

Alma Mater Studiorum - Università di Bologna

---

Scuola di Scienze  
Corso di Laurea in Fisica

# **Tecniche di elaborazione di immagini tomografiche con raggi X finalizzate alla creazione di modelli virtuali 3D**

Relatore:  
Prof.ssa Maria Pia Morigi

Presentata da:  
Grazia Gentilini

Correlatore:  
Dott.ssa Rosa Brancaccio  
Dott.ssa Eva Peccenini

Sessione II  
Anno Accademico 2014/2015



Alla mia famiglia.



# Abstract

In questo elaborato sono state messe a confronto differenti procedure per la creazione di file in formato STL a partire da dati tomografici. Questo tipo di formato di dati è attualmente molto richiesto in quanto è adottato dalle stampanti 3D.

I tre software presi in analisi, nello specifico, sono: DEVIDE, un programma open source, compatibile sia con Windows che con Linux, sviluppato presso la Delft University of Technology, nei Paesi Bassi; Imagej, un programma informatico di elaborazione digitale delle immagini, accessibile a tutti, basato su Sun-Java e sviluppato dal National Institutes of Health negli Stati Uniti; e infine VGStudioMax, un software sviluppato in Germania dalla VolumeGraphics GmbH.

Un confronto diretto di questi software ha portato ad evidenziare i pregi ed i difetti d'ognuno di questi programmi, prendendo come criteri svariati fattori, tra cui la possibilità di scelta di uno o più soglie per i livelli di grigio, la velocità di esecuzione, il fatto che sia open-source o meno, ecc.

I risultati ottenuti tramite l'utilizzo di *slice* filtrate riguardanti una Cera Anatomica e un Feticcio Africano, sono stati molto soddisfacenti, in quanto hanno permesso la realizzazione di modelli virtuali 3D di entrambi i reperti nel formato richiesto.

# Indice

<b>Introduzione .....</b>	<b>1</b>
<b>Capitolo 1.....</b>	<b>2</b>
1.1 <i>Natura dei raggi X</i> .....	2
1.2 <i>Tubo a raggi X</i> .....	3
1.3 <i>Spettro di un tubo a raggi X</i> .....	5
1.4 <i>Interazione con la materia</i> .....	6
<b>Capitolo 2.....</b>	<b>11</b>
2.1 <i>Principi radiografici</i> .....	11
2.2 <i>Tomografia assiale computerizzata</i> .....	12
2.3 <i>Metodo di ricostruzione tomografico</i> .....	13
<b>Capitolo 3.....</b>	<b>17</b>
3.1 <i>Descrizione delle opere</i> .....	17
3.2 <i>Filtri</i> .....	20
- <i>Average (o filtro della media)</i> .....	21
- <i>Gaussiano</i> .....	22
- <i>Mediano</i> .....	22
- <i>Laplaciano</i> .....	23
- <i>Edge Search (ricerca del bordo)</i> .....	23
- <i>Focusing (messa a fuoco)</i> .....	23
- <i>Texture Analysis</i> .....	23
3.3 <i>Risultati</i> .....	25
<b>Capitolo 4.....</b>	<b>27</b>
4.1 <i>STL</i> .....	27
4.2 <i>Formato file</i> .....	28
4.3 <i>DEVIDE</i> .....	29
4.4 <i>Imagej</i> .....	34
4.5 <i>VGStudioMax</i> .....	36
<b>Conclusioni .....</b>	<b>39</b>
<b>Bibliografia e Sitografia.....</b>	<b>41</b>



# Introduzione

Lo scopo primario di questa tesi è quello di trovare una procedura veloce e semplice per convertire immagini tomografiche in un formato adatto per una stampante 3D, ottenendo pertanto un modello virtuale dell'oggetto tomografato, che può essere utilizzato anche per la creazione di repliche del reperto originale.

Gli oggetti tomografati presi in esame sono una scultura lignea Africana appartenente alla sezione "Africa" del Museo Nazionale Preistorico Etnografico Luigi Pigorini di Roma e una Cera Anatomica del Museo di Palazzo Poggi a Bologna.

La prima fase del lavoro si è focalizzata sull'elaborazione delle *slice* tomografiche, cercando, tramite opportuni filtri, di diminuire il più possibile il rumore presente nelle immagini, in modo tale da individuare con maggiore precisione i punti di separazione dei diversi materiali. Lo scopo è quindi quello di ottenere immagini più "pulite" da poter convertire nel formato richiesto.

La seconda fase invece si è incentrata sulla conversione dei dati tomografici nel formato STL adatto per la stampa in 3D.

La tesi è suddivisa in quattro capitoli.

Il primo capitolo consiste in una veloce descrizione dei raggi X, i quali sono fondamentali per la radiografia e la tomografia, tecniche diagnostiche che si basano principalmente sull'interazione di questi ultimi con la materia.

Nel secondo capitolo si espongono i concetti base della radiografia e del metodo di ricostruzione tomografico di cui vengono illustrati i passaggi principali.

Il terzo capitolo tratta invece dei filtri specifici usati in questo lavoro di tesi per eliminare il più possibile i vari tipi di rumore e "pulire" le immagini. Infine nel quarto capitolo vengono analizzati i vari programmi che sono serviti per la conversione delle immagini in un formato adatto alla stampa in 3D.

# Capitolo 1

In questo primo capitolo vengono riportati i principi base su cui si basano le tecniche radiografiche e tomografiche, quindi in particolare sono trattati i raggi X e le loro interazioni con la materia.

## 1.1 Natura dei raggi X

I raggi X sono per definizione radiazioni elettromagnetiche ionizzanti di lunghezza d'onda variabile approssimativamente tra  $10$  e  $10^{-3}$  nm, prodotte dall'urto di elettroni ad alta velocità con un bersaglio solido. A seconda della loro lunghezza d'onda prendono vari nomi: se essa è superiore a  $0.1$  nm sono detti "mollì", mentre se ne è inferiore sono detti "duri".

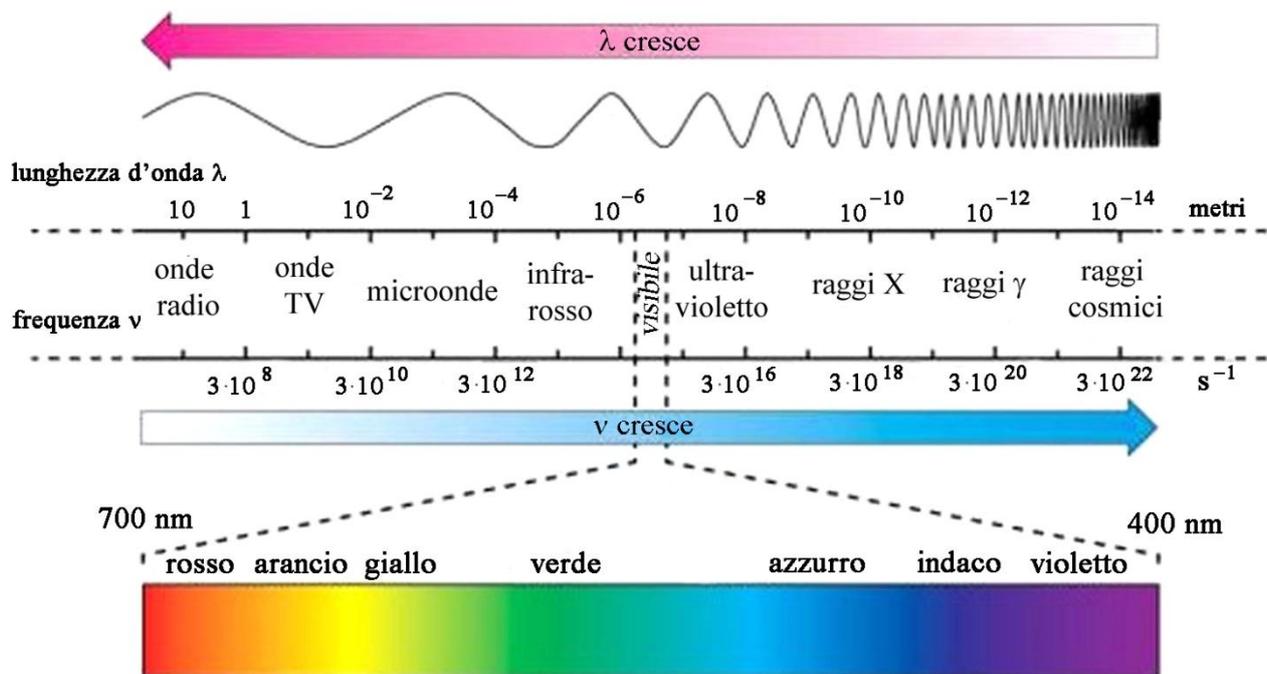


Figura 1.1: Spettro elettromagnetico

Grazie alla ridotta lunghezza d'onda e quindi alla notevole energia trasportata i raggi X sono uno strumento indispensabile e prezioso per indagare internamente un oggetto

o un corpo in maniera assolutamente non distruttiva. Per questa loro proprietà trovano quindi un'applicazione fondamentale sia per l'analisi in campo medico, sia per la diagnostica nel settore dei Beni Culturali e in campo industriale.

## 1.2 Tubo a raggi X

Le radiazioni X vengono prodotte tramite appositi apparecchi chiamati “tubi a raggi X” o anche “tubi radiogeni”.

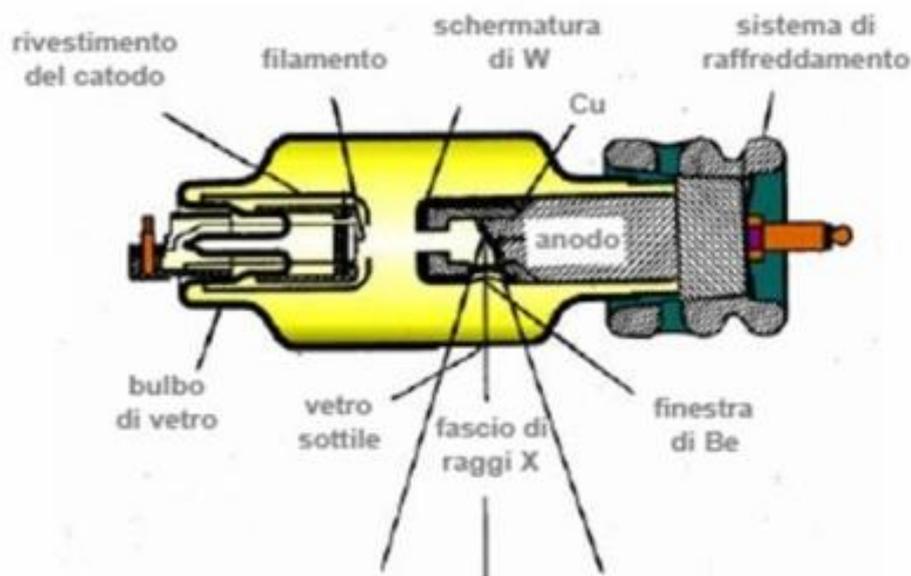


Figura 1.2: Schema di un tubo radiogeno

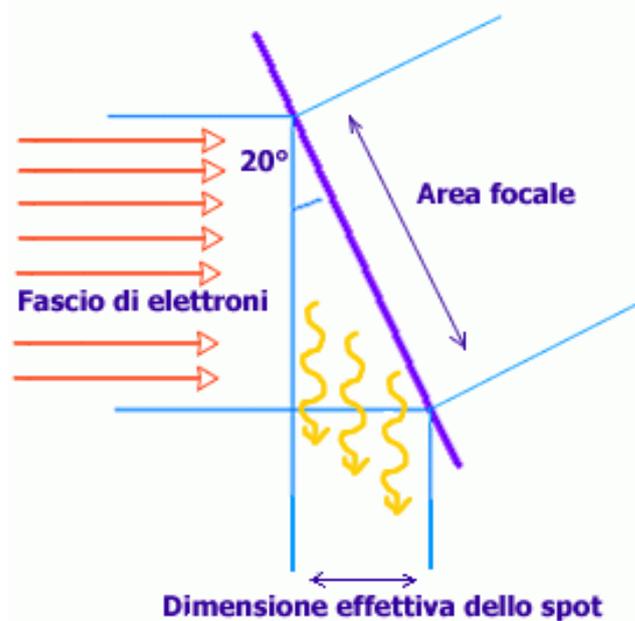
Questi sono composti da un'ampolla di vetro rivestita quasi interamente da un involucro di piombo all'interno del quale viene creato il vuoto spinto. L'emissione avviene solo da una piccola zona non schermata detta finestra. All'interno dell'ampolla si trovano un catodo ed un anodo ad alta tensione che rappresentano rispettivamente il polo negativo e positivo del tubo.

Il catodo è costituito da un filamento, tipicamente tungsteno, che grazie all'intensa corrente che lo attraversa viene riscaldato provocando così la fuoriuscita degli elettroni di conduzione per emissione termoionica.

Questi elettroni vengono poi accelerati verso l'anodo grazie all'alta differenza di potenziale presente tra anodo e catodo.

L'anodo situato al capo opposto dell'ampolla è costituito a sua volta da un disco di materiale pesante, fisso o ruotante, in modo tale da aumentare l'efficienza di produzione dei raggi X.

In generale solo il 5% dell'energia degli elettroni è disponibile per la produzione dei raggi X, il resto infatti viene convertita in calore e ciò può provocare il deterioramento o addirittura la fusione dell'anodo. Per questo motivo, soprattutto per la diagnostica in campo medico, vengono di solito utilizzati tubi con anodi rotanti in modo tale da distribuire il calore su un'area più estesa ed una massa più grande. L'area colpita viene generalmente chiamata target e non è perpendicolare al fascio incidente, ma bensì inclinata di un angolo di circa  $20^\circ$  in modo tale che gli elettroni interagiscano con un'area rettangolare relativamente grande, mentre i fotoni escono da un'area quadrata molto più piccola, detta macchia focale.



**Figura 1.3: Macchia focale di un tubo a raggi X**

Aumentando l'angolo di inclinazione, aumenta anche l'area focale, che determina l'intensità dei raggi X in uscita, ma aumentano di conseguenza anche le dimensioni della macchia focale che determina una perdita di risoluzione nell'immagine radiografica; per questo motivo è necessario giungere ad un compromesso riguardo a queste due grandezze.

### 1.3 Spettro di un tubo a raggi X

Il fascio di radiazioni emesse da un tubo a raggi X, chiamato più semplicemente spettro, è composto principalmente da due componenti fondamentali: la radiazione di frenamento e la radiazione caratteristica.

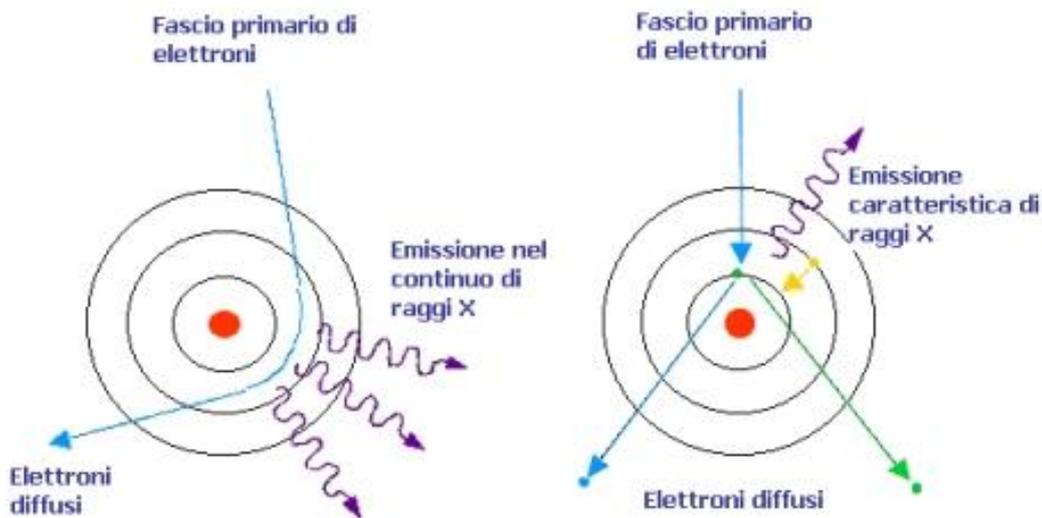


Figura 1.4: Rappresentazione schematica del processo di produzione dei raggi X

Queste radiazioni presentano diversa lunghezza d'onda e pertanto diversa frequenza. La prima è il risultato del processo di decelerazione che subisce un elettrone libero interagendo con il campo elettrico del nucleo di un atomo, con conseguente perdita di energia sotto forma di radiazione X. La radiazione di frenamento presenta uno spettro continuo che può variare da un minimo pari a 0 ad un massimo corrispondente all'energia cinetica delle particelle cariche che vanno ad interagire con il campo elettrico del nucleo dell'atomo.

Nel processo di emissione di radiazione caratteristica invece un elettrone libero in moto interagisce con uno degli elettroni più interni dell'atomo, causando la rimozione di quest'ultimo dal suo livello energetico, che viene subito occupato da un elettrone appartenente a un livello più esterno. In questo processo energetico vengono emessi fotoni d'energia pari alla differenza fra le energie di legame dei livelli coinvolti, andando così a formare uno spettro a righe caratteristico per ogni elemento.

In conclusione lo spettro di un tubo a raggi X è dato dalla somma dei due spettri citati sopra.

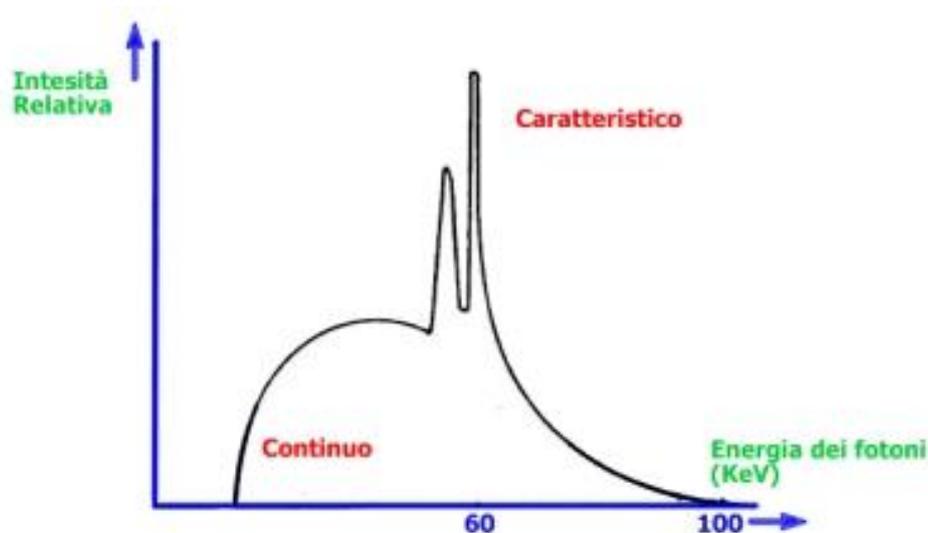


Figura 1.5: Spettro dei raggi X

La forma di questo spettro può essere opportunamente modificata tramite l'applicazione di filtri, costituiti da opportuni spessori di alluminio o di rame, che vengono posti di fronte alla finestra di uscita del tubo a raggi X.

Mediante il filtraggio infatti si può eliminare la parte meno energetica del fascio che non è utile per l'esame radiografico e tomografico in quanto viene assorbita dall'oggetto senza contribuire alla formazione dell'immagine. Questa procedura viene denominata "indurimento del fascio", in quanto determina un aumento dell'energia media del fascio policromatico di raggi X.

## 1.4 Interazione con la materia

Quando un fotone X penetra nella materia può interagire principalmente in tre diverse modalità: l'effetto Compton, l'effetto fotoelettrico e infine la produzione di coppie.

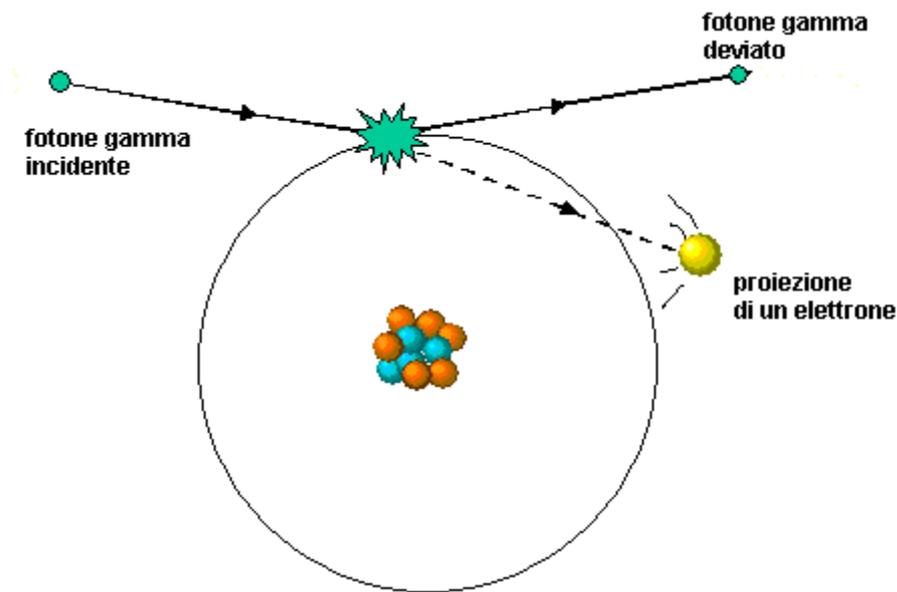
Il modo in cui avviene l'interazione dipende principalmente dal numero atomico degli atomi urtati, dall'energia dei fotoni e dalla natura del materiale.

Anche se le energie in gioco nell'applicazione tomografica, essendo relativamente basse, permettono di trascurare la produzione di coppie, tenendo in considerazione

pertanto solo l'effetto Compton e quello fotoelettrico, di seguito vengono comunque riportate le spiegazioni di tutti e tre questi fenomeni.

L'effetto Compton consiste nell'urto anelastico del fotone con un elettrone appartenente ad un orbitale esterno di un atomo del materiale attraversato.

In questa interazione il fotone viene diffuso in direzione diversa rispetto a quella d'incidenza, mentre l'elettrone viene messo in moto con una certa energia cinetica.



**Figura 1.6: Rappresentazione schematica dell'effetto Compton**

Il fotone cede parte della sua energia all'elettrone, per questo viene chiamato processo anelastico e poiché l'elettrone ed il fotone vengono considerati liberi ed indipendenti viene denominato anche processo incoerente.

Andando ad analizzare più nel dettaglio questo effetto, tramite le leggi di conservazione dell'energia e della quantità di moto, si può notare come l'energia finale del fotone ( $E_e$ ) è in relazione con quella iniziale e con l'angolo di diffusione ( $\theta$ ) tramite la legge:

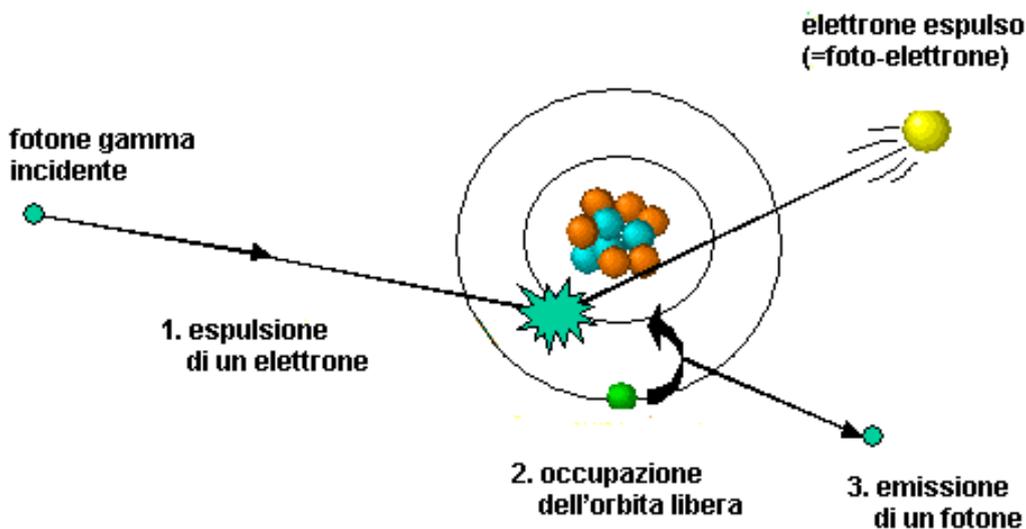
$$E_e = hv \left[ \frac{\gamma(1 - \cos \theta)}{1 + \gamma(1 - \cos \theta)} \right]$$

Alle basse energie la distribuzione angolare dei fotoni diffusi è abbastanza isotropa mentre con il crescere dell'energia i fotoni vengono deviati con angoli sempre più piccoli.

Pure l'angolo di emissione degli elettroni dipende dall'energia, ma a differenza dei fotoni quelli di rinculo sono sempre emessi ad angoli minori di 90°. Infine si può dire che la sezione d'urto, cioè una stima della probabilità di interazione tra fotone e materia, calcolata usando l'elettrodinamica è proporzionale al numero atomico (Z).

L'effetto fotoelettrico avviene quando un fotone di energia medio bassa interagisce con un elettrone fortemente legato di un atomo del materiale attraversato.

Nell'urto il fotone perde tutta la sua energia e viene assorbito con la conseguente emissione di un elettrone (fotoelettrone) con un'energia cinetica pari alla differenza tra l'energia del fotone e quella di legame dell'elettrone (energia minima affinché possa avvenire l'interazione). Gli atomi che subiscono questo effetto si riassistono in seguito grazie proprio all'emissione di raggi X.



**Figura 1.7: Rappresentazione schematica dell'effetto fotoelettrico**

Questo effetto è tanto più probabile quanto più l'elettrone è legato all'atomo, pertanto avviene più frequentemente con elettroni dell'orbita più interna che costituiscono circa l'80% di tutti i fotoelettroni emessi. Inoltre per ogni orbitale la probabilità aumenta quando l'energia del fotone è sufficiente a strappare l'elettrone dall'atomo.

La sezione d'urto di questa interazione è:

$$\sigma \propto Z^4(h\nu)^{-3.5}$$

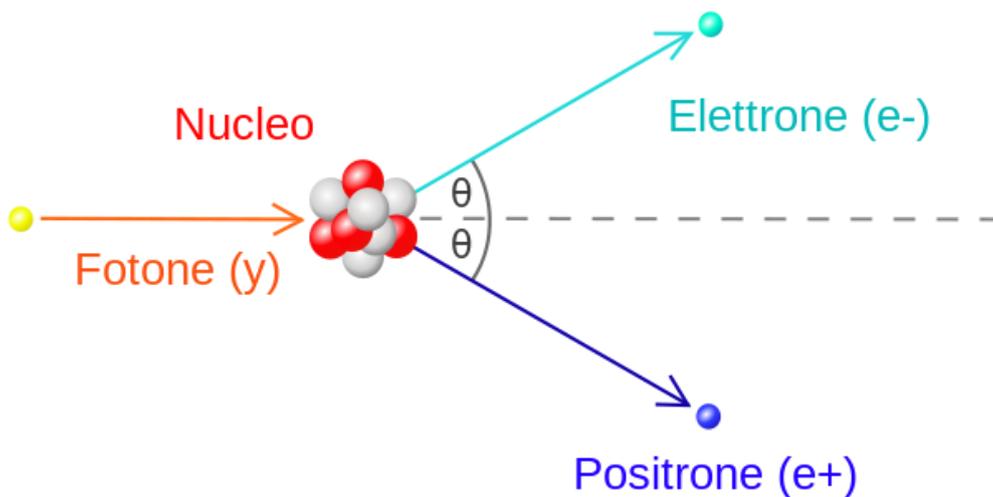
In corrispondenza dell'energia di soglia del processo per le differenti orbite si hanno delle discontinuità dell'andamento della sezione d'urto, che sono ricavabili tramite la legge di Moseley e risultano più evidenti per i materiali con numero atomico elevato:

$$E = 13.6 \frac{(Z - \sigma)^2}{n^2} \text{ eV}$$

dove  $n$  è il numero quantico principale e  $\sigma$  un numero che considera lo schermo creato dagli elettroni delle orbite più interne.

Vista la forte dipendenza della sezione d'urto dal numero atomico, l'effetto fotoelettrico gioca un ruolo importante nei materiali pesanti fino ad energie intorno a 0.5 MeV.

La produzione di coppie, infine, è un processo di assorbimento in cui un fotone scompare facendo materializzare un positrone (elettrone con carica positiva) ed un elettrone.



**Figura 1.8: Rappresentazione schematica della produzione di coppie**

Questo fenomeno può aver luogo, nel campo di un nucleo, soltanto quando l'energia è tale da sfuggire all'interazione con la nube elettronica ed arrivare in prossimità del nucleo dell'atomo bersaglio, in maniera da risentire della sua influenza. L'energia del fotone in questo processo viene in parte trasferita in massa di quiete della coppia e in parte trasformata in energia cinetica di queste due particelle. L'energia non si

distribuisce in parti uguali tra le due particelle, in quanto il positrone tende a riceverne un po' più dell'elettrone a causa della repulsione da parte del nucleo.

La sezione d'urto per questo processo è proporzionale al numero atomico elevato al quadrato.

Infine si può dire che la sezione d'urto totale relativa all'interazione tra raggi X e materia si può ottenere con la somma delle tre diverse sezioni d'urto trattate qui sopra.

# Capitolo 2

La tecnica tomografica consiste nell'acquisizione di più radiografie a vari angoli dell'oggetto investigato e nella loro successiva elaborazione mediante algoritmi matematici che permettono la ricostruzione di sezioni trasversali dell'oggetto (le cosiddette *slice*). L'utilizzo di un software di *rendering* 3D permette poi la ricostruzione dell'intero volume, sul quale si possono operare tagli virtuali allo scopo di visualizzare meglio la struttura interna.

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

La radiografia è la tecnica più adatta per analizzare la struttura interna di un oggetto senza distruggerlo, ottenendo come risultato un'immagine bidimensionale determinata dal diverso assorbimento che il fascio di raggi X nell'attraversare il materiale in esame.

Il fascio, infatti, dopo aver attraversato un oggetto omogeneo di spessore  $x$ , subisce un processo di assorbimento esponenziale che può essere rappresentato in termini di intensità mediante la formula:

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

dove  $I_0$  è l'intensità iniziale del fascio.

L'intensità trasmessa  $I$ , misurata dal rivelatore, dipende sia dallo spessore del materiale attraversato (indicato con la variabile  $x$ ), sia dal coefficiente di attenuazione del materiale (indicato con  $\mu$ ).

Nel caso in cui l'oggetto abbia uno spessore variabile e una composizione eterogenea, l'intensità del fascio uscente assumerà una distribuzione spaziale dipendente dallo stesso oggetto e pertanto la formula sarà modificata in questo modo:

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

Come si può notare è presente un integrale di linea e l'integrazione è fatta lungo la direzione del fascio, ottenendo pertanto informazioni sulla composizione dell'oggetto.

Se inoltre il fascio è policromatico, la formula cambia ulteriormente e si può osservare la dipendenza del coefficiente di attenuazione lineare nel punto  $x$  dall'energia:

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

L'immagine radiografica infine si ottiene proprio grazie all'interazione dei raggi X con la materia che determina variazioni locali di intensità nel fascio uscente dall'oggetto. Per avere un contrasto ottimale soltanto i raggi X che non hanno subito alcun tipo di interazione con l'oggetto dovrebbero raggiungere il rivelatore; infatti se i raggi X scatterati per effetto Compton raggiungono il rivelatore si osserva un peggioramento della qualità dell'immagine, poiché questi non provengono dalla sorgente in linea retta. Le informazioni sulla struttura interna dell'oggetto vengono poi ottenute dal rapporto tra i fotoni assorbiti e quelli trasmessi.

## 2.2 Tomografia assiale computerizzata

L'immagine radiografica, essendo una proiezione bidimensionale di un oggetto tridimensionale, non permette di dare un'interpretazione univoca sulla struttura dell'oggetto, in quanto più strati vengono a sovrapporsi in un'unica immagine.

Pertanto per poter ottenere informazioni sulla tridimensionalità dobbiamo radiografare l'oggetto da più angolazioni.

Questo è proprio il principio alla base del funzionamento della tomografia assiale computerizzata, meglio conosciuta come TAC.

Lo scopo della TAC è quello di ottenere informazioni riguardanti la composizione interna del campione sotto esame e valutarne così la struttura e la morfologia mediante rappresentazioni tridimensionali.

Questo metodo d'indagine non è invasivo e permette d'ottenere la ricostruzione di sezioni trasversali dell'oggetto in analisi, comunemente chiamate *slice*, combinando le informazioni di un rivelatore provenienti da diversi angoli di rotazione del sistema sorgente-rivelatore rispetto all'oggetto.

A differenza della tradizionale radiografia dove si utilizzavano lastre fotografiche, con la tomografia le immagini ottenute sono sotto forma d'array di numeri in modo tale da agevolare la memorizzazione e l'elaborazione dei dati.

## 2.3 Metodo di ricostruzione tomografico

Terminata la scansione tomografica, inizia la fase di 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.

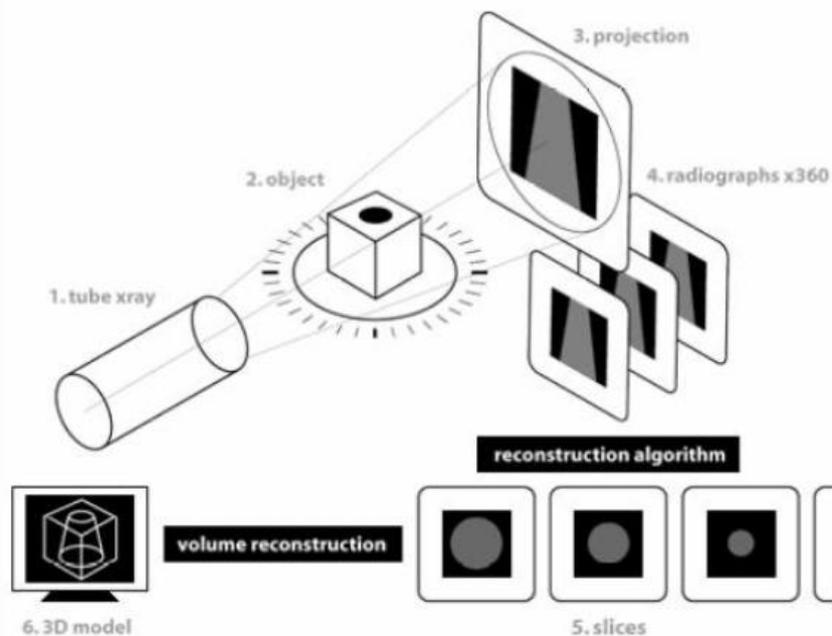
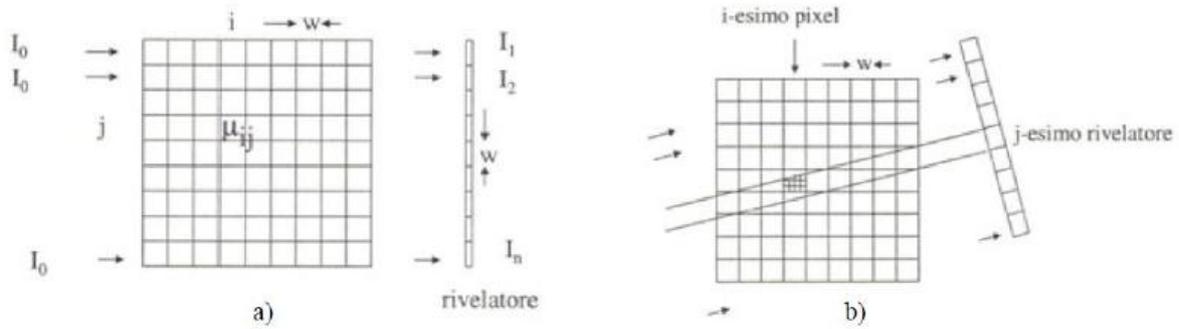


Figura 2.1: Step della tomografia

Per semplificare la descrizione del metodo di ricostruzione si prende in analisi un caso ideale in cui un fascio di raggi X, supposti paralleli tra loro, attraversa un singolo piano dell'oggetto giungendo infine ad un rivelatore formato da  $n$  elementi. Idealmente ogni *slice* viene suddivisa in una griglia di " $n \times n$ " pixel ciascuno con coefficiente di attenuazione " $\mu_y$ " e dimensione " $w \times w$ " pari a quelle di un singolo elemento che costituisce il rivelatore.



**Figura 2.2: a) condizione di perpendicolarità tra il fascio di raggi X e la slice divisa in pixel; b) condizione di non perpendicolarità tra il fascio di raggi X e la slice divisa in pixel**

L'intensità misurata da ogni elemento del rivelatore risulterà quindi essere:

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

con  $j = 1, 2, \dots, n$ ; ovvero:

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

la quale prende il nome di proiezione " $p_j$ " e risulta essere l'informazione di partenza da cui iniziare la ricostruzione dell'immagine.

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. In generale, adottando un sistema di coordinate  $(x, y)$  per i punti dell'oggetto e  $(r, s)$  per il percorso lineare dei raggi del fascio, 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 distribuzione dei coefficienti di attenuazione  $f(x, y)$  secondo la formula:

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

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  $n \times m$  ( $n$  pixels ed  $m$  proiezioni radiografiche) chiamata comunemente sinogramma, in quanto l'immagine ottenuta contiene una senoide per ogni particolare dell'oggetto e l'ampiezza dipende dalla distanza del particolare dal centro di rotazione dell'oggetto.

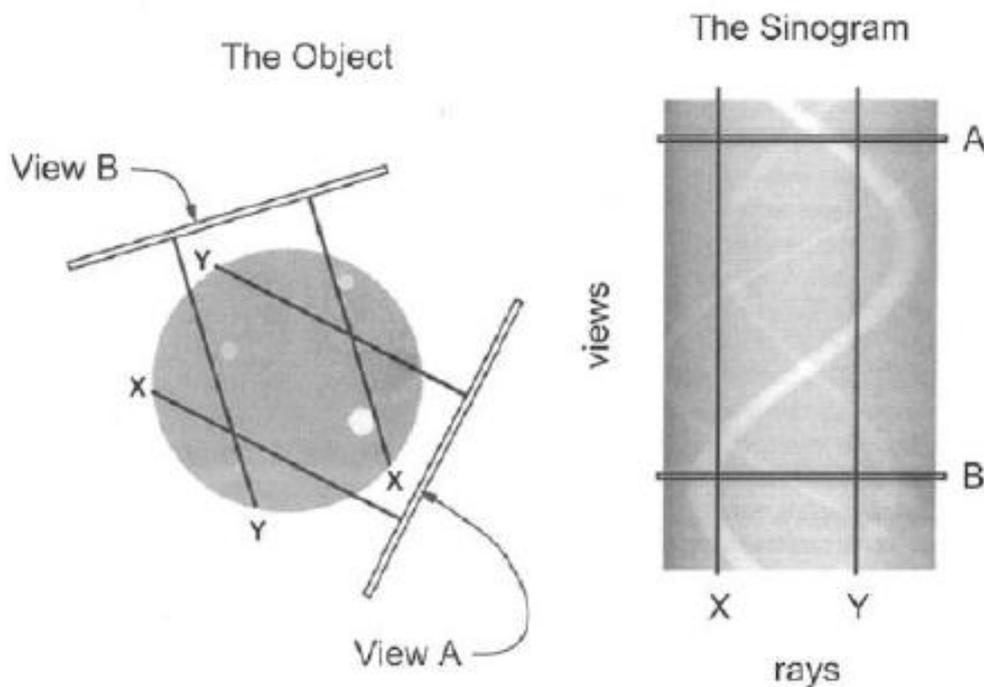


Figura 2.39: Esempio di sinogramma

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 ottenendo così la distribuzione dei coefficienti di attenuazione  $f(x,y)$  nei diversi angoli.

Otteniamo pertanto che la somma di tutte le proiezioni acquisite per ogni pixel è uguale alla distribuzione dei coefficienti di attenuazione secondo la formula:

$$\tilde{f}(x,y) = \sum_{j=1}^m p_j \Delta\theta$$

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 applicati direttamente all'immagine finale in modo da ridurre il più possibile il rumore presente in ogni *slice* acquisita.

# Capitolo 3

In questo capitolo viene trattata la prima parte del lavoro di tesi, ovvero l'elaborazione d'immagini e in particolare la segmentazione, e l'applicazione di filtri alle *slice* in modo tale da eliminare il più possibile i vari tipi di rumore.

## 3.1 Descrizione delle opere

Prima di parlare in modo dettagliato dei procedimenti alla base della segmentazione è opportuno descrivere brevemente le opere analizzate dando una breve spiegazione del perché è stato necessario applicare dei filtri alle *slice* ricostruite. La prima opera trattata è un Feticcio Africano ottocentesco del Museo Nazionale Preistorico Etnografico Luigi Pigorini di Roma, cioè una scultura lignea Africana rappresentante l'Arte Negra ed utilizzata per rituali magici.



**Figura 3.10: dettaglio della testa del Feticcio Africano**

**Figura 3.1: Feticcio Africano del bacino del Congo, XIX sec, Museo Nazionale Preistorico Etnografico "L. Pigorini", Roma**

La tomografia, e la successiva conversione dei dati in formato STL, è stata svolta al fine d'individuare eventuali instabilità ed elementi critici della scultura e per creare una cassa su misura adatta al trasferimento dell'opera al Metropolitan Museum di New York, per una mostra sull'Arte Negra.

Come si può osservare dalla foto quest'opera è alta circa un metro e mezzo ed è costituita principalmente da legno lavorato e chiodi, ma presenta anche un gonnellino di corda e paglia e una conchiglia incastonata nell'addome. La barba, realizzata con un materiale di composizione ignota che doveva essere modellabile in origine, costituiva per la sua apparente fragilità il principale quesito diagnostico dell'indagine tomografica, la quale ha rivelato invece che è saldamente ancorata al legno tramite alcuni lunghi perni metallici.

L'acquisizione dei dati è stata eseguita a differenti energie a seconda dalla quota, come mostra lo schema sottostante, in modo da ottenere il miglior contrasto nell'immagine tenendo conto della presenza di materiali eterogenei.

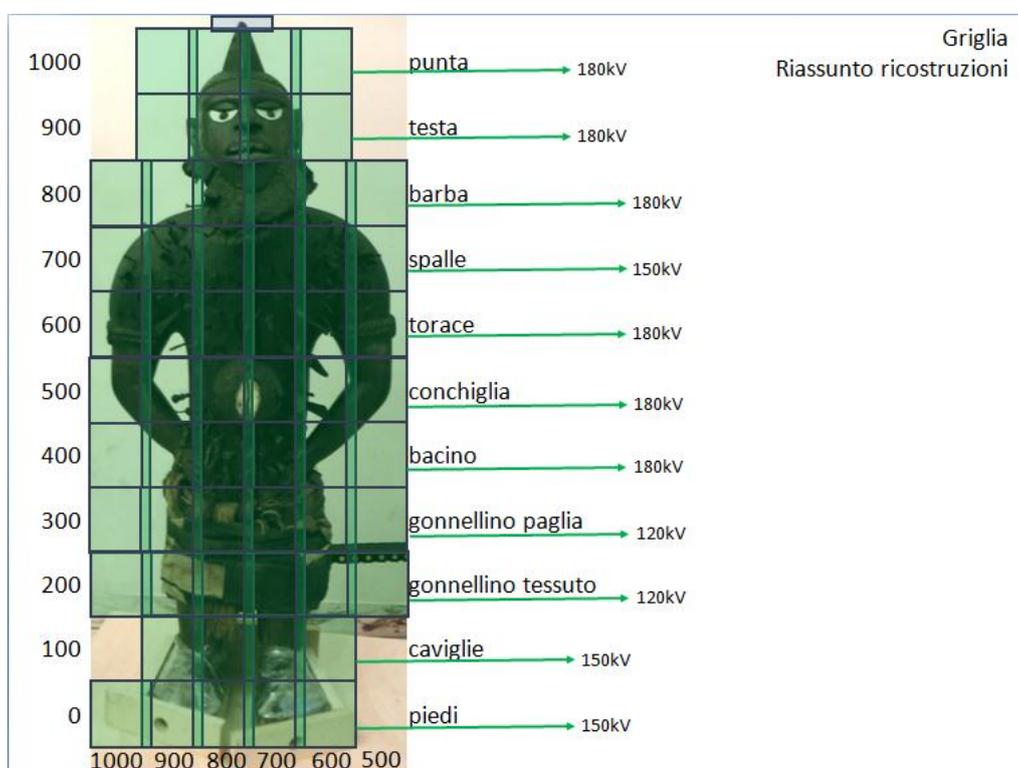


Figura 11.3: Griglia riassuntiva della ricostruzione

In questo primo caso sono stati applicati dei filtri ad alcune *slice*, principalmente quelle della testa e del busto, per diminuire il rumore provocato dai chiodi metallici

(comunemente noto come *metal artifacts*) ed ottenere pertanto un contorno più preciso della parte anteriore dell'opera.

La seconda opera analizzata è una Cera Anatomica proveniente dal Museo di Palazzo Poggi a Bologna.



**Figura 3.4: Cera anatomica, Anna Morandi Manzolini, XVIII sec, Palazzo Poggi, SMA Università di Bologna**

Il busto anatomico a grandezza naturale è costituito principalmente di cera modellata su vere ossa umane in modo da rappresentare il tessuto muscolare del corpo umano. La conversione dei dati in STL è stata svolta, in questo caso, al fine di separare le

ossa del cranio dalla cera in modo da poterlo utilizzare per ricostruire il volto del soggetto.

L'applicazione dei filtri in questo caso è stata necessaria per distinguere maggiormente i bordi dei due materiali in quanto nelle immagini tomografiche presentano livelli di grigio molto vicini.

## 3.2 Filtri

Per la segmentazione è stato utilizzato lo stesso software usato per la ricostruzione ovvero "PARREC", sviluppato dall' X-ray Imaging Group presso il Dipartimento di Fisica ed Astronomia dell'Università di Bologna e già in uso nei laboratori di Bologna.

Si tratta di un software di ricerca non commerciale, quindi è più "user-friendly" come programma interfaccia-utente (permette di lanciare le procedure ed intervenire in determinati modi), sia nella modifica di algoritmi che nella programmazione di nuove versioni. Questo programma permette d'applicare molti tipi differenti di filtri fornendo una *preview* dell'immagine ottenuta con l'applicazione del filtro stesso prima di lanciare l'elaborazione su tutte le immagini.

Come si è visto precedentemente ogni *slice*, ovvero l'immagine bidimensionale che rappresenta una sezione interna dell'oggetto, può essere descritta fisicamente da una matrice formata da  $n \times n$  pixel delle stesse dimensioni. Applicare dei filtri vuol dire andare ad applicare alcune operazioni su questa matrice, in modo tale da esaltare o attenuare alcune caratteristiche dell'immagine stessa.

I filtri possono essere di tipo locale o meno e si possono classificare a seconda del tipo di operazione che fanno (lineari o non lineari), degli effetti prodotti e del dominio (spaziale o frequenza).

I filtri locali sono generati da una notevole varietà di funzioni e sono solitamente usati per ridurre i fattori di degrado dell'immagine e per mettere in evidenza particolari d'interesse. Sono dei filtri di convoluzione discreta, ovvero filtri che operano una convoluzione tra l'immagine ed il filtro stesso, dove per convoluzione si intende una moltiplicazione tra matrici di numeri, al fine d'ottenere una terza matrice che rappresenti la *slice* filtrata. La prima matrice rappresenta la *slice* di partenza, la seconda invece, solitamente più piccola, viene chiamata *kernel* e viene traslata su tutta l'immagine in modo tale da calcolare per ogni posizione un singolo valore associato al pixel centrale, tramite una somma pesata dei pixel dell'immagine nel

sovrapporsi al *kernel* e i valori del *kernel* stesso (prima si moltiplica punto per punto, poi si sommano tutti questi risultati ed eventualmente si divide per un fattore di normalizzazione).

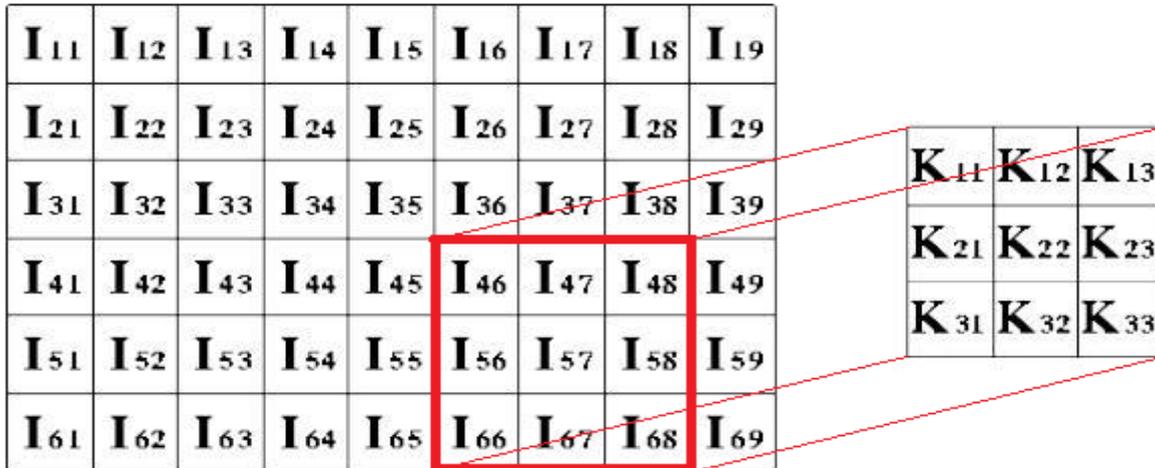


Figura 3.512: schema funzionamento filtri di convoluzione

$$O_{57} = I_{46}K_{11} + I_{47}K_{12} + I_{48}K_{13} + I_{56}K_{21} + I_{57}K_{22} + I_{58}K_{23} + I_{66}K_{31} + I_{67}K_{32} + I_{68}K_{33}$$

I filtri disponibili in questo programma che si avvalgono di questo metodo sono: l'Average, il Gaussiano, il Mediano, il Laplaciano, l'Edge Search e infine il Focusing.

- **Average (o filtro della media)**

Con questo filtro il nuovo valore del pixel è dato dalla media dei valori del suo intorno e pertanto il *kernel* è del tipo:

$$W_{medio} = \frac{1}{a * b} \begin{vmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{vmatrix}$$

dove a e b rappresentano le dimensioni del filtro (il numero dei pixel).

## - Gaussiano

Con questo filtro il nuovo valore del pixel è dato dalla media pesata dei valori del suo intorno e prende il nome di Gaussiano in quanto i pesi sono distribuiti secondo una funzione gaussiana.

Il *kernel* è del tipo:

$$W_{Gauss} = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-\frac{a^2+b^2}{2\sigma^2}}$$

dove  $\sigma$  rappresenta la deviazione standard Gaussiana.

## - Mediano

Il filtro mediano è un filtro non lineare dove ogni pixel viene rimpiazzato con il mediano rispetto ad un suo intorno, basandosi principalmente sul valore del livello di grigio.

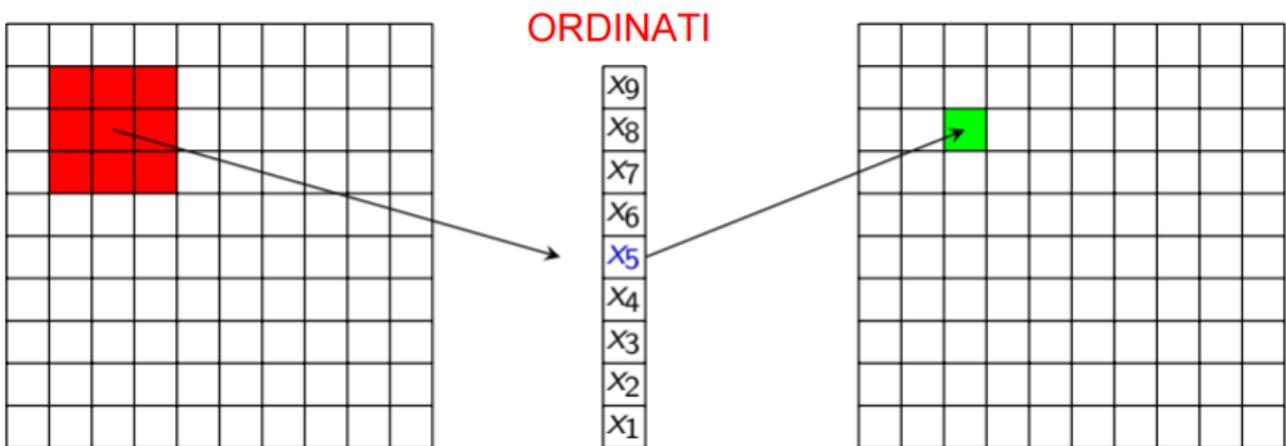


Figura 3.6: schema riassuntivo del funzionamento del filtro mediano

Con questo filtro in pratica i pixel del riquadro rosso vengono riordinati secondo il loro valore e viene scelto quello nella posizione centrale, cioè quello con il livello di grigio mediano, il quale verrà inserito nella posizione del pixel analizzato.

## - Laplaciano

Questo filtro si basa sull'applicazione della derivata seconda ed è isotropico cioè è invariante per rotazioni.

Il suo *kernel* è:

$$W_{Laplaciano} = \begin{vmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{vmatrix}$$

## - Edge Search (ricerca del bordo)

Questo filtro serve a incrementare il contrasto e a rendere più visibile i contorni di un'immagine in tutte le direzioni. Si basa principalmente su operatori di tipo gradiente sensibili alle direzioni verticali, orizzontali e persino diagonali.

## - Focusing (messa a fuoco)

L'obiettivo in questo caso è quello di rendere più evidenti i picchi e le increspature. Serve principalmente a migliorare la percezione dei dettagli aumentando il contrasto dell'immagine.

I *kernel* descritti finora sono di tipo standard ma è possibile cambiare, tramite il *box side*, la loro dimensione, andando pertanto a modificare le caratteristiche stesse dell'operazione.

## - Texture Analysis

Oltre ai filtri descritti fin ora PARREC si avvale anche della **Texture Analysis**, un filtro che si basa sui concetti di tonalità e di tessitura.

Per tonalità si intende la variazione di sfumatura del livello di grigio dei pixel che compongono l'immagine, mentre per tessitura si intende la distribuzione spaziale di questi livelli.

Questi due concetti sono strettamente legati tra loro essendo proprietà sempre presenti nell'immagine, anche se a volte si possono manifestare in proporzioni diverse: quando in una piccola porzione di immagine avvengono lievi variazioni tonali, la proprietà dominante in quell'area è il colore mentre, quando le variazioni sono ampie, domina la tessitura. Pertanto la tessitura mette in relazione il pixel con tutti quelli che lo circondano e non si limita solamente all'intorno.

Per descrivere questo filtro è importante introdurre il concetto di primitiva dell'immagine: un elemento visivo con certe proprietà invarianti che compare ripetutamente in differenti posizioni, deformazioni ed orientamenti spaziali all'interno di una data area nell'immagine. In questo tipo di studio le primitive possono essere pixel isolati o piccoli insiemi di pixel.

Una possibile primitiva potrebbe basarsi quindi o su una data regolarità geometrica o, più probabilmente, su un livello di grigio costante, ma si possono definire anche proprietà più elaborate, ad esempio legate alla forma.

Con questo filtro si assume che il contenuto informativo proprio della tessitura sia adeguatamente definito da un insieme di matrici descrittive l'intercorrelazione spaziale dei livelli di grigio, calcolate a varie angolazioni e a varie distanze tra coppie di pixel nell'immagine. Tutte le caratteristiche di tessitura deriveranno quindi da queste matrici comunemente chiamate matrici di co-occorrenza.

Le matrici disponibili in PARREC sono 9:

- TEXTURE\_ENERGY1\_L5E5\_E5L5
- TEXTURE\_ENERGY2\_L5S5\_S5L5
- TEXTURE\_ENERGY3\_L5R5\_E5R5
- TEXTURE\_ENERGY4\_E5E5
- TEXTURE\_ENERGY5\_E5S5\_S5E5
- TEXTURE\_ENERGY6\_E5R5\_R5E5
- TEXTURE\_ENERGY7\_S5S5
- TEXTURE\_ENERGY8\_S5R5\_R5S5
- TEXTURE\_ENERGY9\_R5R5

dove per L, E, S, R si intendono i seguenti vettori a 5 componenti:

- L5 [ 1 4 6 4 1 ]
- E5 [ -1 -2 0 2 1 ]
- S5 [ -1 0 2 0 -1 ]
- R5 [ 1 -4 6 -4 1 ]

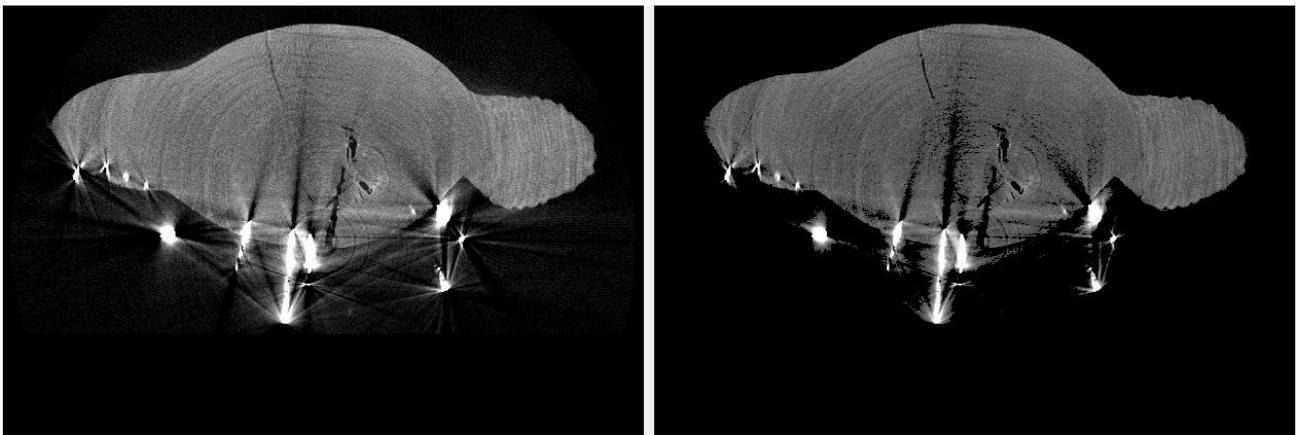
Alcune di queste matrici dipendono dall'energia, ovvero dalla misura del grado di omogeneità della tessitura.

### 3.3 Risultati

Per migliorare la qualità delle immagini tomografiche di entrambe le opere ho utilizzato una combinazione di molti di questi filtri a seconda della problematica che presentavano.

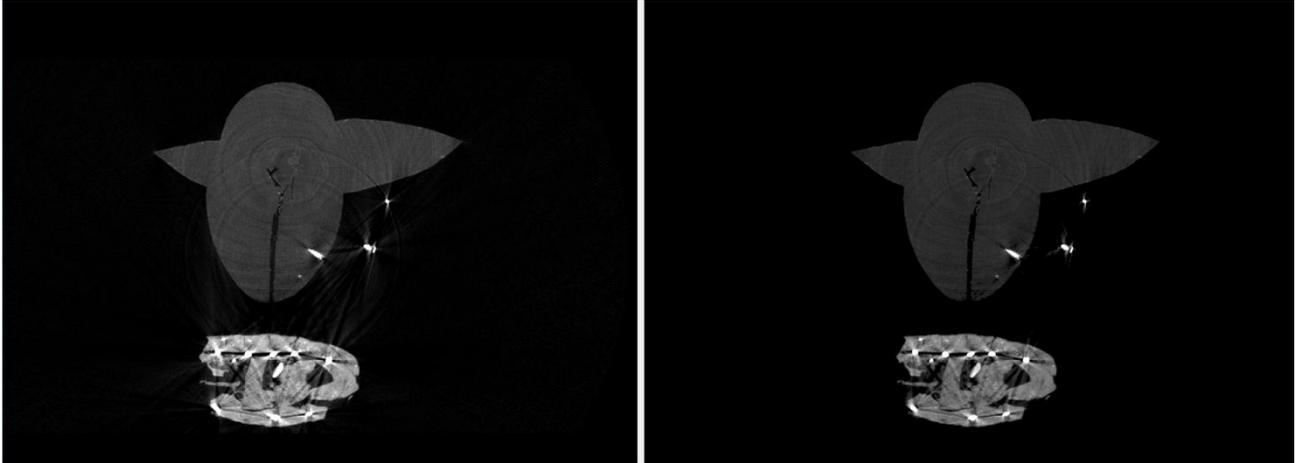
Ad esempio, per la Cera Anatomica sono stati utilizzati prevalentemente il filtro mediano e quello gaussiano, mentre per quanto riguarda il Feticcio sono stati applicati più filtri a seconda della posizione della *slice*.

Il disturbo creato dai chiodi metallici, nel busto, è diminuito anche se non totalmente grazie all'utilizzo del filtro Focusing e dell'Edge Search e il risultato ottenuto si può apprezzare confrontando le immagini in Fig. 3.7.



**Figura 3.7: confronto tra slice del busto del Feticcio; a sinistra la slice non filtrata, a destra il risultato ottenuto dopo l'applicazione dei filtri**

Per quanto riguarda la testa, invece, si è preferito utilizzare una combinazione di filtri di tipo Texture poiché era presente una componente della barba che altrimenti veniva persa.



**Figura 3.13: confronto tra slice della testa del Feticcio; a sinistra la slice non filtrata, a destra il risultato ottenuto dopo l'applicazione dei filtri**

L'applicazione di alcuni di questi filtri ha provocato però la perdita di alcune informazioni interne al Feticcio, perdita poco rilevante in questo lavoro in quanto l'obiettivo era quello d'ottenere delle *slice* con dei bordi abbastanza definiti in modo tale da procedere in seguito alla conversione in formato STL.

# Capitolo 4

In questo capitolo viene trattata la seconda parte di questo lavoro: la conversione dei dati in formato STL.

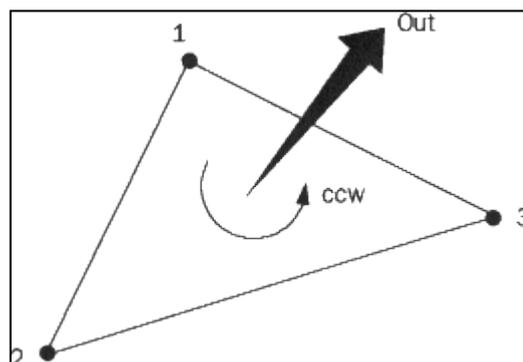
## 4.1 STL

Il formato STL, chiamato più propriamente “STereo Lithography interface format” o “Standard Triangulation Language”, è un formato di file, binario o ASCII, nato per i software di stereolitografia, dove per stereolitografia si intende una tecnica che permette di realizzare singoli oggetti tridimensionali partendo direttamente dai dati digitali elaborati dal software stesso.

Questo tipo di file viene utilizzato per descrivere la geometria della superficie di un modello 3D in quanto contiene tutte le informazioni geometriche senza però considerare alcuna attribuzione di colore o di texture.

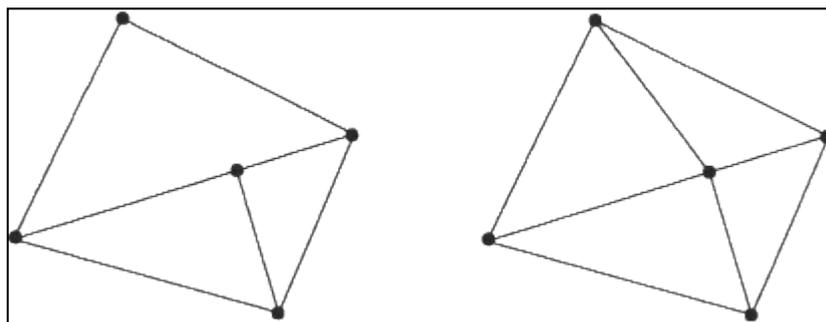
Un file STL rappresenta un solido la cui superficie è stata discretizzata in triangoli, ognuno dei quali viene descritto univocamente da tre vertici e da una normale, all'interno di un sistema di coordinate cartesiane del tipo  $(x,y,z)$ , per un totale di 12 valori memorizzati per ogni triangolo.

Per mezzo di queste coordinate è possibile individuare l'orientamento di ogni componente della superficie in due differenti modi: tramite la direzione della normale alla superficie (vettore di modulo unitario, positivo verso l'esterno) e tramite l'ordine in cui vengono elencati i vertici (senso antiorario guardando l'oggetto dall'esterno) applicando la regola della mano destra.



**Figura 4.14:** : Orientamento delle facce: è determinato dalla direzione della normale e dall'ordine in cui vengono scritti i vertici

Ogni triangolo deve condividere due vertici con ciascuno dei triangoli adiacenti; in altre parole, un vertice di un triangolo non può trovarsi sul lato di un altro.



**Figura 4.15: La regola vertex-to-vertex: la figura a sinistra mostra la violazione della regola, mentre quella a destra mostra la configurazione giusta.**

Il vantaggio di questo tipo di file è la semplicità dei dati, che sono molto facili da “processare”, ma, al contempo, la geometria che si ricava è approssimata e a volte ridondante, infatti è possibile che lo stesso vertice sia ripetuto più volte.

## **4.2 Formato file**

Le *slice*, ottenute dalla ricostruzione e dal successivo filtraggio, sono dei file in formato SDT, “Smart Draw Template”, ossia un tipo di immagini ad alta qualità.

La conversione di questi dati nel tipo STL non avviene in maniera diretta, ma bensì viene mediata da un altro formato, le DICOM.

Quest’ultimo, chiamato in modo esteso “Digital Imaging and COmmunications in Medicine”, è uno standard che definisce i criteri per la comunicazione, la visualizzazione, l’archiviazione e la stampa di informazioni di tipo biomedico e tomografico, quali ad esempio le immagini radiografiche.

Lo standard DICOM è di tipo pubblico, nel senso che la sua definizione è accessibile a tutti, pertanto la sua diffusione è estremamente vantaggiosa perché consente una solida base di interscambio di informazioni tra apparecchiature differenti.

Si tratta in sostanza di un metodo per incapsulare i dati e per definire come questi debbano essere codificati o interpretati, senza definirvi alcun nuovo algoritmo di compressione. Questo tipo di file oltre all’immagine vera e propria include anche un “*Header*” con molteplici informazioni memorizzate al suo interno, per esempio: nome, tipo di scansione, posizione e dimensione dell’immagine ecc.

La conversione da SDT a DICOM viene eseguita tramite il programma VGStudioMax, un software sviluppato in Germania dalla VolumeGraphics GmbH. Questo software per il *rendering* 3D dei dati acquisiti tramite la Tomografia Computerizzata, consente di effettuare l'analisi dimensionale, strutturale e non distruttiva basata sulla mappa di voxel ricavata dalla tomografia. Riesce, inoltre, a gestire un'elevata quantità di dati e consente d'elaborare ed esportare le mappe di voxel in altri formati quali nuvole di punti e mesh di superfici.

### 4.3 DEVIDE

Il primo programma utilizzato per ottenere i file STL è DEVIDE, “Dataflow application builder for the rapid prototyping of medical visualization and image processing techniques”, un programma open-source, compatibile sia con Windows che con Linux, sviluppato dalla Delft University of Technology, di Netherlands.

È un costruttore di applicazione flusso di dati, basato su Python, che permette la prototipazione rapida di applicazioni di visualizzazione medica e di elaborazione delle immagini tramite programmazione visuale, ovvero collegando visivamente blocchi funzionali.

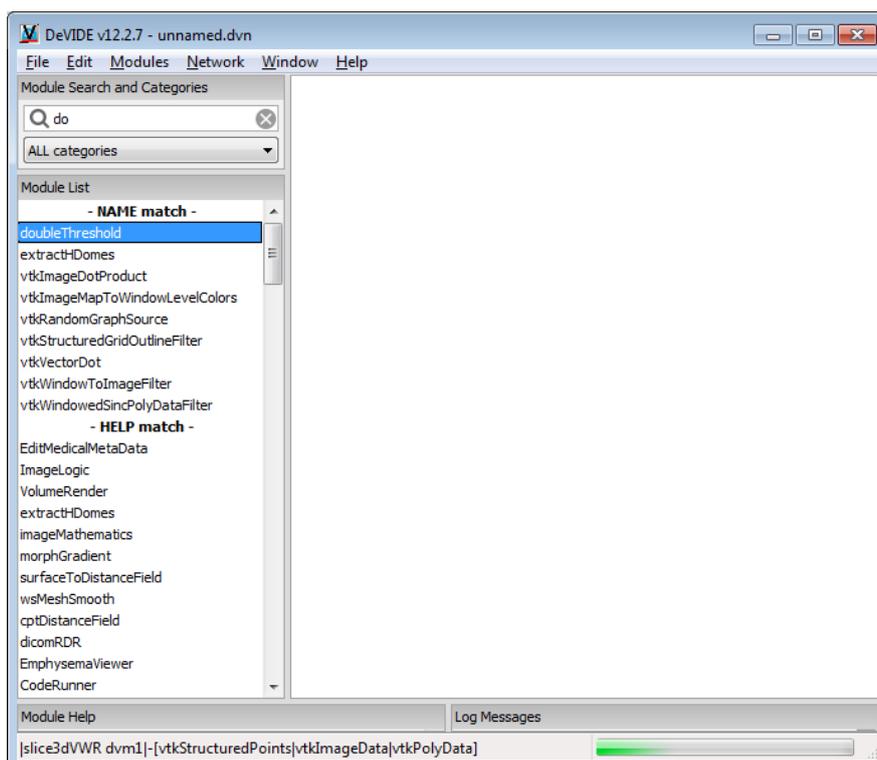


Figura 4.3: Immagine di DEVIDE

I blocchi funzionali si trovano tutti nella colonna a sinistra della cosiddetta tela e possono essere inseriti nella tela stessa e collegati l'uno all'altro tramite fili di connessione, modificabili o addirittura cancellabili in ogni momento della programmazione.

Per evitare di sovraccaricare il programma le *slice* sono state divise in pacchetti, in modo tale da elaborare meno immagini alla volta.

Il primo blocco funzionale, chiamato “*DICOMReader*”, rappresenta i dati di input, i quali vengono collegati tramite la prima uscita all'ingresso del blocco “*slice3dVWR*”: un sistema di visualizzazione che permette d'esaminare le *slice* in uno spazio tridimensionale (x,y,z) e che fornisce di default tutti gli strumenti per cambiare tipo di visualizzazione, punto d'osservazione, ecc.

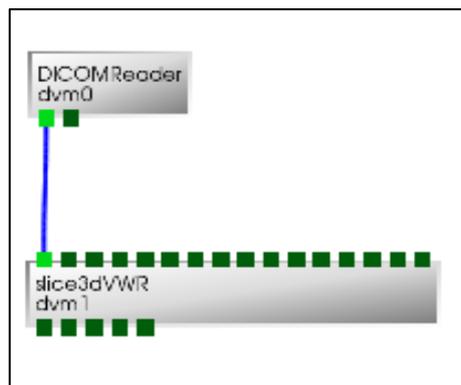


Figura 4.4: collegamento dei primi due blocchi funzionali

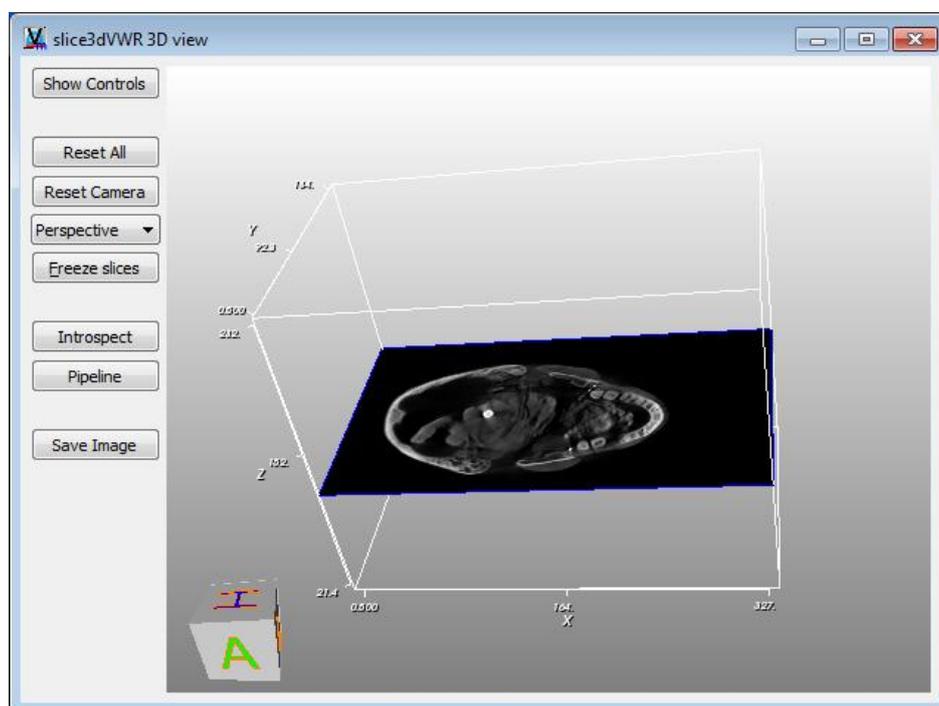


Figura 4.5: finestra blocco funzionale *slice3dVWR*

Il terzo blocco funzionale da inserire è il “*doubleThreshold*”, collegato come in figura.

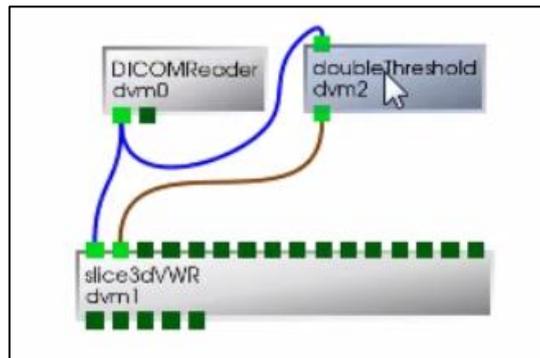


Figura 4.616: collegamento con il terzo blocco funzionale

Questo blocco permette d'applicare ai dati in input due soglie, una alta ed una bassa, che identificano il *range* dei livelli di grigio da considerare. In parole più semplici vengono selezionate tutte le componenti di ogni *slice* con un livello di grigio compreso tra i due valori indicati. Grazie al collegamento di questo terzo blocco con “*slice3dVWR*” è possibile visualizzare la parte selezionata in quanto il *range* di valori assume visivamente un colore verde.

La possibilità d'assegnare due valori è un fattore molto importante in quanto, nel caso della Cera Anatomica, permette di trascurare la cera e d'ottenere un file STL rappresentante solo le ossa.

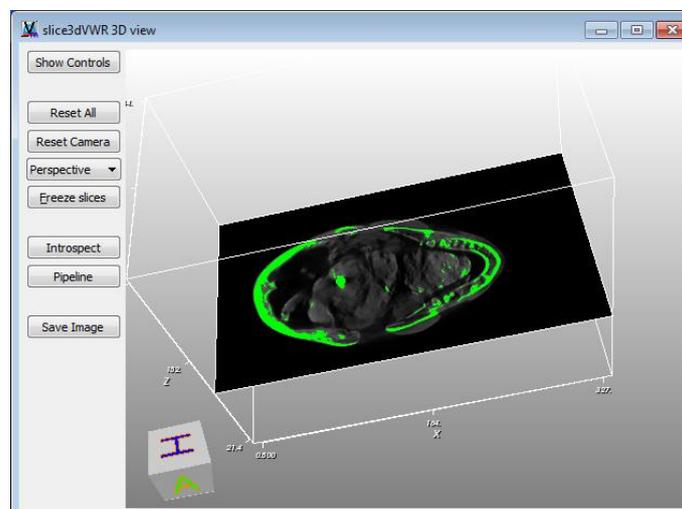
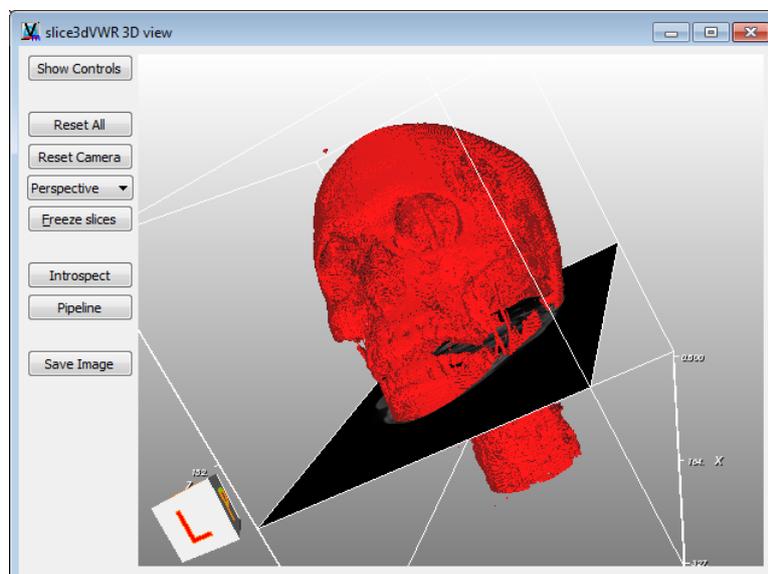


Figura 4.7: slice3dVWR, la zona colorata di verde rappresenta il range di livelli di grigio considerati

Il quarto blocco è il “*closing*”: un funzionale che esegue la chiusura morfologica in scala di grigi dell’immagine di input. L’ingresso di questo blocco viene collegato all’uscita del “*doubleThreshold*”, e la sua uscita alla seconda entrata del “*slice3dVWR*”.

Una volta eseguiti questi passaggi, è possibile finalmente estrarre i dati del volume dall’isosuperficie (ISO): superficie tridimensionale che rappresenta i punti di valore costante all’interno di un volume di spazio; in altre parole, un insieme di valori di una funzione continua il cui dominio è lo spazio 3D. Questa operazione viene eseguita tramite il “*contour*”, inserendo un valore appropriato per l’ISO.

Connettendo questo blocco ad un ingresso del “*slice3dVWR*” viene visualizzata la superficie, la quale appare molto complessa in quanto costituita da un numero troppo elevato di triangoli (numero ricavabile tramite “*quickInfo*”).



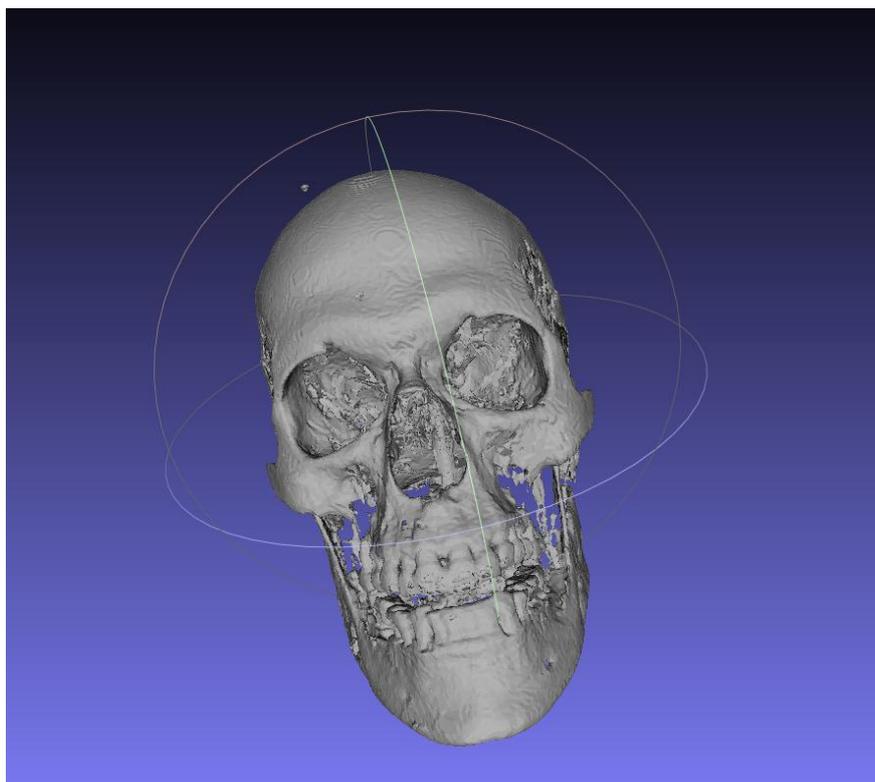
**Figura 4.8:** superficie ottenuta tramite l’applicazione del blocco funzionale *contour*

Per diminuire la complessità di questa superficie vengono applicati due blocchi: “*wsMeshSmooth*” e “*vtkQuadricDecimation*”.

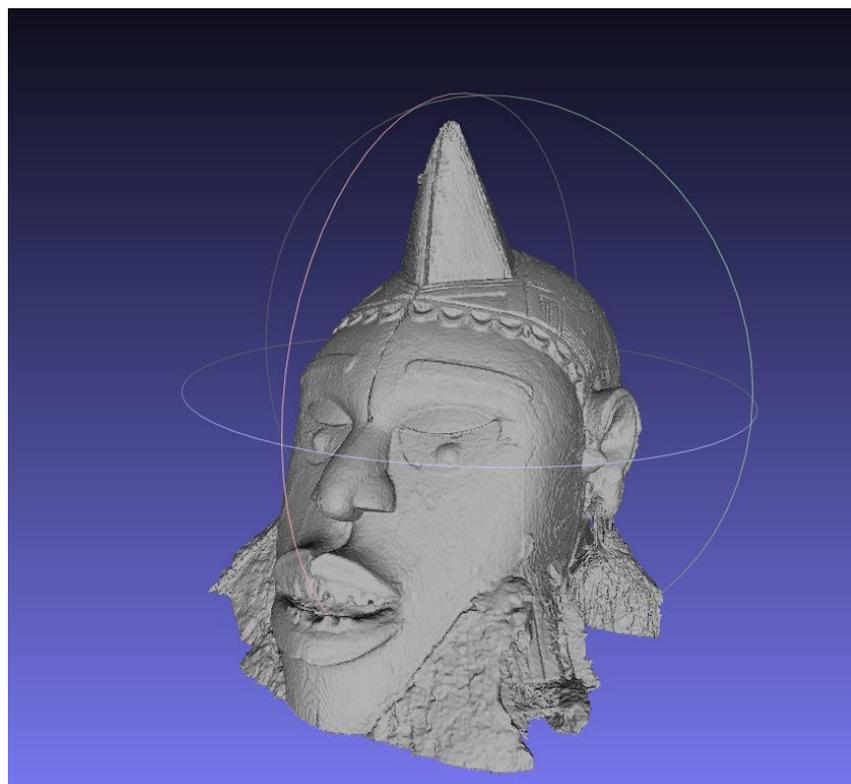
Il primo agisce sulla visualizzazione, andando ad applicare un filtro di *smoothing*, mentre il secondo agisce direttamente sui triangoli, diminuendone il numero fino al 90%.

I dati così ottenuti vengono esportati tramite la funzione “*strWRT*” nel formato richiesto e sono visualizzati tramite MeshLab, un software gratuito e open-source, sviluppato presso il Dipartimento di informatica dell’Università di Pisa da un gruppo

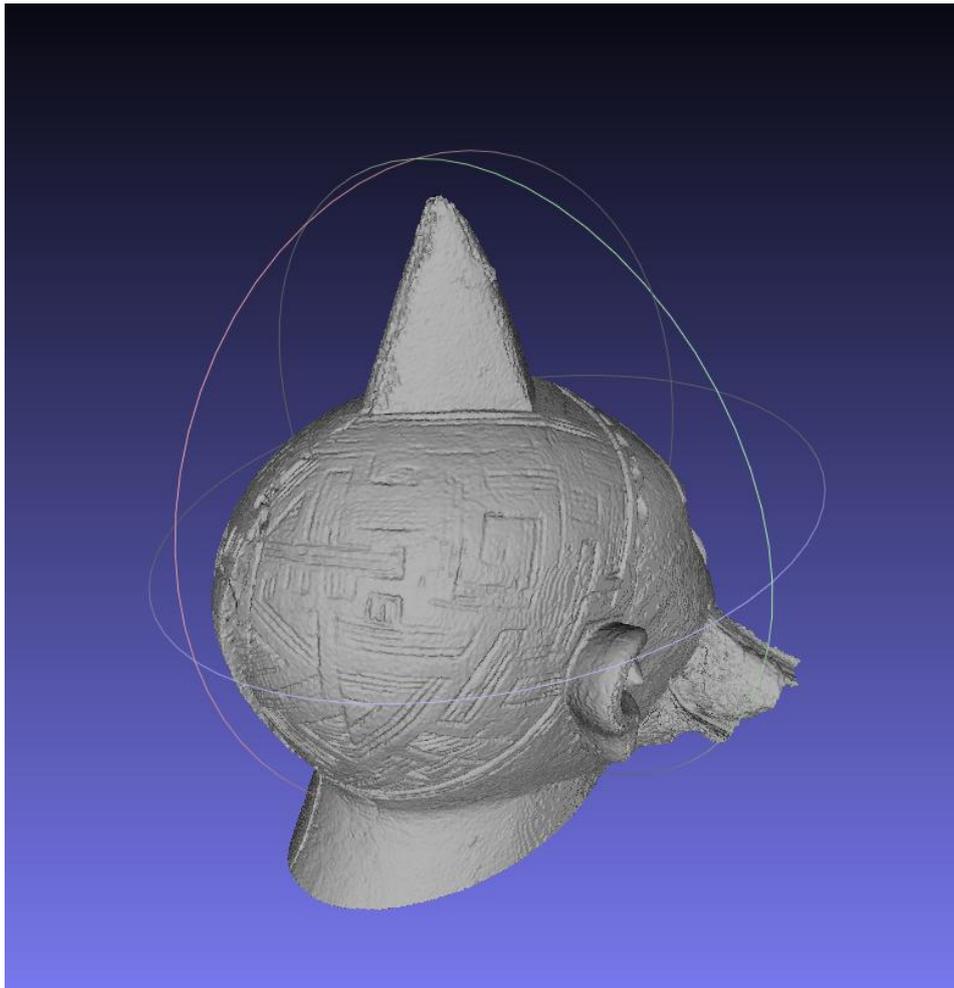
di studenti. Questo programma è capace di gestire questo tipo di dati ed è fornito di una serie di strumenti per l'*editing*, la pulizia ed il *rendering*.



**Figura 4.917: STL, visualizzato tramite MeshLab, del cranio della Cera anatomica**



**Figura 4.10: STL, visualizzato tramite MeshLab, della testa del Feticcio**



**Figura 4.18: STL, visualizzato tramite MeshLab, della testa del Feticcio, vista in un'altra prospettiva**

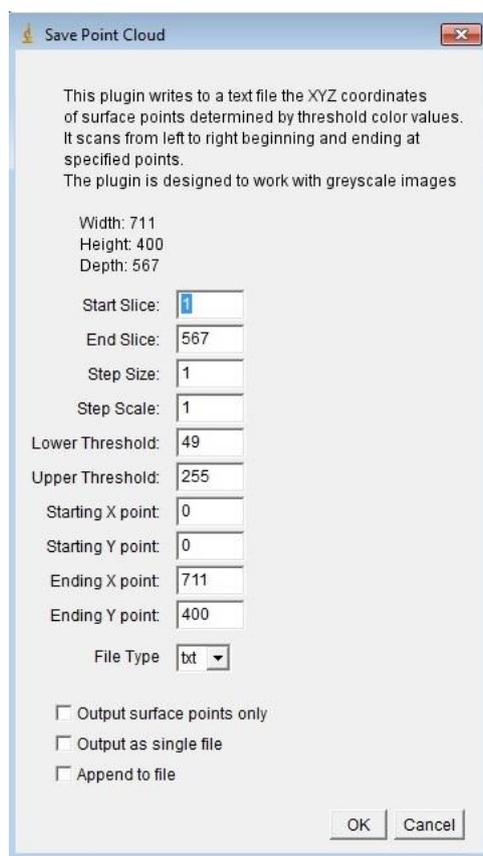
#### **4.4 Imagej**

Il secondo modo utilizzato per ottenere i file STL è attraverso un “*plugin*” di Imagej, un programma informatico di elaborazione digitale delle immagini, sviluppato dal National Institutes of Health degli Stati Uniti, accessibile a tutti e basato su Sun-Java. Questo programma è progettato con una *open architecture* che prevede la possibilità d’aver estensioni tramite “*plugins*”, disponibili ad hoc per l’acquisizione, l’analisi ed il *processing* delle immagini, che possono essere caricate come *stacks*, ovvero sequenze di immagini di una sezione cubica (formata da voxel con coordinate topografiche tridimensionali) memorizzate come un unico file.



**Figura 4.12: immagine di Imagej**

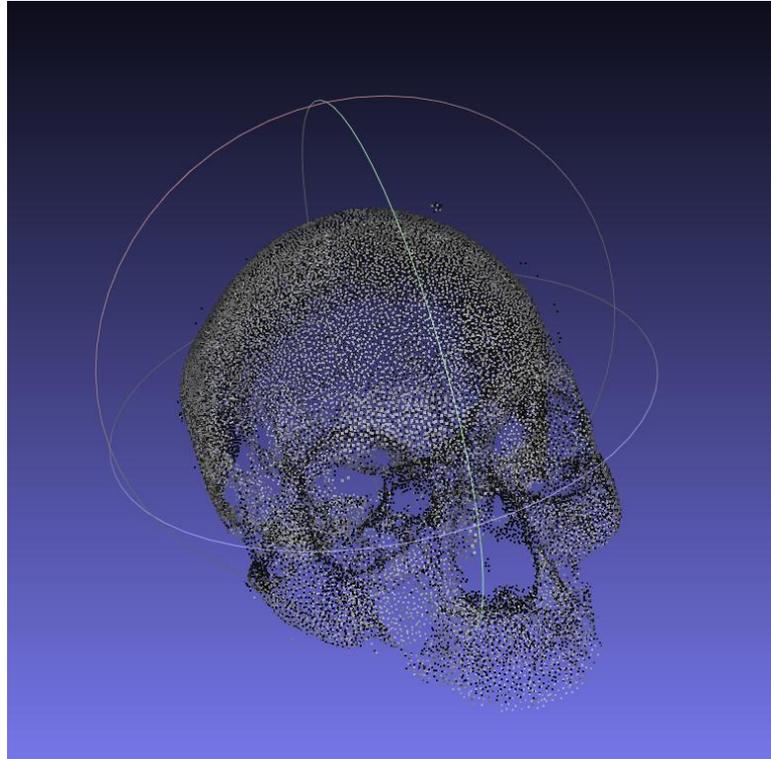
Dopo aver importato le DICOM, il “*plugins*” utilizzato per ottenere il formato richiesto è il *Point Cloud*, ideato da Jonathan B. Glass.



**Figura 4.13: *plugins Point Cloud***

Tramite questa procedura, le *slice* vengono scansionate dalla prima all’ultima e vengono selezionati i punti con un livello di grigio compreso tra il valore alto e quello basso inseriti nei rispettivi riquadri. Le coordinate di questi punti (x,y,z) vengono scritte su un file di testo di tipo TXT, ovvero una nuvola di punti, sopra la quale, tramite MeshLab, è possibile ricostruire la superficie.

Questa procedura è più elaborata rispetto al primo metodo in quanto prevede una maggiore familiarità di MeshLab, e inoltre in questo caso non è possibile usufruire di una *preview* dei dati, pertanto i valori dei livelli di grigio vanno identificati prima di aprire il *plugin Point Cloud*.



**Figura 4.14:** nuvola di punti, visualizzata tramite MeshLab, rappresentante alcuni dati della Cera anatomica, ottenuta tramite Imagej

## 4.5 VGStudioMax

Un altro metodo per ottenere il formato richiesto è tramite VGStudioMax.

Il vantaggio di questo metodo è il fatto di poter partire direttamente dalle *slice*, senza doverle convertire in DICOM in quanto il programma è in grado di gestirle direttamente.

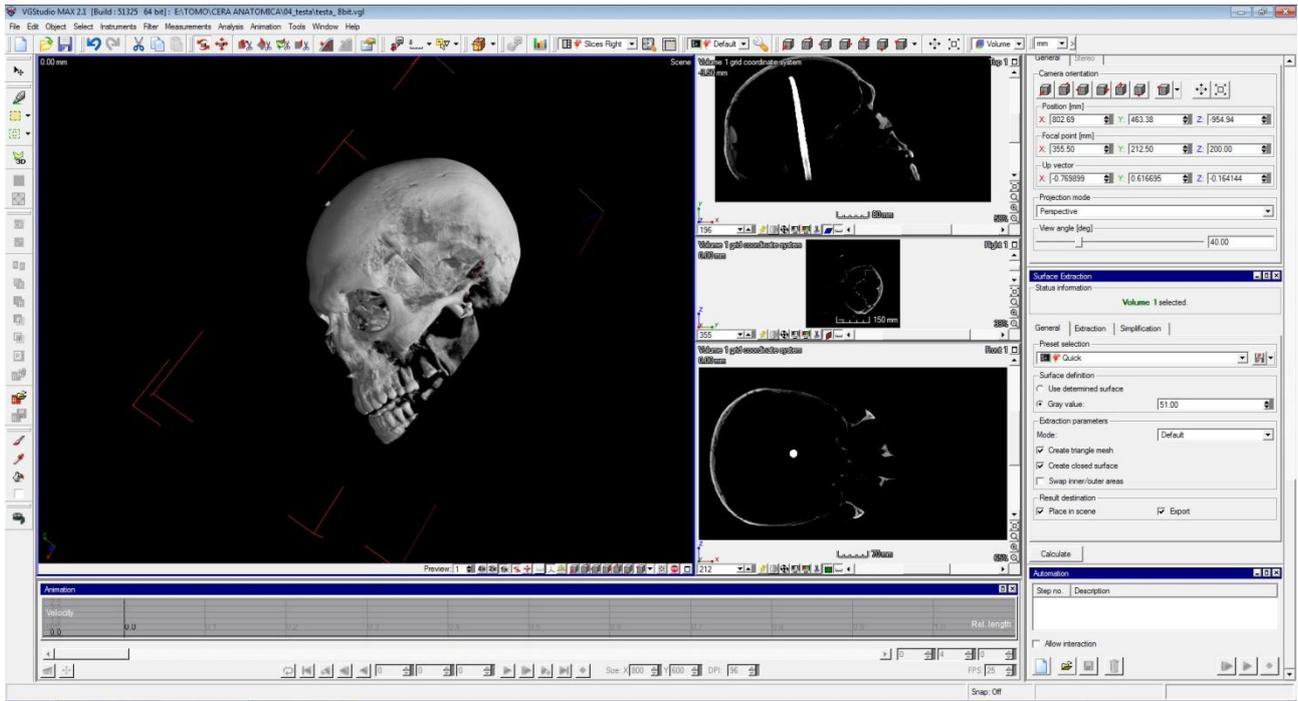
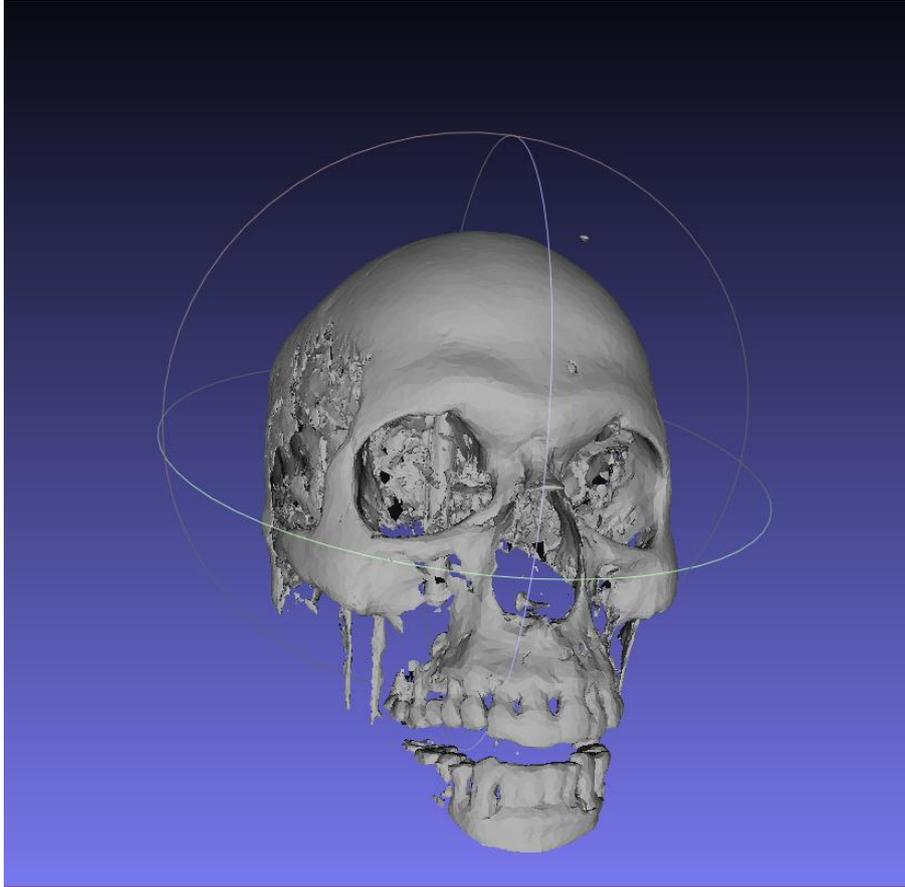


Figura 4.19: immagine rappresentante VGStudioMax

In questo caso per effettuare l'operazione richiesta ci si avvale dell'applicazione *Surface Extraction*, la quale si trova solitamente tra le finestre del programma. Questa applicazione permette d'estrarre un file in formato STL basato però su un *range* di valori di grigio non completamente scelto dall'utente, poiché è possibile inserire un unico valore corrispondente alla soglia bassa.

Questo metodo è più semplice e veloce rispetto agli altri, ma non si avvale né di una *preview*, infatti i livelli di grigio devono essere scelti tramite l'istogramma, nè del secondo valore di soglia, utile nei casi in cui si vogliono separare due materiali con livelli di grigio vicini.



**Figura 4.20: STL, visualizzata tramite MeshLab, rappresentante una parte del cranio della Cera anatomica, ottenuta tramite VGStudioMax**

# Conclusioni

Questo lavoro di tesi aveva lo scopo di individuare una procedura per convertire i dati tomografici in un formato compatibile con le nuove macchine di stampa 3D.

I risultati ottenuti tramite l'utilizzo di vari programmi sono stati buoni e hanno identificato tre metodologie diverse per raggiungere lo scopo prefissato.

Ognuna di queste metodologie ha dei pro e dei contro, ma non si può affermare quale sia la migliore in assoluto in quanto dipende dal problema in esame.

Software	Pro	Contro
DEVIDE	Questo programma è open-source e fornisce una <i>preview</i> dei valori di grigio considerati. Permette d'applicare due differenti soglie, quella alta e quella bassa, entrambe scelte dall'utente.	È molto lento quando vengono caricate un gran numero di DICOM
IMAGEJ	Questo programma è open-source ed è veloce anche con un gran numero di DICOM. Permette l'applicazione due differenti soglie, una alta e una bassa, entrambe scelte dall'utente.	Non fornisce una <i>preview</i> dei valori di grigio, i quali devono essere individuati prima di eseguire il " <i>plugin</i> ". I dati ottenuti sono in formato TXT e la superficie deve essere elaborata tramite MeshLab.
VGStudioMax	Lavora direttamente sulle slice in formato SDT, pertanto non ha bisogno delle DICOM. È molto veloce anche con un gran numero di dati.	È un software commerciale con un costo piuttosto elevato. Non fornisce una <i>preview</i> dei valori di grigio, i quali devono essere individuati precedentemente tramite l'istogramma. È possibile scegliere solamente la soglia bassa del livello di grigio, in quanto l'altra viene assunta di default dal programma stesso.

Per quanto riguarda i dati in esame posso affermare che il risultato migliore, per la Cera Anatomica, è stato ottenuto tramite Devide mentre, per il Feticcio si sono ottenuti risultati simili sia grazie a Devide che grazie a VGStudioMax.

Naturalmente la ricerca di una procedura adatta non finisce con questo lavoro in quanto i programmi da analizzare sono molteplici e ogni giorno ne vengono individuati di nuovi, sia open source che di tipo commerciale.

# Bibliografia e Sitografia

- [1] *X-Ray and neutron digital radiography and computed tomography for cultural heritage*, F. Casali Department of Physics University of Bologna (Italy)
- [2] Eisberg R. & Resnick R., *Quantum Physics of atoms, molecules, solids, nuclei and particles*, seconda ed., 1985, John Wiley & Sons Inc., New York.
- [3] R.C. Gonzales, R.E. Woods, *Digital image processing*, Prentice Hall, 2008
- [4] *The Handbook of Pattern Recognition and Computer Vision* (2nd Edition), by C.H. Chen, L.F. Pau, P.S.P. Wang (eds.), pp. 207-248, World Scientific Publishing Co., 1998
- [5] [http://www.fabbers.com/tech/STL\\_Format](http://www.fabbers.com/tech/STL_Format)
- [6] <https://www.wikipedia.org/wiki/DICOM>
- [7] <https://code.google.com/p/devide/wiki/HelpUsefulPatterns>
- [8] <http://www.wikipedia.org/wiki/ImageJ>
- [9] <http://imagej.nih.gov/ij/plugins/index.html#io>
- [10] <http://www.volumegraphics.com/en/products/vgstudio-max/wall-thickness-analysis/>