

Dosimétrie *in vivo* en surface du patient et en intracavitaire par procédé OSL/FO multivoies pour la radiothérapie

Sylvain Magne, Estelle Spasic, Pierre Ferdinand

CEA LIST Laboratoire de Mesures Optiques

CEA - Saclay 91191 Gif-sur-Yvette cedex France

Phone : (33) 1 69 08 90 47 sylvain.magne@cea.fr



Isabelle Aubineau-Lanièce, Loïc de Carlan, Jean-Marc Bordy

CEA LIST Laboratoire National Henri Becquerel (LNHB)

CEA - Saclay 91191 Gif-sur-Yvette cedex France

André Bridier

Institut Gustave Roussy, Service de Physique

39 rue Camille Desmoulins 94805 Villejuif cedex France



CENTRE Régional
LÉON-BÉRARD
Soigner, chercher, vaincre. Ensemble

Chantal Ginestet, Claude Malet

Centre Léon Bérard, Service de Physique

28 rue Laennec 69373 Lyon France





Radiothérapie (RT) pour le traitement des cancers

Contexte

RT utilisée pour plus de 50 % des cas (en France: 200,000 personnes/an pour environ 180 centres)

Priorité nationale (« Plan Cancer I 2003-2007 »)

**Objectif : Irradier la tumeur en épargnant les OARs et les tissus sains environnants,
Minimiser les effets secondaires indésirables**

Planification de traitement (TPS) : combinaison de faisceaux ✦ de rayonnement & d'énergie ajustables,
✦ de diverses incidences angulaires,
✦ de différentes durées & tailles de champ.

Essentiellement RT externe par LINAC (hv ou e- [4 MeV-25 MeV], ~ 2 Gy/min, fractions de ~ 2 Gy),
... et quelques sources (125-I, 192-Ir, ...) pour la Curiethérapie

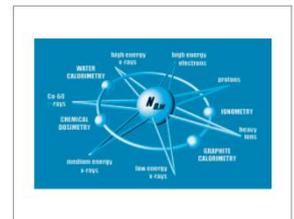
Contrôle qualité en RT

❖ Recommandations médicales (IAEA 398, Euratom 97/43, ...)

❖ Accidents de sur-/sous-expositions :

**Ultime rempart : Dosimétrie In Vivo (DIV)
⇒ Obligation légale en France depuis 2011**

(Décrets no 2007-388 et 389 du 21/03/2007)
(Circulaire DHOS/E4 2007-230 du 11/06/2007,
relative à la sécurisation de la pratique de la radiothérapie oncologique)



TECHNICAL REPORTS SERIES No. 398

Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy
An International Code of Practice for Dosimetry
Based on Standards of Absorbed Dose to Water

Sponsored by the IAEA, WHO, FAO and ESTRO



INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, VIENNA, 2000



Objectifs de la Dosimétrie *in vivo*

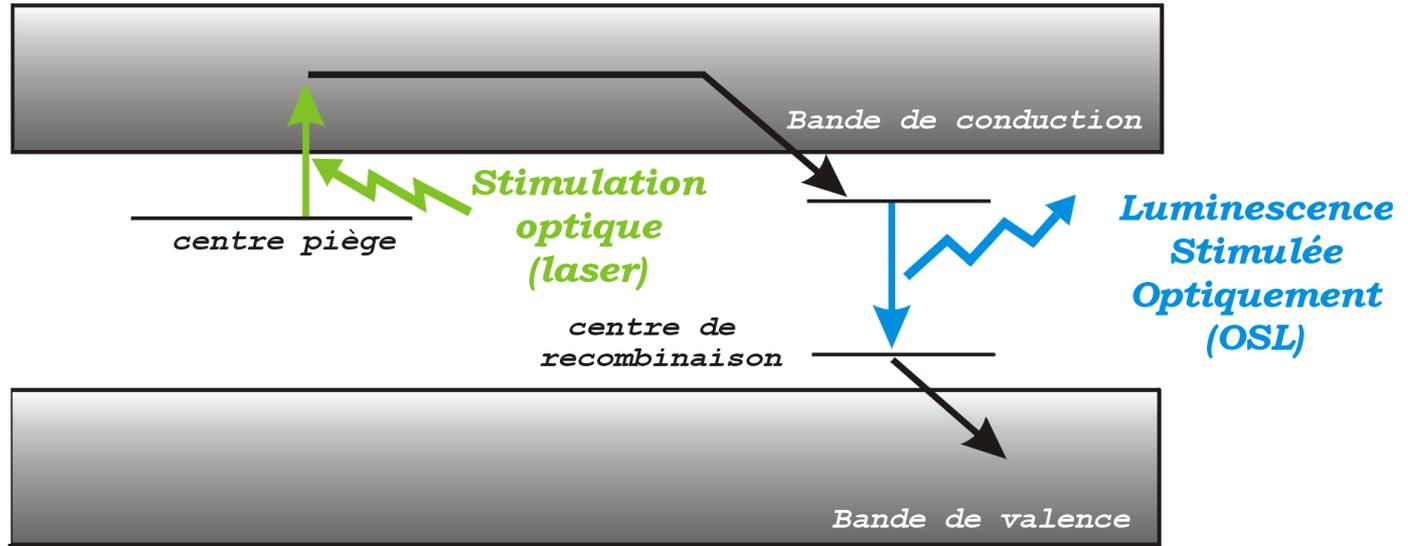
- Comparaison avec les données TPS aux points de mesure,
- Seuil : $\pm 5\%$ (incertitude de mesure typ. $\sim \pm 2\%$)
- Obligatoire dès la mise en place d'un nouveau traitement (ou modification),
- Non systématique :
 - ✦ coût (temps, consommable),
 - ✦ perturbation des isodoses par la dosimétrie,
 - ✦ surexposition de la peau du patient.
- Complexité croissante : nouvelles techniques de RCMI, tomothérapie, cyberknife etc

Aspects économiques et organisationnels de la DIV

- Mesure en temps réel ou immédiatement après traitement : consignation dans le dossier (avant patient suivant)
- Plusieurs points de mesure (e.g. 3 à 4 en RT conv., 5 à 6 en curiethérapie, jusqu'à 12 en ICT)
- Doit être simple à exploiter et à maintenir,
- Coût optimisé à l'achat ET en maintenance (durée de vie du capteur, fiabilité du système),
- Gain en temps (dosimétrie elle-même mais aussi en étalonnage),
- Archivage des données aisé (AQ).

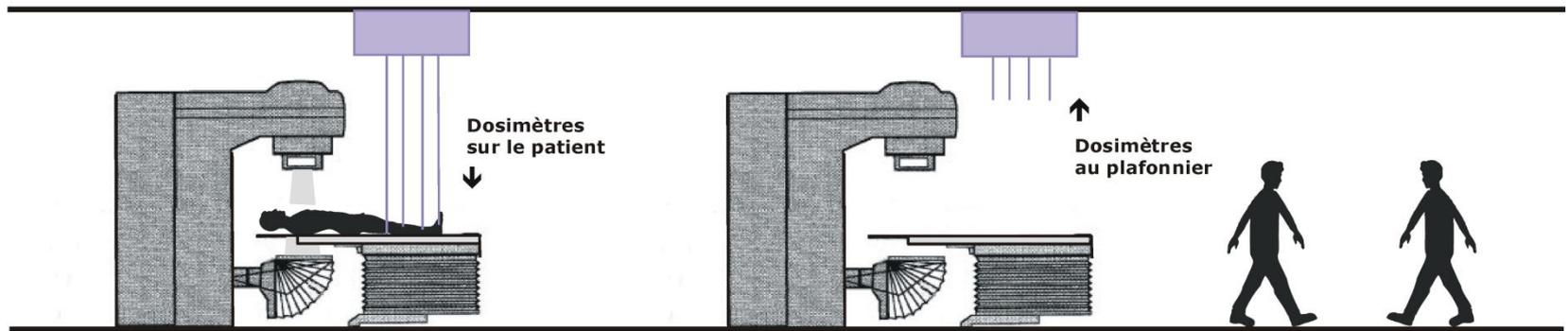


Optically Stimulated Luminescence (OSL) & Radioluminescence (RL): Principe



DURANT LE TRAITEMENT

APRES TRAITEMENT (Changement de patient)



Mesure de débit de dose *en temps réel*
par **RL**

ET

Mesure de dose absorbée *en ligne*
par **OSL**

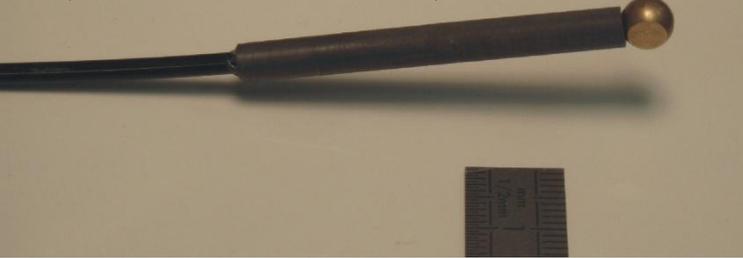


Instrumentation OSL/FO multicanal (Système, Capteurs & logiciel)



- 15 canaux,
- 1 canal de référence (autotest)

Capteur OSL/FO (avec capuchon en laiton)

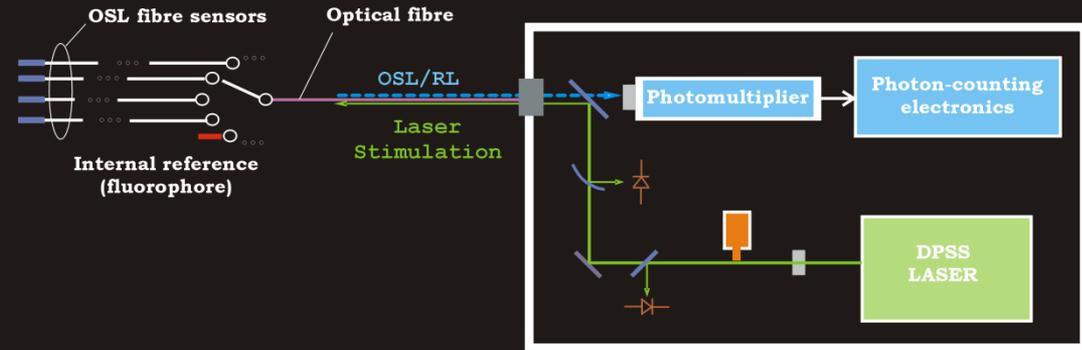


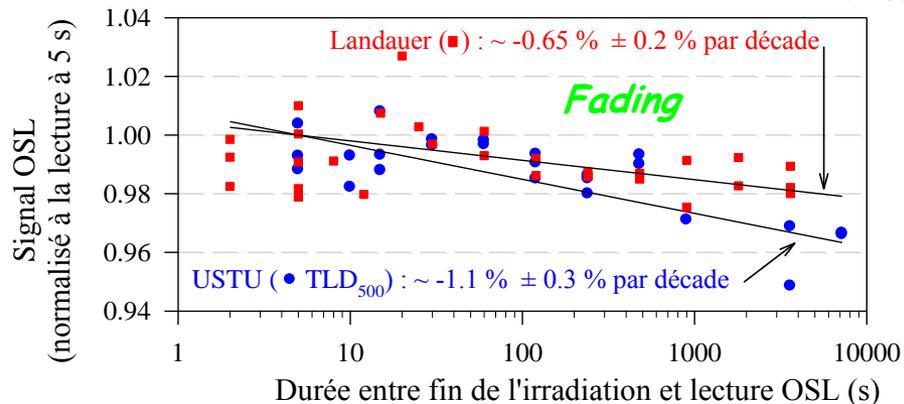
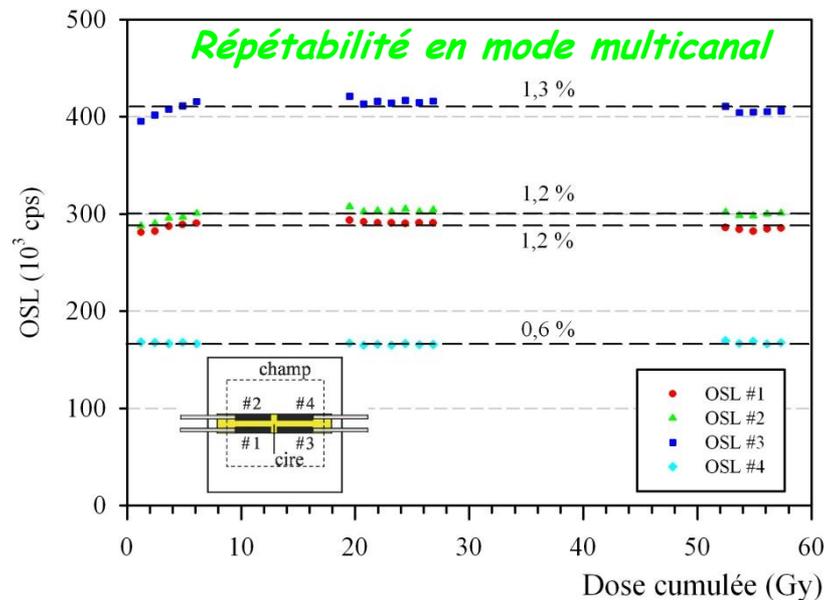
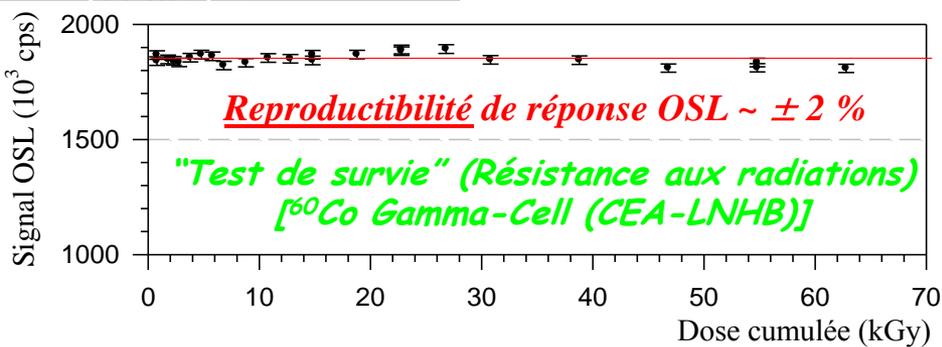
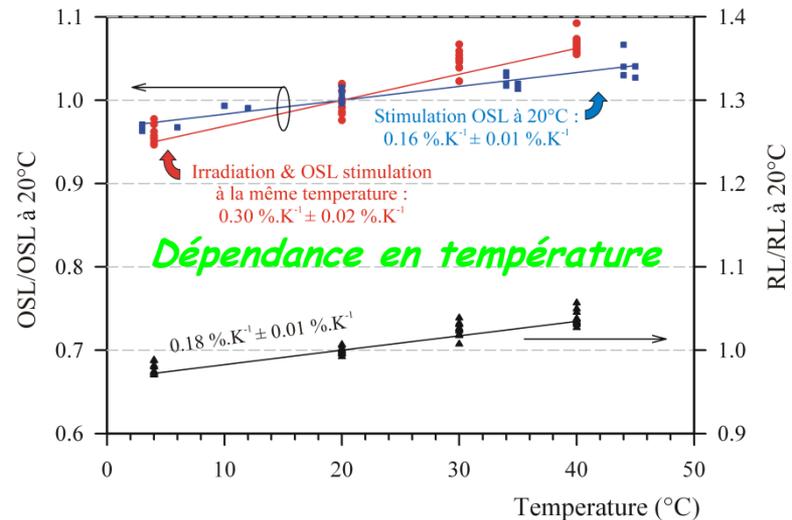
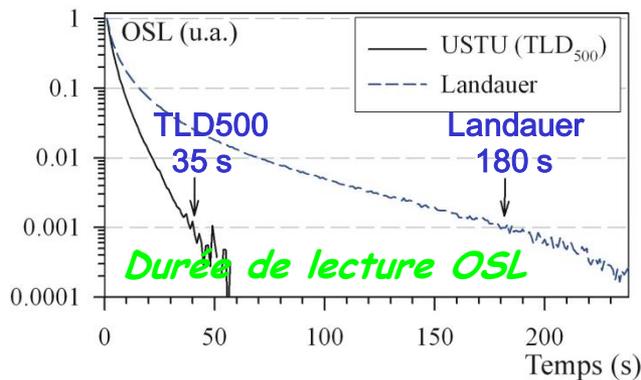
Cristaux $Al_2O_3:C$
(TLD500 ou Landauer Inc.)

Capteur OSL/FO (transparent aux radiations)



Capteur OSL/FO (avec capuchon en PMMA)







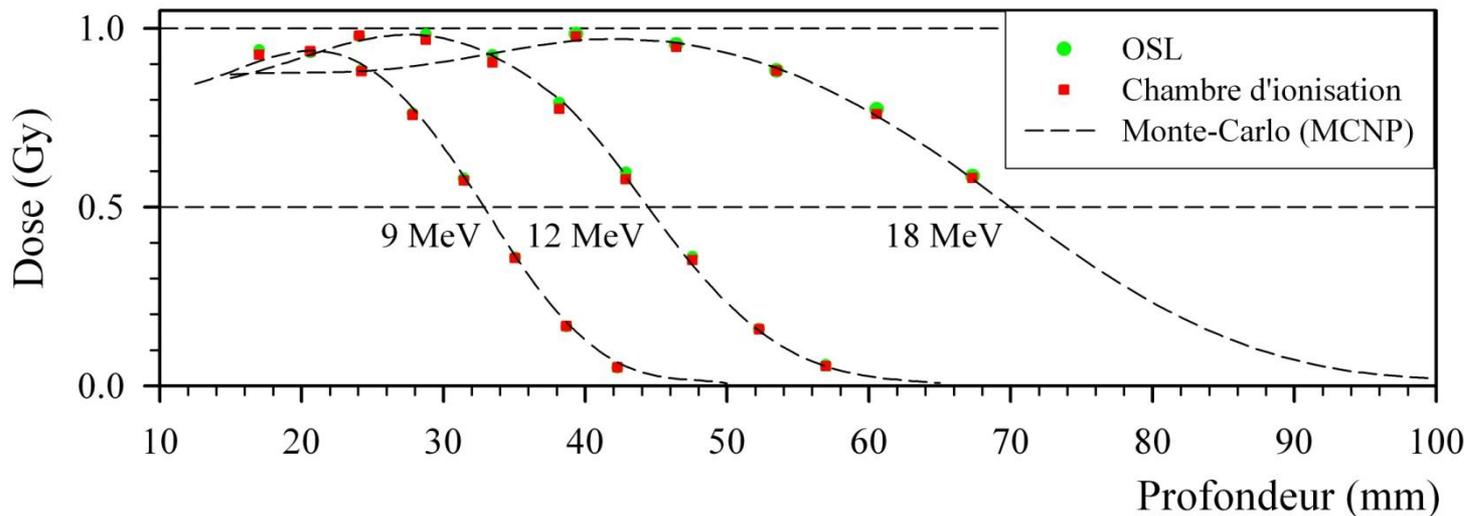
Validation métrologique avec faisceaux d'électrons (projet ANR-CODOFER)

Protocole (LINAC Saturne 43 – CEA LIST LNHB)

- IAEA TRS-398,
- Capteur immergé dans l'eau à différentes profondeurs,
- Distance source-capteur = 1 m
- Taille de champ : 10 x 10 cm²,
- Energies : 9 -12 & 18 MeV,
- Débit de dose : 200 MU/Min,



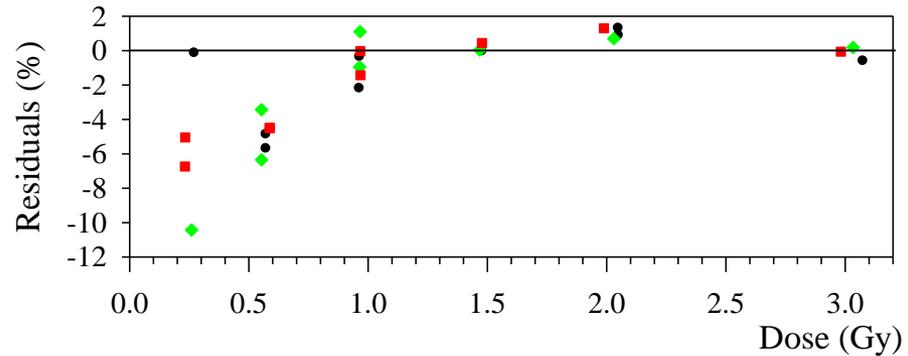
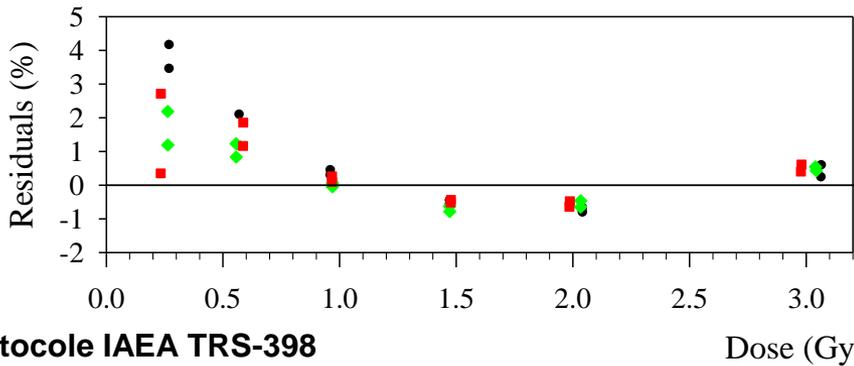
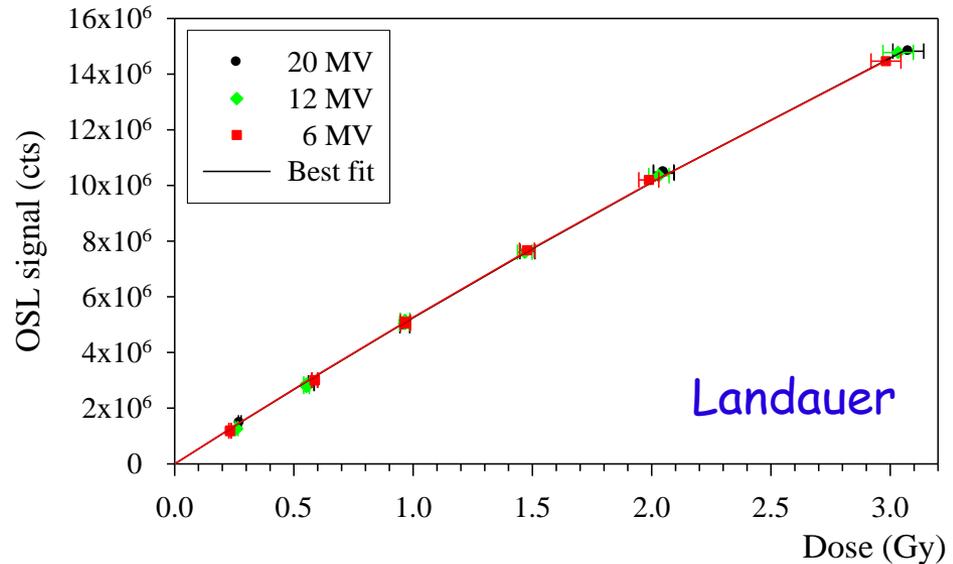
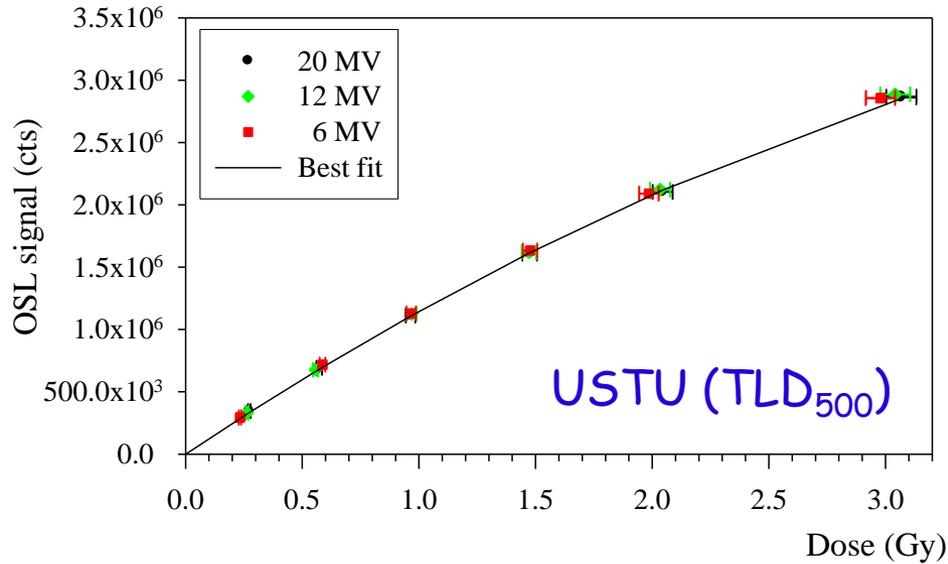
CEA-LIST LNHB : Saturne 43



- ✓ Répétabilité de mesure de dose (OSL vs CI) ~ ± 0.9% (1 Gy)
- ✓ Dépendance en énergie [9, 18 MeV] ~ ± 0.25 % (exp) ; ~ ± 0.2 % (Bragg-Gray)



Validation métrologique avec des faisceaux de photons (projet Européen MAESTRO)



Protocole IAEA TRS-398

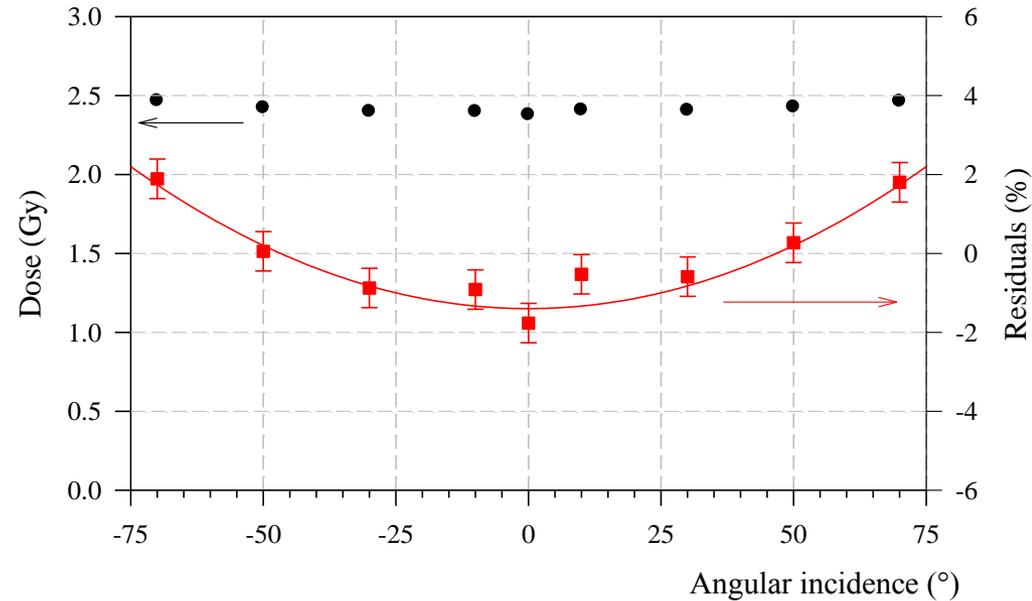
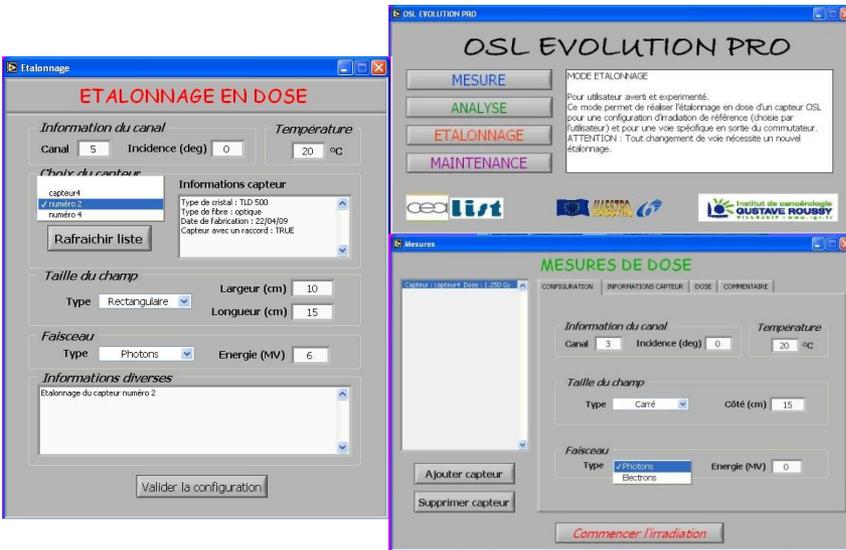
- LINAC Saturne 43 (CEA-LNHB)
- Capteur placé dans l'eau à la position de réf.,
- Taille de champ : 10 x 10 cm²,
- Energies : 6 -12 & 20 MV
- Débit de dose : 200 MU/Min

- ✓ Dépendance en énergie [6, 20 MV] ~ entre 0.7 % and 1.4 % (exp)
~ 0.7 % (Burlin - cavité intermédiaire)
- ✓ Ecart à la linéarité (à 1 Gy) ~ -3.6 % (Landauer) ; ~ -7.8 % (TLD₅₀₀)

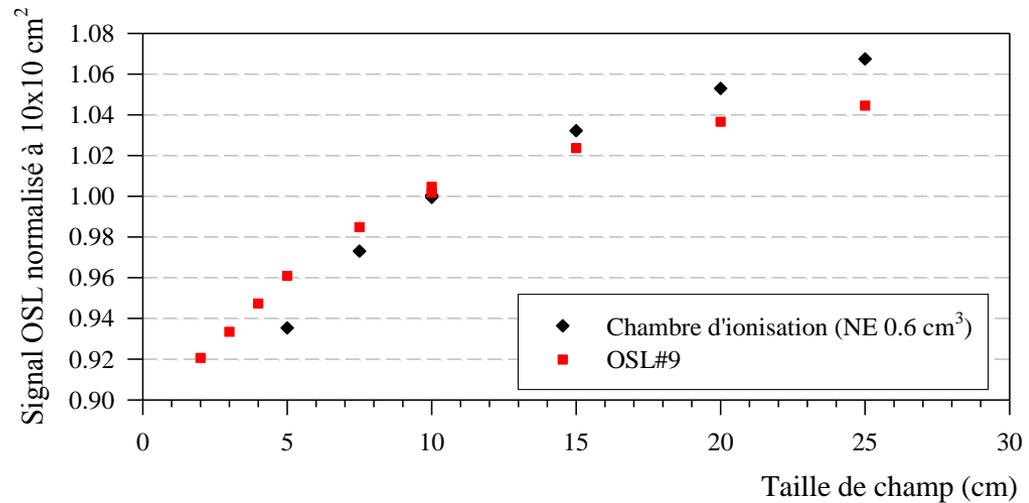


Tests en conditions précliniques à l'IGR Incidence angulaire & taille de champ

Logiciel conversationnel dédié (CEA-LIST)



- **Capteur OSL avec capuchon laiton**
- **Placement en surface (fantôme PS)**
- **Energie : 6 MV,**
- **Champ de référence : 10 x 10 cm²**
- **Champ carré 3x3 cm² → 35x35 cm²**





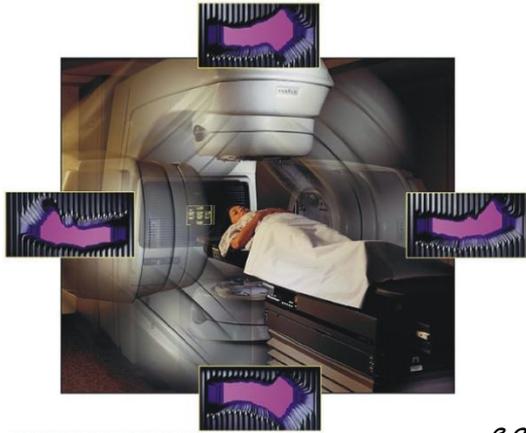
Mesures	Temps réel (RL) & en ligne (OSL)
Nombre de canaux	15
Temps de lecture	~ 30 s [TLD500], ~ 120 s [cristaux Landauer] (35 mW puissance laser)
Résolution spatiale	millimétrique
Dépendance en température	Entre 0,16 %.K ⁻¹ et 0,3 %.K ⁻¹
Perte d'information (<i>Fading</i>)	-1 % par décade en temps (@ 20 °C)
Répétabilité (à 1 Gy)	± 1 %
Reproductibilité (à 1 Gy)	± 2 % (N.B. dose cumulée : 64 kGy [⁶⁰ Co Gamma Cell])
Dépendance en énergie	± 0,25 % sur [9 MeV, 18 MeV] & ± 0,5 % sur [6 MV, 20 MV]
Dépendance angulaire	± 1,5 % sur [-70°, 70°] (PMMA) & ± 2 % sur [-70°, 70°] (laiton)
Dépendance vs débit de dose	Aucune (dosimétrie passive)
Résistance aux radiations	Excellente
Gamme de dose	[10 mGy, 6 Gy] pour TLD500 & [10 mGy, 13 Gy] pour Landauer
Dépendance vs taille de champ	± 5 % sur [4 cm, 25 cm]
Transparence aux radiations	Excellente (N.B. cristaux Al ₂ O ₃ à peine visible sur les radiographies 32 keV)
Compatibilité <i>in vivo</i>	Satisfaisante (étanche à l'eau, petite taille, non-toxique, inerte, stérilisable (plasma))
Immunité électromagnétique	Parfaite : mesure optique (N.B. : le lecteur est placé en dehors de la salle de traitement)
Coût unitaire du capteur	Estimé à 500 € (N.B. : autant qu'une diode)



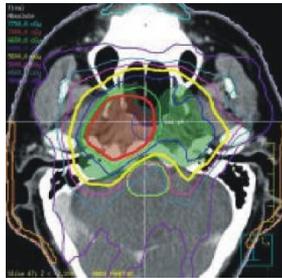
Projet ANR-INTRADOSE (1/4) DIV en contexte de forts gradients de dose

RCMI (Radiothérapie Conformationnelle avec Modulation d' Intensité) :
LINACs & Collimateurs Multilames (MLC)

➔ Gradient transverse élevé



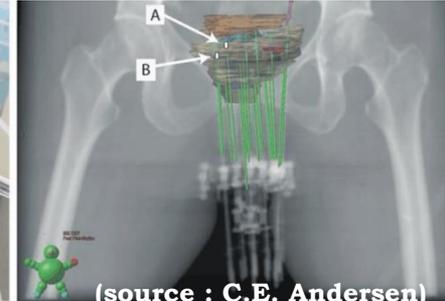
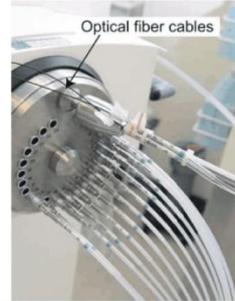
(Source : Varian Medical Systems)



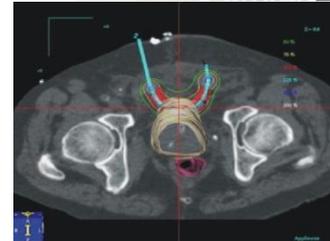
e.g. RCMI de nasopharynx
(Source : medicalphysicsweb)

Curiethérapie (HDR, PDR, LDR) : sources (^{125}I , ^{192}Ir , ...)

➔ Gradient en profondeur élevé ($\approx 20\%.\text{mm}^{-1}$)



(source : C.E. Andersen)



e.g. Curiethérapie HDR de cancer de vessie
(source : J. Thariata et al.)

➔ Nécessité d'une dosimétrie intracavitaire Proche des OARs & comparaison avec les données TPS

- Chaîne de ~ 5 à 6 dosimètres,
- Faible intrusivité (diamètre < 3 mm) & flexibilité,
- Transparence aux radiations (fibres PMMA),
- Stabilité dans le temps (résistance aux radiations),
- Compatibilité *in-vivo* (inerte, non-toxique, stérilisable),
- Visibilité sur clichés de tomographie CT (marqueurs de Z élevés),
- Mesure en ligne : pas de démontage du cathéter - gain de temps,
- Aspect économique : faible coût à l'achat et en maintenance (durée de vie).

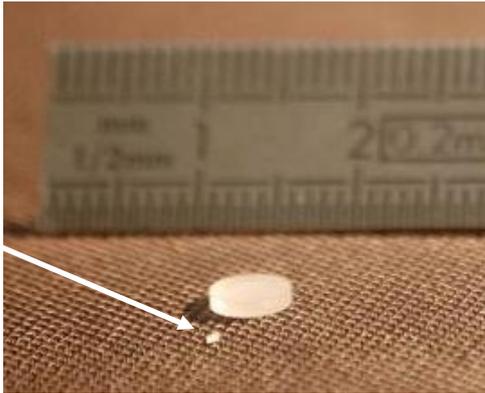
e.g. DIV intracavitaire avec une chaîne de dosimètres TLD ($\varnothing = 3\text{ mm}$)
(les points visibles sur le cliché CT sont des marqueurs au plomb)
(source : P.E. Engstrom et al.)



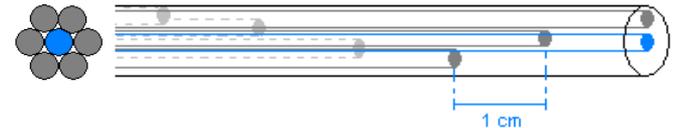


Projet INTRADOSE (2/4) Cathéters Dosimétriques à Fibres Optiques pour la DIV intracavitaire

Cristaux Al_2O_3
sub-millimétriques
($0.3 \times 0.3 \times 1 \text{ mm}^3$)

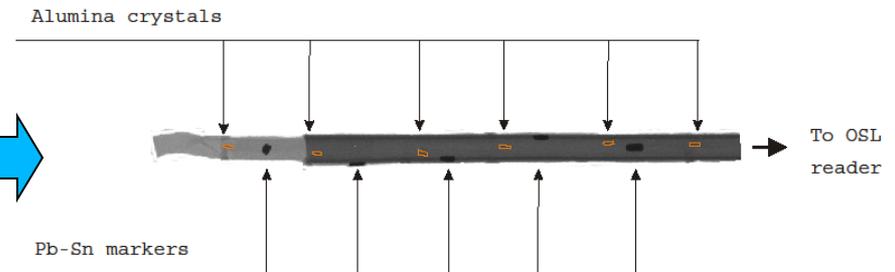


Insertion dans des fibres en PMMA
($\varnothing = 0.5 \text{ mm}$)



Assemblage en faisceau hexagonal de fibres (O.D. = 2 mm)
collé & maintenu par gaine thermorétractable

Montage des connecteurs SMA,
Fixations de marqueurs Pb-Sn



Radiographie X (32 keV)

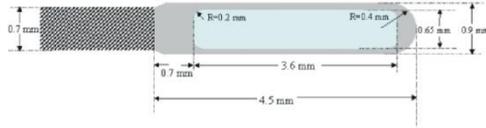
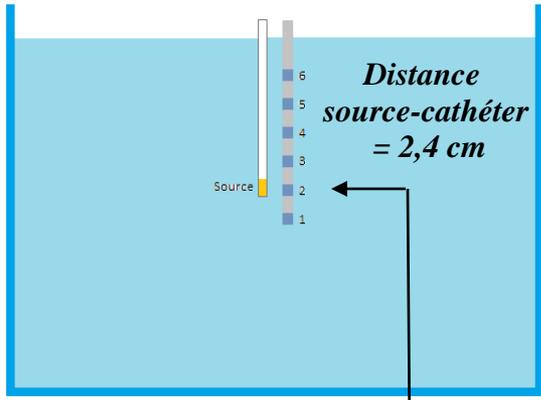
To OSL
reader



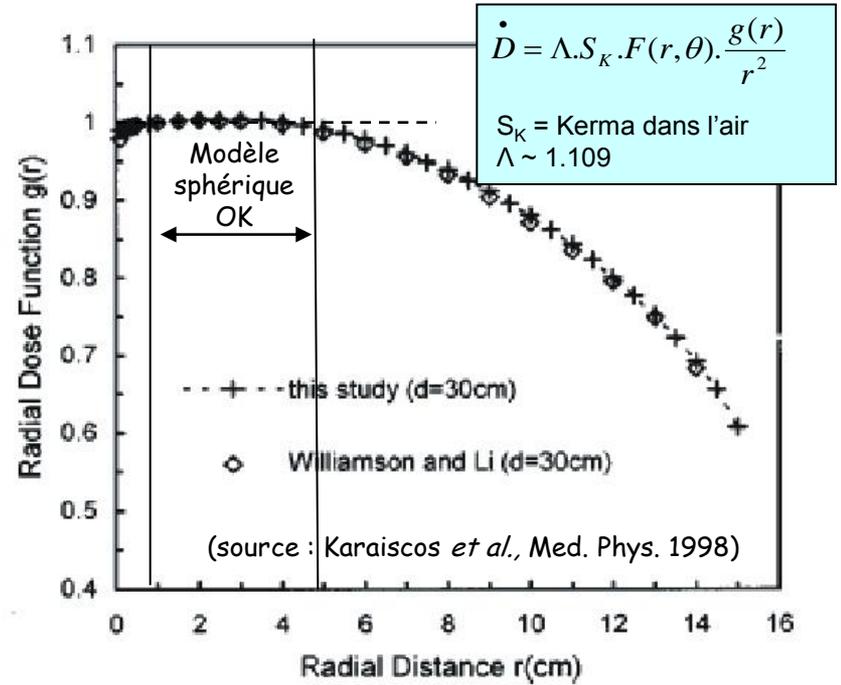
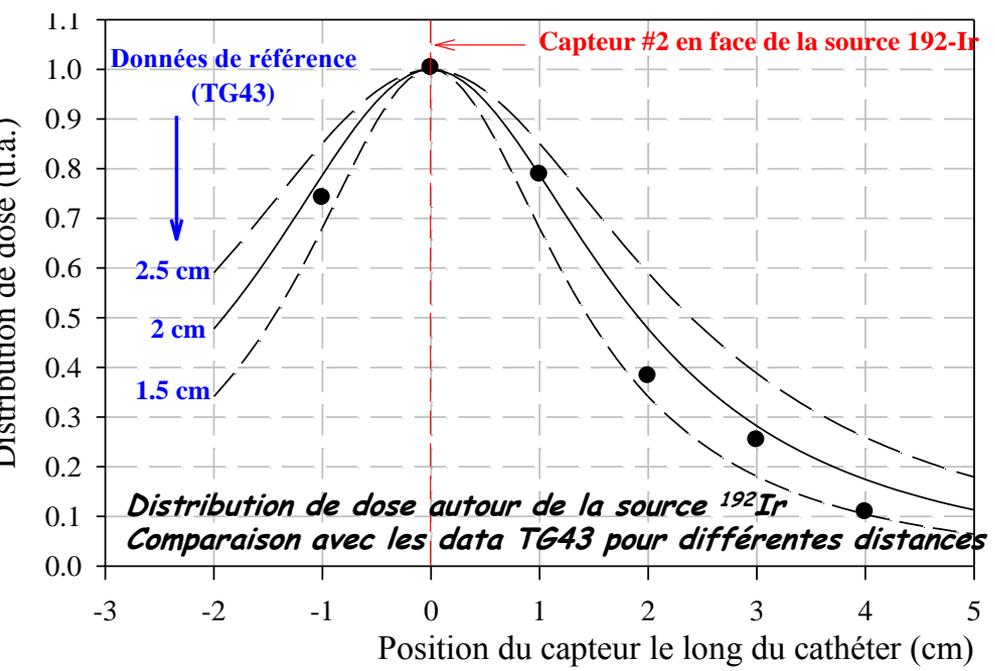
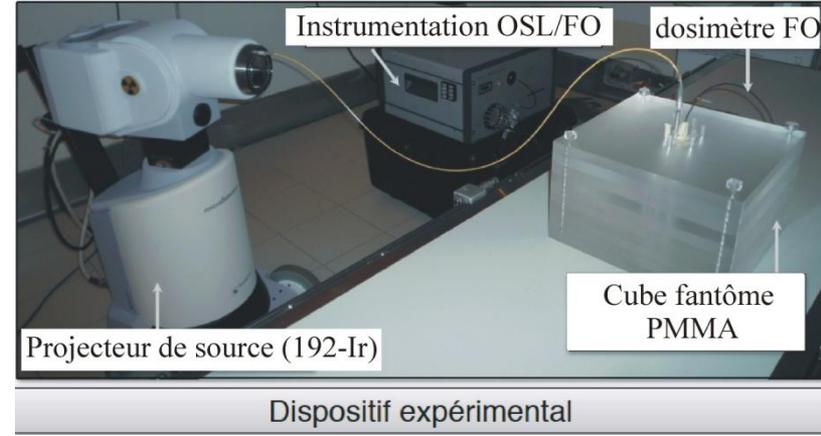
Projet INTRADOSE (3/4)

Validation métrologique (CEA-LNHB)

Curiethérapie HDR avec une source ^{192}Ir



Source MicroSelectron V2 HDR ^{192}Ir (Nucletron)





Projet INTRADOSE (4/4): Suivi en temps réel de la dose par Radioluminescence (RL) - Correction Cerenkov

RCMI avec LINACs : Emission impulsionnelle

Discrimination dans le domaine temporel

($Al_2O_3:C$ = scintillateur à grande durée de vie ($\tau = 35$ ms))

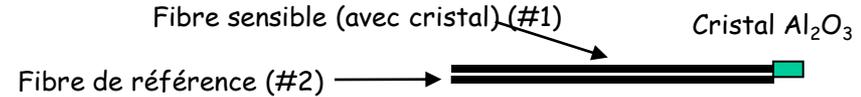
Porte logique
(insérée dans le rack MAESTRO)

Boîtier de détection
(radiation diffusée
dans la salle de traitement)
→ Signal de synchro
(déclencht sur front descendant)

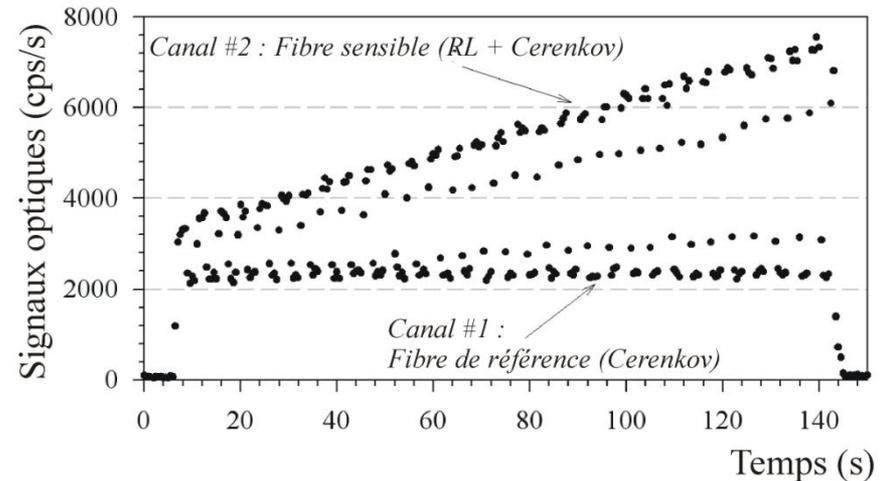
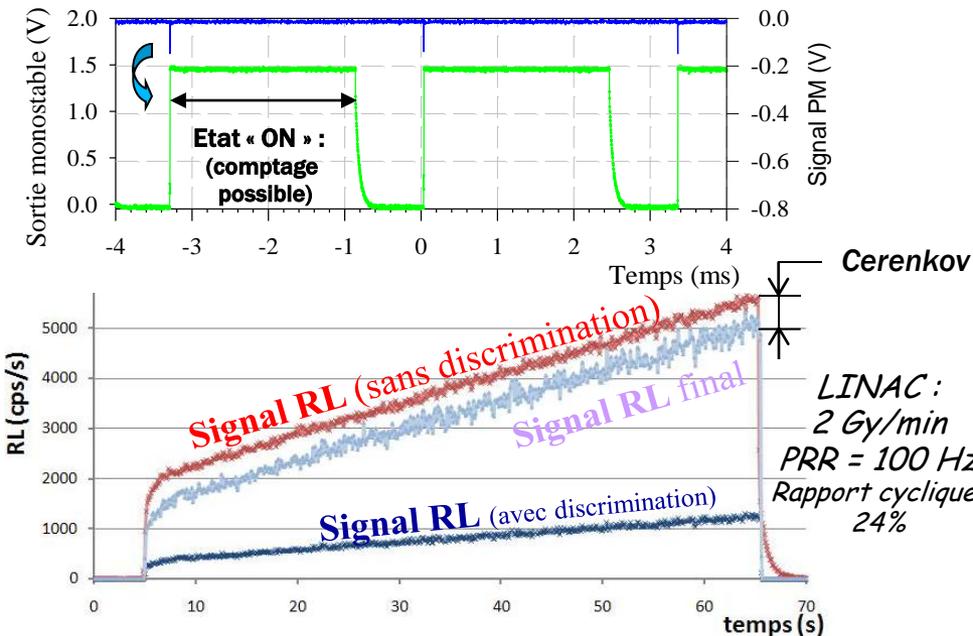
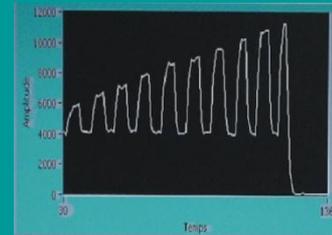


Curiethérapie avec sources : Emission continue

Méthode de la double fibre



**Méthode de soustraction
par commutation**





Remerciements



Commission Européenne



Agence Nationale pour la Recherche /
Technologies pour la Santé (ANR-TECSAN)

Laboratoire National Henri Becquerel (CEA LIST LNHB):
Soizic Sorel, Aimé Ostrowsky, Tristan Garcia, Line Sommier,
Dominique Cutarella, Johann Plagnard

Laboratoire Images et Dynamique (CEA LIST LID):
Dominique Chambellan

Etudiants (CEA LIST LMO):
Mona Ishac, Hélène Bouchard, Amandine Fallet, Guillaume Bouhot,
Cindy Le-Bret, Caroline Ngo, Sybelle Deloule

