 $H_p(10) \Leftrightarrow$ dose efficace, $H_p(3) \Leftrightarrow$ dose cristallin, $H_p(0.07) \Leftrightarrow$ dose extrémités



Rapport dose efficace (E) équivalent de dose (ICRU 57)



Géométries irradiation (CIPR 74)