

# Sviluppo di un Sistema Spettrometrico OnLine e di un Rivelatore “Compton Camera” per la Spettrometria dei RX

G. Baldazzi<sup>ab</sup>, P.L. Rossi<sup>a</sup>, S. Masetti<sup>a</sup>, L. Roma<sup>c</sup>, R. Golfieri<sup>c</sup>

<sup>a</sup> University of Bologna, Dep.t of Physics, viale Berti Pichat 6/2, 40127 Bologna, Italy

<sup>b</sup> INFN of Bologna, viale Berti Pichat 6/2, 40127 Bologna, Italy

<sup>c</sup> S.Orsola-Malpighi University Hospital, O.U. of Radiology, via Massarenti 9, 40127 Bologna, Italy

## Abstract

Ci si propone di iniziare la sperimentazione clinica di uno *spettrometro online* in grado di fornire – visivamente sul pannello di controllo e in forma digitale su *card* dosimetrica – lo spettro dei RX emessi in ogni singola esposizione diagnostica.

Per mezzo dell’analisi differenziale (spettrometria) del fascio diviene possibile: 1- modulare con opportuni filtri il fascio al fine di ottimizzare l’imaging in ogni specifico esame diagnostico diminuendo nel contempo la dose al paziente; 2- riprodurre lo spettro del fascio per ottenere immagini qualitativamente e quantitativamente confrontabili; 3- misurare con precisione tutti i parametri di qualità del fascio (kVp, esposizione, energia media, energia equivalente, S.E.V. del fascio); 4- effettuare la dosimetria del paziente (ESD per ogni *energy bin*); 5- registrare lo spettro di ogni esposizione radiologica ricevuta dal paziente (*card radiologica*) nel corso della sua vita clinica.

Per la piena operatività del metodo è necessario lo sviluppo di una apparecchiatura (*Compton camera*) per la verifica periodica della calibrazione del sistema spettrometrico online. Questo obiettivo può essere raggiunto mediante la lettura del fascio RX diffuso per effetto Compton a un preciso angolo e quindi ricostruito.

**Keywords:** Spettrometria dei RX, Qualità del fascio RX, Dosimetria del paziente.

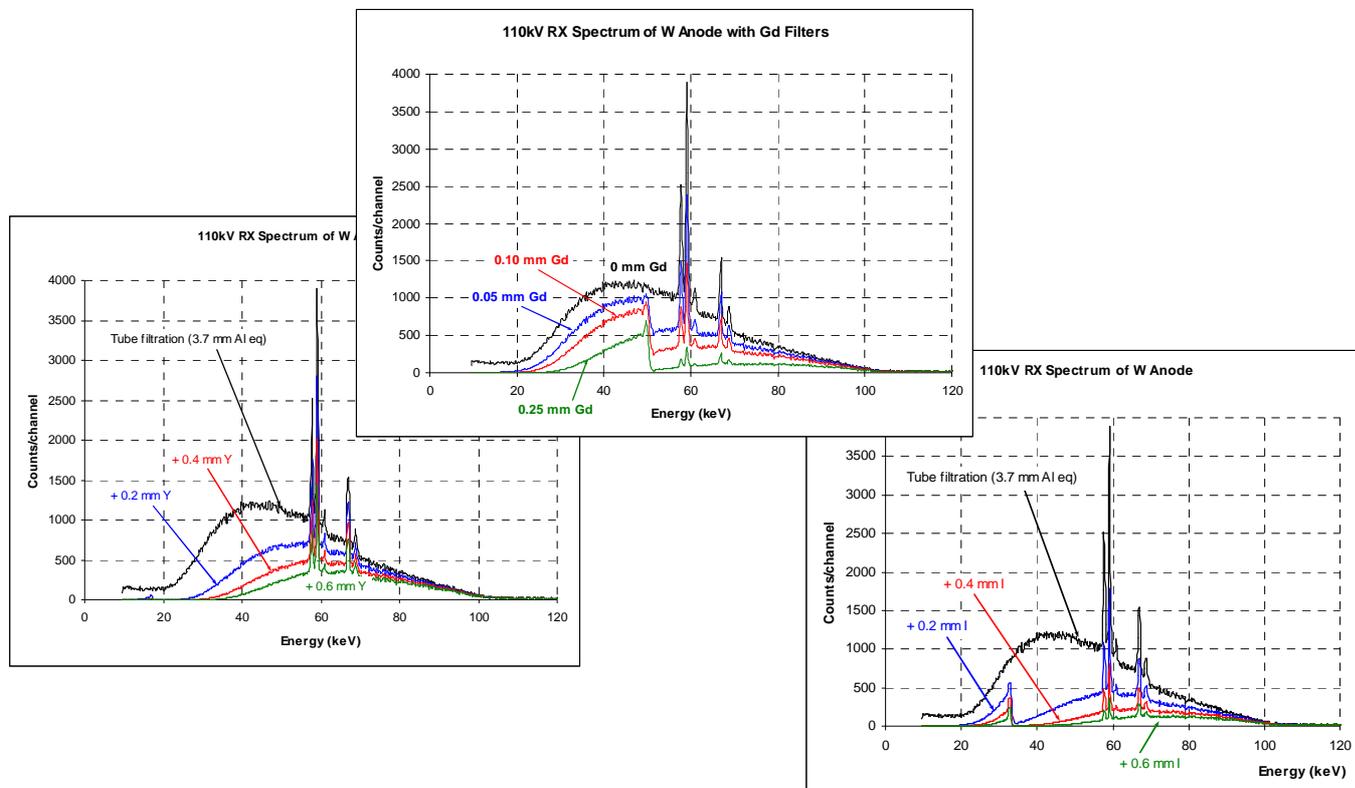
## Introduzione

La conoscenza dello spettro del fascio diagnostico dei raggi X è fondamentale per lo studio e l’ottimizzazione dei protocolli destinati a ridurre la dose somministrata al paziente migliorando (o almeno conservando) nel contempo la qualità dell’immagine. Ciò è tanto più vero ai nostri giorni in cui si assiste ad un rapido avanzamento della tecnologia dei sistemi radiologici: tale avanzamento riguarda in particolare i sistemi di rivelazione (*Flat-panel*, rivelatori *multislices* per TC) e i sistemi di elaborazione digitale dell’immagine. A tale sviluppo tecnologico non corrisponde tuttavia una pari evoluzione delle sorgenti radiogene: il tubo RX (basato sul principio del tubo di Coolidge) genera un fascio ad ampio spettro energetico mentre le moderne tecniche di imaging richiederebbero un fascio più monocromatico, centrato su energie diverse in relazione alla tipologia dell’esame diagnostico e del paziente.

Nella radiologia attuale, le differenze tra i parametri spettrometrici che intercorrono tra le diverse apparecchiature radiogene introducono delle variabilità che limitano la riproducibilità dell’esame e rendono impossibile misurare con precisione la dose somministrata al paziente.

Va inoltre sottolineato che sono stati effettuati diversi studi sulla filtrazione del fascio RX mediante opportuni elementi dotati di *k-edge* (vedi ad esempio [1], [2], [3], [4], [5], [6]) al fine di ridurre

l'estensione energetica (vedi anche Fig. 1). Tale metodo consentirebbe di produrre dei filtri costituiti da opportuni *sanwich* di elementi diversi capaci di ottimizzare l'immagine riducendo la dose al paziente. Tuttavia il processo modifica anche l'intensità del fascio che varia con l'apparecchiatura radiologica impiegata e la sua destinazione d'uso: i parametri dell'esposizione andrebbero quindi adattati ad ogni singola apparecchiatura che fa uso del filtro complicando l'applicazione del metodo che, di fatto, non viene utilizzato.



**Fig. 1:** Esempi delle possibilità offerte dalla filtrazione del fascio RX.

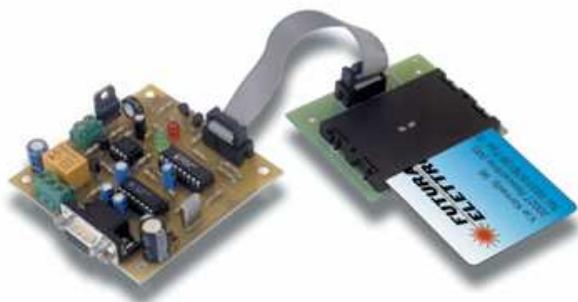
I filtri operativi dovranno essere costituiti da *sandwich* costituiti da diversi strati di elementi diversi.

In sintesi si può affermare che lo S.E.V. ed il kerma in aria, con cui si è soliti caratterizzare qualitativamente e quantitativamente il fascio utile, sono inadeguati agli scopi dell'imaging diagnostico moderno per il loro carattere di misure integrali. Ne segue un'ampia tolleranza nella scelta del fascio da utilizzare in un determinato esame diagnostico con conseguente:

- a) variabilità nella qualità dell'immagine;
- b) scarsa riproducibilità delle condizioni dell'esame;
- c) scarso adattamento al tipo di paziente;
- d) impossibilità di misurare con precisione la dose al paziente (ESD);
- e) impossibilità di modulare il fascio per ridurre l'estensione energetica.

Per mezzo dell'analisi differenziale (spettrometria) del fascio sarebbe invece possibile:

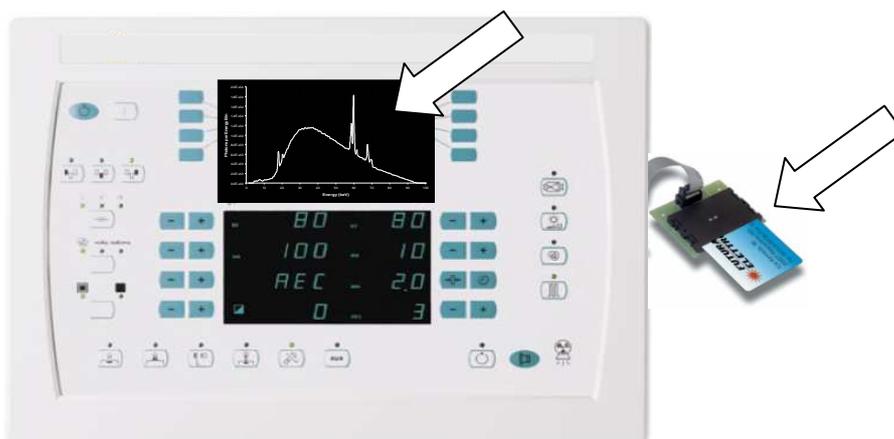
- 1- modulare con opportuni filtri il fascio al fine di ottimizzare l'imaging in ogni specifico esame diagnostico diminuendo nel contempo la dose al paziente;
- 2- riprodurre lo spettro del fascio per ottenere immagini qualitativamente e quantitativamente confrontabili;
- 3- misurare con precisione tutti i parametri di qualità del fascio (kVp, esposizione, energia media, energia equivalente, S.E.V. del fascio);
- 4- effettuare la dosimetria del paziente (ESD per ogni *energy bin*);
- 5- registrare lo spettro di ogni esposizione radiologica ricevuta dal paziente (*card radiologica*) nel corso della sua vita clinica (Fig. 2).



**Fig. 2:** Una semplice card dotata di microchip del costo di pochi euro potrebbe mantenere le informazioni dosimetriche della popolazione.

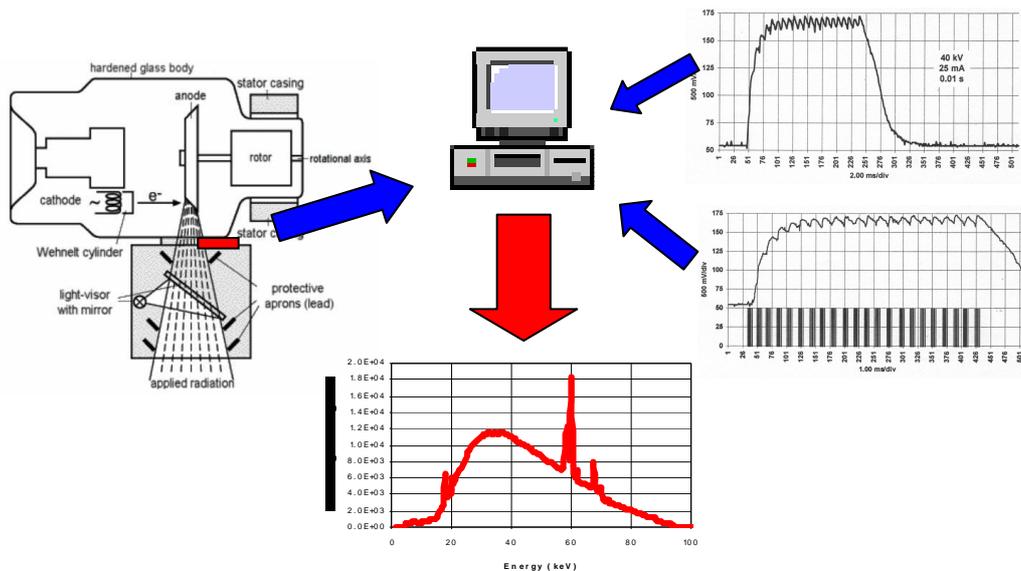
### Obiettivi della sperimentazione

Ci si propone di dotare alcune apparecchiature radiologiche cliniche del Policlinico S. Orsola-Malpighi di Bologna di uno *spettrometro online* in grado di fornire – visivamente sul pannello di controllo e in forma digitale su *card* dosimetrica – lo spettro dei RX emessi in ogni singola esposizione (Fig. 3).



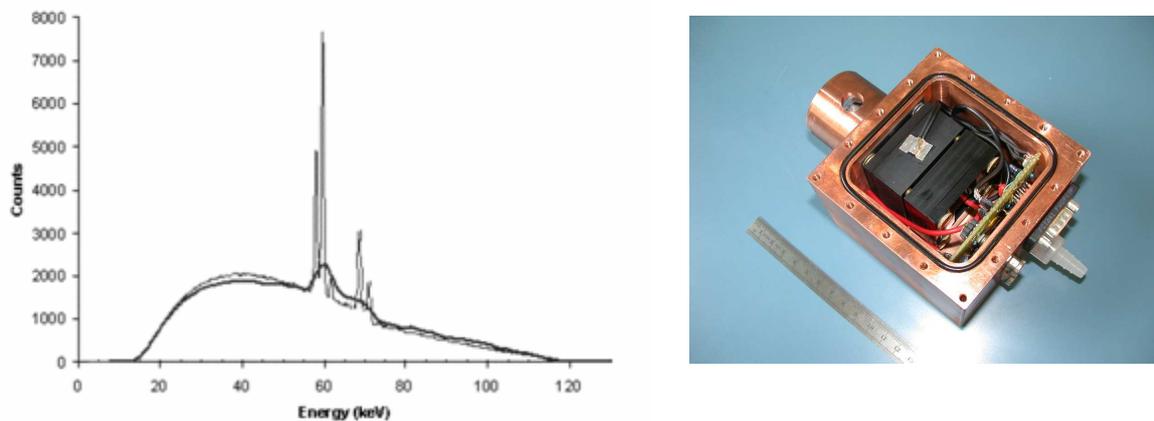
**Fig. 3:** Esempio di come si dovrebbe presentare una console di controllo di uno di spettrometro online per generatore RX. Si noti la possibilità di visualizzare su schermo lo spettro del fascio e di registrarlo su memory card.

Per realizzare tale obiettivo si utilizzano le informazioni provenienti da tre sorgenti: 1) un sistema esposimetrico appositamente sviluppato che viene montato all'uscita della guaina del tubo RX, prima del gruppo dei collimatori, e intercetta una piccola sezione del fascio; 2) le forme d'onda di tensione e 3) di corrente anodica prelevate dall'inverter del sistema radiologico. Tali informazioni vengono utilizzate come parametri per un software di simulazione dello spettro RX (Fig. 4). Il metodo è completamente operativo e funzionante a livello sperimentale presso il Dipartimento di Fisica dell'Università di Bologna. La card, dotata di microchip, dovrebbe registrare – oltre allo spettro dei RX mediante il quale è stato svolto l'esame – il distretto anatomico interessato, la dimensione del FOV e la distanza sorgente-paziente (che possono essere misurate automaticamente) ed eventualmente altre informazioni aggiuntive. Con tali informazioni diverrà possibile una precisa ripetibilità dell'esame diagnostico e la dosimetria del paziente.



**Fig. 4:** Rappresentazione schematica della metodologia di ricostruzione di parametri del fascio RX.

Per la piena operatività del metodo sarà inoltre necessario dotare i Fisici Sanitari e gli Esperti Qualificati di opportuna strumentazione per verificare periodicamente (annualmente) la calibrazione del sistema spettrometrico online. Questo obiettivo può essere raggiunto mediante la lettura del fascio RX diffuso per effetto Compton a un preciso angolo e quindi ricostruito. I risultati fin qui ottenuti mediante tale tecnica sono molto buoni [7], [8], [9] e Fig. 5, è tuttavia necessario diminuire drasticamente il tempo di acquisizione e aumentare il range operativo dello strumento aumentando l'efficienza del rivelatore. Ci si propone pertanto di sperimentare l'utilizzo di rivelatori ad alta efficienza ed elevata capacità spettrometrica già impiegati nelle tecnologie spaziali – di cui il Gruppo del Dott. Labanti dello IASF detiene le conoscenze tecnologiche – per ottenere il pieno funzionamento della Camera Compton garantendo la piena operatività clinica del metodo.



**Fig. 5:** Risultati fin qui ottenuti con un prototipo di *Compton-camera*.

Mediante la sperimentazione su fantocci sarà possibile sviluppare specifici filtri da utilizzare per ogni tipologia diagnostica richiesta al fine di ottimizzare l'imaging riducendo la dose somministrata al paziente. La sperimentazione clinica, eventualmente effettuata – ove possibile – in doppio cieco, consentirà di valutare l'effettivo beneficio sulla qualità dell'immagine e sulla dose al paziente.

## Bibliografia

- [1] R. Zannoli, G. Testoni, T. Bernardi, G.F. Gualdrini, E. Argazzi, D. Bollini, **Optimal energy filtering of the X-ray beam in cardiac angiography**, *Physica Medica*, Vol XV, n. 1, 1999.
- [2] A.A. Okunade and F.O. Ogundare, **Models for the Comparative Equivalence of Scattering Properties of Elemental Filters Used in Diagnostic Radiology**, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 18, No. 11, November 1999.
- [3] Rossi P.L., Baldazzi G., Bernardi T., Corazza I., Testoni G., Zannoli R. **Valutazione in vivo dell'efficacia della filtrazione del fascio RX mediante Gd in angiografia pediatrica**, *Congresso Nazionale della Società Italiana di Fisica, Milano, Settembre 2001*.
- [4] G. Baldazzi, I. Corazza, P.L. Rossi, G. Testoni, T. Bernardi, R. Cannoli, **In Vivo Effectiveness of Gadolinium Filter for Paediatric Cardiac Angiography in terms of Image Quality and Radiation Exposure**, *Phys. Medica*, 18, pp. 109-114 (2002).
- [5] J.T. Dobbins, E. Samei, H.G. Chotas, R.J. Warp, A.H. Baydush, C.E. Floyd, C.E. Ravin, **Chest Radiography: Optimization of X-ray Spectrum for Cesium Iodide–Amorphous Silicon Flat-Panel Detector**, *Radiology* 2003; 226:221–230.
- [6] Okka W. Hamer, Claude B. Sirlin, Michael Strotzer, Ingitha Borisch, Niels Zorger, Stefan Feuerbach, Markus Vo'lk, **Chest Radiography with a Flat-Panel Detector: Image Quality with Dose Reduction after Copper Filtration**, *Radiology* 2005; 237:691–700.
- [7] G. Baldazzi, T. Bernardi, G. Bersaglia, P. Ferrari, P. L. Rossi, G. Testoni, R. Zannoli, **A Miniaturized Solid State Detection System for X-rays Spectrometry Based on Compton Scattering**, *IEEE NSS MIC 2000 Conference Record*, a cura di T. Dressendorfer, Lyon (FR), 2000.
- [8] G. Baldazzi, T. Bernardi, P. L. Rossi, G. Testoni, R. Zannoli, **Ricostruzione ed Analisi dello Spettro di un Fascio per Roentgendiagnostica mediante Diffusione Compton**, *Atti del Congresso Nazionale dell'Associazione Italiana di Fisica in Medicina* (Brescia, 12-16 Giugno 2001).
- [9] G. Baldazzi, T. Bernardi, J.E. Fernandez, P. Ferrari, P.L. Rossi, G. Testoni, R. Zannoli, **X-rays spectroscopy with a portable Compton selection chamber: detector design and results**, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B* 213 (2004) 223-226.