

**Progetto di un prototipo ospedaliero per la radio-diagnostica avanzata,  
mediante raggi X Monocromatici prodotti da scattering Thomson**

*Riccardo Calandrino<sup>1</sup>, Alessandro Del Maschio<sup>2</sup>, Luca Serafini<sup>3</sup>*

1 Servizio di Fisica Sanitaria IRCCS San Raffaele, Milano

2 Servizio di Radiologia, Università Vita e Salute San Raffaele, Milano

3 INFN Sezione Milano

## **1 Introduzione**

*La disponibilità di un fascio X monoenergetico (o monocromatico), dotato di energia variabile, rappresenta una svolta di grande rilevanza per la qualità della informazione nella diagnostica radiologica [1,2] e potenzialmente anche nella radioterapia [3].*

*In particolare l'angiografia coronarica e la diagnostica senologica (mammografia) beneficiano di un miglioramento nella qualità dell'informazione portata al rivelatore. Infatti con questa nuova sorgente di radiazione X l'angiografia diviene una metodologia non più invasiva, in quanto attraverso l'ottimizzazione possibile dell'assorbimento selettivo della radiazione, si può sostituire la somministrazione intra arteriosa con una somministrazione venosa del mezzo di contrasto iodato.*

*Per quanto riguarda la mammografia, l'utilizzo di sorgenti "coerenti", ovvero quasi monocromatiche consente lo sviluppo di tecniche di phase imaging che potrebbero aggiungere rilevanza ai fini della formulazione diagnostica.*

*L'uso di un fascio X monoenergetico consente in generale una forte riduzione della dose assorbita dal paziente rispetto alla radiologia convenzionale, che è ancora basata su raggi X non monoenergetici dello stesso tipo di quelli originariamente prodotti da W. Roentgen nel lontano 1895.*

*La coerenza della radiazione X potrebbe inoltre consentire, in radioterapia, l'utilizzo di microfasci da 10 – 50 micron di diametro per i quali è dimostrata una maggiore capacità di danno ai tessuti neoplastici ed un maggiore risparmio ai tessuti sani [3].*

*L'odierna tecnologia dei fotoiniettori di elettroni ad alta brillantezza, del tipo di SPARC[4,5,6,23,24], consente di realizzare un prototipo compatto per uso ospedaliero, con prestazioni simili a quelle delle sorgenti di luce di sincrotrone, ma dimensioni e costi inferiori di più di un ordine di grandezza (<5x5m,<10 M€), quindi localizzabili in ogni grande ospedale.*

## 2 Sistemi per la produzione di Raggi X Monocromatici

La produzione di raggi X ad alto flusso puo' avvenire essenzialmente con tre metodi:

- mediante reazioni di Bremsstrahlung, come in ogni macchina convenzionale per radio-diagnostica
- mediante radiazione di sincrotrone, come avviene nelle grandi macchine acceleratrici che costituiscono le sorgenti di luce di sincrotrone
- mediante Compton (Thomson) back-scattering di un fascio laser impulsato di alta energia per impulso (J) da parte di un fascio di elettroni di media energia (20-80 MeV) ed altissima brillantezza, entrambi focalizzati nel punto di collisione su spot focali di poche decine di micron. In tali condizioni l'energia dei raggi X emessi e' variabile a piacere nel range 10-120 keV con flussi fino a  $10^{12}$  fotoni/s e nel range 120-240 keV con flussi fino a  $5 \cdot 10^{11}$ .

Il primo metodo consiste essenzialmente nell'inviare un fascio di elettroni contro un bersaglio solido (targhetta) costituito da metallo pesante: il fascio di elettroni viene completamente assorbito dalla targhetta, che emette Raggi X con un'energia non definita (quindi non monocromatici), bensì sparpagliata su un ampio spettro (decine di KeV).

Il secondo metodo produce in effetti Raggi X monocromatici con energia anche di varie decine di KeV ed alto flusso: presso la macchina KEK-AR giapponese si sono prodotti Raggi X monocromatici da 37 keV con un flusso fino a  $10^{11}$  fotoni/s. Con questo fascio e' stato condotto un esperimento di Angiografia Coronarica, ottenendo immagini ben contrastate dell'arteria coronarica (fino a 33 immagini al secondo) con un leggero liquido di contrasto iniettato per semplice iniezione endovenosa. Il successo di questo esperimento dimostra le grandi potenzialita' dei Raggi X monocromatici, ma purtroppo non consente di prevedere su questa base un'applicazione di massa in tutti gli ospedali del territorio. Infatti le macchine per la luce di sincrotrone sono acceleratori a forma di anello con diametri dell'ordine delle decine di metri che richiedono strutture imponenti e risorse al di sopra delle capacita' anche di un grosso centro ospedaliero. Basti pensare che i paesi occidentali possiedono solo una di queste macchine per nazione (con l'eccezione degli USA e del Giappone): la macchina italiana e' situata a Trieste (Elettra presso la Sincrotrone Trieste) ed ha richiesto un finanziamento di circa 50 Meuro per la costruzione (oltre ad un laboratorio di circa 2000 m<sup>2</sup> dedicato), e richiede circa 20 Meuro annui per il funzionamento e la manutenzione, nonche' un gruppo di circa 20 persone dedicato [7].

Il terzo metodo di produzione di Raggi X sopra citato e' quindi l'unico compatibile con lo sviluppo di un sistema compatto (situabile all'interno di un bunker da circa 6x2 mq) di costo moderato (inferiore ai 6 Meuro per un prototipo, probabilmente contenuto entro i 3 Meuro per una produzione in serie della macchina), che non richiede piu' di una persona dedicata per il suo funzionamento a regime. Questo e' un sistema certamente compatibile con le risorse tipiche di un grosso centro ospedaliero: in tal modo l'angiografia coronarica potrebbe diventare un metodo diagnostico distribuito sul territorio e, come anzidetto, accessibile da tutta la popolazione con modalita' ambulatoriali simili a quelle di un normale esame radio-diagnostico.

Vediamo ora piu' in dettaglio lo schema ed il funzionamento di un sistema per Raggi X monocromatici da Compton back-scattering basato su un fotoiniettore. Per una panoramica di queste sorgenti innovative di radiazione e delle applicazioni più strategiche, si veda il sito web del recente workshop ICFA, tenutosi ad Alghero su "Compton Sources for X/ $\gamma$  rays: Physics and Applications", <http://www.ca.infn.it/alghero2008/>.

Il principio di funzionamento si basa sulla collisione head-on di due fasci contro-propaganti (da cui il termine head-on) di elettroni e di fotoni laser.

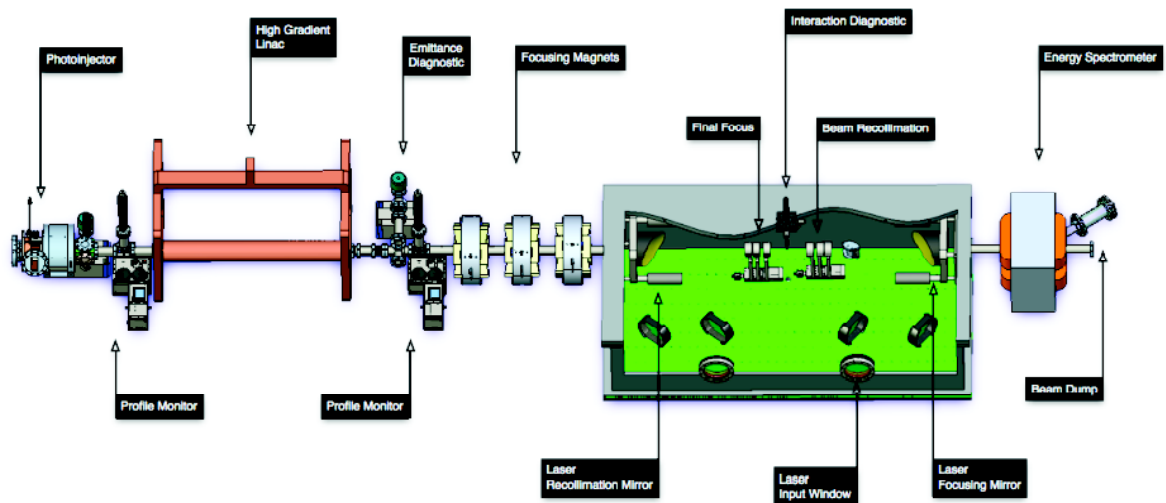


Fig. 1 - Schema di funzionamento della sorgente di Raggi X monocromatici

Il fascio di elettroni e' prodotto da un foto-iniettore ad un'energia variabile fra i 25 e gli 80 MeV (indicato in Fig.1 come Photoinjector e High Gradient Linac, in pacchetti che trasportano una carica di 0.5-2 nC (cioe' fino a  $10^{10}$  elettroni per pacchetto) di durata circa 10 ps, che viene focalizzato nel punto di collisione su uno spot di 20 micron da parte di sistemi magnetici a quadrupoli compatti anche a magneti permanenti (in figura denominati focusing magnets e final focus). Il fascio laser e' prodotto da un sistema Nd:YLF (lunghezza d'onda 1050 nm) in pacchetti che trasportano da 100 mJ a 2 J di energia per pacchetto, della durata di 5-10 ps, focalizzato nel punto di collisione su uno spot circa uguale e sovrapposto a quello del fascio di elettroni (vedi "laser focusing mirror" in figura), al fine di garantire la massima sovrapposizione dei due fasci nel punto focale di collisione, localizzato all'interno di una camera di scattering dedicata.

Alcuni dei fotoni componenti il pacchetto laser (ce ne sono circa  $10^{18}$  per pacchetto), che si propagano in direzione opposta agli elettroni, vengono sostanzialmente riflessi dagli elettroni con cui collidono mediante meccanismo Compton back-scattering [8] e sono trasformati in fotoni X che si propagano nella stessa direzione del fascio di elettroni, ad un'energia che dipende da quella degli elettroni secondo la relazione semplificata  $h\nu_x = 1.2 \cdot 4 \cdot \gamma^2$ , dove  $h\nu_x$  e' l'energia in keV dei Raggi X prodotti nella collisione, 1.2 e' l'energia in eV dei fotoni laser incidenti e  $\gamma$  e' il fattore relativistico degli elettroni, dato da  $\gamma = 1 + T/0.511$ , dove T e' l'energia in MeV del fascio di elettroni. Si vede quindi che per un fascio di elettroni incidenti di 40 MeV si ottengono Raggi X ad un'energia di 30 keV. Il numero di fotoni X prodotti e' di circa  $10^8$  per pacchetto (sotto le condizioni di focalizzazione nel punto di collisione sopra elencate), la durata dell'impulso di Raggi X e' di circa 10 ps, con uno spread di energia molto piccolo, circa il 2% (si possono ottenere impulsi da  $2 \cdot 10^7$  fotoni con uno spread di energia di 0.1%).

Con l'attuale tecnologia[9] si possono avere 100 pacchetti (collisioni) al secondo (sia elettroni che laser), quindi il flusso di raggi X monocromatici ottenibile e' di circa  $10^{10}$  fotoni al

secondo. In una seconda fase del progetto, mediante implementazione di un ricircolo in cavità dell'impulso laser, e mediante produzione di treni di 100 pacchetti di elettroni per impulso RF, e' ipotizzabile un miglioramento del flusso di Raggi X di un fattore 100, raggiungendo cosi' i  $10^{12}$  fotoni/s.

E' quindi ragionevole prevedere che nei prossimi anni si possa operare un prototipo basato su tecnologia attuale che produca fino a  $10^{10}$  fotoni/s, migliorato in una seconda fase fino a raggiungere i  $10^{12}$  fotoni/s: questo diventera' il sistema per una produzione in serie. Ricordiamo che una radiografia del bacino richiede, con gli attuali sistemi di rivelazione ad intensificazione di immagine[10], circa  $10^7$ - $10^8$  fotoni per fotogramma.

L'energia massima e' di circa 120 keV utilizzando l'armonica fondamentale del laser Nd:YLF (infrarosso a 1050 nm): mediante moltiplicazione con cristalli non lineari si puo' generare la seconda armonica del laser (a 525 nm) con un'efficienza di circa il 50%. Utilizzando quindi il fascio verde della seconda armonica si possono ottenere energie nel range 20-240 keV con flussi circa la meta' di quelli prodotti con l'armonica fondamentale.

### 3 Comparazione dei principali parametri definenti la qualità dell'informazione diagnostica

Tabella 1. Confronto fra le caratteristiche delle tecniche di diagnostica mammografica [1,2]

Characteristics	Phase mammography	Digital mammography, biopsy attachment	Mammography
Diagnostic purpose	Breast diagnostics, screening	Stereo-pair for precise biopsy	Breast diagnostics, screening
Spectral range of radiation, keV	22.2 43.0 59.3	17 - 20	17 - 20
Spectral width, $\Delta\lambda / \lambda$	$5 \times 10^{-4}$	$\sim 0.1$	$\sim 0.1$
Sensitivity $\Delta\rho / \rho$ , %	0.1 - 0.5	6 - 8	6 - 8
Resolution, mm	0.01 - 0.025	0.15 - 0.3	0.15 - 0.3
Field of view, cm $\times$ cm	18 $\times$ 24	3 $\times$ 4	18 $\times$ 24
Diagnostically valuable result	Neoplasm up to 1 mm in size Microcalcifications up to 0.05 mm in size Tissue abnormalities Difference between benign and malignant tumor Vessels	Neoplasm up to 3 mm in size Microcalcifications up to 0.2 mm in size	Neoplasm up to 3 mm in size Microcalcifications up to 0.2 mm in size
Image type	Projection or several projections	Two projections	One - three projections
Possibility of 3D imaging	Possible	Possible	Possible
Dose for one examination, mG	0.1 - 0.15	1 - 1.5	1 - 1.5

Gli elementi di guadagno sono :

- La risoluzione di contrasto (sensibilità alle differenze di densità  $\Delta\rho/\rho$ ): si passa dal 6-8 % al poter apprezzare differenze dello 0,1% .
- La risoluzione spaziale, che passa da 0,15 -0,3 mm a 0.01-0.015 mm.
- La valutabilità diagnostica migliora di un fattore 3 nelle dimensioni lineari del tumore. *(NdR:Questo implica la possibilità di rivelare un cluster di cellule tumorali circa 30 volte più piccolo delle dimensioni minime oggi raggiungibili, anticipando quindi la diagnosi oncologica di 1-2 anni nell'evoluzione del tumore) .*
- La riduzione della dose di radiazioni al paziente, fino a un fattore 10 rispetto ai valori della radiologia convenzionale.

Tabella 2. Confronto fra valori diagnostici e limiti della radiografia di fase e della NMR (tessuti molli) [11,12,13,14,15]

	<b>Characteristics</b>	<b>Phase Radiography</b>	<b>NMR</b>
1	Spatial resolution, mm	0.01 - 0.025 <sup>1)</sup>	> 3 <sup>2)</sup>
2	Time for data registration, s	30 <sup>3)</sup>	1200 <sup>4)</sup>
3	Time for image reconstruction, s	< 1	120
4	Time for patient preparation, min	5	60
5	Possibility to use as a primary diagnostics	Yes	No
6	Visibility of vessel system	Without contr. ag.	With contrast agent
7	Visibility of nervous system	Without contr. ag.	With contrast agent
8	Visibility of lymphatic system	Without contr. ag.	No
9	Visibility of internal soft tissue organs	Without contr. ag.	With contrast agent
10	Visibility of skeleton	Yes	Yes
11	Examination of patients with claustrophobia	Possible	Impossible
12	Examin. of patients with metallic implants	Possible	Entirely impossible
13	Examin. of patients with nonmetallic implants	Possible	Possible with limitations
14	Real time examin. during surgery	Possible	Entirely impossible

<sup>1)</sup>Spatial resolution in PDI microscopy can be 1 - 3 $\mu$  for thin slice examination.

<sup>2)</sup> In NMR microscopy a resolution up to 0.1 mm can be obtained for thin slices of tissue with very high magnetic field.

<sup>3)</sup> Depends on a power of an x-ray source

<sup>4)</sup> In Planar NMR diagnostics (functional diagnostics) the examination time can be about 1 s.

Anche da questo confronto risulta per gli X monocromatici un aumento forte della risoluzione spaziale, una drastica diminuzione dei tempi d'esame e quindi dei costi, e la possibilità di effettuare indagini radiologiche senza mezzo di contrasto. Inoltre si eliminano gli impedimenti propri alla NMR di non potere effettuare l'indagine nei pazienti portatori di protesi metalliche o stimolatori elettronici.

**4 Tempi di realizzazione del progetto INFN denominato NTA-PLASMONX (in corso di installazione a INFN-LNF, Frascati)**

<b>Fase</b>	<b>Timing</b>	<b>Impegno</b>	<b>Costi di singola fase (k€)</b>
Installazione Laser Ti Sa da 6 J	Giu 2009	INFN	
Presentazione richiesta finanziamento progetto	Giu 2009	INFN HSR	
Inizio Progettazione prototipo compatto per HSR	Giu 2009	INFN-HSR	300
Inizio produzione X monocromatici (Frascati)	Gen 2010	INFN	300
Valutazioni imaging diagnostico su fantocci c/o Frascati	Mar 2010 – mar 2011	INFN - HSR	
Costruzione prototipo (Frascati)	Giu 2010 – Giu 2012	INFN-HSR	3.500
Installazione prototipo in HSR	Giu 2012	INFN-HSR	4.200
Inizio attività clinica in HSR	Gen 2013	HSR	
<b>Totale</b>			<b>8.300</b>

## **5 Descrizione dispositivo sperimentale**

Sistema accelerante in banda S (2.856 GHz), con impulsi RF da 4 microsec e frequenza di ripetizione 100 Hz. Un cannone RF, alimentato con 12 MW di potenza RF, dotato di solenoide di focalizzazione e raffreddamento addizionale per raggiungere i 100 Hz[26], seguito da una sezione accelerante da 3 metri alimentata con 60 MW di potenza RF per raggiungere i 25 MeV/m di gradiente accelerante (necessario un klystron da 80 MW) [16, 17, 18]. Fase iniziale di operazione del prototipo con un pacchetto di elettroni da 1 nC ad ogni impulso RF, frequenza di ripetizione 100 Hz. Seconda fase operativa con 50-100 pacchetti per ogni impulso RF (spaziati 10 ns), frequenza di ripetizione efficace 10 kHz. Sistema laser Nd:YLF (1 J, 10 ps, 100 Hz, con ricircolo nella seconda fase operativa di 50-100 giri in cavita') [19,20,21,22]. Prestazioni previste per il fascio X:  $10^8$  ph/pulse,  $10^{10}$  ph/s senza ricircolo,  $10^{12}$  con ricircolo. Range X da 10 a 120 keV in prima armonica, 20-240 keV in seconda armonica, con flussi meta' di quelli in prima armonica, durata impulsi circa 10 ps, in treni da 100 impulsi distribuiti su 1 microsec, 100 volte al sec.

Presso i Laboratori Nazionali di Frascati dell'INFN è già operativo un fotoiniettore ad alta brillantezza, che fa parte del progetto SPARC [23,24], in grado di accelerare pacchetti di elettroni a 150 MeV da 1 nC alla frequenza di ripetizione di 10 Hz: all'inizio del 2010 è prevista la messa in funzione della sorgente Thomson di radiazione X monocromatica, che fa parte del progetto PLASMONX, mediante collisione del fascio di elettroni con un fascio laser del tipo Ti:Sa da 5 J di energia per impulso. Sono previsti impulsi X nel range 20-500 keV con flussi fino a  $10^{10}$  ph/sec [25].



## 6 Previsione dei costi del progetto

### 6.a Strumentazione e Parti

Componente	Costo k€	Home Made
Laser ND:YLF	800	No
Sistema Ricircolo	400	Yes
RF Source (klystron, modulator)	900	No
Gun + Sez acceleratrice	700	No
RF Distribution	600	No
Vacuum + Beam Diagn	600	No
Magnets + supports	400	No
Control	400	No
X Ray Diagn + detect	300	Yes
Utilities (conditig, wat. Cooling)	500	No
Laser Clean Room	200	No
Contingency	600	
<b>TOTALE PARTI</b>	<b>6.400</b>	

### 6.b.1 Personale (progetto)

Premessa: il presente progetto nella sua fase iniziale potrà contare sulle competenze del gruppo INFN di Milano/ Frascati/ Cagliari(Sassari) e del gruppo di fisici e Radiologi dell'IRCCS San Raffaele di Milano. Tali gruppi metteranno presumibilmente a disposizione del progetto rispettivamente 3 ed 1 risorsa FTE.

A tale disponibilità si richiede vengano aggiunte, nei tre anni del progetto, le seguenti risorse per fare fronte alle esigenze di sviluppo necessarie a portare, alla realizzazione di un prototipo compatto per utilizzo clinico diagnostico nei tre anni previsti.

n	Contratto	Qualifica	Junior/ Senior	Durata anni	Costo totale k€
2	Machine Physicist	Fisico	J + S	3	240
1	Laser Engineer	Ing. Optoelettronico	S	3	120
1	X Ray Physicist	Fisico Sanitario	J	3	120
1	Radiologist	Medico Radiologo	J	3	120
3	Ricercatore INFN	Fisico post doc	J	3	360
2	Ricercatori HSR	Fisici Specialisti	J	3	240

<b>Totale Costi personale del progetto k€</b>	<b>1200</b>
---	-------------

### 6.b.2 Personale (Gestione)

Nella previsione che il costo di esercizio del prototipo nella sua fase di utilizzo clinico possa essere stimato nel costo dei contratti per 2 figure professionali quali quelle qui a seguito riportate

n	Contratto	Qualifica	Durata anni	Costo totale k€
1	Machine Operator	Fisico	1	40
1	Laser Engineer	Ing. Optoelettronico	1	40

Si ottiene un costo del personale addetto pari a circa 80 k€/anno.

### 6.c Costi edificio

Locale	Dimensioni mq	Schermatura cls (cm)	Costo k€
Sala Linac	7 x 4	200	500
RF Source Room	3x3	20	50
Laser Clean Room	4x3	20	50
Near X Ray Room	4x3	20	50
Far X Ray Room	4x3	20	50
<b>Totale k€</b>			<b>700</b>

### 6.d Parti e consumabili (Gestione)

E' prevedibile che il costo delle parti e della manutenzione del prototipo clinico sia pari a circa il 10% del costo di realizzazione dell'unità.

Si stima quindi un costo di gestione totale dato, oltre a quanto riportato al punto 6.b.2, da un costo di parti per circa 600 k€/anno , e da 20 k€/anno di costo dell'energia per alimentare la macchina ed i suoi sistemi accessori.

## BIBLIOGRAFIA

- 1 Boone JM, Seibert JA. *A Figure of Merit Comparison between Bremsstrahlung and Monoenergetic X-ray Sources for Angiography*. Journal of X-ray Science and Technology . 4:334-345, 1994.
- 2 Carroll FE, Waters JW, Price RR, Brau CA, Roos CF, Tolk NH, Pickens DR, Stephens WH. *Nearmonochromatic x-ray beams produced by the free electron laser and Compton backscatter*. Invest Radiol 25:465-471, 1990.
- 3 A. Bravin; *An overview of emerging scientific applications of synchrotron radiation; Workshop on Compton Sources, Alghero, Sept. 2008*, <http://www.ca.infn.it/alghero2008/>
- 4 L. Serafini and J.B.Rosenzweig, *Physical Review E* **55** , pag.7565 (1997) L. Serafini, *Overview on Production and Dynamics of High Brightness Beams*, AIP CP **395**, 1997, pag.47
- 5 L. Serafini, *Computational Modeling of High Brightness Electron Beam Physics*, in *The Physics of High Brightness Beams*, J.Rosenzweig and L.Serafini ed., World Sci. ISBN 981-02-4422-3, June 2000
- 6 L. Serafini, *New Perspectives and Programs in Italy for Advanced Applications of High Brightness Beams*, *Proceedings ICFA Int. Workshop "The Physics and Applications of High Brightness Beams"*, Chia Laguna, Italy, Luglio 2002, G. LeSage, *Application of high brightness beams to Thompson X-ray sources*, *Proceedings ICFA Int. Workshop "The Physics and Applications of High Brightness Beams"*, Chia Laguna, Italy, Luglio 2002, J.Rosenzweig, G.Travish and L.Serafini ed., World Sci. ISBN 981-238-726-9, March 2003
- 7 S.Pani, F.Arffelli, E.A., *Tomographic imaging with synchrotron radiation*, PHYSICA MEDICA XVI (3) (2000) 155, 20
- 8 V. O. Klein and Y. Nishina, *Z. Phys.* **52**, 853,869 (1928)
- 9 K. Dobashi et al., *Development of Compact Hard X-Ray Source based on Laser-Electron Collision using X-band Linac*, Proc. EPAC-2002, Paris, June 2002
- 10 Johns H.E, Cunnigam J.R, *The Physics of Radiology*, Charles Thomas Publisher, USA 1977
- 11 Johns PC, Yaffe MJ. *X-ray characterization of normal and neoplastic breast tissues*. Phys Med Biol 32:675-695, 1987.
- 12 Ingal V.N., Beliasevskaya E.A., *Phase dispersion radiography of biological objects*. Physica Medica, vol XII , 1996, vedi anche [www.xraysite.com](http://www.xraysite.com)
- 13 Davis TJ, Gao D, EA, *Phase contrast imaging of weakly absorbing materials using hard x-rays* , Nature 1995:373, 595-598
- 14 Ingal V.N., Beliasevskaya E.A., Gambaccini M, E.A., *X Ray imaging of a syntetic mammography structure*, Physica Medica, vol XIV , 1998
- 15 S. Otsuka et al., *British Journal of Radiology* **72**, 25-28(1999)
- 16 P.G. O'Shea, *RF Photoinjectors* , in *The Physics of High Brightness Beams*, J.Rosenzweig and L.Serafini ed., World Sci., ISBN 981-02-4422-3, June 2000, pag. 17
- 17 M.J. van der Wiel, *Applications of High Brightness Electron Beams* , in *The Physics of High Brightness Beams*, J.Rosenzweig and L.Serafini ed., World Sci., ISBN 981-02-4422-3, June 2000, pag. 3
- 18 G. LeSage, *Application of high brightness beams to Thompson X-ray sources*, *Proceedings ICFA Int. Workshop "The Physics and Applications of High Brightness Beams"*, Chia Laguna, Italy, Luglio 2002, J.Rosenzweig, G.Travish and L.Serafini ed., World Sci. ISBN 981-238-726-9, March 2003
- 19 D.T. Palmer et al., *IEEE Cat. No. 97CH36167*, 1998, pag. 2687

- 20 J. Yang et al., *Spatial Profile Measurement of Femtosecond Laser-Compton X-Rays*, Proc. EPAC-2002, Paris, June 2002
- 21 V.A. Dolgashev, *Experiments on Gradient Limits for Normal Conducting Accelerators*, Proceedings Linac-2002 Int. Conference, Gyeongju (Korea), August 2002
- 22 P. Piot, *Review of experimental results on high brightness electron beams sources*, Proceedings ICFA Int. Workshop "The Physics and Applications of High Brightness Beams", Chia Laguna, Italy, July 2002
- 23 D. Alesini et al., D. Alesini et al., Nucl. Instrum. Methods Phys. Res., Sect.A 507, 345 (2003).
- 24 M.Ferrario et al., Phys. Rev. Lett. 99, 234801 (2007)
- 25 P. Tomassini et al., *IEEE Trans. on Plasma Sci.*, Vol. 36, No. 4, August 2008, p. 1782
- 26 G. Travish; *Approaches to High Average Flux, High Brightness X-ray Sources ; Workshop on Compton Sources, Alghero 7 – 12 sept. 2008*, <http://www.ca.infn.it/alghero2008/>