



Associazione Italiana
per l'Analisi delle
Sollecitazioni



Istituto di Macchine
Facoltà di Ingegneria
Università degli Studi di Catania

Atti del

XXVI Convegno Nazionale AIAS



Grand Hotel Baia Verde - Aci Castello (CT)

3 - 6 Settembre 1997

CARATTERIZZAZIONE DI UN TOMOGRAFO DI TERZA GENERAZIONE

F. Bertolino , G. Gatto , F. Ginesu

Dipartimento di Ingegneria Meccanica
Università di Cagliari
Piazza d'Armi, 09123 ITALIA

Riassunto

Scopo di questa memoria è la descrizione e caratterizzazione di un microtomografo a raggi X di terza generazione realizzato nel nostro laboratorio per l'analisi non distruttiva dei materiali compositi. Si discutono le prove di caratterizzazione che hanno lo scopo di evidenziare le potenzialità del sistema e i suoi campi di impiego.

Abstract

Aim of this paper is both the description and the characterisation of a third generation X-ray microtomography. The setup has been completely made in our laboratory for the non destructive analysis of composite materials. The characterisation tests, which evidence limits and possibilities of the system are discussed.

Introduzione

La tomografia computerizzata a raggi X consiste nella ricostruzione di una successione di sezioni trasversali del campione in esame a partire dalle sue radiografie digitali acquisite da angoli diversi [1]. Le radiografie digitali possono essere ottenute tramite digitalizzazione con apposito scanner delle lastre radiografiche oppure tramite acquisitori elettronici per raggi X. La prima tecnica è poco utilizzata per questioni inerenti l'esposizione, lo sviluppo e l'allineamento della lastra radiografica. La seconda tecnica, attualmente più diffusa, utilizza un acquisitore diretto tipo diodo PIN che acquisisce direttamente i raggi X [2] oppure una CCD mono o bidimensionale accoppiata ad un dispositivo di conversione dei raggi X in luce visibile (scintillatore). In particolare nel caso di indagini su materiali biologici si utilizzano degli acquisitori molto sensibili ai raggi X chiamati amplificatori di brillantezza [3]. Questi acquisitori sono costituiti da uno schermo di rivelazione a fosfori (Ioduro di Cesio) che converte i fotoni X in elettroni, da un tubo a vuoto che moltiplica il numero di elettroni (fotomoltiplicatore) e da uno schermo d'uscita che converte gli elettroni in fotoni luce. A causa della bassa risoluzione ottenibile questo tipo di sensore non è stato preso in considerazione per la nostra apparecchiatura.

L'analisi tomografica è una tecnica di indagine utilizzata per lo più per la diagnosi medica (T.A.C.) [4] e per l'analisi degli assemblaggi di componenti industriali. Per queste applicazioni la risoluzione spaziale richiesta è dell'ordine di $100 \div 500 \mu\text{m}$, mentre per il controllo non distruttivo di componenti meccanici è necessario ottenere risoluzione almeno di un ordine di grandezza migliore. La risoluzione spaziale del sistema è limitata dal range dinamico dell'acquisitore per raggi X, dalle caratteristiche della sorgente radiogena e dalla mole enorme di dati da elaborare. Quest'ultimo aspetto pone un limite al rapporto tra la risoluzione e la dimensione del volume in esame. In [5] è stato presentato un microtomografo di prima generazione che utilizza come acquisitore puntuale un fotodiodo in silicio sostituito in seguito [2] con un altro più efficiente all'arseniuro di gallio raffreddato. L'inconveniente maggiore dei microtomografi di prima generazione è l'elevato tempo di acquisizione; nel nostro caso sono state necessarie circa 4 ore per l'acquisizione di 6000 punti giacenti su un solo piano. Per questo

motivo si è realizzato un microtomografo di terza generazione costituito essenzialmente da una sorgente radiogena e da un acquirente bidimensionale per raggi X.

Descrizione del microtomografo

Il microtomografo (fig.1) è costituito da una sorgente radiogena della HP, da un sistema di rotazione interfacciato ad un PC e da uno scintillatore a cui è accoppiata tramite un'ottica la telecamera CCD.

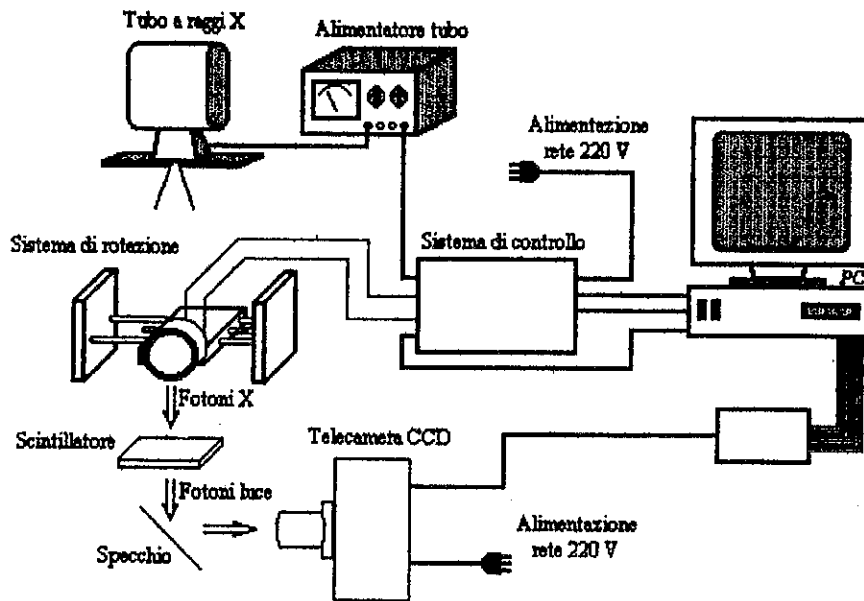


Fig.1 Microtomografo di terza generazione

La sorgente radiogena in generale è un dispositivo che emette stabilmente un fascio di fotoni X. Attualmente si utilizzano tre tipi di sorgenti radiogene: radionuclide, sincrotrone e tubo per raggi X. La prima è una sorgente monocromatica di facile reperibilità e basso costo, con un'intensità energetica (numero di fotoni per unità di tempo e superficie) troppo bassa per essere utilizzata per i nostri scopi. Il radionuclide non ha bisogno di una sorgente di alimentazione (rete elettrica) quindi viene utilizzato per sistemi trasportabili.

La seconda è una sorgente ad ampio spettro di emissione con un'altissima intensità energetica. La luce di sincrotrone, data la sua grande energia, può essere resa monocromatica utilizzando dei filtri metallici. Il suo vero problema è la difficile reperibilità ed il suo elevato costo. In letteratura [6,7] sono stati recentemente descritti sistemi tomografici con luce di sincrotrone che su campioni di circa 1 mm^3 consentono risoluzioni intorno al μm .

La terza è la sorgente più diffusa (macchine per radiografie, metal detector negli aeroporti etc.) ed è facilmente reperibile ad un basso costo. E' la sorgente più flessibile nel senso che può essere regolata la tensione (energia dei fotoni emessi) e la corrente (intensità del fascio di fotoni), può essere focalizzata (acquirente puntuale) e resa monocromatica [8]. Per i test qui presentati si è utilizzata una macchina per radiografie (HP FAXITRON modello 43855 A) con tensione di alimentazione variabile da 10-100 kV e corrente max di 3 mA.

Il sistema di rotazione è costituito da uno stepper motor con risoluzione angolare di 0.15° e da una scheda di interfaccia (standard ISA) sistemata all'interno del PC. Il software che permette la gestione del sistema di movimentazione e l'elaborazione delle immagini acquisite è scritto in parte in Gvbasic e in parte con Labview3.

Lo scintillatore (Lockheed Formula LKH-6 Terbium Glass da $5 \times 5 \text{ mm}^2$ di superficie utile e da 2 mm di spessore distribuito dalla Collimated Holes) ha il compito di convertire i fotoni X in fotoni luce che poi andranno acquisiti dalla telecamera. E' costituito da un insieme di fibre di vetro scintillanti del diametro di $10 \mu\text{m}$ con una efficienza di conversione (fotoni X fotoni-luce verde) ottimale per bassi valori di energia (10-15 keV); ciò consente di ottenere immagini con un buon contrasto sui materiali compositi in fibre di carbonio. La quantità di luce in uscita dallo scintillatore (efficienza di conversione totale) è proporzionale al prodotto tra l'efficienza dell'assorbimento dei raggi X e l'efficienza di conversione dei raggi X in luce monocromatica [2]. Per questo motivo lo scintillatore è realizzato con materiali ad alto peso atomico che garantiscono un'elevata probabilità di interazione. La quantità di energia convertita in luce verde è legata oltre che al tipo di materiale anche allo spessore dello scintillatore, ma spessori elevati aumentano la diffusione laterale della luce. Di conseguenza la scelta dello spessore è un compromesso tra efficienza di conversione e risoluzione spaziale.

La telecamera utilizzata è una CCD ComputeScope 800 con un sensore Kodak (KAF 0400) costituito da 768×512 pixel quadrati di $9 \mu\text{m}$ per lato, raffreddata con un sistema a doppia cella Peltier. Dato che la CCD può essere danneggiata da un'esposizione diretta ai raggi X occorre sistemare tra scintillatore e telecamera uno specchio. Nella figura 2 viene presentata la configurazione adottata nel nostro sistema di acquisizione.

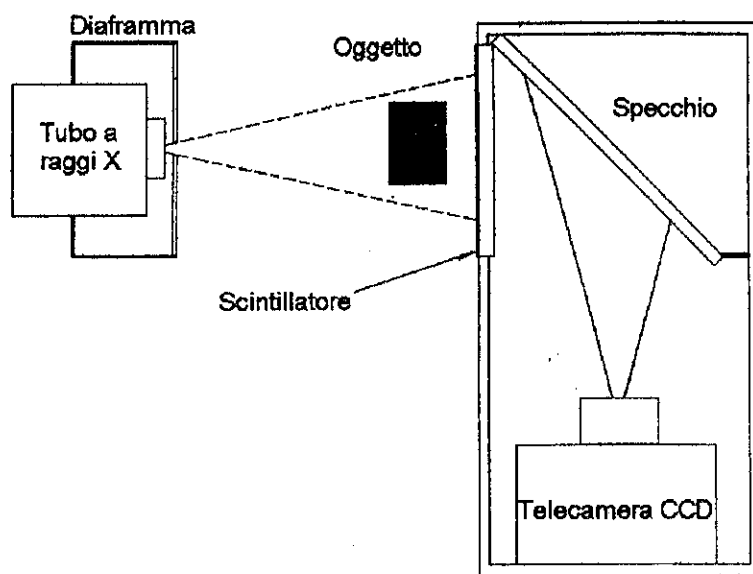


Fig.2 - Disposizione sistema di acquisizione

Il segnale luminoso è quantizzato in 14 bit (-8192 a +8191), e ciò garantisce un campo dinamico particolarmente adatto a segnali deboli e poco contrastati. La scelta di utilizzare una CCD raffreddata nasce dal fatto che i tempi d'integrazione (durata di ogni singola acquisizione) per avere un segnale misurabile con un buon rapporto segnale rumore sono variabili da 5 a 30 sec in funzione del materiale e dello spessore del campione in esame. La causa principale di rumore è la cosiddetta corrente di buio che dipende in maniera esponenziale dalla temperatura di funzionamento e che viene accumulata nei pixel della CCD [3]. Quindi se si ha un segnale fotonico debole (come nel nostro caso), che richiede un tempo d'integrazione lungo per dare un segnale elettrico rilevabile, occorre utilizzare un sensore raffreddato.

Caratterizzazione del microtomografo e risultati sperimentali

La caratterizzazione del microtomografo consiste in una serie di misure su dei campioni con lo scopo di determinarne le prestazioni. Uno dei parametri più importanti da valutare è la risoluzione spaziale che può essere stimata tramite la MTF (Modulation Transfer Function). Essa rappresenta la risposta ad una sollecitazione a larga banda (gradino) il cui lo spettro di Fourier ha la stessa potenza per ogni frequenza (stesso contenuto armonico). Quindi applicando un segnale a gradino all'ingresso del nostro sistema (fig.3) se ne determina la risposta che dipende da tutti i suoi componenti, cioè scintillatore, specchio, ottica e telecamera CCD. In pratica la MTF (fig.4) è stata ottenuta tramite la PSF (point spread function), derivata del segnale a gradino, calcolata su un oggetto di test [9]. La risoluzione spaziale può essere migliorata avvicinando l'oggetto in esame alla sorgente radiogena ed allontanando da esso lo scintillatore in modo da ingrandire l'immagine acquisita dalla CCD.

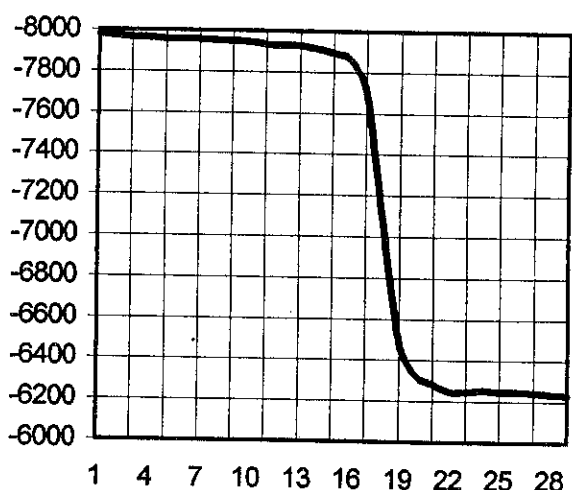


Fig.3 Intensità luminosa

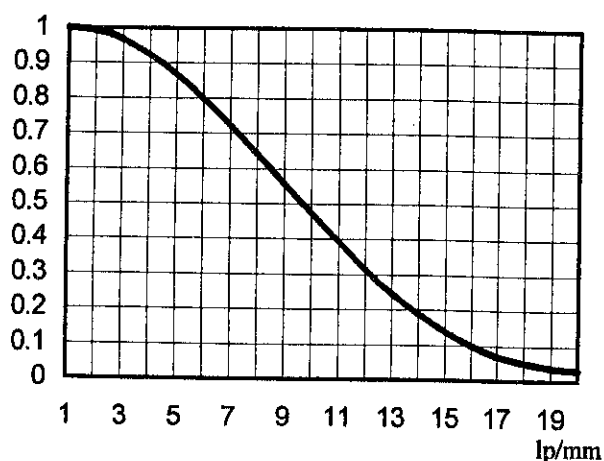


Fig.4 MTF

La figura 4 mostra che per il 50% del valore della MTF si ha una risoluzione di 9 linee per millimetro cioè circa $100\mu\text{m}$ mentre per il 10% della MTF la risoluzione sale a circa 15 linee per millimetro, circa $65\mu\text{m}$.

I parametri che condizionano la qualità dell'immagine dipendono fondamentalmente dalla disomogeneità e linearità di risposta.

La disomogeneità di risposta del sistema esprime il fatto che in una immagine a vuoto (cioè senza campione) i pixel della CCD non presentano lo stesso valore di luminosità. Questo è dovuto ai seguenti fattori

- differente efficienza dei pixel della telecamera (funzione dell'intensità luminosa),
- differente efficienza delle fibre ottiche scintillanti (funzione del valore energetico dei raggi),
- propagazione sferica dei fotoni emessi dal tubo a raggi X.

In fig.5 è mostrata l'immagine di un guscio di lumaca, ottenuta con un'energia di 70 keV, in cui si nota la non uniformità dello sfondo. Per ovviare alla disomogeneità nella risposta del sistema le immagini acquisite vengono moltiplicate per una matrice di correzione calcolata in funzione dell'energia utilizzata [3]; nel nostro caso le correzioni sono dell'ordine del 3% grazie alla buona qualità del sistema scintillatore-telecamera. E' necessario misurare la non linearità del sistema di acquisizione e del sistema di conversione analogico digitale per la cui correzione occorre fare una misura con un segnale di ingresso variabile linearmente ottenuto con un oggetto campione omogeneo e di spessore noto. Questa correzione è inclusa in quella della disomogeneità dei pixel vista in precedenza. In figura 6 è riportata la radiografia di un tubo il plexiglas cavo di 25 mm di diametro e di 4 mm di spessore ottenuta con un'energia di 90 keV ed un tempo di esposizione di

60 secondi. All'interno del tubo di plexiglas sono presenti 4 cavi in acciaio dello spessore variabile tra 220 e 400 μm ed un cavo in PVC del diametro di 1.2 mm. In figura 7 è riportata la radiografia di un composito multistrato in fibra di carbonio sollecitato a trazione in cui sono evidenti i danneggiamenti.

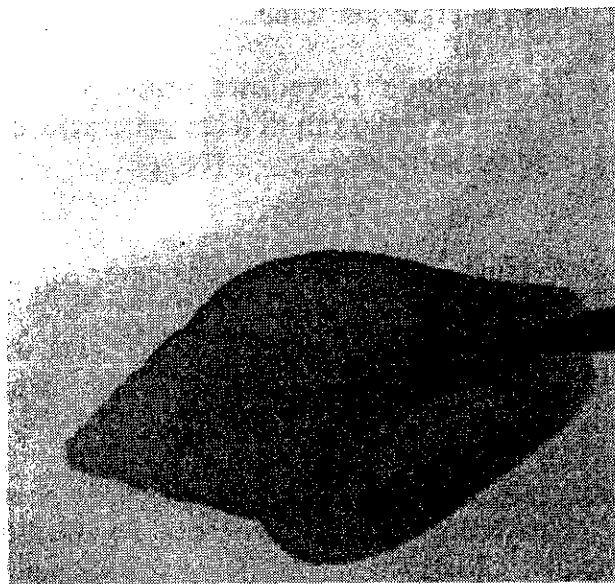


Fig. 5 Radiografia di un guscio di lumaca

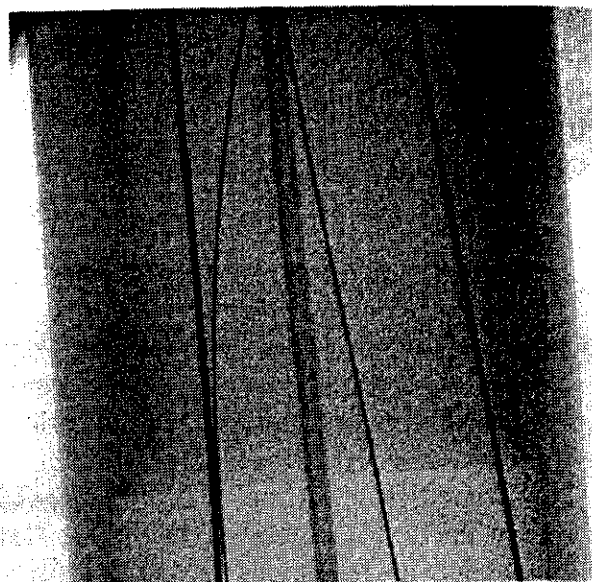


Fig.6 Radiografia di un tubo cavo di plexiglas a spessore variabile contenente alcuni cavi in acciaio e una guaina in pvc

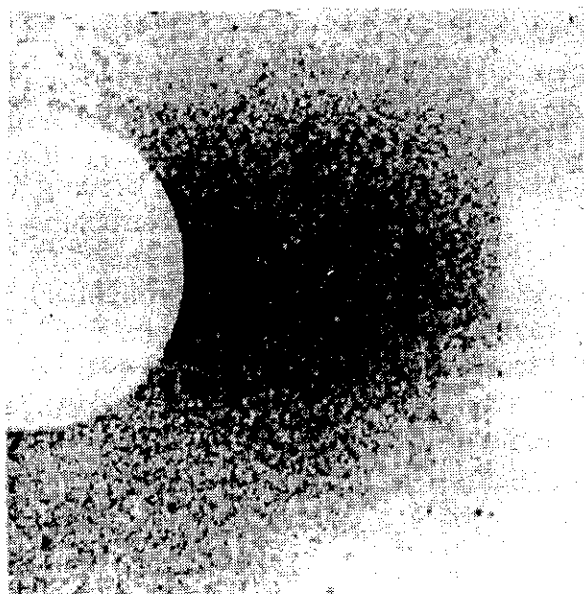


Fig 7 Radiografia di un provino di un composito in fibra di carbonio

Conclusioni

Rispetto al microtomografo ad acquisizione puntuale precedentemente sviluppato [2,5] il sistema attuale fornisce prestazioni decisamente superiori. Per ciò che concerne il tempo, si è passati da 4 ore per l'acquisizione dei dati necessari alla ricostruzione di una sezione, a 18 minuti per i dati

necessari per la ricostruzione di tutto il volume. Per ciò che riguarda la risoluzione spaziale si è passati da 2.5 lp/mm a 9 lp/mm in corrispondenza di un valore di MTF pari a 0.5, e di conseguenza si è avuto un incremento del 400%. Anche da un punto di vista meccanico il sistema realizzato è più semplice e quindi più affidabile di quello puntuale in quanto richiede un sistema di movimentazione di sola rotazione. Il nostro sistema può essere utilizzato solamente per analisi su materiali a basso numero atomico a causa della bassa energia dei fotoni prodotti dal tubo a raggi X.

Gli algoritmi di ricostruzione 3D sviluppati per il tomografo precedente presupponevano traiettorie parallele [5,9]; poiché questa ipotesi cade nel caso di tomografi di terza generazione in cui i fasci sono divergenti, sarà necessario riscrivere parte del software.

Bibliografia

- [1] Rosenfeld A., Kak A.C., Digital Picture Processing, Computer Science and Applied Mathematics, Academic Press, 1982.
- [2] F. Bertolino, G.Gatto, F. Ginesu, P. Randaccio, Characterisation of an X-Rax System with GaAs Detector for Composite Material Analysis, Proc. III Seminar on Experimental Techniques and Design in Composite Material, Cagliari - Sardinia, 30-31 October 1996, in corso di stampa.
- [3] Brunetti A. de Almeida A. Gigante G.E. Sviluppo di un sistema per microtomografia basato su un amplificatore di brillantezza, Centro interdipartimentale di ricerca per l'analisi dei modelli e dell'informazione nei sistemi biomedici, CISB, Univ. "La Sapienza" di Roma, rap.03.95, Luglio 1994.
- [4] Peyrin F., Houssard J.P., Maurincome E., Peix G., Goutte R., Laval-Jeantet A.M., Amiel M., 3D Display of high resolution vertebral structure images, Computerized Medical Imaging and Graphics, Vol 17, n 4/5, 1993, p.251-256
- [5] F. Bertolino, G.Gatto, F. Ginesu, P. Randaccio, A first generation X-ray microtomography system for non-destructive materials testing , Proc. XXV AIAS National Conf., Gallipoli (Lecce), 1996, pp. 423-429
- [6] Johnson Q. C., Kinney J. H., Bonse U., Nichols M. C., Nusshardt R., Brase J. M.,- Microtomography using synchrotron radiation-, Lawrence Livermore National Laboratory Preprint UCRL-93538 (1986)
- [7] Kinney J. H., Nichols M. C., Bonse U., Stock S.R., Breunig T.M., Guvenilir A., Raroyan R.A.,-Nondestructive imaging of materials microstructures using X-ray tomographic microscopy -, Proc. MRS Symp. Tomog. Imaging, Boston, MA (1990)
- [8] Appoloni C.R. Cesareo R. Microscanning and microtomograpy with X-ray tubes, Centro interdipartimentale di ricerca per l'analisi dei modelli e dell'informazione nei sistemi biomedici, CISB, Univ. "La Sapienza" di Roma, rap.0.494, Dic. 1994.
- [9] ASTM Guide E 1441-91: Standard Guide for Computed Tomography (CT) Imagining.
- [10] Natterer F., The Mathematic of Computerized Thomografy, John Wiley & Sons L.t.d. and B.G. Teubner, Stuttgart, 1989.