

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

**Un sistema tomografico trasportabile per
indagini in situ di opere d'arte**

Relatore:
Prof.ssa Maria Pia Morigi

Presentata da:
Elena Fusillo

Correlatore:
Dott.ssa Fauzia Albertin

Anno Accademico 2016/2017

Abstract

Questo lavoro di tesi si inquadra nel progetto dell'Istituto Superiore per la Conservazione ed il Restauro (I.S.C.R.) di Roma denominato "MATEGIAPPI", per il quale il museo romano L. Pigorini ha messo a disposizione la propria collezione di tredici maschere teatrali giapponesi al fine di utilizzare tecniche non distruttive e microdistruttive per l'individuazione dei materiali e delle tecniche di esecuzione e costruzione, per la valutazione del degrado e per definire e misurare le dimensioni dei manufatti.

In questo senso é stato fondamentale ricorrere all'uso della tomografia computerizzata, tecnica assolutamente non invasiva ed efficace nell'indagare la struttura interna degli oggetti esaminati. Per l'esecuzione delle analisi si é adoperato un apparato tomografico trasportabile con sorgente a raggi X sviluppato ad hoc dal Dipartimento di Fisica e Astronomia dell'Universitá di Bologna per misurazioni ed analisi nell'ambito dei Beni Culturali.

Il sistema, potenziato nel corso degli anni, consiste in un tubo a raggi X, un rivelatore flat-panel montato su due assi motorizzati e una tavola rotativa. In particolare, in questo lavoro si é apportata un'innovazione mediante l'aggiunta di un ulteriore asse motorizzato capace di movimentare la sorgente lungo l'asse verticale.

Si presentano qui le ricostruzioni tomografiche di due delle tredici maschere, le quali sono state svolte prestando particolare attenzione all'eliminazione di eventuali artefatti, che peggiorerebbero la qualità dei volumi prodotti dal rendering 3D.

Va inoltre sottolineato che un altro importante scopo del progetto é quello di poter valorizzare la collezione mediante presentazione al pubblico di immagini, video e modelli tridimensionali.

É intenzione congiunta del gruppo bolognese di imaging a raggi X e dei restauratori delle opere allestire una mostra dedicata alla collezione che possa affiancare alle maschere le indagini scientifiche svolte.

Indice

Introduzione	VI
1 I raggi X	3
1.1 Natura dei raggi X	3
1.2 Tubo a raggi X	4
1.3 Spettro di un tubo a raggi X	5
1.4 Interazione dei raggi X con la materia	6
2 La tecnica tomografica	13
2.1 Principi radiografici	13
2.2 Tomografia Assiale Computerizzata (TAC)	14
2.3 Componenti di un sistema tomografico	18
2.3.1 Sorgente di raggi X	18
2.3.2 Sistema di movimentazione del campione	20
2.3.3 Rivelatore	20
2.4 Metodo di ricostruzione tomografico	21
3 Maschere e apparato sperimentale	27
3.1 Progetto e manufatti	27
3.2 Set-up sperimentale	28
3.2.1 Sorgente di raggi X	30
3.2.2 Rivelatore	31
3.2.3 Sistema di movimentazione	31
3.2.4 Parametri di ricostruzione	32
3.2.5 Software di ricostruzione e rendering 3D	33
4 Analisi dei dati	39
4.1 Maschera Hakuzōsu	39
4.2 Maschera Karasu Tengu	41
Conclusioni	45
Bibliografia	47

Introduzione

Il lavoro di tesi qui presente si inserisce in un progetto dell'Istituto Superiore per la Conservazione ed il Restauro (I.S.C.R.) di Roma di nome MATEGIAPPI, il cui scopo é quello di approfondire le conoscenze dei materiali e caratterizzare le tecnologie esecutive delle maschere di varie forme del teatro tradizionale giapponese.

La collezione di maschere sottoposte ad esame fa parte della raccolta V. Ragusa del Museo L. Pigorini di Roma, dove al fine di evitare eventuali danneggiamenti dei manufatti é stato necessario ridurre al minimo la loro movimentazione. Per questo motivo si é ricorso all'utilizzo del sistema tomografico trasportabile con assi micrometrici sviluppato dal gruppo di imaging a raggi X del Dipartimento di Fisica ed Astronomia dell'Universitá di Bologna, al quale é stata apportata l'aggiunta di un terzo asse motorizzato per la traslazione verticale del tubo a raggi X.

Un ulteriore fine del progetto é quello di poter costruire nuovi modelli di rappresentazione integrata tramite le tecniche di immagine e di digitalizzazione, cosí da poter valorizzare attraverso la collezione sia il museo (con l'esposizione delle maschere e dei risultati ottenuti), sia il sito web (con la pubblicazione di modelli virtuali).

L'acquisizione dei dati relativi a sette delle tredici maschere della collezione é avvenuta con la strumentazione sopracitata nei laboratori dell'Istituto Superiore per la Conservazione ed il Restauro (I.S.C.R.) di Roma. In questo elaborato vengono presentati i risultati ottenuti per due maschere teatrali giapponesi di nome Hakuzōsu e Karasu Tengu.

Grazie all'uso di software di ricostruzione e rendering 3D come PARREC e 3D Slicer, si puó indagare la struttura interna dei manufatti e da questa formulare delle ipotesi sulle tecniche artistiche giapponesi tra il XVII ed il XIX secolo. La buona riuscita delle ricostruzioni tomografiche é quindi fondamentale a questo scopo.

La presente tesi é sviluppata in quattro capitoli.

Nel primo capitolo vengono descritti i raggi X e la loro natura, i metodi di produzione possibili e in particolare l'interazione che essi hanno con la materia, essendo questa fondamentale per le tecniche radiografiche e tomografiche.

Nel secondo capitolo si pone l'attenzione sulla tecnica tomografica: dopo una breve discussione dei suoi principi, segue la presentazione di alcuni modelli di tomografi utilizzati nel corso dei decenni e dei componenti di una strumentazione tipica, per poi finire con il metodo utilizzato per la ricostruzione tomografica nei suoi aspetti

piú matematici.

Nel terzo capitolo invece si espone con maggior dettaglio il progetto MATEGIAP-PI, tutti gli elementi presenti nell'apparato tomografico mobile utilizzato, i parametri d'acquisizione e ricostruzione riguardanti le due maschere presentate e la procedura seguita per giungere alla ricostruzione volumica delle maschere.

Nel quarto ed ultimo capitolo vengono mostrati infine i risultati ottimi di tali ricostruzioni ed i particolari rinvenuti nella struttura lineare dei due manufatti scelti.

Capitolo 1

I raggi X

In questo primo capitolo si tratterá inizialmente una breve introduzione sulla natura dei raggi X. Si passerá poi alla descrizione dei fenomeni che inducono la produzione di questo tipo di radiazione. Successivamente si presenteranno i metodi per la produzione di raggi X per tecniche radiografiche e tomografiche per poi, infine, focalizzarsi sulla teoria che sta alla base della interazione tra radiazione e materia.

1.1 Natura dei raggi X

La radiazione X, nominata cosí dal tedesco Wilhelm Conrad Roentgen suo scopritore, rappresenta quella parte dello spettro elettromagnetico caratterizzata da lunghezze d'onda che vanno da 10^{-3} nm fino a 10 nm (figura 1.1). Tali caratteristiche, come si illustrerá a breve, ne hanno fatto uno dei piú potenti e utilizzati strumenti di indagine scientifica.

Convenzionalmente si possono suddividere i raggi X in due tipologie, a seconda della loro lunghezza d'onda: se λ é compresa tra 10^{-3} nm e 10^{-1} nm si parla di raggi X *duri*; se invece λ é compresa fra 10^{-1} nm e 10 nm si tratta di raggi X *molli*. Solo i

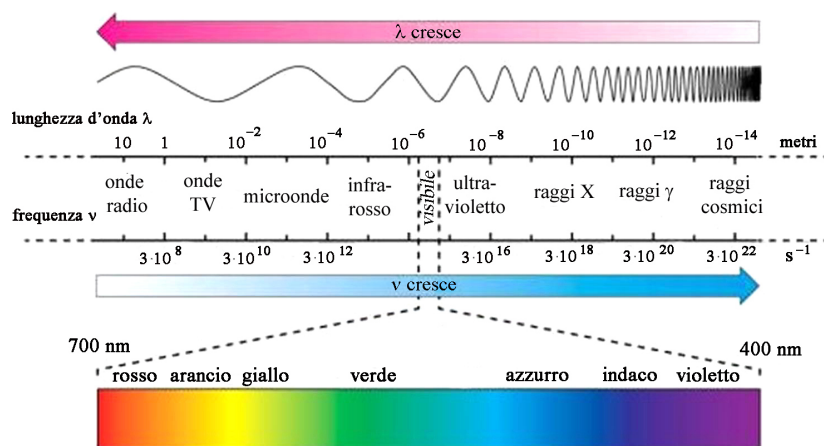


Figura 1.1: Spettro elettromagnetico.

primi possono essere usati in radiologia grazie alla loro capacità di penetrare in strati di materia molto spessi. Ciò è dovuto all'energia trasportata dai fotoni che risulta inversamente proporzionale alla lunghezza d'onda, secondo la formula:

$$E = h\nu = \frac{h \cdot c}{\lambda} \quad (1.1)$$

indicando con h la costante di Planck h e c la velocità della luce nel vuoto.

Come si illustrerà più in dettaglio nei prossimi paragrafi, la tecnica tomografica permette di analizzare la struttura interna di oggetti vivi od inanimati, e questo grazie all'utilizzo di radiazione X. In tal senso questo potente strumento d'indagine viene utilizzato in svariati ambiti, tra cui i più noti sono in campo medico, industriale o il settore dei beni culturali.

1.2 Tubo a raggi X

I sistemi classici di produzione di raggi X sfruttano la radiazione che viene emessa da particelle accelerate. Ad oggi le due sorgenti comunemente utilizzate per ottenere un fascio di raggi X sono tubi a raggi X (detto anche tubo radiogeno) e i sincrotroni. I primi sfruttano la radiazione di *bremstrahlung* generata, appunto, dal frenamento di un fascio di elettroni incidenti su target, mentre la seconda sfrutta l'emissione spontanea di radiazione dovuta alla variazione della traiettoria indotta da magneti. In figura 1.2 viene presentato lo schema tipico di un tubo radiogeno; esso è costituito da un bulbo di vetro in cui viene realizzato alto vuoto quasi completamente rivestito esternamente da un involucro di piombo chiamato "cuffia di protezione". I raggi X prodotti vengono emessi solamente da una piccola finestra di alluminio o berillio non schermata attraverso la quale la radiazione passa senza perdere di intensità. All'interno del tubo sono presenti due elettrodi posti ad alta tensione: un catodo (polo negativo) ed un anodo (polo positivo). Il catodo è dotato di un filamento metallico percorso da un'intensa corrente elettrica la quale riscalda, per effetto Joule, il catodo causando l'emissione per effetto termoionico degli elettroni di conduzione del materiale. Questi vengono poi accelerati in vuoto verso l'anodo grazie all'elevata differenza di potenziale presente fra il polo negativo e positivo.

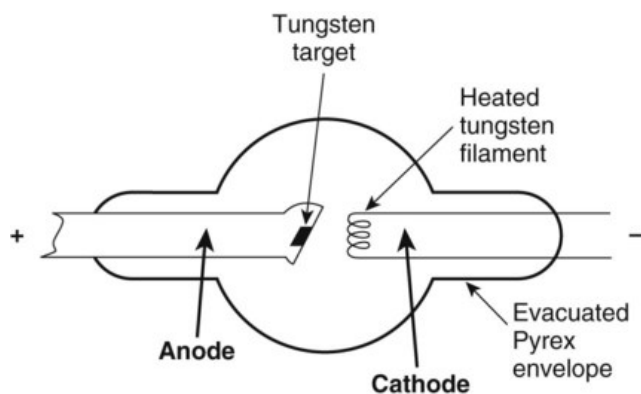


Figura 1.2: Schema di un tubo a raggi X.

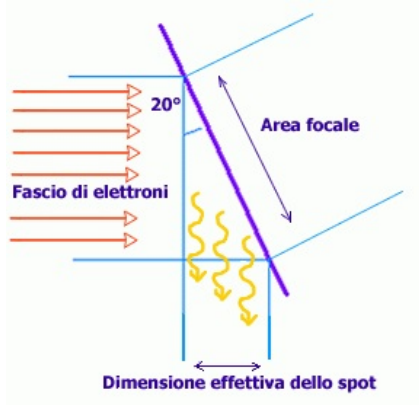


Figura 1.3: Area e macchia focale di un tubo radiogeno.

Al capo opposto si trova l'anodo, un disco realizzato di un materiale metallico pesante, solitamente tungsteno o molibdeno. Generalmente vengono scelti metalli dall'elevato numero atomico e l'alto punto di fusione in modo tale da aumentare l'efficacia di produzione di raggi X. Infatti solo parte dell'energia degli elettroni viene utilizzato per la produzione di raggi X, mentre la maggior parte viene trasformata in energia termica, causando spesso il deterioramento della strumentazione o addirittura la fusione dell'anodo. Per questo motivo vengono utilizzati, soprattutto in ambito medico, anodi rotanti in grado di distribuire più efficacemente il calore.

Nell'anodo, l'area colpita dal fascio di elettroni viene comunemente detta "target" ed è solitamente inclinata rispetto alla direzione perpendicolare al fascio di circa 20° in modo tale da aumentare l'area d'interazione fra elettroni e metallo, detta "area focale" (figura 1.3). I fotoni vengono quindi emessi dalla "macchia focale" o "spot focale effettivo". Quest'ultimo, se ridotto, permette di ottenere una buona risoluzione spaziale nell'immagine radiografica, mentre l'aumento dell'area focale comporta un aumento dell'intensità della radiazione X: un compromesso fra le due esigenze si trova nell'inclinazione ottimale del target, come già indicata, di circa 20° . I tubi radiogeni standard odierni hanno generalmente macchie focali di qualche millimetro, in ambiti dove è necessaria una maggiore risoluzione vengono utilizzati tubi cosiddetti microfoco o nanofoco per via delle macchie focali dell'ordine del μm e del nm.

1.3 Spettro di un tubo a raggi X

Lo spettro di un tubo radiogeno, ovvero la distribuzione in energia dell'intensità di radiazione elettromagnetica emessa, ha due componenti: la radiazione di frenamento (di cui abbiamo accennato nel paragrafo precedente) e la radiazione caratteristica (figura 1.4).

La prima, come già accennato, è la radiazione emessa da particelle cariche libere (in questo caso elettroni) in seguito ad una decelerazione dovuta all'interazione con il campo elettrico di un nucleo atomico (figura 1.4a). Lo spettro di questo tipo di radiazione varia in modo continuo da un minimo di energia nulla ad un valore massimo pari all'energia cinetica degli elettroni, ottenuta nel caso in cui vengano

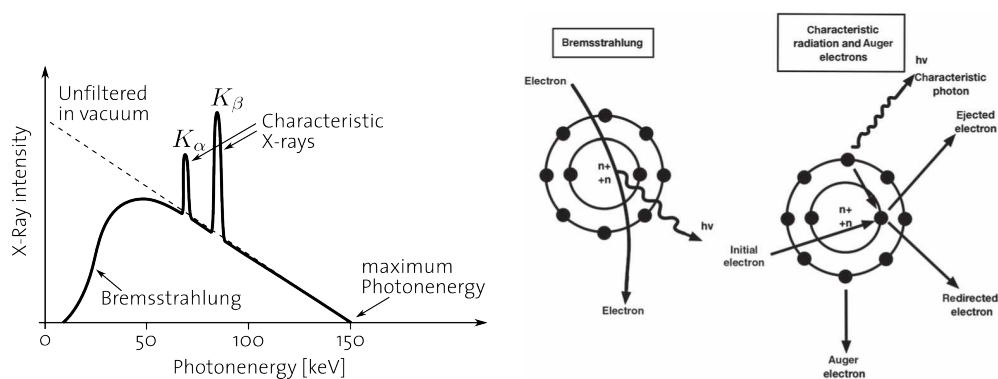


Figura 1.4: A sinistra lo spettro energetico dei raggi X, mentre a destra lo schema del processo di produzione dei raggi X: radiazione di frenamento (sx) e radiazione caratteristica (dx).

completamente fermati in un'unica interazione.

L'emissione di radiazione caratteristica avviene invece quando un elettrone libero urta contro un elettrone degli orbitali atomici piú interni (ovvero gli orbitali detti di *core*). Questa collisione crea un fotoelettrone e una lacuna, la quale, viene immediatamente riempita da un elettrone di un orbitale esterno (figura 1.4a) con emissione di radiazione dotata di energia pari alla differenza tra le energie dei due livelli elettronici. Questa ovviamente é caratteristica unica del tipo di elemento che costituisce il target. Per questa ragione viene chiamata radiazione caratteristica, ed essendo legata a livelli energetici discreti, si manifesta con uno spettro di tipo discreto.

Lo spettro di un tubo a raggi X é quindi la sovrapposizione delle due componenti sopra enunciate e si presenta come in figura 1.4a. La radiazione uscente dal tubo puó essere modificata ulteriormente tramite l'utilizzo di filtri formati da metalli leggeri (come rame o alluminio) posti in coincidenza della finestra di uscita dei raggi X del tubo. Questa operazione di filtraggio viene utilizzata per rimuovere la parte di spettro dotata di bassa energia che risulta particolarmente dannosa in campo medico, dato che viene completamente assorbita dai tessuti del paziente aumentando la dose di radiazioni assorbita ma non contribuendo alla formazione dell'immagine radiografica. Questa procedura viene indicata come "beam hardening" (letteralmente "indurimento del fascio") in quanto implica un aumento dell'energia media del fascio.

1.4 Interazione dei raggi X con la materia

Qualunque onda elettromagnetica interagisce con la materia attraverso due canali preferenziali: la diffusione (o scattering) e l'assorbimento. Allo scattering di raggi X contribuisce principalmente lo scattering elastico (o Rayleigh), il quale avviene a basse energie, piú precisamente quando l'energia del fotone é minore dell'energia di legame. Come risultato si ha una deviazione della direzione del fotone incidente, senza cessione di energia all'atomo. Vi é anche lo scattering anelastico (o Compton),

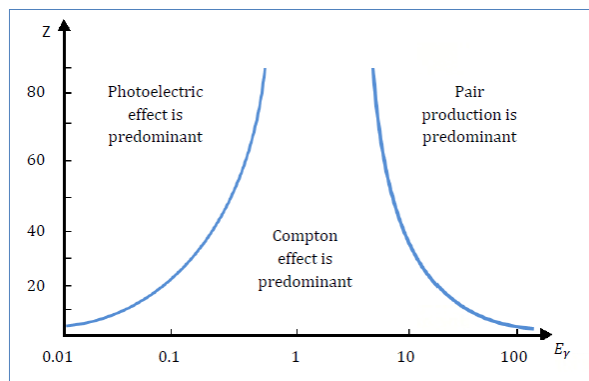


Figura 1.5: I domini dell'effetto fotoelettrico, Compton e della produzione di coppie.

nel quale parte della quantità di moto del fotone viene trasferita al materiale. Per quanto riguarda l'assorbimento possiamo avere poi altri effetti:

- effetto fotoelettrico;
- produzione di coppie;
- fotoreazioni nucleari.

La probabilità che accada una di queste interazioni dipende dalla sezione d'urto totale del tipo di processo che a sua volta dipende dall'energia dei fotoni del fascio e dalle caratteristiche del materiale bersaglio, come ad esempio il numero atomico Z . Dal grafico 1.6 si può notare come tutti gli effetti sopra citati contribuiscano al calcolo dell'attenuazione complessiva.

La *sezione d'urto* totale difatti dipende dalla somma dei contributi dati dai singoli processi possibili:

$$\sigma_{tot} = \sigma_{Ray} + \sigma_{comp} + \sigma_{fotoel} + \sigma_{e-h} + \sigma_{fotoreaz} \quad (1.2)$$

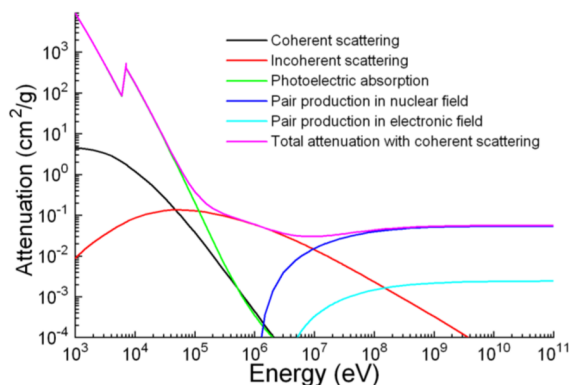


Figura 1.6: Il coefficiente di attenuazione totale del fascio in funzione dell'energia con contributi di ciascun processo.

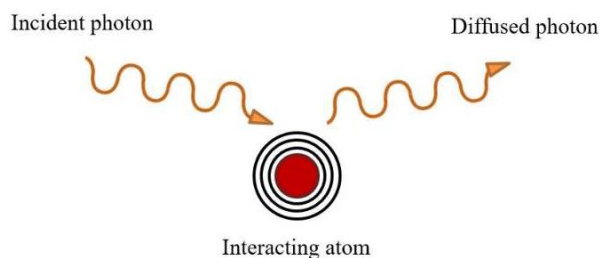


Figura 1.7: Schema dell'effetto Rayleigh.

Dalla figura 1.5 si nota che a basse energie predomina l'effetto fotoelettrico, ad alte energie avviene una maggiore produzione di coppie e per energie intermedie domina l'effetto Compton la cui sezione d'urto risulta proporzionale al numero atomico.

La *diffusione coerente*, detta anche *diffusione Rayleigh*, è un processo che consiste in un urto elastico, senza cessione di energia, tra fotoni dotati di bassa energia e l'intero atomo bersaglio (vedi figura 1.7). Questo fenomeno avviene quando i raggi X incidenti hanno energia minore dell'energia di legame degli elettroni appartenenti all'atomo. Come risultato, il fotone viene solo leggermente deviato rispetto alla direzione d'incidenza. La sezione d'urto relativa alla diffusione coerente risulta proporzionale a

$$\sigma \propto \frac{Z^{2.5}}{h\nu^2} \quad (1.3)$$

L'*effetto Compton* invece consiste nell'urto anelastico di un fotone incidente con un elettrone appartenente ad un orbitale esterno dell'elemento che compone il target. Nel processo, infatti, il fotone cedendo parte della propria energia nell'urto con l'elettrone fa sì che questo venga espulso dall'atomo con un'energia cinetica proporzionale alla propria energia (figura 1.8). Il fenomeno è definito anche urto incoerente. Attraverso l'utilizzo delle leggi di conservazione dell'energia e della quantità di moto, si osserva che l'energia finale del fotone ($E_f = h\nu'$) è proporzionale

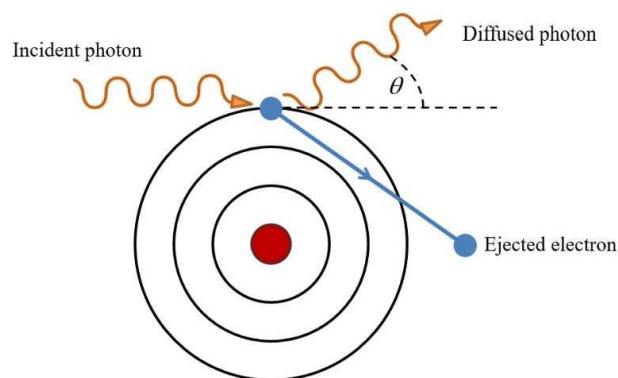


Figura 1.8: Schema dell'effetto Compton.

a quella iniziale ($E_i = h\nu$) e all'angolo di diffusione (θ) secondo la formula:

$$E_f = \frac{E_i}{1 + \gamma(1 - \cos \theta)} \quad (1.4)$$

in cui:

$$\gamma = \frac{h\nu}{mc^2} \quad (1.5)$$

Sapendo questo, è possibile ottenere l'energia cinetica con cui l'elettrone viene espulso:

$$E_e = E_i - E_f = E_i \left[\frac{\gamma(1 - \cos \theta)}{1 + \gamma(1 - \cos \theta)} \right] \quad (1.6)$$

A basse energie quindi la distribuzione angolare dei fotoni diffusi è praticamente isotropa, mentre aumentando l'energia l'angolo di scattering fotonico risulta sempre inferiore. Anche l'angolo di emissione degli elettroni è dipendente dall'energia iniziale, in particolare esso appare sempre minore di 90° .

La sezione d'urto relativa all'effetto Compton assume un valore proporzionale a Z (numero atomico dell'atomo bersaglio). Questo processo predomina quando i fotoni hanno energie comprese tra qualche centinaia di keV e alcuni MeV.

L'*effetto fotoelettrico* si verifica quando un fotone con energia medio bassa urta un elettrone appartenente ad un orbita interna di un atomo del materiale attraversato (figura 1.9). Il fotone incidente cedendo tutta la propria energia innesca l'immediata emissione di un elettrone atomico, detto fotoelettrone, avente energia cinetica E_e pari a:

$$E_e = h\nu - E_b \quad (1.7)$$

dove $h\nu$ è l'energia trasportata dal fotone ed E_b è l'energia di legame elettronica, dipendente dal materiale. Essa corrisponde all'energia minima necessaria affinché avvenga l'interazione (energia di soglia). Espellendo un elettrone si crea una lacuna nei livelli di core dell'atomo, il quale si rilassa con la redistribuzione degli elettroni più

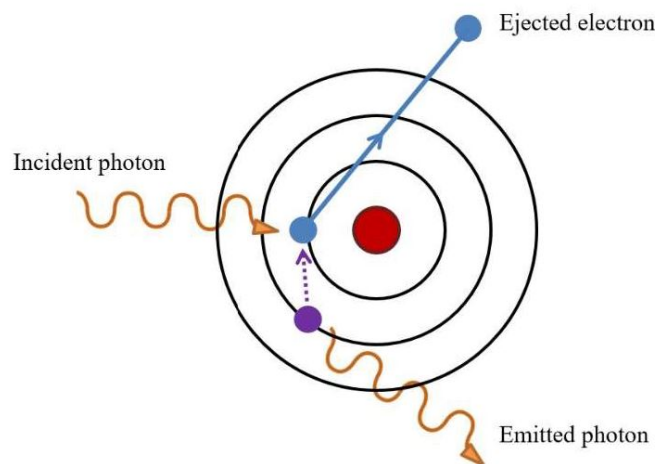


Figura 1.9: Schema dell'effetto fotoelettrico.

esterni che vanno a colmare questa vacanza con conseguente emissione di radiazione X caratteristica (tipica di elementi con alto numero atomico) o emissione di elettroni Auger (tipica invece per quelli a basso Z).

La probabilità del processo di fotoemissione risulta direttamente proporzionale alla vicinanza dell'elettrone al nucleo: dei fotoelettroni emessi, l'80% appartiene all'orbita più interna dell'atomo bersaglio.

La sezione d'urto relativa è proporzionale a $Z^4 \cdot (h\nu)^{-3.5}$.

Nei materiali con numero atomico elevato i dati sperimentali mostrano che la probabilità di avere effetto fotoelettrico aumenta vistosamente quando l'energia del fotone è pari o appena sufficiente a strappare un'elettrone da un determinato orbitale atomico (grafico 1.6). Questo determina delle discontinuità che vengono descritte mediante la legge di Moseley:

$$E = 13.6eV \left(\frac{Z - \sigma}{n} \right)^2 \quad (1.8)$$

dove n indica il numero quantico principale e σ è il fattore di schermo dato dagli elettroni delle orbite interne. Data la forte dipendenza della sezione d'urto da Z, l'effetto fotoelettrico risulta determinante nei materiali pesanti fino ad energie di circa 0.5 MeV.

La *produzione di coppie* è un processo di assorbimento tale per cui un fotone si trasforma in una coppia elettrone-lacuna. L'energia della radiazione X viene assorbita, per poi essere trasformata in parte come massa di quiete della coppia, in parte come energia cinetica delle due particelle. Dato che il fotone deve trasportare un'energia pari almeno alla somma delle masse a riposo, ovvero,

$$h\nu \geq 2M_e \cdot c^2 = 1.022MeV, \quad (1.9)$$

si può definire il processo come un effetto a soglia e come tale predomina ad alte energie. Di conseguenza, l'energia disponibile come energia cinetica per la coppia di particelle sarà data dalla differenza dell'energia iniziale e quella della coppia a riposo ($2mc^2$):

$$K_- + K_+ = h\nu - 1.022MeV \quad (1.10)$$

La ripartizione dell'energia cinetica non risulta tuttavia equa: il positrone infatti, a causa della repulsione nucleare, si rivela avere maggiore energia rispetto l'elettrone. La sezione d'urto relativa alla produzione di coppie è proporzionale al quadrato del numero atomico:

$$\sigma_{coppie} \propto Z^2 \quad (1.11)$$

L'*effetto fotonucleare* invece avviene quando un fotone avente energia molto elevata riesce ad oltrepassare la nube elettronica ed il campo di forza nucleare, fino ad interagire col nucleo stesso. È quindi il nucleo stesso a venire eccitato, portando poi ad una emissione di un protone o di un neutrone nel processo di diseccitazione.

Nelle applicazioni radiografiche e tomografiche, per via delle energie non troppo

elevate, si possono trascurare l'effetto fotonucleare e la produzione di coppie, tenendo in considerazione solo l'effetto fotoelettrico, l'effetto Compton e la diffusione Rayleigh.

Capitolo 2

La tecnica tomografica

La tecnica tomografica è un metodo d'indagine non invasivo per lo studio della struttura interna di una svariata gamma di materiali ed oggetti. Essa consiste nell'acquisire radiografie di uno stesso oggetto ad angolazioni differenti. I dati vengono poi elaborati mediante l'utilizzo di algoritmi matematici i quali permettono la ricostruzione di sezioni trasversali bidimensionali dell'oggetto indagato (dette anche *slices*). Successivamente attraverso software di rendering 3D è possibile visualizzare tutte le slices e quindi l'intero volume tridimensionale, di cui si possono effettuare tagli virtuali per investigarne l'interno. In questo secondo capitolo si illustreranno in breve i principi che stanno alla base della radiografia e della tomografia, il metodo generalmente utilizzato nella ricostruzione tomografica ed infine i principali componenti di un sistema tomografico.

2.1 Principi radiografici

Un'immagine radiografica è una mappa bidimensionale in cui il valore di ogni punto rappresenta l'intensità di fascio trasmesso. Questa dipende dal fascio incidente e dalle caratteristiche del materiale attraversato come densità, spessore e suo numero atomico. In generale poi, l'assorbimento del fascio da parte dell'oggetto dipende

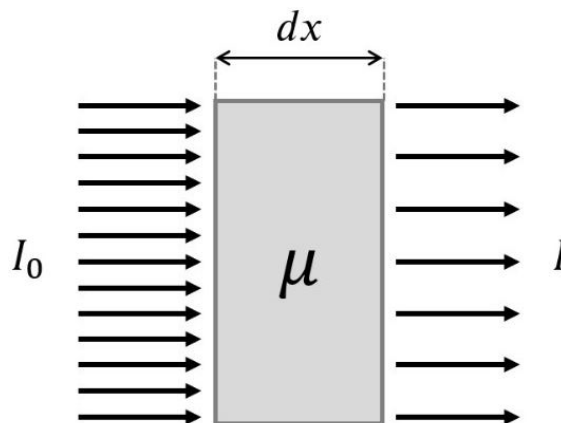


Figura 2.1: Rappresentazione dell'attenuazione di raggi X.

fortemente dalla sezione d'urto dei processi studiati nel paragrafo precedente. L'attenuazione, dato un fascio di raggi X monoenergetico ed un materiale omogeneo, è descritta dalla legge di Lambert-Beer attraverso una dipendenza esponenziale:

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

dove I , I_0 sono le intensità del fascio finale ed iniziale, x lo spessore d'oggetto attraversato ed μ è appunto il coefficiente di attenuazione lineare del materiale all'energia E del fascio monocromatico (vedi figura 2.1). Solitamente si ha a che fare con oggetti composti da materiali disomogenei, per cui la legge originale deve essere corretta attraverso il calcolo degli integrali di linea lungo la direzione del fascio. Se il materiale non è omogeneo, ci sarà quindi una distribuzione spaziale dell'intensità della radiazione rivelata che segue la legge:

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

Nel caso di tubi a raggi X, tale correzione non è sufficiente in quanto il fascio non risulta monocromatico. Quindi nel caso ci sia un range di energie, l'espressione precedente deve essere modificata aggiungendo l'integrale rispetto all'energia, ovvero:

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

Da notare, inoltre, che ora il coefficiente di attenuazione lineare μ dipende anche dall'energia del fascio.

A seconda del range energetico utilizzato, bisogna considerare anche altri due effetti principali già citati: l'effetto Compton e la diffusione coerente. Questi processi causano la deviazione dei fotoni dalla loro direzione originale, creando la cosiddetta radiazione diffusa. Essa, se catturata dal rivelatore, porta ad un sostanziale peggioramento della qualità dell'immagine e del suo contrasto dato che non risulta vettore di informazioni utili alla creazione dell'immagine (vedi figura 2.2). Ciò che compone l'informazione riguardante la natura interna dell'oggetto è quindi il rapporto tra i fotoni assorbiti ed i fotoni trasmessi e non deviati che giungono al rivelatore.

2.2 Tomografia Assiale Computerizzata (TAC)

La Tomografia Assiale Computerizzata (TAC) è un metodo radiografico non invasivo che utilizza l'interazione tra raggi X e materia per ottenere informazioni

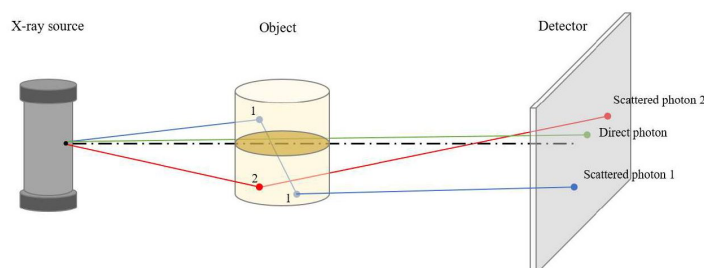


Figura 2.2: Rappresentazione schematica di un sistema di imaging radiografico. Sono evidenziati i fotoni trasmessi e diffusi.

sulla composizione interna di un oggetto, riuscendo poi a studiarne la struttura e la morfologia interna. La piú grande limitazione delle radiografie infatti risiede nel fatto che queste sono mappe bidimensionali, mentre l'oggetto in studio é, la maggior parte delle volte, tridimensionale. Le radiografie non portano informazioni utili riguardo la tridimensionalit  dell'oggetto, per averle serve quindi acquisire molteplici proiezioni da un gran numero di angolazioni. Elaborando successivamente i dati ottenuti con algoritmi matematici appositi, si possono ottenere le ricostruzioni di intere sezioni trasversali dell'oggetto.

Diversamente dalle radiografie tradizionali, in cui vengono utilizzate lastre fotografiche per ottenere le immagini, nella tomografia computerizzata queste sono acquisite digitalmente mediante l'utilizzo di sensori a semiconduttore.

In ambito medico, per riuscire ad evidenziare piccole differenze tra le varie tipologie di tessuto, i coefficienti di attenuazione μ dei materiali sono messi in relazione con quello dell'acqua distillata per riuscire a definire una scala d'intensit  di livelli di grigio piú facilmente leggibile nell'immagine ricostruita. Queste sono chiamate Unit  Hounsfield (HU) od anche numeri CT ed il loro valore si calcola come:

$$HU = 1000 \cdot \frac{\mu - \mu_{acqua}}{\mu_{acqua} - \mu_{aria}} \quad (2.4)$$

Dove per definizione si ha che $HU_{acqua}=0$, mentre $HU_{aria}=-1000$ poich  μ_{aria} é approssimativamente nullo.

Il primo modello in assoluto di scanner tomografico venne costruito a partire dall'anno 1967 nei Laboratori di ricerca della Thorn EMI in Inghilterra, da parte dell'ingegnere britannico G. Hounsfield (figura 2.3a). Contemporaneamente ed indipendentemente il fisico sudafricano A. Cormack (figura 2.3) giunse alle stesse conclusioni riguardanti la tecnica tomografica. Per questo motivo a entrambi fu conferito il premio Nobel per la medicina nel 1979.

Gi  nel 1971 venne prodotto ed utilizzato il primo sistema TAC per utilizzo clinico, presente nell'ospedale londinese Atkinson-Morley. Questo era in grado di scansionare sezioni assiali del cervello nel giro di circa 4 minuti e mezzo, il che comportava una qualit  non ottimale dell'immagine a causa di eventuali movimenti del paziente. Per informazione viene riportata la prima immagine di cervello umano elaborata con la tecnologia tomografica (figura 2.3c).

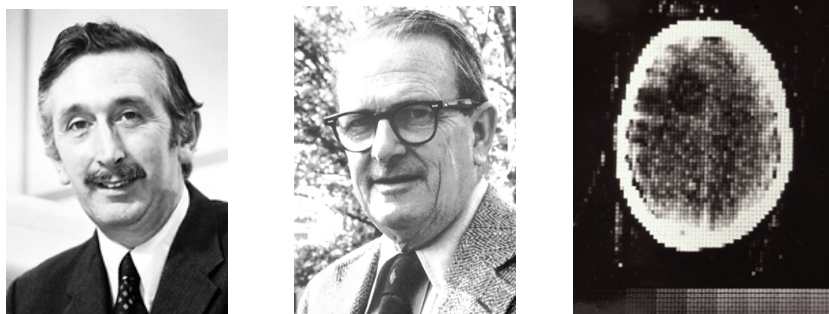


Figura 2.3: Da sinistra verso destra: gli inventori della TAC G. Hounsfield e A. Cormack, la prima scansione tomografica di un cervello umano.

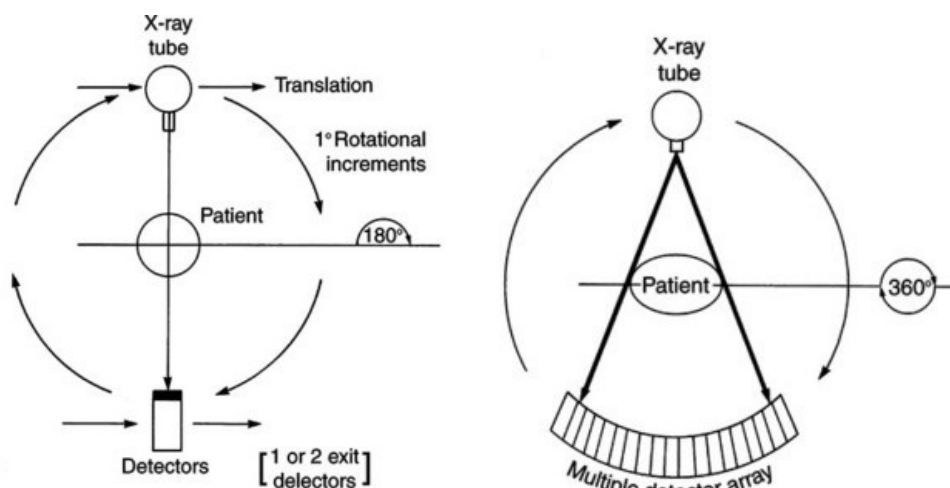


Figura 2.4: Schema di funzionamento della *pencil-beam* TAC e della *fan-beam* TAC.

Col passare degli anni gli apparecchi per tomografie si sono evoluti, ad esempio variando il numero di rivelatori, il metodo di scansione o la geometria del fascio. Queste successive innovazioni non necessariamente hanno implicato la messa in disuso delle strumentazioni precedenti.

I primissimi modelli di sistemi TAC risultano molto simili nel setup e nel funzionamento a quelli utilizzati nei primi anni da Hounsfield. In questi, il fascio uscente dalla sorgente viene collimato in modo tale da essere quasi puntiforme sullo schermo, da cui il suo nome *pencil-beam*.

Il tubo radiogeno, solidarmente all'unico rivelatore presente, vengono traslati in modo tale da acquisire un'intera proiezione dell'oggetto (figura 2.4a). Successivamente il sistema sorgente-detector viene ruotato di 1° , per poter ricominciare la procedura di acquisizione. Per ottenere l'immagine tomografica di una slice, il procedimento di roto-traslazione viene ripetuto per un angolo di rotazione totale di almeno 180° , con tempi di acquisizione attorno ai 5 minuti. Sebbene i risultati fossero promettenti, spesso la qualità dell'immagine veniva compromessa dal movimento volontario del paziente o dal movimento involontario degli organi interni.

Per ridurre i tempi di acquisizione e quindi migliorare la qualità delle immagini, sono stati sviluppati altri tipi di sistemi TAC. Questi, grazie all'impiego di fasci piani a ventaglio (detti *fan-beam*) e numerosi rivelatori disposti su un semicerchio riescono a comprendere interamente l'oggetto da tomografare nel proprio campo visivo (figura 2.4). Grazie a questa caratteristica il sistema sorgente-detector compie solamente un moto rotatorio su un'angolo di 360° .

La tecnologia *fan-beam* risulta comunque la più popolare fra tutte, poiché permettendo di avere tempi di scanning inferiori, passando da qualche secondo fino a frazioni di secondo per singola scansione.

Tuttavia nel caso sia necessario scansionare organi interni in rapido movimento ciò non è sufficiente. Si è arrivati ad avere finanche diverse migliaia di rivelatori disposti su più file su di una corona circolare, così da poter acquisire più slice in una

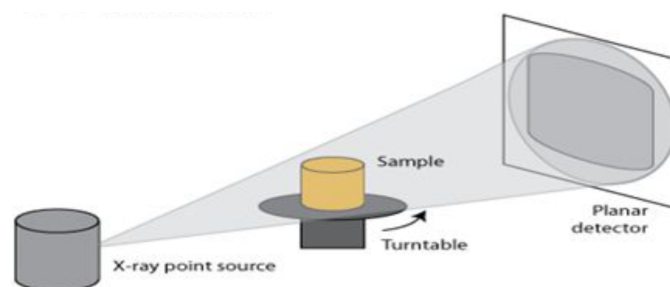


Figura 2.5: Schema di funzionamento della *cone-beam* TAC.

sola misurazione. Questa viene chiamata *Multi Slice Computed Tomography* (MSCT).

Negli anni '90 si diffuse in ambito medico la tecnologia "a spirale", o *Spiral Scan Computed Tomography* (SSCT): questo setup fa sì che si sommi il moto rotazionale del sistema sorgente-detector al moto traslazionale del paziente esaminato, creando delle scansioni con traiettorie elicoidali.

Altri sistemi di tomografia computerizzata, come quello utilizzato nello svolgimento di questa tesi di laurea, adottano la tecnica di *Cone Beam Computed Tomography* (CBCT) (figura 2.5). Il fascio, cioè, ha forma conica quindi tridimensionale incidendo su un rivelatore planare esteso, come può essere un flat panel o uno schermo scintillatore collegato ad un lettore ottico digitale. Un'intera radiografia digitale viene acquisita in un'unica emissione di radiazioni, così da avere tempi brevi di esposizione con conseguente riduzione della dose.

Gli svantaggi di questo sistema sono l'aumento percentuale di radiazione diffusa e la necessità di muovere il flat panel o l'oggetto, nel caso la sua proiezione abbia dimensioni maggiori del rivelatore. Le posizioni acquisite vengono poi unite in un'unica macro-slice con appositi software.

Un'ultima ed interessante tecnologia sviluppata è la tomografia a fascio di elettroni, o *Electron Beam Computed Tomography* (EBCT). Essa presenta una sorgente

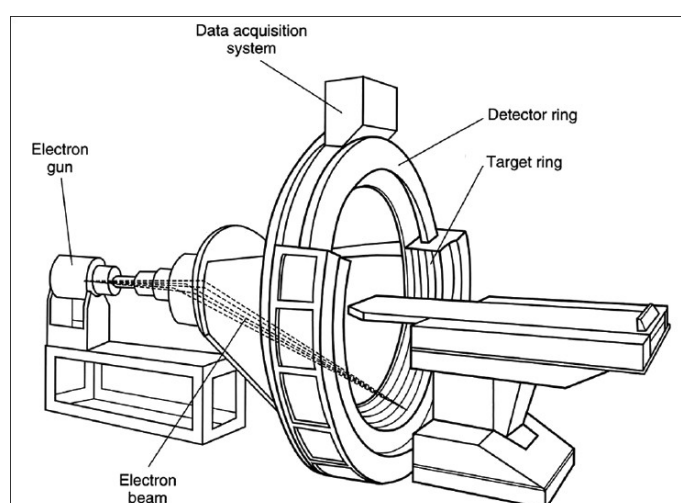


Figura 2.6: Schema di funzionamento della *Electron Beam Computed Tomography*.

radiogena stazionaria in cui la direzione del fascio X viene modificata elettronicamente iniettando un fascio di elettroni lungo tutto l'anello rivestito in tungsteno che funge da anodo (vedi figura 2.6). Questa tecnologia è stata sviluppata in origine per permettere scansioni ultraveloci (entro 20/50 ms) in modo tale da essere capaci di studiare il battito cardiaco in ogni sua fase.

2.3 Componenti di un sistema tomografico

Il setup di un sistema tomografico è composto essenzialmente dai seguenti componenti:

- una sorgente di raggi X,
- un sistema di movimentazione,
- un rivelatore digitale,
- un computer per l'acquisizione e l'elaborazione delle proiezioni.

2.3.1 Sorgente di raggi X

Le sorgenti di raggi X utilizzabili per tomografie computerizzate si distinguono in primis per il range di energie entro cui operano. Così facendo, se ne possono contare tre:

- tubo a raggi X (5-450 keV)
- sincrotrone (5-100 keV)
- acceleratore lineare (2-25 MeV)

Gli acceleratori lineari vengono utilizzati principalmente nella radioterapia in ambito medico, dove sono necessarie elevate energie per poter eliminare le cellule tumorali dal corpo dei pazienti. Le migliori sorgenti di raggi X invece sono notoriamente i sincrotroni, capaci di produrre fasci pressoché monocromatici con fluenze elevate che permettono di produrre immagini con risoluzione estremamente elevata ed un ottimo rapporto segnale-rumore (Signal-Noise Ratio, SNR). Nonostante questi risultino strumenti ideali per realizzare immagini tomografiche, i sincrotroni non sono sorgenti trasportabili *in situ*. Lo sono invece i tubi a raggi X il che rende queste sorgenti ideali nello svolgere lavori sul campo. Per i fini di questo elaborato, verrà quindi trattato più approfonditamente solo il caso dei tubi radiogeni.

I tubi a raggi X vanno distinti in tubi per applicazioni industriali, progettati per lavorare con lunghi tempi d'esposizione e i tubi per applicazioni mediche, costruiti per erogare fasci ad alta intensità così da minimizzare i tempi di acquisizione e quindi gli artefatti causati dai movimenti del paziente.

Uno dei parametri fondamentali per la definizione di una sorgente e per la qualità delle immagini ottenibili è la grandezza della macchia focale. Maggiore è l'estensione della macchia focale, maggiore sarà l'effetto penombra ad essa collegato andando

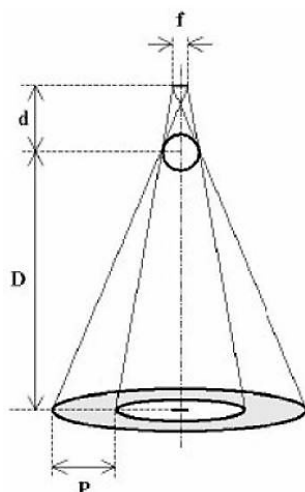


Figura 2.7: Schema della formazione dell'effetto penombra.

ad incidere fortemente sulla qualità dell'immagine (come illustrato in figura 2.7). Questo effetto può essere quantificato dal parametro:

$$P = f \cdot \frac{D}{d} \quad (2.5)$$

dove f è la dimensione dello spot focale, D è la distanza oggetto-rivelatore e d è la distanza sorgente-oggetto.

Un ulteriore importante parametro risulta la magnificazione (M) dell'oggetto, data dalla divergenza del fascio. Questa può essere calcolata come:

$$M = \frac{SDD}{SOD} \quad (2.6)$$

in cui SDD rappresenta la distanza sorgente-rivelatore mentre SOD la distanza oggetto sorgente. Cambiando il parametro M , si può aumentare la risoluzione spaziale delle immagini radiografiche senza dover utilizzare strumentazione differente. L'effetto penombra e la magnificazione sono legati dalla seguente espressione:

$$P = f * (M - 1) \quad (2.7)$$

La penombra, o *blurring*, aumenta con M e, a parità di magnificazione, è direttamente proporzionale allo spot focale f . Un buon compromesso fra i due parametri di magnificazione e penombra è possibile tramite l'utilizzo di tubi a raggi X con spot focale molto piccolo, i così detti microfocus o nanofocus. Infatti riducendo la macchia focale dell'ordine di pochi μm o addirittura frazioni di μm si è in grado di ottenere un'elevata risoluzione spaziale.

Tuttavia questi tubi radiogeni generalmente consentono correnti di pochi mA e quindi sono adatti solamente alla scansione tomografica di piccoli oggetti. Invece con i tubi ad uso industriale si possono raggiungere correnti di diversi mA. La risoluzione, le dimensioni del rivelatore e la sorgente sono tutti parametri che influenzano i tempi di acquisizione a seconda del sistema.

2.3.2 Sistema di movimentazione del campione

Nei tomografi medicali, la sorgente ed il rivelatore ruotano solidalmente attorno al paziente, mentre nei sistemi sperimentali e in ambito industriale viene fatto ruotare il solo oggetto da esaminare. Soffermandosi sul caso di interesse di questa tesi, il setup adibito alla rotazione del campione consta di una tavola rotativa su cui viene posto il campione, due assi meccanici adibiti al movimento verticale ed orizzontale del rivelatore ed un asse meccanico per il movimento verticale del tubo. La tavola rotativa risulta indispensabile per acquisire un set completo di radiografie da tutte le angolazioni, mentre la traslazione é necessaria solo nel caso in cui si abbiano oggetti con dimensioni maggiori di quelle del rivelatore.

2.3.3 Rivelatore

Al giorno d'oggi esistono una svariata gamma di sistemi di rivelazione per raggi X aventi caratteristiche e proprietà anche molto differenti.

Una prima e macroscopica distinzione va fatta riguardo al metodo di rivelazione, il quale può essere diretto o indiretto.

Nella conversione diretta la radiazione X incidente sul materiale fotoconduttore del rivelatore produce immediatamente un segnale elettrico proporzionale quindi al numero di fotoni X incidenti.

Nella conversione indiretta invece si aggiunge uno step intermedio, ovvero la radiazione X incidente viene prima convertita in luce visibile da uno strato scintillatore, che solo successivamente raggiunge il detector producendo un segnale elettrico. Di conseguenza il segnale prodotto risulterà proporzionale non al numero di fotoni X incidenti, ma quello dei fotoni visibili generati dallo scintillatore.

Oggigiorno le tecnologie maggiormente diffuse sono i rivelatori a semiconduttore. In questi la radiazione incidente (X o visibile) viene assorbita con conseguente produzione nel materiale di coppie elettrone-lacuna. Le cariche vengono quindi separate grazie alla presenza di un intenso campo elettrico e incanalate verso gli elettrodi collettori presenti nello strato semiconduttore. Qui sono accumulate, scaricate dal circuito di lettura e infine inviate al dispositivo di elaborazione e visualizzazione dell'immagine.

I più noti dispositivi che sfruttano questa tecnologia sono:

- CCD (Charge Coupled Devices - Rivelatori ad accoppiamento di carica);
- FPD (Flat Panel Detectors - Rivelatori a pannelli piatti).

Generalmente in un sistema tomografico risulta importante avere un'alta risoluzione, per cui é auspicabile adoperare un rivelatore dotato di pixel di piccole dimensioni e con tempi di acquisizione il più possibile brevi. Questi inoltre devono cercare di evitare la formazione di artefatti e con un elevato range dinamico (ovvero il rapporto fra il massimo ed il minimo valore apprezzabile).

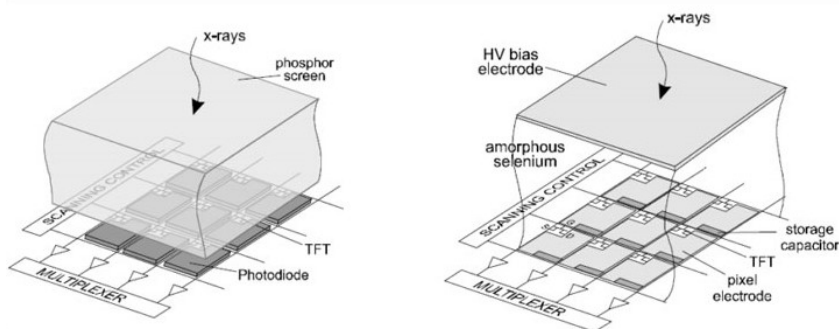


Figura 2.8: Metodo di rivelazione indiretta (sinistra) e diretta (destra).

Charge Coupled Devices

Il CCD (acronimo di Charge Coupled Device ovvero rivelatore ad accoppiamento di carica) è stato ideato nel 1969 dai fisici W. S. Boyle e G. E. Smith nei laboratori di Murray Hill nel New Jersey (USA). Grazie all'invenzione di questo dispositivo, essi ottennero il premio Nobel per la fisica quarant'anni dopo, nel 2009.

Il CCD è generalmente in silicio e costituito da migliaia fino a milioni di elementi fotosensibili chiamati pixel (da PICTURE ELEMENT) ordinati in una matrice 2D. Le cariche generate vengono accumulate per tutto il tempo di acquisizione dell'immagine in un processo denominato "integrazione di cariche".

I pixel sono accoppiati in maniera tale che, variando la differenza di potenziale fra ciascuno di essi, si riesca a trasferire la carica accumulata al pixel adiacente, come fosse una sorta di "shift register" per ogni colonna della matrice CCD. In questo modo è possibile "svuotare" il detector e procedere all'acquisizione successiva.

Flat Panel Detectors

I Flat Panel Detector (FPD) sono dei rivelatori digitali per raggi X, sviluppati alla fine del secolo scorso soprattutto per imaging biomedico. Essi risultano enormemente diffusi grazie alle loro caratteristiche: sono infatti dotati di tempi di lettura molto brevi, un'ottima risoluzione spaziale e un range dinamico elevato.

Questi sistemi sono il risultato dell'unione di un rivelatore di raggi X con un'elettronica di lettura, il tutto costruito in modo tale da avere un dispositivo di spessore ridotto. All'interno dei FPD viene sfruttata la tecnologia a semiconduttore ed essi possono essere classificati in rivelazione diretta o indiretta (figura 2.8). In particolare, nel corso delle misurazioni argomento di questa tesi si è utilizzato un flat panel a conversione indiretta (quindi un detector a semiconduttore dotato di strato scintillatore).

2.4 Metodo di ricostruzione tomografico

L'acquisizione dati avviene facendo ruotare il sistema sorgente-rivelatore o l'oggetto su 360° , con step angolari equispaziati per garantire una presa dati omogenea. Quando possibile durante le misurazioni, si acquisiscono senza la presenza dell'oggetto le proiezioni chiamate Dark e I_0 . La prima con sorgente radiogena spenta, per

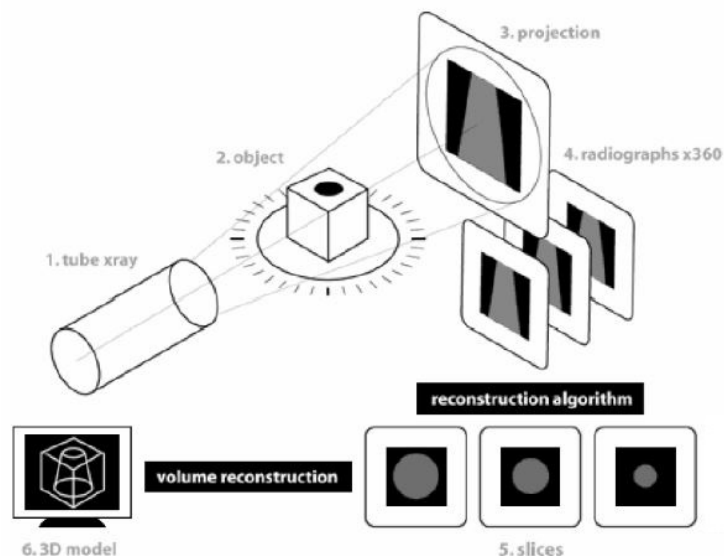


Figura 2.9: Successivi steps del metodo tomografico.

valutare il rumore di fondo; la seconda con sorgente accesa. Queste sono necessarie poi nelle operazioni di normalizzazione.

Terminata la fase di acquisizione, inizia quella di ricostruzione (figura 2.9). Elaborando le proiezioni acquisite si ottengono le slices, immagini bidimensionali che considerate nell'insieme formano il volume dell'oggetto. Ciò é possibile solo se si conferisce ai pixel delle slices una terza dimensione spaziale, di valore pari alla risoluzione spaziale dell'apparato: si parla cosí di *voxel*.

Si puó operare una semplificazione della trattazione considerando il caso ideale in cui i fotoni del fascio attraversano un unico piano dell'oggetto ed arrivano su un rivelatore formato da n elementi. Idealmente l'intenzione é quella di suddividere ogni sezione dell'oggetto in una griglia di n*n pixel, ciascuno avente un coefficiente di attenuazione lineare μ_{ij} proprio del materiale e dimensioni $w * w$ corrispondenti alla grandezza del singolo elemento del rivelatore (vedi figura 2.10). Ogni elemento j-esimo del rivelatore (con $j=1, 2, \dots, n$) misurerá quindi un'intensitá:

$$I_j = I_0 e^{-|\mu_{1j} + \mu_{2j} + \dots + \mu_{nj}|w} \quad (2.8)$$

Da questa formula si ottiene la proiezione, ovvero l'informazione base da cui si

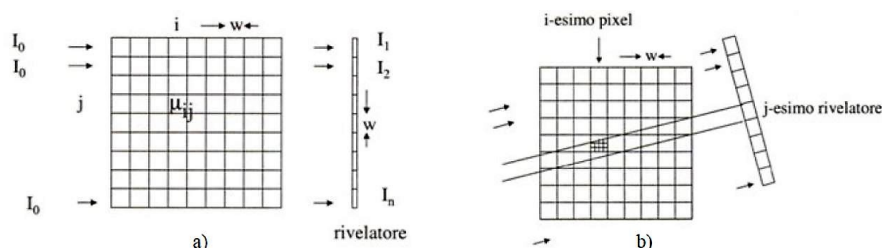


Figura 2.10: a) Suddivisione del campione in pixel. b) Spessore pixel attraversato nella j-esima proiezione.

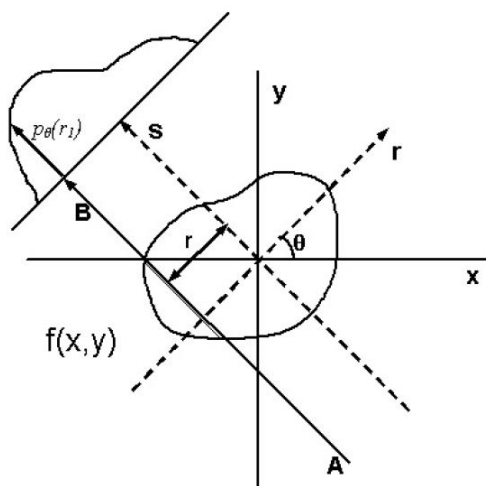


Figura 2.11: Sistemi di riferimento per raggi del fascio non ortogonali alla griglia del campione.

parte per ricostruire l'immagine. Essa viene indicata con p_j e vale:

$$p_j = \ln \left(\frac{I_0}{I_j} \right) = \sum_{i=1}^n \mu_{ij} w_{ij} \quad (2.9)$$

Da questa formula non é ancora possibile ricavare tutti i coefficienti μ_{ij} in maniera univoca, poiché risultano degeneri rispetto alle diverse colonne i . Per questo motivo occorre acquisire ulteriori proiezioni radiografiche mediante la rotazione del campione.

Ruotando l'oggetto, il calcolo dei μ_{ij} si complica sensibilmente poiché il fascio e la griglia di suddivisione dell'oggetto non sono più perpendicolari fra loro. In questo caso infatti, i fotoni trasmessi attraversano spessori w_{ij} che differiscono da elemento ad elemento della griglia e che dipendono ovviamente dalla proiezione considerata. Per risolvere il problema sopracitato, si parte definendo un sistema di coordinate (x, y) per i punti del campione e un sistema (r, s) solidale ai raggi del fascio e al setup (figura 2.11). Fatto ciò il sistema (r, s) viene ruotato di un angolo φ rispetto l'asse x (dell'oggetto); a questo punto le proiezioni p_j si possono esprimere come integrali di

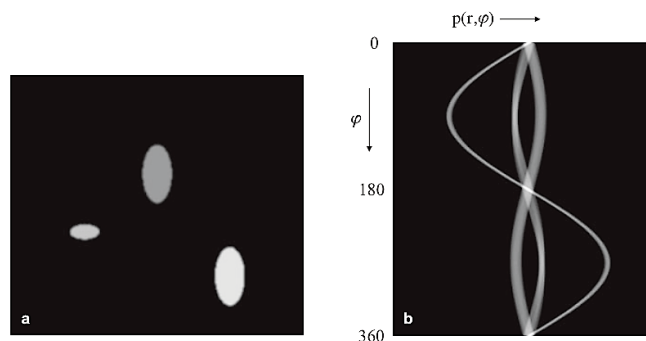


Figura 2.12: Esempio di un oggetto e il suo relativo sinogramma.

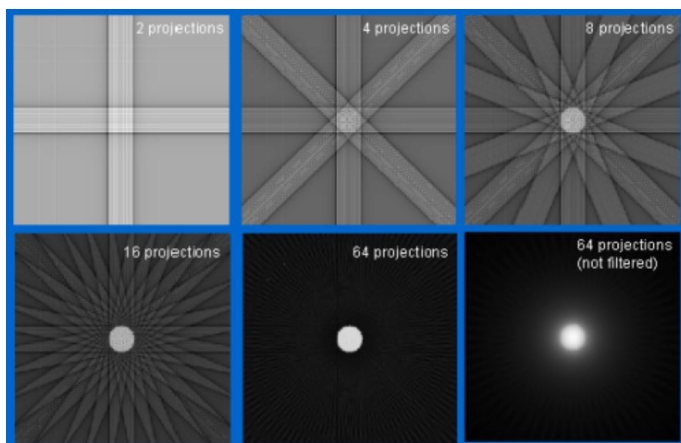


Figura 2.13: Esempio di artefatto a stella.

linea della distribuzione $f(x,y)$ dei coefficienti di attenuazione come:

$$p(r, \varphi) = \int_{r, \varphi} f(x, y) ds \quad (2.10)$$

Una sola slice richiede, per la ricostruzione, m acquisizioni ad angoli di rotazione φ equidistanziati. In ciascuna acquisizione, ad intervalli spaziali w , sono presenti n proiezioni corrispondenti al numero dei pixel del rivelatore. Ne consegue che una condizione necessaria per avere un quantitativo sufficiente di dati indipendenti sia di avere $m > n$.

Considerando gli n pixel per le m proiezioni radiografiche, si ottiene una matrice $n \times m$ indicata comunemente con *sinogramma*. Infatti ogni particolare del campione forma una sinusoidale la cui ampiezza dipende dalla distanza di questo dal centro di rotazione del campione (figura 2.12).

È possibile passare dal sinogramma alla ricostruzione tramite l'utilizzo dell'algoritmo di retroproiezione filtrata (in inglese *Filtered Back Projection*, FBP), il quale opera la retroproiezione sul piano della slice dei valori di ogni proiezione per tutte le angolazioni. Tramite questo algoritmo si deduce che la distribuzione dei coefficienti di attenuazione lineare $\tilde{f}(x,y)$ è pari alla somma delle m proiezioni acquisite, ovvero:

$$\tilde{f}(x, y) = \sum_{j=1}^m [p_j \cdot \delta\varphi] \quad (2.11)$$

Per esempio, si consideri la retroproiezione di un oggetto circolare: ogni profilo proietta sul piano una striscia, la quale crea un artefatto a stella (figura 2.13). Infittendo il numero di proiezioni, l'artefatto tende a scomparire, lasciando attorno al campione un alone di intensità decrescente per distanze sempre maggiori dal centro di rotazione. Per eliminare questo effetto vengono applicati dei filtri alle immagini finali, di cui il più utilizzato ed ormai standard è la già citata retroproiezione filtrata.

L'algoritmo si basa sul "teorema della sezione centrale di Fourier", che collega la trasformata di Fourier (F-trasformata) unidimensionale di ogni proiezione acquisita con i valori che assume la F-trasformata bidimensionale dell'immagine da ricostruire lungo la riga corrispondente alla direzione di acquisizione. Per ottenere l'immagine

ricostruita é necessario perciò eseguire l'antitrasformata di Fourier bidimensionale nello spazio delle F-trasformate delle proiezioni acquisite. Da ciò si intende che l'algoritmo FBP si compone di due fasi, entrambe necessarie: la prima di filtraggio delle proiezioni e la seconda di retroproiezione. Nella prima fase si può operare indifferentemente nello spazio reale o nello spazio trasformato di Fourier.

Capitolo 3

Maschere e apparato sperimentale

In questo capitolo si parlerá brevemente del progetto entro cui si inquadra l'attività svolta, per poi passare alla descrizione della strumentazione utilizzata, dei parametri di acquisizione e della procedura seguita nella fase di processing e rendering 3D con gli appositi software.

3.1 Progetto e manufatti

A seguito del programma europeo Horizon 2020, volto a finanziare progetti per la ricerca e l'innovazione in Europa, si sono sviluppate diverse iniziative e consorzi con partner in tutto il continente. Una fra queste é il progetto IPERION CH (acronimo di Integrated Platform for the European Research Infrastructure ON Cultural Heritage) che unisce 24 paesi nell'intenzione di fornire formazione e l'accesso a dati, strumentazione e metodologie *high-tech* per la conservazione ed il restauro di beni culturali.

In questo scenario si inserisce il progetto MATEGIAPPI, acronimo per MASchere TEatrali GIAPponesi del museo L.Pigorini (Roma). Il progetto MATEGIAPPI infatti è stato selezionato nel 2016 per l'accesso alla strumentazione scientifica di alcuni dei laboratori afferenti al nodo italiano di IPERION CH. La collezione di 13 maschere teatrali giapponesi (secoli XVII-XIX) presente a Roma é una delle piú ricche in



Figura 3.1: Da sinistra verso destra: maschera Hakuzōsu, maschera Karasu Tengu con vista frontale e laterale.

Italia, non pubblicata e non esposta al pubblico. La lacunosità della letteratura tecnico scientifica in lingua occidentale riguardo i materiali costitutivi delle maschere, unitamente alla volontà di un intervento conservativo ha reso necessario lo studio approfondito dei manufatti. Si é quindi richiesta l'applicazione di tecniche non distruttive e microdistruttive per l'identificazione di materiali, tecniche costruttive e per la valutazione del degrado delle opere. In particolare l'Università di Bologna ha preso parte a questo progetto al fine di digitalizzare in 3D attraverso imaging a raggi X alcune maschere, fra cui due con modellato piú pronunciato. Per fare ciò si é collaborato con l'Istituto Superiore per la Conservazione ed il Restauro (I.S.C.R.) di Roma, dove si sono svolte le analisi e le attività di restauro.

I risultati attesi dal progetto MATEGIAPPI saranno utilizzati per valorizzare il Museo L.Pigorini, attraverso attività espositive *ad hoc* e pubblicazione di modelli virtuali sul sito web.

Soffermandosi sulle maschere in studio, queste appartengono ad un periodo che va dal XVII al XIX secolo. Esse sono proprie di diverse tipologie di teatro (*Bugaku*, *Nō*, *Kyōgen*) e rituali giapponesi (*Kagura*). Anche i materiali costitutivi sono vari: legno dipinto, laccature e dorature, inserti metallici o vitrei, cordicelle e crini animali.

Alla luce del fatto che il laboratorio dell'Università di Bologna possiede diverse strumentazioni tomografiche portabili, é stato necessario conoscere in dettaglio le dimensioni di ogni maschera per poter decidere quale sistema tomografico utilizzare. Ricontrato che nessuna di esse supera 35 cm per lato, si é optato per l'apparato tomografico dotato di assi micrometrici (descritto nel prossimo paragrafo). Durante i 5 giorni di misurazioni *in situ*, é stato possibile scansionare 7 maschere sulle 13 totali. In questo elaborato verranno discussi e mostrati i risultati ottenuti per 2 di esse: la maschera Hakuzōsu (figura 3.1a) e la maschera Karasu Tengu (figura 3.1b).

Nella tabella seguente vengono elencate le loro caratteristiche insieme a quelle delle altre maschere tomografate (tabella 3.1).

3.2 Set-up sperimentale

Come piú volte detto, le possibili applicazioni della tomografia computerizzata sono molteplici, dalle ispezioni medicali alle indagini su beni culturali. Soprattutto in quest'ultimo caso si é palesata la necessità di essere in possesso di un sistema tomografico trasportabile: spesso si ha a che fare con oggetti di un certo valore storico e culturale, talvolta anche fragili, per i quali non é prevedibile il trasporto fuori dalle strutture ospitanti. Per questo motivo il gruppo di imaging a raggi X del Dipartimento di Fisica e Astronomia (DIFA) dell'Università di Bologna nel corso degli anni ha assemblato e perfezionato un sistema Cone-Beam CT portatile, ad oggi utilizzato in numerosi lavori e schematizzato in figura 3.2.

Nel sistema, a partire da questo esperimento, é stato introdotto un terzo asse micrometrico, dedicato alla movimentazione in verticale della sorgente radiogena.

Di seguito si riportano schematicamente i componenti del sistema in esame ed i software utilizzati (tabella 3.2).

Opere	Datazione	Funzione	Dimensioni	Materali
Hakuzōsu	antecedente il 1662 d.C.	teatro Kyōgen	20 x 14 x 6.3 cm^3	legno dipinto e laccato
Karasu Tengu	seconda metà XIX secolo d.C.	rituali Kagura	21.5 x 18.2 x 16.5 cm^3	legno dipinto e dorato, carta, crini animali
Hannya	seconda metà XVIII secolo	teatro Nō	24.6 x 14.5 x 9 cm^3	legno dipinto, laccato e dorato, inserti metallici
Ran Ryoo		teatro Bugaku	33 x 29 x 17 cm^3	legno dipinto, laccato e dorato, crini animali, inserti metallici, cordicelle e vetro
Nasori		teatro Bugaku	24.8 x 18.2 x 12.5 cm^3	legno dipinto, laccato e dorato, crini animali, inserti metallici e cordicelle
Tengu	seconda metà XIX secolo	rituali Kagura	21.8 x 17.8 x 16.7 cm^3	legno dipinto e dorato, carta, crini animali
Kojō	XVII secolo	teatro Nō	21.4 x 15.2 x 8 cm^3	

Tabella 3.1: Caratteristiche delle maschere analizzate.

Sorgente raggi X	Tubo KEVEX PXS10 microfocus
Rivelatore	Flat Panel VARIAN PS2520D
Sistema di movimentazione	Assi lineari PI: M-413.3.PD ed M-521, asse rotativo M-038.PD1
Software di elaborazione	PARREC (preprocessing e ricostruzione con algoritmo FDK)
Software di rendering 3D	3D Slicer

Tabella 3.2: Componenti del sistema CBCT ideato dal gruppo bolognese di imaging a raggi X e software utilizzati.

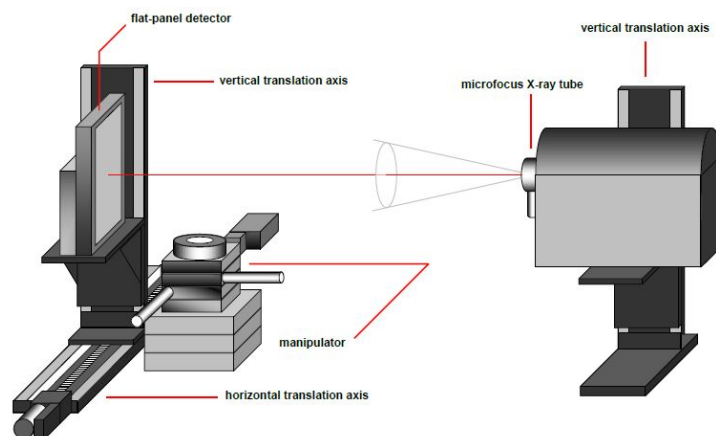


Figura 3.2: Lo schema dell'apparato tomografico.

Per le indagini *in situ* l'intero sistema CBCT (figura 3.2) è stato installato al piano sotterraneo dell'Istituto Superiore per la Conservazione ed il Restauro, avendo cura di collocare la postazione computer il più possibile distante dalla sorgente.

In questo paragrafo verranno descritti in dettaglio i componenti dell'apparato tomografico, i parametri utilizzati per le misure, i software di ricostruzione e rendering 3D con annesso procedimento seguito per ottenere il volume dell'oggetto a partire dalle proiezioni.

3.2.1 Sorgente di raggi X

Il tubo radiogeno utilizzato è un modello KEVEX PXS10 di tipo microfocus con potenza massima di 65W (figura 3.3). È dotato di sistema di autoraffreddamento ad aria (ventilatore interno). Questa sorgente è dotata di uno spot focale che va da 7 μm fino a 100 μm , a seconda della potenza utilizzata, mentre il voltaggio può variare da 45kV a 130kV, con corrente massima di 0.500 mA. Internamente si ha un target in tungsteno ed una finestra spessa 0.25 mm in berillio.



Figura 3.3: Tubo a raggi X KEVEX PXS10 della TEC.



Figura 3.4: Flat panel della Varian, modello PS2520D.

3.2.2 Rivelatore

Come rivelatore é stato utilizzato un flat panel prodotto dalla ditta Varian, modello PS2520D (figura 3.4). Il metodo di rivelazione é a conversione indiretta, dove lo strato scintillatore é ioduro di cesio drogato al tallio (CsI:Tl).

Il rivelatore ha un'area sensibile di 1536 x 1920 pixel (ovvero 19.5 x 24.4 cm^2), 14 bit (cioé 16384 livelli di grigio), un frame rate massimo di 10 fps, con una alta risoluzione spaziale grazie ad un pixel di 127 μm^2 . Esso risulta quindi particolarmente adatto a scansioni di oggetti di area simile a quella maxillo-facciale, come possono essere le maschere considerate.

3.2.3 Sistema di movimentazione

Il sistema di movimentazione utilizzato (figura 3.2) é completamente formato da assi micrometrici a marchio tedesco Physik Instrumente (PI), nei seguenti modelli:

- due assi lineari M-413.3.PD (figura 3.5a);
- un asse lineare M-521 (figura 3.5b);
- un asse rotativo M-038.PD1 (figura 3.5c).

I due assi lineari identici, montati perpendicolarmente fra loro, permettono al rivelatore di scansionare un'area piú vasta delle proprie dimensioni, fino ad arrivare ad un massimo di 49.5 x 54.4 cm^2 . L'asse lineare sul quale é montata la sorgente radiogena permette una scansione in verticale, aumentando cosí il campo di vista. Fra il rivelatore e la sorgente viene posto l'asse rotativo, indispensabile per la creazione delle proiezioni e capace di sostenere e ruotare un peso fino a 40kg.

Per manovrare gli assi si utilizza, tramite la connessione ad un PC, un software sviluppato *ad hoc* dal gruppo di imaging a raggi X del DIFA.

Montato e allineato l'apparato tomografico, é fondamentale misurare le distanze sorgente-rivelatore (source-detector distance, SDD) e sorgente-oggetto (source-object distance, SOD), da cui si calcola la restante distanza oggetto-rivelatore (object-detector distance, ODD). Queste quantità sono indispensabili per poter procedere con la ricostruzione tomografica, e se necessario possono essere effettuate con l'utilizzo di un laser per garantire una maggiore accuratezza.



Figura 3.5: Da sinistra verso destra: uno dei due assi lineari M-413.3.PD, l'asse lineare M-521 e l'asse rotativo M-038.PD1.

3.2.4 Parametri di ricostruzione

In questo paragrafo vengono riportati i parametri di acquisizione impiegati per le tomografie delle due maschere giapponesi prese in esame (tabella 3.3). In particolare, come verrà spiegato nel prossimo capitolo, per la seconda maschera si è deciso di acquisire un'ulteriore tomografia variando alcuni parametri, tra i quali le distanze SOD e ODD.

Parametri	Hakuzōsu	Karasu Tengu pt.1	Karazu Tengu pt.2
Tensione	100 kV	100 kV	100 kV
Corrente	250 μA	160 μA	250 μA
Filtrazione	no	no	no
Frame rate	3 fps	2 fps	3 fps
Frame AVG	1	1	4
Proiezioni	900	900	900
Angolo	-360 °	-360 °	-360 °
Pixel size	127 μm		127 μm
SDD	1030 mm	1030 mm	1030 mm
SOD	800 mm	800 mm	509 mm
ODD	230 mm	230 mm	521 mm

Tabella 3.3: Parametri di acquisizione delle tre tomografie che verranno qui analizzate.

Dalla geometria del set up si riescono a calcolare facilmente due importanti informazioni riguardo alla risoluzione delle immagini che verranno acquisite. Si parla della *magnificazione* M (già accennata nel paragrafo 2.3.1) e delle dimensioni effettive del voxel ($voxel_{size}$), dove con la prima si intende l'ingrandimento ottico dell'oggetto proiettato e con il secondo le dimensioni del pixel tridimensionale finale. Per determinare questi due parametri ci si serve delle formule (di cui la prima si riporta per comodità):

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

Da notare che questi parametri sono stati lasciati invariati per tutte le acquisizioni ad eccezione della maschera Karasu Tengu, dove si è deciso di effettuare anche una seconda tomografia (tabella 3.4).

Parametri	Hakuzōsu	Karasu Tengu pt.1	Karazu Tengu pt.2
Magnification	1.2875	1.2875	2.023
Voxel-size	98.64 μm	98.64 μm	63.5 μm

Tabella 3.4: Valori di magnificazione e dimensioni del voxel per le tre tomografie presentate.

Per analizzare al meglio alcuni piccoli dettagli di questa si é infatti deciso di procedere ad una acquisizione con una magnificazione maggiore e quindi un voxel minore.

Si evince quindi che, tramite l'utilizzo della stessa strumentazione e variando solamente la posizione dell'oggetto, si possono ottenere idealmente valori di magnificazione continui compresi fra 1 e numeri abbastanza elevati - a patto di avere uno spazio a disposizione sufficientemente grande ed un flusso molto elevato di fotoni.

3.2.5 Software di ricostruzione e rendering 3D

Per effettuare la ricostruzione tomografica é stato utilizzato un unico software, PARREC, sviluppato presso il Dipartimento di Fisica e Astronomia dell'Università di Bologna. Trattandosi di un software di ricerca in continua evoluzione, si possono avere dei vantaggi quali l'interfaccia utente di facile utilizzo, la possibilità di modificare algoritmi di calcolo e di sviluppare nuove versioni migliorate del programma.

Quando si parla di ricostruzione tomografica si intende l'insieme di quattro fasi differenti, ovvero:

- la normalizzazione delle proiezioni acquisite;
- la generazione dei sinogrammi;
- l'eliminazione di eventuali artefatti;
- la ricostruzione vera e propria.

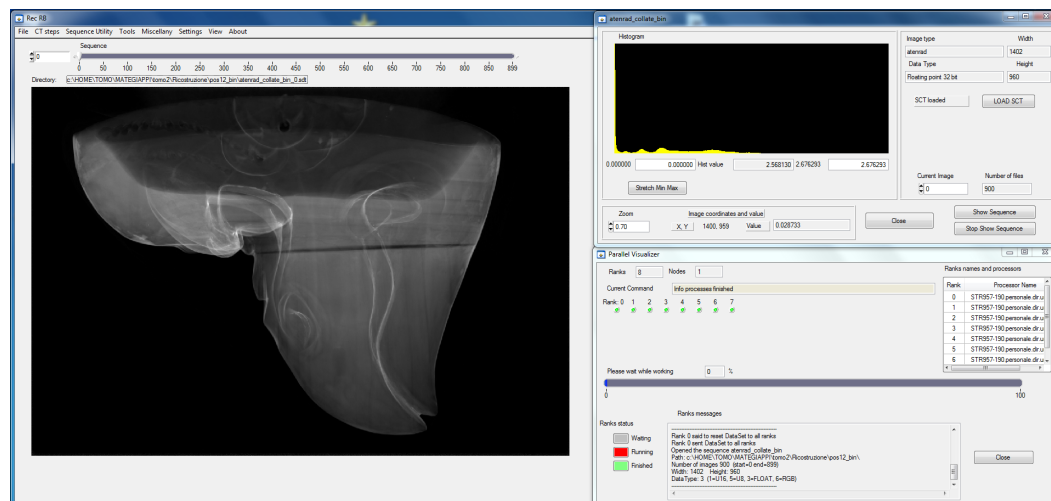


Figura 3.6: Un'immagine normalizzata (Atenrad) e "binnata" della maschera Karasu Tengu nel programma PARREC.

Inizialmente si caricano nel programma tutte le proiezioni acquisite (Pr), l'immagine Dark (Drk), l'immagine I_0 e un file di testo contenente informazioni riguardo l'acquisizione (grandezza pixel, numero di proiezioni, verso ed angolo di rotazione, SOD, SDD, geometria del fascio). Sia la I_0 che la Dark sono proiezioni senza la presenza dell'oggetto, dove però la prima viene acquisita con la sorgente in funzione, mentre la seconda si ottiene con il tubo radiogeno spento. Così facendo con la Dark si riesce a rivelare il rumore di fondo dato dal rumore termico e dell'elettronica di acquisizione.

Questi elementi sono indispensabili per la prima fase di normalizzazione, svolta attraverso la funzione *Makeatenrad*. Essa produce le immagini Atenrad (Atrd) in cui ciascun pixel ha il valore della seguente equazione:

$$Atrd_{i,j} = -\ln \left(\frac{Pr_{i,j} - Drk_{i,j}}{I_{0(i,j)} - Drk_{i,j}} \right) \quad (3.2)$$

dove Atrd, Pr, Dr, I_0 sono già stati citati.

Osservando l'equazione si notano due particolarità. *In primis*, per come è formulata, l'equazione restituisce solo valori compresi tra 0 ed 1. *In secundis*, nelle immagini normalizzate vi è l'inversione dei livelli di grigio (rispetto alle proiezioni) a causa della presenza del logaritmo naturale negativo.

In entrambe le maschere presentate l'estensione del campione è risultata maggiore di quella del rivelatore rendendo necessario l'utilizzo della tecnica di "tile scanning" per poter eseguire la tomografia. Sfruttando la movimentazione orizzontale del detector sono state acquisite due distinte tomografie. Le proiezioni acquisite nelle diverse posizioni del rivelatore vengono normalizzate e poi unite attraverso l'utilizzo della funzione *Collate* del software. L'incollaggio permette di sovrapporre le immagini sia orizzontalmente che verticalmente, fino a far combaciare perfettamente ogni particolare.

Se necessario si possono ridurre le dimensioni delle immagini appena create di un fattore n con la funzione *Bin*, con la quale il valore di livello di grigio del pixel finale

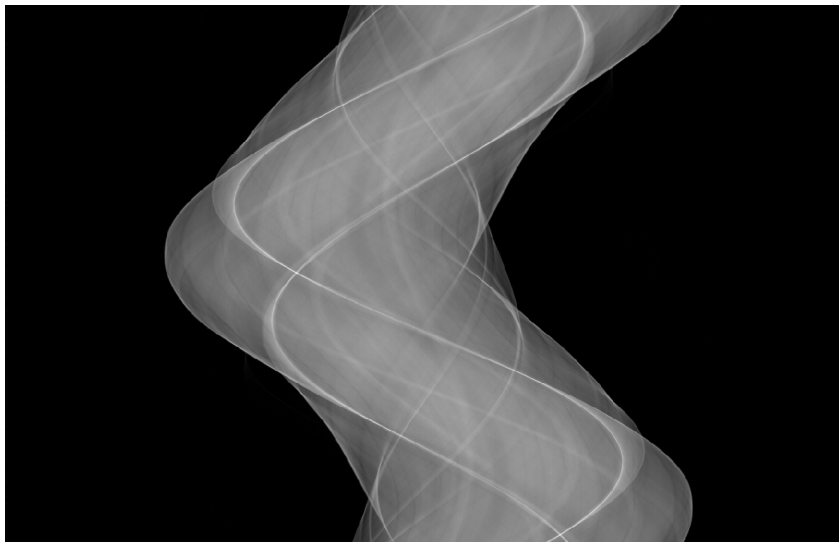


Figura 3.7: Il sinogramma della slice centrale - maschera Karasu Tengu.

sarà una media dei valori degli n pixel vicini. Per entrambe le maschere considerate si è scelto di operare il *binning* 2, dimezzando le dimensioni originali delle Atrd (figura 3.6).

Tramite il comando *Make Sinos* è possibile proseguire alla seconda fase di generazione dei sinogrammi (Sinos). Questi sono matrici bidimensionali in cui vengono rappresentati i valori rivelati da ogni singolo pixel del detector per tutti gli angoli di acquisizione. In questo processo PARREC calcola autonomamente il centro di rotazione del sistema (cioè della tavola rotativa), indispensabile nella ricostruzione delle slice. Tuttavia, per ottenere risultati ottimali, si procede ad analizzare manualmente il sinogramma corrispondente alla slice centrale del campione per ricercarne il valore più adeguato (figura 3.7). Infatti per valori errati anche solo di pochi decimi di micrometro, si possono avere effetti di sfocamento sui bordi.

Una volta trovato il centro di rotazione si può proseguire, se necessario, alla rimozione degli artefatti. Generalmente i più comuni sono gli artefatti metallici (Metal Artifacts) e gli artefatti ad anello (Ring Artifacts). Segue una breve spiegazione di entrambi gli artefatti.

I primi vengono chiamati Metal Artifacts poiché usualmente collegati alla presenza di inserti metallici nell'oggetto analizzato e/o parti molto assorbenti. Questo tipo di artefatti si presenta come una stella molto brillante circondata da pixel di valore molto basso.

In riferimento ad alcune maschere analizzate e qui non presentate, nelle immagini ricostruite ciò comporta di avere aree estremamente luminose, di contro alla struttura ed alle venature lignee circostanti quasi completamente oscurate. La rimozione di tali artefatti è alquanto complessa e si sta lavorando al perfezionamento dell'algoritmo di



Figura 3.8: A sinistra un esempio di artefatto metallico nella tomografia della maschera Nasori, a destra un esempio di artefatto ad anello nella tomografia della maschera Kojō.

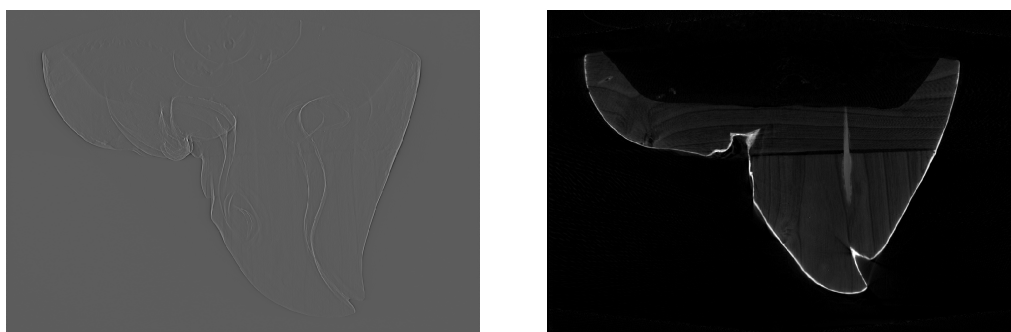


Figura 3.9: A sinistra l'immagine filtrata, a destra l'immagine ricostruita della maschera Karasu Tengü.

correzione, già presente in PARREC. Di seguito si mostra a titolo esemplificativo e non esaustivo il volume di una delle 7 maschere radiografate, la quale contiene elementi decorativi metallici (figura 3.8a). Si notano infatti su tutti i denti, in particolare i due più lunghi, i tipici artefatti a forma di stella.

Gli artefatti ad anello sono invece irregolarità nelle immagini tomografiche che si presentano sotto forma di cerchi o archi concentrici rispetto all'asse di rotazione (figura 3.8b). Essi sono dovuti alla presenza di pixel nel rivelatore che rispondono in maniera molto differente rispetto ai pixel circostanti. I cerchi presenti nelle Atenrad corrispondono nei Sinos a linee verticali monocromatiche facilmente individuabili dagli algoritmi del software. Per questo motivo il comando "*Ringo Filter*" agisce sui sinogrammi, eliminando queste righe anomale. Da questi, retroproiettando, si possono ottenere le atenrad corrette dell'oggetto studiato. Su entrambe le maschere presentate in seguito è stata operata l'eliminazione dei ring artifacts.

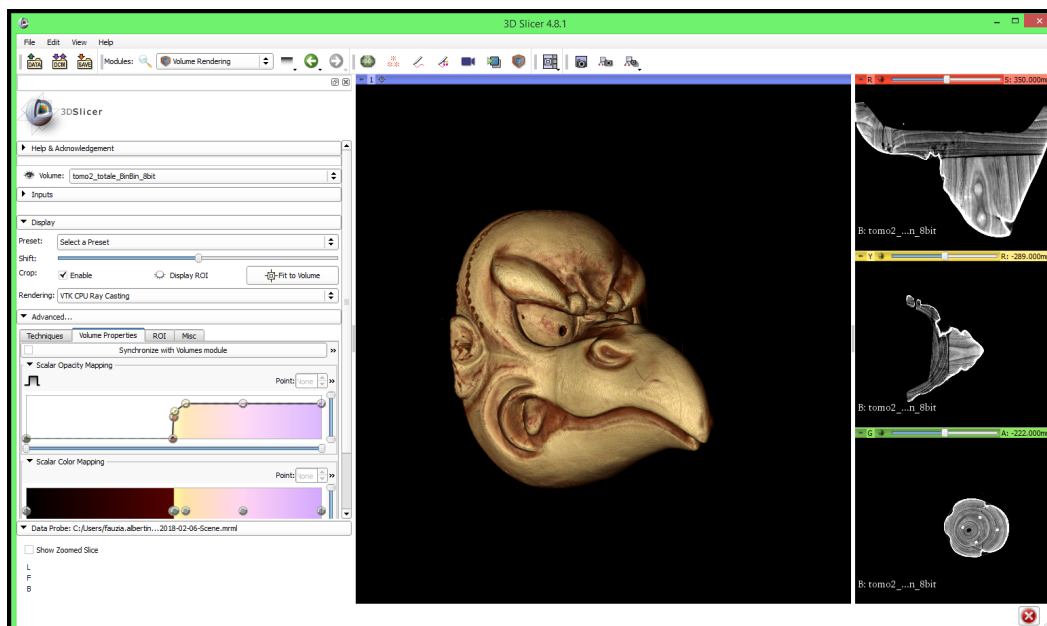


Figura 3.10: Rendering 3D della maschera Karasu Tengü con il programma 3D Slicer.

Solo dopo questi passaggi é possibile proseguire con l'ultima fase di ricostruzione tomografica mediante retroproiezione filtrata. Questo consiste nell'applicare la trasformata di Fourier alle immagini normalizzate (Atrd) per tutti gli angoli di acquisizione. Una volta nello spazio delle frequenze, si applica un filtro passa-alto, indispensabile al fine della ricostruzione. Da qui si applica l'antitrasformata di Fourier, ottenendo un'immagine pronta per essere retroproiettata (figura 3.9a).

Infine si avvia il processo di ricostruzione, dove in condizioni di tomografia cone-beam si utilizza l'algoritmo di ricostruzione Feldkamp. É necessario far notare che la retroproiezione richiede un'elevata potenza di calcolo e puó concludersi anche dopo diverse ore, sebbene nelle ultime versioni del software le operazioni vengano svolte in parallelo sfruttando piú core della stessa macchina o su cluster. Al termine del procedimento vengono generati dei file contenenti le sezioni dell'oggetto (ortogonali alle proiezioni originali), le quali non sono altro che l'intero volume (figura 3.9b).

Per la creazione e la visualizzazione di volumi a partire dalle slice ricostruite é stato utilizzato il software 3D Slicer (figura 3.10). Il programma permette di visionare ed operare allo stesso tempo sia con il volume dell'oggetto, sia con la proiezione sagittale, trasversale e coronale dello stesso. Una caratteristica particolarmente utile del programma é la facoltá di poter gestire in maniera indipendente la visibilitá o meno di intervalli di livelli di grigio. Ad esempio, é possibile eliminare la visibilitá dei valori di grigio piú bassi per eliminare il rumore nel rendering 3D finale.

Capitolo 4

Analisi dei dati

In questo breve ed ultimo capitolo si mostreranno i volumi delle maschere Hakuzōsu e Karasu Tengu ottenuti mediante il procedimento descritto nel capitolo precedente. Verranno illustrati alcuni interessanti particolari dei manufatti venuti alla luce proprio grazie all'impiego della tomografia computerizzata.

4.1 Maschera Hakuzōsu

Si ricorda innanzitutto che il progetto MATEGIAPPI é volto ad approfondire, dopo l'opera di restauro svolta sulle maschere, la conoscenza dei loro materiali e delle tecniche costitutive impiegate.

Grazie a 3D Slicer si é potuto ottenere il volume completo della maschera Hakuzōsu, della quale vengono riportate la vista frontale e laterale (figure 4.1a e 4.1).



Figura 4.1: Vista frontale e laterale della maschera Hakuzōsu.

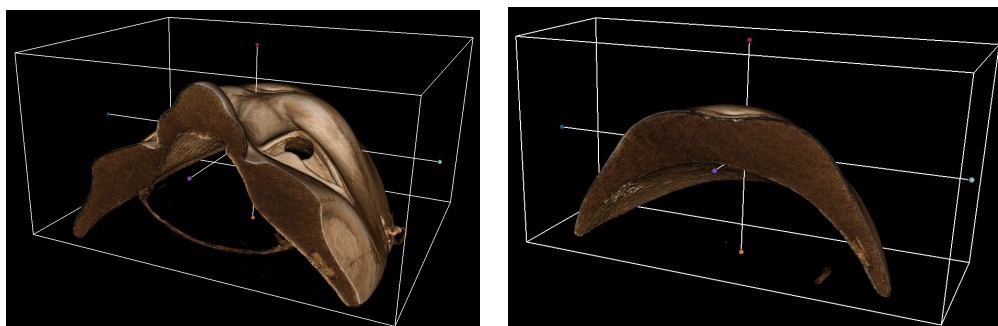


Figura 4.2: I due tasselli presenti nella parte interna della maschera Hakuzōsu.

Per l'acquisizione delle proiezioni si è utilizzata la tecnica di "tile scanning", scegliendo due posizioni fra loro in parte sovrapposte. I dati non sono stati sottoposti a filtri per inserti metallici, non contenendone. È stata invece operato il binning 2 e la rimozione degli artefatti ad anello per permettere una presentazione ottimale dell'elaborato. La ricerca del centro di rotazione è risultata agevole date le modeste dimensioni dell'oggetto. Questo riduce il rischio di oscillazioni dello stesso durante il movimento di rotazione, che porterebbe alla necessità di più centri di rotazione e quindi complicazioni nella fase di ricostruzione. Sul piano sperimentale, quindi, questa maschera è parsa di facile ricostruzione con un risultato molto soddisfacente.

Mediante il software di rendering 3D è stato possibile eseguire un'ispezione della struttura interna del manufatto. Questa ha reso nota l'esistenza di tre inserti in tre diverse posizioni della maschera. I due presenti all'altezza del naso e della fronte sono molto simili, entrambi a forma di parallelepipedo e si suppone siano tasselli lignei (figura 4.2a e 4.2). Il terzo inserto, a livello dell'apertura della bocca, ha un profilo allungato e sottile. Si suppone sia un rinforzo in quanto il legno è stato successivamente forato per far passare la cordicella che permette di indossare la maschera (figura 4.3).

I primi due interventi sono stati celati grazie ad una sottilissima tela che ricopre la parte interna sinistra della maschera, come si può notare dalla figura 4.4. Questi dettagli della struttura lignea portati alla luce grazie alla ricostruzione tomografica

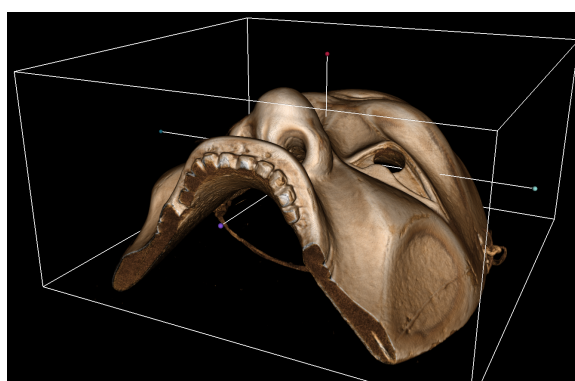


Figura 4.3: L'inserto più sottile della maschera Hakuzōsu.



Figura 4.4: La tela sottile nella parte convessa della maschera Hakuzōsu.

potrebbero essere molto rilevanti nella comprensione dei metodi di costruzione delle maschere teatrali giapponesi. Si può ipotizzare quindi che i costruttori delle stesse facessero uso di tasselli o inserti di materiali differenti per porre rimedio a danni o debolezze dei legni utilizzati; od anche uso di sottili tele con funzione di copertura e rinforzo.

4.2 Maschera Karasu Tengu

Similmente, tramite l'uso di 3D Slicer si è creato il volume della maschera Karasu Tengu, che qui viene riportata nella vista frontale e laterale (figure 4.5a e 4.5).

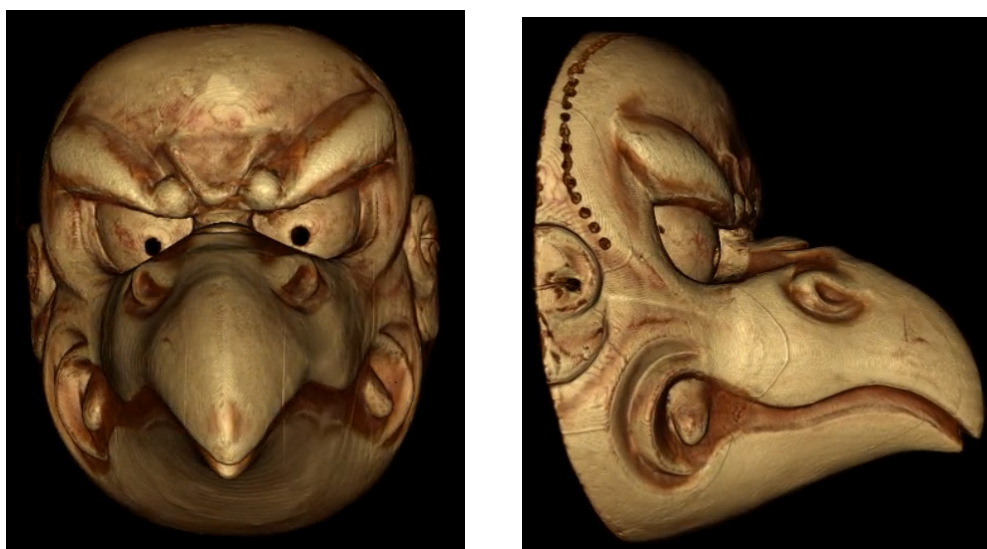


Figura 4.5: Vista frontale e laterale della maschera Karasu Tengu.

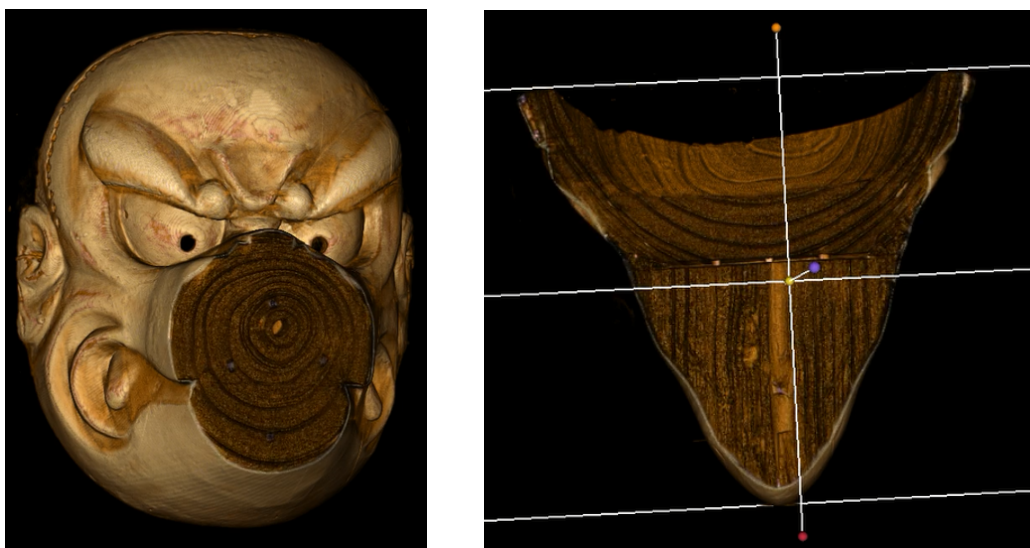


Figura 4.6: Particolare della cavità: vista frontale e orizzontale dell'interno della maschera Karasu Tenggu.

Il procedimento per giungere a questo volume è stato identico a quello seguito per la maschera precedente: acquisizione delle proiezioni con "tile scanning" in due posizioni, nessun artefatto metallico da rimuovere, alcuni artefatti ad anello eliminati con gli appositi filtri, binning 2 e nessuna complicazione riguardo il centro di rotazione.

Questo manufatto ha attirato particolare attenzione per una sua caratteristica interna, ben celata e sconosciuta perfino ai curatori delle opere. Come si è potuto constatare mediante gli strumenti di taglio del software di rendering 3D, nel pronunciato becco della maschera, ricavato da un secondo legno e tenuto insieme al volto grazie all'utilizzo di quattro cavicchi lignei, è presente una cavità (figure 4.6a e 4.6).

Si è deciso quindi di ricostruire il volume mantenendo le stesse proiezioni, non eseguendo però il binning delle immagini. Tuttavia questo non ha portato ad un estremo miglioramento della qualità della ricostruzione. Per riuscire a visualizzare maggiori dettagli di questa cavità e del suo ipotetico contenuto, è stato quindi necessario modificare la posizione reciproca dell'oggetto rispetto alla sorgente (SOD) e rispetto al rivelatore (ODD). Con queste variazioni nelle nuove acquisizioni si sono ottenute una magnificazione M maggiore e una migliore risoluzione spaziale. Di queste non si è effettuato il binning, per non tralasciare alcuna informazione presente nei singoli pixel delle immagini. Così facendo, il risultato della seconda tomografia viene presentato nella figura 4.7.

Sebbene sia ancora di difficile interpretazione il materiale presente all'interno della cavità, si nota come la risoluzione spaziale e quindi la qualità della ricostruzione sia migliorata enormemente. Come già accennato nel capitolo precedente, vi è quindi la possibilità di utilizzare la stessa strumentazione per ottenere immagini di qualità anche molto differente a seconda delle necessità. Si nota infine dalla discussione che un ulteriore parametro su cui si può far leva per modificare la qualità delle ricostruzioni è la presenza o meno del binning. Operando per ogni pixel la media dei

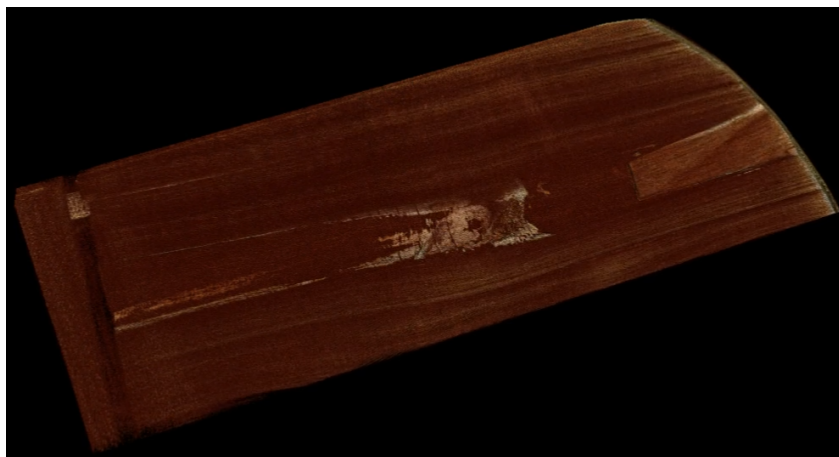


Figura 4.7: Tomografia con magnificazione maggiore della cavità della maschera Karasu Tengu.

valori dei pixel ad esso adiacenti, intrinsecamente il processo porta ad una perdita di informazione. Questa operazione può essere utile nel caso si voglia alleggerire il carico di lavoro sui processori della macchina, o può essere sorvolata nel caso, come quello presente, in cui serva la maggiore densità di informazioni possibile.

Anche in questa ricostruzione tridimensionale si sono quindi raccolte informazioni utili sui metodi di costruzione di questo tipo di maschere, come la possibilità di utilizzo di legni differenti per la creazione di un singolo manufatto e il metodo di giunzione dei pezzi differenti tramite cavicchi anch'essi lignei. Infine la cavità presente al centro del becco fa ipotizzare l'uso della tecnica di asportazione del midollo ligneo dai manufatti di questo materiale. Questa, a detta dei curatori delle opere, è una pratica ben nota e adoperata in Occidente, ma si ignorava fosse conosciuta e messa in atto anche in Oriente.

Conclusioni

Lo scopo della tesi, unitamente a quello del progetto MATEGIAPPI in cui essa si inserisce, é quello di analizzare le maschere teatrali giapponesi presenti al museo L. Pigorini di Roma in modo tale da identificarne i materiali e le tecniche di costruzione. Nell'ambito del progetto sono state utilizzate diverse tecniche d'indagine, una delle quali é l'imaging mediante raggi X, tecnica non invasiva ed estremamente utile poiché permette di scoprire danni o caratteristiche nascoste all'interno della struttura dei manufatti.

L'avvenuta ricostruzione tomografica di 7 delle 13 maschere della collezione ha portato ad ottimi risultati. In esse si é osservata la presenza nelle maschere di tasselli lignei, inserti, sottili tele, cavicchi e porzioni di legni differenti, finanche zone midollari asportate. Le interpretazioni possibili riguardo queste particolaritá potrebbero in parte far superare la lacunositá esistente nella letteratura occidentale riguardo la costruzione di manufatti teatrali nell'Estremo Oriente, facilitando in futuro operazioni di restauro di opere simili.

Come da progetto, l'elaborazione dei dati tramite appositi software ha permesso di restituire i volumi degli oggetti analizzati, con annessi video spendibili in esposizioni per la valorizzazione della collezione e del museo ospitante.

Data l'impossibilitá di trasportare le maschere in altri luoghi, é stato indispensabile l'utilizzo di un sistema tomografico mobile come quello progettato dal gruppo di imaging a raggi X del Dipartimento di Fisica ed Astronomia dell'Universitá di Bologna. In queste misurazioni si é sperimentata con ottimi risultati l'introduzione di un ulteriore asse motorizzato, adito alla movimentazione in verticale della sorgente radiogena cosí da poterne aumentare il campo di vista.

Bibliografia

- [1] Matteo Bettuzzi et al. “A mobile computed tomography system for on-site cultural heritage analysis”. In: *Environment and Electrical Engineering and 2017 IEEE Industrial and Commercial Power Systems Europe (EEEIC/I&CPS Europe), 2017 IEEE International Conference on*. IEEE. 2017, pp. 1–6.
- [2] Franco Casali. “X-ray and neutron digital radiography and computed tomography for cultural heritage”. In: *Physical techniques in the study of art, archaeology and cultural heritage*. Vol. 1. Elsevier, 2006, pp. 41–123.
- [3] Robert Eisberg, Robert Resnick e Judith Brown. “Quantum physics of atoms, molecules, solids, nuclei, and particles”. In: *Physics Today* 39 (1986), p. 110.
- [4] RC Gonzales, RE Woods e SL Eddins. *Digital Image Processing Using Matlab, dalam Segmentation Using the watershed Transform*, ed. Horton, M.J. 2008.
- [5] Physik Instrumente. *M-038, M-521 and M-413.3 Datasheet*. Available online. 2009. URL: http://www.pi-usa.us/pdf/2009_PI_Precision_Micro_Positioning_Stage_Catalog.pdf.
- [6] KS Krane. “Detecting Nuclear Radiations”. In: *Krane, Kenneth S. Introductory Nuclear Physics*. John Wiley & Sons (1987).
- [7] Pietro Melli. *L’elaborazione digitale delle immagini. Metodi, tecnologie e applicazioni*. F. Angeli, 1990.
- [8] Maria Pia Morigi et al. “La Tomografia Computerizzata tridimensionale con raggi X: un nuovo strumento diagnostico per il patrimonio artistico e culturale”. In: *DISEGNARECON* 3.5 (2010), pp. 27–42.
- [9] MP Morigi et al. “Application of X-ray computed tomography to cultural heritage diagnostics”. In: *Applied Physics A* 100.3 (2010), pp. 653–661.
- [10] Maurizio Pelliccioni. *Fondamenti fisici della radioprotezione*. Pitagora, 1989.
- [11] Thermo Scientific. *PXS10 High-Resolution MicroFocus X-Ray Source 130 kV Datasheet*. 2011.
- [12] Varian Medical Systems. *PS2520D Datasheet*. Available online. URL: <https://www.yumpu.com/en/document/view/4411726/paxscan-2520d-cl-rev-b-paxscan-2020-pds-revisedqxd-varian>.