

ALMA MATER STUDIORUM · UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

---

Scuola di Scienze  
Dipartimento di Fisica e Astronomia  
Corso di Laurea in Fisica

**Applicazione in situ della tomografia  
computerizzata con raggi X a  
Beni Culturali di grandi dimensioni**

**Relatore:**  
Prof.ssa Maria Pia Morigi

**Presentata da:**  
Martina Mazzini

**Correlatori:**  
Dott. Matteo Bettuzzi  
Dott.ssa Daniela Picchi

Anno Accademico 2016/2017



## Sommario

Il presente lavoro di tesi si inserisce nella fase di diagnostica preliminare ad un intervento di restauro promosso da Intesa SanPaolo, nell'ambito di un programma biennale di restauri di opere d'arte chiamato *Restituzioni*. In particolare, è stata effettuata un'indagine tomografica sul prezioso sarcofago egizio di *Unmontu*, conservato nel Museo Civico Archeologico di Bologna, per mezzo dell'apparato trasportabile di cui dispone il Dipartimento di Fisica e Astronomia di Bologna. L'impiego di tale apparecchiatura ha fatto sì che l'analisi del sarcofago potesse essere condotta direttamente all'interno del museo, evitando qualsiasi problema relativo allo spostamento del manufatto. L'acquisizione di tutte le proiezioni su 360° necessarie per la ricostruzione tomografica dell'intero volume è stata svolta in una sola giornata, nonostante le considerevoli dimensioni dell'oggetto. In questo elaborato si ripercorre ogni passaggio relativo all'elaborazione dei dati raccolti, a partire dal corposo lavoro di *stitching* delle proiezioni fino ad arrivare alla ricostruzione tomografica vera e propria. Quest'ultima è stata effettuata utilizzando il software PARREC o, alternativamente, il software *ImgRec*, grazie all'applicazione dell'algoritmo di Feldkamp, specifico per la ricostruzione tomografica con geometria di acquisizione di tipo cone-beam. Grazie al lavoro svolto è stato ricostruito, per mezzo del programma di rendering 3D *VGStudioMax*, l'intero volume del sarcofago sul quale possono essere operati tagli virtuali al fine di visualizzare la struttura interna ed analizzare i dettagli costruttivi e lo stato di conservazione dell'opera, fornendo informazioni decisive per l'impostazione di un corretto restauro.



# Indice

<b>Introduzione</b>	<b>2</b>
<b>1 I raggi X</b>	<b>5</b>
1.1 Natura dei raggi X . . . . .	5
1.2 Tubo a raggi X . . . . .	6
1.3 Produzione e spettro dei raggi X . . . . .	8
1.4 Interazione dei raggi X con la materia . . . . .	10
1.4.1 Effetto Compton . . . . .	11
1.4.2 Effetto fotoelettrico . . . . .	12
1.4.3 Produzione di coppie . . . . .	13
<b>2 La tomografia con raggi X</b>	<b>14</b>
2.1 Principi radiografici . . . . .	14
2.2 Tomografia assiale computerizzata . . . . .	16
2.3 I componenti del sistema tomografico . . . . .	16
2.3.1 Sorgente di raggi X . . . . .	17
2.3.2 Sistema di movimentazione . . . . .	19
2.3.3 Rivelatore . . . . .	20
2.3.4 Tavola rotante . . . . .	21
2.4 Metodo di ricostruzione tomografico . . . . .	22
<b>3 Applicazione in situ della TAC</b>	<b>25</b>
3.1 Il sarcofago egizio di <i>Unmontu</i> . . . . .	25
3.2 Acquisizione . . . . .	27
3.2.1 Software . . . . .	27
3.2.2 Set-up del sistema . . . . .	29
3.3 Parametri di acquisizione . . . . .	31
<b>4 Ricostruzione</b>	<b>33</b>
4.1 Software . . . . .	33
4.1.1 Parrec . . . . .	33

4.1.2	ImgRec	38
4.2	Rendering 3D	39
<b>Conclusioni</b>		<b>42</b>
<b>Bibliografia</b>		<b>43</b>

# Introduzione

La tomografia computerizzata con raggi X, più comunemente nota come TAC o CT (Computed Tomography), è un'importante tecnica diagnostica non distruttiva in grado di visualizzare in maniera tridimensionale la struttura interna degli oggetti investigati. Nata nei primi anni Settanta per applicazioni in campo medico, l'analisi tomografica si è poi ritagliata un ruolo di crescente importanza anche in altri ambiti, come quello industriale e, più recentemente, quello dei Beni Culturali. Per quanto riguarda in particolare quest'ultimo settore, negli ultimi anni è notevolmente aumentato il numero di richieste di analisi scientifiche utilizzate per la diagnostica preventiva al restauro e, fra queste, la TAC risulta particolarmente utile per conoscere la tecnica di costruzione, la struttura o lo stato di conservazione di un manufatto.

Il presente lavoro di tesi nasce proprio da questa esigenza, poiché si inserisce nella fase di diagnostica preliminare ad un intervento di restauro promosso da Intesa SanPaolo, nell'ambito di un programma biennale di restauri di opere d'arte chiamato *Restituzioni*. In particolare, nella tesi vengono ripercorsi ed analizzati tutti i passaggi effettuati per l'indagine tomografica sul prezioso sarcofago egizio di Unmontu, conservato nel Museo Civico Archeologico di Bologna.

Il primo capitolo è un'introduzione nel mondo dei raggi X, i quali rappresentano la base della tecnica radiografica e tomografica. È importante sottolineare che se la radiazione ha un'energia troppo bassa, non attraversa l'oggetto; se, invece, è troppo penetrante, non viene attenuata in maniera significativa e pertanto non ci dà alcuna informazione sulla sua struttura interna. Il punto di partenza quindi è un approfondimento degli aspetti più generali di questa radiazione, per poi passare successivamente ad una descrizione dei meccanismi tramite cui viene prodotta e delle modalità di interazione con la materia.

A seguire, nel secondo capitolo si analizza il sistema tomografico trasportabile sviluppato nel 2010 dal gruppo di *X-ray Imaging* del Dipartimento di Fisica e Astronomia dell'Università di Bologna. Grazie a questo apparato è stato possibile effettuare le analisi in situ, soddisfacendo la necessità di limitare gli spostamenti del sarcofago, poiché il trasporto delle opere d'arte all'esterno dei musei nei quali sono conservate risulta in

generale problematico, soprattutto per oggetti di notevoli dimensioni come nel presente caso.

Il terzo capitolo è incentrato sulla fase preliminare del lavoro e sull'acquisizione svolta al Museo Civico Archeologico. Viene descritto il set-up allestito in un locale seminterrato della sezione egizia e sono illustrati i parametri che caratterizzano l'intero sistema.

Infine, nel quarto capitolo, si focalizza l'attenzione sul lungo processo di ricostruzione tridimensionale, a partire dalla grande mole di immagini acquisite in situ, fino a giungere al volume finale realizzato. Sono quindi descritti i software e il modo in cui sono stati utilizzati per effettuare le elaborazioni.

# Capitolo 1

## I raggi X

### 1.1 Natura dei raggi X

I raggi di Röntgen o raggi X sono radiazioni elettromagnetiche ionizzanti costituite da fotoni che, come spiega l'elettrodinamica quantistica, possiedono sia le proprietà di una particella, sia quelle di un'onda. Queste particelle elementari prive di massa trasportano un'energia  $E$  proporzionale alla frequenza  $\nu$ , in particolare tali grandezze sono legate dall'equazione  $E = h\nu$ , dove  $h$  è la costante di Plank. I raggi X occupano la porzione di spettro con lunghezza d'onda compresa approssimativamente tra  $10\text{ nm}$  e  $1\text{ pm}$ . Possiamo classificare *molli* quelli con lunghezza d'onda superiore a  $0,1\text{ nm}$ , mentre i raggi X con lunghezza d'onda inferiore li identifichiamo come *duri*. Questi ultimi hanno un alto potere penetrante che li rende un prezioso strumento per indagare internamente un oggetto o un corpo in modo non distruttivo. Per questo motivo, la loro scoperta aprì le porte a fondamentali applicazioni nel campo medico, industriale e nella diagnostica dei Beni Culturali.

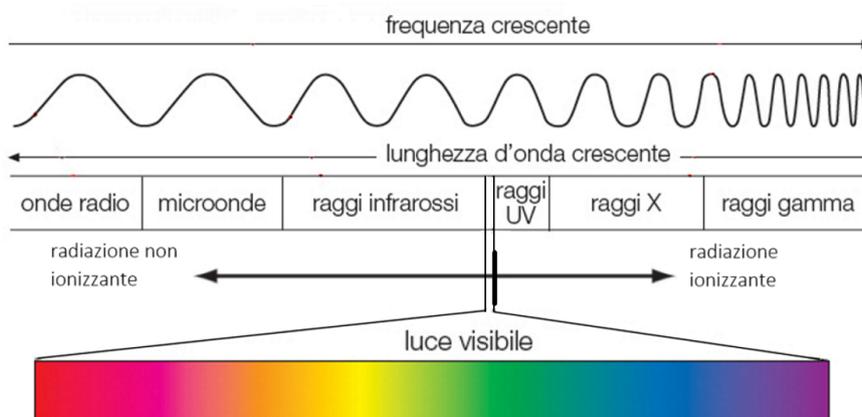
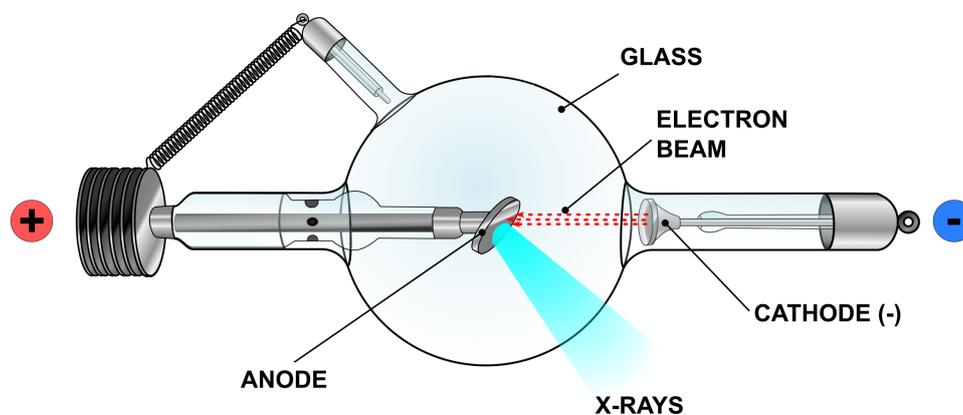


Figura 1.1: Spettro elettromagnetico

## 1.2 Tubo a raggi X

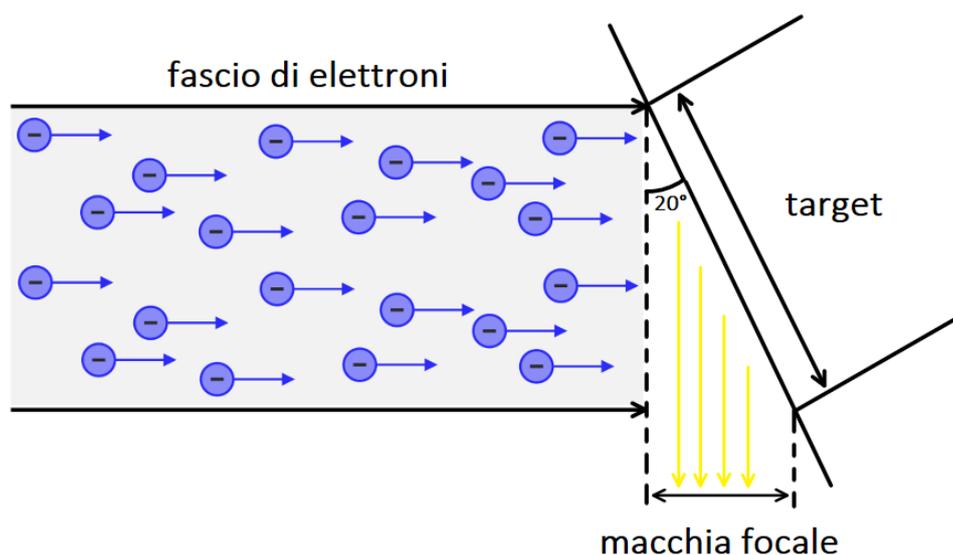
Il tubo radiogeno è un'ampolla di vetro sotto vuoto spinto, all'interno della quale si trovano un catodo ed un anodo ad alta tensione. Il tubo è contenuto a sua volta in una guaina metallica con schermature in piombo, il cui scopo è la protezione meccanica e la dissipazione termica. Il catodo, o polo negativo, è composto da un filamento solitamente realizzato in tungsteno, poiché è il metallo dal più alto punto di fusione e per l'elevato numero atomico. Il filamento è riscaldato dall'intensa corrente che lo attraversa provocando, per emissione termoionica, la fuoriuscita di elettroni di conduzione. Questi saranno accelerati verso l'anodo grazie all'alta differenza di potenziale applicata tra polo positivo e negativo, tipicamente dell'ordine di decine di  $kV$ . L'anodo, situato al capo opposto del tubo, è costituito da un disco di materiale pesante.



**Figura 1.2:** Schema di un tubo radiogeno

Generalmente soltanto l'1% dell'energia cinetica degli elettroni è disponibile per la produzione dei raggi X, il resto viene infatti convertito in calore e ciò può provocare il deterioramento o addirittura la fusione dell'anodo. Per questo motivo, un artificio spes-

so adottato è quello di far ruotare il disco dell'anodo: in questo modo, istante per istante, gli elettroni catodici interagiscono con una porzione differente del disco ed il calore prodotto viene ripartito su di una superficie anodica più grande. L'area colpita viene definita *target* ed è inclinata di circa  $20^\circ$  rispetto all'asse di emissione del fascio di radiazione, in questo modo gli elettroni interagiscono con un'area rettangolare, mentre i fotoni escono da un'area quasi quadrata, molto più piccola, detta *macchia focale*.



**Figura 1.3:** Area e macchia focale di un tubo radiogeno

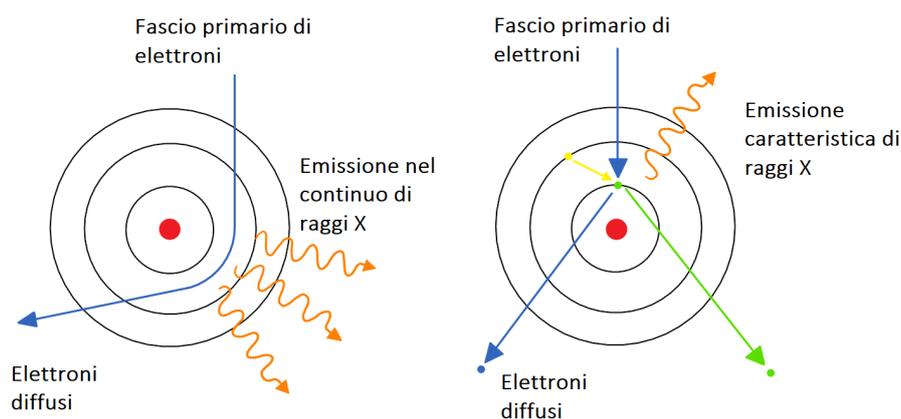
Angolazioni minori determinano una macchia focale di dimensioni inferiori, pertanto si otterranno immagini più dettagliate riducendo *l'effetto penombra* e aumentando la nitidezza dei contorni dell'immagine. I tubi radiogeni standard hanno generalmente macchie focali dell'ordine di qualche millimetro, ma esistono tubi microfocus e nanofocus con macchie focali molto più piccole.

### 1.3 Produzione e spettro dei raggi X

Quando gli elettroni collidono con l'anodo perdono energia in base ai seguenti meccanismi:

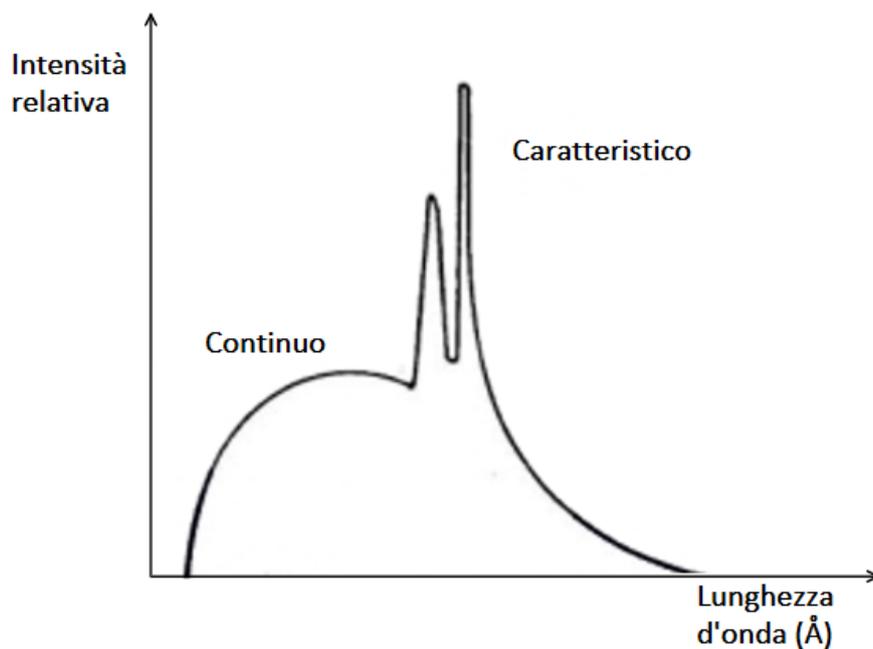
- l'elettrone eccita un atomo della sostanza colpita spostando un elettrone esterno ad un livello più alto di energia. L'atomo torna poi allo stato fondamentale con emissione di *radiazione infrarossa*;
- l'elettrone collide con un elettrone interno della sostanza colpita con relativa espulsione di quest'ultimo. Un elettrone più esterno va a sostituire quello espulso con emissione di *radiazione caratteristica* della sostanza;
- quando l'elettrone di un fascio interagisce con il campo elettrico del nucleo di un atomo del target, subisce una brusca decelerazione e perde energia che viene emessa sotto forma di fotoni; questa radiazione prende il nome di radiazione di frenamento o *bremstrahlung*.

I fenomeni che portano alla produzione di raggi X sono gli ultimi due in elenco. Il primo, che si verifica solo se l'energia dell'elettrone accelerato è maggiore o uguale all'energia di legame dell'elettrone atomico, porta alla produzione di *fotoni caratteristici* della sostanza colpita; essi avranno un'energia pari alla differenza fra le energie di legame dei livelli coinvolti, andando così a formare uno spettro a righe caratteristico per ogni elemento. Il secondo determina la produzione di *fotoni di varie energie*. La radiazione di frenamento presenterà dunque uno spettro continuo che può variare in intensità fino ad un valore massimo, corrispondente all'energia cinetica degli elettroni che vanno ad interagire con il campo elettrico del nucleo dell'atomo.



**Figura 1.4:** Schema dei processi di produzione dei raggi X

In conclusione, lo spettro di un tubo a raggi X sarà dato dalla somma dei due spettri citati precedentemente. La forma di quest'ultimo può essere modificata tramite l'applicazione di filtri, costituiti da opportuni spessori di alluminio o rame, posti davanti alla finestra di uscita del tubo a raggi X. Mediante il filtraggio c'è la possibilità di eliminare la parte meno energetica del fascio, inutile per l'esame radiografico e tomografico, in quanto viene assorbita dall'oggetto senza contribuire alla formazione dell'immagine. Questa procedura prende il nome di *indurimento del fascio* o *beam hardening*, poiché determina un aumento dell'energia media del fascio policromatico di raggi X.



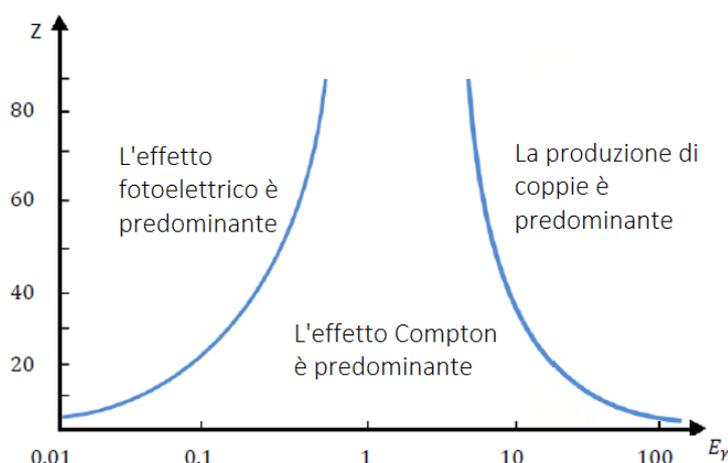
**Figura 1.5:** Spettro dei raggi X

## 1.4 Interazione dei raggi X con la materia

I sistemi di *imaging* sfruttano il fatto che i raggi di Röntgen sono radiazioni ionizzanti e durante l'interazione con la materia cedono la loro energia a particelle cariche secondarie. L'interazione di un fotone con gli atomi bersaglio è regolata dalla sua energia e dalla natura e dal numero atomico del materiale. In particolare possiamo considerare tre principali fenomeni:

- effetto Compton;
- effetto fotoelettrico;
- produzione di coppie.

Osservando la Figura 1.6 si può capire che a basse energie fotoniche l'effetto fotoelettrico è dominante, mentre la creazione di coppie diventa rilevante nel caso opposto. L'effetto Compton predomina nel range di energie intermedie, ma l'ampiezza di questa regione decresce all'aumentare del numero atomico.

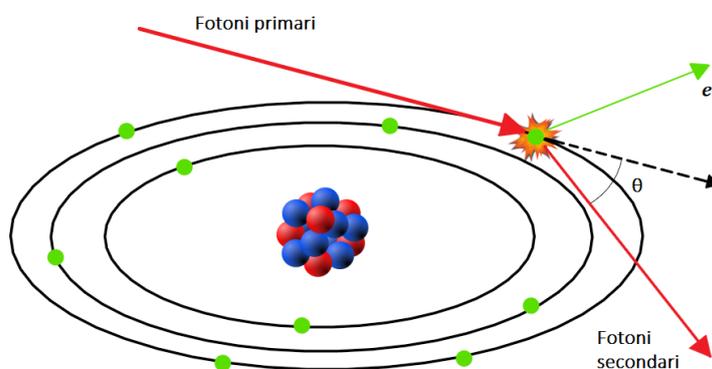


**Figura 1.6:** Regioni in cui predominano le singole interazioni in funzione di  $Z$  ed  $E_\gamma$

Il parametro che indica la probabilità d'interazione tra il fascio fotonico ed il materiale è la sezione d'urto, la quale risulta essere la somma dei contributi dati da tutti i singoli processi possibili. Nonostante le energie in gioco nell'applicazione tomografica, essendo relativamente basse, permettano di trascurare la produzione di coppie, in seguito sarà riportata la spiegazione per ciascuno dei fenomeni sopracitati.

### 1.4.1 Effetto Compton

L'effetto Compton è un fenomeno di diffusione che consiste nell'urto tra un fotone ed un elettrone appartenente alle orbite esterne di un atomo del materiale attraversato dal fascio fotonico. In questo processo il fotone subisce uno scattering, ovvero assume una direzione differente da quella d'incidenza, mentre l'elettrone viene espulso dall'atomo assumendo una data energia cinetica. L'effetto Compton è uno scattering anelastico e incoerente: il primo termine indica che c'è una cessione d'energia del fotone all'elettrone, il secondo che il fotone non interagisce con tutto l'atomo, ma solo con un elettrone, come se questo fosse libero.



**Figura 1.7:** Schema dell'effetto Compton

Nello scontro il fotone acquista una lunghezza d'onda finale ( $\lambda'$ ) maggiore rispetto a quella iniziale ( $\lambda$ ) e si può ricavarne la differenza attraverso le leggi di conservazione dell'energia e dell'impulso:

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{M_e c} (1 - \cos\theta) \quad (1.1)$$

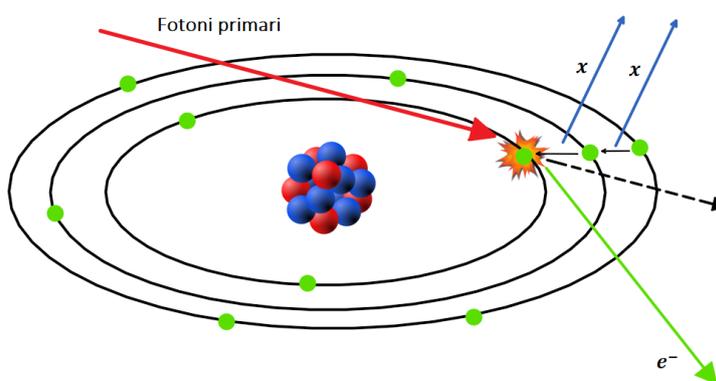
dove  $\theta$  è l'angolo di diffusione e  $\frac{h}{M_e c}$  è la cosiddetta *lunghezza d'onda Compton* dell'elettrone, il cui valore approssimato è  $2,43 \cdot 10^{-12} m$ . Gli angoli di diffusione dei fotoni sono sempre più piccoli ad energie elevate, mentre per basse energie questi arrivano ad assumere una distribuzione relativamente isotropa; invece gli angoli di diffusione degli elettroni dipendono anch'essi dall'energia, ma sono minori di  $90^\circ$ . Studiando infine la sezione d'urto per effetto Compton, è possibile osservare un legame di proporzionalità con il numero atomico del materiale:

$$\sigma_{Compton} \propto Z \quad (1.2)$$

## 1.4.2 Effetto fotoelettrico

L'effetto fotoelettrico si verifica quando un fotone interagisce con un elettrone che si trova in una delle orbite più interne di un atomo del materiale attraversato. Durante l'urto, il fotone perde tutta la sua energia e viene assorbito con la conseguente emissione di un elettrone di energia cinetica  $E_e$  pari alla differenza tra l'energia del fotone e quella di legame dell'elettrone  $E_b$ , ossia l'energia minima affinché possa avvenire l'interazione sarà pari a:

$$E_e = h\nu - E_b \quad (1.3)$$



**Figura 1.8:** Schema dell'effetto fotoelettrico

La sezione d'urto relativa all'effetto fotoelettrico risulta essere:

$$\sigma_{\text{effetto fotoelettrico}} \propto Z^4 (h\nu)^{-7/2} \quad (1.4)$$

La probabilità che si verifichi l'effetto fotoelettrico aumenta con l'aumentare dell'intensità del legame presente fra elettrone e atomo. L'interazione, quindi, si verifica più frequentemente quando sono coinvolti gli elettroni dell'orbita più interna ( $K$ ). Gli elettroni presenti in questa specifica posizione rappresentano circa l'80% di tutti i fotoelettroni emessi. Inoltre, la probabilità aumenta quando l'energia del fotone è sufficiente per strappare l'elettrone dall'atomo. Per quanto riguarda l'andamento della sezione d'urto, si determinano improvvise discontinuità in corrispondenza del valore delle energie di soglia del processo per le differenti orbite, ricavabili tramite la legge di Moseley:

$$E = 13,6 \cdot \frac{(z - \sigma)^2}{n^2} eV \quad (1.5)$$

dove  $n$  è il numero quantico principale,  $\sigma$  è un numero che considera lo schermo creato dagli elettroni delle orbite più interne. Le discontinuità sono più evidenti per i materiali con numero atomico elevato. Vista la forte dipendenza della sezione d'urto dal numero

atomico, l'effetto fotoelettrico determina un ruolo molto importante nei materiali pesanti fino a qualche centinaio di kiloelettronvolt. La conseguenza dell'emissione del fotoelettrone è la redistribuzione degli elettroni negli orbitali atomici e, poiché il sistema è eccitato, può emettere raggi X caratteristici nel caso di elementi con un alto numero atomico, oppure di elettroni Auger per quelli a basso numero atomico.

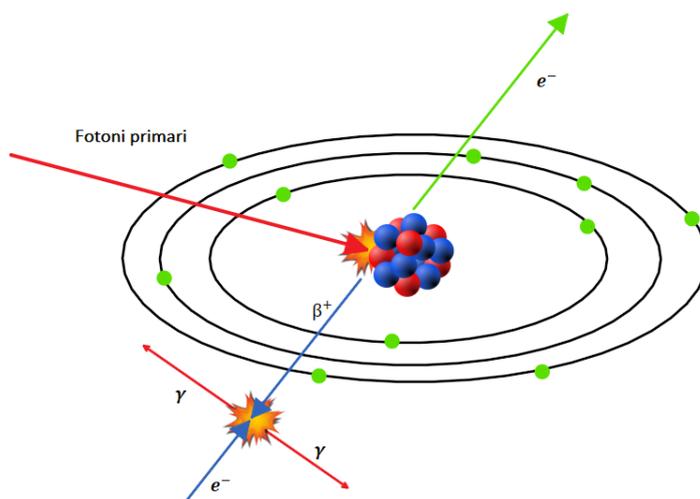
### 1.4.3 Produzione di coppie

La produzione di coppie, infine, è un processo in cui un fotone viene assorbito, e vengono emessi un elettrone ed un positrone. Ciò può accadere solo in presenza di un campo coulombiano, di solito nelle vicinanze di un nucleo atomico, oppure, con minor probabilità, di un elettrone. È evidente che, per la conservazione dell'energia, il fotone interagente deve avere un'energia pari almeno alla massa a riposo della coppia prodotta, cioè  $2m_0c^2 = 1,022MeV$ . Un quanto  $h\nu$  spende tutta la sua energia nella creazione di un elettrone e di un positrone, di energie cinetiche  $T^+$  e  $T^-$ ; la conservazione dell'energia pertanto impone che:

$$T^+ + T^- + 2m_0c^2 = h\nu \quad (1.6)$$

L'energia non si ridistribuisce in parti uguali tra le due particelle in quanto, a causa della repulsione da parte del nucleo, il positrone tende a ricevere una quantità lievemente maggiore dell'elettrone. La sezione d'urto per questo processo vale:

$$\sigma_{\text{creazione coppie}} \propto Z^2 \quad (1.7)$$



**Figura 1.9:** Schema produzione di coppie

# Capitolo 2

## La tomografia con raggi X

La tecnica tomografica con raggi X permette di ottenere in maniera non distruttiva informazioni ben definite spazialmente sull'intero volume dell'oggetto investigato, ovvero è possibile ricavare dall'insieme dei dati di assorbimento registrati a  $360^\circ$  una rappresentazione tridimensionale della densità dei materiali che lo costituiscono. L'utilizzo di un software di *rendering 3D* permette la ricostruzione dell'intero volume, il quale può essere poi sezionato virtualmente lungo i tre assi principali oppure può essere visualizzato per intero e ruotato in ogni posizione per ispezionare direttamente le parti di maggiore interesse. In questo capitolo saranno trattati, in breve, i principi base della radiografia e della tomografia e sarà presentato un metodo generale di ricostruzione tomografica.

### 2.1 Principi radiografici

Le tecniche radiografiche sono attualmente molto utilizzate nello studio di opere d'arte, soprattutto nel caso dei dipinti su tela e su tavola. La radiografia è stata forse la prima tecnica che ha consentito di osservare l'interno del corpo umano senza dover effettuare un'operazione chirurgica. Essa consiste nella costruzione di una mappa bidimensionale a partire dall'attenuazione subita da un fascio di raggi X nell'attraversamento dell'oggetto tridimensionale che si vuole studiare. Tale attenuazione è descritta matematicamente da una relazione esponenziale che correla la quantità di radiazione assorbita alla natura chimica, alla densità ed allo spessore del mezzo attraversato, conosciuta come legge di Lambert-Beer:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.1)$$

dove  $I_0$  è l'intensità del fascio entrante,  $x$  è lo spessore dell'oggetto,  $\mu$  è il suo coefficiente di attenuazione lineare. Nel caso di un materiale disomogeneo sia in densità che in spessore, la relazione matematica precedente dovrà essere corretta con il calcolo di integrali di linea lungo la direzione del fascio, poiché  $I$  avrà una distribuzione spaziale dipendente

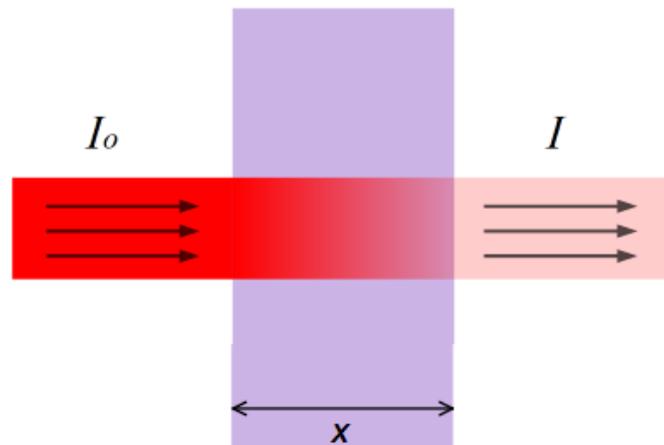
dall'oggetto stesso, quindi:

$$I = I_0 e^{-\int_a^b \mu(x) dx} \quad (2.2)$$

Tale correzione, nel caso di un tubo a raggi X, non basta: esso non produce un fascio monocromatico, ma bensì policromatico (quindi polienergetico). Dunque, la legge di Lambert-Beer subisce un'ulteriore modifica:

$$I(E) = \int_E I_0(E) e^{-\int_a^b \mu(x,E) dx} dE \quad (2.3)$$

In questo modo si tiene conto della dipendenza dall'energia del coefficiente di attenuazione lineare. In base al range energetico in uso, una parte della radiazione X viene assorbita per effetto fotoelettrico, mentre un'altra parte raggiunge indenne il rivelatore. Quindi le informazioni sull'oggetto in esame sono ottenute dal rapporto tra fotoni assorbiti e fotoni trasmessi. Inoltre, si ha che l'effetto Compton e l'effetto di diffusione coerente generano la radiazione diffusa che devia i fotoni della radiazione incidente. Se i fotoni diffusi raggiungono il rivelatore, non portando alcuna informazione all'immagine, ne peggiorano la qualità, poiché questi non provengono dalla sorgente in linea retta.



**Figura 2.1:** Rappresentazione dell'attenuazione dei raggi X

## 2.2 Tomografia assiale computerizzata

La principale limitazione del metodo radiografico sta nel fatto che la mappa realizzata è bidimensionale, mentre l'oggetto analizzato è tridimensionale: la tridimensionalità non viene riprodotta nell'immagine radiografica. Per riuscire a studiare l'oggetto in quanto volume è stata sviluppata la TC, ovvero la Tomografia Computerizzata (in inglese CT da Computed Tomography), conosciuta generalmente come TAC (dove la A sta per Assiale). Questa consiste nell'acquisizione di proiezioni radiografiche dell'oggetto a diversi angoli, che vengono poi usate per ricostruirne le sezioni trasversali, dette *slice*, con l'uso di algoritmi matematici. Riunendo le varie sezioni in un unico volume, con un software di rendering 3D, è poi possibile ottenere la ricostruzione tridimensionale dell'oggetto analizzato.

## 2.3 I componenti del sistema tomografico

Anche se il suo utilizzo peculiare è in ambito medico, la TAC è impiegata anche in altri campi, come ad esempio nell'analisi del patrimonio culturale. In questi casi, un sistema portatile per l'analisi in loco è diventato una necessità in quanto, spesso, non è consentito trasportare opere d'arte al di fuori dei musei in cui sono conservate. Pertanto, è stato sviluppato, presso il Dipartimento di Fisica e Astronomia dell'Università di Bologna, un sistema mobile per la CBCT (Cone Beam Computed Tomography). Questo sistema è composto da:

- una sorgente di raggi X;
- un sistema di movimentazione dell'oggetto;
- un rivelatore.

L'operatore può controllare tutti i componenti del sistema grazie ad un software di controllo installato su un computer posizionato ad una distanza di sicurezza. In questa sezione vengono presentati dettagliatamente i singoli componenti.

### 2.3.1 Sorgente di raggi X

La sorgente utilizzata nel sistema è lo Smart EVO 200D di YXLON international, un tubo ad alte prestazioni da  $750\text{ W}$ , raffreddato ad aria, con una temperatura di funzionamento compresa tra  $-20^{\circ}\text{C}$  e  $+50^{\circ}\text{C}$ .



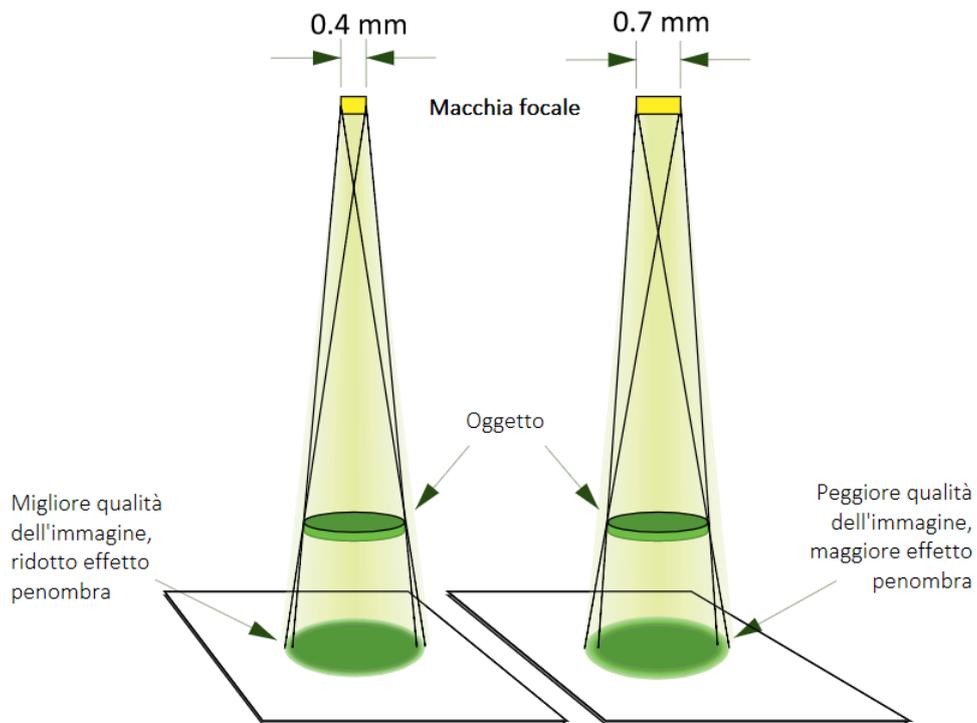
**Figura 2.2:** a) Sorgente Smart EVO 200D. b) Interfaccia di controllo.

La *macchia focale*, ovvero la dimensione dell'area da cui il fascio viene emesso, è pari a  $1,0\text{ mm}$  e risulta di grande importanza per la definizione dell'immagine; infatti più piccola è la macchia focale e più nitida sarà l'immagine prodotta dal fascio sul rivelatore, mentre per macchie estese si crea un effetto di *source unsharpness* o penombra, calcolabile come:

$$P = f \cdot \frac{D}{d} \quad (2.4)$$

dove  $f$  è la dimensione della macchia focale,  $D$  è la distanza tra oggetto e piano dell'immagine e  $d$  è la distanza tra oggetto e sorgente. Un altro parametro importante è la magnificazione  $M$  dell'oggetto, dovuta al fatto che i raggi del fascio non sono paralleli tra loro. La magnificazione, calcolata come rapporto delle distanze *sorgente-rivelatore* e *sorgente-oggetto*, può essere utilizzata per migliorare la risoluzione delle immagini radiografiche. Tuttavia è legata al già citato effetto penombra, il quale aumenta con essa:

$$P = f(M - 1) \quad (2.5)$$

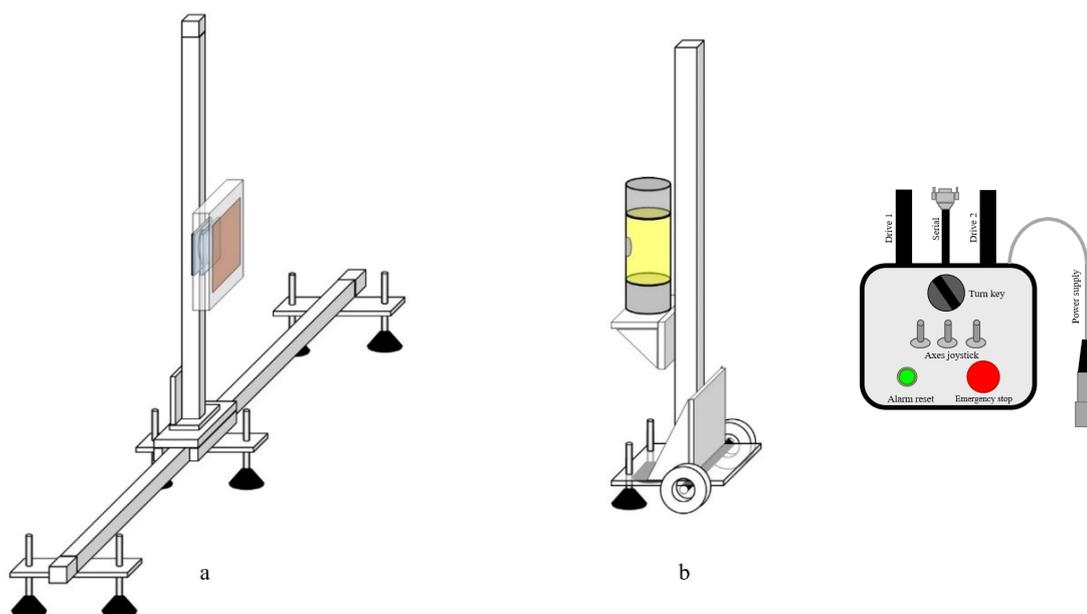


**Figura 2.3:** Effetto source unsharpness

Risulta quindi necessario giungere ad un compromesso fra l'ingrandimento, dato dal fattore di magnificazione, e la perdita di nitidezza, dovuta all'effetto penombra. Prima di passare a descrivere il secondo componente, è rilevante sottolineare che la sorgente può essere collimata in vari modi a seconda del tipo di collimatore utilizzato; i più conosciuti sono il collimatore *fan beam*, costituito da due lastre parallele in modo da ottenere un fascio a ventaglio, ed il collimatore *pencil beam* di forma cilindrica, forato, per ottenere fasci sottili. Nel caso in cui si faccia uso di collimatori a forma rettangolare si ha una geometria di tipo *cone beam*.

### 2.3.2 Sistema di movimentazione

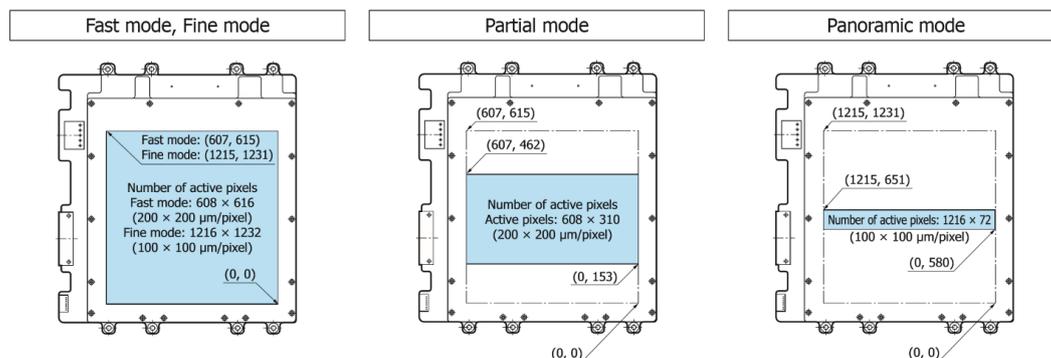
Il sistema di movimentazione è composto da due assi per il movimento del rivelatore, un asse verticale per il tubo ed una piattaforma rotante per l'oggetto ispezionato. Il movimento del rivelatore è gestito da due assi motorizzati perpendicolari, ovvero l'asse X per la traslazione orizzontale e l'asse Y per quella verticale, entrambi lunghi  $1,5\text{ m}$ , i quali possono essere smontati per facilitarne il trasporto. Un terzo asse è impiegato per il posizionamento del tubo a raggi X, muovendolo verticalmente verso l'alto o verso il basso. Questo asse è necessario soprattutto per l'acquisizione tomografica in cui la sorgente si muove in sincronia con il rivelatore per mantenere il punto focale centrato sull'area di proiezione. I tre assi sono gestiti da una singola scatola di controllo a cui sono collegati per mezzo di due diversi cavi di azionamento, uno per la coppia di assi X Y, uno per l'asse Z. La scatola è dotata di comandi manuali per il movimento degli assi e di un pulsante di arresto di emergenza ed è connessa al computer in dotazione tramite una porta seriale.



**Figura 2.4:** A sinistra è rappresentato lo schema degli assi di traslazione: a) asse X orizzontale e asse Y verticale per lo spostamento del rivelatore; b) asse Z per lo spostamento del tubo radiogeno. A destra è riportato lo schema della scatola di controllo degli assi di traslazione.

### 2.3.3 Rivelatore

Il rivelatore misura l'intensità dei raggi X che non vengono assorbiti dall'oggetto analizzato. Due sistemi di rivelazione molto utilizzati e con buone prestazioni sono i rivelatori digitali di tipo *Flat Panel* e quelli basati sull'accoppiamento di uno schermo scintillatore con un sensore CCD. Il sistema in questione è dotato di un rivelatore del primo tipo, con un'area attiva di  $12 \times 12 \text{ cm}^2$ . I *Flat panel* permettono di acquisire immagini bidimensionali offrendo una serie di vantaggi in termini di risoluzione spaziale e range dinamico, avendo comunque buone prestazioni in termini di tempi di lettura. Il cuore del sistema è la matrice attiva AMA (Active Matrix Array), realizzata con materiale semiconduttore e formata da milioni di pixel connessi da transistor TFT (Thin Film Transistor) a linee di trasmissione legate alla periferica. Esistono, infine, due tipologie di flat panel: a conversione diretta o indiretta. Nella prima, i fotoni sono assorbiti da uno strato fotoconduttore formando una coppia *elettrone-lacuna* che, sotto l'influenza di un forte campo elettrico, separa le cariche guidandole successivamente verso gli elettrodi collettori del TFT, dove vengono immagazzinate e portate sul circuito di lettura. Nella seconda, usata nel sistema di laboratorio, i fotoni vengono assorbiti da uno strato di materiale scintillante, producendo luce, la quale viene raccolta da una matrice attiva di fotodiodi che la convertono in carica elettrica inviandola al circuito di lettura. Il rivelatore funziona in 4 modi di scansione selezionabili: le modalità *Fast mode* e *Partial mode* con dimensione del pixel pari a  $200 \times 200 \mu\text{m}^2$  oppure le modalità *Fine mode* e *Panoramic mode* con dimensione del pixel di  $100 \times 100 \mu\text{m}^2$ . La dimensione dell'area attiva cambia a seconda della modalità selezionata come mostrato in Figura 2.5.

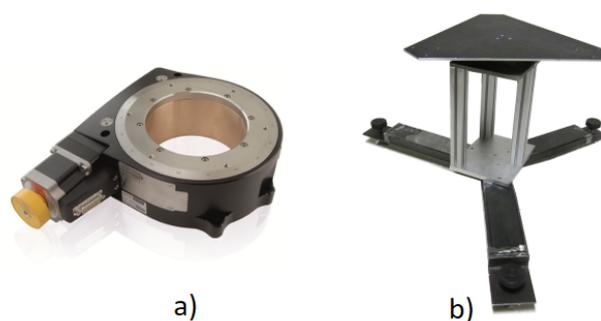


**Figura 2.5:** Area attiva per ogni modalità di scansione del rivelatore

La modalità *Fine mode* è utile per la radiografia e la tomografia ad alta risoluzione, con una dimensione di immagine di  $1216 \times 1232$  pixel ed una velocità massima di frame di 17 fps. La modalità *Fast mode*, invece, consente un'accurata acquisizione ad una risoluzione inferiore, pertanto è ideale per la tomografia di oggetti di grandi dimensioni.

### 2.3.4 Tavola rotante

Per ottenere la rotazione dell'oggetto ispezionato si utilizza una tavola rotante. Quella di cui dispone il nostro dipartimento è la PI-MICOS PRS-200 della Physik Instrumente mostrata in Figura 2.6. Quest'ultima ha un diametro di  $160\text{ mm}$  ed è in grado di sostenere un carico fino a  $50\text{ kg}$  con una ripetibilità nell'ordine di  $1/1000$  gradi. Ciò garantisce l'affidabilità e la precisione necessarie per l'imaging. La tavola è posta su una piattaforma a tre piedi, regolabili in lunghezza per correggere qualsiasi possibile pendenza del pavimento, al fine di aumentarne la stabilità. Essa è collegata al computer in dotazione tramite una porta USB ed è gestita dal software di controllo.



**Figura 2.6:** a) Immagine della tavola rotante PI-MICOS PRS 200. b) Immagine della piattaforma del treppiede con i piedi regolabili.

Un ulteriore sistema rotante è collegato al rivelatore e ne consente la regolazione al fine di garantire un corretto allineamento per l'imaging radiografico e tomografico. Nel nostro caso si tratta di un M-038.DG della Physik Instrumente: un sistema rotante leggero e ad alta precisione con diametro di  $61\text{ mm}$  e ripetibilità di  $20\ \mu\text{rad}$ . Quest'ultimo è collegato al computer tramite USB ed è regolato durante le fasi di allineamento del processo di acquisizione. Successivamente, esso viene scollegato e rimane inutilizzato finché non sono necessarie ulteriori modifiche.



**Figura 2.7:** Immagine della fase rotante PI M-038.DG.

## 2.4 Metodo di ricostruzione tomografico

Terminata la scansione tomografica, inizia la ricostruzione vera e propria. In questa fase, tramite l'elaborazione delle immagini acquisite, si ottengono le diverse *slice*, cioè immagini bidimensionali che rappresentano una sezione interna dell'oggetto. Fisicamente queste hanno uno spessore non nullo poiché rappresentano una sezione di volume. La stessa cosa si può dire per il pixel, il quale rappresenta un elemento di volume che viene chiamato voxel. Nella descrizione del metodo di ricostruzione si suppone idealmente di avere un fascio di raggi X, paralleli tra loro, i quali, attraversando il piano di un oggetto, giungono al rivelatore formato da  $n$  pixel. L'idea di base è quella di dividere la slice in una griglia  $n \times n$  di pixel ciascuno con coefficiente di attenuazione  $\mu$  e dimensione  $w \times w$  uguale alla grandezza di un singolo elemento che compone il rivelatore. L'intensità misurata da ogni elemento del rivelatore risulta essere:

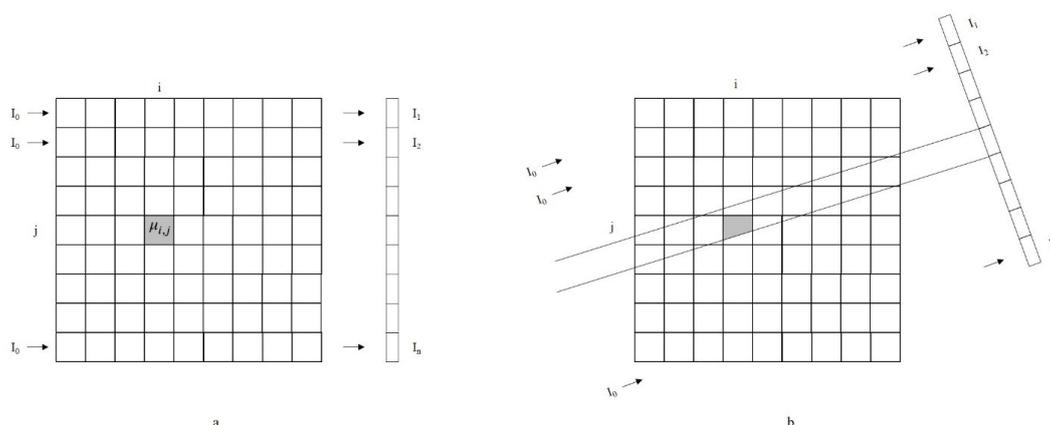
$$I_j = I_0 \cdot e^{-|\mu_{1j} + \mu_{2j} + \dots + \mu_{nj}|w} \quad (2.6)$$

dove  $j = 1, 2, \dots, n$ , ovvero:

$$\ln\left(\frac{I_0}{I_j}\right) = \sum_{i=1}^n \mu_{ij} \cdot w = p_j \quad (2.7)$$

La quantità  $p_j$  è la cosiddetta *proiezione* ed è l'informazione base da cui partire per la ricostruzione.

Per ricavare tutti i coefficienti  $\mu_{ij}$  in modo univoco è necessario possedere altre proiezioni radiografiche ottenute ruotando l'oggetto. Il calcolo della proiezione si rivela più complicato quando viene a mancare la perpendicolarità tra il fascio parallelo di raggi X e la griglia in cui è idealmente suddiviso l'oggetto, poiché i fotoni giungono sul rivelatore dopo aver attraversato spessori di pixel  $w_{ij}$  variabili da pixel a pixel e dipendenti dalla proiezione stessa.

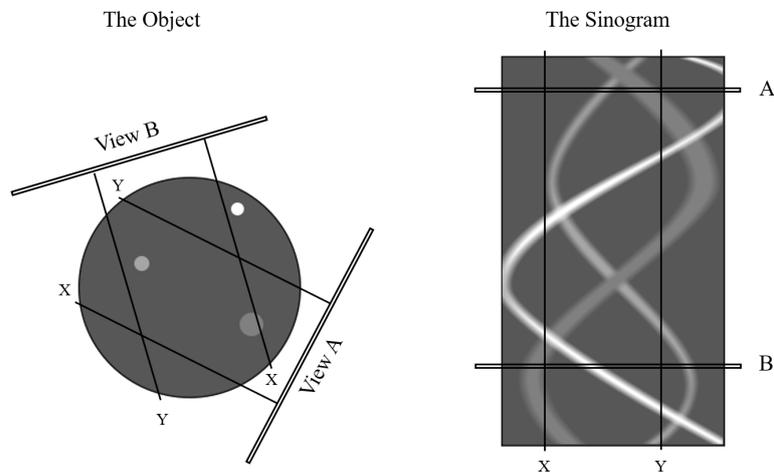


**Figura 2.8:** Rappresentazioni della matrice di pixel che copre l'oggetto sotto esame

Per risolvere il problema, generalmente, si adottano un sistema di coordinate  $(x, y)$  per i punti dell'oggetto e  $(r, s)$  per il percorso lineare dei raggi del fascio, così che, quando il sistema è ruotato di un angolo  $\varphi$  rispetto all'asse  $y$ , le proiezioni  $p_1, \dots, p_n$  possono essere espresse come integrale di linea della funzione  $f(x, y)$ , che rappresenta la distribuzione dei coefficienti di attenuazione:

$$p(r, \varphi) = \int_{r, \varphi} f(x, y) ds \quad (2.8)$$

Questa funzione è chiamata trasformata di Radon. Per ricostruire una singola slice sono pertanto necessarie  $m$  acquisizioni a diversi angoli  $\varphi$  di rotazione equispaziati, ognuno contenente a sua volta  $n$  proiezioni a intervalli di  $w$ . Per avere un numero sufficiente di dati indipendenti è necessaria la condizione  $m > n$ . Si ottiene così una matrice  $n \times m$ , con  $n$  pixel ed  $m$  proiezioni radiografiche, chiamata comunemente sinogramma, in quanto l'immagine ottenuta contiene una sinusoide per ogni particolare dell'oggetto, la cui ampiezza dipende dalla distanza del particolare dal centro di rotazione dell'oggetto.

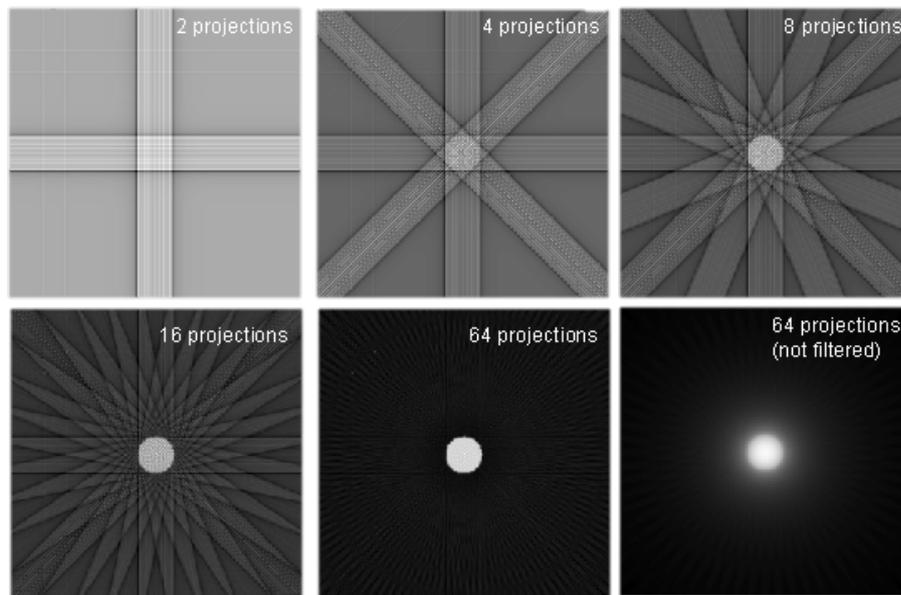


**Figura 2.9:** Rappresentazione schematica della slice di un oggetto e del relativo sinogramma

Il passaggio dal sinogramma alla ricostruzione, infine, si effettua applicando un algoritmo di retroproiezione *back projection*, che consiste nel proiettare all'indietro, sul piano della slice, i valori di ogni singola proiezione alle diverse angolazioni, traendo così la distribuzione dei coefficienti di attenuazione  $f(x, y)$  nella slice. Otteniamo pertanto che la somma di tutte le proiezioni acquisite per ogni pixel è uguale alla distribuzione dei coefficienti di attenuazione secondo la formula:

$$\hat{f}(x, y) = \sum_{j=1}^m p_j \Delta\varphi \quad (2.9)$$

Se si considera la retroproiezione di un oggetto circolare, ogni profilo proietta sul piano una striscia e questo determina un artefatto a stella. Aumentando il numero delle proiezioni, esso scompare, ma rimane, attorno all'oggetto, un alone di intensità decrescente allontanandosi dal centro dell'oggetto stesso. Per eliminare questo effetto, si utilizzano dei filtri ad hoc in modo da ridurre il più possibile il rumore presente in ogni slice ricostruita.



**Figura 2.10:** Artefatto a stella di un oggetto circolare e relativo filtraggio

## Capitolo 3

# Applicazione in situ della TAC

### 3.1 Il sarcofago egizio di *Unmontu*

La proposta presentata per la XVIII edizione del progetto *Restituzioni*, programma biennale di restauri di opere d'arte, prevede il restauro conservativo del sarcofago antropoide ligneo di un alto funzionario egiziano chiamato *Unmontu*, attribuibile all'epoca della XXV dinastia (746 – 655 a.C.) per tipologia, apparato iconografico e testuale. Il prezioso manufatto, in legno di sicomoro e di tamerice, è giunto a Bologna attraverso un lascito del pittore bolognese Pelagio Pelagi, che donò alla sua città natale un'immensa collezione di reperti comprendente anche 3109 antichità egiziane acquistate sul mercato antiquario negli anni tra il 1824 e il 1845, successivamente confluite nel patrimonio del Museo Civico Archeologico come uno dei principali nuclei originari. Sin dal suo arrivo in città nel 1861, questo sarcofago attirò l'attenzione degli studiosi e dei cittadini bolognesi per la vivace policromia, il raffinato apparato iconografico e la ricchezza dei testi funerari in caratteri geroglifici che si distribuiscono in colonne sull'intera superficie esterna, sia della cassa, sia del coperchio. Nelle scorse settimane è stata avviata la valutazione dello stato conservativo del manufatto attraverso un complesso studio conoscitivo condotto sotto la direzione scientifica di Daniela Picchi, funzionario egittologo del museo, e con il contributo del Consorzio CROMA, Conservazione e Restauro di Opere e Monumenti d'Arte di Roma. L'articolato progetto diagnostico, finalizzato a fornire le conoscenze preliminari agli interventi di restauro, è stato supportato dalle più avanzate tecnologie non distruttive ed è stato, quindi, necessario il supporto scientifico di esperti in diverse discipline, operanti in vari atenei e istituzioni tra cui l'Alma Mater Studiorum-Università di Bologna. Accanto all'analisi tomografica computerizzata con raggi X e alla datazione con il metodo del radiocarbonio sono state effettuate analisi anatomiche per determinare la specie legnosa e uno studio relativo alla policromia mediante indagini non invasive e micro-invasive; approcci diagnostici tesi ad uno studio accuratissimo del manufatto, che hanno permesso di individuare i materiali costitutivi, le tecniche esecutive, le diverse fasi

di lavorazione ed eventuali interventi conservativi di epoca moderna. Le risultanze delle indagini hanno evidenziato un precario stato conservativo del sarcofago e la necessità di un nuovo intervento, dopo un precedente restauro effettuato negli anni sessanta del Novecento. In particolare, l'aspetto più critico è legato allo strato di vernice-mastice che ricopre il sarcofago e che nel tempo si disidrata e si muove in modo differente rispetto agli altri materiali.



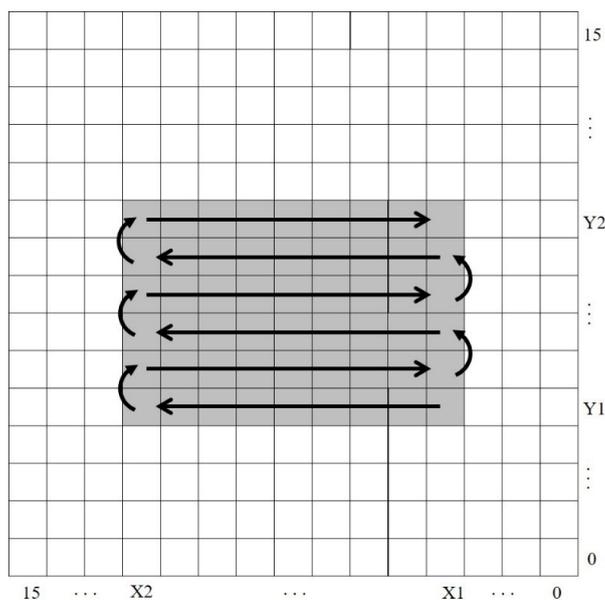
**Figura 3.1:** Lavori di restauro aperti al pubblico del Museo Civico Archeologico

Il Museo Civico Archeologico condividerà con il pubblico questo importante momento di ricerca e conservazione aprendo le porte del cantiere per seguire gli interventi di restauro fino al termine previsto nel dicembre 2017. Infatti, in corrispondenza delle fasi più significative del lavoro, sarà possibile assistere “in diretta” alle pazienti operazioni degli esperti grazie ad un laboratorio posizionato tra le teche espositive della sezione egizia. Una modalità di fruizione, quella del “cantiere aperto”, particolarmente efficace come pratica di divulgazione e valorizzazione dei beni culturali, per favorire la conoscenza del patrimonio artistico conservato negli spazi museali attraverso un’esperienza di coinvolgimento. Al termine dei lavori, nel febbraio 2018, saranno presentati gli esiti dell’importante operazione in una conferenza aperta al pubblico. Inoltre, a conclusione della campagna di restauri, il sarcofago di Unmontu, unitamente ad altre 200 opere salvate, provenienti da 17 regioni italiane, sarà esposto alla Venaria Reale di Torino.

## 3.2 Acquisizione

### 3.2.1 Software

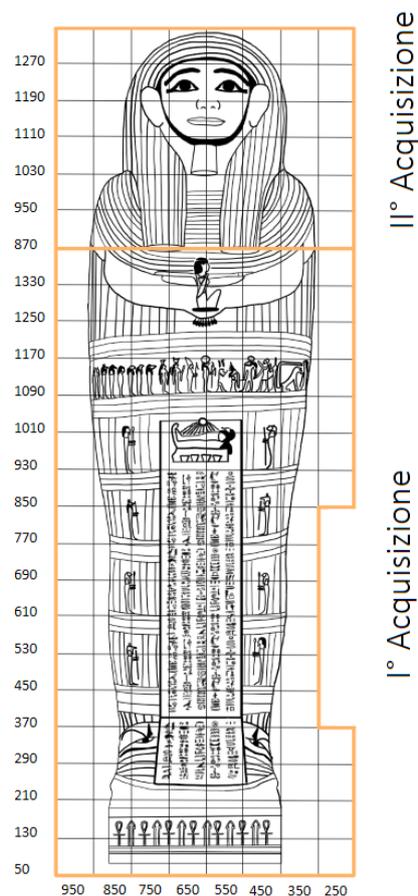
Il software di controllo per l'acquisizione è stato sviluppato per il sistema tomografico dall'*X-ray Imaging Group*, presso il Dipartimento di Fisica ed Astronomia dell'Università di Bologna, e gestisce la comunicazione tra il flat panel, la scheda di acquisizione ed il movimento della tavola rotante. Recentemente è stato realizzato un upgrade per la gestione degli assi di traslazione del rivelatore (X e Y) e per l'automatizzazione dell'acquisizione di più immagini adiacenti, anche in modalità tomografica. Infatti, selezionando le coordinate X ed Y dei limiti dell'area che si vuole scansionare, il programma sposta il rivelatore al punto di partenza e acquisisce la prima sequenza di proiezioni radiografiche su  $360^\circ$ , quindi si muove alla seconda posizione con un passo impostato a  $100\text{ mm}$  lungo la direzione X ed acquisisce la seconda. Se l'area selezionata copre più di una posizione Y, il rivelatore si sposta lungo l'asse X fino a raggiungere la coordinata finale, dopodiché si muove alla prossima coordinata Y con un passo pari a  $80\text{ mm}$  e scansiona la linea successiva nella direzione opposta, come mostrato in Figura 3.2.



**Figura 3.2:** Rappresentazione schematica dello spostamento del rivelatore

Ogni volta che il rivelatore si muove verticalmente, anche il tubo a raggi X si sposta verso l'alto della stessa quantità. In questo modo la macchia focale è sempre ben centrata di fronte alla sezione dell'oggetto scansionato. La tomografia si ferma dopo ogni rotazione e le proiezioni acquisite vengono immediatamente salvate su disco.

Date le grandi dimensioni del sarcofago, alto all'incirca  $1,8\text{ m}$ , tutti gli elementi del set-up sono stati sistemati ad un'altezza di circa  $60\text{ cm}$  ed è stato necessario effettuare una prima fase di acquisizione fino quasi a raggiungere la massima quota possibile per il posizionamento del rivelatore (all'incirca  $1,5\text{ m}$  dalla base degli assi). Dopodiché, è stato rimosso soltanto il rialzo cubico di legno sopra cui era sistemato l'oggetto ed è stato eseguito un secondo set di scansioni a partire dalla parte superiore del busto, fino alla testa. In Figura 3.3 è illustrata una griglia che rappresenta il partizionamento della superficie complessiva. Ogni area riquadrata identifica una posizione del rivelatore; per ciascuna, nell'arco di circa 3 minuti, sono state effettuate 900 acquisizioni durante la rotazione a  $360^\circ$  dell'oggetto. Il lavoro è terminato dopo all'incirca 17 ore consecutive in cui è sempre stato presente il Dott. Matteo Bettuzzi, esperto dell'apparato tomografico. Tutte le immagini acquisite sono state automaticamente salvate e la mole di dati raccolti costituisce il punto di partenza per la ricostruzione delle sezioni tomografiche del sarcofago.



**Figura 3.3:** Rappresentazione schematica della griglia di acquisizione

### 3.2.2 Set-up del sistema

L'esperienza lavorativa di acquisizione dati è stata svolta in una stanza nel seminterrato del Museo Civico Archeologico di Bologna. Qui è stato trasportato il sistema tomografico, ampiamente descritto nel secondo capitolo, ed è stato installato effettuando la calibrazione preliminare ed adottando le misure di radioprotezione, indicate dall'esperto qualificato, per isolare il sistema. L'intera area, pertanto, era chiusa al pubblico e l'accesso era limitato unicamente agli operatori autorizzati. Di seguito è riportato in Figura 3.4 il set-up allestito per poter effettuare le acquisizioni.



**Figura 3.4:** Set-up del sistema: a sinistra il rivelatore e gli assi di traslazione, accanto il sarcofago sulla tavola rotante, a destra la sorgente e l'asse di posizionamento del tubo.

Per ridurre il più possibile l'effetto penombra, la tavola rotante motorizzata è stata sistemata vicina agli assi di traslazione del rivelatore. Quest'ultimo è stato impostato nella modalità *Fast mode* con dimensione del pixel pari a  $200 \times 200 \mu m^2$ . Il sarcofago è stato inizialmente posto sopra ad una base cubica per effettuare il primo set di acquisizioni ed è stato fissato utilizzando un sostegno in legno che non influenzerà l'esito delle misurazioni, poiché potrà essere rimosso dalle immagini salvate nella fase di ricostruzione. È stato inoltre "sigillato" per mezzo di corde e pellicole, entrambe realizzate in materiale radiotrasparente.



**Figura 3.5:** Fotografia del sarcofago “sigillato” e fissato tramite corde e assi di legno

In un secondo momento, una volta raggiunta la massima altezza possibile per lo spostamento del rivelatore, si è effettuato il secondo set di acquisizioni, dopo aver rimosso il rialzo cubico ed essersi assicurati di aver riposizionato il sarcofago senza alterare le distanze tra sorgente, oggetto e rivelatore precedentemente registrate.

Purtroppo, si è presentato un problema in fase di acquisizione, legato alla tempistica, che è emerso solamente durante la realizzazione delle prime ricostruzioni. L'oggetto è parzialmente uscito dal campo di vista del fascio e, di conseguenza, non sono state acquisite le proiezioni per alcune posizioni. Ciononostante, grazie alla capacità dell'algoritmo di ricostruzione di operare anche su un set incompleto di dati, sarà possibile recuperare la parte non tomografata.

### 3.3 Parametri di acquisizione

Nella seguente Tabella 3.1 sono riportati i parametri di acquisizione utilizzati per la tomografia del sarcofago di Unmontu.

<b>Tensione</b>	150 <i>kV</i>
<b>Corrente</b>	2,2 <i>mA</i>
<b>Frame rate</b>	5 <i>fps</i>
<b>Angle</b>	-360°
<b>Pixel size</b>	200 $\mu m$
<b>Proiezioni</b>	900
<b>SDD</b>	(3443 $\pm$ 5) <i>mm</i>
<b>SOD</b>	(2901 $\pm$ 5) <i>mm</i>
<b>ODD</b>	(542 $\pm$ 5) <i>mm</i>

**Tabella 3.1:** Parametri di acquisizione

Conoscendo la geometria del set-up e le distanze sorgente-oggetto (SOD) e sorgente-rivelatore (SDD), si possono ricavare due informazioni essenziali per la risoluzione dell'immagine, ovvero la magnificazione e le dimensioni effettive del voxel, il quale indica la dimensione del minimo dettaglio rappresentato nella ricostruzione. Per farlo basta applicare le seguenti formule:

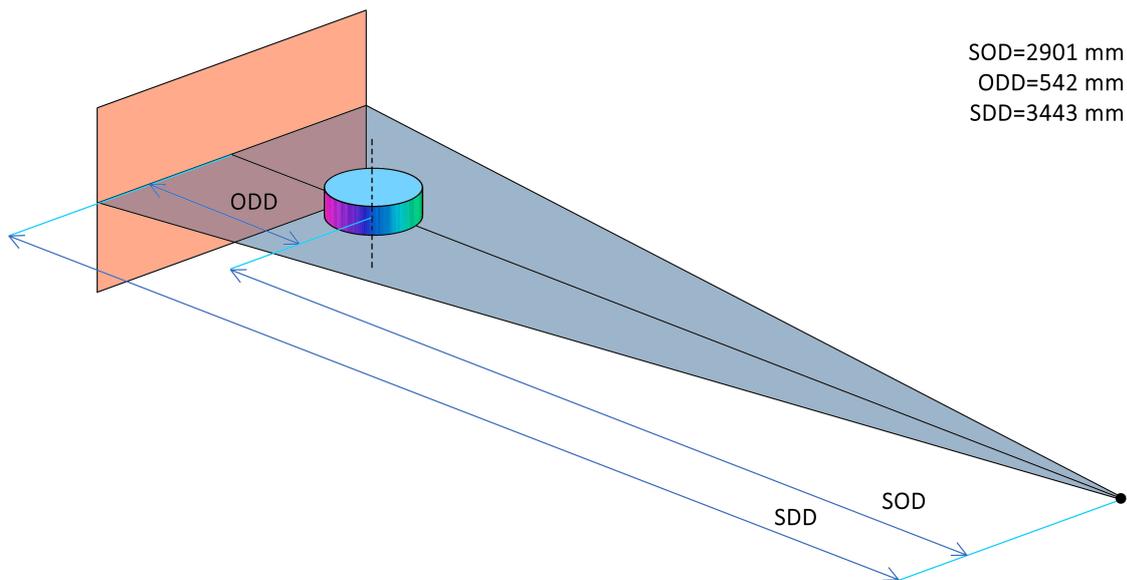
$$M = \frac{SDD}{SOD} \quad (3.1)$$

$$voxel = \frac{pixel\ size}{M} \quad (3.2)$$

Per quanto riguarda le nostre acquisizioni, si trovano i seguenti valori per i parametri sopra indicati:

$$M = 1,187 \pm 0,004; \quad voxel = (168,5 \pm 0,6) \mu m$$

Volendo rappresentare schematicamente le distanze tra la sorgente, l'oggetto ed il rivelatore, si può fare riferimento alla Figura 3.6. Tutti i dati relativi alla geometria del sistema sono necessari quando si effettueranno i processi di ricostruzione delle proiezioni acquisite.



**Figura 3.6:** Rappresentazione schematica delle distanze sorgente-rivelatore (SDD), oggetto-rivelatore(ODD) e sorgente-oggetto (SOD)

# Capitolo 4

## Ricostruzione

In quest'ultimo capitolo viene trattata la seconda parte del lavoro di tesi, ossia la ricostruzione delle immagini acquisite. L'algoritmo di ricostruzione richiede una notevole potenza di calcolo; per il sarcofago in esame, siccome è un oggetto di grandi dimensioni, sono state effettuate delle operazioni di *binning* al fine di velocizzare i tempi, ottenendo immagini ad una risoluzione inferiore. Inoltre, in questo modo, si limita l'occupazione di memoria, semplificando la gestione dei file in fase di analisi.

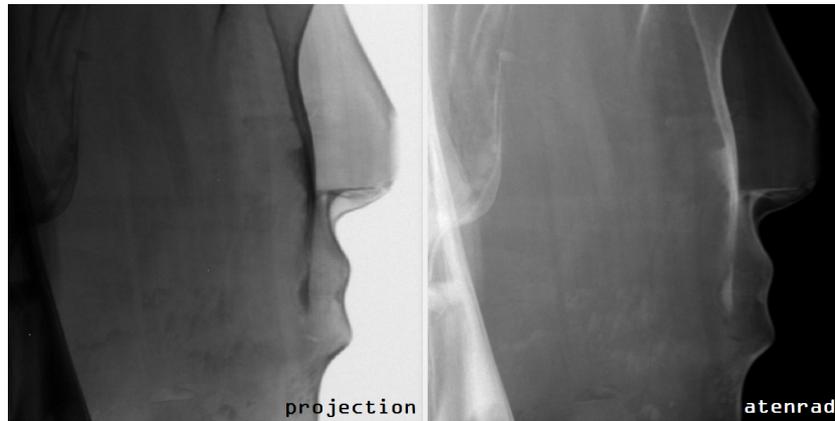
### 4.1 Software

#### 4.1.1 Parrec

Il programma di ricostruzione si chiama PARREC ed è stato sviluppato dalla Dott.ssa Rosa Brancaccio, presso il Dipartimento di Fisica e Astronomia dell'Università di Bologna. Il software carica la sequenza dei file di proiezione, con estensione `.sdt` (*Smart Draw Template*, ossia un tipo di immagini ad alta qualità), ed i rispettivi file metadati `.spr`. In un primo step, con la funzione `Makeatenrad`, sono state normalizzate le proiezioni ai vari angoli effettuando pixel per pixel il calcolo nella formula:

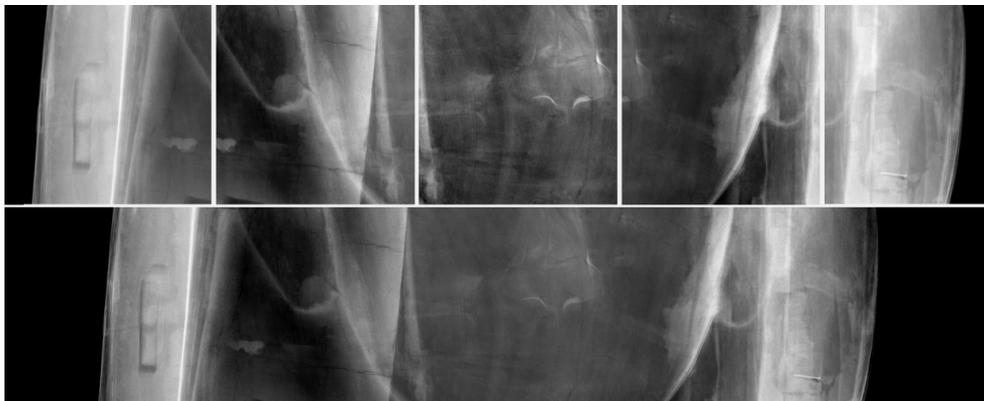
$$Atrd_{i,j} = -\ln\left(\frac{Prj_{i,j} - Drk_{i,j}}{IZero_{i,j} - Drk_{i,j}}\right) \quad (4.1)$$

dove *Atrd* è la proiezione normalizzata risultante, *Prj* è l'immagine originale acquisita, *Drk* è l'immagine presa con la sorgente di radiazione spenta, corrispondente al segnale generato dal rumore termico, ed *IZero* è l'immagine acquisita senza l'oggetto, ossia l'intensità del fascio quando raggiunge direttamente i pixel del rivelatore.



**Figura 4.1:** Confronto tra l'immagine *projection* di partenza e l'immagine *atenrad* ottenuta in seguito alla normalizzazione

Una volta generate le *atenrad* per ciascuna posizione acquisita, queste sono state unite orizzontalmente attraverso una funzione di *stitching* chiamata *Collate*, al fine di ottenere un'unica proiezione del sarcofago per ogni angolo.



**Figura 4.2:** Confronto tra le immagini *atenrad* delle posizioni acquisite singolarmente e l'immagine *atenrad* dell'intera proiezione ottenuta in seguito allo *stitching*

Prima di procedere con gli ultimi passaggi di processing, è necessario andare a ridurre le dimensioni delle 900 nuove *atenrad* dell'intera sezione orizzontale. Ciascuna di esse, infatti, occupa, più o meno, 9MB di spazio su disco, pertanto una cartella contenente soltanto una delle 23 strisce del sarcofago avrà all'incirca un peso di 8GB. Attraverso il meccanismo di *binning* possiamo ridurre ad un quarto (o più, se necessario) le dimensioni di ogni singola immagine.

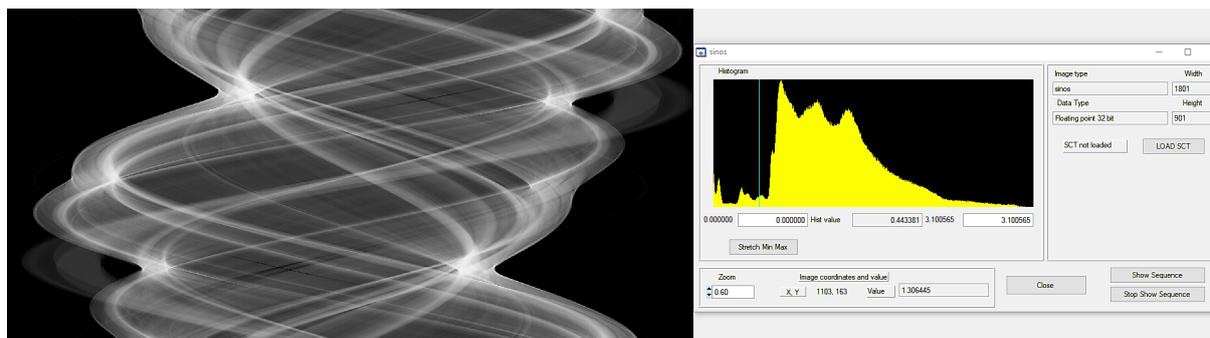
### Binning

La funzione *binning* di PARREC consiste nell'unione di più pixel per formarne uno unico. Effettuando un binning  $1 \times 1$  i pixel rimangono invariati. Se il binning è  $2 \times 2$ , esso comporta l'unione di 4 pixel adiacenti. Pertanto, l'operazione di binning implica in generale una diminuzione di risoluzione e delle dimensioni (in termine di spazio su disco occupato) dell'immagine.

Binning	Combined pixels									
None	■									
2x2 (4 pixels =1)		■	■							
		■	■							
3x3 (9 pixels =1)				■	■	■				
				■	■	■				
				■	■	■				
4x4 (16 pixels =1)							■	■	■	■
							■	■	■	■
							■	■	■	■
							■	■	■	■

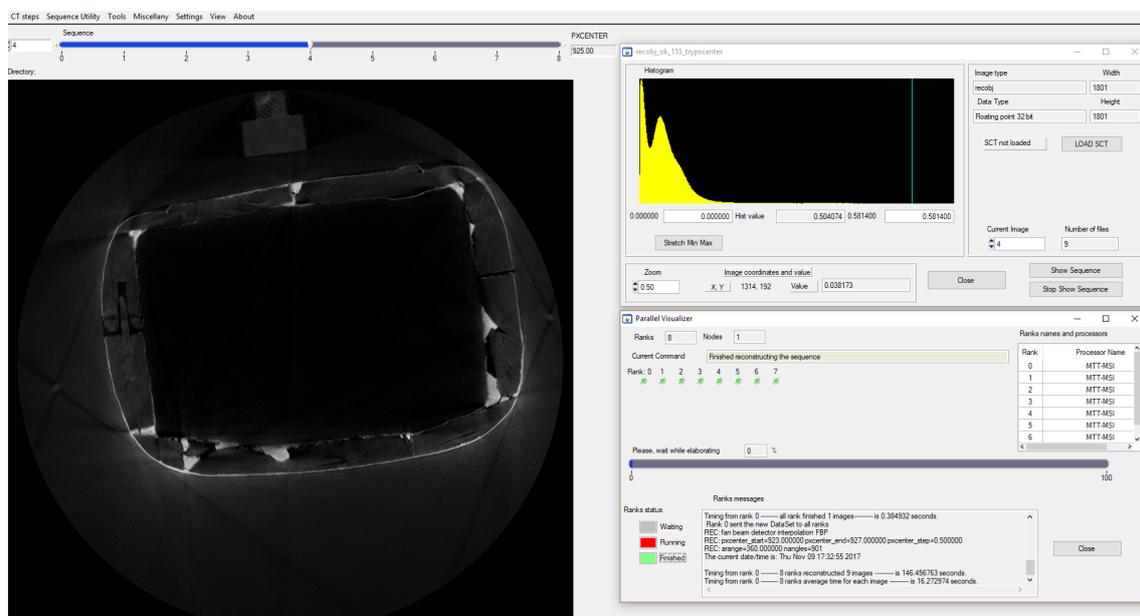
**Figura 4.3:** Diagramma che mostra come funziona il cnc di CCD in una fotocamera digitale a microscopio

Effettuato un binning  $2 \times 2$  le dimensioni del pixel nelle *atenrad* diventa pari a  $400 \mu\text{m}$ . La fase successiva di processing consiste nella generazione dei *Sinos* o sinogrammi che, come spiegato nel paragrafo 2.4, sono immagini di righe rappresentanti le proiezioni delle sezioni del sarcofago sui 900 angoli.



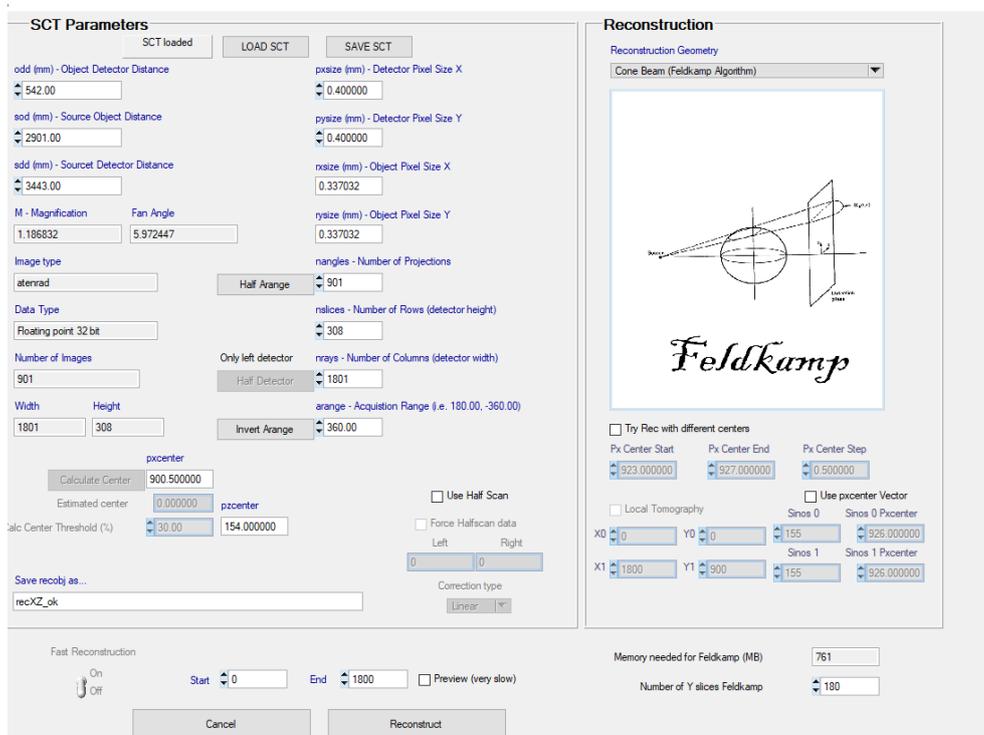
**Figura 4.4:** Sinogramma della sezione trasversale 770,  $I^\circ$  acquisizione

Per ognuna delle 23 sezioni trasversali è stato effettuato un test dei centri per capire quale valore approssima nel miglior modo la posizione dell'asse di rotazione. Il valore del centro attorno a cui effettuare il test si ricava sommando i valori delle posizioni in X degli estremi di una stessa sinusoide e dividendo a metà il risultato.



**Figura 4.5:** Test dei centri della sezione 770,  $I^\circ$  acquisizione

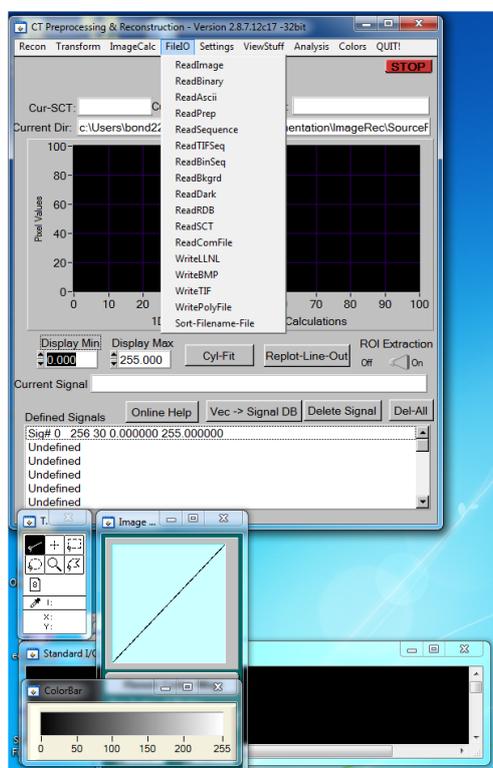
Dopodiché è stato necessario modificare ciascuna immagine della sequenza, tramite la funzione **Crop**, in modo tale che l'asse di rotazione coincidesse con il centro dell'immagine stessa. Senza questo passaggio non si sarebbe ottenuto la ricostruzione desiderata, la quale è stata avviata, dopo aver eseguito il filtraggio, tramite il comando **Reconstruct**. Per ottenere la terza dimensione si usa un algoritmo di retroproiezione filtrata che tiene conto della geometria del fascio. L'algoritmo di Feldkamp è lo standard per la ricostruzione tomografica con geometria di acquisizione di tipo cone-beam ed è proprio quello adottato nel caso in esame.



**Figura 4.6:** Finestra da cui è possibile avviare la ricostruzione dopo il caricamento del file .sct che contiene al suo interno tutti i parametri relativi all'acquisizione

## 4.1.2 ImgRec

ImgRec è un programma di elaborazione e ricostruzione per immagini tomografiche sviluppato da Dan Schneberk presso il Lawrence Livermore National Laboratory di Livermore in California (USA). Questo è stato utilizzato nel caso in cui fosse necessario adottare due diversi centri di rotazione per una stessa sezione, necessità legata molto probabilmente ad oscillazioni infinitesime del sarcofago durante la rotazione. I centri possono essere impostati direttamente dall'operatore andando a modificare il file di comando che viene letto dal programma selezionando la voce `ReadComFile`.

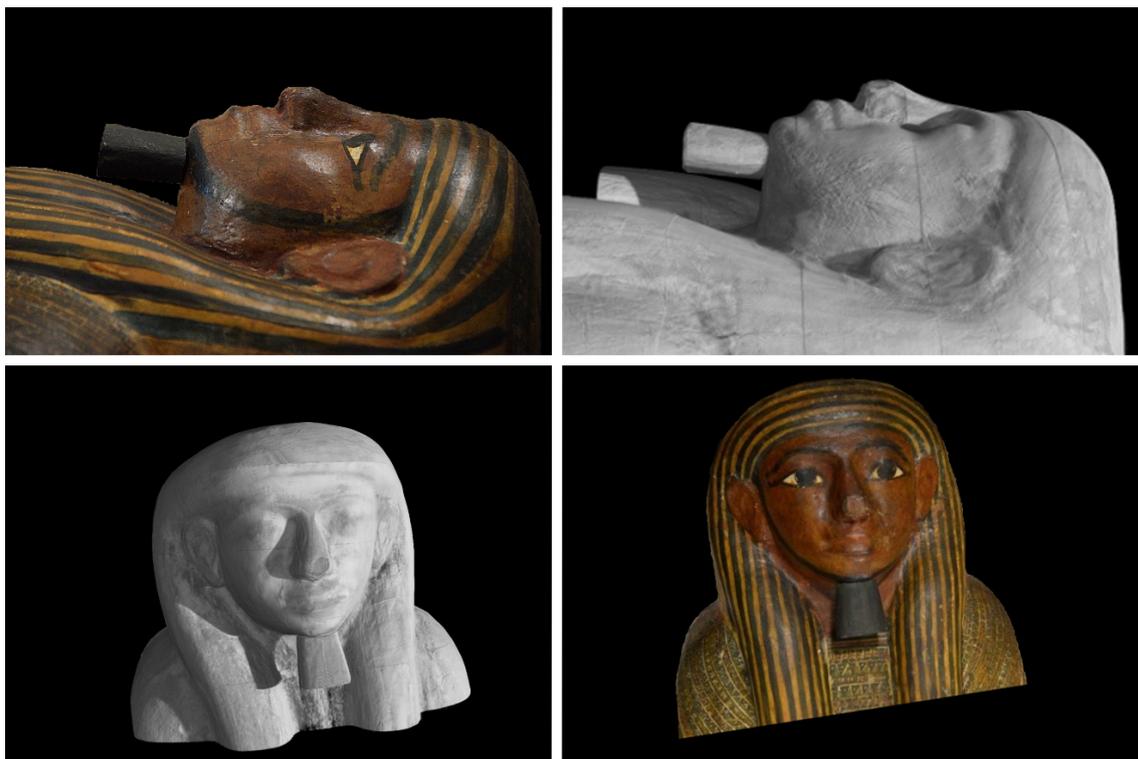


**Figura 4.7:** Finestra da cui è possibile caricare il file di comando, opportunamente modificato dall'utente, selezionando la voce `ReadComFile`

Terminate tutte le ricostruzioni si è deciso di operare un secondo binning direttamente sui nuovi file `recry`, sezioni verticali del sarcofago ricostruite con l'algoritmo Feldkamp, per poter lavorare al meglio sull'assemblaggio del volume per intero tramite il software di rendering 3D di cui si parla nel prossimo paragrafo. Come conseguenza di questo ulteriore binning, la dimensione del pixel nelle sezioni tomografiche risulta pari a  $674 \mu m$  tenendo conto della magnificazione.

## 4.2 Rendering 3D

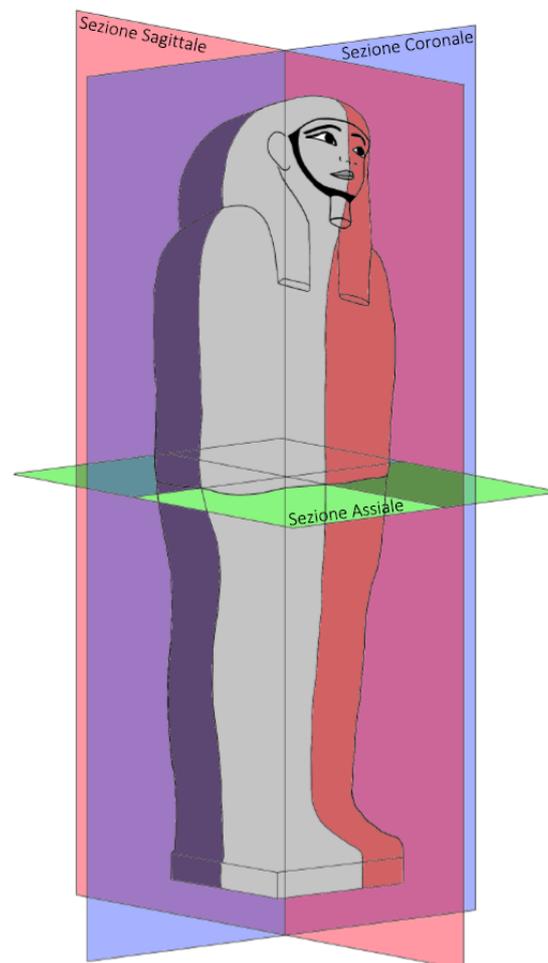
Per la creazione di modelli 3D a partire da una sequenza di slice planari si è fatto uso del software di rendering 3D VGstudioMAX. Quest'ultimo è un programma di analisi e visualizzazione altamente sofisticato ed è stato sviluppato per fornire all'utente un'interfaccia potente ma facile da usare per elaborare e visualizzare dati di voxel con algoritmi di analisi ad alte prestazioni e di rendering di volume. Esso utilizza un'interfaccia grafica intuitiva (GUI) con funzioni standard che sono note alla maggior parte degli utenti. Grazie a VGStudioMAX sono stati realizzati i volumi delle singole sezioni e sono stati uniti per mezzo della funzione **Merge**. Tali operazioni sono state effettuate separatamente per quanto riguarda la parte superiore e quella inferiore dell'intero volume, poiché, durante il passaggio dal primo set di acquisizioni al secondo, il sarcofago è stato riposizionato leggermente ruotato. Dopodiché le due metà sono state unite tenendo in considerazione la rotazione.



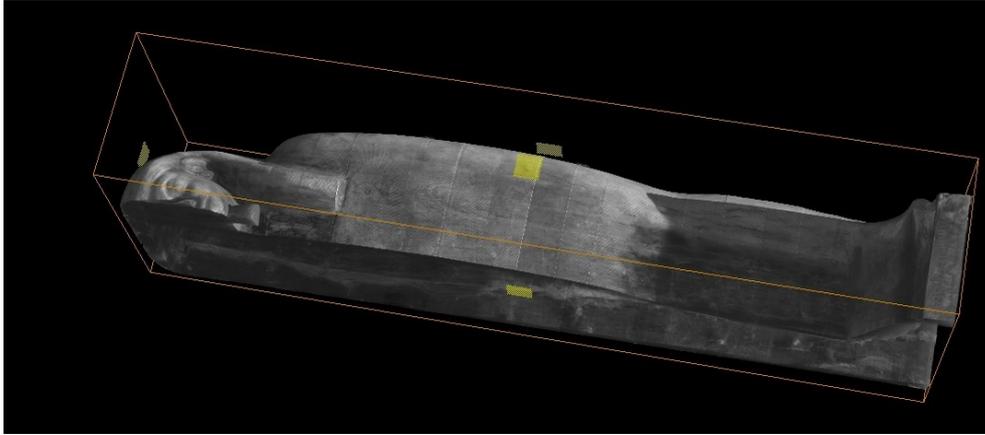
**Figura 4.8:** Immagini raffiguranti i volumi ricostruiti affiancati alle foto originali. Algoritmo di rendering: Scatter Gradient

Nella Figura 4.8 si può vedere la superficie esterna del sarcofago, ma quello che risulta veramente interessante è l'interno. Per questo motivo si possono andare ad analizzare le immagini tomografiche di qualsiasi piano spaziale:

- frontale o coronale: piano che corre parallelo alla fronte;
- sagittale: piano che decorre in senso antero-posteriore e divide un oggetto in due parti, destra e sinistra;
- trasversale o assiale: piano che taglia l'oggetto in due metà, una superiore ed una inferiore.

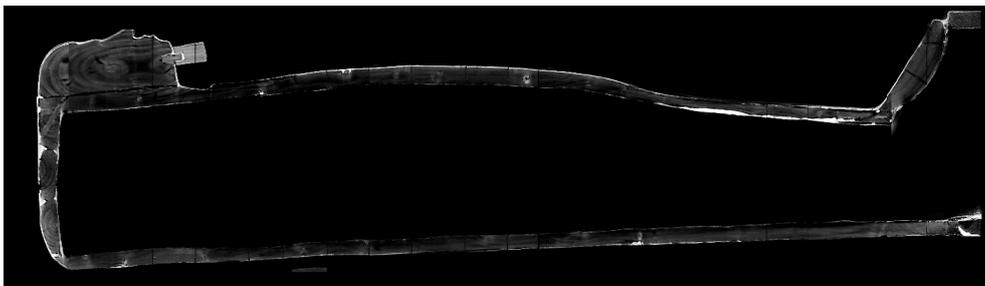


**Figura 4.9:** Schema delle sezioni spaziali coronale, sagittale ed assiale



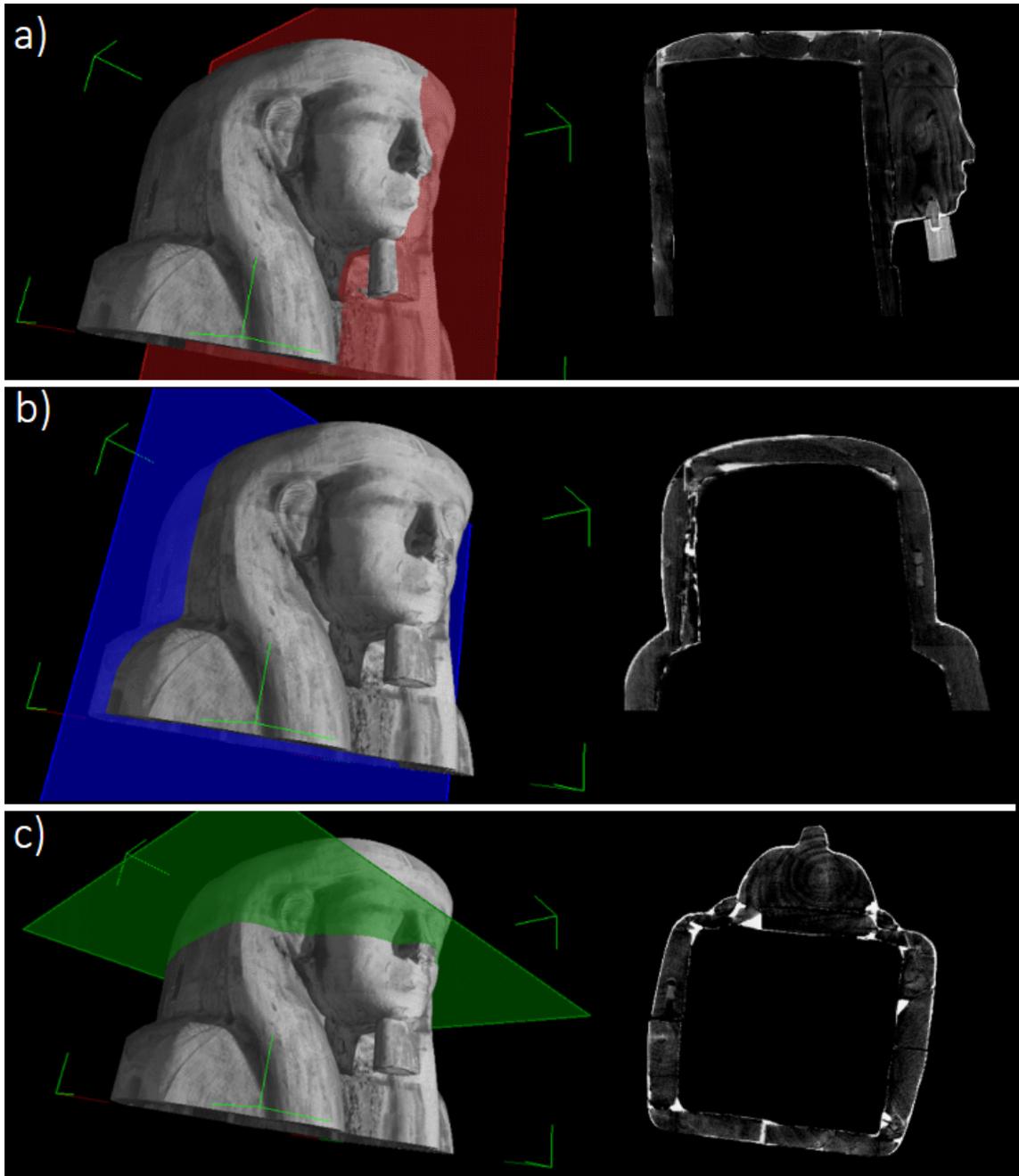
**Figura 4.10:** Sezione formata con il comando di Aligned Clipping Box

Agendo sulla ricostruzione 3D si è fatto uso del comando *Aligned Clipping Box* sezionando virtualmente il volume lungo i tre assi principali per poter osservare le slice del sarcofago, grazie a cui è possibile analizzare la struttura interna. Per esempio, dalla Figura 4.11, emerge che la barba risulta più radiopaca rispetto al legno che costituisce il resto del sarcofago, fornendo un'ulteriore prova a sostegno del fatto che non faccia parte dell'opera originale, bensì sia stata aggiunta a posteriori. Un'altra caratteristica ben visibile in questa sezione è che la struttura non è stata ricavata da un unico tronco, ma piuttosto incollando diverse parti con una resina radiopaca, come evidenzia anche la conformazione degli anelli di accrescimento del legno nella parte superiore della testa.



**Figura 4.11:** Sezione sagittale del sarcofago

Effettuando un'analisi di questo tipo, è possibile ricercare le posizioni di eventuali cavicchi, chiodi o stuccature presenti nel sarcofago, fornendo gli strumenti di base agli esperti per impostare al meglio il lavoro di restauro.



**Figura 4.12:** Nelle sezioni a) sagittale e b) coronale della testa si può notare la presenza di cavicchi, mentre nella sezione c) assiale sono evidenti soprattutto le numerose stuccature

# Conclusioni

Alla base del lavoro svolto per questo elaborato di tesi vi era la necessità di effettuare una tomografia computerizzata con raggi X preventiva ad un intervento di restauro, promosso e finanziato da Intesa SanPaolo nell'ambito del progetto *Restituzioni*, programma biennale di restauri di opere d'arte. La TAC, infatti, è una tecnica diagnostica non distruttiva, grazie alla quale si possono ottenere informazioni sulle modalità di costruzione e sullo stato di conservazione di un oggetto, ricostruendo e visualizzando la sua struttura interna in tre dimensioni.

L'opera per cui è stato richiesto l'intervento dell'Alma Mater Studiorum-Università di Bologna è il sarcofago egizio di *Unmontu*, conservato nel Museo Civico Archeologico di Bologna. Nel 2010 è stato sviluppato dal gruppo di *X-ray Imaging*, presso il Dipartimento di Fisica e Astronomia, un sistema tomografico trasportabile, grazie al quale è stato possibile effettuare le acquisizioni in situ, evitando che il sarcofago dovesse subire spostamenti problematici.

La TAC del sarcofago è stata eseguita in un'unica giornata, quella di chiusura del museo al pubblico, e l'acquisizione ha richiesto circa 17 ore consecutive. Purtroppo, solo in fase di ricostruzione è emerso che mancavano le proiezioni su 360° di alcune parti dell'oggetto. Ciononostante, il problema non ha avuto ripercussioni sulla qualità delle immagini tomografiche grazie alla capacità dell'algoritmo di ricostruzione di operare su un set incompleto di dati, permettendo di recuperare le parti non tomografate.

Per quanto riguarda l'elaborazione, si è rivelato indispensabile un corposo lavoro di stitching preliminare alla ricostruzione tomografica vera e propria. Quest'ultima è stata effettuata grazie all'algoritmo di Feldkamp, specifico per la ricostruzione tomografica con geometria di acquisizione di tipo cone-beam.

Il risultato di tale operato presenta una qualità pienamente soddisfacente. Il volume, ottenuto utilizzando il programma di rendering 3D VGStudioMax, permette infatti di analizzare tutti i dettagli costruttivi dell'opera, fornendo le informazioni necessarie per procedere alla fase di restauro.

# Bibliografia

- [1] Franco Casali, “*X-ray and neutron digital radiography and computed tomography for cultural heritag*” Department of Physics University of Bologna;
- [2] Robert Eisberg, Robert Resnick, and Judith Brown. “*Quantum physics of atoms, molecules, solids, nuclei, and particles.*” New York, John Wiley & Sons Inc., 1985.
- [3] Hsieh Jiang. “*Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances.*” Bellingham, WA: SPIE, 2009.
- [4] Gonzalez Rafael C., Richard E. Woods. “*Digital image processing, 2nd Edtn.*”, Prentice Hall, 2008.
- [5] Franco Casali, Matteo Bettuzzi, Rosa Brancaccio, Maria Pia Morigi. “*New X-ray digital radiography and computed tomography for cultural heritage*” In Science For Cultural Heritage: Technological Innovation and Case Studies in Marine and Land Archaeology in the Adriatic Region and Inland (pp. 85-99).
- [6] IMGREC User Guide (version 2.8.6.11c16 or previous), *CT Pre-processing, Reconstruction, and Image Processing and Image Inspection Tools.*
- [7] <https://www.volumegraphics.com/en/products/vgstudio-max.html>
- [8] <https://disegnarecon.unibo.it/article/viewFile/1933/1318>
- [9] <http://www.bolognatoday.it/cronaca/sarcofago-egizio-unmontu-restituzioni-bologna.html>