

ALMA MATER STUDIORUM – UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

Scuola di Scienze
Corso di Laurea in Fisica

STUDIO E APPLICAZIONI DI MODALITÀ
TOMOGRAFICHE CON LUCE DI
SINCROTRONE

Relatore:
Prof.ssa Maria Pia Morigi

Tesi di Laurea di:
Anna Festa

Sessione II
Anno Accademico 2014/2015

*“Per mio tormento e forse per mia gioia,
io dispongo le cose secondo le mie passioni”*

Pablo Picasso

INDICE

ABSTRACT.....	1
INTRODUZIONE.....	2
Capitolo 1 – I raggi X.....	3
1.1 La natura dei raggi X.....	3
1.2 Cenni storici.....	4
1.3 Lo spettro di un tubo a raggi X.....	5
1.4 Interazione dei raggi X con la materia.....	6
1.4.1 L'effetto fotoelettrico.....	7
1.4.2 L'effetto Compton.....	8
1.4.3 La produzione di coppie.....	9
1.4.4 La diffusione coerente.....	10
1.4.5 L'effetto fotonucleare.....	10
Capitolo 2 – La tecnica Tomografica.....	11
2.1 Principi radiografici.....	11
2.2 Tomografia computerizzata.....	12
2.3 Componenti di un sistema tomografico.....	18
2.3.1 Sorgente a raggi X.....	18
2.3.1.1 Tubo a raggi X.....	18
2.3.1.2 Luce di sincrotrone.....	22
2.3.1.2.1 Principali sincrotroni europei.....	23
2.3.2 Sistema di movimentazione del campione.....	23
2.3.3 Il rivelatore.....	24
2.3.3.1 CCD.....	24
2.3.3.2 Flat Panel.....	25
2.3.4 Il metodo di ricostruzione tomografico.....	25
Capitolo 3 – MicroCT mediante luce di sincrotrone.....	28
3.1 Micrografia in contrasto di fase.....	30
3.2 Imaging a rifrazione, diffusione e DEI.....	34
3.3 Mammografia.....	36
3.4 Radiazione di sincrotrone in studi paleontologici e paleontropologici.....	39
3.4.1 Effetto della monocromaticità dell'indurimento del fascio.....	46
3.4.2 Alta intensità del fascio e risoluzione spaziale.....	48
3.4.3 Coerenza parziale del fascio e imaging a contrasto di fase.....	49
3.4.3.1 Olotomografia.....	53
3.5 Limiti della MicroCT con radiazione di sincrotrone	54
3.5.1 Local Area Microtomografia.....	54

CONCLUSIONI.....	57
BIBLIOGRAFIA.....	59
APPENDICI:	
A: Sezione d'urto: definizioni e significato fisico.....	62
B: Trasformate di Fourier e convoluzioni.....	64
C: Dose: definizioni e valori caratteristici.....	65

ABSTRACT

Questo lavoro di tesi è incentrato sulla microtomografia con radiazione di sincrotrone, di cui vengono presentate le diverse modalità di acquisizione, mostrandone le potenzialità e mettendola a confronto con la microCT convenzionale. Le principali caratteristiche di un fascio di raggi X prodotto presso sorgenti di radiazione di sincrotrone sono le seguenti: la monocromaticità, che evita l'indurimento del fascio, la forte intensità, che permette una acquisizione dati rapida a risoluzione spaziale molto alta, con conseguente precisa mappatura delle strutture interne del campione, e l'alta coerenza, che porta ad ulteriori possibilità di imaging, come l'acquisizione in contrasto di fase. Grazie a queste caratteristiche la microCT con radiazione di sincrotrone rappresenta attualmente uno strumento di indagine di grande importanza in molteplici campi della ricerca, che vanno dalla scienza dei materiali, alla geologia, dal campo medico fino a quello dei Beni Culturali.

In particolare, in questa sede, vengono illustrate e discusse alcune applicazioni in campo medico (mammografia) e in campo paleontologico e paleoantropologico (studio della microstruttura di denti fossili e moderni per ottenere informazioni riguardo il ciclo vitale, l'invecchiamento, la crescita, il processo di dentizione, la dieta, e così via).

INTRODUZIONE

I raggi X sono usati come strumento di imaging diagnostico sin da quando W.K. Röntgen eseguì la famosa radiografia alla mano della moglie nel 1895. Da allora, vi è stato un enorme sviluppo nella tecnologia della rivelazione dei raggi X, nelle procedure di aumento del contrasto e nelle tecniche di posizionamento del paziente, talora abbinata a nuovi metodi di acquisizione ed elaborazione dei dati. Una svolta storica si ebbe con l'avvento della radiologia digitale, che ha aperto nuovi fronti di ricerca, tra cui l'elaborazione numerica delle immagini e la diagnosi assistita dal calcolatore, permettendo una più precisa registrazione dell'informazione, una maggiore flessibilità nel processo di visualizzazione e la possibilità di archiviare e trasmettere l'immagine a distanza avvalendosi delle moderne tecniche informatiche.

L'affermarsi della radiologia digitale in pratica coincide con lo sviluppo della Tomografia Assiale Computerizzata (TAC oppure Computed Tomography, CT), tecnica che permette di ottenere immagini tridimensionali processando centinaia di immagini planari acquisite a diverso angolo (proiezioni).

Negli ultimi 10-15 anni l'avvento di sorgenti di radiazione X ad alta intensità e con un buona coerenza spaziale e temporale ha permesso di introdurre tecniche radiografiche di fase. Esse sfruttano non l'assorbimento della radiazione, bensì lo sfasamento dell'onda che si crea all'interno dell'oggetto. Queste tecniche sono attualmente una prerogativa dei gruppi di ricerca che utilizzano la luce di sincrotrone.

In questo lavoro di tesi si tratterà la problematica dell'imaging radiografico a scopo medico, lo stato attuale dell'arte, le prospettive e le speranze future. Da circa quarant'anni sono note le potenzialità della tecnica radiografica denominata contrasto di fase e nel tempo numerosi studi hanno sottolineato la migliore qualità delle immagini ottenibili con questo regime rispetto a quelle convenzionali in assorbimento. I requisiti tecnici per il contrasto di fase però sono decisamente più elevati in confronto alle caratteristiche degli odierni tubi a raggi X: per questo motivo, radiografie in contrasto di fase possono essere eseguite al momento solamente nei laboratori di radiazione di sincrotrone, costruiti intorno a gigantesche strutture come i sincrotroni o gli anelli di accumulazione. Di conseguenza, la nuova tecnica resta ancora allo stadio di sperimentazione, non essendoci possibilità materiali di estendere la sua portata agli ospedali e ai centri d'indagine radiologica, principalmente a causa delle dimensioni e del costo delle tecnologie necessarie.

Il testo è organizzato come segue: nel primo capitolo si analizzeranno dal punto di vista fisico alcuni processi tramite cui la radiazione interagisce con la materia, in particolare quelli che determinano l'assorbimento della radiazione stessa e che quindi costituiscono la base delle tecniche radiografiche convenzionali. Nel secondo capitolo si svilupperà una panoramica sull'imaging radiografico da vari punti di vista: si focalizzerà l'attenzione sulle diverse modalità di produzione di raggi X.

Infine nel terzo capitolo saranno presentate in primo luogo le varie modalità tomografiche e le basi matematico-fisiche del contrasto di fase; si proseguirà con la descrizione di numerose applicazioni di radiazione di sincrotrone in ambito medico (un esempio è la mammografia) e in studi paleontologici, con confronti diretti, attraverso immagini, tra le diverse modalità.

Si concluderà il testo con le limitazioni nell'uso di radiazione da sincrotrone.

Da ultimo, nelle appendici sono presentati approfondimenti su alcuni concetti di cui si farà uso nel corso della trattazione (sezione d'urto, trasformata di Fourier, dosimetria).

Capitolo 1

I raggi X

Le tecniche radiografiche e tomografiche sono basate sul fenomeno fisico dell'interazione dei raggi X con la materia.

1.1 La natura dei raggi X

I raggi X sono radiazioni elettromagnetiche ionizzanti di lunghezza d'onda variabile approssimativamente tra 10 nm e 0.001 nm. A questo intervallo corrisponde quello delle frequenze, $3 \cdot 10^{16} \div 3 \cdot 10^{20}$ Hz e quello delle energie, da qualche decimo di KeV a migliaia di KeV (Fig. 1).

Questo vasto campo viene convenzionalmente suddiviso in due bande, la cui ampiezza non è internazionalmente definita, ma è comune parlare di raggi X *duri* o più semplicemente raggi *duri*, quelli compresi tra 10^{-3} nm e 10^{-1} nm e di raggi *molli*, quelli compresi tra 10^{-1} nm e 10 nm, incapaci di penetrare spessi strati di materiali e che quindi hanno poco valore in radiologia.

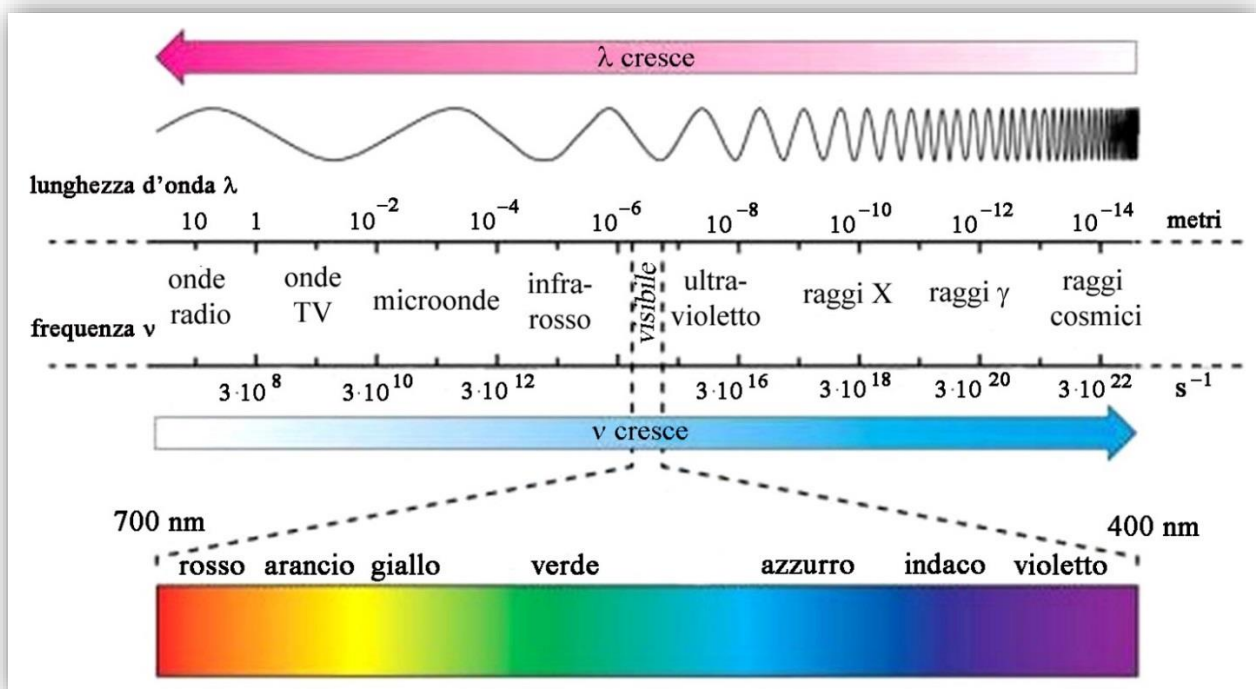


Figura 1- Lo spettro elettromagnetico

L'energia E di ogni fotone dei raggi X è proporzionale alla sua frequenza ν , ed è descritta dalla seguente espressione:

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

dove h è la costante di Planck, pari a $6.63 \times 10^{-34} J \cdot s$, c è la velocità della luce, pari a $3 \times 10^8 m/s$, e λ è la lunghezza d'onda del raggio X.

Vista la loro ridotta lunghezza d'onda e quindi la notevole energia trasportata, i raggi X hanno un potere di penetrazione molto elevato e rappresentano uno strumento indispensabile e prezioso per indagare internamente un oggetto o un corpo in maniera assolutamente non distruttiva, trovando quindi

applicazione sia per analisi in campo medico, sia per la diagnostica nel settore dei beni culturali e in campo industriale.

1.2 Cenni storici

La scoperta dei raggi X inizia con gli studi di William Crookes sugli effetti di scariche di energia in gas nobili. Per i suoi scopi costruì quello che adesso è chiamato un "tubo di Crookes" (Fig. 2) poi evolutosi in tubo radiogeno: un cilindro di vetro al cui interno è fatto il vuoto, contenente elettrodi per la produzione di correnti ad alta tensione. Durante i suoi studi Crookes notò che disponendo delle pellicole fotografiche vicino al tubo, alcune venivano esposte, ma non investigò ulteriormente questo aspetto.



Figura 2 - Tubo di Crookes

Nell'ultimo decennio del 1800 molti fisici studiarono o lavorarono con i raggi X, tra cui Hertz, Lenard, Tesla, Righi, Helmholtz, ma il patrocinio della scoperta va al fisico tedesco Wilhelm Konrad Röntgen.

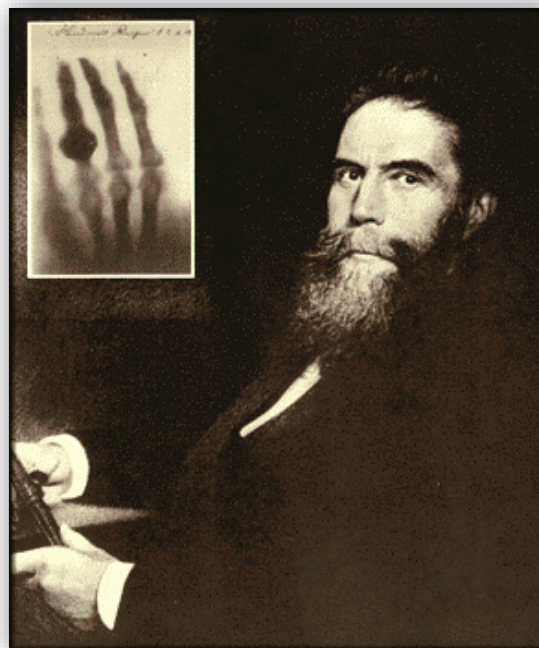


Figura 3 - Wilhelm Konrad Röntgen e la celebre mano radiografata di sua moglie

L'8 novembre 1895, Röntgen stava studiando le proprietà dei raggi catodici prodotti in un tubo detto di Hittorf-Crookes, per questo studio il fisico tedesco aveva avvolto il tubo con una carta scura. Mentre stava verificando se i raggi catodici prodotti all'interno fossero in grado di attraversare la carta scura si accorse di una debole luce emessa da uno schermo fluorescente posto a più di un metro di distanza. Röntgen si rese conto che l'emissione di luce non poteva essere provocata dai raggi catodici, poiché si sapeva già che essi erano in grado di percorrere solo pochi cm in aria. Röntgen capì correttamente che un nuovo tipo di radiazione era stato generato e il 28 dicembre 1895 pubblicò l'articolo *Über eine neue Art von Strahlen* (Trad. *Su un nuovo tipo di raggi*) in cui, poiché non ne conosceva esattamente la natura e i meccanismi di generazione, spiritosamente propone il nome di raggi X [1]. Per questa scoperta egli fu insignito del primo premio Nobel per la Fisica nel 1901. Alcuni colleghi, tra i quali Lenard, contestarono questo riconoscimento, affermando di aver scoperto prima di Röntgen i raggi X.

La scoperta di Röntgen ha segnato una tappa fondamentale nel progresso scientifico e una rivoluzione della scienza medica. Al campo della medicina appartiene infatti la prima applicazione dei raggi X, in quanto il fisico durante i suoi studi radiografò la mano della moglie. (Fig. 3)

Nel secolo successivo, la scoperta dei raggi X aprì le porte a molte applicazioni diverse, sia nel campo medico che nel campo industriale. L'uso dei raggi X per scopi medici fu iniziato da John Hall-Edwards a Birmingham, Inghilterra. Nel 1908 dovette farsi amputare il braccio sinistro a causa di una dermatite causata dai raggi X.

1.3 Lo spettro di un tubo a raggi X

Lo spettro, ovvero la distribuzione in energia dell'intensità della radiazione elettromagnetica emessa da un tubo a raggi X, ha due componenti:

- La radiazione continua di frenamento;
- La radiazione caratteristica.

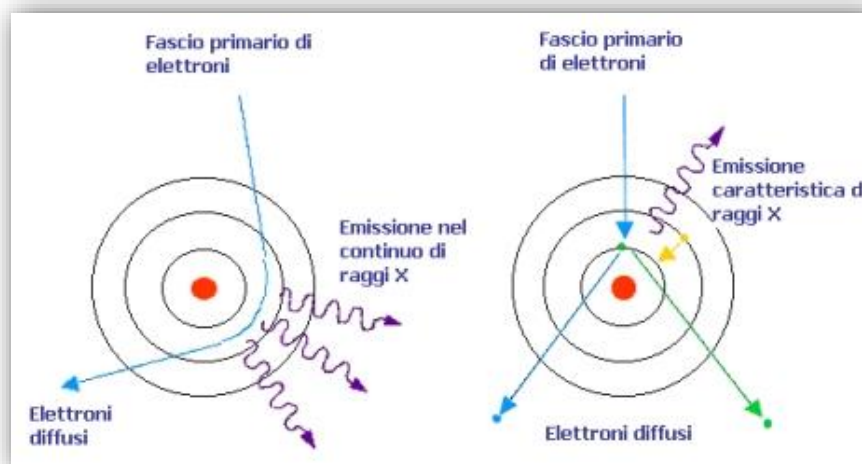


Figura 4 - Schema dei processi di produzione dei raggi X

La radiazione continua di frenamento, comunemente nota come "radiazione di *bremstrahlung*", viene emessa quando un elettrone libero in moto, interagendo con il campo elettrico del nucleo di un atomo, subisce una brusca decelerazione perdendo energia sotto forma di radiazione X.

Lo spettro energetico della radiazione emessa è di tipo continuo, poiché l'energia dei raggi X prodotti dipende dalla distanza dell'elettrone dal nucleo e può variare in maniera continua da 0 fino a un valore massimo uguale all'energia cinetica degli elettroni.

Quando invece un elettrone accelerato interagisce con uno degli elettroni più interni dell'atomo, quest'ultimo viene rimosso dal suo livello energetico, che viene successivamente occupato da un elettrone appartenente a un livello energetico superiore.

Nel processo di riassetto energetico sono emessi fotoni con energia pari alla differenza fra le energie di legame dei due livelli. In questo caso lo spettro è a righe ed è caratteristico per ogni elemento.

Lo spettro risultante di un tubo a raggi X è dato dalla sovrapposizione della componente continua e dello spettro a righe (Fig. 5).

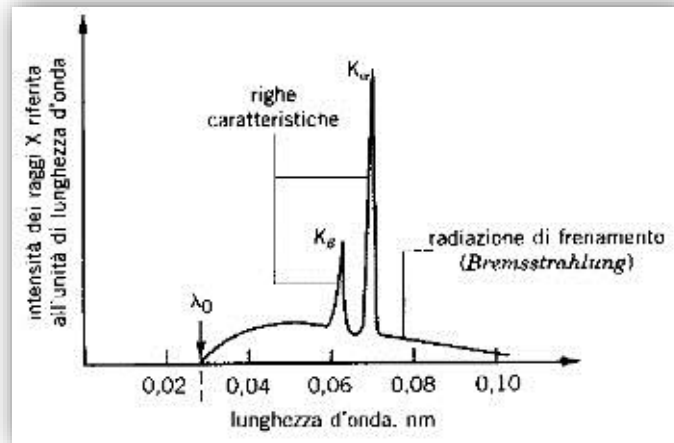


Figura 5 - Spettro dei raggi X

La forma dello spettro può essere eventualmente modificata utilizzando un filtro.

La filtrazione viene fatta per rimuovere la parte meno energetica del fascio che, in applicazioni mediche, darebbe solo dose al paziente senza contribuire alla formazione dell'immagine radiografica.

1.4 Interazione dei raggi X con la materia

I raggi X fanno parte della categoria di radiazioni indirettamente ionizzanti: nell'interazione con la materia cedono la loro energia a particelle cariche secondarie. Nell'attraversare uno spessore di materiale, vi è una probabilità che un singolo fotone del fascio venga assorbito, diminuendo così il numero (intensità) dei fotoni del fascio uscente. Esistono diversi tipi di interazione possibili: l'effetto fotoelettrico, l'effetto Compton, la creazione di coppie, la diffusione coerente (Rayleigh) e l'effetto fotonucleare.

La probabilità che avvenga un particolare tipo di interazione dipende dal numero atomico degli atomi urtati, dall'energia dei fotoni e dalla natura del materiale bersaglio (Fig. 6).

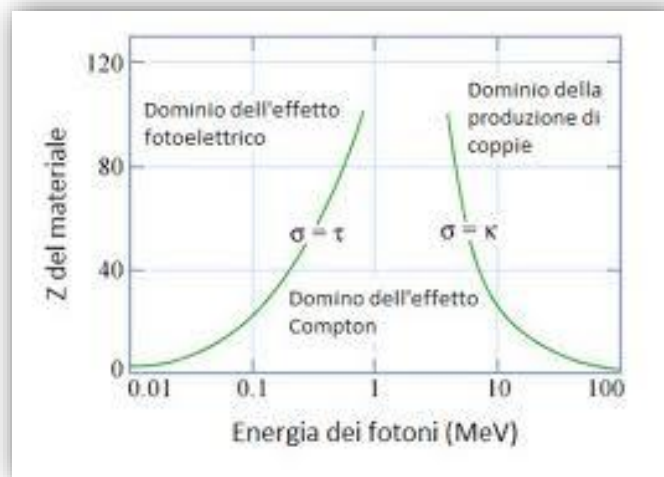


Figura 6 - Domini di predominanza degli effetti fotoelettrico, Compton e della produzione di coppie nell'interazione dei fotoni con la materia.

Una misura della probabilità di interazione tra i fotoni e gli atomi del materiale attraversato è data dalla sezione d'urto σ , una grandezza intrinseca del singolo processo, che può essere interpretata come l'area misurata attorno a una particella bersaglio all'interno della quale la presenza di una seconda particella genera fenomeni di interazione tra i due corpi [2].

La sezione d'urto totale è data dal contributo di tutti gli effetti:

$$\sigma_{tot} = \sigma_{p.e.} + \sigma_{incoh} + \sigma_{p.p.} + \sigma_{coherent} + \sigma_{nuc} \quad (1.2)$$

dove:

- $\sigma_{p.e.}$ è la sezione d'urto relativa all'effetto fotoelettrico;
- σ_{incoh} è la sezione d'urto relativa all'effetto Compton;
- $\sigma_{p.p.}$ è la sezione d'urto relativa alla produzione di coppie;
- $\sigma_{coherent}$ è la sezione d'urto relativa alla diffusione coerente;
- σ_{nuc} è la sezione d'urto relativa all'effetto fotonucleare.

1.4.1 L'effetto fotoelettrico

L'effetto fotoelettrico (Fig. 7) avviene quando un fotone di energia medio bassa interagisce con un elettrone delle orbite più interne 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 E_{e^-} pari alla differenza tra l'energia del fotone e quella di legame dell'elettrone E_b :

$$E_{e^-} = h\nu - E_b \quad (1.3)$$

L'energia di legame E_b , corrisponde all'energia minima affinché possa avvenire l'interazione.

Il buco creato nella shell più interna è riempito da un elettrone di una shell più esterna. Dal momento che l'elettrone del guscio esterno è in uno stato di energia superiore a quello interno, viene emessa una radiazione caratteristica. Così, l'effetto fotoelettrico produce uno ione positivo (l'atomo interessato manca di un elettrone per essere elettricamente neutro), un fotoelettrone, e un fotone di radiazione caratteristica. Questo effetto è stato spiegato per la prima volta da Albert Einstein nel 1905, per il quale ha ricevuto il Premio Nobel per la Fisica nel 1921.

La sezione d'urto relativa all'effetto fotoelettrico risulta essere $\sigma_{p.e.} \propto Z^4(h\nu)^{-3.5}$.

La probabilità di interazione fotoelettrica è nulla se l'energia del fotone è inferiore all'energia di legame dell'elettrone, ed è massima se l'energia del fotone è leggermente superiore all'energia di legame. La probabilità poi decresce all'aumentare dell'energia.

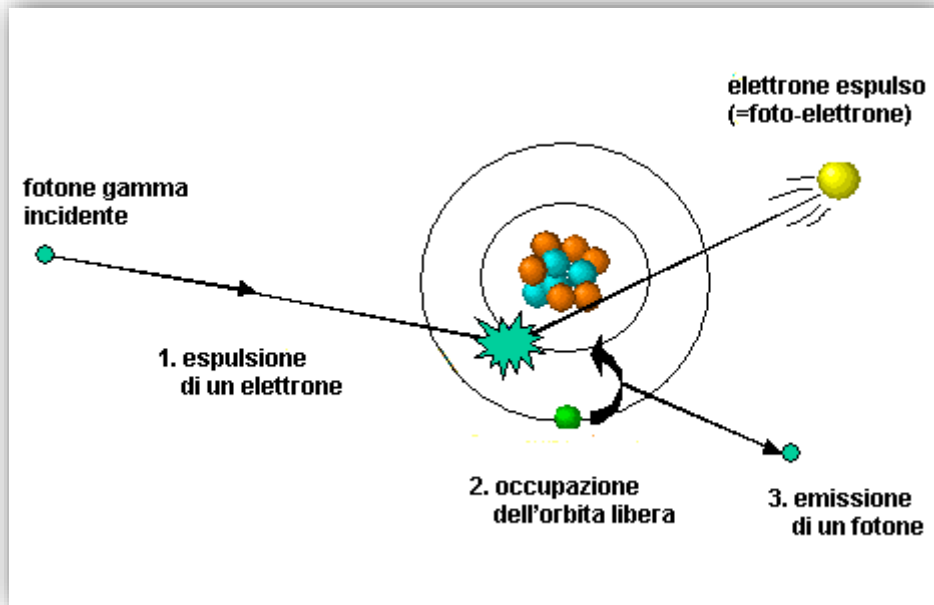


Figura 7 - Schema dell'effetto fotoelettrico

1.4.2 L'effetto Compton

Il secondo modo in cui i raggi X interagiscono con la materia, l'effetto Compton (Fig. 8), è stato così chiamato in onore di Arthur Holly Compton, che ricevette il Premio Nobel nel 1927 per la sua scoperta. Esso consiste nell'urto anelastico di un fotone con un elettrone appartenente a un orbitale esterno di un atomo del materiale attraversato. Nell'interazione il fotone viene diffuso in una direzione diversa da quella di incidenza e con una lunghezza d'onda diversa, mentre l'elettrone viene a sua volta messo in moto con una certa energia cinetica.

Il processo viene chiamato *scattering* anelastico, perché il fotone diffuso ha ceduto parte della sua energia all'elettrone; si parla inoltre di *scattering* incoerente, riferendosi al fatto che il fotone interagisce con il singolo elettrone e non con l'intero atomo: in pratica l'elettrone viene considerato libero.

Sfruttando le leggi della conservazione dell'energia e della quantità di moto relativistiche si può ricavare l'energia del fotone dopo l'urto ($h\nu'$), in funzione della sua energia iniziale ($h\nu$) e dell'angolo di diffusione (θ):

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \gamma(1 - \cos\theta)} \quad (1.4)$$

L'energia cinetica dell'elettrone è invece data da:

$$E_{e^-} = h\nu - h\nu' = h\nu \left[\frac{\gamma(1 - \cos\theta)}{1 + \gamma(1 - \cos\theta)} \right] \quad (1.5)$$

Alle basse energie la distribuzione angolare dei fotoni diffusi è abbastanza isotropa, col crescere dell'energia i fotoni vengono invece deviati con angoli sempre più piccoli. Anche l'angolo di emissione degli elettroni dipende dall'energia, ma a differenza dei fotoni, gli elettroni di rinculo sono sempre emessi ad angoli minori di 90°.

La sezione d'urto atomica per l'effetto Compton, calcolata usando l'elettrodinamica quantistica, risulta essere proporzionale al numero atomico: $\sigma_{incoh} \propto Z$

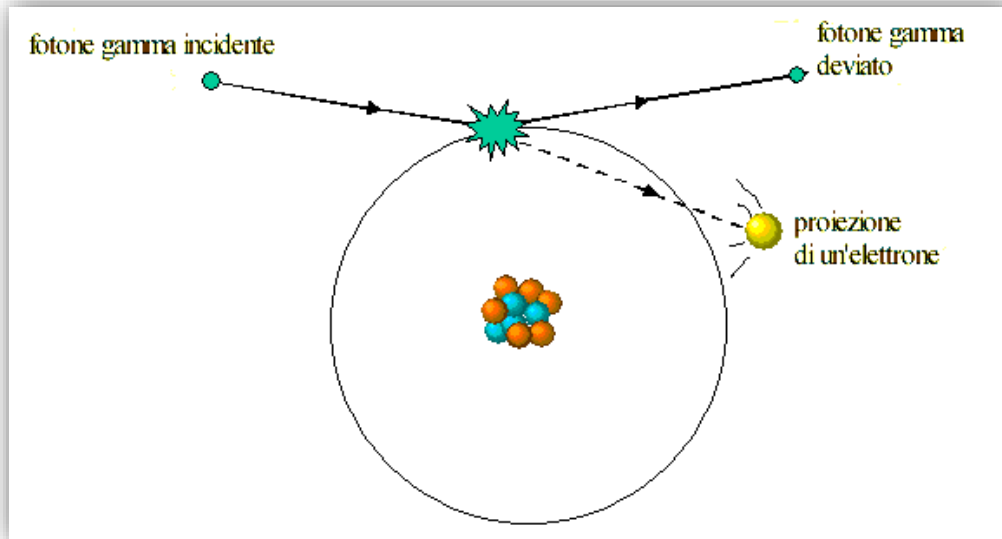


Figura 8 - Schema dell'effetto Compton

1.4.3 La produzione di coppie

La produzione di coppie (Fig. 9) è un processo di assorbimento in cui un fotone si materializza in un elettrone e un positrone. Tale processo può verificarsi soltanto quando l'energia del fotone è tale da sfuggire all'interazione con la nube elettronica ed arrivare in prossimità del nucleo dell'atomo bersaglio.

La creazione di coppie è un processo a soglia in cui è richiesto un fotone incidente di energia almeno pari alla somma delle energie a riposo di un elettrone e un positrone, cioè $2mc^2 = 1.022 \text{ MeV}$

Nella creazione di coppie il fotone viene assorbito e la sua energia viene in parte trasferita in massa in quiete della coppia e in parte trasformata in energia cinetica delle due particelle.

La quantità di energia trasformata in energia cinetica della coppia di particelle prodotte è ovviamente:

$$E^+ + E^- = h\nu - 2mc^2 \quad (1.6)$$

Inoltre, l'energia non si distribuisce in parti uguali tra le due particelle, in quanto il positrone tende a riceverne una quantità lievemente maggiore dell'elettrone a causa della repulsione da parte del nucleo.

La sezione d'urto per questo processo va come il quadrato del numero atomico: $\sigma_{p.p.} \propto Z^2$

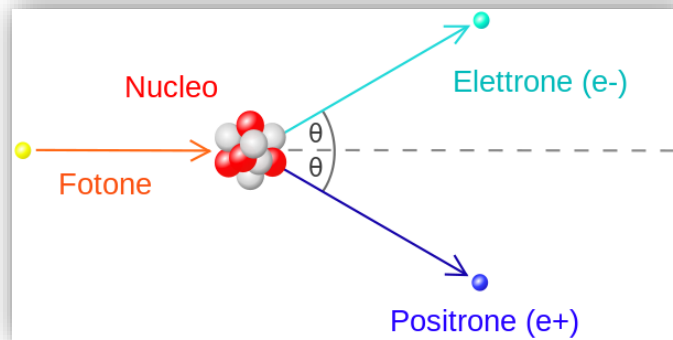


Figura 9 - Schema della produzione di coppie

1.4.4 La diffusione coerente

La diffusione coerente, conosciuta anche come diffusione Rayleigh, si verifica quando l'energia dei raggi X è minore di quella di legame degli elettroni e consiste nell'urto elastico di fotoni di bassa energia con gli atomi considerati nella loro interezza.

L'urto produce solo una piccola deviazione del fotone rispetto alla direzione di incidenza senza che ci sia cessione di energia all'atomo. La sezione d'urto è proporzionale a $Z^{2.5}(h\nu)^{-2}$ ed è quindi maggiore per materiali a elevato numero atomico.

1.4.5 L'effetto fotonucleare

L'effetto fotonucleare si verifica quando un fotone incidente ha un'alta energia (superiore a qualche MeV), tale da sfuggire all'interazione con la nube elettronica e con il campo di forza del nucleo. L'interazione avviene quindi direttamente con il nucleo che viene portato a uno stato eccitato con conseguente emissione di un protone o un neutrone.

Le energie in gioco nelle applicazioni radiografiche e tomografiche, permettono di trascurare la produzione di coppie e l'effetto fotonucleare, e tenere in considerazione solamente l'effetto fotoelettrico, la diffusione coerente e l'effetto Compton.

Nella radiologia diagnostica, ad esempio, ($Z_{osso} = 12,3$; $Z_{muscolo} = 7,64$) l'effetto Compton risulta predominante per energie dei fotoni maggiori di 50 keV. Nelle sostanze con Z intermedio, il Compton prevale per energie superiori a 100 KeV. L'interazione dei tessuti molli (muscolare, epiteliale, connettivo e adiposo) è assimilabile a quella dell'acqua (tessuti acqua-equivalenti). Per strutture complesse come il polmone bisogna tenere conto della sua minore densità (circa $0,3 \text{ g/cm}^3$) Per l'osso si deve tener conto del diverso Z e della maggiore densità (circa $1,3 \text{ g/cm}^3$ per l'osso trabecolare ed $1,8 \text{ g/cm}^3$ per quello corticale).

Capitolo 2

La tecnica tomografica

Al giorno d'oggi l'imaging radiografico è una delle tecniche fondamentali per l'indagine interna di pressoché qualsiasi materiale. Essa si basa sull'utilizzo di raggi X inviati sull'oggetto da analizzare e la loro interazione con esso. I vari tipi di interazione che avvengono tra i raggi X e la materia determinano il regime in cui è effettuata la radiografia. Il principio su cui si basa la ricostruzione tomografica è che acquisendo tante proiezioni radiografiche dello stesso oggetto ad angolazioni diverse è possibile ricostruire l'oggetto nella sua terza dimensione.

2.1 Principi radiografici

La tecnica più semplice e non distruttiva per investigare la struttura interna di un oggetto, con l'ausilio dei raggi X, è la radiografia. Un'immagine radiografica è infatti una mappa bidimensionale dell'assorbimento subito dai raggi X nell'interazione con l'oggetto tridimensionale investigato; l'assorbimento della radiazione è dovuto essenzialmente ai fenomeni fisici descritti nel paragrafo 1.4 e dipende dalle caratteristiche del materiale attraversato. Nello specifico, se sul campione incide una radiazione di intensità I_0 , in uscita l'intensità si ridurrà secondo la legge esponenziale di Beer Lambert:

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

dove x è lo spessore dell'oggetto e μ è detto *coefficiente di assorbimento lineare*, definito dalla relazione [3]:

$$\mu = \frac{4\pi}{\lambda} \beta \quad (2.2)$$

Quindi il fascio di raggi X attraversando un oggetto verrà attenuato tanto più quanto attraverserà materiali ad alto numero atomico, quanto più bassa sarà l'energia e maggiore lo spessore attraversato; viceversa, nel caso attraversi un materiale a bassa densità, percorra uno spessore piccolo e l'energia sia più alta, allora l'attenuazione sarà minore. Questo è il motivo per cui nelle radiografie analogiche gli oggetti a densità maggiore appaiono chiari (massima attenuazione) e gli oggetti a densità minore appaiono più scuri (minima attenuazione).

La definizione del coefficiente di assorbimento lineare permette di introdurre un'importante nozione per quanto riguarda le proprietà ottiche dei raggi X nella loro interazione con la materia. È noto sperimentalmente che gli indici di rifrazione di tutti i materiali per i raggi X si discostano dall'unità solo di qualche parte per milione. Per questo si introduce un indice di rifrazione complesso, definito come

$$n = 1 - \delta - i\beta \quad (2.3)$$

dove il termine δ è responsabile degli sfasamenti subiti dai raggi X nell'attraversare il mezzo e β invece determina l'assorbimento degli stessi. Il parametro β dipende dall'energia della radiazione incidente sull'oggetto secondo un andamento del tipo:

$$\beta \propto E^{-4} \quad (2.4)$$

quindi

$$\mu \propto E^{-3} \quad (2.5)$$

Nel caso in cui il materiale investigato non fosse omogeneo, ma di composizione e spessore variabile, l'intensità del fascio rivelato presenterà una distribuzione spaziale che dipenderà dall'oggetto stesso.

Tale intensità è calcolabile con l'integrale di linea lungo la direzione del fascio e ci permette di ottenere informazioni sulla composizione dell'oggetto:

$$I = I_0 e^{-\int_a^b \mu(x) dx} \quad (2.6)$$

Tale formula non è esatta nel caso di un fascio policromatico come quello prodotto da un tubo a raggi X, ma è un'utile approssimazione utilizzata per spiegare il fenomeno alla base della formazione dell'immagine.

Se l'energia E varia, l'espressione precedente non è più valida, ma deve essere sostituita da:

$$I = \int_0^{E_{max}} I_0(E) \cdot e^{-\int_a^b \mu(x,E) dx} dE \quad (2.7)$$

I meccanismi che contribuiscono alla formazione dell'immagine radiografica sono le interazioni del fascio di raggi X con l'oggetto.

In particolare, nel caso della radiografia in campo medico l'energia del fascio appartiene al range 10÷150 keV quindi una parte dei fotoni X viene assorbita per effetto fotoelettrico, mentre una parte procede in linea retta senza subire alcun fenomeno di assorbimento, giungendo sul rivelatore. L'informazione sulla struttura dell'oggetto in esame è quindi data dal rapporto tra fotoni assorbiti e fotoni trasmessi. Alcuni fotoni però subiscono l'effetto Compton e la diffusione coerente perdendo parte della loro energia e/o subendo una deviazione. Questi fotoni costituiscono una componente di radiazione diffusa e, se giungono sul rivelatore, peggiorano la qualità dell'immagine in quanto non provenendo dalla sorgente in linea retta non apportano informazioni all'immagine, ma anzi riducono il contrasto.

2.2 Tomografia computerizzata

Lo sviluppo di metodologie non distruttive, volte all'analisi della microstruttura dei più svariati tipi di materiale, è oggi un'esigenza fortemente sentita in molteplici campi. Le tecniche convenzionali, quali il microscopio ottico ed elettronico, possono fornire delle informazioni importanti sui campioni, i quali però devono essere trattati o sezionati correttamente; inoltre, un grande interesse per la microscopia moderna è quello di poter ottenere informazioni tridimensionali.

La Tomografia Computerizzata (dal greco *tomos* = taglio/sezione, TC in italiano e CT dall'inglese Computed Tomography), nota anche come Tomografia Assiale Computerizzata (TAC), è una tecnica radiologica che sfrutta l'interazione dei raggi X con la materia per ottenere informazioni riguardanti la composizione interna di un campione da investigare, per poi visualizzarne la struttura interna e la morfologia mediante rappresentazioni tridimensionali. Ricordiamo che l'immagine radiografica è una proiezione bidimensionale di un oggetto tridimensionale e non permette di dare interpretazioni di profondità sulla struttura dell'oggetto, in quanto più sezioni dell'oggetto concorrono a formare un'unica immagine, quindi per poter ottenere informazioni sulla tridimensionalità dell'oggetto indagato è necessario radiografarlo da più angoli.

La CT è dunque una tecnica di indagine non invasiva, che permette mediante algoritmi matematici di ottenere la ricostruzione di sezioni trasversali dell'oggetto investigato, comunemente dette *slice*, combinando le informazioni provenienti da diversi angoli di rotazione del sistema sorgente-rivelatore rispetto all'oggetto.

Per effettuare una ricostruzione tomografica si utilizzano complessi algoritmi matematici tra i quali la retroproiezione filtrata (algoritmo Filtered Back Projection, FBP), basata su metodi matematici sviluppati nel 1917 dal matematico Johann Radon, se il fascio di raggi X è parallelo o a ventaglio, e l'algoritmo di Feldkamp se il fascio è conico. Vengono anche utilizzati metodi iterativi, che ad oggi forniscono la migliore qualità delle immagini. Per poter applicare questi algoritmi è necessario visualizzare le proiezioni radiografiche come immagini digitali, cioè matrici di numeri il cui più piccolo elemento, chiamato pixel, è un numero in scala di grigi a cui corrisponde una misura dell'attenuazione del fascio in quel punto. Dopo aver

applicato gli algoritmi di ricostruzione si ottiene un'immagine digitale che rappresenta la distribuzione della densità dell'oggetto in una sua sezione interna (slice) e il cui più piccolo elemento viene chiamato voxel in quanto si tratta di un elemento di volume. Quanto più piccolo è il volume rappresentato da un voxel, tanto maggiore è la risoluzione spaziale.

Nella ricostruzione delle *slice*, i valori di attenuazione non sono utilizzati come tali, ma messi in relazione al coefficiente di attenuazione dell'acqua, considerata come sostanza di riferimento.

Il valore di attenuazione viene espresso in Unità *Hounsfield* (HU), utilizzando valori di scala che possono variare da -500 a +3000, dove il valore dell'acqua distillata è sempre 0 (Fig. 10). Il valore di attenuazione può essere ricavato utilizzando la formula:

$$V_{att} = \frac{\mu_{tessuto} - \mu_{acqua}}{\mu_{acqua}} \times 1000 \quad (2.8)$$

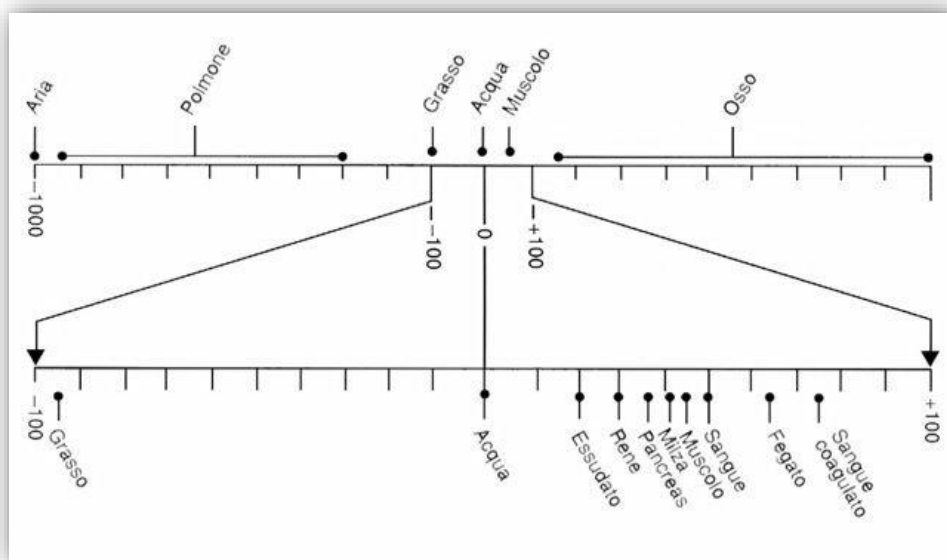


Figura 10 - Valori di attenuazione di alcuni organi e tessuti normali

Nel corso degli anni c'è stata un'evoluzione dei sistemi tomografici, partendo dal primo modello che fu costruito tra il 1967 e il 1971 dall'ingegnere inglese G. Hounsfield, presso i Laboratori di ricerca della Thorn EMI (Fig. 11), mediante un massiccio utilizzo della crescente tecnologia dei minicomputer. Per questo lavoro Hounsfield vinse il Premio Nobel per la Medicina nel 1979, assieme al fisico sudafricano A. Cormack, che giunse a risultati simili in maniera indipendente.

Nell'ottobre del 1971 presso l'Atkinson Morley's Hospital (Wimbledon, Londra) fu realizzata la prima immagine TAC di un paziente (Fig. 12): si trattava di un caso sospetto di tumore cerebrale nel lobo frontale; da allora sono stati notevolmente ridotti sia i tempi di acquisizione che i tempi di ricostruzione delle immagini.



Figura 11 - Il primo tomografo (EMI Mark 1) impiegato in medicina con a fianco l'ingegnere G. Hounsfield



Figura 12 - La prima immagine TAC di un paziente

Lo sviluppo di nuovi scanner tomografici non ha messo fuori produzione i modelli precedenti, infatti il loro utilizzo dipende essenzialmente dalla tipologia di applicazione. Nel classificare l'evoluzione dei sistemi tomografici si parla di "generazioni" [4].

L'apparecchio di CT, nella sua realizzazione più semplice, come sono i sistemi così detti di "1 generazione" (Fig. 13), è costituito da una sorgente radiogena e da un rivelatore, allineati e contrapposti. Il complesso tubo-rivelatore effettua una scansione lineare sul piano tomografico lungo tutta la sezione trasversale del campione (o del paziente) in esame, seguita da una rotazione del sistema di misura di un grado alla quale succede una nuova scansione lineare; questo procedimento viene ripetuto finché non è stata completata una rotazione di almeno 180° , con tempi di acquisizione di 5-6 minuti per strato.

Durante il procedimento di scansione il segnale di misura, ottenuto da un fascio finemente collimato (*pencil-beam*), viene campionato, digitalizzato e trasmesso ad un computer, che, mediante un software di ricostruzione, calcola la distribuzione bidimensionale dei valori di assorbimento dello strato in esame, con successiva rappresentazione dell'immagine della sezione sul monitor, con valori espressi in scala di grigi.

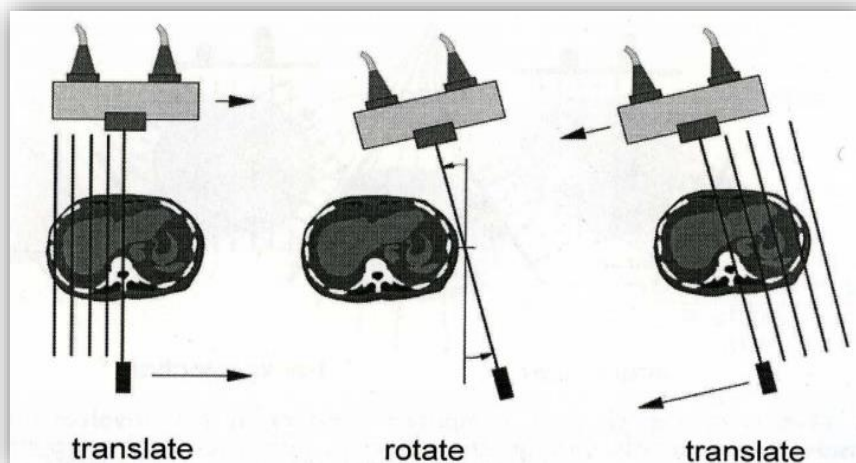


Figura 13 - Funzionamento di un tomografo di "I generazione"

Sebbene i risultati clinici provenienti da scanner di I generazione fossero promettenti, rimaneva il problema grave della qualità delle immagini associato al movimento del paziente durante l'acquisizione dati. Per ridurre il tempo di acquisizione dati si sviluppò un nuovo sistema in cui i raggi X sono emessi su un fascio piano a ventaglio (*fan-beam*) e al posto di un singolo rivelatore si contrappongono al tubo prima due rivelatori, mantenendo il movimento di traslazione/rotazione del complesso tubo-rivelatori (apparecchi di "II generazione") e con acquisizione di due strati per volta, e successivamente da 8 a 30 rivelatori disposti su di un arco di cerchio o lungo un array lineare. (Fig.14)

Nel 1975, EMI introdusse uno scanner con 30 rivelatori, capace di acquisire una scansione completa in meno di 20 secondi. Questa fu una importante pietra miliare per lo scanning del corpo umano, in quanto l'intervallo di scansione cadeva nel range di tempo massimo in cui la maggior parte dei pazienti riesce a trattenere il respiro.

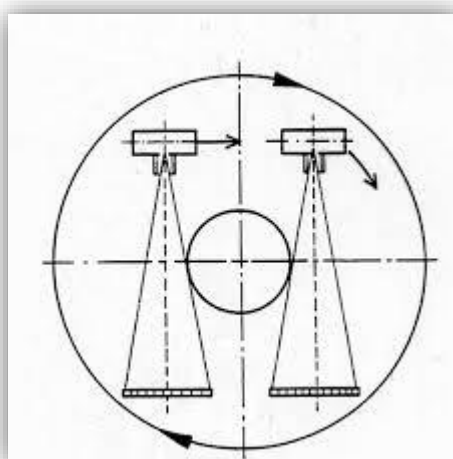


Figura 14 - Rappresentazione schematica di un tomografo di "II generazione"

Uno dei tipi di scanner più popolare è lo scanner CT di "III generazione" (Fig. 15). In questa configurazione, molte celle di rivelatori sono posizionate su un arco concentrico opposto alla sorgente a raggi X. Le dimensioni dell'array di rivelatori sono sufficientemente grandi affinché l'intero oggetto sia entro il campo visivo dei rivelatori per ogni angolo di acquisizione. Questi scanner hanno consentito di abolire il

movimento di traslazione e di avere, con il solo movimento di rotazione del complesso tubo-rivelatori, tempi di scansione che nell'arco di un decennio sono scesi da 4-5 secondi a meno di un secondo.

Nei primi modelli di scanner di III generazione, sia la potenza del tubo a raggi X che i segnali del rivelatore erano trasmessi da cavi. Le limitazioni sulla lunghezza dei cavi costrinse la struttura a dover ruotare sia in senso orario che in senso antiorario al fine di acquisire slices adiacenti. L'accelerazione e decelerazione della struttura, che tipicamente pesava alcuni quintali, limitava la velocità di scansione ad approssimativamente 2 secondi per rotazione.

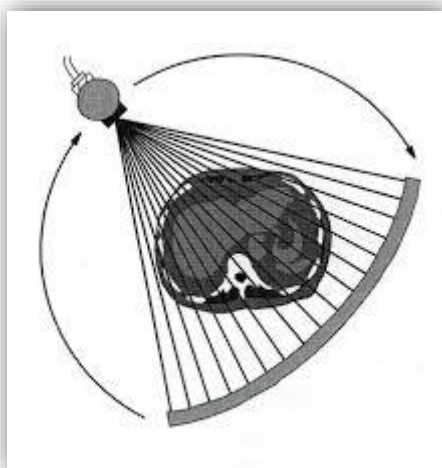


Figura 15 - Rappresentazione schematica di un tomografo di "III generazione"

Queste modalità di scanning non risultano quindi appropriate per l'indagine di organi in rapido e continuo movimento, in quanto la raccolta dati è troppo lenta, per cui si rischia di avere un archivio di *slice* tra loro non coerenti e di conseguenza una ricostruzione tridimensionale che non porta a informazioni significative. Questi apparecchi sono comunque quelli oggi più diffusi anche se si è sviluppata una tecnologia fondata sul disaccoppiamento tubo-rivelatori. Questi ultimi infatti in numero di diverse centinaia sono disposti su tutto il cerchio di 360°, mentre a ruotare intorno al campione (o al paziente) è il solo tubo radiogeno (apparecchi di "IV generazione") (Fig. 16).

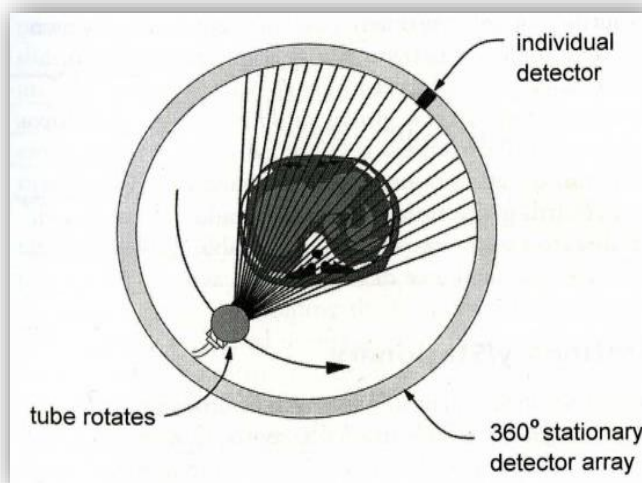


Figura 16 - Rappresentazione schematica di un tomografo di "IV generazione"

Un'ulteriore evoluzione è data dall'utilizzo di più rivelatori impacchettati insieme invece di un singolo *array* di rivelatori, in tal caso si parla della cosiddetta tomografia *MultiSlice* CT (MSCT). Con questa tecnica è possibile acquisire più *slice* contemporaneamente. Il numero di strati può variare da 2 fino a più di un centinaio. La MSCT permette quindi acquisizioni più veloci rispetto agli scanner precedenti.

Nel caso di una roto-traslazione contemporanea del campione si ha la cosiddetta "CT spirale". In questo tipo di scansione si può utilizzare un singolo *array* di rivelatori oppure un rivelatore multistrato (MSCT spirale).

Altri sistemi utilizzano invece un rivelatore planare: l'immagine viene prodotta da un ampio fascio a cono (*cone beam*), su di un rivelatore bidimensionale il quale può essere un *flat panel* (mammografia) o uno schermo scintillante letto da un sensore digitale. Con questo tipo di sistema una radiografia digitale dell'intero oggetto viene prodotta con un'unica emissione di radiazioni; ciò permette tempi di acquisizione brevi e una riduzione importante della dose. Dalla rotazione dell'oggetto e dall'acquisizione di più radiografie digitali, dopo un'opportuna trattazione matematica è possibile ottenere una ricostruzione tridimensionale dell'oggetto. Questa tecnica va sotto il nome di "Cone Beam CT" (CBCT).

Lo scanner a fascio elettronico, alcune volte chiamato scanner di "V generazione" (Fig. 17), usato nella tomografia computerizzata a fascio elettronico (EBCT), o tomografia a fascio elettronico (EBT), fu realizzato tra il 1980 e il 1984 per applicazioni cardiache.

Per "congelare" il moto cardiaco, un set completo di proiezioni deve essere raccolto entro 20-50 ms. Questo è chiaramente molto difficile per scanner di III o IV generazione a causa dell'enorme forza centripeta immessa sul tubo a raggi X e il rivelatore. Nello scanner a fascio elettronico, la rotazione della sorgente è fornita dal movimento del fascio elettronico (invece del movimento meccanico del tubo a raggi X).

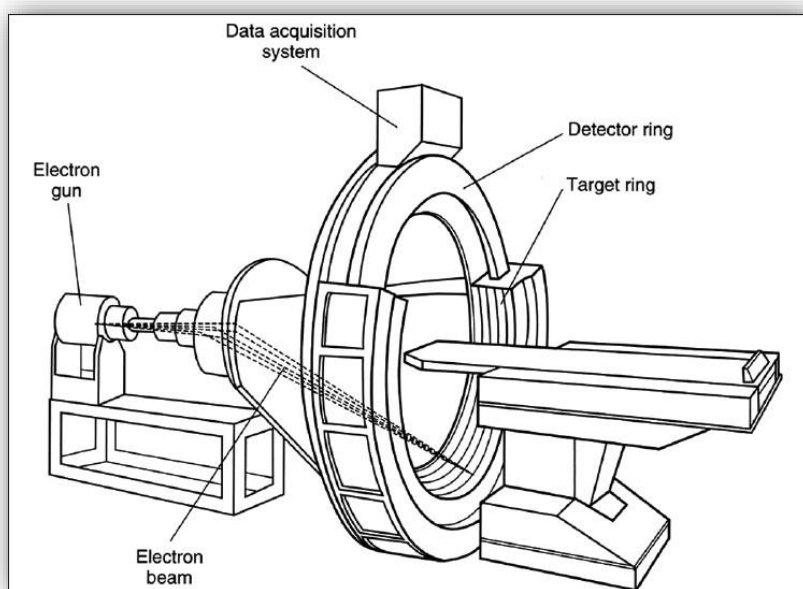


Figura 17 - Rappresentazione schematica di un tomografo di "V generazione" o scanner a fascio elettronico.

2.3 Componenti di un sistema tomografico

Un sistema tomografico, senza considerare il computer per l'acquisizione e la ricostruzione di immagini, è principalmente composto da tre elementi:

- La sorgente di raggi X;
- Il sistema di movimentazione del campione;
- Il rivelatore.

2.3.1 La sorgente di raggi X

La sorgente impiegata influisce fortemente sulle prestazioni del sistema. Le modalità di produzione di raggi X sono molteplici e si caratterizzano in base alle energie di lavoro:

- Tubi a raggi X (da 5 keV a 450 keV);
- Luce di sincrotrone (da 5 keV a 100 keV);
- Acceleratori lineari (da 2 MeV a 15 MeV).

I moderni sincrotroni rappresentano la miglior sorgente di raggi X, in quanto forniscono fasci monocromatici e flussi elevati, consentono di ottenere immagini a elevata risoluzione (dell'ordine di qualche micrometro) e un rapporto segnale-rumore alto. In alternativa ai sincrotroni, che ricordiamo presentano lo svantaggio di essere molto costosi e non facilmente accessibili, sono utilizzati tubi a raggi X.

2.3.1.1 Tubi a raggi X

I sistemi più utilizzati per la produzione di fasci di raggi X sono i tubi a raggi X, indicati anche come tubi radiogeni [5], [6]. Il tubo radiogeno è un dispositivo che deve comprendere:

- Un luogo (catodo) dove vengono resi disponibili per effetto termico gli elettroni che costituiscono i proiettili con i quali colpire il metallo che rappresenta il bersaglio (anodo) sede della generazione dei raggi X;
- L'anodo costituito da materiale metallico idoneo a sopportare elevate temperature;
- Un involucro entro il quale sia effettuato un vuoto sufficientemente elevato (minore di 10^{-6} mmHg) affinché sia facilitata la corsa degli elettroni che percorrono il tragitto tra catodo e anodo accelerati da un campo elettrico.

I tubi che ancora oggi vengono usati sono i tubi radiogeni di Coolidge (1912-1913).

Il tubo Coolidge è costituito da un bulbo di vetro nel quale viene creato un vuoto spinto, rivestito da un involucro di piombo detto cuffia di protezione. Al suo interno si trovano due elettrodi (catodo negativo, anodo positivo) il cui perfetto funzionamento è garantito dal vuoto, che deve quindi essere il più possibile stabile. Per evitare che esso possa alterarsi, all'interno del bulbo vengono immessi, in una sede dove non possono essere direttamente colpiti dagli elettroni, i cosiddetti "getter", metalli assorbenti (zirconio - bario) che hanno il compito di fissare chimicamente o assorbimento eventuali molecole di gas residuo.

Il catodo è l'elettrodo negativo e comprende il filamento che si può rendere incandescente, contenuto in una particolare armatura metallica.

Gli elettroni liberi si originano dal filamento quando questo viene percorso da corrente elettrica. La produzione degli elettroni avviene, quindi, per effetto termoionico: infatti, nell'atomo, gli elettroni dell'orbita più esterna sono quelli che più facilmente si possono staccare da essa, perciò sono anche definiti elettroni liberi. Quando la temperatura di un metallo conduttore raggiunge un valore notevolmente superiore a quello normale, l'energia cinetica degli elettroni aumenta e un certo numero di questi acquista l'energia necessaria a sfuggire dal metallo. La produzione di elettroni liberi è tanto maggiore quanto più elevato è il grado di incandescenza del filamento.

La emissione termoionica dipende, inoltre, da altri fattori, che nel caso specifico dei tubi radiogeni assumono grande importanza. Primo fra questi è la necessità di realizzare il fenomeno in assenza di molecole di gas per evitare che possano “avvelenare” il catodo riducendone il potere emissivo. Altro fattore importante è il tipo di metallo utilizzato: ogni metallo, infatti, ha uno specifico potere emittente che varia con il variare della temperatura.

Nei tubi radiogeni, la superficie emittente è costituita da un filamento metallico avvolto a spirale (spiralina catodica); il metallo utilizzato è il tungsteno, che ha il punto di fusione molto elevato (3400°C) e un alto numero atomico ($Z = 74$).

Il filamento della spiralina ha un diametro che oscilla tra 0,5 e 0,3 mm. L'alimentazione della stessa, per il suo riscaldamento, viene effettuata con un circuito indipendente di corrente alternata a bassa tensione ($10 \div 15\text{ V}$), mentre la massima corrente di accensione è mediamente di 5 A.

Applicando l'alta tensione, l'anodo assume un potenziale positivo elevato e tra il catodo e l'anodo si stabilisce un flusso elettronico al quale si dà il nome di corrente anodica o corrente del tubo.

La parte del catodo che accoglie la spiralina assume il nome di coppa di focalizzazione. Questa superficie metallica concava serve a focalizzare la nube elettronica emessa dal filamento, per farle assumere l'aspetto di un fascio guidando gli elettroni su di una limitata zona dell'anodo detta area focale.

L'anodo è l'elettrodo positivo del tubo radiogeno contro il quale avviene l'impatto del fascio elettronico che provoca la generazione dei raggi X.

E' bene ricordare che nell'urto tra elettroni e anodo, solo il 5% dell'energia cinetica degli elettroni è disponibile per la produzione di raggi X, mentre il resto viene convertita in energia termica che può causare il deterioramento o addirittura la fusione dell'anodo. In campo medico, dove sono necessari intensi fasci di raggi X, è quindi preferibile l'uso dell'anodo rotante poiché la rotazione permette di distribuire l'energia termica su di un'area e una massa più grande.

L'enorme sviluppo della radiologia diagnostica e la conseguente esigenza di avere immagini nitide ha limitato al massimo l'uso dei tubi radiogeni ad anodo fisso.

I tubi maggiormente impiegati in radiodiagnostica, oggi, sono quelli ad anodo rotanti.

La caratteristica principale del tubo ad anodo rotante è proprio quella di avere l'anodo costituito da un disco metallico. Questo disco, al quale viene anche dato il nome di piatto anodico, può avere un diametro che va dai 5 ai 10 cm. La faccia del disco rivolta verso il catodo presenta, nella zona periferica, una superficie inclinata. E' proprio su questa zona del disco che avviene il bombardamento elettronico.

Ruotando il piatto anodico si rinnova costantemente la superficie esposta alla collisione, così da ripartire il carico termico su di un'area molto più grande. La circonferenza sulla quale viene a coincidere il fuoco termico assume il nome di traccia termica o focale.

Il piatto anodico, mediante un asse metallico, viene innestato su un cilindro di rame che funge da rotore, (sezione rotante) di un motore elettrico, la cui parte statica (statore) viene sistemata fuori dal bulbo di vetro del tubo.

La superficie anodica sulla quale viene concentrato il fascio elettronico proveniente dal filamento, viene identificata con il nome di area focale, o fuoco. Quanto più è potente il tubo radiogeno tanto più sono grosse le dimensioni del fuoco. La sua forma è identica a quella della spiralina.

Il tubo radiogeno è contenuto in un involucro metallico di forma cilindrica detto cuffia o coppa a protezione integrale. Tale coppa, oltre alla logica funzione di contenimento, ha anche quella di proteggere l'ambiente e

gli operatori dalle radiazioni emesse dal tubo, consentendo alle stesse di uscire da una sola apertura praticata nel cilindro. A questa apertura si dà il nome di finestra del tubo, la quale, generalmente circolare, è perfettamente centrata con il fuoco del tubo radiogeno, permettendo al fascio di raggi X emergente di assumere una forma di cono.

L'involucro della cuffia è costituito da leghe metalliche leggere, internamente è intonacato con bario e possiede inoltre un rivestimento stagno fatto con lamina di piombo.

È necessario distinguere i tubi per applicazioni industriali, i quali sono costruiti per funzionare in modo continuo per lunghi tempi di esposizione dell'ordine delle ore, da quelli per uso medico. Questi ultimi sono progettati per emettere radiazioni ad alta potenza per brevi istanti in modo da minimizzare gli artefatti dovuti ai movimenti del paziente e ridurre la dose rilasciata.

Un parametro molto importante da valutare è il cosiddetto "focal spot" (Fig. 18) che è l'effettiva dimensione dell'area dell'anodo dal quale viene emesso il fascio. La dimensione della macchia focale è molto importante per la definizione dell'immagine. Più piccola è la macchia focale, più nitida sarà la forma prodotta dal fascio di raggi X sul rivelatore, mentre per macchie focali estese si crea una penombra detta "source unsharpness".

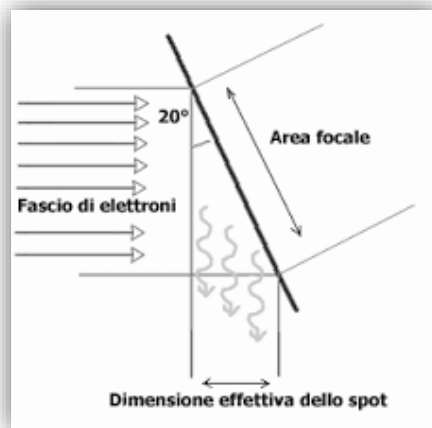


Figura 18 - Macchia focale di un tubo a raggi X

Le dimensioni della penombra sono calcolabili secondo la formula:

$$P = f \cdot \frac{D}{d} \quad (2.9)$$

Dove:

- f è l'effettiva dimensione della macchia focale;
- D è la distanza tra oggetto e piano dell'immagine;
- d è la distanza tra sorgente e oggetto.

Il fatto che il fascio non sia formato da raggi tra loro paralleli determina una magnificazione dell'oggetto. Si ricordi che un oggetto di spessore infinitesimo viene ingrandito di un fattore di magnificazione M , dato dal rapporto delle distanze sorgente-rivelatore e sorgente-oggetto.

Tale fattore può essere utilizzato per migliorare la risoluzione delle immagini radiografiche a parità del rivelatore utilizzato. L'effetto penombra, in inglese *blurring*, è legato al rapporto di magnificazione dalla seguente espressione:

$$P = f(M - 1) \quad (2.10)$$

Il *blurring* aumenta quindi con la magnificazione e, a parità di M , risulta essere direttamente proporzionale alle dimensioni della macchia focale f .

E' pertanto necessario raggiungere un compromesso tra l'ingrandimento dato dal fattore di magnificazione e la perdita di nitidezza. Questo fenomeno è presente in entrambe le dimensioni dell'immagine, ma non necessariamente in maniera isotropa, in quanto difficilmente le dimensioni dello *spot* sono simmetriche.

Per avere un'alta risoluzione spaziale (piccola "penombra"), si usano tubi a raggi X detti *microfocus* in cui il punto focale è dell'ordine di pochi μm . Questo consente di aumentare il fattore di magnificazione con un effetto di *blurring* praticamente trascurabile. Sono disponibili anche tubi a raggi X con punti focali che possono raggiungere dimensioni di $0.5 \mu\text{m}$ (*nanofocus*).

I tubi di tipo industriale sono utilizzati per tensioni fino a 450 kV, di solito si hanno tubi ad anodo raffreddato e la corrente può raggiungere diversi mA. Nei tubi *microfocus* o *nanofocus*, la corrente è bassa nell'ordine di pochi mA e la tensione massima non supera i 150 kV. Utilizzando questi tubi, è possibile ottenere CT di piccoli oggetti con un'alta risoluzione spaziale.

La sorgente utilizzata può essere collimata e in base al tipo di collimatore utilizzato si ottengono fasci di forma differente (Fig. 19).

Il campione è posto tra la sorgente e il rivelatore e può essere spostato in modo da regolare la risoluzione che si trova generalmente fra 10 e 500 μm . Il rivelatore può essere un rivelatore ad 1D linea (fan-beam), o una telecamera CCD 2D (cone-beam): quest'ultimo permette un tempo di acquisizione più breve. La camera CCD ha tipicamente 1024 X 1024 pixel, ma un numero limitato di linee possono essere utilizzate in verticale: la ragione è che artefatti geometrici potrebbero apparire se l'angolo verticale è troppo grande, poiché gli algoritmi di ricostruzione convenzionale si basano sul fascio parallelo. Dovendo inserire il campione nel campo di vista del rivelatore, è necessario trovare un compromesso tra la dimensione massima del campione e la risoluzione spaziale. In alcuni casi, la rotazione elicoidale del campione lungo l'asse verticale viene eseguita durante la scansione per ridurre artefatti di ricostruzione e per esaminare oggetti più grandi. Il tempo per una scansione completa è fortemente influenzato dalla risoluzione, dalla dimensione della camera CCD e dalla fonte, di conseguenza è difficile stabilire una regola generale. Tuttavia tempi più grandi di 30 minuti sono spesso necessari. Infine, grazie all'utilizzo di fascio bianco, l'analisi quantitativa richiede calibrazione ed è esatto solo nel caso di materiali monofase. Esiste un vasta gamma di dispositivi di laboratorio dal desktop a quelli più grandi che hanno bisogno di una stanza speciale. Alcuni di essi sono disponibili dall'industria e alcuni sono stati sviluppati in laboratori di ricerca. In alcuni casi, è possibile inserire dispositivi meccanici o un forno nel set-up.

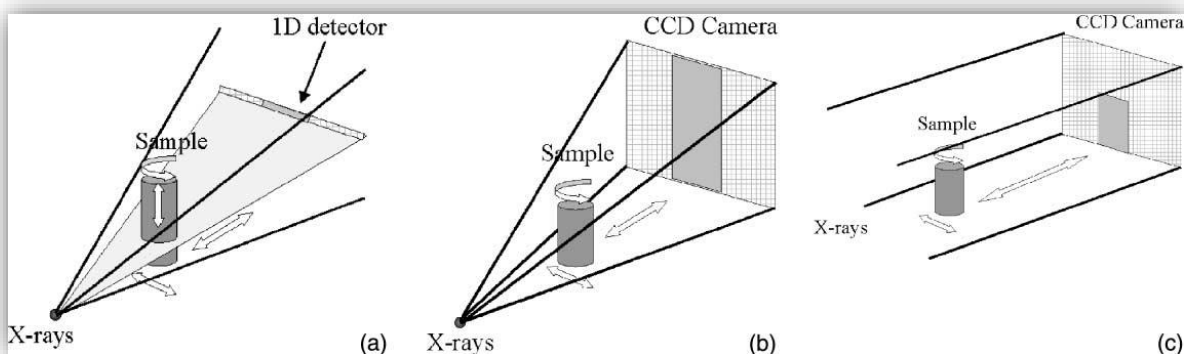


Figura 19 - (a) Geometria Fan beam: sorgente di raggi X micro-focus con rivelatore 1D: il campione necessita una traslazione verticale per essere scannerizzato. (b) Geometria Cone-beam: sorgente micro-focus con rivelatore 2D. Il campione è ingrandito sul rivelatore. (c) Geometria Parallel beam: la sorgente di tipo sincrotrone fornisce un fascio di raggi X parallelo. Il campione non è ingrandito sul rivelatore.

2.3.1.2 Luce di sincrotrone

La radiazione di sincrotrone o luce di sincrotrone è una radiazione elettromagnetica generata da particelle cariche, solitamente elettroni o positroni, che viaggiano a velocità prossime alla velocità della luce e vengono costrette da un campo magnetico a muoversi lungo una traiettoria curva (Fig. 20) [7]. L'emissione di radiazione di sincrotrone ha luogo quando le particelle accelerano in direzione trasversale al moto. In un sincrotrone, i raggi X vengono emessi da un fascio di elettroni costretti a muoversi, da un sistema di magneti, ad una velocità prossima a quella della luce su una traiettoria quasi circolare costituita da un tubo in acciaio a forma di anello tenuto sotto vuoto ultraspinato. Gli elettroni vengono, in prima analisi, prodotti dal LINAC (acceleratore lineare), il quale accelera gli elettroni fino ad una velocità prossima a quella della luce, per poi iniettarli nell'anello centrale.

Gli elettroni, iniettati ad alta energia nell'anello di accumulazione, tenderebbero a sfuggire per la tangente muovendosi lungo una linea retta. Ciò viene impedito da un sistema di magneti deflettenti, i quali curvano il cammino degli elettroni, costringendoli a rimanere su una traiettoria quasi circolare: pertanto, gli elettroni sono continuamente accelerati poiché continuamente costretti a variare la direzione della loro velocità. All'interno dell'anello, gli elettroni circolano raggruppati a pacchetti, emettendo radiazioni elettromagnetiche, in un'ampia gamma di lunghezze d'onda, in direzione tangente all'anello. Tali onde sono note come *bremsstrahlung*.

Particolari dispositivi, denominati *wiggler*, aumentano il flusso e la brillantezza delle radiazioni emesse e riducono la larga banda delle lunghezze d'onda, concentrandole nella regione dei raggi X.

Da ciascun ondulatore si dirama una linea di luce, nella quale viene raccolto il fascio sottile ed intenso di luce di sincrotrone. Tale fascio viene, poi, monocromatizzato da un sistema ottico in grado di filtrare le lunghezze d'onda e di selezionare quella necessaria a ciascuna applicazione.

Infine, i raggi X filtrati vengono indirizzati in una camera di utilizzazione, posta alla fine della linea di luce e dotata di tutte le apparecchiature necessarie alla rivelazione e all'acquisizione dei dati sperimentali (*beamline*). Dall'anello centrale si diramano molte linee di luce, le quali, a loro volta, forniscono la luce di sincrotrone alle numerose *beamline*, ciascuna attrezzata con strumenti dedicati ad utilizzazioni specifiche.

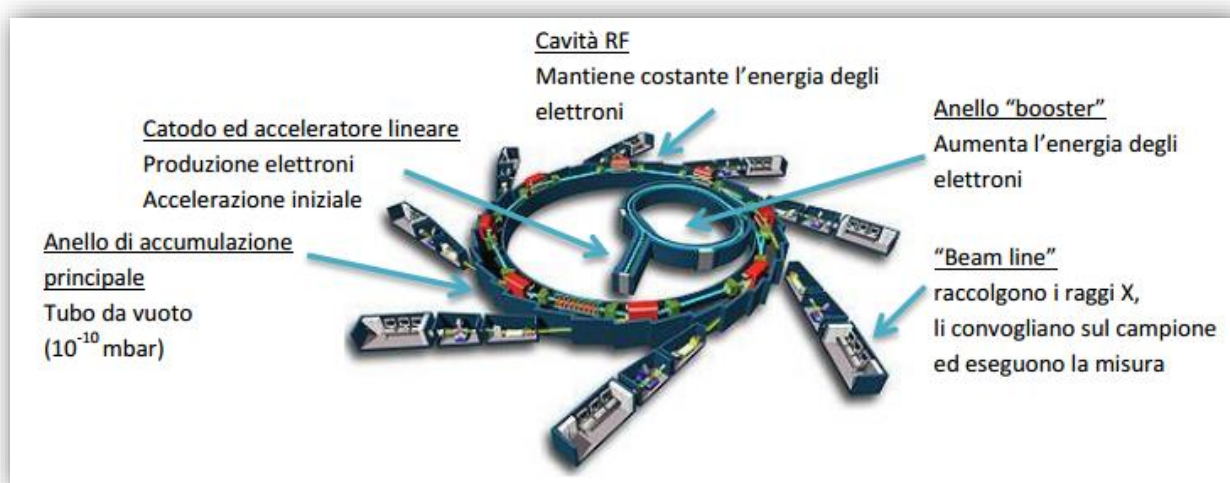


Figura 20 - Schema di principio di un sincrotrone per la produzione di radiazione.

2.3.1.2.1 I principali sincrotroni europei

In Europa sono presenti diversi sincrotroni [8]:

1. ESRF Grenoble (Francia)

L'European Synchrotron Radiation Facility (ESRF) di Grenoble è la sorgente di radiazione di sincrotrone più potente in Europa. È un impianto comune supportato e condiviso da 18 paesi. All'ESFR, fisici lavorano fianco a fianco con chimici e scienziati dei materiali. Inoltre, biologi, medici, meteorologi, geofisici e archeologi sono diventati utenti regolari. Stanno aumentando anche le applicazioni industriali, in particolare nei campi della farmaceutica, della cosmesi, della petrolchimica e della microelettronica. Tra i più grandi e i più potenti sincrotroni nel mondo, l'ESFR è il secondo dopo l'APS (USA) e prima dello Spring-8 (Giappone).

2. ELETTRA Trieste (Italia)

ELETTRA è un laboratorio multidisciplinare, aperto a gruppi di ricerca nazionali e internazionali che operano in vari campi, ai quali offre un servizio scientifico sulla base dello sviluppo e dell'utilizzo della luce prodotta da sorgenti di luce di sincrotrone. Il laboratorio è provvisto di sorgenti di luce che vanno dagli UV ai raggi X.

3. HASYLAB Amburgo (Germania)

HASYLAB (Hamburger Synchrotronstrahlungslabor), con due sincrotroni e un FEL (Free Electron Laser) è parte dell'istituzione di ricerca nazionale DESY. I ricercatori di HASYLAB provenienti da università, industrie, e laboratori governativi studiano nei campi della fisica, della biologia, della chimica, della cristallografia, delle scienze dei materiali, delle scienze geologiche oltre ad applicazioni mediche.

4. SOLEIL Paris (Francia)

Soleil è la maggior facility scientifica francese che consente di esplorare la struttura microscopica dei materiali e studiare le loro proprietà fisiche, meccaniche e/o biologiche. Le caratteristiche di questo strumento multidisciplinare sono state definite per sostenere un range di attività molto ampio nei campi fondamentali della ricerca oltre che nelle applicazioni e ricerche industriali.

5. DIAMOND Oxford (Regno Unito)

Diamond Light Source è una nuova facility scientifica che copre un'area equivalente a 5 campi da football. Diamond ospiterà alla fine fino a 40 stazioni di ricerca, sostenendo le scienze della vita, fisiche e ambientali. Diamond è un sincrotrone di terza generazione e la sua energia è dell'ordine dei GeV.

2.3.2 Il sistema di movimentazione del campione

Mentre nelle Tac medicali sorgente e rivelatore ruotano in maniera solidale attorno al paziente, nei sistemi sperimentali e in campo industriale, è il campione a ruotare mentre sorgente e rivelatore non compiono alcun movimento.

Un sistema di movimentazione è composto da una base rotativa che si occupa appunto di far ruotare il campione, ed eventualmente può avere un secondo asse meccanico di traslazione, che consente movimenti verticali del campione.

L'asse rotativo è indispensabile per poter acquisire il set di radiografie per la ricostruzione tomografica, mentre la traslazione non sempre è necessaria, ma può rivelarsi utile ad esempio per posizionare con precisione l'oggetto davanti al rivelatore.

2.3.3 Rivelatore

Il rivelatore ha la funzione di misurare l'intensità dei raggi X trasmessi dopo che hanno interagito col campione da investigare. Attualmente esiste una vasta gamma di sistemi con proprietà anche molto differenti fra loro; la prima distinzione si ha sul metodo di rivelazione che può essere diretta o indiretta. Nel caso di rivelazione diretta, la radiazione X crea direttamente in un opportuno materiale un segnale elettrico proporzionale all'intensità del fascio incidente. Nel caso di rivelazione indiretta, la radiazione X viene prima "convertita" in luce visibile per mezzo di uno scintillatore e successivamente viene letta da un rivelatore digitale.

Le tecnologie più diffuse sono:

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

2.3.3.1 CCD

Il CCD (acronimo dell'inglese Charge-Coupled-Device, cioè dispositivo ad accoppiamento di carica) è un dispositivo inventato negli anni Settanta da W. S. Boyle e G.E. Smith (per cui vinsero il Premio Nobel per la Fisica nel 2009) presso i laboratori di Murray Hill nel New Jersey (USA), già luogo di nascita del transistor.

Il CCD è il circuito integrato composto da qualche centinaia di migliaia (o anche diversi milioni) di elementi fotosensibili detti pixel (abbreviazione di Picture Element), reciprocamente isolati e di forma quadrata o rettangolare, depositati su uno strato di silicio e disposti in una matrice bidimensionale per righe e colonne.

Il segnale in uscita di un CCD è costituito da una serie di impulsi proporzionali alla quantità di luce incidente su ogni pixel. L'insieme di tali impulsi può essere utilizzato direttamente nella sua forma analogica, ad esempio per riprodurre l'immagine su di un monitor, oppure può essere digitalizzata e trasformata in una sequenza numerica di bit, corrispondente ad un determinato livello di grigio.

Ogni pixel è costituito da un dispositivo realizzato con tecnologia MOS (cioè metallo ossido semiconduttore), in cui vengono raccolti gli elettroni prodotti per effetto fotoelettrico dai fotoni assorbiti dal silicio. Inoltre i pixel sono in grado di accumulare una carica elettrica che è proporzionale all'intensità della radiazione elettromagnetica incidente.

Durante la fase di esposizione i fotoelettroni vengono accumulati in ciascun pixel (processo di integrazione delle cariche), quindi sulla superficie del sensore si viene a formare una mappa elettronica dell'immagine dell'oggetto ripreso.

La fase successiva consiste nel trasferimento della carica accumulata a un registro detto "registro di lettura". I pixel sono accoppiati in modo tale che ognuno di essi possa trasferire la propria carica a un altro pixel adiacente, formando una sorta di registro "a scorrimento". Questa operazione viene effettuata variando opportunamente la differenza di potenziale tra i pixel, in modo tale che il segnale si muova lungo registri verticali da un elemento al successivo. Il registro di lettura accumula una riga per volta e trasporta il pacchetto di cariche in modo sequenziale a un circuito amplificatore interno. Infine, i singoli pacchetti di cariche vengono convertiti nel potenziale di uscita e successivamente digitalizzati mediante un convertitore analogico-digitale.

2.3.3.2 Flat Panel

I flat panel sono rivelatori digitali per raggi X, introdotti alla fine del 1990, sviluppati per analisi non distruttive, microscopia a raggi X e imaging biomedico.

I flat panel permettono di acquisire immagini bidimensionali offrendo una serie di vantaggi in termini di risoluzione spaziale e range dinamico ed hanno buone prestazioni in termini di tempi di lettura molto veloci. Inoltre, il loro utilizzo permette di diminuire la dose rilasciata al paziente.

Questi dispositivi sono realizzati dall'unione di un rivelatore di raggi X e da un'elettronica di lettura in uno spazio relativamente ristretto e a forma "appiattita" da cui deriva il nome di "flat panel".

Il cuore dei flat panel è la matrice attiva, indicata con AMA (dall'inglese Active Matrix Array). La matrice attiva è realizzata con materiale semiconduttore amorfo e consiste di milioni di pixel connessi da transistor a film sottile, indicati con TFT (dall'inglese Thin Film Transistor, uno per ogni pixel), a linee di trasmissione che sono collegate all'elettronica periferica. Un opportuno circuito di lettura scarica i singoli TFT, costruendo così l'immagine, che viene inviata al dispositivo di lettura.

I flat panel sono classificati come a rivelazione diretta o indiretta, in relazione alle caratteristiche dello strato di conversione che assorbe i raggi X.

Nei sistemi a conversione diretta, i fotoni sono assorbiti in uno strato fotoconduttore, più comunemente selenio amorfo (a-Se), e producono coppie elettrone-lacuna. Sotto l'influenza di un forte campo elettrico creato tra le superfici esterne, le cariche sono separate e guidate verso gli elettrodi collettori del TFT, dove vengono immagazzinate e successivamente scaricate dal circuito di lettura, per essere trasferite al dispositivo di elaborazione e visualizzazione.

Nei sistemi a conversione indiretta, il fotone è assorbito in uno strato di materiale scintillante, la luce prodotta viene poi raccolta da una matrice attiva di fotodiodi di silicio amorfo (a-Si) che provvede a convertirla in carica elettrica. Questa viene temporaneamente accumulata e subito dopo inviata al circuito di lettura. Esistono molti materiali scintillatori ma quello maggiormente utilizzato è il CsI.

I flat panel che si trovano in commercio hanno mediamente un'area sensibile di 40 cm^2 con una dimensione del pixel che varia da $50 \mu\text{m}$ a $400 \mu\text{m}$. Il segnale digitale di uscita solitamente è a 12 o 16 bit ed il numero di pixel è compreso tra un milione e 6 milioni.

2.3.4 Il metodo di ricostruzione tomografico

Una scansione tomografica consiste nell'acquisizione di molte proiezioni radiografiche dell'oggetto a diversi angoli. Terminata la fase di acquisizione, inizia la fase di ricostruzione dalla quale si ottengono le diverse sezioni trasversali del campione (slice) elaborando le immagini acquisite. Si vuole focalizzare l'attenzione sul concetto che ogni singola slice ricostruita, è una immagine bidimensionale, che rappresenta una sezione interna dell'oggetto studiato. Bisogna però tenere conto del fatto che fisicamente la slice ha uno spessore non nullo, in quanto rappresenta una sezione di volume. Entrando nel dettaglio di un singolo pixel, esso nella realtà rappresenta un elemento di volume e viene chiamato voxel.

Nella descrizione del metodo di ricostruzione ipotizzeremo, per semplicità, di avere un fascio di raggi X paralleli che attraversa un singolo piano dell'oggetto, i quali dopo averlo attraversato giungono su un rivelatore costituito da n elementi.

L'idea di base è quella di suddividere idealmente la sezione interna dell'oggetto che si vuole ricostruire (slice) in una griglia di $n \times n$ pixels ciascuno di coefficiente di attenuazione μ_{ij} e dimensioni $w \times w$ date dalla grandezza di un singolo elemento del rivelatore.

L'intensità I_j misurata da ogni elemento del rivelatore risulta essere:

$$I_j = I_0 e^{-|\mu_{1j} + \mu_{2j} + \dots + \mu_{nj}|w} \quad j=1,2,\dots, n \quad (2.11)$$

ovvero:

$$\ln\left(\frac{I_0}{I_j}\right) = \sum_{i=1}^n \mu_{ij}w \quad (2.12)$$

Questa quantità viene chiamata proiezione p_j e costituisce l'informazione base a partire dalla quale l'immagine può essere ricostruita. Al fine di ottenere tutti i coefficienti μ_{ij} è necessario possedere altre proiezioni, ottenute dalla rotazione dell'oggetto.

Nel momento in cui viene a mancare la perpendicolarità tra il fascio parallelo di raggi X e la griglia in cui è idealmente suddiviso l'oggetto, il calcolo della proiezione si rivela più complicato: infatti, i fotoni giungono sul rivelatore avendo attraversato spessori di pixel w_{ij} variabili da pixel a pixel e dipendenti dalla proiezione.

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 φ rispetto all'asse y , le proiezioni $p_1 \dots p_n$ possono essere espresse come integrale di linea della distribuzione dei coefficienti di attenuazione $f(x, y)$:

$$p(r, \varphi) = \int_{r, \varphi} f(x, y) ds \quad (2.13)$$

L'insieme completo dei dati per la ricostruzione di una singola slice consiste di m acquisizioni a diversi angoli φ di rotazione equispaziati, ognuna delle quali contiene, a sua volta, n proiezioni a intervalli di w . Per ottenere un numero sufficiente di dati indipendenti, è necessario che sia $m > n$. La matrice $n \times m$ ottenuta dagli n pixels delle m proiezioni radiografiche, viene detta "sinogramma": l'immagine ottenuta contiene una sinusoide per ogni particolare dell'oggetto e l'ampiezza di detta sinusoide dipende dalla distanza del particolare dal centro di rotazione dell'oggetto.

Il primo a risolvere il problema della determinazione dei valori di una funzione $f(x, y)$ in un piano a partire dagli integrali di linea fu Radon, agli inizi del Novecento, e la gran parte degli algoritmi per la ricostruzione delle immagini utilizzano la tecnica di "retroproiezione" (back projection). L'algoritmo di retroproiezione agisce in modo da proiettare indietro sul piano della slice i valori di ogni proiezione ai vari angoli.

Per ciascun pixel, i contributi delle m proiezioni sono sommati assieme secondo la formula:

$$\hat{f}(x, y) = \sum_{j=1}^m p_j \Delta\varphi \quad (2.14)$$

dove $\hat{f}(x, y)$ è la distribuzione dei coefficienti di attenuazione ottenuti con questo algoritmo.

Se, ad esempio, 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 diminuisce, ma rimane, attorno all'oggetto, un alone di intensità decrescente allontanandosi dal centro dell'oggetto stesso. Per eliminare questo effetto, si utilizzano dei filtri applicabili sia alle proiezioni prima che vengano retroproiettate, sia all'immagine finale.

Il metodo attualmente considerato standard per la ricostruzione di immagini tomografiche è l'algoritmo di retroproiezione filtrata (dall'inglese filtered backprojection) che ha il vantaggio di essere semplice e veloce nell'esecuzione. Questo algoritmo si basa sul "teorema della sezione centrale di Fourier" che è fondamentale in quanto mette in relazione le trasformate di Fourier unidimensionali delle proiezioni acquisite con una riga nello spazio bidimensionale della trasformata di Fourier dell'immagine da ricostruire. Per ricavare l'immagine occorre quindi eseguire l'antitrasformata di Fourier bidimensionale nello spazio delle trasformate di Fourier delle proiezioni acquisite. Da questa antitrasformazione si evince che l'algoritmo è composto da due fasi distinte ed entrambe necessarie: una di filtraggio delle proiezioni e una di retroproiezione. Da qui il nome dell'algoritmo "filtered backprojection".

La fase di filtraggio può essere fatta sia nello spazio reale che nello spazio trasformato di Fourier, di solito si utilizzano filtri passa-basso che permettono di ridurre il rumore nelle immagini acquisite.

Capitolo 3

MicroCT mediante luce di sincrotrone

La microtomografia computerizzata a raggi X (micro-CT) è una forma miniaturizzata della tomografia assiale computerizzata (meglio nota come TAC); essa è una potente tecnica emergente che consente di caratterizzare dal punto di vista microstrutturale differenti tipi di materiali, dal campo della scienza dei materiali a quello della medicina, della biologia, dell'elettronica, della geologia, dell'archeologia e dell'ingegneria biomedica.

La microCT può rivelare, con una risoluzione fino a meno di 1 μm , le caratteristiche microstrutturali interne di resti fossili e manufatti in studi archeologici. Le analisi possono essere applicate a una varietà di materiali "duri", come denti umani fossili e ossa, manufatti in metallo, vetro, ceramica e pietre, e materiali "molliti", come i tessuti, il legno e la carta. Ogni tipo di materiale richiede una strategia analitica diversa. In particolare, gli effetti dovuti all'alta dose erogata ad alcuni materiali di interesse, come i denti e altri preziosi antichi resti umani, dovrebbero essere ridotti al minimo in quanto potrebbero precludere ulteriori analisi. Scanner microCT sono disponibili in commercio, ma alcuni gruppi di ricerca hanno sviluppato sistemi dedicati, appositamente progettati per applicazioni in archeologia, paleontologia e nell'ambito del patrimonio culturale, con risoluzioni spaziali micrometriche o submicrometriche per oggetti di pochi millimetri, fino a decine di micron per oggetti tra i 10 e i 20 cm.

La microCT è stata sviluppata alla fine degli anni Ottanta con tubi a raggi X di tipo microfocus, intensificatori di immagine e geometrie di acquisizione a fascio conico. In questi apparati il sistema sorgente / rivelatore di raggi X è mantenuto fisso, mentre il campione viene ruotato a vari angoli. Migliaia di radiografie digitali sono effettuate utilizzando un rivelatore avanzato che combina uno scintillatore e una telecamera CCD o un rivelatore di tipo flat panel. I raggi X penetrano il campione e vengono rivelati da uno scintillatore, che li converte in luce visibile. Un'immagine 3D viene poi ricostruita retroproiettando i profili raccolti mediante specifici algoritmi matematici. Come per l'imaging planare, la microCT può essere effettuata sia in modalità assorbimento o sensibile alla fase, a seconda della distanza da campione a rivelatore. Risoluzioni di pochi micron (talvolta meno di pochi decimi di micron) possono essere realizzate con questi sistemi, ma ci sono limitazioni dovute allo spettro policromatico dei raggi X [9].

L'utilizzo di fonti di luce di sincrotrone di terza generazione offre particolari vantaggi nell'imaging μCT . L'utilizzazione di fasci monocromatici è importante per limitare l'effetto "indurimento del fascio", spesso una seria limitazione per le fonti convenzionali di raggi X policromatici nell'analisi di campioni archeologici, in particolare ossa fossili e denti.

Lo sviluppo di queste metodologie è basato non solo sulla disponibilità di strutture di terza generazione a raggi X, ma anche sui recenti progressi nella potenza del computer, sia in termini di velocità di calcolo sia di memoria, considerando che immagini corrispondenti a molti gigabyte di dati possono essere raccolte in pochi minuti di tempo di irradiazione. Negli ultimi anni sono stati sviluppati sistemi microCT trasportabili grazie ai progressi nei rivelatori di raggi X compatti e dell'elettronica, permettendo analisi non distruttive in situ di materiali archeologici. Possono essere utilizzati in musei per studiare oggetti preziosi e inamovibili. Sistemi microCT basati su tubi microfocus a raggi X policromatici possono essere utilizzati per l'imaging a contrasto di fase [10].

Sono disponibili tre modi diversi per eseguire la tomografia [11]:

- **La modalità in assorbimento**

Il contrasto è dato dalla differenza tra i coefficienti di attenuazione lineare dei diversi materiali che costituiscono l'oggetto investigato, quindi essenzialmente tra i numeri atomici degli elementi e le densità.

Maggiore la differenza, maggiore è il contrasto e più facile è l'analisi dell'immagine. Questo è il modo convenzionale e in questo caso il campione è posto vicino al rivelatore quando si utilizza come sorgente la radiazione di sincrotrone per evitare effetti di fase dovuti alla propagazione dal campione al rivelatore (Fig. 21). Una trasmissione troppo bassa dà come risultato una cattiva statistica dei fotoni, mentre nel caso di trasmissione troppo elevata si potrebbe avere un contrasto troppo basso tra i diversi elementi. Un buon compromesso è che la trasmissione sia di circa il 10%. Quando il fascio è monocromatico, gli artefatti dovuti all'indurimento del fascio vengono evitati ed è possibile effettuare un'analisi quantitativa poiché il livello di grigio è direttamente collegato al coefficiente di assorbimento μ , correlato al numero atomico e alla densità.

- **La modalità in contrasto di fase**

Questo contrasto si osserva quando il fascio è parzialmente coerente e quando la distanza tra il campione e il rivelatore è aumentata rispetto alla modalità assorbimento. Il contrasto è dovuto all'interferenza dopo la propagazione tra parti dell'onda, ad entrambi i lati di un'interfaccia, che hanno subito un ritardo di fase differente.

Questo contrasto si sovrappone al contrasto in assorbimento convenzionale ed è efficace per il rilevamento dei bordi soprattutto quando l'assorbimento porta solo ad un contrasto debole. Aumentando la distanza tra il campione e il rivelatore risulta inizialmente una più forte e più ampia risoluzione dei bordi del materiale. A distanza più grande, le frange di interferenza di Fresnel coprono l'immagine, trasformandola in un ologramma con una somiglianza sempre meno diretta all'oggetto. Questa tecnica può essere utilizzata in radiografia e permette di rilevare difetti che sono più piccoli del pixel. A piccola distanza campione-sorgente (nel regime di rilevamento dei bordi), la quantità ricostruita utilizzando l'algoritmo di ricostruzione convenzionale è proporzionale al Laplaciano 3D dell'indice di rifrazione. Ciò mette in evidenza le interfacce del materiale, ma in pratica la segmentazione di tali immagini per ulteriori analisi può essere a volte difficile.

- **La modalità olografia**

Questa modalità utilizza immagini prese a diverse distanze campione-rivelatore; grazie ad un algoritmo specifico la distribuzione quantitativa della fase ottica può essere recuperata. Quando viene eseguita questa operazione per ogni proiezione e il risultato viene utilizzato come input per una ricostruzione tomografica, è possibile recuperare il decremento rispetto all'unità dell'indice di rifrazione per ciascun voxel. Quest'ultimo è proporzionale alla densità elettronica del materiale, quindi più o meno alla densità di massa. In pratica questo approccio richiede da 2 a 4 scansioni complete a varie distanze, ma è molto utile per ottenere contrasto quando la modalità di assorbimento convenzionale fallisce. Una caratteristica interessante di questa modalità è che permette l'analisi quantitativa in 3D della densità del materiale.

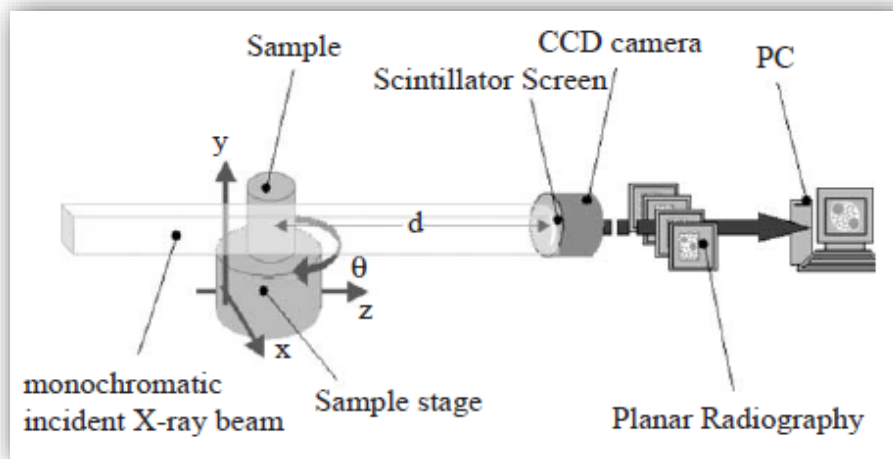


Figura 21 - Set-up sperimentale per microtomografia in assorbimento e phase-sensitiv, in base alla distanza d tra campione e rivelatore, presso la beamline SYRMEP di ELETTRA.

3.1 Microtomografia in contrasto di fase

La fase di sviluppo iniziale della micro-CT in contrasto di fase è legata alla costruzione di grossi acceleratori di particelle, quali i sincrotroni di terza generazione.

La microtomografia computerizzata abbinata all'utilizzo della luce di sincrotrone mostra diversi vantaggi.

La radiazione di sincrotrone offre la possibilità di selezionare i raggi X all'interno di una banda di energia piccola, se confrontata con l'ampio e continuo spettro di energia di un tubo a raggi X, con il vantaggio di ottenere un flusso di fotoni elevato a tal punto da avere un imaging molto efficiente: consente, infatti, di ottenere immagini ad elevata risoluzione spaziale (da 10 a 1 micron), con un ottimo rapporto segnale/rumore.

La micro-CT con luce di sincrotrone trae vantaggio anche da altre caratteristiche peculiari del fascio incidente come l'elevato grado di monocromaticità e la notevole coerenza spaziale solitamente disponibile. Quest'ultimo aspetto permette l'acquisizione di immagini, oltre che in contrasto d'assorbimento, anche in contrasto di fase (Phase Contrast Imaging - PCI): esso si basa principalmente sul fatto che le radiazioni che colpiscono un oggetto, oltre ad essere assorbite, subiscono anche dei cambiamenti di fase nell'attraversare lo stesso.

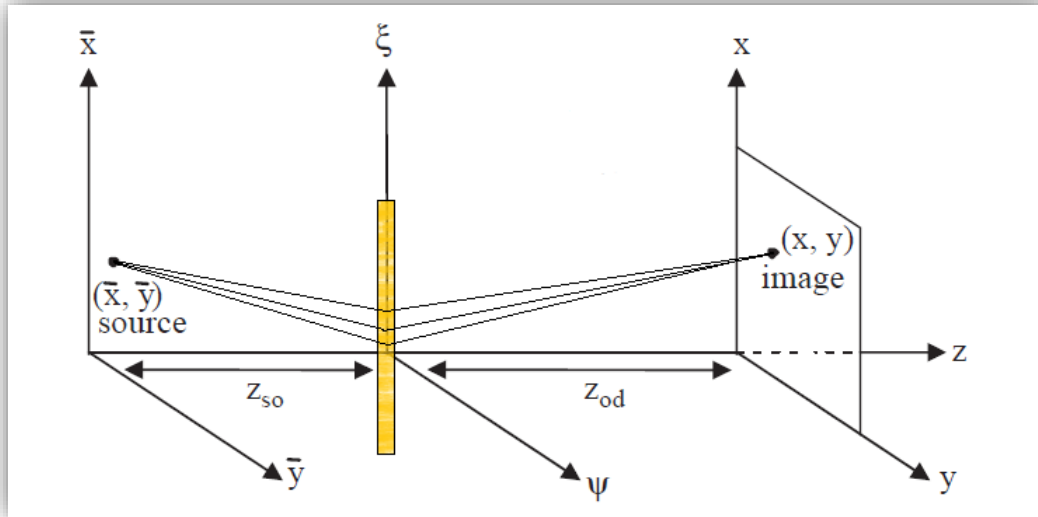
Con la tecnica del PCI si recuperano le informazioni sulla variazione di fase ed ampiezza del fronte d'onda dovute all'attraversamento del campione da parte dei fotoni, potendo di conseguenza riconoscere materiali leggeri altrimenti "trasparenti" ai raggi X, come i campioni biologici oppure un filo di nylon, e contemporaneamente discriminare fra loro materiali aventi coefficiente di attenuazione molto simile, altrimenti indistinguibili.

L'altra caratteristica tipica della tomografia con luce di sincrotrone consiste nella geometria del fascio incidente, che è costituito da raggi approssimativamente paralleli tra loro (solitamente, infatti, la grande distanza presente fra la sorgente di radiazione ed il campione, dell'ordine di alcune decine di metri, rende la divergenza laterale dei raggi molto piccola da consentire tale assunzione).

La risoluzione è determinata dalla risoluzione del rivelatore, che è 5-10 μm per telecamere a raggi X ad alta risoluzione e 1 μm per pellicole radiografiche ad alta risoluzione. L'utilizzo di ottiche aggiuntive, come lenti

di Bragg-Fresnel installate dopo l'oggetto permette di raggiungere una risoluzione di $0.1 \mu m$ al 2% di rilevabilità di contrasto.

Per descrivere il fenomeno del contrasto di fase, si introduce una funzione, chiamata funzione di trasmissione, che rappresenta matematicamente la presenza dell'oggetto nello spazio fisico in cui si propaga l'onda elettromagnetica incidente: il campo elettrico dell'onda in uscita dall'oggetto sarà dato perciò dal prodotto del campo entrante per la funzione di trasmissione [12].



Facendo riferimento alla Figura sopra, si consideri il caso semplice di un oggetto esteso principalmente nella direzione x e posto nell'origine di una terna cartesiana, con un'onda elettromagnetica propagantesi nel verso positivo dell'asse z . La funzione di trasmissione dell'oggetto ha, in approssimazione al prim'ordine, la forma seguente:

$$q(x) = 1 - \mu(x) + i\varphi(x) \quad (3.1)$$

in cui la parte reale $\mu(x)$ descrive l'assorbimento e quella immaginaria $\varphi(x)$ lo sfasamento (phase shift). Si può dimostrare che, nel caso di onda piana incidente, di funzione di trasmissione dell'oggetto che varia solo in una dimensione x e nell'approssimazione di piccoli angoli, il campo elettrico in un punto al di là dell'oggetto è dato dall'integrale di Fresnel-Kirchoff:

$$E(x; z) = \left(\frac{i}{\lambda z}\right)^{1/2} \exp(-ikz) \int q(X) \exp\left(\frac{-ik(x-X)^2}{2z}\right) dX \quad (3.2)$$

E' facile notare che l'integrale di Fresnel-Kirchoff è del tipo di un prodotto di convoluzione. Ricordando perciò le proprietà che legano questi prodotti alle trasformate di Fourier (per cui si rimanda all'Appendice) è possibile applicare i mezzi dell'analisi di Fourier per risolvere l'integrale e giungere ad un'espressione analitica del campo elettrico al di là dell'oggetto e sullo schermo di osservazione. Si noti anche che tale campo elettrico sarà funzione, oltre che della coordinata x , anche della distanza tra oggetto e schermo di osservazione, distanza che indichiamo con la lettera z . In base a ciò distinguiamo tre regioni spaziali in cui è possibile suddividere il problema:

- Regione di campo vicino: $z \ll \frac{d^2}{\lambda}$
- Regione di Fresnel: $z \approx \frac{d^2}{\lambda}$
- Regione di campo lontano: $z \gg \frac{d^2}{\lambda}$

dove con d si è indicata la dimensione dell'oggetto, che è stato supposto svilupparsi prevalentemente nella direzione dell'asse x del riferimento adottato. In questa sede ci si soffermerà soltanto sulla prima regione,

quella di campo vicino, essendo la più significativa per le applicazioni che si andranno a considerare. Com'è noto, l'intensità di un'onda elettromagnetica è data dal modulo quadro del campo elettrico dell'onda stessa, e sono proprio le variazioni d'intensità che permettono di avere l'immagine radiografica. Nella regione di campo vicino si ha per l'intensità

$$I(x; z) = |E(x; z)|^2 = 1 - 2\mu(x) - (1 - \mu(x))\frac{z}{k}\varphi''(x) \quad (3.3)$$

Nel caso in cui $z=0$, cioè l'oggetto e lo schermo sono a contatto, si ha

$$I(x; z) = 1 - 2\mu(x) \quad (3.4)$$

e il contrasto nell'immagine sarà dovuto unicamente al termine di assorbimento. Si ricade quindi nel caso convenzionale di contatto radiografico tra campione e lastra. Se invece $z \neq 0$ e $\mu(x) \ll \frac{z}{k}\varphi''(x)$ si ha

$$I(x; z) = 1 - \frac{z}{k}\varphi''(x) \quad (3.5)$$

Quest'ultima equazione mette in evidenza due aspetti importanti che costituiscono la differenza principale dal contrasto in assorbimento: in primis, il contrasto nell'immagine aumenta all'aumentare di z (pur rimanendo nelle condizioni di campo vicino), quindi lo schermo del detector non deve essere posto a contatto col campione ma può trovarsi anche abbastanza lontano dallo stesso; in secondo luogo, l'intensità varia con la derivata seconda (nel caso più generale col Laplaciano) della funzione $\varphi(x)$, quindi registrerà brusche variazioni lì dove la funzione varia rapidamente. In particolare, essendo $\varphi(x)$ per i raggi X legata alla densità elettronica del materiale del campione - vale infatti la relazione

$$\varphi(x) = r_e \lambda \rho_e(x) \quad (3.6)$$

dove r_e è il raggio classico dell'elettrone e $\rho_e(x)$ la densità elettronica - si avranno variazioni d'intensità molto più accentuate in corrispondenza dei bordi dell'oggetto, il tutto risultando in un effetto di *edge enhancement* (enfattizzazione dei bordi) che consente di studiare ed identificare con maggiore precisione dettagli di interesse. La figura 22 mette bene in evidenza la caratteristica del contrasto di fase di rendere più nitidi e definiti i bordi degli oggetti. Inoltre si è dimostrato che in alcuni casi oltre ad evidenziare i bordi la tecnica può portare un significativo aumento nel contrasto di alcune aree specifiche delle immagini (come quelle delle micro calcificazioni nelle mammografie): questo è dovuto sostanzialmente a due fattori, la risoluzione spaziale finita del rivelatore e le dimensioni finite della sorgente. Quindi caratteristiche che verrebbero considerate sfavorevoli sono invece in alcuni casi responsabili di effetti positivi per la visualizzazione di particolari dettagli. Per quantificare gli effetti delle dimensioni non nulle delle sorgenti si introduce un parametro detto lunghezza di coerenza trasversale definita come

$$L_{coh} = \lambda R/s \quad (3.7)$$

dove λ è la lunghezza d'onda della radiazione, R è la distanza tra la sorgente e

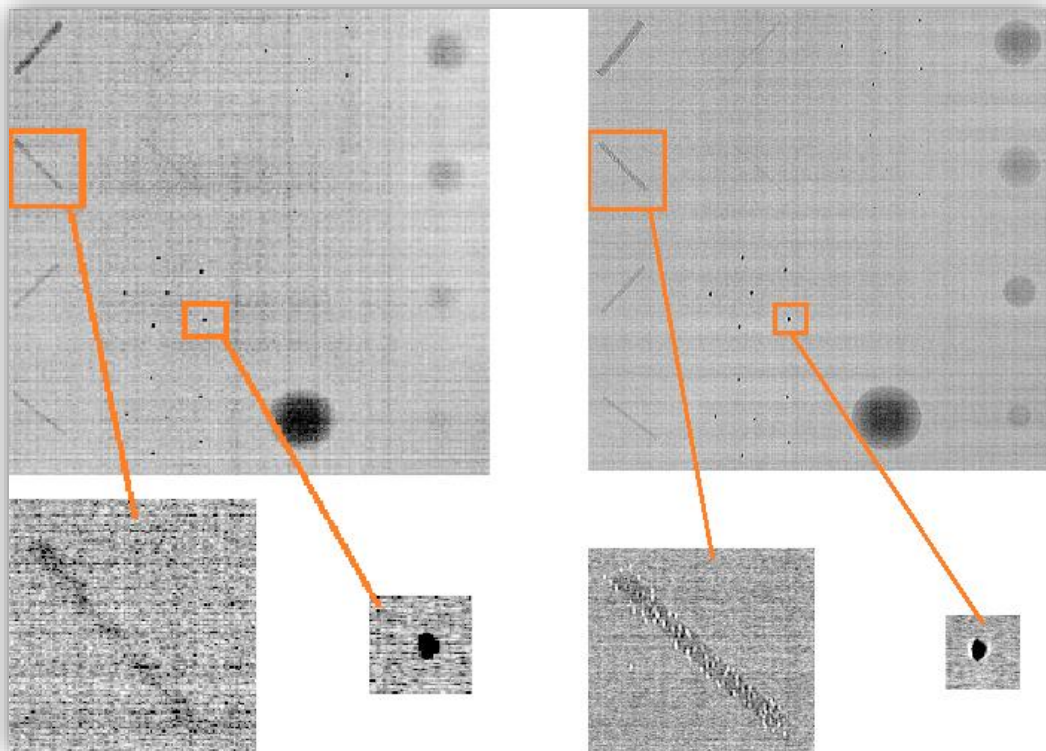


Figura 22 - Confronto tra le immagini di un fantoccio mammografico ottenute in contrasto d'assorbimento (sinistra) ed in contrasto di fase (destra) a 24 keV.

l'oggetto e s è la dimensione trasversale della sorgente. Per poter visualizzare gli effetti del contrasto di fase, si può dimostrare che le strutture che si vogliono risolvere all'interno dell'oggetto devono essere di dimensioni minori o comunque non troppo maggiori di L_{coh} . Inoltre la dipendenza dalla lunghezza d'onda implica che la lunghezza di coerenza trasversale decresce all'aumentare dell'energia dei fotoni e quindi, per una data configurazione geometrica, si possono ottenere migliori effetti di fase sia aumentando la distanza R che diminuendo l'energia della radiazione. Per meglio comprendere le potenzialità della tecnica del contrasto di fase in breve ricordiamo l'indice di rifrazione complesso

$$n = 1 - \delta - i\beta \quad (3.8)$$

legato alle proprietà ottiche della materia nella sua interazione con la radiazione X. Il termine δ è direttamente connesso allo sfasamento subito da un'onda elettromagnetica nell'attraversare un mezzo materiale. Tale parametro, per energie dei fotoni maggiori di 10 KeV e per tessuti composti da elementi leggeri (idrogeno, carbonio, azoto ed ossigeno comunemente presenti nei tessuti molli), è circa tre ordini di grandezza maggiore del termine di assorbimento β , e per questo motivo esso può generare un contrasto significativamente maggiore nelle immagini rispetto alla radiografia convenzionale. Questo contrasto maggiore in corrispondenza dei bordi degli oggetti può essere di grande aiuto ad esempio nella radioterapia guidata da immagini, dove si richiede una ben precisa localizzazione del tessuto tumorale che deve essere investito dalle radiazioni per poter essere distrutto, allo scopo di evitare o di limitare il più possibile i danni alle cellule sane. Inoltre, lontano dagli spigoli di assorbimento K e L, δ è inversamente proporzionale alla radice quadrata dell'energia dei fotoni X, mentre β decresce come la quarta potenza dell'energia; quindi il contrasto basato sugli effetti di fase decresce meno rapidamente all'aumentare dell'energia dei raggi X rispetto al contrasto basato sugli effetti di assorbimento; per questo motivo l'imaging in contrasto di fase permette una riduzione della dose di radiazione somministrata al paziente sotto esame.

I metodi finora sperimentati, per l'imaging in contrasto di fase, possono essere sostanzialmente divisi in tre classi che si differenziano per la natura del segnale raccolto, per il setup sperimentale e per le caratteristiche della radiazione impiegata:

- metodi interferometrici (con cristallo o con reticolo);
- metodi basati sull'analizzatore (DEI);

- metodi basati sulla propagazione;

A causa dell'impiego di cristalli ottici, i metodi interferometrici e quelli basati sull'analizzatore necessitano di fasci di raggi X monocromatici e con elevato grado di collimazione.

Per le caratteristiche analizzate fin qui, la radiografia in contrasto di fase è sicuramente quella che meglio si presta all'indagine accurata di tessuti molli che rivelano un debole contrasto di assorbimento. Ad esempio nell'ambito dell'angiografia, ovvero la formazione di immagini relative ai vasi sanguigni e alla loro struttura, si è visto che vasi sanguigni da 30 μm del fegato di un topo, riempiti di soluzione salina fisiologica come mezzo di contrasto, sono irriconoscibili con radiografia convenzionale ed invece chiaramente visibili in contrasto di fase; è possibile inoltre visualizzare precisamente i tessuti cartilaginei per rilevare in tempo delle modifiche degenerative degli stessi e individuare microfratture nel tessuto osseo. Si sono anche prodotte immagini di carcinomi ai reni e alla prostata e migliorato il contrasto nelle radiografie di polmoni di ratti. Infine, un campo in cui si stanno particolarmente intensificando le ricerche e le applicazioni di questa tecnica radiografica, in quanto strettamente collegato ai programmi di screening, è la mammografia.

3.2 Imaging di rifrazione, diffusione e DEI

Quando un'onda a raggi X si propaga attraverso un mezzo sia l'ampiezza che la fase viene variata a causa della diffusione risonante e non risonante. Nella direzione di avanzamento, le onde diffuse e quelle non diffuse interferiscono, producendo variazioni di intensità nel piano immagine. Occorre sufficiente coerenza trasversale dell'onda a raggi X per l'osservazione del contrasto dell'immagine. Il contrasto è proporzionale alla derivata seconda della densità elettronica dell'oggetto proiettata sul piano dell'immagine, in modo che i contorni delle variazioni di densità all'interno dell'oggetto siano enfatizzati. Minimi cambiamenti nella direzione di propagazione dell'onda di raggi X a causa di rifrazione alle interfacce dell'oggetto possono essere rilevati da un cristallo perfetto, che agisce come una stretta finestra angolare. Questa è la base del metodo Diffraction Enhanced Imaging (DEI), che sta trovando nuove applicazioni nell'imaging diagnostico.

La tecnica si basa sull'uso di un cristallo analizzatore posizionato tra il campione e il rivelatore di immagine. Quando un fascio monocromatico altamente collimato attraversa il campione, i fotoni vengono deviati in funzione del gradiente della parte reale dell'indice di rifrazione. Il cristallo analizzatore agisce come un filtro angolare, accettando o respingendo selettivamente tali fotoni, con una finestra di accettazione variabile da pochi microradianti a decine di microradianti. Così, piccole deviazioni angolari del campione producono modulazioni di intensità rilevabili sul rivelatore. Pertanto, oltre all'assorbimento di raggi X, sono sfruttati per l'imaging anche la rifrazione e la piccola dispersione angolare. [13]

Un esempio dell'applicazione di tale tecnica è mostrato in Figura 23 [14].

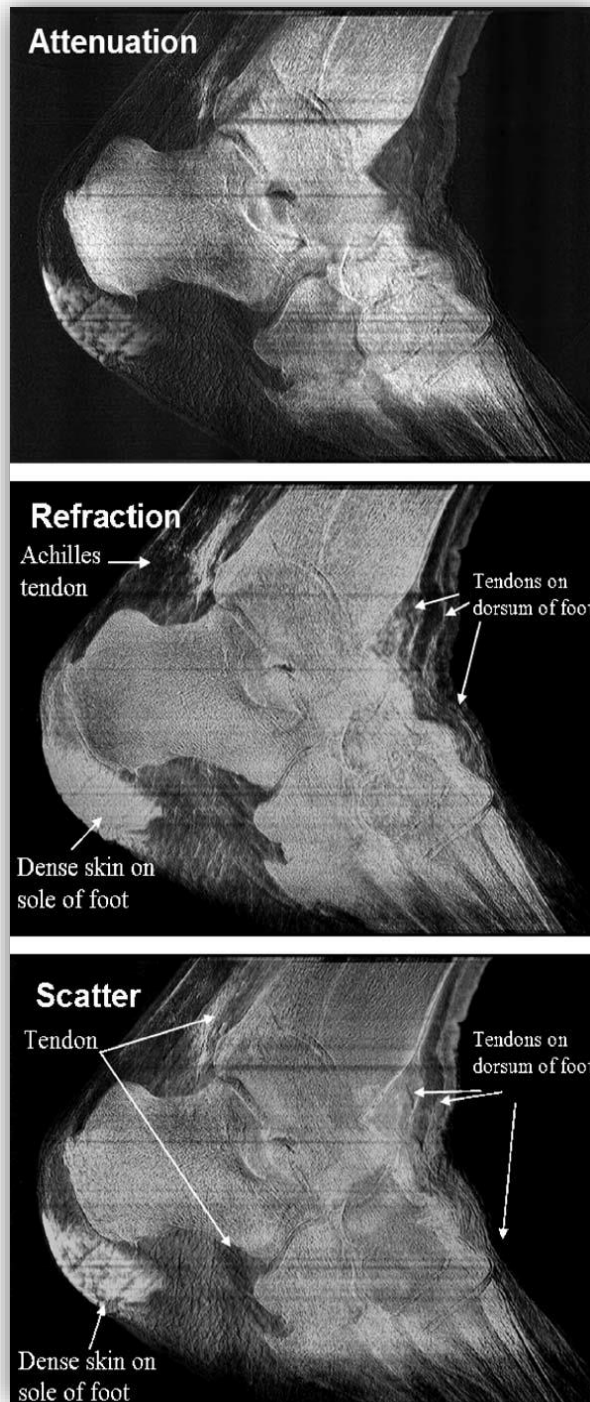


Figura 23 - Immagini ad attenuazione (in alto), rifrazione (al centro) e dispersione (in basso) di un piede di cadavere prese a 40 keV con il metodo di Radiografia a più immagini. Le caratteristiche dei tessuti molli sono meglio visualizzate nelle immagini a rifrazione e dispersione che nell'immagine ad attenuazione.

3.3 Mammografia

Le tecniche sensibili al cambiamento di fase dei raggi X risultano particolarmente vantaggiose nelle applicazioni dedicate all'imaging della mammella poiché si tratta di una struttura complessa in cui non sempre è possibile, tramite imaging ad assorbimento, distinguere i vari tipi di tessuto.

La mammografia è una tecnica di screening con una alta sensibilità per individuare il cancro mammario nella fase iniziale, che statisticamente porta ad un significativo miglioramento della sopravvivenza delle donne afflitte da cancro al seno. Le richieste sulla qualità dell'immagine in mammografia, in termini di contrasto e risoluzione sono al di là di quelle di qualsiasi altra modalità di imaging medico. I requisiti sulla sorgente di raggi X tanto quanto quelli sul rivelatore sono molto elevati soprattutto per la rilevazione a basso contrasto e su dettagli di piccole dimensioni, come, ad esempio, ammassi di microcalcificazioni e possibili indicatori di cancro mammario in fase iniziale. Allo stesso tempo, una particolare attenzione deve essere prestata per un uso efficiente della dose di radiazione alla paziente: poiché il seno è uno degli organi più radiosensibili, il rischio di cancro indotto da esposizione a raggi X deve essere minimizzato. Il contrasto delle strutture dipende essenzialmente dalla differenza del coefficiente di attenuazione che, nel caso di tessuto mammario normale e tumorale, può essere dell'ordine di una piccola percentuale. Al fine di rivelare queste strutture fini è richiesta una sorgente di raggi X dedicata, poiché l'ottimizzazione della sorgente di raggi X può migliorare la visibilità dei dettagli. Nella mammografia tradizionale viene usato un tubo a raggi X con bersaglio di molibdeno (Mo K-edge a 20 keV) in combinazione con un filtro a molibdeno. Lo spettro di energia consiste nel tipico fondo continuo dovuto al bremsstrahlung con le caratteristiche linee di fluorescenza del bersaglio di molibdeno a 17,9 e 19,5 keV. Lo spettro policromo può essere modificato cambiando il voltaggio del tubo. Tuttavia, la migliore ottimizzazione dell'energia può essere realizzata con un fascio monoenergetico. [15]

Immagini DEI-CT rendono visibili i contorni del tumore e importanti segni mammografici, come fili di collagene penetrando nel tessuto adiposo intorno al tumore e indicando la crescita invasiva del carcinoma lobulare (Fig. 24).

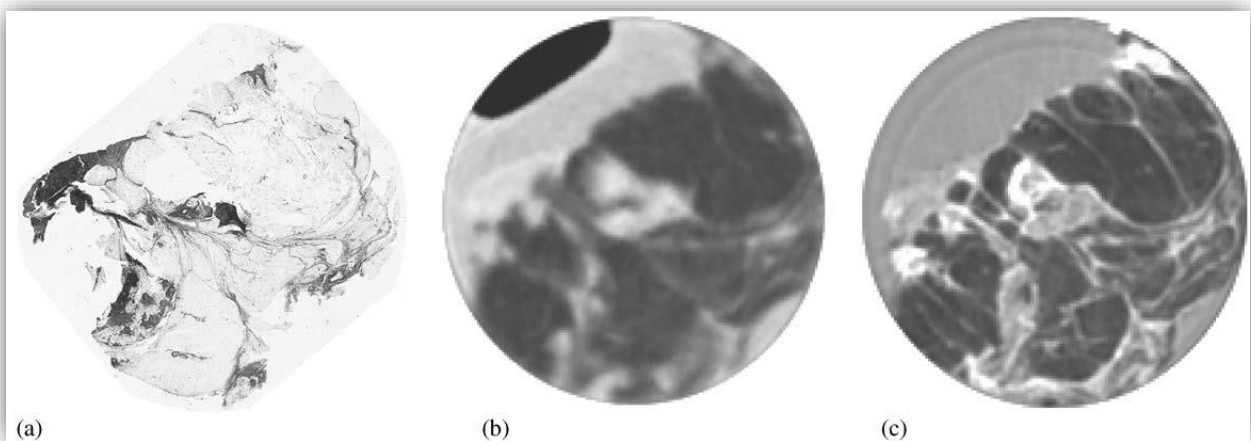


Figura 24 - (a) Sezione istologica che rappresenta un carcinoma lobulare della ghiandola mammaria, (b) immagine CT clinica della sezione equatoriale del campione, (c) immagine DEI-CT della sezione dello stesso campione.

A causa del contrasto maggiore la dose di radiazioni può essere ridotta allo stesso livello della mammografia diagnostica. CT Imaging con radiazione di sincrotrone monocromatica in modalità di assorbimento senza l'aumento del contrasto di fase migliora la qualità dell'immagine sostanzialmente, soprattutto a causa dello scarto dello sparpagliamento, mentre la dose ghiandolare media è di solo alcuni milligray (Fig. 25) [16].



Figura 25 - Tomogramma di un seno ottenuto da asportazione. La dose ghiandolare media erogata è 1.4mGy a 28 keV

Gli studi su fantocci mammografici e campioni di tessuto mammario presso la beamline SYRMEP di ELETTRA hanno dimostrato la possibilità di esecuzione di imaging a contrasto di fase utilizzando un sistema mammografico clinico schermo-film. Ciò significa una migliore visibilità del dettaglio con una dose pienamente paragonabile a quella clinica (Fig. 26). [17]

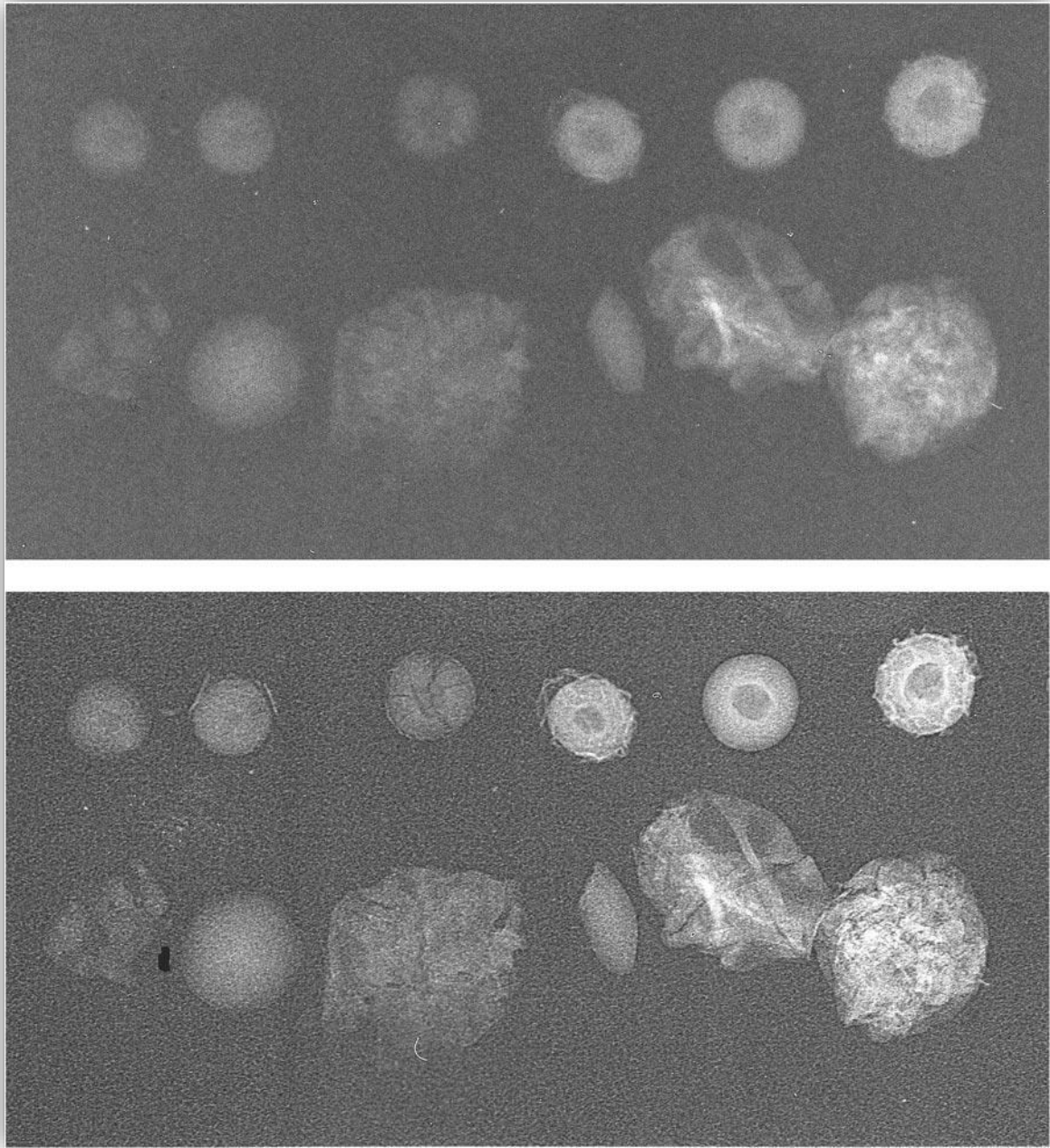


Figura 26 - Tessuto simulato in un fantoccio mammografico ottenuto con una unità clinica mammografica (figura in alto) e presso SYRMEP (ELETTRA) con la tecnica di contrasto di fase a 20 keV (figura in basso). In entrambi i casi è stato usato lo stesso sistema clinico schermo-pellicola con una dose simile.

Altri test eseguiti su mammelle escisse da cadavere mostrano che la qualità dell'immagine migliora con l'impiego della luce di sincrotrone e il contrasto risulta maggiore nelle immagini acquisite in contrasto di fase, nelle quali si osserva un aumento nella visibilità dei dettagli.

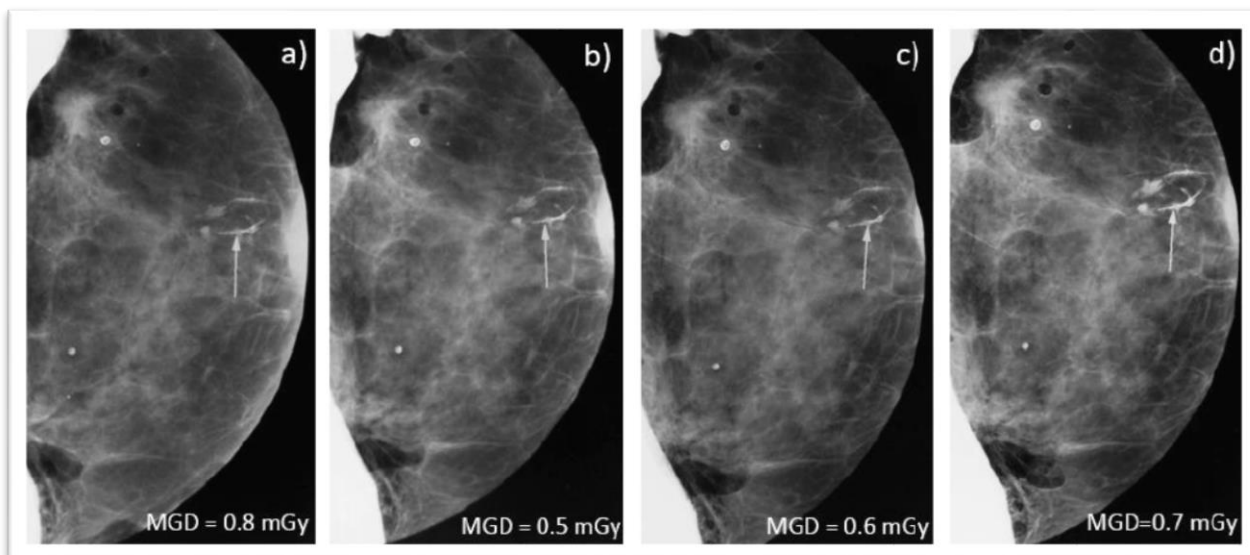


Figura 27 - Campione di mammella compressa (spessore di 3 cm) fissata in formalina. a) immagine mammografica acquisita con 27 kVp e 28 mAs; b)-d) immagini acquisite con luce di sincrotrone: b) immagine in assorbimento; c) immagine in contrasto di fase; d) immagine in contrasto di fase con modalità ABI (Analyzer Based Imaging) con disallineamento di $10\mu\text{rad}$ tra cristallo monocromatore e cristallo analizzatore. Le frecce indicano i punti in cui il contrasto è aumentato in maniera più evidente. [18]

E' chiaro che la ricerca medica basata sul sincrotrone è un campo molto interessante e dinamico, che copre molte modalità di imaging.

3.4 Radiazione di sincrotrone in studi paleontologici e paleoantropologici

La microtomografia a contrasto di fase con radiazione di sincrotrone (SR- μCT) può essere utilizzata per analizzare strutture che sono invisibili con tecniche di microtomografia standard ad assorbimento, come dimostrato in vari campioni fossili.

I paleontologi sono delle new entries tra gli utenti delle tecniche di imaging con radiazione di sincrotrone presso l'European Synchrotron Radiation Facility (ESRF). Gli studi delle caratteristiche morfologiche esterne di un organismo fossile sono insufficienti ai fini di estrarre tutte le informazioni per uno studio paleontologico. Oggigiorno, le osservazioni delle strutture interne diventano sempre più importanti, ma queste osservazioni dovrebbero essere non distruttive al fine di preservare importanti esemplari. La microtomografia convenzionale permette di eseguire una parte di queste investigazioni. Tuttavia, le migliori immagini microtomografiche sono ottenute usando sincrotroni di III generazione come l'ESRF, che producono raggi X duri. Per prima cosa, la monocromaticità evita l'indurimento del fascio che è spesso molto forte per esemplari paleontologici. In secondo luogo, la forte intensità del fascio disponibile presso le sorgenti di radiazione da sincrotrone permette una acquisizione dati rapida a risoluzione spaziale molto alta con conseguente precisa mappatura delle strutture interne del campione. In terzo luogo, l'alta coerenza porta ad ulteriori possibilità di imaging: radiografia a contrasto di fase, microtomografia a contrasto di fase e olografia.

Questi metodi migliorano notevolmente il contrasto delle immagini e perciò consentono lo studio su fossili che non possono essere investigati con la microtomografia convenzionale a causa di un elevato grado di mineralizzazione o a causa di un basso contrasto di assorbimento. Grazie a queste differenti proprietà e tecniche di imaging, una sorgente di luce di sincrotrone e l'ESRF in particolare, appare come uno strumento di indagine quasi ideale per la paleontologia.

I paleontologi puntano ad ottenere la massima conoscenza circa i fossili che studiano. È quindi sempre importante avere accesso alle strutture interne o istologiche dei campioni. Sono stati effettuati numerosi studi con metodi distruttivi, soprattutto tagliando fossili, per indagini microscopiche. Questo tipo di approccio fornisce dati molto importanti, per esempio sulla struttura e lo sviluppo dei denti. In alcuni casi

(vale a dire per la maggioranza dei microfossili) queste tecniche sono l'unico modo per avere accesso alle principali caratteristiche dei fossili. Inoltre hanno il vantaggio di essere abbastanza economiche e molto efficienti, ma presentano almeno due importanti inconvenienti. Il primo è che non danno accesso alla struttura tridimensionale; il secondo, ancora più importante, è che sono distruttive. I fossili rappresentano una risorsa non rinnovabile. Fatta eccezione per alcuni gruppi di fossili che sono ben rappresentati e che possono essere studiati mediante tecniche distruttive, molte specie estinte sono note solo attraverso un numero molto limitato di campioni (talvolta da un solo esemplare). Pertanto, non è pensabile distruggere o anche danneggiare rari fossili al fine di studiare le loro strutture interne o istologiche. In particolare, questo aspetto è di fondamentale importanza per i fossili di ominidi.

La radiografia con raggi X è stata la prima tecnica storicamente utilizzata; purtroppo è spesso insufficiente per fornire dati significativi su un campione spesso o denso (scarso contrasto di assorbimento) e la mancanza della terza dimensione limita largamente lo sfruttamento dei dati.

La terza dimensione è accessibile nelle immagini prodotte da scanner per tomografia computerizzata (CT), che sono stati sviluppati per scopi medici.

Gli scanner medici possono tuttavia fornire solo risoluzioni spaziali molto limitate. Anche nel migliore dei casi, è difficile osservare strutture più piccole di 0.5mm. Non possono essere utilizzati quando sono necessarie misurazioni precise, per esempio dello spessore dello smalto dentale o quando devono essere studiati dettagli su scala dei micron o campioni di dimensioni submillimetriche.

Limitazioni derivano dallo spettro policromatico della sorgente di raggi X di queste macchine e dalla natura intrinseca dei fossili (campioni altamente mineralizzati, che spesso presentano un contrasto di assorbimento molto basso).

L'utilizzo di una fonte di sincrotrone di terza generazione ottimizzato per raggi X duri, come l'European Synchrotron Radiation Facility (ESRF), invece delle fonti convenzionali, cambia radicalmente la situazione per le indagini di fossili [19].

Ad esempio, le caratteristiche incrementali della microstruttura dello smalto sono soggetti ideali per la SR- μ CT in contrasto di fase, perché sono il risultato di variazioni sia chimiche che strutturali dei "prismi" dello smalto [20]. Tafforeau fu il primo ad applicare questa tecnica a un fossile di primate illustrando la microstruttura dello smalto in una punta della cuspidale parzialmente demineralizzata del primate antropoide *Siamopithecus* dell'Eocene, e successivamente quantificando il grado di mineralizzazione di un dente di rinoceronte moderno [21]. Smith et. al. analogamente illustrarono la periodicità nel tempo in un frammento di smalto in uno dei primi *Homo sapiens* [22]. Mentre queste applicazioni iniziali dimostrano che la SR- μ CT in contrasto di fase rappresenta un approccio promettente per caratterizzare la struttura microscopica dei tessuti mineralizzati, una serie di domande rimane circa i limiti di questa nuova applicazione. Ad esempio, non è chiaro se questo metodo produca risultati direttamente paragonabili alle indagini al microscopio della microstruttura del dente, se le caratteristiche dello sviluppo come la linea neonatale possano essere identificate, se le funzioni elementari possano essere studiate attraverso denti umani completamente formati, e, infine, se le immagini di denti recenti e di quelli fossili siano comparabili [23].

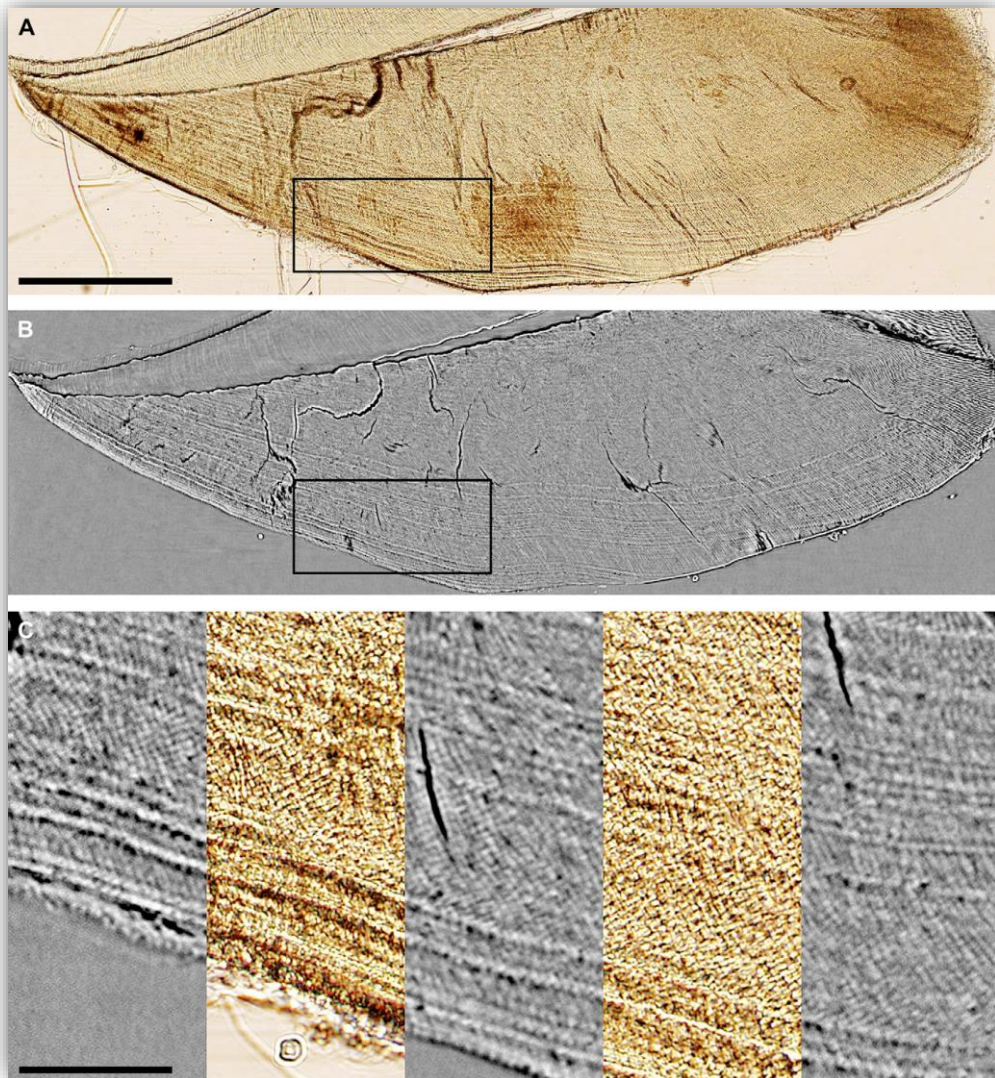


Figura 28 - Confronto tra (A) sezione istologica di 100 μm di spessore di una cuspid dentale di scimpanzé in fase di sviluppo, ripresa con microscopia ottica (dopo sezionamento), e (B) stessa fetta virtuale (spessore 3,5 μm) ripresa con SR- μCT in contrasto di fase (prima del sezionamento). La fetta virtuale è una media di cinque consecutive fette da 0.7 μm . (C) Ingrandimento della regione al di sotto della superficie dello smalto (riquadri neri in A e B) mostra una buona corrispondenza di funzionalità incrementali. Le barre di scala rappresentano 500 μm in A e B, e 100 μm in C.

Al fine di valutare la visualizzazione della microstruttura con SR- μCT in contrasto di fase, denti di scimpanzé in fase di sviluppo sono stati ripresi prima e dopo sezionamento fisico. La fedeltà dell'" istologia virtuale " è evidente sulla fetta completa e a livello prismatico (Fig. 28); le immagini possono essere allineate entro un singolo pixel da 0,7 μm , e le misurazioni di distanza trasversale prese nella stessa area della sezione fisica e virtuale differiscono di meno dell' 1%. I confronti sono stati effettuati anche tra la SR- μCT in contrasto di fase e la microscopia confocale, ottenendo informazioni molto simili. Tuttavia, a differenza della microscopia confocale, la SR- μCT in contrasto di fase non si limita alle regioni al di sotto della superficie, e le caratteristiche incrementali spesso appaiono più risolte a causa dell'alta risoluzione isotropica. Utilizzando la SR- μCT in contrasto di fase, è possibile rivelare strutture più piccole delle dimensioni del voxel [24]. Ogni fetta tomografica è molto più sottile di una tradizionale sezione istologica, e facendo la media tra le fette successive è possibile generare fette spesse per aumentare selettivamente le strutture incrementali specifiche. E' anche possibile identificare periodi di sviluppo attraverso sezioni istologiche "virtuali"; le linee neonatali sono state viste chiaramente in un dente umano in via di sviluppo (Fig. 29),

mostrando un nuovo approccio non distruttivo per confermare una sopravvivenza postnatale e per mettere in relazione il tempo di sviluppo all'età cronologica.

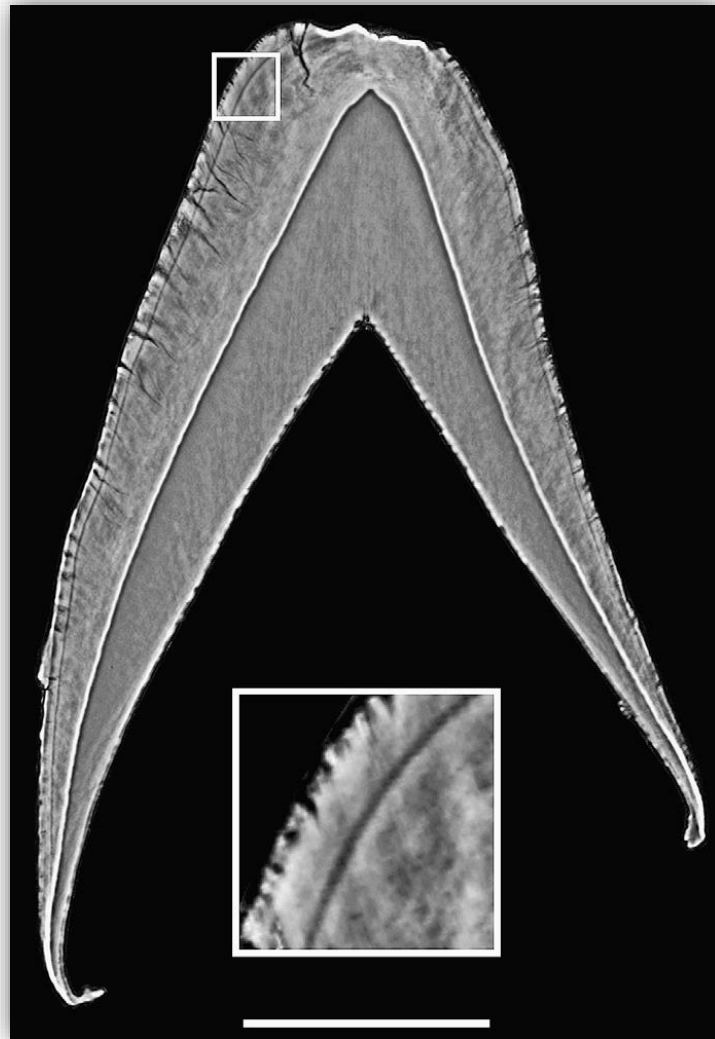


Figura 29 - Fetta virtuale (spessore 25,2 μm), di un moderno canino deciduo umano, scansionato con SR- μCT a contrasto di fase utilizzando dimensione di voxel di 5,03 μm . La linea scura parallela alla superficie del dente è la linea neonatale formata durante la nascita (qui sotto nel riquadro). Questo individuo è morto poco dopo la nascita, come dimostra la mancanza di smalto postnatale e confermato dall' Istituto di Anatomia dell'Università di Berna. La barra della scala è di 1 mm.

Sviluppi recenti dimostrano che questa tecnica è efficace per la visualizzazione della microstruttura dentale attraverso l'intera corona di denti provenienti da ominidi recenti e fossili (Fig. 30). Materiale fossile ripreso con la SR- μCT in contrasto di fase mostra spesso una microstruttura più chiaramente definita di un materiale esistente completamente calcificato, come è vero anche per la microscopia ottica. Inoltre, è possibile l'imaging di microstrutture in fossili di ominidi di più di due milioni di anni (Fig. 31), il che porterebbe ad un potenziale aumento del numero di taxa ominoidee disponibili per lo studio dello sviluppo incrementale.

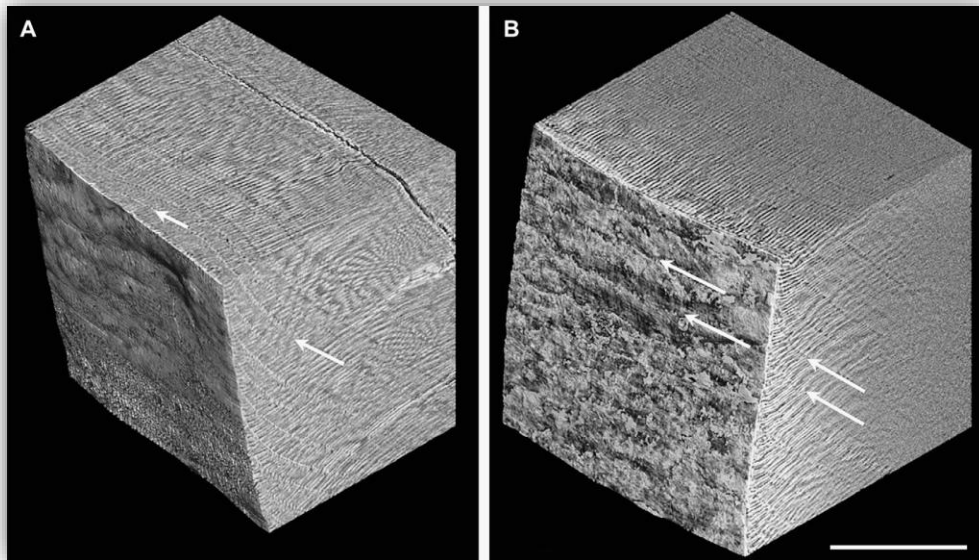


Figura 30 - Rappresentazioni tridimensionali dello smalto laterale di molari moderni (A) e fossili (B) di orango. (A) Linea Retzius continua (freccia bianca) in orientazioni tangenziale (faccia superiore) e perpendicolare (faccia a destra). Il campione è uno dei primi molari inferiori che è stato scaldato a riflusso e incorporato in metilmetacrilato prima dell'imaging. (B) Linee Retzius (freccie bianche) si avvicinano alla superficie dello smalto (faccia a destra) e terminano sulla superficie dello smalto come le perikymata (freccie bianche) (faccia a sinistra). Questa corona completa, completamente formata deriva da una raccolta di fossili Pongo recuperato da Tubo Cave, sud della Cina (~70,000 anni fa). Circa sette o otto linee Retzius possono essere viste terminare come le perikymata sulla superficie di ogni blocco 3D. La barra della scala è 250 μm per entrambi i blocchi.

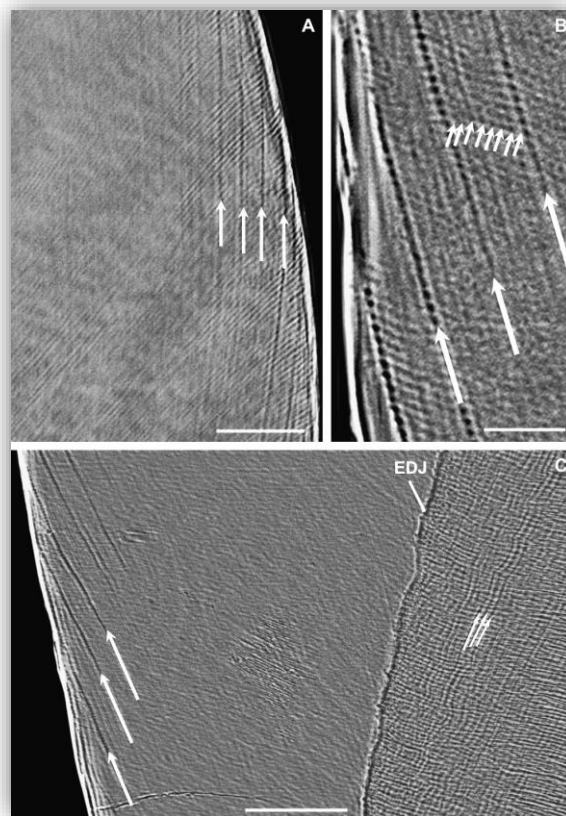


Figura 31 - Imaging virtuale della microstruttura di denti fossili di ominidi. (A) Sezione virtuale (spessore 70 μm) attraverso lo smalto di un *Australopithecus africanus*, mostra le linee Retzius ravvicinate (freccie bianche) lungo la superficie del dente di una cuspidale parziale (solo smalto) da Sterkfontein (EM 1011). (B) Sezione virtuale (spessore 35 μm) attraverso un frammento di molare

di Paranthropus robustus proveniente da Swartkrans (EM 2368) che mostra una periodicità nella linea Retzius di otto giorni: otto striature (frece bianche piccole) tra una coppia di linee Retzius (frece bianche grandi). (C) Sezione virtuale (spessore 28 μm) di smalto di un Paranthropus robustus che mostra le linee di lungo periodo (frece bianche) sia nello smalto che nella dentina di un frammento di molare superiore da Swartkrans (EM 1009). La scala è 100 μm in A, 50 μm in B, e 200 μm in C.

La quantità di smalto, quando considerata in proporzione alla dentina, varia a seconda della successione dei primati. Gli esseri umani viventi hanno lo smalto più spesso tra i primati esistenti, ma questo non era vero nel passato. Gli antropologi hanno usato la radiografia, la tomografia computerizzata, il sezionamento fisico, così come l'osservazione di denti naturalmente usurati o fratturati, per determinare lo spessore dello smalto di esseri viventi e primati fossili, tra cui fossili di esseri umani. La variazione nello spessore dello smalto si crede essere relativo alla funzione del dente; gli esseri umani hanno una dieta relativamente onnivora, che può aver richiesto denti ben rinforzati in passato, mentre gli scimpanzé hanno una dieta soprattutto frugivora, che non richiede uno smalto così spesso (Figura 32).

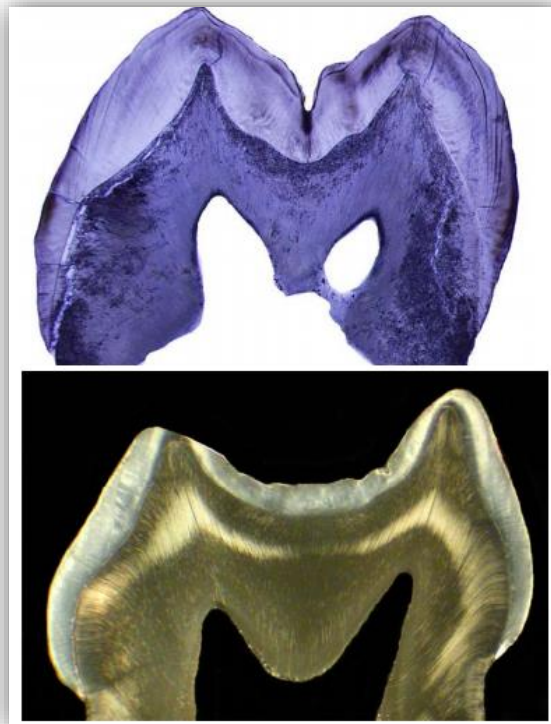


Figura 32 - Sezioni fisiche di un molare umano (sopra) e di scimpanzé (sotto), che mostrano rispettivamente uno smalto spesso e uno sottile.

Lo sviluppo dentale negli esseri umani e nelle grandi scimmie inizia prima della nascita e continua per tutta l'adolescenza. Come per molti sistemi biologici, la formazione di tessuti duri è caratterizzata da un ritmo circadiano (periodo di circa 24 ore). Il tasso di sviluppo e il tempo impiegato sono registrati in modo permanente da linee incrementali nello smalto e nella dentina, che rimangono invariate in questi tessuti per milioni di anni. Dato che i resti dentali sono i più comuni e meglio conservati tipi di prove fossili per le specie estinte di primati, la valutazione dei processi di crescita incrementali può gettare nuova luce sulla biologia dello sviluppo evolutivo dei primi esseri umani.

Lo smalto è secreto dalle cellule conosciute come ameloblasti, che differenziano la giunzione smalto-dentina e migrano verso l'esterno in direzione di ciò che diventa la superficie della corona. Le tracce lasciate da queste cellule individuali sono conosciute come prismi di smalto (Figura 33). I prismi mostrano striature trasversali che risultano dal ritmo circadiano della secrezione dello smalto (Figure 34) [25].

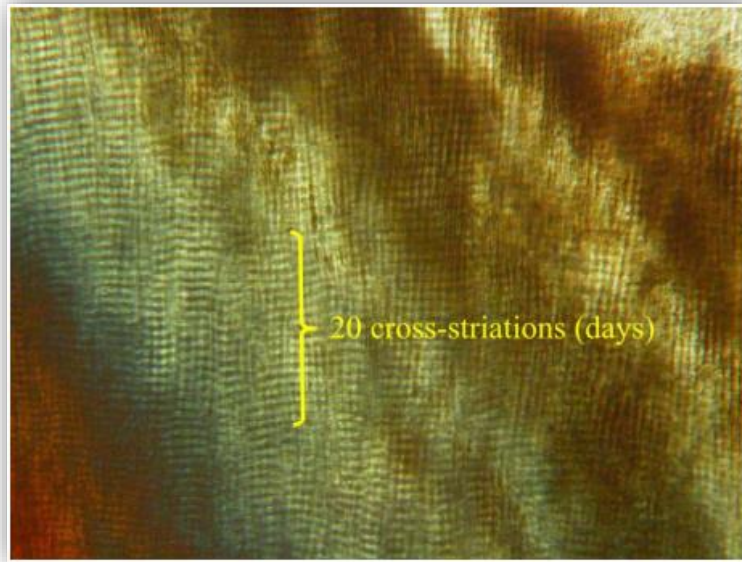


Figura 33 - Immagine a luce polarizzata ad alto ingrandimento di un molare umano fossile mostrante striature trasversali (linee giornaliere). Queste bande chiare e scure corrono orizzontalmente attraverso i prismi verticali dello smalto, e sono distanziati di circa 5.5 micron. Dalle 50 alle 55 linee possono essere contate dalla parte inferiore alla parte superiore dell'immagine, rappresentando 50 - 55 giorni di crescita del dente.

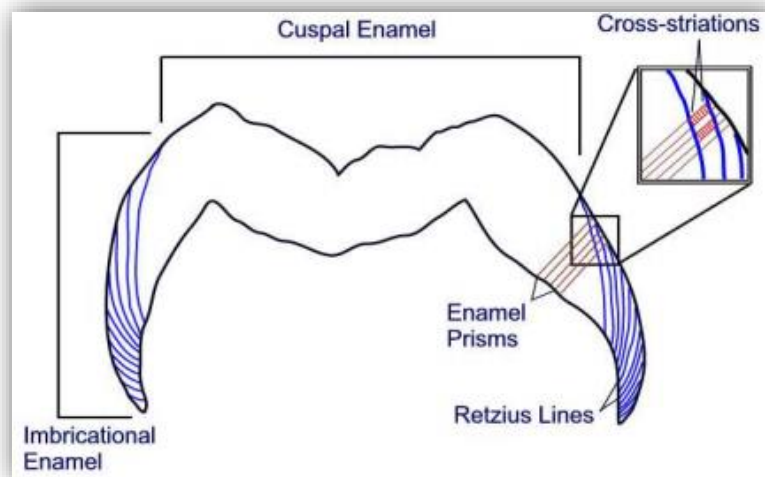


Figura 34 - Schema di funzionalità incrementali nello smalto dentale, comprese le divisioni che gli antropologi usano per distinguere le diverse regioni di crescita.

Le successive posizioni del fronte d'avanzamento dello smalto in formazione sono conservate come strutture incrementali a lungo-periodo definite Linee Retzius (Figura 33 e 35).

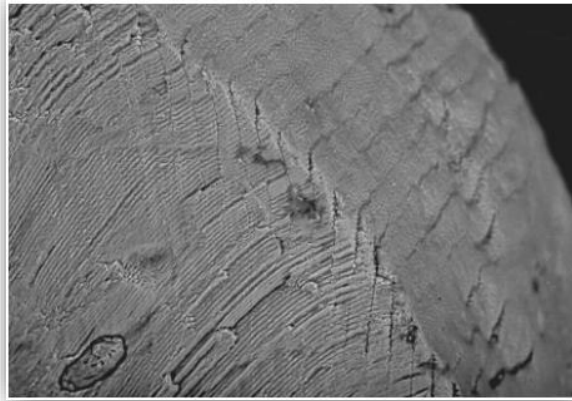


Figura 35 - Linee di crescita incrementali all'interno dello smalto dentale (linee Retzius in basso a sinistra).

Anche se è possibile vedere la microstruttura dentale su tutti i campioni analizzati con la SR- μ CT in contrasto di fase, la qualità dei risultati varia notevolmente a seconda del campione. In alcuni casi, è impossibile valutare la periodicità delle linee Retzius a causa della scarsa visibilità delle striature, ad esempio utilizzando la microscopia ottica e confocale, suggerendo così che ciò è dovuto, in parte, a fenomeni strutturali intrinseci. I migliori risultati in denti fossili derivano in generale dalle aree parzialmente demineralizzate, anche se questa condizione non è sempre necessaria per un imaging efficace.

Tafforeau (2004) ha dimostrato che la SR- μ CT in contrasto di fase a media risoluzione (voxel di 30 μ m) produce misurazioni accurate delle sezioni virtuali quando vengono comparate alle sezioni fisiche di denti. Qui dimostriamo che un contrasto di fase con risoluzione inferiore al micron produce rappresentazioni fedeli di microstruttura dentale, paragonabile alle immagini ottenute con luce trasmessa e con la microscopia confocale.

In conclusione, le recenti applicazioni paleoantropologiche con la SR- μ CT in contrasto di fase hanno fornito preziose informazioni sullo spessore dello smalto e la struttura macroscopica del dente in ominidi fossili.

I fasci di raggi X utilizzati per la SR- μ CT presentano, come accennato in precedenza, tre proprietà fondamentali che migliorano la qualità dei dati e la possibilità di imaging in modo significativo: la monocromaticità, l'elevata intensità del fascio e la coerenza parziale.

Attraverso numerosi esempi presi in diversi campi della paleontologia, presentiamo qui una rapida panoramica di ciò che può essere fatto presso l'ESRF grazie a queste proprietà del fascio.

3.4.1 Effetto della monocromaticità e indurimento del fascio

Quando si utilizzano fonti convenzionali i fasci sono generalmente policromatici, e le slice ricostruite presentano in molti casi il cosiddetto artefatto da "indurimento del fascio". Questo artefatto è dovuto all'assorbimento differenziale dello spettro dei raggi X da parte del campione. Infatti, essendo le basse energie più assorbite dal campione di quelle alte, la parte più dura dello spettro dei raggi X diventa predominante nel fascio trasmesso. Questo effetto porta ad un calcolo errato dei coefficienti di assorbimento lineare sulle slice ricostruite, che appare principalmente come schiarimento dei bordi del campione. L'indurimento del fascio è legato alla densità del materiale. Quindi, essendo i fossili generalmente altamente mineralizzati, questo artefatto è spesso molto evidente. Misurazioni dello spessore dello smalto dentale costituiscono un esempio di questi risultati fuorvianti. La figura 36 presenta, per un secondo molare inferiore del thailandese *Androide khoratpithecus chiangmuanensis* del Miocene medio, un confronto tra due scansioni, la prima con un fascio policromatico da una sorgente di raggi X convenzionale e la seconda con un fascio di sincrotrone monocromatico.

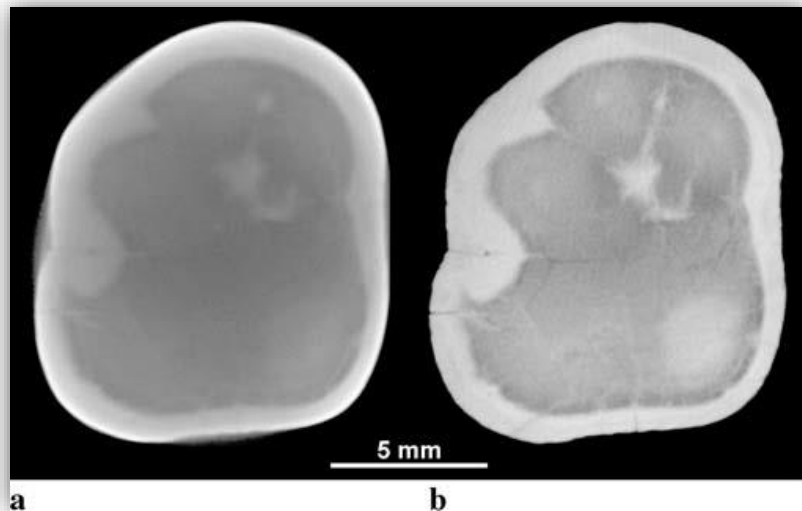


Figura 36 - Confronto per la stessa fetta microtomografica tra una scansione (a) eseguita con un microtomografo industriale utilizzando una sorgente di raggi X policromatica (dimensione voxel $20\ \mu\text{m}$) e (b) con un fascio monocromatico di raggi X a un'energia di 50 keV (dimensione voxel $30\ \mu\text{m}$) sulla beamline ID19 dell'ESRF. Il campione è un secondo molare inferiore del Thai primate ominide *khoratpithecus chiangmuanensis* del medio Miocene.

Questo confronto mostra chiaramente che l'indurimento del fascio può sostanzialmente degradare i risultati delle indagini microtomografiche di campioni fossili.

Un intenso fascio monocromatico porta a slice ricostruite esenti dagli effetti di indurimento del fascio. Il trattamento dei dati è più facile e l'informazione di assorbimento può essere correlata con maggiore precisione alle densità locali del campione. I risultati possono essere sfruttati per studi quantitativi con una buona precisione e riproducibilità. Inoltre così facendo si facilita notevolmente la segmentazione delle immagini 3D del campione (Fig. 37) e l'estrazione dei parametri rilevanti.

Quindi, l'uso di un fascio monocromatico, oltre alla geometria di tipo "parallel-beam", produce immagini delle strutture nei fossili mineralizzati che sono di migliore qualità rispetto a quelle ottenute utilizzando fonti convenzionali.

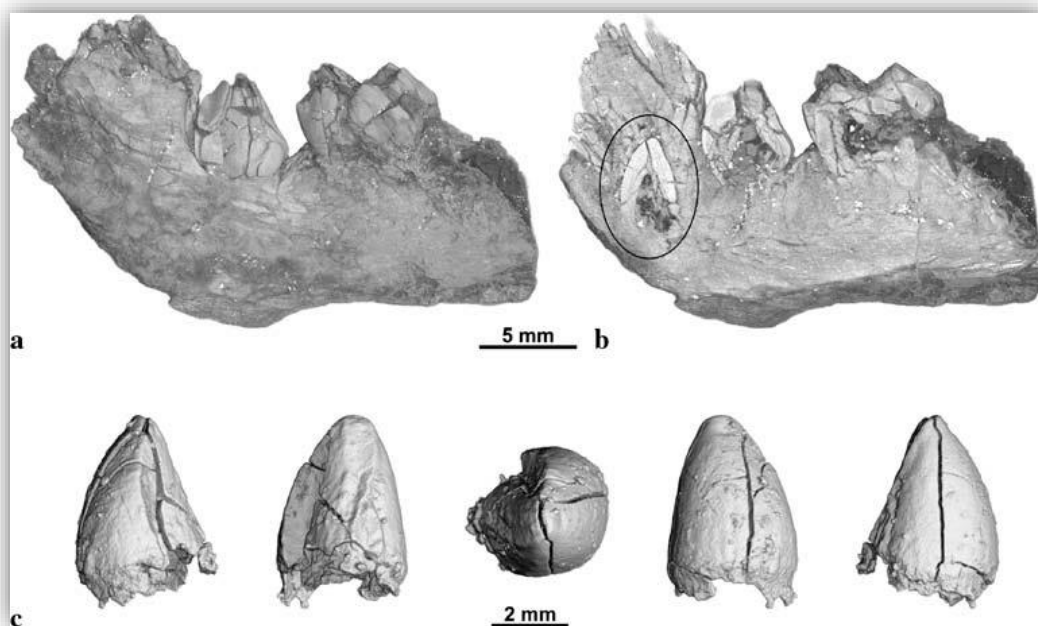


Figura 37 - Estrazione 3D di un terzo premolare non spuntato da una mandibola di un primate indeterminato del tardo Eocene dalla Thailandia. (a) Rendering 3D della morfologia esterna del campione. (b) La fetta virtuale verticale attraverso la mandibola mostra la presenza di un dente non spuntato. (c) Rendering 3D del dente dopo la segmentazione. I dati sono stati raccolti sulla beamline ID19 con una dimensione del voxel di $15\ \mu\text{m}$. Grazie alla monocromaticità, nessun effetto di indurimento del fascio è presente.

3.4.2 Alta intensità del fascio e risoluzione spaziale

La seconda carta vincente di una sorgente di radiazione di sincrotrone è l'intensità molto elevata del fascio di raggi X, che è di alcuni ordini di grandezza superiore a quella prodotta da tubi a raggi X. Questo alto flusso consente di mantenere un flusso sufficiente per l'imaging nonostante l'uso di monocromatori. I fasci monocromatici sono prodotti utilizzando sia cristalli (principalmente silicio) sia specchi rivestiti multistrato. Sono anche disponibili fonti convenzionali quasi-monocromatiche, ma il loro flusso è troppo basso per eseguire immagini a raggi X di fossili con una buona qualità di immagine, o in un tempo ragionevole. Anche quando sono utilizzati i rivelatori ad altissima risoluzione (dimensione del pixel $<1 \mu\text{m}$), l'intenso fascio monocromatico permette tempi di esposizione entro la frazione di secondo per una singola proiezione. Presso l'ESRF, il range di risoluzioni spaziali disponibili, espresse come dimensione del pixel, varia attualmente da $350 \mu\text{m}$ fino a 280nm con vari tipi di rivelatori. Quest'ampia gamma di risoluzioni è importante per i paleontologi per studiare una grande varietà di campioni (per riassumere, dai batteri ai dinosauri). Diversi tipi di campioni paleontologici sono già stati studiati presso l'ESRF e si è dimostrata chiaramente la possibilità di utilizzare la SR- μCT per studi non distruttivi di fossili (Fig. 38) [26].

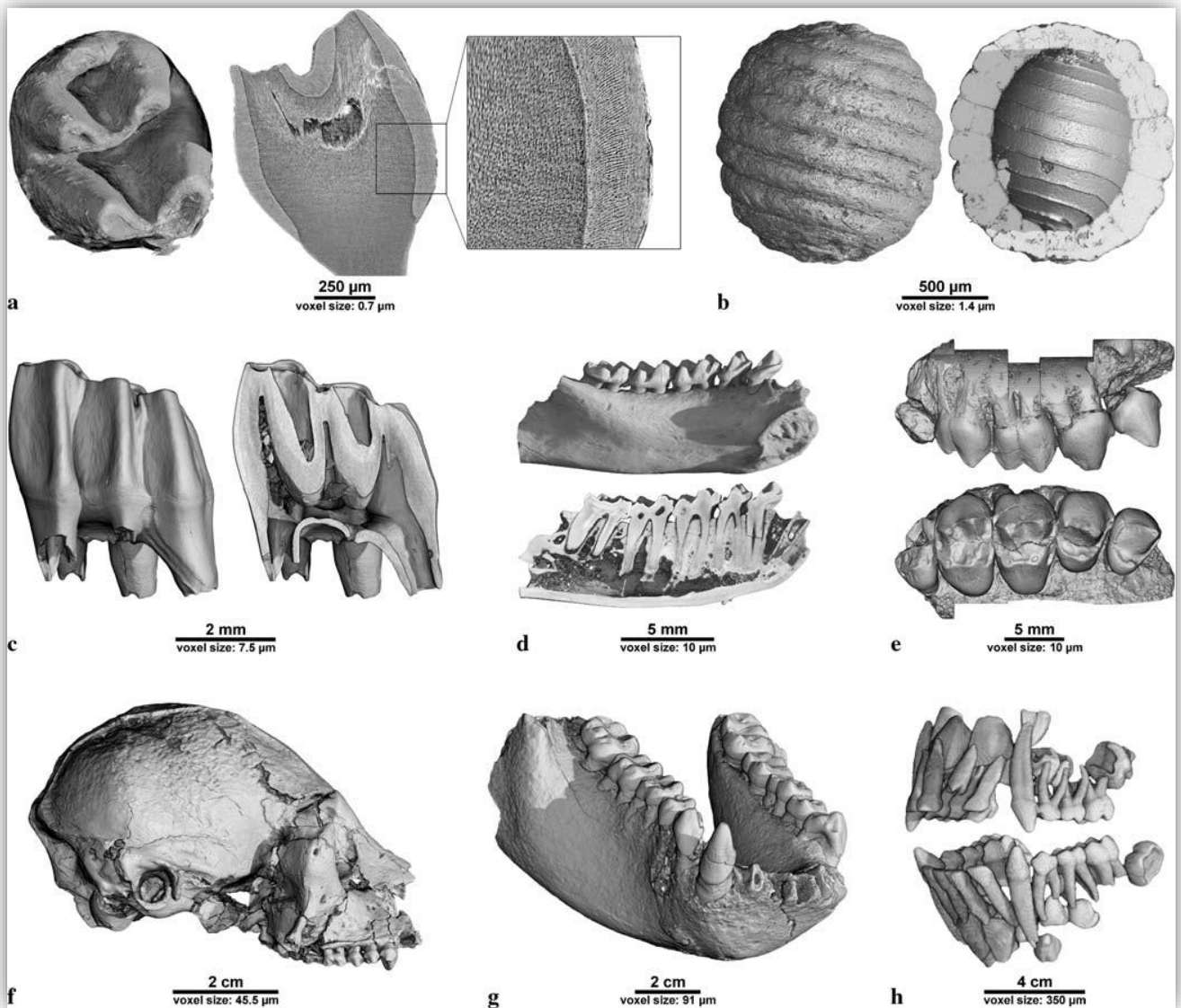


Figura 38 - Esempi di applicazioni della microtomografia con radiazione di sincrotrone su campioni paleontologici e biologici che illustrano la vasta gamma delle risoluzioni spaziali che possono essere utilizzate presso l'ESRF. Le risoluzioni diminuiscono dal primo verso l'ultimo campione. (A) Molare di un moderno roditore *Murinae* (linea di luce ID19). Con una tale alta risoluzione è possibile osservare la microstruttura dello smalto e della dentina in maniera non distruttiva. (B) Alghe caropite del Cretaceo *Peckisphaera*

*gigantea (linea di luce ID19). In questo esempio, è stata praticamente ricostruita la forma interna mostrando la morfologia dell'oospore non conservato. (C) Morfologia esterna e fetta virtuale di un molare di un roditore della prima metà del Miocene proveniente dalla Spagna *Ruscinomys* sp. (Linea di luce BM5). (D) Morfologia esterna e fetta virtuale di una mandibola di un primate Omomyiform del tardo Eocene dalla Francia *Microchoerus* sp. (Linea di luce ID19). (E) Denti superiori di un antropoide del tardo Eocene dalla Thailandia *Siamopithecus eocaenus* (linea di luce ID19). I dati sono stati raccolti in microtomografia locale, la larghezza massima di questo fossile è di circa 20 mm. (F) Cranio del primo Miocene di un platyrrhine primate dall'Argentina *Homunculus patagonicus* (linea di luce ID17). (G) Mandibola del tardo Miocene di un primate ominoide dalla Thailandia *khoratpithecus piriyai* (linea di luce ID17). I dati originali sono stati acquisiti con una dimensione voxel di 45,5 μm ma l'elaborazione 3D è stata fatta sul volume completo dopo binning di un fattore due. (h) Estrazione virtuale di denti da latte e definitivi di un teschio moderno di una giovane scimpanzé *Pan troglodytes* (linea di luce ID17). I dati sono stati raccolti con un rivelatore lineare al germanio.*

3.4.3 Coerenza parziale del fascio e imaging a contrasto di fase

La SR- μCT mediante l'utilizzo di un sincrotrone di terza generazione ottimizzato per raggi X duri porta ai migliori risultati ottenibili su fossili in modalità assorbimento. Tuttavia, molti fossili mostrano forti modificazioni chimiche a causa della diagenesi. Il processo di fossilizzazione risulta, per numerosi campioni paleontologici, in un contrasto in assorbimento molto debole.

I sincrotroni di terza generazione, attraverso l'alta coerenza del fascio, rendono possibili nuove tecniche di imaging che possono risolvere questo problema per un gran numero di fossili.

La coerenza trasversale del fascio di raggi X viene aumentato quando la distanza dalla sorgente di sincrotrone aumenta (circa 145 m per la linea di luce ID19) e quando l'estensione spaziale di questa fonte diminuisce. In questo caso, una "lunga" distanza di propagazione (tipicamente 0,5 m) tra il campione e il rivelatore permette di rilevare pattern di interferenza di raggi X associati con i dettagli del campione che sono indistinguibili nella modalità assorbimento (vale a dire utilizzando fonti incoerenti come negli scanner convenzionali). Esistono diverse tecniche di imaging basate su questo effetto di propagazione: microradiografia in contrasto di fase, SR- μCT in contrasto di fase e olografia.

Una delle applicazioni più spettacolari della tecnica a contrasto di fase in paleontologia è la ricerca di inclusioni in ambra opaca. L'ambra è una resina fossile d'albero che incorpora a volte organismi (fiori, insetti, ragni, ecc). Nella maggior parte dei casi, essa è abbastanza trasparente e le inclusioni possono essere viste direttamente con sistemi ottici (stereomicroscopi binoculari o microscopi) dopo aver lucidato la superficie. Alcuni blocchi di ambra sono invece totalmente opachi e quindi non possono essere studiati con metodi ottici. Per questo tipo di campione, è inoltre impossibile sapere se c'è qualche inclusione. La microradiografia ad assorbimento può mostrare alcune inclusioni quando gli organismi presentano sufficiente contrasto di assorbimento, ma la maggior parte degli organismi incorporati rimangono invisibili con questa tecnica.

La microradiografia in contrasto di fase per analizzare questi blocchi opachi d'ambra permette di rivelare i dettagli delle inclusioni, anche utilizzando un rivelatore a media risoluzione. La figura 39 mostra l'enfatizzazione del contrasto di fase quando si aumenta la distanza tra il campione e il rivelatore (dimensione del pixel di 7,5 μm) su un insetto Albian hymenopterous del periodo Cretaceo proveniente dalla Francia.

Questa tecnica di indagine è destinata a diventare uno strumento di riferimento per lo studio di inclusioni in ambra opaca. Dopo una localizzazione precisa degli organismi, i più interessanti possono essere visualizzati in 3D attraverso una SR- μCT con un contrasto di fase moderato. La figura 40, ad esempio, presenta un'estrazione tridimensionale di un coleottero Cretaceo (Coleoptera: Dermestidae, origine: Francia). L'insetto è stato praticamente estratto dalla resina e separato dalle bolle, dalle crepe e dalle impurità mediante segmentazione 3D. Tutti i dettagli della cuticola sono visibili. L'animale può essere studiato come se non fosse stato incorporato nella resina. Questo metodo è particolarmente interessante per lo studio delle più antiche ambre mesozoiche, in cui la maggior parte dei pezzi di resina sono opachi. Può essere applicato anche su pezzi di ambra trasparente, al fine di conseguire ricostruzioni 3D di importanti esemplari.

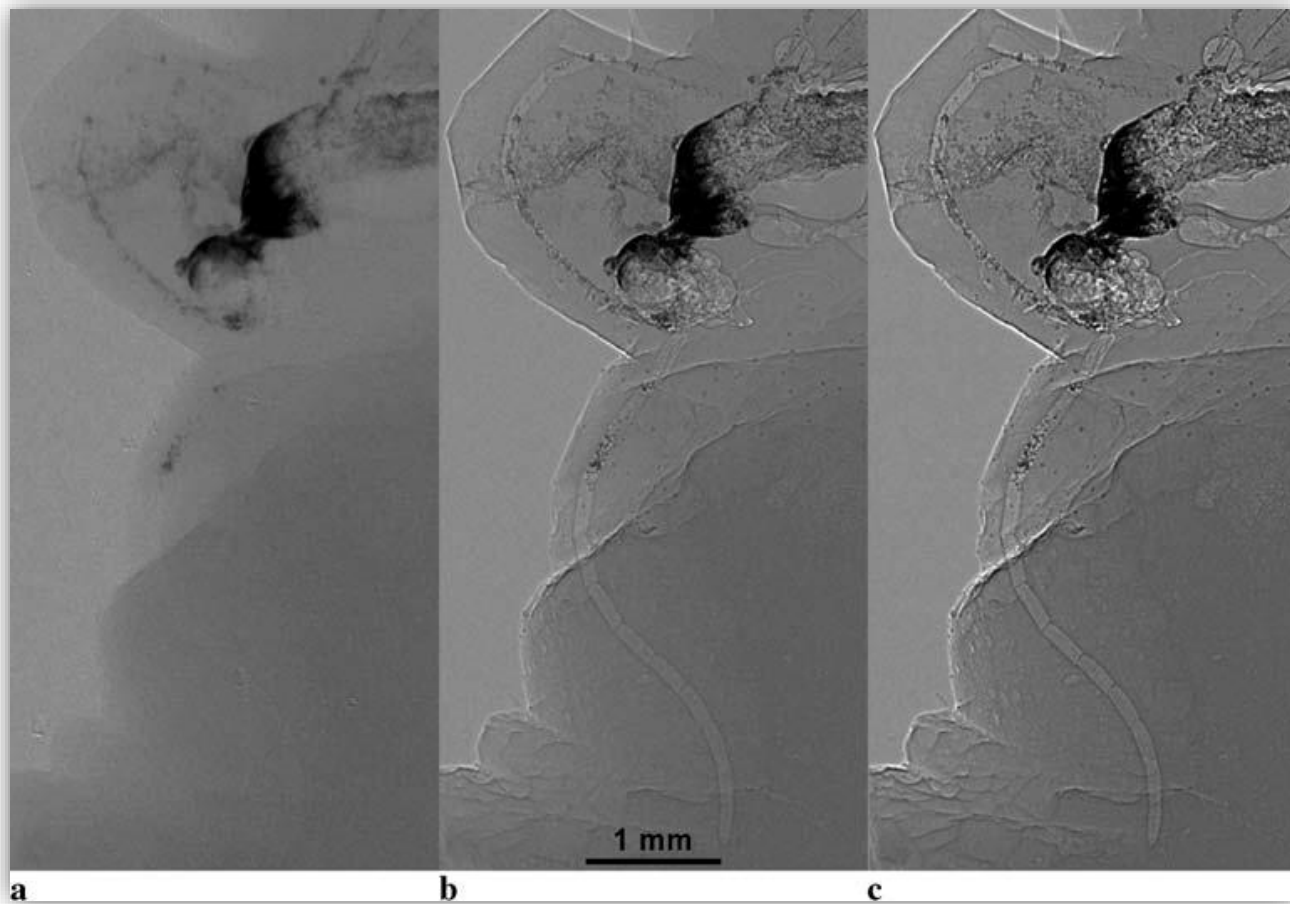


Figura 39 - Microradiografia a contrasto di fase su un insetto hymenopterous del Cretaceo proveniente dalla Francia incorporato in ambra opaca. Il formato del pixel è di $7,5 \mu\text{m}$. Le immagini sono state acquisite sul ID19 linea di luce a un'energia di 20 keV. (a) Distanza campione / rivelatore 10 mm (microradiografia ad assorbimento), (b) 500 mm, (c) 990 mm. Il contrasto di fase rivela molte caratteristiche anatomiche che rimangono invisibili con la microradiografia ad assorbimento.

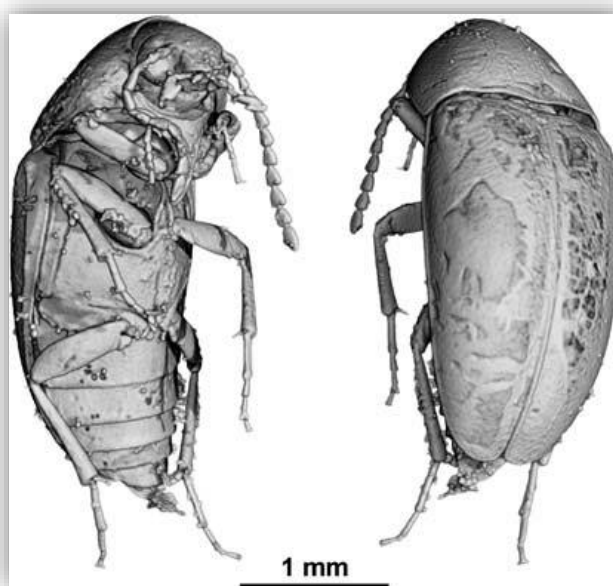


Figura 40 - Rendering 3D dopo la segmentazione di un coleottero Cretaceo proveniente dalla Francia incorporato in ambra opaca. La scansione è stata eseguita sulla linea di luce ID19 con un'energia di 20 keV e una dimensione voxel di $7,5 \mu\text{m}$. La distanza campione / rivelatore era di 150 mm in modo da ottenere un contributo moderato di contrasto di fase.

Un'altra applicazione di SR- μ CT in contrasto di fase riguarda denti fossili che non presentano alcun contrasto di assorbimento, a causa della diagenesi. La figura 41 mostra un confronto tra scansioni in contrasto di assorbimento e di fase di un molare di un primate Oligocene eosimiid del Pakistan.



Figura 41 - Confronto tra una scansione in modalità di assorbimento (a) e un'altra con contrasto di fase in modalità di rilevamento dei bordi (b) su un molare di un eosimiid primate del primo Oligocene dal Pakistan. Il contrasto di fase migliora notevolmente la visibilità delle strutture interne e materializza la giunzione smalto-dentina invisibile sulla scansione in assorbimento. Queste scansioni sono state eseguite sulla beamline ID19 con una dimensione voxel di $6,7 \mu\text{m}$ a un'energia di 40 keV. La distanza campione/rivelatore era di 15 e 500 mm, rispettivamente.

Il rilevamento dei bordi permette di distinguere la posizione della giunzione smalto-dentina nonostante il fatto che non vi sia alcun contrasto di assorbimento osservabile dovuto al tipo di mineralizzazione di questo dente. Studi sullo spessore dello smalto e sulle distribuzioni sono particolarmente importanti per i paleoantropologi. Numerosi denti fossili mostrano questo tipo di mineralizzazione e non possono essere esaminati attraverso una microtomografia classica basata sull'assorbimento. Utilizzando il contrasto di fase è possibile rivelare la giunzione smalto dentina, e quindi studiare questi fossili in maniera non distruttiva con una buona precisione.

Sviluppo dentale e microstruttura sono altri aspetti importanti per i paleontologi, in quanto possono portare informazioni riguardo il ciclo vitale, l'invecchiamento, la crescita, il processo di dentizione, la dieta, adattamenti meccanici e così via. Fino ad ora, l'unico modo per studiare queste caratteristiche consisteva nel tagliare i denti per renderli vetrini da microscopio o preparati per microscopia elettronica a scansione. Evidentemente, questa tecnica non distruttiva può essere applicata su fossili importanti. Su alcuni di loro, la SR- μ CT in contrasto di fase può essere una buona alternativa non distruttiva per queste indagini. Infatti, anche con risoluzioni spaziali medie, questa tecnica riesce in alcuni casi a visualizzare le caratteristiche di crescita che possono poi essere studiate su fette virtuali.

La Figura 42 mostra l'impatto dell'effetto crescente del contrasto di fase su un molare di un piccolo primate del Myanmar. Con un contrasto di fase abbastanza forte (distanza campione / rivelatore = 0,99 m), la

SR- μ CT rivela varie caratteristiche microstrutturali e di sviluppo nella dentina di questo campione. In questo caso, è possibile indagare il modello generale su un dente intero, anche se le caratteristiche più interessanti richiedono dati ancora più precisi. Per gli studi della microstruttura e dello sviluppo dello smalto, le dimensioni delle strutture indagate sono generalmente di pochi μm . Grazie alla risoluzione molto alta che può essere raggiunta e la possibilità di eseguire microtomografia locale su campioni di massa, le caratteristiche istologiche normalmente accessibili solo da microscopi a volte possono essere investigate in maniera non distruttiva attraverso la SR- μ CT.

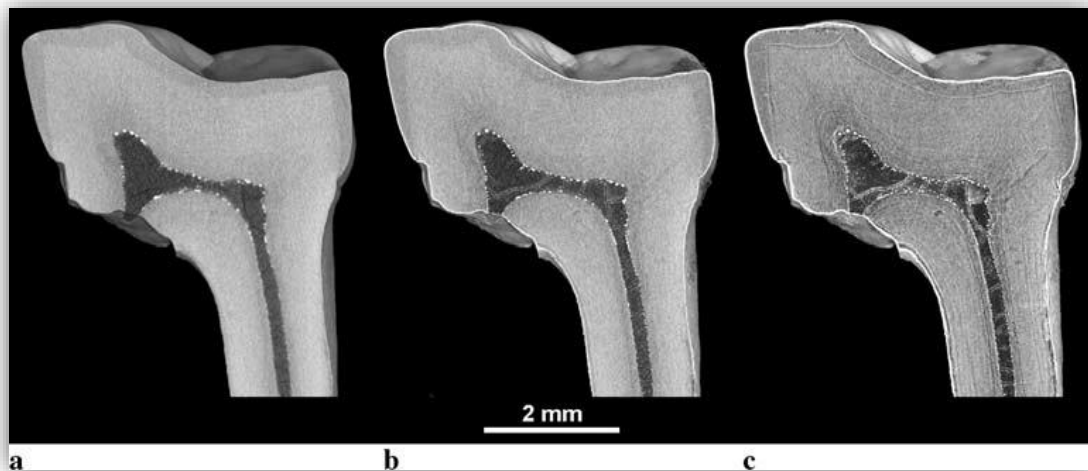
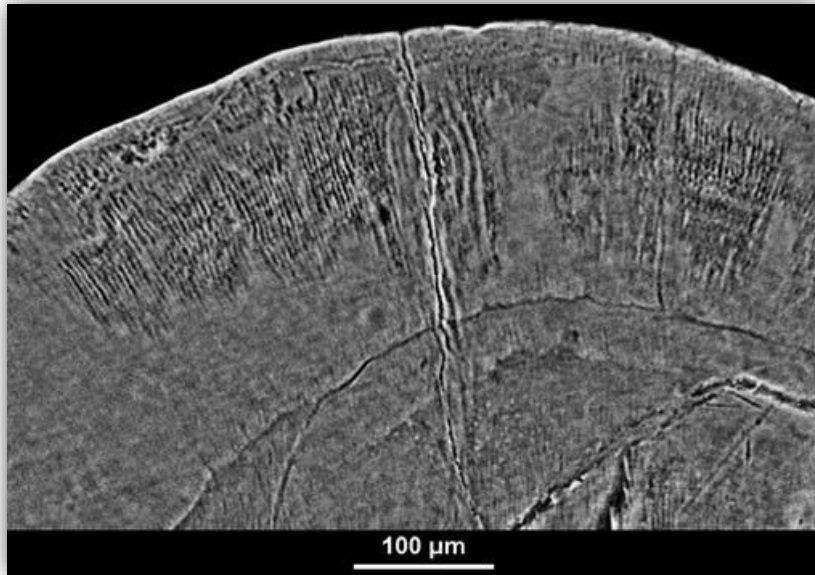


Figura 42 - Aumento di propagazione dell'effetto di contrasto di fase su fette verticali in microtomografia virtuale attraverso un molare di un primate indeterminato dell'ultimo Eocene dal Myanmar. (a) 10 mm distanza campione / rivelatore (assorbimento), (b) 400 mm, (c) 990 mm. Le scansioni sono state effettuate sulla linea di luce ID19 con una dimensione voxel di $6,7 \mu\text{m}$ a un'energia di 50 keV. Nell'ultima immagine, il contrasto di fase rivela chiaramente la giunzione smalto-dentina e un sacco di caratteristiche di sviluppo e microstrutturali nella dentina.

La figura 43 presenta una piccola parte di una cuspidine molare del tardo Eocene primate antropoide della Thailandia *Siamopithecus eocaenus*. In questo esempio, è possibile vedere con una buona precisione la microstruttura dello smalto e alcune caratteristiche dello sviluppo molto raffinate. Inoltre, la coerenza del fascio consente un'altra tecnica di imaging che può portare potenzialmente risultati ancora più impressionanti sui fossili in futuro: tomografia quantitativa di fase o olografia.



*Figura 43 - Fetta virtuale ad alta risoluzione attraverso la parte superiore di una cuspidi su un molare di un primate antropoide del tardo Eocene dalla Thailandia *Siamopithecus eocaenus*. Questa analisi è stata effettuata su ID19 con una dimensione voxel di 0,7 μm in microtomografia locale a contrasto di fase con una energia di 30 keV. La distanza campione / rivelatore era di 250 mm. In questa figura, la microstruttura dello smalto è ben visibile in basso al livello della barra, come alcuni segni incrementali (linee Retzius). Lo smalto è su la parte superiore dell'immagine.*

3.4.3.1 Olotomografia

Il contrasto di fase è dovuto alle differenze nelle proprietà del materiale del campione. La fase ottica corrisponde alla proiezione del decremento della parte reale dell'indice di rifrazione, che è a sua volta determinato dalla densità elettronica o di massa. In modalità di rilevamento del bordo, appaiono solo le interfacce corrispondenti alle variazioni di densità. Prendendo varie scansioni a varie distanze, è possibile ricostruire per ciascuna posizione angolare una proiezione quantitativa di fase con metodo di recupero di fase. Poi, dalla serie completa delle proiezioni recuperate di fase, può essere eseguita una ricostruzione tomografica utilizzando il metodo standard di retroproiezione filtrata. Il risultato è una mappa quantitativa di fase del campione i cui livelli di grigio sono direttamente collegati alla densità elettronica. Questa tecnica può rivelare differenze di densità nel campione che sono invisibili in scansioni ad assorbimento. L'olotomografia è particolarmente adatta per oggetti di fase o per i dettagli che mostrano contrasto di assorbimento molto basso. Tuttavia, un test preliminare ha avuto successo su un carofite Terziario del sud della Francia (*Chara costulata*) ancora incorporato nella matrice minerale. La figura 44 presenta un confronto tra una fetta in modalità assorbimento e il risultato della ricostruzione olotomografica. In questo caso, questa tecnica migliora molte caratteristiche che sono difficilmente distinguibili sulla scansione da assorbimento.

La maggior parte di questi dettagli possono essere osservati con microtomografia a contrasto di fase, ma, poiché questo metodo migliora solo le interfacce, è possibile separare le diverse parti secondo i loro livelli di grigio, il che è facilmente attuabile sulla ricostruzione olotomografica. Con questo tipo di dati, la segmentazione può essere eseguita per estrarre virtualmente in 3D le diverse strutture. Attualmente, l'olotomografia non è ancora adatta per studiare i fossili, salvo particolari campioni come quello presentato qui. Ma l'evoluzione prevedibile di questa tecnica dovrebbe portare ad uno strumento molto promettente per campioni con forte assorbimento e basso contrasto.

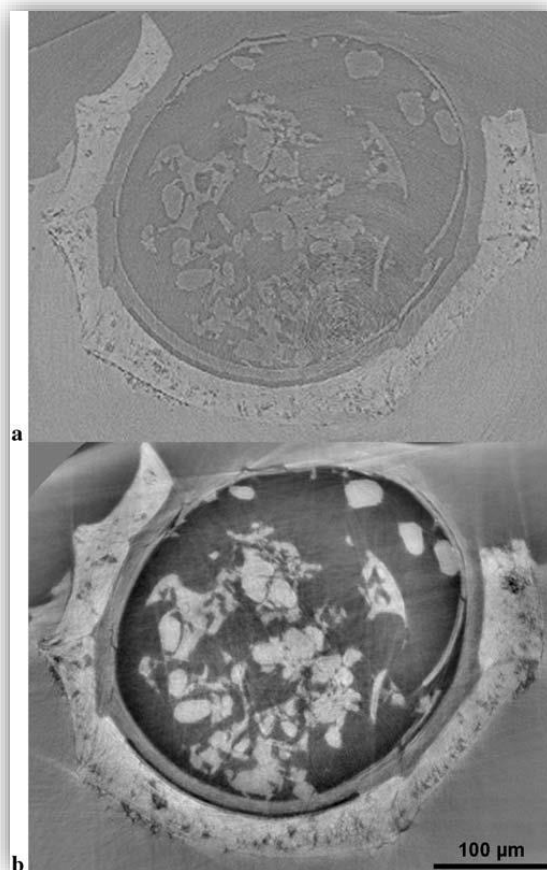


Figura 44 - Fette di una caropite terziaria Chara costulata nell'modalità ad assorbimento (a) e dopo una ricostruzione olotomografica (b). Le scansioni sono state acquisite su ID19 con una dimensione voxel di 0,7 μm ad una energia di 23,1 keV. Il recupero della fase è stato eseguito da quattro scansioni con distanze tra campione / rivelatore di 10, 138, 177 e 244 mm rispettivamente. L'olotomografia esalta un sacco di caratteristiche anatomiche che sono poco visibili sulla scansione in assorbimento. Le diverse parti del campione presentano diversi livelli di grigio che ci permettono di distinguerli chiaramente. Le due fette presentate qui non sono orientate esattamente allo stesso modo, poiché il campione è stato rimosso dal suo supporto tra la scansione in assorbimento e l'olotomografia.

Il fatto che ora sia possibile esplorare le caratteristiche interne di un fossile senza danneggiarlo dovrebbe stimolare la comunità paleontologica ad utilizzare radiazione di sincrotrone per studiare i fossili di straordinaria importanza scientifica, come era già il caso dei fossili attribuiti al più vecchio ominide conosciuto, Sahelanthropus tchadensis [27]. L'ESRF, aprendo alla comunità paleontologica, potrebbe contribuire a una migliore conoscenza della storia della vita sul nostro pianeta e delle nostre origini lontane.

3.5 Limiti della μCT con radiazione di sincrotrone

Uno dei principali limiti della μCT con radiazione di sincrotrone è legato al limitato campo di vista (FOV) del rivelatore utilizzato per esperimenti (rispetto ai rivelatori per tomografia convenzionale), a causa della particolare geometria del fascio di raggi X e l'ingombro laterale dei rivelatori ad alta risoluzione attualmente in commercio.

3.5.1 Local Area microtomografia

Dal punto di vista matematico, la tomografia computerizzata è correlata all'analisi della distribuzione tridimensionale della parte reale o immaginaria dell'indice di rifrazione all'interno di un oggetto da

immagini di trasmissione raccolte a differenti angoli di incidenza. L'algoritmo di retroproiezione filtrata (una implementazione del computer della cosiddetta formula approssimativa di inversione) è il metodo di ricostruzione più popolare. In molti casi pratici, è importante minimizzare il FOV del sistema di imaging per aumentare la risoluzione spaziale dell'immagine ricostruita, ma quando l'oggetto di interesse è più grande del FOV, le proiezioni misurate vengono troncate e si è di fronte ad un problema di ricostruzione di tomografia locale. Questo è un problema di vecchia data associato alle proprietà matematiche della trasformata di Radon, cioè la non località della ricostruzione CT. Ciò implica in termini pratici (nel caso della condizione a raggi paralleli tipica del sincrotrone) che si debba sempre irradiare e acquisire l'intera fetta assiale di un campione, anche quando l'interesse effettivo è limitato ad una piccola regione all'interno di quella fetta. Di conseguenza, è generalmente impossibile ricostruire, attraverso i metodi sperimentali e matematici usuali, la distribuzione dell'indice di rifrazione di un campione che è più grande del FOV del sistema CT. Implicazioni indesiderate di questa proprietà sono facilmente apprezzate, in particolare nel caso di campioni che sono sensibili alla dose di radiazione (come nel caso in CT medico), o richiedono immagini ad alta risoluzione di piccole regioni in un campione ingombrante. Metodi per superare la non-località della ricostruzione CT sono stati ampiamente studiati dal 1970, e alcuni nuovi e promettenti risultati sono stati riportati anche di recente. Un metodo alternativo è basato su un protocollo di acquisizione diverso basato su una scansione continua. Mentre le acquisizioni tomografiche convenzionali si basano sull'applicazione sequenziale di integrazione dell'immagine e del movimento motore, durante una scansione continua del campione che ruota a velocità costante, le proiezioni vengono prese durante il movimento. Ogni proiezione non è correlata ad una posizione angolare singola, ma corrisponde ad una integrazione angolare predeterminata. Quando viene applicato con opportuni parametri, questo approccio può portare ad un offuscamento delle strutture sulle immagini planari sono posizionate a maggior distanza dal centro di rotazione del campione, mentre i dettagli strutturali all'interno del FOV non vengono significativamente modificati. La scelta del passo angolare è critica, in quanto i particolari al confine del FOV non dovrebbero muoversi da più di un pixel durante una singola acquisizione planare. La velocità di rotazione e il tempo di acquisizione sono scelti di conseguenza, tenendo anche conto delle caratteristiche del rivelatore di raggi X. Questo approccio sperimentale, più che tener conto delle caratteristiche matematiche della tomografia locale, riduce la componente ad alta frequenza del segnale relativo ai dettagli strutturali che non sono nel FOV del rivelatore, e semplifica la procedura di ricostruzione necessaria per ottenere una descrizione 3D del volume di interesse [28].

Conclusioni

Nell'ambito della diagnostica per immagini radiografiche in questi anni si stanno conducendo ricerche sull'applicazione di tecniche particolari che possono portare ad un significativo aumento nella qualità delle immagini prodotte. Una di queste tecniche è il contrasto di fase che, sfruttando le variazioni di fase subite da un'onda elettromagnetica nell'attraversare un mezzo materiale, è in grado di rendere in maniera molto più nitida i contorni degli oggetti soprattutto in quei casi in cui il contrasto in assorbimento non risulta soddisfacente.

Il lavoro di tesi è incentrato sulla microtomografia con radiazione di sincrotrone, di cui vengono presentate le diverse modalità di acquisizione, mostrandone le potenzialità e mettendola a confronto con la microCT convenzionale. Grazie a proprietà quali la monocromaticità, il flusso elevato e la coerenza, la radiazione di sincrotrone rappresenta attualmente uno strumento di indagine di grande importanza in molteplici campi della ricerca, che vanno dalla scienza dei materiali, alla geologia, dal campo medico fino a quello dei Beni Culturali. In particolare, in questa sede, sono state prese in considerazione alcune applicazioni in campo medico (mammografia) e in campo paleontologico e paleoantropologico (studio della microstruttura di denti fossili e moderni).

Per quanto riguarda le applicazioni in campo medico della radiazione di sincrotrone, bisogna comunque sottolineare che un laboratorio di luce di sincrotrone non può materialmente ospitare un ospedale o un centro di indagini radiologiche, per cui resta il problema dell'accessibilità ad un vasto numero di pazienti.

BIBLIOGRAFIA

- [1] W. K. Roentgen, *Über eine neue Art von Strahlen*, dal Sitzungsberichte der Würzburger Physikal.-med. Gesellschaft (Atti della società di fisica e medicina di Würzburg), dicembre 1895.
- [2] Loïc Bertrand, Marine Cotte, Marco Stampanoni, Mathieu Thoury, Federica Marone, Sebastian Schöder, *Development and trends in synchrotron studies of ancient and historical materials*, *Physics Reports* 519 (2012) 51–96.
- [3] S. Zhou, A. Brahme, *Development of phase contrast X ray imaging techniques and potential medical applications*, *Physica Medica* (2008) 24, 129-148.
- [4] Jiang Hsieh, *Computed Tomography, Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances*, Second Edition, Wiley – Interscience.
- [5] Khandpur RS. *Biomedical Instrumentation Tecnology and Applications*, Mc GrawHill.
- [6] Joseph D. Bronzino. *The Biomedical Engineering Handbook, Medical Devices and System*.
- [7] Banhart J. *Advanced Tomographic Methods in Materials Research and Engineering*. Oxford, 2008.
- [8] Skrzypek JJ, Ganczarski A, Rustichelli F, and al. *Advanced Materials and Structures for Extreme Operating Conditions*. Springer, 2007.
- [9] Claudio Tuniz and Franco Zanini, *Applied Physics, The ‘Abdus Salam’ International Centre for Theoretical Physics, Trieste, Italy, Elettra-Sincrotrone Trieste, Microcomputerized Tomography in Archaeology*, C. Smith (ed.), *Encyclopedia of Global Archaeology*, DOI 10.1007/978-1-4419-0465-2, ©Springer Science+Business Media New York 2013.
- [10] Wilkins, S.W., T.E. Gureyev, D. Gao, A. Pogany & A.W. Stevenson. 1996. *Phase-contrast imaging using polychromatic hard x-rays*. *Nature* 384: 335-338.
- [11] L. Salvo, P. Cloetens, E. Maire, S. Zabler, J.J. Blandin, J.Y. Buffi_ere, W. Ludwig, E. Boller, D. Bellet, C. Josserond, *X-ray micro-tomography an attractive characterisation technique in materials science*, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B* 200 (2003) 273–286.
- [12] Pogany, D. Gao, W. Wilkins, *Contrast and resolution in imaging with a microfocus x-ray source*, *Review of Scientific Instruments*, 68(7):2774-82, 1997.
- [13] Abrami, F. Arfelli, R.C. Barroso, A. Bergamaschi, F. Billè, P. Bregant, F. Brizzi, K. Casarin, E. Castelli, V. Chenda, L. Dalla Palma, D. Dreossi, C. Fava, R. Longo, L. Mancini, R.-H. Menk, F. Montanari, A. Olivo, S. Pani, A. Pillon, E. Quai, S. Ren Kaiser, L. Rigon, T. Rokvic, M. Tonutti, G. Tromba, A. Vascotto, C. Venanzi, F. Zanconati, A. Zanetti, F. Zanini, *Medical applications of synchrotron radiation at the SYRMEP beamline of ELETTRA*, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A* 548 (2005) 221–227.
- [14] M.W. Wernick, O. Wirjadi, D. Chapman, Z. Zhong, N.P. Galatsanos, Y. Yang, J.G. Brankov, O. Oral Oltulu, M.A. Anastasio, C. Muehleman, *Phys. Med. Biol.* 48 (2003) 3875.
- [15] Fulvia Arfelli, *Synchrotron light and imaging systems for medical radiology*, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A* 454 (2000) 11-25.
- [16] S. Pani, R. Longo, D. Dreossi, F. Montanari, A. Olivo, F. Arfelli, A. Bergamaschi, P. Poropat, L. Rigon, F. Zanconati, L. Dalla Palma, E. Castelli, *Phys. Med. Biol.* 49 (2004) 1739.
- [17] F. Arfelli, M. Assante, V. Bonvicini, A. Bravin, G. Cantatore, E. Castelli, L. Dalla Palma, M. Di Michiel, R. Longo, A. Olivo, S. Pani, D. Pontoni, P. Poropat, M. Prest, A. Rashevsky, G. Tromba, A. Vacchi, E. Vallazza, F. Zanconati, *Phys. Med. Biol.* 43 (1998) 2845.
- [18] Arfelli F. et al. *Mammography with synchrotron radiation: phase detection techniques*. *Radiology* 215, 286–293 (2000).
- [19] P. Tafforeau, R. Boistel, E. Boller, A. Bravin, M. Brunet, Y. Chaimanee, P. Cloetens, M. Feist, J. Hozowska, J. J. Jaeger, R.F. Kay, V. Lazzari, L. Marivaux, A. Nel, C. Nemoz, X. Thibault, P. Vignaud, S. Zabler, *Applications of X-ray synchrotron microtomography for non-destructive 3D studies of paleontological specimens*, *Appl. Phys. A* 83, 195–202 (2006), DOI: 10.1007/s00339-006-3507-2.

- [20] Boyde, A., 1989. Enamel. In: Oksche, A., Vollrath, L. (Eds.), *Handbook of Microscopic Anatomy*, Vol. V/6: Teeth. Springer-Verlag, Berlin, pp. 309e473.
- [21] Tafforeau, P., 2004. Phylogenetic and functional aspects of tooth enamel microstructure and three-dimensional structure of modern and fossil primates molars: contributions of X-ray synchrotron microtomography. Ph.D. Thesis, Université de Montpellier II.
- [22] Smith, T.M., Tafforeau, P.T., Reid, D.J., Grün, R., Eggins, S., Boutakiout, M., Hublin, J.-J., 2007c. Earliest evidence of modern human life history in North African early *Homo sapiens*. *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A.* 104, 6128e6133.
- [23] Paul Tafforeau, Tanya M. Smith, Nondestructive imaging of hominoid dental microstructure using phase contrast X-ray synchrotron microtomography, *Journal of Human Evolution* 54 (2008) 272-278.
- [24] Tafforeau, P., Bentaleb, I., Jaeger, J.-J., Martin, C., 2007. Nature of laminations and mineralization in rhinoceros enamel using histology and X-ray synchrotron microtomography: potential implications for palaeoenvironmental isotopic studies. *Palaeogeogr. Palaeoclimatol. Palaeoecol.* 246, 206e227.
- [25] Bromage, T.G., 1991. Enamel incremental periodicity in the pig-tailed macaque: a polychrome fluorescent labeling study of dental hard tissues. *Am. J. Phys. Anthropol.* 86, 205-214.
- [26] Y. Chaimanee, D. Jolly, M. Benammi, P. Tafforeau, D. Duzer, I. Moussa, J.-J. Jaeger, *Nature* 422, 61 (2003)
- [27] M. Brunet, F. Guy, D. Pilbeam, H.T. Mackaye, A. Likius, D. Aounita, A. Beauvilain, C. Blondel, H. Bocherens, H. Boisserie, J.-R. Boisserie, L. de Bonis, Y. Coppens, J. Dejax, C. Denys, P. Düringer, V. Eisenmann, G. Fanone, P. Fronty, D. Geraads, T. Lehmann, F. Lihoreau, A. Louchart, A. Mahamat, G. Merceron, G. Mouchelin, O. Otero, P. Pelaez Campomanes, M. Ponce de Leon, J.-C. Rage, M. Sapanet, M. Schuster, J. Sudre, P. Tassy, X. Valentin, P. Vignaud, L. Viriot, A. Zazzo, C. Zollikofer, *Nature* 418, 145 (2002)
- [28] Luigi Rigon, Erik Vallazza, Fulvia Arfelli, Renata Longo, Diego Dreossi, Anna Bergamaschi, Bernd Schmitt, Rongchang Chen, Maria Assunta Cova, Roberto Perabò, Marco Fioravanti, Lucia Mancini, Ralf Hendrik, Nicola Sodini, Giuliana Tromba, Franco Zanini; *Synchrotron-Radiation Microtomography for the non-destructive structural evaluation of bowed stringed instruments; e-Preservation Science, MORANA RTD d.o.o.* 2010, 7, 71-77.
- [29] G. Nardulli, *Meccanica Quantistica I, Principi*, ed. FrancoAngeli, Milano 2001.
- [30] K. S. Krane, *Introductory Nuclear Physics*, ed. John Wiley and sons, New York 1988.
- [31] A. Berrington de Gonzalez et al., Projected Cancer Risks From Computed Tomographic Scans Performed in the United States in 2007, *Archives of Internal Medicine* 169(22):2071-2077, 2009.
- [32] W. Huda, Radiation Doses and Risks in Chest Computed Tomography Examinations, *Proceedings of the American Thoracic Society* 4:316-320, 2007.

APPENDICE A

Sezione d'urto: definizioni e significato fisico

Un metodo d'indagine in Fisica Nucleare e Subnucleare consiste in esperimenti d'urto in cui un fascio di particelle viene inviato contro un bersaglio, costituito altresì da particelle. Successivamente si studiano su base statistica gli effetti dell'interazione tramite opportuni apparati detti rivelatori. Si supponga di disporre di un bersaglio costituito da una singola particella e di inviare su di esso un fascio di N_0 particelle per unità di tempo, distribuite uniformemente su una superficie A perpendicolare al fascio. Indicando con $F = N_0/A$ il flusso incidente e con N_{int} il numero di particelle che interagiscono per unità di tempo, si definisce sezione d'urto (totale) del processo la quantità

$$\sigma = \frac{N_{int}}{F} = \frac{N_{int}A}{N_0} \quad (\text{A.1})$$

cioè la frazione del flusso incidente che interagisce con il bersaglio. Dimensionalmente si tratta di una superficie, per cui un'interpretazione euristica della sezione d'urto totale è quella della superficie trasversa, centrata sul bersaglio, tale che interagiscono col bersaglio tutte e sole le particelle che la attraversano, e non le altre. Invece il rapporto $\frac{N_{int}}{N_0}$, adimensionale, definisce la probabilità di interazione come frazione di particelle incidenti che interagiscono con il bersaglio.

Si consideri ora un piccolo angolo solido $\delta\Omega(\theta, \varphi)$, centrato intorno alla direzione (θ, φ) , rispetto al fascio incidente e sia δN_{int} il numero medio di interazioni per unità di tempo che producono almeno una particella deviata entro tale angolo solido. Con un'operazione concettuale frequente in fisica, consistente nel considerare infinitesima, nel senso matematico del termine, una quantità molto piccola ancorché finita, si definisce la sezione d'urto differenziale:

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = \frac{1}{F} \frac{dN_{int}}{d\Omega} \quad (\text{A.2})$$

che in generale è funzione degli angoli polare ed azimutale θ e φ poiché l'intensità dell'interazione dipende dal parametro d'urto, al quale è legata a sua volta la direzione di diffusione.

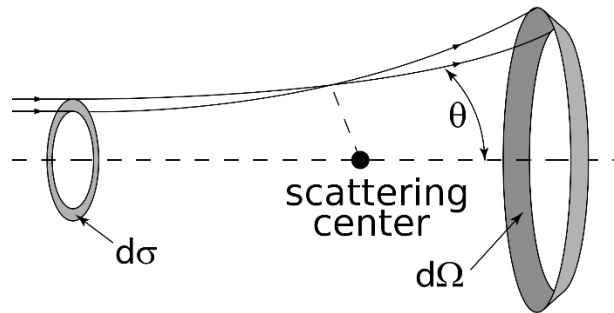


Figura A. 1: Sezione d'urto differenziale: definizione nel caso di un bersaglio singolo

Sia data una particella libera incidente, la cui funzione d'onda sia quindi del tipo di un'onda piana $\psi_{in}(\vec{r}) \approx \exp(i\vec{k}_0 \cdot \vec{r})$, che interagisca ad un certo istante di tempo con un potenziale $V(\vec{r})$ a corto range. Dalla trattazione quantistica della diffusione e dalla teoria delle funzioni di Green si dimostra che dopo la diffusione e sufficientemente lontano dal centro diffusore il pacchetto d'onda che rappresenta la particella si può esprimere mediante funzioni del tipo

$$\psi_{out}(\vec{r}) \approx \frac{1}{(2\pi)^{3/2}} \left\{ \exp(i\vec{k} \cdot \vec{r}) + \frac{\exp(\pm ikr)}{r} f_k(\hat{r}) \right\} \quad (\text{A.3})$$

cioè come sovrapposizione di un'onda piana e di un'onda sferica di ampiezza modulata da un fattore di anisotropia dato dalla funzione $f_k(\hat{r})$ che pertanto prende il nome di ampiezza di diffusione. Si dimostra altresì che la sezione d'urto differenziale del processo è legata all'ampiezza di diffusione dalla seguente relazione:

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = |f_k(\hat{r})|^2 \quad (\text{A.4})$$

che permette, se è nota la soluzione dell'equazione di Schroedinger per il potenziale $V(\vec{r})$ e quindi la forma analitica della funzione $\psi_{out}(\vec{r})$, di calcolare la sezione d'urto differenziale teorica e poi confrontarla con i dati sperimentali [29].

Appendice B

Trasformate di Fourier e convoluzioni

Oggetto di questa appendice saranno sinteticamente la trasformazione di Fourier e alcune sue peculiari proprietà, in connessione con il prodotto di convoluzione, poichè su queste proprietà si basa il metodo di risoluzione dell'integrale di Fresnel – Kirchoff.

Sia $f(x)$ una funzione a valori complessi definita su R e sommabile su R . La funzione $\hat{f}(\omega)$, con

$-\infty < \omega < +\infty$, data da:

$$\hat{f}(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{+\infty} e^{-i\omega x} f(x) dx \quad (\text{B.1})$$

è detta trasformata di Fourier di $f(x)$. In opportuni spazi funzionali, si dimostra che la trasformazione di Fourier è bigettiva, e pertanto si può definire un'antitrasformata di Fourier in modo che si abbia:

$$\varphi(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{+\infty} e^{i\omega x} \hat{\varphi}(\omega) d\omega \quad (\text{B.2})$$

Siano $f(x)$ e $g(x)$ due funzioni a valori complessi definite e sommabili su R^n . Allora, per quasi ogni $x \in R^n$, la funzione $y \rightarrow f(x - y)g(y)$ è sommabile su R^n .

Per tali x si definisce la funzione

$$h(x) = \frac{1}{(2\pi)^n} \int_{R^n} f(x - y)g(y)dy \quad (\text{B.3})$$

Anch'essa è sommabile sul medesimo insieme, prende il nome di convoluzione (o prodotto di convoluzione) di $f(x)$ e $g(x)$ e si indica col simbolo

$$h(x) = (f * g)(x) \quad (\text{B.4})$$

Un'importante teorema lega i prodotti di convoluzione e la trasformata di Fourier. Si dimostra infatti che se le funzioni f e g sono sommabili sul loro insieme di definizione si ha:

$$\hat{h}(\omega) = \hat{f}(\omega)\hat{g}(\omega) \quad (\text{B.5})$$

cioè la trasformata di Fourier di un prodotto di convoluzione è data dal prodotto delle trasformate di Fourier delle funzioni convolute separatamente.

Appendice C

Dose: definizioni e valori caratteristici

Si definisce la dose assorbita come l'energia assorbita da un tessuto esposto ad una radiazione ionizzante per unità di massa

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} \quad (\text{C.1})$$

la cui unità di misura nel Sistema Internazionale (SI) è il Gray ($1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$). Tuttavia si è osservato che gli effetti biologici delle radiazioni non dipendono solo dalla dose assorbita, ma anche dal tipo di radiazione e dal tessuto colpito (diversa radioresistenza di tessuti), così per quantificare gli effetti biologici e il danno causato dall'assorbimento di radiazioni su un organismo o su un determinato organo o tessuto si introducono due nuove grandezze radioprotezionistiche: dose equivalente e dose efficace.

La dose equivalente dimensionalmente è sempre un'energia per unità di massa ma si misura in Sievert. Nel SI 1 Sv è ancora uguale ad 1 J/Kg , ma questa unità di misura tiene conto della pericolosità dei vari tipi di radiazione per la materia biologica secondo la seguente relazione (H è la dose equivalente in Sv o sottomultipli, D quella assorbita in Gy o sottomultipli):

$$H = w_r D \quad (\text{C.2})$$

dove w_r è un coefficiente adimensionale detto fattore di qualità (Quality Factor, QF), che tiene conto della diversa efficacia biologica dei vari tipi di radiazione e viene posto come riferimento uguale a 1 per i fotoni (quindi anche per i raggi X, per i γ e la radiazione β), mentre vale 20 per i raggi α , i più dannosi per l'organismo, e può valere da 2 a 5 per neutroni e protoni di bassa energia, da 5 a 10 per protoni e neutroni di alta energia ($\approx \text{MeV}$) [30].

La dose efficace invece rappresenta la somma ponderata delle dosi equivalenti ai vari organi e tessuti; i pesi w_t che si usano in questo contesto tengono conto della diversa radiosensibilità degli organi e dei tessuti irraggiati. E' quindi possibile scrivere la relazione matematica che lega la dose efficace alla dose equivalente:

$$E = \sum w_t H \quad (\text{C.3})$$

Anche la dose efficace, come la dose equivalente si misura in Sievert.

Queste definizioni sono di ordine generale e quindi applicabili in tutti i casi in cui la materia organica sia esposta a radiazioni ionizzanti.

La discussione sull'utilità dei programmi di screening investe anche un altro aspetto, e cioè il rischio di cancro indotto dalla radiazione stessa utilizzata per gli esami radiografici. Tanti sforzi si stanno profondendo in questi anni per valutare se, per ogni singolo tipo di esame attuabile, siano maggiori i benefici derivanti dalle diagnosi precoci che permettono di salvare vite oppure se siano maggiori i rischi che persone sane, sottoponendosi a controlli periodici, sviluppino neoplasie a causa delle radiazioni somministrate.

Si è calcolato che per un'angiografia polmonare TAC vengono somministrati al seno di una donna del peso medio di 60 kg circa 20 mGy, quindi quattro volte o più la dose tipica di una mammografia. Altri studi hanno evidenziato che una TAC generica al torace può comportare dosi equivalenti da 1.7 mSv per i neonati fino a 5.4 mSv per gli adulti; se si considera che un esame convenzionale del torace ai raggi X porta 0.05 mSv e un volo di sei ore sull'Atlantico a quota 10000 metri ne porta 0.03, si comprendono le preoccupazioni della comunità medico-scientifica circa l'uso estensivo di questi esami all'interno di programmi di screening. Secondo le stime più pessimistiche, nel 2007 il 2% dei casi di cancro negli Stati Uniti sarebbe dovuto al vastissimo uso di esami di tipo TAC [31].

Si riporta infine a titolo di confronto una tabella con i valori tipici di dosi di radiazione dovute ai fenomeni di radioattività naturale (ovviamente tali valori sono variabili da regione a regione sul pianeta) [32].

Sorgente (o oggetto) di radiazione	Dose equivalente annua (mSv)	Commenti
Fondo naturale	1	Include raggi cosmici ed elementi terrestri radioattivi (⁴⁰ K, ¹⁴ C, etc.)
Prodotti di decadimento del Radon	2	Può variare molto; gli organi più colpiti sono i polmoni.
Esposizione sul luogo di lavoro	20	Dose limite raccomandata dall'ICRP.
Esposizione di non addetti ai lavori	1	Dose massima raccomandata negli USA per la progettazione di sistemi di protezione in camere a raggi X.
Embrione o feto	5	Dose massima raccomandata negli USA per tecnici radiologi in stato di gravidanza.

I risultati sono relativi a programmi di screening a cadenza biennale, con dose assorbita di 2 mGy per ogni mammogramma prodotto.