

ALMA MATER STUDIORUM - UNIVERSITÀ DI BOLOGNA
SEDE DI CESENA
SECONDA FACOLTÀ DI INGEGNERIA CON SEDE A CESENA
CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

INDAGINI CON DIFFERENTI TECNOLOGIE RX.
DOSE PER PAZIENTE

Elaborato in
INGEGNERIA CLINICA

Relatore
Prof. Claudio Lamberti

Presentata da
Elisa Benassi

Sessione II[^]
Anno accademico 2011/2012

A mamma, papà e Martina,
con immenso amore.

Indice generale

INTRODUZIONE.....	7
CAPITOLO 1	
I RAGGI X.....	9
1.1 Breve Storia dei Raggi X.....	9
1.2 Cosa sono i Raggi X.....	10
1.3 Principali proprietà dei Raggi X.....	12
CAPITOLO 2	
APPARECCHIATURA A RAGGI X.....	13
2.1 Principi di funzionamento.....	13
2.2 Struttura.....	17
2.3 Metodologie e tecniche a raggi x.....	22
2.3.1 Radiologia convenzionale.....	23
2.3.2 Radiologia digitale.....	29
2.3.2.1 Tecnologia CR.....	31
2.3.2.2 Tecnologia DR.....	32
2.3.3 Radioscopia e Fluoroscopia.....	35
2.3.4 Angiografia.....	38
2.3.4.1 Breve storia.....	38
2.3.4.2 Principi di funzionamento.....	38
2.3.4.3 In quali casi è necessaria.....	39
2.3.4.4 Angiografia tradizionale-digitale.....	40
2.3.5 Radiologia interventistica.....	41
2.3.6 Mammografia.....	45
2.3.7 Sistemi TC.....	48
2.3.7.1 Introduzione.....	48
2.3.7.2 Breve storia.....	48
2.3.7.3 Struttura di un tomografo TC.....	50
2.3.7.4 Principi di funzionamento.....	52
2.3.7.5 Evoluzione dei sistemi TAC.....	56
2.3.8 Radioterapia.....	65
CAPITOLO 3	
DOSI PER PAZIENTE.....	69
3.1 Grandezze dosimetriche.....	69
3.2 Strumenti di misura.....	76
3.2.1 Camera di ionizzazione.....	76
3.2.2 Rivelatori a termoluminescenza (TL).....	78
3.2.3 Fantocci di simulazione.....	79
3.3 Esposizione alla radiazione nelle differenti modalità a raggi x.....	80
3.3.1 Dosi in radiologia convenzionale e digitale.....	81
3.3.2 Dosi in fluoroscopia e sue applicazioni.....	86
3.3.3 Dose in mammografia.....	90
3.3.4 Dose in TC.....	100
3.3.4.1 Introduzione.....	100
3.3.4.2 Grandezze dosimetriche in TC.....	103
3.3.4.3 Dose agli organi e dose efficaci in TC.....	107
3.3.4.4 Dosi in TC spirale.....	109

3.3.4.5 Dose in TC multislice (MSCT).....	112
3.3.4.6 Dose in TC Cone-beam.....	117
3.3.5 Dosi in radioterapia.....	122
CAPITOLO 4	
EFFETTI DELLA RADIOESPOSIZIONE E RADIOPROTEZIONE.....	125
4.1 Radiazioni ionizzanti.....	125
4.2 Danno biologico.....	125
4.3 Categorie di effetti biologici.....	127
4.3.1 Effetti somatici deterministici.....	127
4.3.2 Effetti somatici stocastici.....	132
4.3.3 Effetti genetici stocastici o ereditari.....	138
4.4 Radioprotezione.....	140
4.4.1 ICRP (International Commission On Radiological Protection).....	141
4.4.2 Principi di radioprotezione e legislazione italiana in materia.....	142
CAPITOLO 5	
ESPOSIZIONE IN GRAVIDANZA E IN ETÀ PEDIATRICA.....	147
5.1 Esposizione a radiazioni ionizzanti in corso di gravidanza.....	147
5.1.1 Effetti deterministici.....	149
5.1.2 Effetti stocastici delle radiazioni assorbite dall'embrione o dal feto.....	152
5.1.3 Effetti ereditari delle radiazioni assorbite dall'embrione o dal feto.....	154
5.1.4 Considerazioni.....	154
5.1.5 Legislazione sulla radioprotezione della donna in età fertile e in gravidanza.....	156
5.2 Esposizione a radiazioni ionizzanti in età pediatrica.....	157
5.2.1 Generalità e radiosensibilità tissutale.....	157
5.2.2 Fattore moltiplicativo di rischio.....	157
5.2.3 Esami TC in ambiente pediatrico.....	159
5.2.4 Radioprotezione e legislazione nel paziente pediatrico.....	162
CONCLUSIONI.....	165
RINGRAZIAMENTI.....	171
BIBLIOGRAFIA.....	175

INTRODUZIONE

Gli apparecchi radiologici costituiscono il più diffuso strumento di indagine al fine di conoscere la morfologia interna del corpo umano, vengono quindi utilizzati regolarmente negli ospedali di tutto il mondo sia a fini diagnostici che terapeutici.

Motivo della mia tesi è l'analisi e studio dell'evoluzione delle apparecchiature che utilizzano raggi x, dalla più comune radiologia convenzionale, sino alle più moderne tecniche di tomografia computerizzata multi-slices e Cone-Beam.

Noto che l'energia rilasciata dai raggi x all'interno del corpo viene espressa dalla dose, la mia analisi focalizza l'attenzione sullo studio delle diverse dosi per il paziente nell'utilizzo delle differenti metodologie.

Le radiazioni, il cui utilizzo è giustificato da necessità di tipo diagnostico o terapeutico, però possono provocare danni di diverso tipo ed entità all'organismo del paziente che le riceve.

In questo contesto si inseriscono due tipologie particolari di pazienti, le donne in gravidanza e i bambini, le quali devono prestare particolare attenzione nell'effettuare analisi diagnostiche con utilizzo di raggi x in quanto, in questi casi, i rischi conseguenti potrebbero essere molto più elevati.

Queste problematiche portano ad una riflessione su quali possano essere i casi in cui sia possibile evitare l'uso di radiazioni e sui possibili metodi da adottare per diminuire le dosi e rendere le tecnologie radiologiche sempre più sicure.

CAPITOLO 1

I RAGGI X

1.1 Breve Storia dei Raggi X

I raggi x furono scoperti dal fisico tedesco W. C. Röntgen all'università di Würzburg, nel novembre del 1895 durante alcune ricerche sulla conduzione elettrica nei gas.

Questi esperimenti erano effettuati utilizzando particolari tubi detti di Crooks-Hittorf. All'interno di tali tubi era praticato il vuoto e veniva applicata un'alta differenza di potenziale ai suoi estremi.

Gli elettroni ad alta energia generati dal catodo, attraversando il tubo, ionizzano il gas e si ottiene l'emissione di luce.

Durante l'esperimento il tubo fu avvolto di carta nera e, per impedire l'interazione con la luce esterna, il laboratorio venne oscurato.

Il fisico tedesco notò che una piccola piastra di materiale fluorescente, casualmente situata nei pressi del tubo, emetteva della luce.

Considerato il fatto che gli unici tipi di radiazione allora conosciuti che potevano provocare il fenomeno della fluorescenza non potevano abbondare il tubo, Röntgen si trovò di fronte ad una radiazione di tipo nuovo che chiamò semplicemente radiazione x in quanto non ne conosceva la natura.

Pochi anni dopo, proseguendo gli studi sulle proprietà dei raggi x, intuì il grosso valore che la sua scoperta poteva avere per la medicina.

Fu proprio W. C. Röntgen a realizzare e pubblicare la prima

immagine ottenuta con i raggi x per uso medico, la mano di sua moglie.

Per questa scoperta Wilhelm Röntgen nel 1901 ricevette il premio Nobel.



Illustrazione 1: Prima radiografia

1.2 Cosa sono i Raggi X

I raggi x sono onde elettromagnetiche con lunghezza d'onda λ estremamente piccola dell'ordine dei $10^{-8} \div 10^{-12}$ m che si generano a causa dell'urto di elettroni, accelerati da un campo elettrico, contro gli atomi di un corpo bersaglio.

Se l'energia cinetica dell'elettrone è sufficientemente elevata, le perturbazioni prodotte nell'urto contro l'atomo provocano l'emissione di energia elettromagnetica. Quest'ultima è sotto forma di raggi x che hanno un'energia proporzionale a quella

degli elettroni incidenti.

Secondo la legge di Planck, ad un'onda elettromagnetica che si propaga nel vuoto è associata un'energia pari a

$$E = h \cdot \nu$$

dove:

E = energia elettromagnetica

$\nu = c / \lambda =$ frequenza (Hz)

λ = lunghezza d'onda (m)

c = velocità della luce nel vuoto ($2,99 \cdot 10^8 \text{ ms}^{-1}$)

h = costante di Planck ($6,626 \cdot 10^{-34} \text{ Js}$)

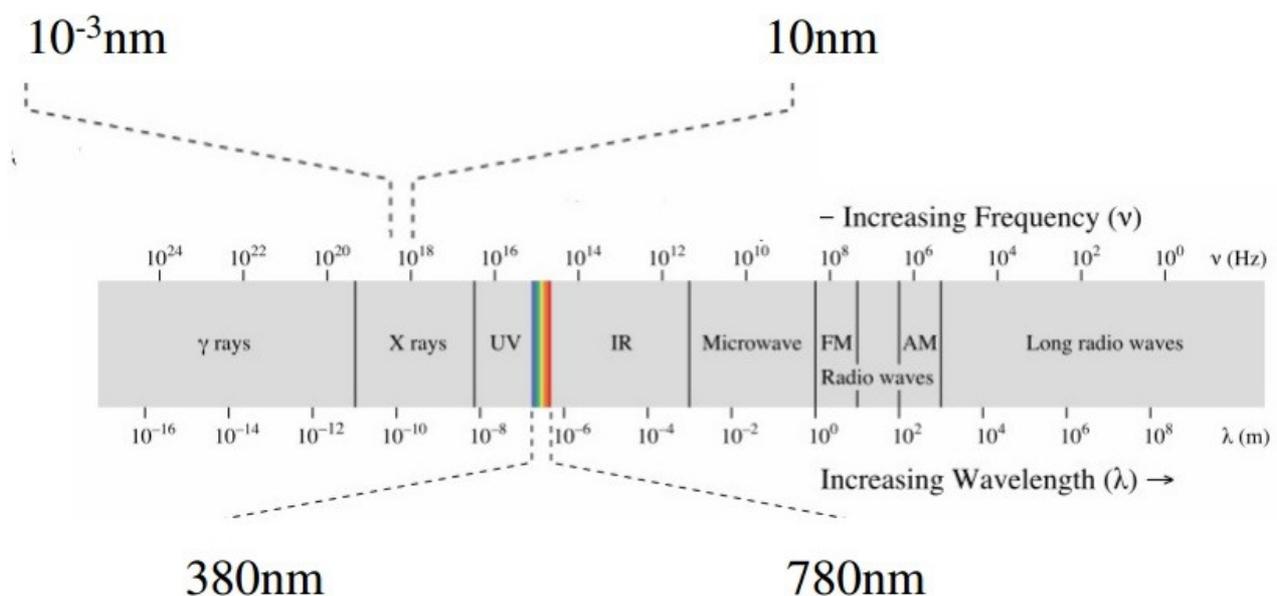


Illustrazione 2: Spettro delle onde elettromagnetiche

In radiologia medica si impiegano raggi x con lunghezze d'onda di $0,5 \div 0,01 \cdot 10^{-10} \text{ m}$ cui corrispondono energie dell'ordine di $25 \div 700 \text{ KeV}$.

Energie al di sopra di questi valori possono causare danni alle cellule colpite e quindi già questo dato ci mostra che l'indagine diagnostica con utilizzo dei raggi x si deve effettuare con cautela

e con l'uso di schermi radioprotettivi.

Questi dati inoltre rappresentano un chiaro indice di quanto sia importante una corretta emissione dei raggi x tramite controlli di qualità e di funzionalità delle apparecchiature.

1.3 Principali proprietà dei Raggi X

Dalla legge di Planck è emerso che i raggi x sono onde elettromagnetiche ad alta frequenza e quindi alta energia associata.

Essi hanno inoltre alcune fondamentali proprietà:

- viaggiano nel vuoto alla velocità della luce
- si propagano in linea retta
- non vengono deviati da campi elettrici e magnetici
- sono in grado di attraversare anche grandi spessori (mm o cm in base alla loro frequenza)
- sono assorbiti da alcuni metalli, ad esempio il piombo, che quindi verranno utilizzati come schermi di protezione
- una parte della loro energia viene assorbita dai tessuti
- ionizzano le molecole e quindi modificano la struttura dei tessuti attraversati

CAPITOLO 2

APPARECCHIATURA A RAGGI X

2.1 Principi di funzionamento

I raggi x possono attraversare i tessuti del corpo umano subendo un'attenuazione che dipende dal tipo di tessuto attraversato.

Questa, insieme alle altre proprietà, descritte nel capitolo precedente, è alla base dell'utilizzo di tali radiazioni nelle tecnologie radiografiche.

Quando un fascio di raggi x è inviato su un corpo, una parte di questi è assorbita e una parte, detta radiazione emergente, viene trasmessa.

Più è denso il corpo attraversato, più i raggi vengono assorbiti e minore è la quantità di radiazione emergente.

Quest'ultima contiene un'informazione relativa all'assorbimento di radiazione, che può essere utilizzata per ottenere un'immagine della struttura attraversata.

Supponendo idealmente di avere un fascio di raggi x monocromatico e un materiale omogeneo di spessore dx , possiamo scrivere la relazione:

$$dI = -\mu \cdot I \cdot dx$$

Il fascio di intensità I attraversando lo spessore dx viene attenuato di un valore dI che è pari alla quantità di raggi assorbiti dallo spessore stesso.

Integrando per $x = 0 \div d$ ottengo

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu d}$$

dove:

I = intensità della radiazione emergente

I_0 = intensità dei fotoni incidenti

d = spessore del tessuto

μ = coefficiente di attenuazione lineare del tessuto (cm^{-1})

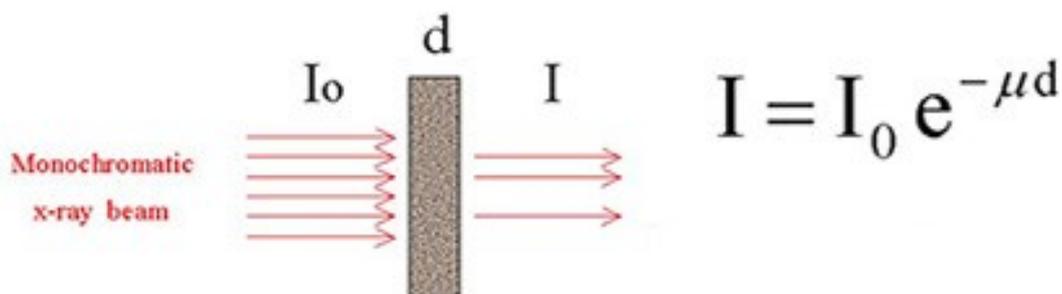


Illustrazione 3: Legge di Lambert-Beer

Questa è chiamata legge di Lambert – Beer e descrive la variazione dell'intensità della radiazione in funzione dello spessore attraversato.

Quindi noto lo spessore d , se misuriamo l'intensità di radiazione emergente e quella incidente, otteniamo l'informazione utile data da μ .

Il coefficiente di attenuazione lineare del tessuto rappresenta la frazione di fotoni che viene rimossa dal fascio quindi assorbita dal tessuto, per unità di spessore di quest'ultimo.

Ogni struttura ha un proprio coefficiente di attenuazione che la contraddistingue dalle altre.

Alcuni valori di μ per un'onda elettromagnetica ad una data energia ($E = 50 \text{ KeV}$) sono :

- acqua $\rightarrow 0,214 \text{ cm}^{-1}$
- muscolo $\rightarrow 0,196 \text{ cm}^{-1}$
- osso $\rightarrow 0,46 \text{ cm}^{-1}$
- iodio $\rightarrow 7,14 \text{ cm}^{-1}$
- piombo $\rightarrow 55,6 \text{ cm}^{-1}$

Come si può notare le ossa hanno un valore di coefficiente di attenuazione μ molto maggiore rispetto a quello dei tessuti molli e ciò giustifica il fatto che i raggi x sono molto usati per indagini sulle strutture ossee.

Quindi riuscirò a distinguere strutture diverse solo se avranno coefficiente di attenuazione lineare molto dissimili.

Ad esempio i tessuti molli, che possiedono valori molto piccoli di μ e molto simili tra loro, sono poco distinguibili e difficilmente analizzabili con metodi radiologici.

Gli elementi ad alto coefficiente di attenuazione lineare, come lo iodio e il piombo, assorbono un'elevata quantità di radiazione e per questo motivo vengono utilizzati nelle indagini radiologiche a fini specifici.

Lo iodio viene usato come agente di contrasto, cioè iniettato nel sangue lo rende radiopaco rendendo visibili arterie e vene.

Il piombo invece viene utilizzato per la costruzione di schermi protettivi.

I principali fattori che influenzano l'attenuazione di un fascio di raggi x, cioè dai quali dipende il valore del coefficiente di attenuazione lineare μ di un tessuto sono:

- l'energia del fascio
- la densità del materiale o del tessuto
- il numero atomico

Nel grafico successivo si possono notare gli andamenti dei μ corrispondenti alle ossa (*C*), ai muscoli (*A*) ed al grasso corporeo (*B*), in relazione alla variazione di energia.

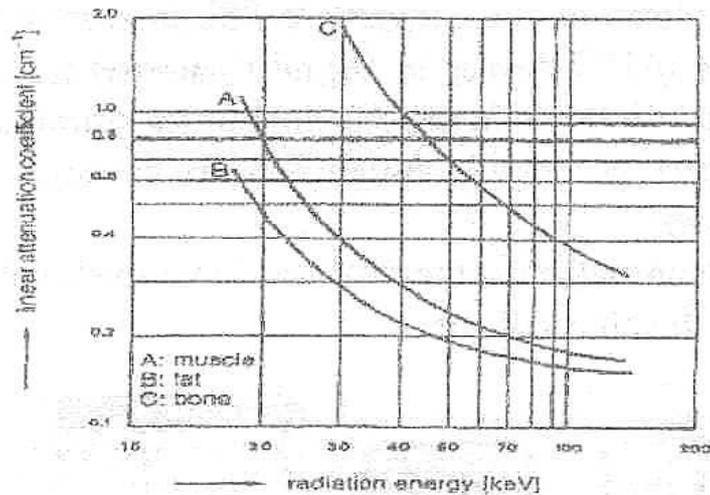


Illustrazione 4: Coefficiente di attenuazione lineare dei tessuti in funzione dell'energia

All'aumentare dell'energia associata, intrinseca alla radiazione, i tessuti assorbono una quantità minore di raggi x, quindi risultano meno visibili.

Tra i diversi fattori la densità ρ dei tessuti è sicuramente quello più importante a determinare l'attenuazione dei raggi x e quindi la formazione della relativa immagine è principalmente influenzata dalle differenti densità dei corpi attraversati dal fascio.

Detto ciò si può definire il *coefficiente di attenuazione massico* come μ/ρ (cm² / g) il quale è un parametro che caratterizza in modo ancora più preciso il tessuto attraversato dalla radiazione rispetto al coefficiente lineare.

In seguito è presentato il grafico che studia l'andamento del coefficiente di attenuazione massico in funzione dell'energia dei raggi x incidenti:

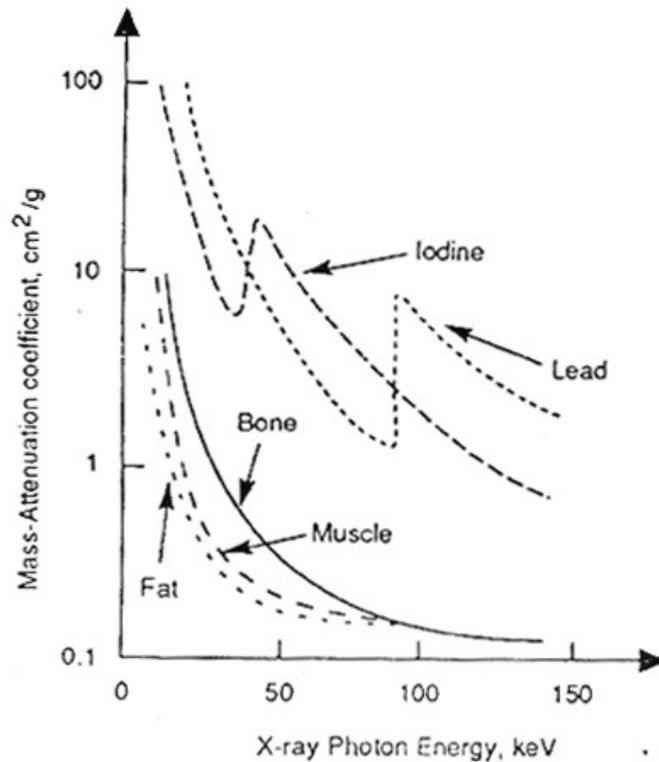


Illustrazione 5: Coefficiente di attenuazione massico in funzione dell'energia dei raggi x incidenti

2.2 Struttura

Sulla base dei principi descritti nel paragrafo precedente possiamo definire gli step elementari che caratterizzano il funzionamento di un'apparecchiatura a raggi x, essi consistono in:

- emissione di una radiazione
- riduzione, attraverso dei filtri, della frequenza di tale radiazione in modo da diminuirne l'energia associata
- misurazione dell'intensità di radiazione emessa e ricevuta
- calcolo del coefficiente di attenuazione medio μ del tessuto oggetto di analisi
- formazione dell'immagine radiografica

Per fare ciò l'apparecchiatura a raggi x è composta da diversi componenti, analizzati in seguito, ognuno dei quali ha un compito specifico.

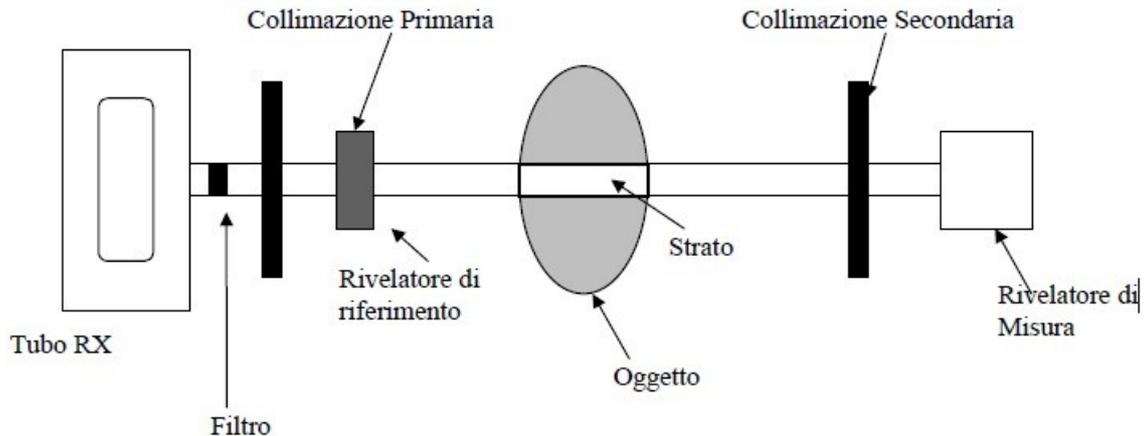


Illustrazione 6: Schema del complesso tubo RX - rivelatore

TUBO RADIOGENO

Il tubo radiogeno è il generatore dei raggi x esso è formato da una ampolla di vetro sottovuoto, ricoperta da uno strato piombato, al cui interno sono presenti un anodo e un catodo.

Il catodo è costituito da un filamento di tungsteno riscaldato per effetto Joule fino ad una temperatura di $1500 \div 2600$ °C, il quale per effetto termoionico emette nel vuoto gli elettroni liberi del metallo, quando attraversato da una corrente a basso voltaggio.

All'interno del catodo, una coppa di focalizzazione di molibdeno carica negativamente, ha la funzione di focalizzare elettrostaticamente gli elettroni emessi.

Per effetto di un forte campo elettrico, creato da un generatore ad alta tensione a monte del tubo, gli elettroni emessi dal catodo vengono accelerati verso l'anodo.

L'anodo è composto da un bersaglio di tungsteno che converte l'energia cinetica degli elettroni in fotoni x.

All'anodo infatti l'energia cinetica degli elettroni si trasforma per il 99% in energia termica (cioè calore sull'anodo) e la rimanente in raggi x, che possono uscire attraverso una apposita fessura dello strato piombato del tubo radiogeno.

L'anodo è quindi sottoposto a grandi quantità di calore che deve

sopportare e smaltire.

Per questo al suo interno è posta una base di rame che ha la funzione di disperdere il calore prodotto.

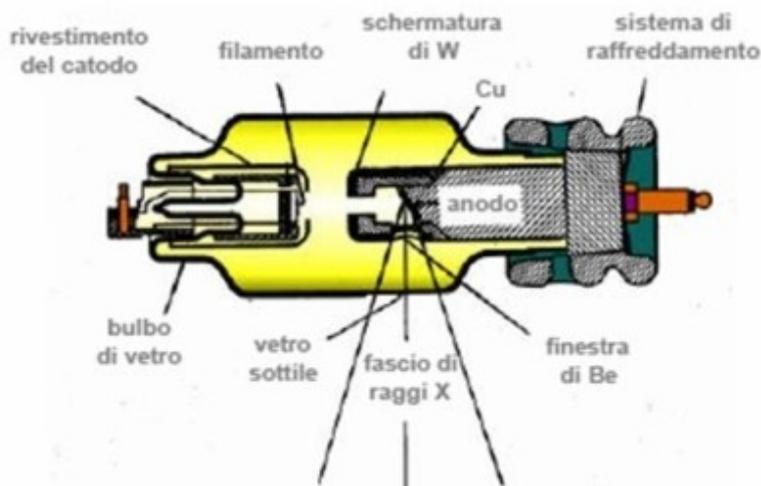


Illustrazione 7: Schema di tubo radiogeno

L'anodo può essere fisso oppure costituito da piattelli rotanti, questi ultimi, affacciando al catodo aree diverse in tempi diversi, permettono la distribuzione del calore in una superficie più vasta aumentando la durata del tubo radiogeno.

Vengono definiti tre fuochi:

- fuoco elettronico: è l'area della sezione del fascio elettronico che colpisce l'anodo
- fuoco termico: è la superficie dell'anodo colpita dal fascio elettronico
- fuoco ottico: è l'area della sezione del fascio dei raggi x uscenti dal tubo

Con l'anodo fisso il fuoco termico coincide con il fuoco elettronico, mentre quest'ultimo, utilizzando l'anodo rotante, risulta inferiore, contribuendo al minor riscaldamento dell'anodo stesso.

Al fine di ottenere una miglior qualità dell'immagine, il fuoco ottico deve essere il più piccolo possibile (idealmente puntiforme)

e comunque di dimensioni inferiori rispetto a quelle del fuoco elettronico e termico.

FILTRO

Il filtro ha l'importante compito di ridurre lo spettro di frequenza dei raggi x, cioè di limitarne la banda.

Esso è costituito da due lamine: la prima di alluminio, elimina le basse frequenze prive di contenuto informativo e svolge quindi una funzione di filtro passa alto; la seconda di rame, compie un filtraggio di tipo passa basso, eliminando le alte frequenze dannose per i tessuti.

RIVELATORE DI ENERGIA INCIDENTE

Tale rivelatore misura l'intensità della radiazione incidente al fine di ricavare, una volta nota l'energia emergente, il coefficiente di attenuazione lineare del tessuto analizzato.

COLLIMATORE PRIMARIO

Il collimatore primario è costituito da diaframmi mobili che sono in grado di ridurre l'area della sezione del fascio di raggi x allo stretto necessario. In questo modo si cerca di limitare la quantità di radiazione sul paziente.

Per far sì che l'operatore regoli il collimatore in modo adeguato sono presenti una sorgente luminosa e uno specchio che mostra la zona del tessuto che verrà colpita dai raggi x.

Quindi per conoscere quale porzione del corpo verrà colpita dalla radiazione utilizzo una fonte di luce che illumina uno specchio.

Lo specchio, trasparente ai raggi x, riflette la luce nel visibile e illumina la stessa area di tessuto che verrà colpita dalla radiazione.

TAVOLO PORTA PAZIENTE

Per eseguire l'esame il paziente viene posizionato su un apposito tavolo. Esso è in grado di assumere tutte le posizioni compresa la rotazione in un piano verticale.

Sequenza e modalità degli spostamenti sono comandati dall'operatore che agisce su di una console.

COLLIMATORE SECONDARIO E GRIGLIA

Come spiegato nel paragrafo riguardante i principi di funzionamento delle apparecchiature a raggi x, il fascio di radiazione incidente subisce un'attenuazione che dipende dall'assorbimento del tessuto attraversato.

In ogni punto del rivelatore però, oltre alla radiazione emergente dal tessuto giungono dei raggi detti *scatterati*.

Il fenomeno dello scattering è dovuto al fatto che i tessuti biologici hanno l'effetto di deviare alcuni raggi x, questi andranno a colpire il rivelatore sovrapponendosi all'informazione utile e peggiorando la qualità dell'immagine.

Per ovviare a questo problema devo interporre tra il paziente e il rivelatore una griglia che abbia il compito di bloccare i raggi scatterati.

Tale griglia è costituita da lamelle di piombo orientate in base alla direzione dei raggi, in questo modo esse intercettano i raggi scatterati che hanno una direzione diversa rispetto a quelli primari.

Per far sì che l'immagine della griglia non venga riprodotta sul rivelatore (quindi sulla lastra) essa viene posta in veloce oscillazione.

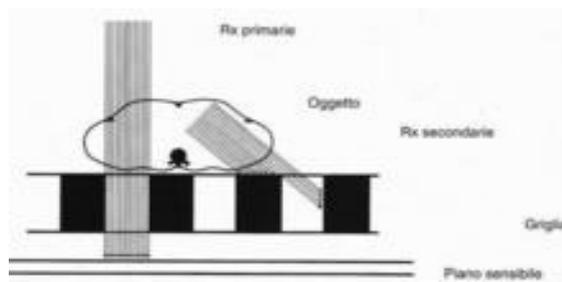


Illustrazione 8: Schema di una Griglia

RIVELATORE O DETETTORE

E' il componente dell'apparecchiatura a raggi x il cui compito è quello di rendere visibile l'immagine del tessuto o dell'organo sottoposto ad analisi.

Esso varia a seconda delle diverse modalità di acquisizione e proprio al suo progressivo miglioramento si deve l'importante evoluzione tecnologica dell'apparecchiatura a raggi x.

La ricerca è indirizzata a rendere i rivelatori sempre più sensibili in modo da poter abbassare il livello di dose delle radiazioni assorbite dal corpo umano con la possibilità di diminuire i danni che ne derivano.

2.3 Metodologie e tecniche a raggi x

La radiologia è una branca molto importante della medicina e in questi ultimi decenni il processo tecnologico ha rappresentato per la radiologia stessa un'evoluzione senza precedenti.

La tecnologia ha per così dire “tradotto in pratica” la scoperta dei raggi x (fatta da W. C. Röntgen nel 1895) sotto forma di apparecchi radiologici che la professione medica, sin dagli inizi del '900, ha cominciato ad utilizzare come strumento diagnostico. L'utilizzo dei raggi x a scopi medici infatti si deve al medico britannico John Hall-Edwards, considerato un vero e proprio

pioniere della radiologia.

In sé il termine radiologia individua un insieme molto vasto di metodologie e tecniche differenti tra loro.

Esiste inoltre una notevole differenza tra la radiologia diagnostica e quella terapeutica.

La radiologia diagnostica infatti è quella disciplina che si occupa di ottenere immagini del corpo umano allo scopo di fornire tutte quelle informazioni utili alla formulazione di una diagnosi.

A differenza della radiologia diagnostica invece, la radiologia terapeutica è una specialità della medicina che utilizza le radiazioni ionizzanti per trattare varie patologie, generalmente si parla di radioterapia.

In seguito sono indicate diverse metodologie e tecniche che utilizzano i raggi x in medicina.

2.3.1 Radiologia convenzionale

Con il termine radiologia convenzionale si intende la prima tecnica di imaging biomedico inventata dalla quale si ottiene lo sviluppo di un'immagine detta radiografia analogica.

Essa è ottenuta attraverso una stampa su lastre radiografiche.

Nella radiologia convenzionale il rivelatore o detettore è costituito infatti proprio da una lastra fotografica.

La pellicola radiografica è costituita da un supporto trasparente di acetato di cellulosa o poliestere, ricoperto su entrambe le facce da una emulsione sensibile costituita da gelatina contenente cristalli di bromuro di argento (BrAg), questa è sensibile ai raggi x e fotosensibile ed è quindi in grado di fissare l'immagine radiologica.

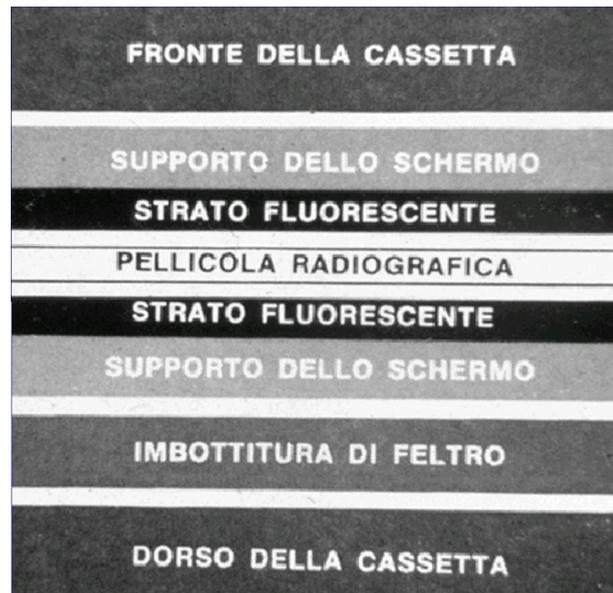


Illustrazione 9: Struttura cassetta radiografica

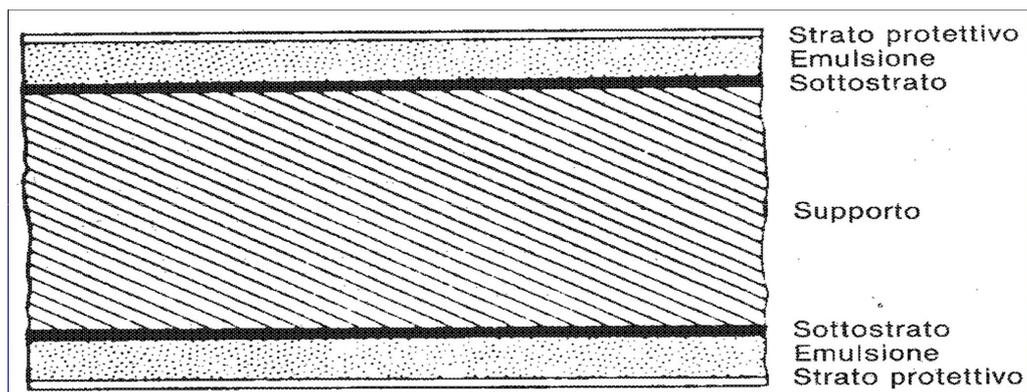


Illustrazione 10: Struttura di una pellicola radiografica

La scarsa attenuazione dei raggi x (per attraversamento ad esempio dei tessuti polmonari) si traduce in un forte annerimento del radiogramma.

Viceversa la marcata attenuazione del fascio radiogeno (dovuta ad esempio all'attraversamento di strutture scheletriche) determina un ridotto o assente annerimento del radiogramma.

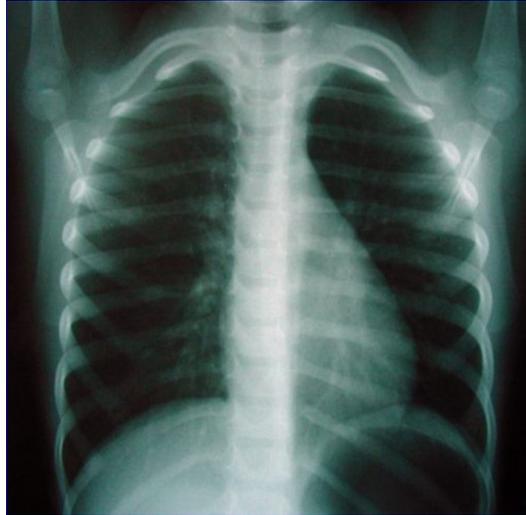


Illustrazione 11: Esempio di radiografia tradizionale del torace

Nel linguaggio radiologico infatti nero significa radiotrasparente e bianco radiopaco.

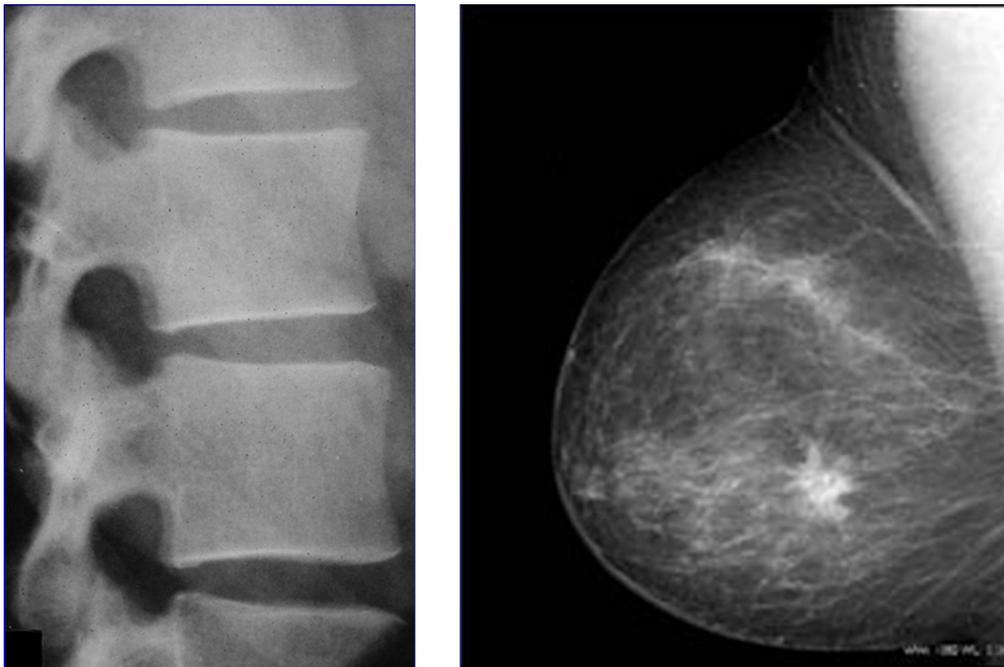


Illustrazione 12: Esempi di radiografia tradizionale

La lastra deve essere impressionata, sviluppata e stampata, non è quindi una indagine real-time.

La radiologia convenzionale ha alcuni vantaggi quali la

semplicità, il basso costo, l'alta risoluzione dell'immagine, una buona efficacia clinica ed un pronto adattamento alle situazioni d'impiego. Tutto ciò giustifica il grande uso di questa metodologia di analisi in campo medico.

A dispetto di questi benefici però la radiologia convenzionale ha numerose limitazioni e vincoli.

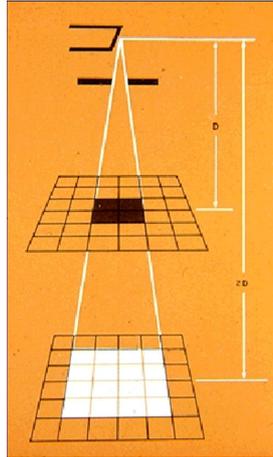
Il primo limite è dato dal fatto che essa fornisce una proiezione bidimensionale di una struttura tridimensionale perdendo così informazioni di profondità.

Questo limite verrà superato come vedremo dalle tecnologie di tomografia computerizzata.

Un altro limite della radiologia convenzionale è dato dalla presenza di un fattore d'ingrandimento dovuto alla geometria del sistema. Esso fa sì che due oggetti delle stesse dimensioni ma posti ad una distanza diversa dal tubo radiogeno assumano sulla lastra una dimensione diversa dall'originale.

Nella propagazione i raggi x infatti obbediscono alla *legge della dispersione quadratica* delle radiazioni, ovvero l'entità del flusso fotonico diminuisce in misura direttamente proporzionale al quadrato della distanza percorsa.

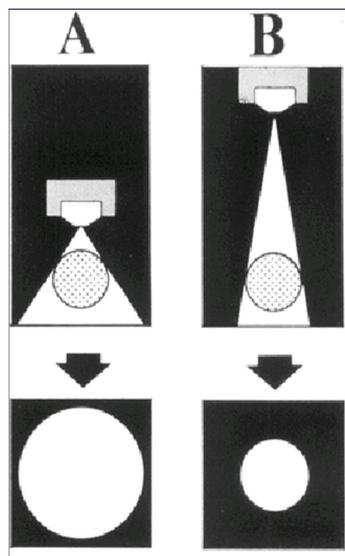
Questo accade perché gli oggetti vengono ingranditi a seconda della distanza tra paziente e rivelatore e tra sorgente e rivelatore.



*Illustrazione 13:
Legge della
dispersione
quadratica*

Ai fini della qualità dell'immagine radiografica sono di fondamentale importanza i rapporti di reciproca distanza fra i tre elementi del sistema e cioè tra la sorgente del fascio di raggi x, l'oggetto da esaminare e la pellicola radiografica.

L'effetto d'ingrandimento indesiderato è tanto minore quanto più è lontano il tubo dal rivelatore e quanto più vicino è quest'ultimo dal paziente.



*Illustrazione 14: Effetto
indesiderato
d'ingrandimento*

Nonostante ciò se non conosco la profondità a cui si trova l'oggetto all'interno del paziente, non potrò definire le dimensioni in modo preciso.

Un accorgimento utilizzato per migliorare l'ottenimento della radiografia è quello di affiancare alla lastra radiografica uno schermo di rinforzo.

Gli schermi di rinforzo, formati da un supporto trasparente ricoperto da materiale fluorescente, hanno la funzione di emettere luminescenza al passaggio dei fotoni x, rinforzando l'effetto fotografico sull'emulsione sensibile delle pellicole fotografiche con cui sono a contatto.

I moderni schermi di rinforzo, detti alle terre rare perchè utilizzano sostanze quali il gadolinio, permettono di ridurre notevolmente le dosi di radiazioni con evidente risparmio in termini di esposizione.

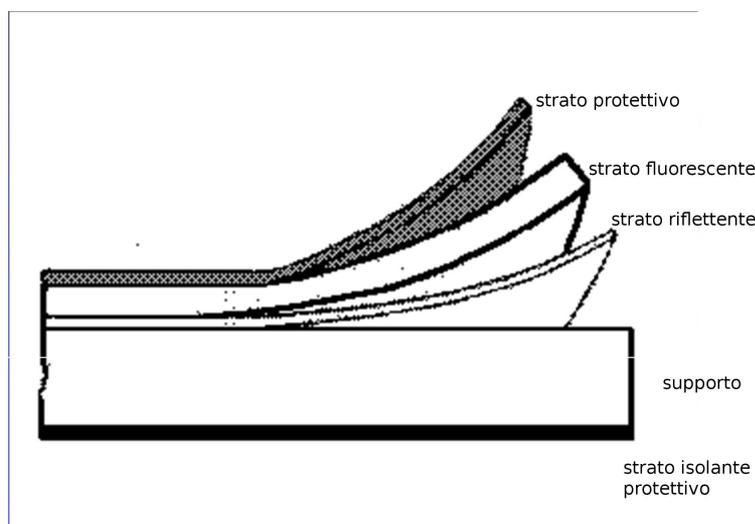


Illustrazione 15: Struttura di uno schermo di rinforzo

L'immagine radiologica analogica non può essere trattata preliminarmente, non si può ripetere sullo stesso supporto quindi può essere modificata solo con una nuova esposizione ai raggi con aumento dei rischi e dei danni alla salute.

Inoltre si presentano problemi di archiviazione in quanto per

legge, le pellicole radiografiche devono essere mantenute in archivio per 10 anni con conseguente spreco di spazio.

A questi limiti il progresso della tecnologia ha cercato di ovviare con la scoperta di nuove metodologie e tecniche radiologiche.

2.3.2 Radiologia digitale

La radiologia tradizionale, nata come analogica si è sempre più evoluta, avviandosi a grandi passi verso la completa digitalizzazione.

Il passaggio dalla radiologia tradizionale alla radiologia digitale mantiene la fonte di esposizione (raggi x) e il risultato finale cioè l'immagine come elementi fissi, ciò che si rinnova è il processo intermedio di acquisizione, elaborazione, riproduzione: è proprio questo processo a caratterizzare l'evoluzione.

Come detto nel paragrafo precedente, nella radiografia tradizionale i mezzi di registrazione dei segnali analogici provenienti dal paziente, sono allo stesso tempo il supporto sul quale direttamente l'immagine si forma e che ne consente la visualizzazione.

I rivelatori digitali, invece, sono usati esclusivamente per creare l'immagine che viene successivamente registrata e conservata su un supporto digitale.

La digital imaging è basata su una tecnologia a semi conduttori, si serve di rivelatori digitali che convertono i segnali in dati numerici cioè fungono da trasformatori di energia.

Il principio di funzionamento è basato sul fatto che i raggi x ad alta energia, interagendo con il rivelatore trasferiscono un numero elevato di elettroni dalla banda di valenza a quella di conduzione.

A seguito del ritorno degli elettroni al livello di base ho emissione di fotoni di luce.

L'immagine latente viene convertita in digitale ed elaborata al

computer a formare una immagine numerica su una matrice di pixel.

In sostanza quindi possiamo definire un'immagine analogica come la riproduzione su un supporto delle caratteristiche dell'oggetto mediante una variazione continua di toni di grigio, mentre l'immagine digitale è una rappresentazione numerica dell'oggetto, ossia, numeri corrispondenti all'assorbimento delle radiazioni da parte del corpo attraversato e disposti su una matrice bidimensionale, dove ciascun elemento della matrice prende il nome di pixel.

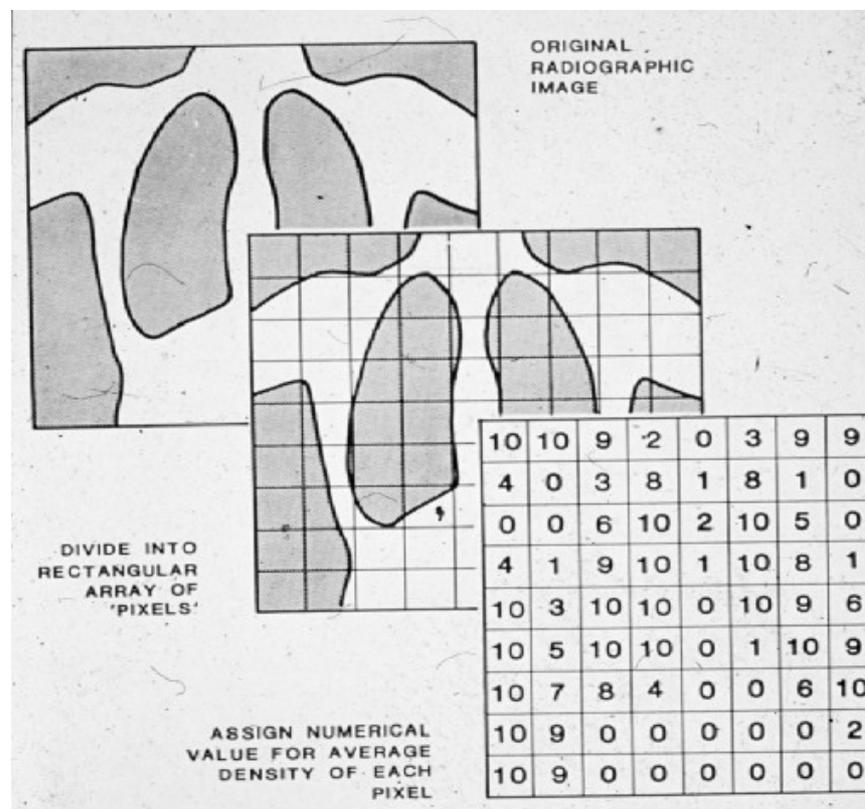


Illustrazione 16: Procedimento di formazione di una radiografia digitale

I sistemi di radiologia digitale maggiormente utilizzati sono essenzialmente due:

- sistema CR, Computer Radiography
- sistema DR, Digital Radiography

2.3.2.1 Tecnologia CR

La CR è il sistema digitale più diffuso poiché è stato il primo veramente efficace.

La tecnologia CR utilizza come detettore una Imaging Plate (IP), cioè una piastra ai fosfori di memoria dotati di luminescenza fotostimolata.

Questa piastra è in grado di assorbire i raggi x incidenti, dando origine ad una immagine latente dell'oggetto.

Un sistema laser a bassa energia, altamente focalizzato, scannerizza la piastra convertendo l'immagine elettronica latente in luminescenza fotostimolata di intensità proporzionale al numero di fotoni x incidenti.

La scannerizzazione dell'IP avviene grazie allo scorrimento del pennello del laser, la cui direzione è detta di scan e al trascinamento del plate la cui direzione invece è detta di subscan.

Durante la scansione, giunto al termine della prima riga, il laser è riportato nella posizione di partenza, dove inizia la scansione della riga successiva.

La luminescenza prodotta dalla scannerizzazione dell'IP viene separata dalla luce laser incidente e convogliata su tubo fotomoltiplicatore che converte la luminescenza in segnali elettronici analogici.

Infine un convertitore A/D trasforma i segnali analogici in dati digitali.

Il risultato è quello di ottenere un'immagine pronta per essere visualizzata su monitor.

Bisogna ricordare che in seguito alla scannerizzazione laser, sull'Imaging Plate rimane un segnale residuo che deve essere eliminato attraverso un ciclo di cancellazione per poter riutilizzare l'IP.

La cancellazione del plate avviene per mezzo di tubi fluorescenti che emettono una luce molto intensa.

I vantaggi della tecnologia CR sono molteplici:

- la piastra IP è riutilizzabile 10.000 volte e questo fa sì che la CR abbia costi equiparabili alla radiologia analogica
- ottengo una immagine diagnostica digitale quindi ho possibilità di post-processing, trasmissione a distanza e azzeramento dei costi di archiviazione
- dispositivi portatili
- compatibilità con le attrezzature radiologiche tradizionali

Tale tecnologia ha tuttavia alcuni svantaggi tra cui:

- tempi di produzione elevati
- spostamento delle cassette contenenti gli Imaging Plate.
- modesta qualità dell'immagine

2.3.2.2 Tecnologia DR

La tecnologia di Digital Radiography propone un nuovo standard per la cattura delle immagini radiografiche digitali.

In questo caso si utilizza un FPD (Flat Panel Detector) rivelatore allo stato solido a schermo piatto che integra un meccanismo di lettura basato su una matrice attiva di transistor TFT (Thin Film Transistor).

Essa riesce a trasformare pixel per pixel l'intensità di radiazione di un valore quantizzato che poi traduce in un livello di grigio.

Entro breve tempo dall'esposizione (da 5 a 30 secondi) i dati digitali dell'immagine sono spediti lungo un cavo, normalmente una fibra ottica, fino al computer che mostra l'immagine appena acquisita.

Le tecnologie dei rivelatori per radiografia digitale si dividono in base al metodo per convertire i fotoni in carica elettrica.

Il primo metodo è definito processo di *conversione diretta* ossia dal fotone x si arriva direttamente alla carica elettrica.

Nei sistemi diretti il sensore è composto da uno strato di selenio amorfo, all'interno del quale i raggi sono catturati, lasciando al loro posto coppie elettrone-buca.

Il campo elettrico applicato tra le superfici del selenio, trasporta gli elettroni verso una sottile matrice di transistor, dove tali elettroni sono condensati.

Finita l'esposizione, l'elettronica del sensore si occupa di far uscire, riga per riga, i valori di carica corrispondenti ad ogni pixel e i dati sono inviati via fibra ottica al computer.

Altri rivelatori invece operano in modo indiretto, si parla in questo caso di *conversione indiretta* della radiazione ionizzante, nella quale ho un passaggio intermedio nella trasformazione da fotone x a fotone luminoso sino alla carica elettrica.

Le tecniche che comportano una conversione indiretta del segnale sono :

1. la tecnologia CCD
2. la tecnologia a schermo piatto FPD

La prima tecnologia è denominata CCD acronimo di Charge Coupled Device che significa dispositivo ad accoppiamento di carica.

Essa è composta da più parti tra cui : uno scintillatore composto da un materiale che assorbe l'energia dei raggi x e riemette parti di quell'energia sotto forma di luce visibile; una parte ottica fatta da lenti; il rivelatore vero e proprio che è una matrice di CCD che genera le cariche elettriche in risposta alla luce.

La seconda tecnologia è a schermo piatto FPD, anch'essa è formata da tre componenti principali che sono uno scintillatore, un fotodiodo che ha il compito di convertire la luce in carica elettrica, e una matrice TFT .

Quest'ultima permette il trasferimento indipendente della carica raccolta in ogni pixel, verso l'elettronica esterna, in cui essa viene

amplificata e quantizzata.

La radiologia digitale offre numerosi vantaggi rispetto a quella tradizionale:

- assenza di consumabili quali pellicole o reagenti per fissare l'informazione sulla lastra tradizionale
- elaborazione post-processing dell'immagine con l'utilizzo di algoritmi matematici
- possibilità di archiviazione rapida in formato elettronico (su hard-disk, cd, dvd ecc.) in minimo spazio e recupero in tempi brevissimi
- possibilità di compressione delle immagini con notevole recupero degli spazi di archiviazione
- la possibilità di teletrasmissione via cavo o internet in maniera molto semplice, realizzando consultazioni e discussioni di casi da parte di esperti a distanza (teleradiologia)
- diminuzione dei tempi d'esame. Una sala radiografica digitale infatti, in termini di pazienti processati, può rendere come 2-3 sale radiografiche convenzionali
- riduzione della dose di radiazioni sul paziente
- migliore qualità dell'immagine a parità di dose

La radiologia digitale però comporta ingenti investimenti economici, una maggior complessità e di conseguenza maggiori difficoltà di apprendimento.



Illustrazione 17: Evoluzione dell'immagine radiografica

2.3.3 Radioscopia e Fluoroscopia

La valutazione radiologica del paziente non può assolutamente prescindere da alcune valutazioni preliminari all'esame radiografico, specie per quanto riguarda distretti anatomici dotati di strutture con movimento fisiologico, che comprendano valutazioni di tipo dinamico (si pensi ad esempio all'escursione del diaframma durante gli atti respiratori o ai movimenti di peristalsi dei visceri addominali).

Tali valutazioni sono possibili soltanto utilizzando tecniche di produzione di immagini che consentano una valutazione morfo-funzionale per tempi adeguatamente lunghi, ovvero con l'utilizzo di appositi sistemi che consentano una riproduzione di tipo cinematografico, real time.

Storicamente i primi dispositivi di radioscopia atti a fornire valutazioni di tipo dinamico erano costituiti dai cosiddetti “schermi per fluoroscopia”.

Per le loro caratteristiche costruttive, gli schermi fluoroscopici ponevano gli utilizzatori di fronte a notevoli difficoltà, collegate principalmente al fatto che tali schermi dovevano essere utilizzati in ambienti bui.

L'utilizzo degli schermi fluoroscopici inoltre, comportava una notevole dose di radiazione somministrata ai pazienti e la presenza di radiazioni diffuse di notevole entità che pur con le adeguate schermature (lo schermo veniva corredato di un cristallo di protezione per l'osservatore, ad elevato contenuto di piombo) investivano gli operatori.



Illustrazione 18: Immagine del 1940 fluoroscopia per la visione della tubercolosi

Il funzionamento dello schermo fluorescente è basato sulla sua capacità di risaltare le radiazioni non assorbite.

Con questa tecnica l'immagine risulta più scura in corrispondenza di quei tessuti con coefficiente di assorbimento dei raggi x maggiore, come le ossa, e più chiara in corrispondenza dei tessuti molli o aria.

La tecnologia originale, così facendo, otteneva immagini troppo scure difficilmente ben leggibili all'occhio umano.

Per questo fu abbandonata e lasciò spazio ad un'altra tecnica, la fluoroscopia o radioscopia con intensificatore di brillantezza.

Il suo nome è dovuto proprio al rivelatore utilizzato in tale metodologia.

L'intensificatore di brillantezza è costituito da una ampolla di vetro sottovuoto all'interno della quale sono racchiusi:

- un grande schermo fluorescente dal quale entra il fascio di raggi x
- un fotocatodo
- un elevato campo elettrico
- un piccolo schermo di uscita

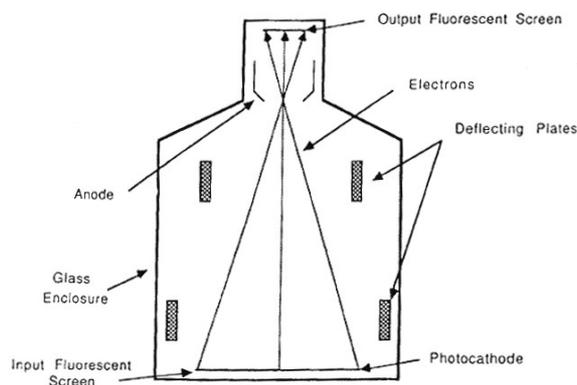


Illustrazione 19: Schema di un intensificatore di brillanza

I raggi x investono il grande schermo fluorescente, il quale emette luce proporzionale all'intensità della radiazione ricevuta.

Il fotocatodo per effetto fotoelettrico emette degli elettroni, questi, vengono accelerati dal campo elettrico presente all'interno dell'ampolla di vetro e vanno ad urtare il piccolo schermo di uscita convertendo la loro energia cinetica in luminosa.

In questo modo ottengo in uscita un'immagine che corrisponde alla mappa di assorbimento dei raggi x.

Questa appena analizzata è una modalità d'indagine real-time in quanto riprendendo con una telecamera l'immagine in uscita dallo schermo riesco a visualizzare in tempo reale i tessuti analizzati.

La fluoroscopia presenta numerosi vantaggi:

- è una modalità real-time di visualizzazione
- elimina il bisogno di supporti come le pellicole radiografiche
- utilizza minore energia con minori rischi per il paziente

Quest'ultimo però insieme alla presenza di uno schermo di uscita di piccole dimensioni provoca un notevole svantaggio in termini di risoluzione dell'immagine.

La fluoroscopia viene utilizzata in una quantità notevole di applicazioni tra le quali l'angiografia (coronarica, cerebrale e addominale) e in alcune delle più importanti procedure di

radiologia interventistica, il cui funzionamento viene spiegato nei paragrafi successivi.

2.3.4 Angiografia

2.3.4.1 Breve storia

L'angiografia (dal greco angeion per vaso e graphein per scrivere , rappresentare) è un esame radiologico che consente di visualizzare i vasi sanguigni o linfatici del corpo umano al fine di studiarne morfologia e decorso e svelarne eventuali alterazioni.

Il neurologo portoghese Egas Moniz ideò nel 1927 la tecnica dell'angiografia cerebrale a raggi x con mezzo di contrasto per diagnosticare diversi tipi di disturbi nervosi, come tumori o malformazioni arterovenose.

Moniz è riconosciuto come uno dei pionieri di questo campo e per questo vinse il premio Nobel 1949. Da lì in poi l'angiografia vide una progressiva evoluzione e sviluppo.

2.3.4.2 Principi di funzionamento

L'angiografia tradizionale sfrutta i raggi x per ottenere la rappresentazione a scopo diagnostico dei vasi sanguigni e linfatici.

Dal momento che, a differenza delle ossa o dei polmoni, il sangue ha normalmente lo stesso coefficiente di attenuazione lineare (quindi stessa radioopacità) dei tessuti circostanti, è necessario usare un apposito mezzo di contrasto radioopaco, idrosolubile, da iniettare in prossimità del circolo che si intende esaminare.

A seconda della sede di iniezione, l'angiografia assume nomi particolari, come: ventricolografia, aortografia, coronarografia

ecc.

L'iniezione del mezzo di contrasto può essere eseguita per puntura diretta, oppure, quando il distretto esaminato non è direttamente accessibile (pensiamo alle coronarie del cuore) per cateterismo. In questo ultimo caso il catetere, un tubicino estremamente sottile e flessibile, viene fatto penetrare nel punto di accesso arterioso e spinto nei vasi fino a fargli raggiungere il distretto vascolare da esaminare.

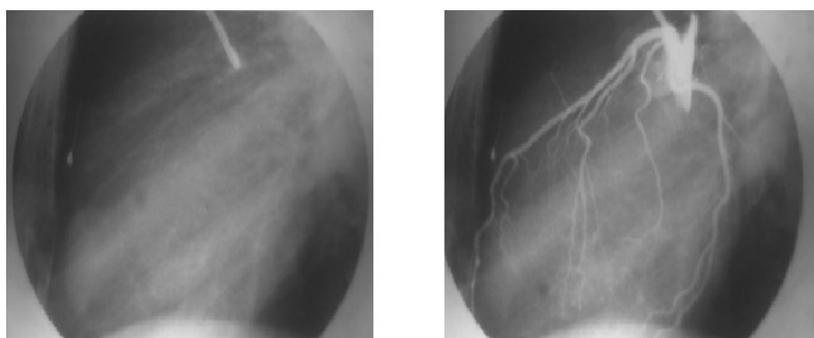


Illustrazione 20: Immagini angiografiche prima e dopo l'iniezione del mezzo di contrasto

In assenza del mezzo di contrasto l'immagine radiografica non fornirebbe alcuna informazione utile sullo stato di salute del distretto analizzato. Unitamente ad una elevata radioopacità, che consente di distinguere chiaramente il vaso nel quale viene iniettato, il mezzo di contrasto deve possedere un'adeguata idrosolubilità e tollerabilità. La sua eliminazione avviene per via renale ed urinaria.

2.3.4.3 In quali casi è necessaria

Una delle motivazioni più comuni che porta all'esecuzione di un esame angiografico è la presenza di sintomi clinici che suggeriscono l'occlusione di una arteria.

Ad esempio l'ostruzione di una arteria a livello delle gambe causa

molto dolore durante la deambulazione, oppure la stessa ostruzione a livello cerebrale determina problemi di sensibilità, mobilità e alla vista.

L'esame angiografico permette di identificare con esattezza dov'è localizzata l'ostruzione arteriosa, quali sono la sua gravità e la sua causa.

Le due cause più comuni di ostruzione arteriosa sono la presenza di coaguli di sangue e l'arteriosclerosi.

Altre motivazioni che potrebbero indurre il medico a sottoporre il paziente ad un esame angiografico sono la presenza di un aneurisma e/o lo studio dell'anatomia vascolare in previsione di intervento chirurgico.

2.3.4.4 Angiografia tradizionale-digitale

Agli inizi del suo sviluppo, l'angiografia tradizionale veniva effettuata su una apposita lastra radiografica quindi l'immagine ottenuta era statica, fissata su un fluoroscopio o una pellicola.

L'angiografia tradizionale permetteva così la sola valutazione della morfologia dei vasi sanguigni.

Con l'affinamento delle tecniche radiologiche, si sono sviluppate nuove metodiche di ripresa, come quelle digitalizzate che permettono di studiare la dinamica circolatoria ed apprezzare la funzionalità dei vasi in maniera meno invasiva.

Grazie alla capacità dell'apparecchiatura di evidenziare anche vasi scarsamente opacizzati, vi è oggi la possibilità di ridurre la quantità del mezzo di contrasto impiegato, che può essere iniettato anche per via endovenosa.

Fotogrammi e filmati non sono più salvati su lastre o pellicole, ma su cd-rom o analoghi supporti di memoria.

Le tecniche di angiografia digitale si basano sulla ricostruzione radiologica computerizzata del vaso.

Normalmente alle immagini evidenziate dal mezzo di contrasto viene sottratta una immagine ottenuta prima dell'introduzione dell'agente di contrasto.

In questo modo vengono eliminate le strutture statiche dell'immagine, come ossa ed altri organi (che appaiono con la stessa intensità prima e dopo l'introduzione dell'agente di contrasto) ottenendo una maggior nitidezza dei vasi sanguigni.

Questa tecnica è detta angiografia sottrattiva o DSA cioè Digital Substraction Angiography.

Terminata la parte diagnostica è possibile intervenire con appositi trattamenti endovascolari, atti a risolvere la condizione patologica individuata.

Ne è un esempio l'applicazione di stent per ristabilire la pervietà di un vaso occluso.

Si parla in questi casi di angiografia interventistica.

2.3.5 Radiologia interventistica

La radiologia interventistica è una moderna branca della medicina, ad altissimo contenuto tecnologico, che si occupa della gestione mini-invasiva di problematiche cliniche.

Tale disciplina rappresenta il connubio tra la diagnostica strumentale e l'attività clinico chirurgica.

L'elemento che caratterizza l'attività di questa disciplina medica è soprattutto la precisione con la quale manovre diagnostiche e terapeutiche mirate vengono svolte con approccio percutaneo, cioè attraverso la cute e senza tagli chirurgici, grazie all'utilizzo di metodiche strumentali di guida quali l'ecografia, la TC, la RM e soprattutto la fluoroscopia.

La radiologia interventistica negli ultimi anni ha modificato il trattamento di numerose patologie sia in ambito vascolare che extravascolare e oncologico.

In ambito vascolare citiamo come esempi i trattamenti delle stenosi carotidee mediante posizionamento di stent o il trattamento delle patologie aneurismatiche dell' aorta toracica ed addominale mediante il posizionamento di endoprotesi.

In ambito extravascolare ed oncologico riportiamo come esempio il trattamento delle neoplasie epatiche mediante termoablazione o embolizzazione selettiva.

Di seguito vengono elencate e brevemente descritte le principali procedure di radiologia interventistica:

- **Angioplastica coronarica (PTCA o PCI)**

L'angioplastica coronarica rappresenta una tecnica mediante la quale è possibile dilatare un ramo coronarico occluso, o significativamente ristretto, a causa di un processo aterosclerotico.

La procedura viene effettuata in anestesia locale, inserendo un catetere attraverso l'arteria femorale (o in alternativa attraverso l'arteria radiale) che permette di giungere fino alle arterie coronariche. La dilatazione dell'arteria coronarica interessata viene effettuata mediante il gonfiaggio di un “palloncino” al suo interno. Contestualmente al gonfiaggio del palloncino, viene spesso posizionato uno stent rappresentato da una struttura metallica cilindrica a maglie che viene introdotta nel lume dell'arteria, consentendo di conservare la dilatazione ottenuta con il palloncino.

- **Angioplastica PTA delle arterie delle gambe**

L'angioplastica (PTA- Percutaneous Transluminal Angioplasty) delle arterie degli arti inferiori rappresenta una vera innovazione nel campo della terapia delle arteriopatie.

In molti casi sostituisce l'intervento chirurgico tradizionale (bypass) con il vantaggio di essere poco invasiva, eseguibile in anestesia locale e con ricovero limitato a pochi giorni.

Anche il recupero dopo la procedura è breve e il paziente può tornare alle sue occupazioni il giorno stesso della dimissione.

Come l'angioplastica coronarica, la PTA delle arterie delle gambe si propone di dilatare o riaprire arterie colpite da aterosclerosi attraverso l'introduzione di un catetere provvisto di un palloncino che allarga il punto malato.

Può essere integrata dall'applicazione di uno stent, in pratica una protesi metallica lasciata nel punto della stenosi per ridurre la possibilità di recidiva.

In anestesia locale si punge una arteria dell'inguine, con un catetere si raggiunge la stenosi e con il palloncino la si dilata. La percentuale di successo è molto elevata (pervietà del 70-80% a cinque anni dall'intervento).

I rischi sono legati all'allergia al mezzo di contrasto e alle rare emorragie o rotture dell'arteria.

Presupposto fondamentale è una buona indicazione clinica specialistica e uno studio delle arterie con angiografia che può essere eseguita simultaneamente all'angioplastica.

Si può dire infine che il 70% delle lesioni arteriose può essere trattata con angioplastica.

- **TIPS (Trans-jugular Intrahepatic Portosystemic Shunt)**

Tale procedura di radiologia interventistica consiste nella creazione di un tragitto intraepatico che metta in comunicazione una vena sovraepatica con uno dei rami principali della vena porta.

Tale tragitto viene ottenuto attraverso uno speciale ago che si introduce attraverso la vena giugulare interna, dopo il cateterismo selettivo della vena sovraepatica prescelta.

La puntura intraepatica consente il cateterismo di un tronco portale principale. Il tragitto ottenuto viene dilatato con cateteri a palloncino simili a quelli utilizzati per l'angioplastica, e successivamente "rivestito" da una protesi metallica detta stent che grazie alla sua forma radiale lo mantiene pervio.

Il confezionamento di una TIPS produce una efficace e permanente decompressione del sistema portale con immediata

riduzione o scomparsa delle varici gastro-esofagee. Per tali motivi questa metodica radiologica percutanea si pone attualmente come valida alternativa agli interventi chirurgici e endoscopici nel trattamento dell'ipertensione portale e delle sue complicanze.

- **Embolizzazione**

L'embolizzazione è una procedura non chirurgica, minimamente invasiva, di radiologia interventistica che consiste nell'occlusione selettiva di vasi sanguigni grazie all'introduzione di emboli.

Viene utilizzata principalmente per occludere una arteria a monte di una emorragia o per eliminare l'apporto di sangue verso una zona tumorale, creando una necrosi nella neoplasia.

La radiologia interventistica si è affiancata alle tecniche di chirurgia tradizionale e,spesse volte, negli ultimi anni, le ha sostituite grazie ai peculiari vantaggi che la contraddistinguono:

- nel 90% dei casi viene eseguita in anestesia locale;
- richiede tempi di ricovero estremamente brevi e in alcuni casi può essere effettuata anche in regime ambulatoriale, abbattendo i costi di degenza;
- le tecniche di radiologia interventistica sono considerate mini-invasive in quanto in più del 90% dei casi vengono eseguite per via cutanea (senza necessità di tomia) ovvero di esposizione chirurgica dell'organo da trattare;
- i rischi della metodica, rispetto alla chirurgia, sono decisamente inferiori e, in buona parte dei casi, trascurabili;
- in alcuni casi l'esame può essere ripetuto in caso di recidiva della patologia;
- non impedisce l'eventuale correzione chirurgica.

Gli svantaggi della radiologia interventistica sono sostanzialmente riconducibili a:

- necessità dell'uso di metodiche a raggi x, soprattutto fluoroscopia, per la guida e il controllo delle procedure con conseguente esposizione del paziente;
- uso del mezzo di contrasto intra-arterioso o intra-venoso;

- il buon esito della procedura è legato all'esperienza dell'operatore;
- i centri di radiologia interventistica sono ancora poco diffusi in alcune zone del territorio nazionale.

2.3.6 Mammografia

La mammografia è l'esame radiografico del seno, esso viene utilizzato come strumento diagnostico per identificare tumori e cisti.

Le prime immagini mammografiche furono eseguite su pezzo operatorio nel 1913 da Albert Salamon; mentre solo nel 1930 Stafford Warren presso il Memorial Hospital Rochester, durante le sue ricerche, scoprì che la mammella poteva essere ben esaminata attraverso l'uso dei raggi x.

Fu lui a sottoporre il primo paziente a mammografia in vivo.

L'interesse per la senologia crebbe a partire dagli anni '60, insieme agli studi volti al miglioramento della diagnostica per immagini in questo campo.

Nel 1960, infatti, Egan propose una tecnica mammografica che prevedeva l'utilizzo di kV bassi, mA elevati, pellicole radiografiche e l'esecuzione di tre proiezioni per mammella.

Il primo mammografo fu ideato e fatto costruire da Gros qualche anno più tardi nel 1967.

L'apparecchiatura per la mammografia produce un mammogramma, ovvero una radiografia del seno impressa su un foglio di pellicola radiografica.

Durante la procedura il seno viene compresso utilizzando un dispositivo dedicato.

La compressione della mammella è fondamentale in quanto:

1. tende a separare il tessuto ghiandolare normale dall'eventuale ciste o tumore permettendone una migliore

visualizzazione

2. riduce lo spessore della mammella diminuendo:

- il tempo di esposizione e quindi la probabilità di artefatti da movimento
- la dose di radiazione somministrata

Una volta svolto l'esame il medico specialista, radiologo, esamina la radiografia. I radiologi sono medici specializzati in grado di diagnosticare le malattie grazie all'esame delle immagini radiografiche ottenute con i raggi x.

Il radiologo esaminerà attentamente la mammografia e la interpreterà cercando eventuali segnali della presenza di anomalie.

Le mammografie vengono usate per due scopi principali:

- lo screening
- la diagnosi

Quelle di screening vengono usate per controllare le donne che non presentano ne segni ne sintomi di tumore al seno.

Di norma vengono effettuate due radiografie per ciascun seno.

Lo scopo dello screening mammografico è quello di diagnosticare precocemente il tumore, quando è ancora troppo piccolo per poter essere notato o percepito dalla donna o dal medico.

Se il tumore al seno viene diagnosticato precocemente la terapia avrà maggior probabilità di successo.

La mammografia diagnostica viene usata quando si hanno dei sintomi a carico del seno, oppure quando nella mammografia precedente sono state riscontrate anomalie.

Durante una mammografia diagnostica si studia il seno in modo molto più approfondito. Nella maggior parte dei casi, speciali procedure radiografiche ingrandiscono una piccola zona del seno, rendendo più facile la lettura.

Su 1000 donne di età superiore ai 40 anni che si sottopongono a mammografia:

- 920 avranno una mammografia normale

- 80 avranno una mammografia che evidenzia anomalie e richiede ulteriori controlli. Dopo esami più approfonditi, il risultato sarà:
 - 76 donne non avranno nessun tumore
 - 4 donne avranno un tumore

Per questo la maggior parte degli esperti è concorde nell'affermare che le donne che non hanno avuto precedenti sintomi o problemi al seno dovrebbero iniziare a fare la mammografia a 40 anni e sottoporvisi ogni due anni.

In Italia le linee guida raccomandano in particolare alle donne in età compresa tra i 50 e i 69 anni di sottoporsi regolarmente all'esame, almeno con frequenza biennale.

Fino a qualche anno fa la mammografia era eseguita con delle cassette contenenti la pellicola radiografica.

Negli ultimi anni in medicina, e in particolare in radiologia, l'utilizzo di immagini ottenute con tecniche digitali è ampiamente entrato nella pratica clinica.

Così anche per l'acquisizione dell'immagine mammografica la pellicola è stata sostituita da un detettore digitale dando inizio alla mammografia digitale.

Il primo sistema digitale è stato approvato dalla Food and Drug Administration (FDA) negli Stati Uniti nel 2000.

Questo progresso si è avuto molti anni dopo rispetto alla radiologia generale ciò è dovuto a diversi fattori:

- esigenze di maggior risoluzione spaziale della mammografia
- spesa significativamente alta delle apparecchiature
- preoccupazione da parte della FDA che le macchine per la mammografia digitale dimostrassero standard altrettanto buoni nel rilevare il cancro al seno senza l'aumento della dose per il paziente.

2.3.7 Sistemi TC

2.3.7.1 Introduzione

Le tecnologie radiologiche analizzate fin'ora forniscono una proiezione bidimensionale di una struttura tridimensionale ed inoltre sono utilizzate esclusivamente per la visualizzazione e l'analisi dei tessuti ossei in quanto non in grado di distinguere quelli molli.

Tutto ciò rappresenta un limite per la radiologia che trova una soluzione parziale in una tecnologia a raggi x chiamata Tomografia o tecnica delle immagini topografiche.

La tomografia computerizzata sfrutta le radiazioni ionizzanti (raggi x) per riprodurre sezioni o strati corporei ed effettuare elaborazioni 3D delle immagini.

2.3.7.2 Breve storia

Nel lontano 1917 il matematico J. Radon stabilì che “una qualsiasi sezione di oggetto può essere ricostruita univocamente da un numero infinito di proiezioni” e mise a punto quindi una tecnica di ricostruzione da proiezioni da utilizzare in ambito aerospaziale.

J. Radon era ignaro che con questa scoperta avrebbe posto le basi teoriche di una tecnica, quella di tomografia computerizzata, che dopo meno di un secolo sarebbe diventata una delle più utilizzate nell'ambito medico ospedaliero in tutto il mondo.

Gli studi in questo ambito proseguirono e intorno agli anni '50 il fisico Carmack insieme ad un gruppo di studiosi si interrogarono sull'impossibilità di realizzare un numero infinito di proiezioni di un tessuto, così misero a punto gli algoritmi necessari per ricostruire un'immagine a partire da un numero finito, anche se

molto elevato, di sue proiezioni dalle varie angolazioni.

La messa in pratica di tutte le teorie esposte in materia si deve all'ingegnere inglese Godfrey Hounsfield che riuscì a convincere la EMI a supportare la costruzione del primo tomografo computerizzato sequenziale.

L'invenzione fu presentata come una tecnica di imaging rivoluzionaria, che lui stesso chiamò "Computerized Axial Transverse Scanning" al congresso svoltosi nel 1972 presso il British Institute of Radiology di Londra.



Illustrazione 21: G.N. Hounsfield con la prima apparecchiatura TAC

La realizzazione dell'apparecchiatura rappresentava il risultato di anni di ricerche di Hounsfield, che aveva intuito la possibilità di ottenere la ricostruzione della struttura di un corpo attraverso le misure dell'attenuazione da esso prodotto su un fascio di radiazioni elettromagnetiche.

La comunità scientifica internazionale riconobbe subito l'importanza ed il valore della nuova metodica diagnostica, tanto che nel 1979 ad Hounsfield venne conferito il premio Nobel per la fisiologia e la medicina.

2.3.7.3 Struttura di un tomografo TC

Un tipico sistema TC è costituito da:

- gantry composto da tubo radiogeno e sistema di rivelazione
- consolle di comando
- computer che analizza i dati e ricostruisce le immagini
- sistema di visualizzazione

Analizzo singolarmente i vari componenti del gantry.

Tubo Radiogeno

Il tubo radiogeno è il generatore dei raggi x e all'interno di esso si verifica l'importante fenomeno dell'emissione fotoelettronica.

Il tubo radiogeno comprende un catodo che rappresenta l'elettrodo negativo e un anodo che rappresenta l'elettrodo positivo.

L'emissione fotoelettrica si realizza montando nel catodo un filamento di tungsteno il quale viene riscaldato facendolo percorrere da una corrente elettrica.

Facendo variare la tensione con la quale si effettua l'accensione del filamento, si fa variare la corrente e quindi variano gli elettroni liberati per effetto termoelettrico.

L'anodo è l'elettrodo positivo del tubo radiogeno, contro di esso avviene l'impatto del fascio di elettroni e la generazione dei raggi x. Solo l'1% dell'energia del fascio elettronico che colpisce l'anodo si trasforma in raggi x, il restante 99% si trasforma in energia termica la quale provoca un notevole riscaldamento del materiale che costituisce l'anodo.

I tubi radiogeni vengono utilizzati in cuffie o guaine cioè avvolti da contenitori al fine di garantire una schermatura protettiva contro la radiazione x e contro l'alta tensione applicata agli elettrodi del tubo.

Collimatori

Il fascio di radiazioni viene collimato sia all'ingresso sia all'uscita dei detettori per questo è molto importante che i due collimatori siano allineati per ottenere la massima risoluzione e per determinare lo spessore della sezione tomografica.

Lettino porta paziente

Detettori

I detettori o rivelatori raccolgono l'energia del fascio di raggi x che dopo aver attraversato il tessuto è stata in parte assorbita da esso.

I detettori possono essere di due tipi: solidi e gassosi.

I detettori solidi sono rappresentati da cristalli a scintillazione associati a tubi fotomoltiplicatori per fornire un segnale elettrico.

Un fotone x raggiunge il cristallo e produce una scintillazione di intensità proporzionale all'energia del fotone stesso.

La luce emessa dal cristallo colpisce il catodo del tubo il quale emette elettroni proporzionali in numero all'intensità della luce.

Questi elettroni vengono in seguito moltiplicati da tubi fotomoltiplicatori o fotodiodi ed il risultato finale è un segnale proporzionale alla scintillazione in ingresso, ma di molto amplificato.

I detettori gassosi sono costituiti da camere di ionizzazione contenenti gas ad alta pressione come lo xenon.

Un fotone x raggiunge la camera di ionizzazione e interagendo con le molecole di gas produce ioni.

Il numero di ionizzazioni è proporzionale all'energia dei raggi x che raggiungono il detettore.

L'operatore di radiologia addetto all'esecuzione dell'analisi del paziente, agisce su una consolle di comando.

La consolle è il tavolo sul quale sono riuniti i comandi per le diverse funzioni dell'apparecchiatura e dei moduli di controllo.

Dalla consolle l'operatore è in grado di impostare tutti i dati tecnici come il tempo di scansione, lo spessore di strato, il numero di slice ecc.

Le immagini relative alla scansione, che derivano dall'elaborazione dei segnali biologici ottenuti dai singoli strati, vengono visualizzati sul monitor per poi essere fissati su pellicola, cd o disco ottico.

2.3.7.4 Principi di funzionamento

Come per le tecniche radiologiche convenzionali, l'informazione ha origine dalla misura dell'attenuazione subita dal fascio di raggi x nell'attraversare i tessuti del corpo.

Nei sistemi di tomografia computerizzata la radiazione uscente dal corpo viene raccolta da una serie di rivelatori; questi, posizionati di fronte al tubo radiogeno, ruotano in modo sincrono attorno al paziente.

La tecnologia TC nasce come TAC cioè Tomografia Assiale Computerizzata, con questa tecnica l'immagine è ottenuta grazie alla successiva rielaborazione di molte proiezioni di una sezione del corpo, prese da diverse angolazioni.

Queste si ottengono grazie alla rotazione del tubo radiogeno e di un sistema di detettori attorno al paziente.

A differenza della radiologia digitale, quindi, l'immagine non è ottenuta in modo diretto e immediato dai raggi x emergenti ma dall'elaborazione di una quantità enorme di dati.

La tecnica di tomografia parte proprio dalla visualizzazione, acquisizione di una singola fetta di tessuto.

Quest'ultima ha delle dimensioni fisiche, un campo di scansione in cm ed uno spessore.

Il principio usato per la ricostruzione dell'immagine si basa sul fatto che ogni sezione tomografica (fetta) viene suddivisa in elementi di volume chiamati voxel.

Ad ogni voxel corrisponderà un pixel dell'immagine ricostruita, al quale verrà associato un diverso livello di grigio in funzione dell'effetto di attenuazione medio di tutte le sostanze contenute nel voxel corrispondente.

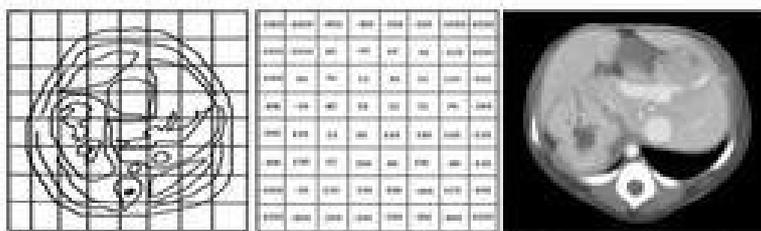


Illustrazione 22: Principio di ricostruzione dell'immagine in tomografia

Quindi il contenuto informativo dell'immagine, identificato dai diversi livelli di grigio, è legato all'attenuazione dei raggi x nei diversi tessuti, quindi al coefficiente di attenuazione lineare μ ma in che modo?

Conosciamo la relazione che descrive l'attenuazione subita dal fascio di raggi x nell'attraversare l'oggetto:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot L} \quad \text{cioè} \quad \mu \cdot L = \ln I_0 / I \quad (1)$$

dove:

I= intensità della radiazione emergente

I_0 = intensità della radiazione incidente

L= spessore attraversato

μ = coefficiente di attenuazione lineare del mezzo

Se scompongo lo spessore attraversato L in tanti segmentini di lunghezza l ottengo:

$$I = I_0 \cdot e^{-(\mu_1 \cdot l + \mu_2 \cdot l + \dots + \mu_n \cdot l)} \quad (2)$$

che equivale a scrivere:

$$\ln I_0/I = (\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n) \cdot l \quad (3)$$

Equiparando le due formulazioni ottengo:

$$\mu \cdot L = (\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n) \cdot l \quad (4)$$

Per determinare i singoli coefficienti di attenuazione, $\mu_1, \mu_2 \dots \mu_n$, degli elementini di volume dovrò utilizzare molte proiezioni da diverse angolazioni.

La relazione (3) indica che dal rapporto tra l'intensità della radiazione incidente I_0 nota, e quella della radiazione trasmessa I misurata, vengono generati dei profili di attenuazione dette proiezioni.

Ciascuna di queste corrisponde per tanto ad un valore numerico dato dall'integrale dei coefficienti di attenuazione lineari posti lungo una determinata traiettoria del fascio.

Dalla somma delle varie proiezioni è possibile, attraverso vari procedimenti di ricostruzione, risalire alla distribuzione bidimensionale dei coefficienti di attenuazione che le hanno determinate generando le immagini corrispondenti.

Ad essere rappresentati nell'immagine non sono i coefficienti di attenuazione lineare μ (perché così facendo sarebbero poco distinguibili i tessuti molli tra loro) ma bensì la distribuzione di una grandezza chiamata CT number.

Il CT number è definito per una sostanza x come:

$$\text{numero } CT_x = 1000 \cdot (\mu_x - \mu_{H_2O}) / \mu_{H_2O}$$

Il CT number è una grandezza adimensionale che segue la scala Hounsfield (HU), la quale adotta il coefficiente di attenuazione lineare dell'acqua μ_{H_2O} come valore di riferimento. Da ciò deriva che il CT number dell'acqua sia pari a zero.

Valori tipici del CT number sono quello dell'aria pari a -1000 e dell'osso denso +1000.

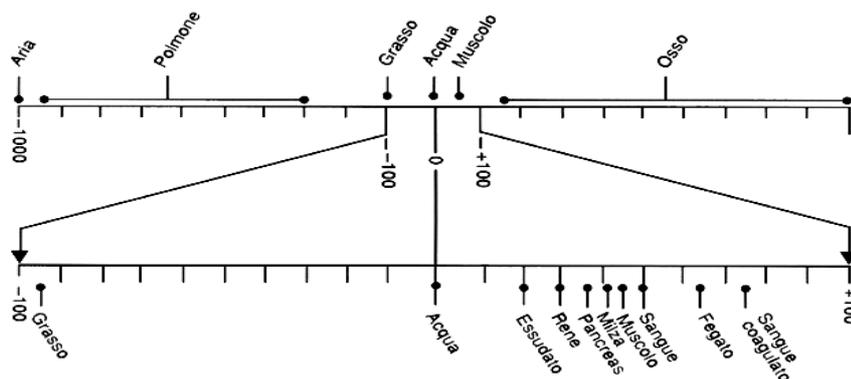


Illustrazione 23: Scala di Hounsfield

Gli organi e i tessuti vengono classificati come iperdensi, ipodensi o isodensi in relazione ad un altro organo o tessuto o alla densità di riferimento dell'acqua.

Ogni immagine TAC può essere rappresentata scegliendo un intervallo parziale di numeri CT.

Di norma si sceglie un valore centrale di riferimento, detto livello, e una ampiezza di finestra in modo da evidenziare al meglio le strutture che si vogliono analizzare.

In questo modo si può sfruttare al meglio la capacità della TAC di distinguere i tessuti molli i cui coefficienti di attenuazione lineare variano in un range molto piccolo.

Nella tecnologia TC i rivelatori offrono dei dati grezzi che sono grandezze analogiche le quali, devono essere elaborate e portate in forma digitale.

I dati digitali vengono poi elaborati e posti in scala logaritmica per ottenere la proporzionalità con la somma dei coefficienti di

attenuazione.

Infine essi vengono calibrati rispetto a sostanze con numero CT noto per ottenere il risultato espresso in scala Hounsfield.

Con i dati espressi in scala è possibile procedere, attraverso una serie di algoritmi di ricostruzione, alla formazione dell'immagine.

2.3.7.5 Evoluzione dei sistemi TAC

Nel corso degli anni le modifiche sulla configurazione geometrica del complesso tubo-detettori (quindi sulla geometria del fascio e posizione e numero dei detettori) e il miglioramento della qualità tecnica dei componenti e dei principi di acquisizione delle immagini hanno provocato una rapida e importante evoluzione dei sistemi TAC.

Tale evoluzione è volta alla riduzione dei tempi di scansione e all'ottimizzazione dell'acquisizione dei dati in modo da garantire una sempre più elevata qualità dell'immagine.

Subito dopo l'invenzione, nel 1979, del primo sistema TAC, tale tecnologia si evolvette molto rapidamente; dando luogo a ben quattro generazioni di tomografi con un radicale e progressivo miglioramento delle prestazioni e riduzione dei tempi di scansione fino all'ordine dei secondi.

Prima generazione

Il tomografo di prima generazione, il cui schema di funzionamento è presentato in figura, prevedeva l'emissione da parte del tubo radiogeno, di un fascio lineare di raggi x.

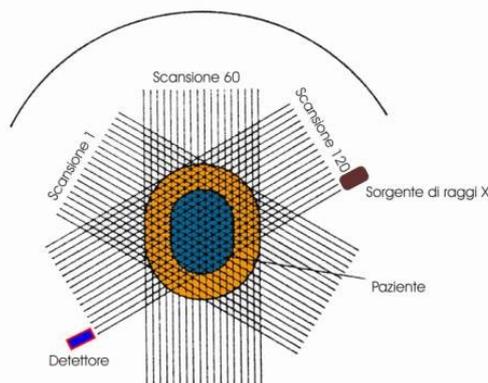


Illustrazione 24: Prima generazione

Al tubo erano consentite due tipologie di movimento: la traslazione e la rotazione.

Ad ogni traslazione seguiva una rotazione di 1° , questa sequenza di movimenti veniva ripetuta fino ad ottenere una rotazione complessiva di 180° .

Con questi macchinari tuttavia i tempi di scansione erano molto elevati, dai 5 a 10 minuti per immagine, in quanto i raggi x venivano rilevati da un solo detettore solidale al tubo radiogeno e in posizione diametralmente opposta rispetto ad esso.

Il detettore permetteva da un lato di calcolare la densità delle strutture del corpo misurandone l'attenuazione e dall'altro di trasformare in segnali digitali le radiazioni.

Seconda generazione

Un'importante miglioria si è riscontrata nei tomografi della seconda generazione, introdotti nel 1974, il cui sistema di funzionamento è presentato in figura.

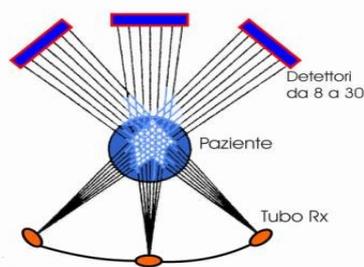


Illustrazione 25: Seconda generazione

In questa generazione di macchinari il fascio di raggi x emesso dal tubo radiogeno, al quale veniva richiesto, differentemente dalla generazione precedente, il solo movimento di rotazione intorno al lettino in cui è disteso il paziente; non è più lineare ma presenta una geometria a ventaglio avente ampiezza pari a 20° - 30° .

Anche i detettori passarono da uno ad un gruppo di 20-30 mantenuti, come nella generazione precedente, solidali al movimento del tubo radiogeno.

Con l'introduzione di questa tecnologia il tempo necessario ad ogni singola scansione era notevolmente inferiore, approssimativamente variabile da 15 a 30 secondi.

Terza generazione

Nel 1975 cominciarono ad essere commercializzati tomografi computerizzati di terza generazione, nei quali vennero aumentati sia l'ampiezza del ventaglio radiante (fino a 50°) sia il numero di detettori, che salì fino ad 800, disposti a "corona" lungo un arco di cerchio.

Tubo e detettori si muovevano in modo solidale intorno al paziente, con l'eliminazione del movimento di traslazione.

Questa modifica consentì la riduzione dell'usura delle apparecchiature e, in conseguenza di ciò, fu possibile usare tubi

radiogeni ad anodo rotante che avevano, rispetto alle precedenti generazioni ad anodo fisso, maggiore potenza.

Il tempo richiesto per una singola scansione raggiungeva in questi macchinari valori compresi tra un minimo di 2 e un massimo di 4 secondi.

Lo schema costruttivo di questa generazione di tomografi computerizzati sequenziali è riportato in figura.

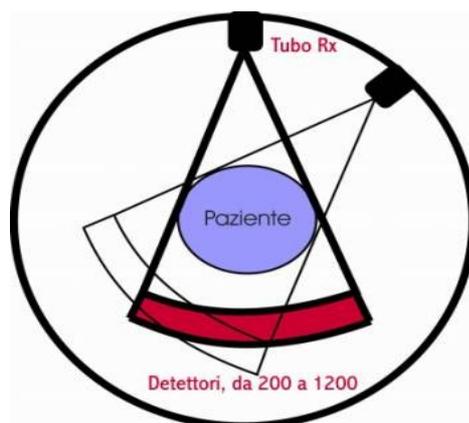


Illustrazione 26: Terza generazione

Le tipologie di macchinari fin qui presentate acquisivano un unico strato per volta in quanto la rotazione doveva avvenire prima in un senso e poi nel senso opposto perché il tubo radiogeno era collegato ai cavi di alimentazione che impedivano un movimento combinato di traslazione e rotazione continua del sistema tubo-detettori.

Quarta generazione

I tomografi sequenziali di quarta generazione erano caratterizzati dal movimento esclusivo del tubo radiogeno intorno al paziente, secondo un angolo massimo di 50° , la corona fissa dei detettori (fino a 4800) era disposta circolarmente lungo tutti i 360° .

Questo accorgimento acconsentì di portare il tempo di scansione singola a valori prossimi al secondo.

Questi sistemi avevano due limiti:

- l'aumento della dose al paziente e della radiazione diffusa, dovuto quest'ultimo al fatto che i detettori erano allineati non verso la sorgente radiogena, ma verso il centro della corona
- l'impossibilità di eseguire rotazioni continue monodirezionali a causa della presenza dei cavi di alimentazione.

A causa di questi limiti i tomografi sequenziali di quarta generazione, il cui schema è riportato in figura, non ebbero molto successo e vennero presto soppiantati dall'avvento di una nuova tecnologia.

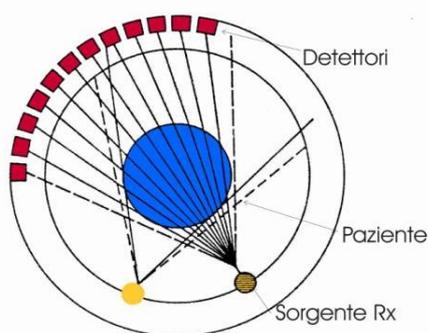


Illustrazione 27: Quarta generazione

TC SPIRALE

Nel 1989 si verificò una rivoluzione elettromeccanica grazie alla quale vennero introdotti i primi tomografi computerizzati a spirale.

In questa nuova tecnologia, alla rotazione continua del tubo radiogeno intorno al paziente fu associata la simultanea traslazione a velocità costante del lettino portapaziente.

Il tubo radiogeno di una Spiral TC deve poter effettuare lunghe escursioni senza surriscaldarsi eccessivamente, per questo deve essere costituito da materiali ad alta dissipazione termica.

Le immagini vengono quindi ottenute con una traiettoria elicoidale dei raggi sul paziente.

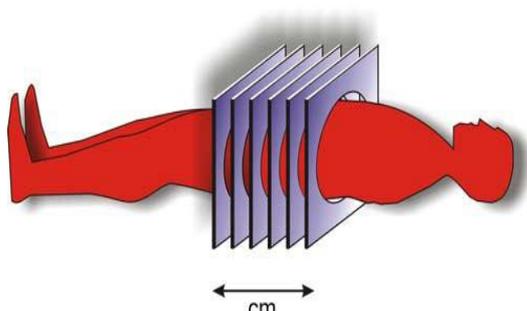


Illustrazione 28: Tac convenzionale

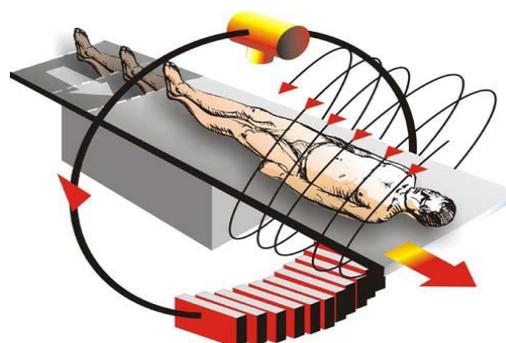


Illustrazione 29: TC SPIRALE

Con queste acquisizioni definite “volumetriche” si possono studiare, in un'unica scansione di circa 30 secondi, interi volumi corporei.

Il principio fondamentale delle TC spirale è quello della tecnologia “slip-ring” o dei contatti striscianti.

A differenza degli apparecchi TAC sequenziali, nei quali la corrente di alimentazione del tubo radiogeno era portata da cavi, nella TC spirale il sistema a rotazione continua non è prodotto attraverso collegamenti alle parti fisse (tramite cavi), in tal modo viene garantita un'acquisizione rapida e ininterrotta dei dati.

I contatti striscianti permettono l'alimentazione elettrica del tubo radiogeno e la trasmissione dei dati all'elettronica.

La corrente di alimentazione è trasmessa per mezzo di spazzole elettroconduttive su una corona circolare anch'essa elettroconduttiva.

Ciò consente l'acquisizione di interi volumi di dati e non di singole slice.

Con l'introduzione della tecnologia spirale viene introdotto anche il concetto di “pitch” cioè il rapporto tra l'avanzamento del lettino e lo spessore dello strato.

TC multi-slice o multidetettore (MDTC)

Gli apparecchi della TC spirale hanno conosciuto un'evoluzione, a partire dal 1998 fino ad oggi, caratterizzata dall'aggiunta di più file di detettori, affiancate in direzione assiale.

Questa nuova tecnologia prende il nome di TC multislice, essa si basa sullo stesso principio della TC spirale ma ad ogni rotazione, invece di un singolo strato, vengono acquisite più fette contemporaneamente (prima 4 poi 8 fino a 256).

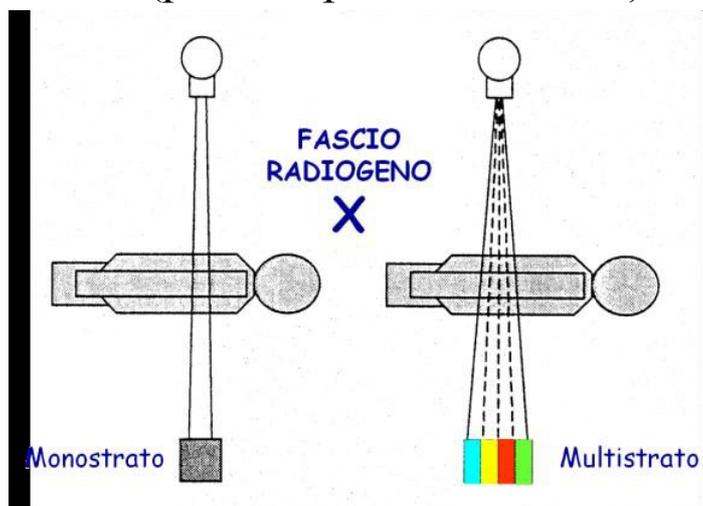


Illustrazione 30: Modalità di acquisizione spirale della TC monostrato e multistrato

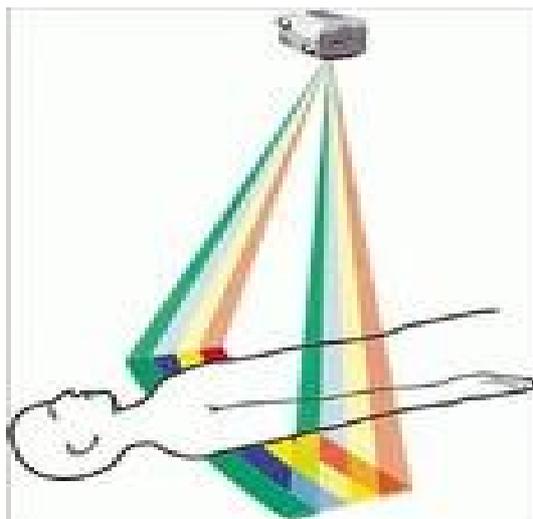


Illustrazione 31: Scansione multistrato

Grazie alla presenza di un fascio sempre meno collimato, tale tecnologia consente l'ulteriore riduzione dei tempi di scansione, inferiori al secondo.

I principali vantaggi ottenuti grazie alla tecnologia multistrato sono:

- la trasformazione della tomografia assiale originaria in una metodologia multiplanare
- miglioramento della risoluzione spaziale
- ottenimento di voxel isotropici: è possibile impostare uno spessore delle fette molto piccolo (fino a 0,5 mm) e questo ha permesso di avere voxel di dimensioni simili ai cubi con stessa risoluzione spaziale nelle tre direzioni dello spazio
- eliminazione del problema dovuto alla respirazione, visto che i tempi di scansione sono molto brevi, il soggetto può restare in apnea per l'intera durata dell'esame

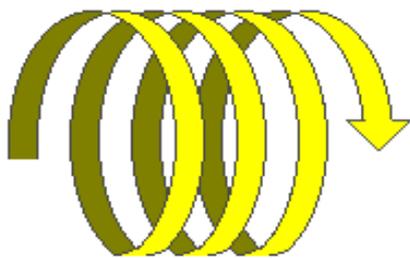


Illustrazione 32: Scansione TC spirale

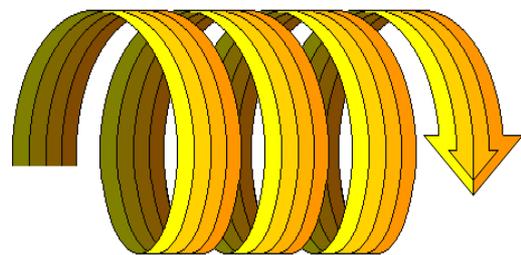


Illustrazione 33: Scansione TC multidettettore

La tecnologia multistrato ha radicalmente modificato l'approccio metodologico dell'esecuzione degli esami TC, offrendo nuove opportunità di impiego dell'immagine nella pratica clinica.

Alcune di queste riguardano l'esecuzione di esami simil-angiografici con opportune tecniche di acquisizione dette “angio-tc” oppure la possibilità di eseguire indagini di organi in movimento continuo come il cuore, attraverso tecniche di sincronizzazione cardiaca o polmonare.

TC a fascio conico (cone beam)

L'ultima frontiera dei sistemi tomografici è rappresentata dalla tecnologia a fascio conico.

La Computed Tomography Cone Beam utilizza un fascio radiante di forma conica e un detettore di ampia area acquisendo così un grosso volume di dati in una sola rotazione.

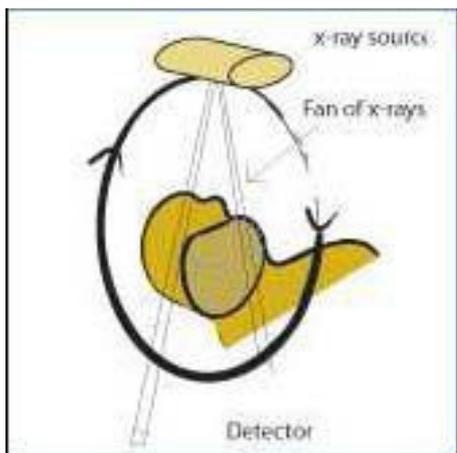


Illustrazione 35: Principio di scansione per CT fan-beam

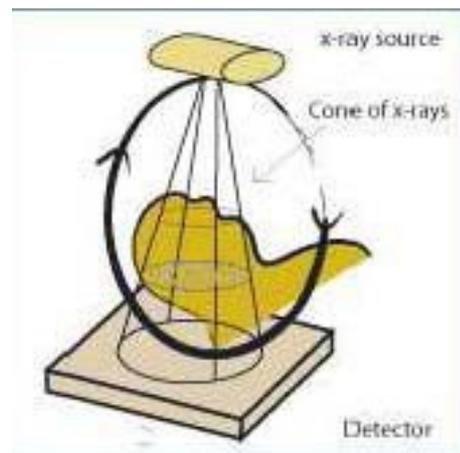


Illustrazione 34: Principio di scansione di CT cone-beam

Il fov (field of view) cioè l'ampiezza dell'area esposta ai raggi x nelle applicazioni CB3D è piuttosto piccolo e si limita alla sola area di interesse clinico



Illustrazione 36: Macchinario CBCT

La metodologia CBCT ha permesso di costruire apparecchiature dedicate a distretti anatomici più limitati, in particolare essa ha rivoluzionato la diagnostica radiologica odontoiatrica e maxillofacciale rendendo disponibili ricostruzioni 3D delle strutture anatomiche esaminate.

La CB3D rappresenta l'ultima generazione delle macchine per imaging radiologico in campo odontoiatrico.

Essa ha un ruolo insostituibile nella programmazione di interventi di avulsione di elementi dentari inclusi sia nell'adulto che in età pediatrica.

In implantologia permette di valutare qualità e quantità di osso disponibile e prevede possibili cause di insuccesso.

In ortodonzia consente una migliore programmazione clinica e in campo oncologico permette di definire l'estensione di processi espansivi e d'altra parte il campo applicativo della CB3D presenta ogni giorno nuove prospettive e rappresenta uno strumento potente e indispensabile per l'odontoiatria e il chirurgo maxillofacciale.

Relativamente alle applicazioni in campo odontoiatrico e maxillofacciale, la tecnica cone beam 3D si dimostra superiore alla tac tradizionale per la maggior definizione delle sue immagini, perché permette migliori contrasti tra strutture di diversa densità (gengiva-osso), perché l'esame è generalmente più breve con il paziente in posizione più comoda e soprattutto, come vedremo nel prossimo capitolo, per la minor esposizione alle dosi radianti.

2.3.8 Radioterapia

La radioterapia è una terapia medica che consiste nella somministrazione accurata di precise dosi di radiazione per la cura di alcune malattie, in particolare dei tumori.

Essa quindi sfrutta massicce dosi di raggi x a scopo curativo e non come visto fin'ora, a scopo diagnostico.

È un trattamento localizzato che nella maggior parte dei casi coinvolge aree ben delimitate dell'organismo e utilizza un'alta energia, molto più elevata di quella che si usa in ambito diagnostico, per far morire le cellule tumorali, impedendone così la crescita.

La distruzione delle cellule tumorali avviene mediante l'effetto delle radiazioni sul DNA delle cellule.

A differenza delle cellule sane infatti, quelle tumorali sono dotate di maggior velocità di proliferazione ma possiedono una bassissima capacità di riparazione del loro DNA.

La radioterapia in generale può avere i seguenti obiettivi:

- intento radicale con l'obiettivo di distruggere tutte le cellule tumorali per ottenere la remissione completa della malattia;
- intento preoperatorio per ridurre al minimo le dimensioni del tumore al fine di consentire un intervento chirurgico;
- intento adiuvante per ridurre la possibilità che il tumore si ripresenti (recidiva) dopo un intervento chirurgico o dopo la chemioterapia;
- intento palliativo o sintomatico per il controllo di eventuali sintomi quali il dolore o altri legati alla patologia neoplastica.

È molto importante individuare con estrema precisione la zona da irradiare (detta target o bersaglio) per proteggere gli organi sani vicini all'irradiazione.

Vengono così definiti attraverso una tecnica di centratura le dimensioni e l'orientamento dei campi di terapia.

Durante la centratura viene generalmente eseguita una tomografia computerizzata che serve al medico radioterapista per disegnare dal punto di vista tridimensionale l'area da irradiare e, al fisico sanitario, per decidere come dirigere il fascio di raggi x, in modo da colpire il bersaglio risparmiando gli organi circostanti.

Le modalità con cui viene effettuato il trattamento radioterapico variano in funzione di diversi fattori, tra cui il tipo, le dimensioni e la sede del bersaglio, le condizioni generali del paziente e gli obiettivi del trattamento stesso.

Per tale motivo esistono piani di trattamento personalizzati diversi da paziente a paziente.

Le modalità più diffuse di applicazione dei raggi x a scopo terapeutico sono sostanzialmente due:

- radioterapia esterna (detta anche a fasci esterni o transcutanea), che consiste nell'irradiare la zona interessata dall'esterno, utilizzando come sorgente di radiazioni una macchina chiamata acceleratore lineare, posta all'esterno del paziente stesso.
- la brachiterapia (derivante dal greco brachýs, corto) o radioterapia interna o di contatto che consiste nel portare la sostanza radioattiva nelle vicinanze del tessuto da sottoporre al trattamento. In questo caso la sorgente di radiazioni è posta a diretto contatto con il bersaglio.

In alcuni casi viene eseguita una irradiazione corporea totale (total body irradiation o TBI) si tratta di una metodica poco diffusa che si attua sui pazienti che devono essere sottoposti a trapianto di midollo osseo o di cellule staminali, ad esempio nelle leucemie o nei linfomi.

Lo scopo principale dell'irradiazione corporea totale è distruggere le cellule del midollo osseo allo scopo di rimuovere ogni traccia di cellule neoplastiche.

La dose di radiazione può essere somministrata su tutto il corpo in un'unica seduta oppure in un certo numero di dosi più basse.

Al trattamento radiante si associa anche un trattamento chemioterapico a dosi molto elevate per preparare il paziente al trapianto di nuovo midollo osseo che va a sostituire il midollo distrutto dai trattamenti antitumorali.

CAPITOLO 3

DOSI PER PAZIENTE

3.1 Grandezze dosimetriche

Le apparecchiature e le metodologie spiegate fin'ora utilizzano a fini diagnostici o terapeutici i raggi x; la cui energia rilasciata all'interno del corpo viene espressa dalla dose.

Per valutare quindi il rischio legato all'uso delle differenti tecnologie bisogna analizzare il concetto di dose e capire come poter quantificare il livello di radiazione utilizzata.

Per svolgere questa analisi bisogna inoltre introdurre il concetto di radiazione ionizzante.

Si definiscono ionizzanti quelle radiazioni che, in virtù del loro elevato contenuto energetico, sono in grado di ionizzare la materia con cui vengono a contatto, ossia di trasformare gli atomi di cui essa è composta in particelle cariche dette ioni.

Le radiazioni ionizzanti si distinguono in:

- corpuscolari
- non corpuscolari

Tra le radiazioni non corpuscolari troviamo proprio le onde elettromagnetiche come i raggi x oggetto della nostra analisi.

Le unità di misura fondamentali della dosimetria radiobiologica sono:

ESPOSIZIONE X

L'esposizione è la più antica delle grandezze dosimetriche e descrive la capacità dei raggi x di produrre ionizzazione in aria.

Essa è definita come:

$$X = dQ/dm$$

dove dQ è il valore assoluto della carica totale degli ioni, dello stesso segno, prodotti in aria quando tutti gli elettroni liberati dai fotoni nell'elemento di massa dm , sono completamente fermati in aria.

L'unità di misura originale dell'esposizione era il Roentgen (simbolo R) ed è stata progressivamente sostituita dal $C \cdot Kg^{-1}$ per cui vale la relazione $1 C \cdot Kg^{-1} = 3876 R$.

L'esposizione X può essere inoltre definita come il prodotto tra l'intensità della radiazione per il tempo. Con intensità di radiazione si intende il numero di fotoni x che colpiscono la pellicola fotografica nell'unità di tempo, essa è proporzionale alla corrente anodica che attraversa il tubo radiogeno.

Vale quindi la relazione:

$$X = kV \cdot n \cdot mA \cdot s$$

dove:

kV= tensione, espressa in kilovolt di picco, ai capi del tubo radiogeno

n= numero compreso tra 3 e 5

mA= valore medio della corrente nel tubo radiogeno espressa in milliampere

s= tempo di esposizione del corpo alla radiazione x espresso in secondi

Questa espressione è di notevole importanza in quanto descrive la dipendenza dell'esposizione dai parametri tecnologici dell'apparecchiatura a raggi x .

L'operatore, dalla console di comando, deve quindi settare tali parametri a seconda delle diverse situazioni, in modo da raggiungere un buon compromesso tra qualità dell'immagine e danno per il paziente.

DOSE ASSORBITA (D)

La dose assorbita è la più importante grandezza dosimetrica e rappresenta la quantità di energia assorbita dall'unità di massa di un tessuto irradiato.

È definita dall'espressione:

$$D = dE / dm$$

dove:

dE= energia media ceduta dalle radiazioni ionizzanti alla materia in un elemento volumetrico

dm= massa di materia contenuta in tale elemento volumetrico

L'unità di misura corrente nel sistema internazionale è il Gray (Gy) pari a 1 Joule/Kg.

Usati in radioprotezione sono solitamente i sottomultipli del Gray come mGy e μ Gy.

Prima del 1977 l'unità di misura usata per la dose era il Rad (Radiation Absorbed Dose). Vale la relazione:

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ Rad}$$

Bisogna tenere ben distinti i concetti di esposizione e di dose, in quanto molto diversi tra loro.

L'esposizione rappresenta, come accennato prima, la produzione di ioni nell'aria, mentre la dose è indice dell'assorbimento dell'energia da parte di un corpo.

Tra queste due grandezze però esiste una relazione numerica valida per tutti i materiali con densità simile a quella dell'acqua, quindi per la quasi totalità dei tessuti del corpo umano.

Tale relazione è:

$$1 \text{ Rad} \approx 1 \text{ R}$$

Per le ossa invece questo fattore di conversione è diverso da 1 e dipende dall'energia della radiazione.

DOSE DI INGRESSO

La dose di ingresso rappresenta la dose cutanea che tiene conto della radiazione retrodiffusa dal paziente.

La dose di ingresso è una quantità facile da misurare ma non facilmente correlabile con la dose somministrata al paziente.

Per esempio, la dose di ingresso per una radiografia dentale intraorale è circa 50 volte più grande della dose d'ingresso di una radiografia al torace, ciononostante la dose efficace per esposizione dentale è solitamente inferiore a quella dovuta ad una radiografia toracica.

Questo indice quindi non è molto indicativo per stabilire il rischio di eventuali danni da radiazioni.

L'unità di misura della dose di ingresso nel sistema internazionale è il Gray (Gy) pari a 1 Joule/Kg.

KERMA (k)

Il kerma, il cui nome significa Kinetic Energy Released in Matter, rappresenta la somma di tutte le energie cinetiche delle particelle cariche, prodotte da radiazioni ionizzanti in un campione, divise per la massa del campione stesso.

Per i raggi x il kerma coincide con la dose assorbita e si misura quindi in Gray (Gy).

Un kerma di 1Gy equivale all'assorbimento di 1 Joule di energia da parte di 1 Kg di aria.

La differenza tra kerma in aria e kerma del tessuto è circa del 10% quindi essi si assumono uguali ai fini di radioprotezione.

DOSE EQUIVALENTE (H)

È una grandezza dosimetrica convenzionale ottenuta moltiplicando la dose assorbita D per un fattore di ponderazione della radiazione W_R

$$H = D \cdot W_R$$

La dose equivalente esprime la capacità della radiazione di generare effetti biologici sui tessuti non solo in rapporto all'energia ceduta ma anche in base al tipo di radiazione.

Questa grandezza quindi quantifica il rischio associato all'irradiazione di un singolo organo o tessuto tenendo conto non solo dell'energia assorbita ma anche della natura della radiazione.

Il fattore di ponderazione W_R tiene conto del danno biologico arrecato dalle diverse radiazioni.

Il suo valore, che si applica ad una radiazione di un determinato tipo ed energia, è stato scelto dalla ICRP (International Commission on Radiological Protection) con l'intento che esso sia rappresentativo dei valori di efficacia biologica relativa (RBE) di quella radiazione, in grado di indurre danni biologici a basse dosi.

L'efficacia biologica relativa (RBE) è un fattore definito dal rapporto tra la dose di raggi x assunta come riferimento e la dose di radiazione ionizzante considerata che produce lo stesso danno.

Il fattore di ponderazione W_R e RBE esprimono lo stesso fenomeno cioè il danno biologico provocato dalla radiazione, la differenza tra le due grandezze sta nel fatto che W_R definisce un unico valore per una determinata radiazione e viene utilizzato in ambito ingegneristico per la radioprotezione mentre, il RBE, varia a seconda delle cellule colpite e, proprio grazie alla sua maggior accuratezza, è usato in ambito scientifico per lo studio degli effetti delle radiazioni sulla cellula.

Alcuni valori del fattore di ponderazione W_R sono espressi nella seguente tabella

Particella	W_R
Elettroni e raggi β	1
Raggi X o Y	1

Neutroni veloci	5
Particelle α	20

Tabella 1: valori del fattore di ponderazione per tipo di radiazione

Come si può notare il W_R dei raggi x è pari all'unità, per cui per tali radiazioni la dose equivalente coincide con quella assorbita ($H=D$).

L'unità di misura della dose equivalente è il Sievert (Sv) che ha sostituito il Rem (Radiation equivalent man). Vale la relazione:

$$1\text{Sv}=100\text{ Rem}$$

DOSE EFFICACE (ED)

Poiché l'irradiazione del corpo umano non avviene sempre in maniera omogenea (in quanto i vari tessuti hanno una diversa suscettibilità al danno radiobiologico) si è resa necessaria l'introduzione di un'ulteriore unità di misura: la dose efficace, che tiene conto della diversa sensibilità alle radiazioni di differenti organi e tessuti.

La dose efficace è definita come la somma delle dosi equivalenti H ponderate nei tessuti e organi del corpo irradiati.

Essa viene espressa con la formula:

$$ED = \sum_T (W_T \cdot H_T)$$

dove:

H_T = dose equivalente nell'organo T

W_T = fattore di ponderazione per l'organo T

Il contributo di ogni organo è pari alla dose equivalente di tale organo H , moltiplicata per il proprio fattore di ponderazione relativo W_T .

I fattori di ponderazione dei vari organi o tessuti sono determinati dall' ICRP (International Commission on Radiological Protection)

e sono:

Valori di w_T	
Gonadi	0,20
Midollo osseo (rosso)	0,12
Colon	0,12
Polmone	0,12
Stomaco	0,12
Vescica	0,05
Mammella	0,05
Fegato	0,05
Esofago	0,05
Tiroide	0,05
Cute	0,01
Superfici ossee	0,01
Altri tessuti	0,05

Illustrazione 37: fattori di ponderazione per organo

L'unità di misura della dose efficace è il Sievert (Sv).

I valori dei fattori di ponderazione sono determinati a partire da una popolazione di riferimento costituita da un ugual numero di persone di ciascun sesso e di un'ampia gamma di età.

Essi si applicano nella definizione della dose efficace ai lavoratori, alla popolazione e a entrambi i sessi.

Ai fini del calcolo della dose efficace, per “rimanenti organi e tessuti” si intendono: ghiandole surrenali, cervello, vie respiratorie extratoraciche, intestino tenue, reni, tessuto muscolare, pancreas, milza e utero.

Nel caso eccezionale in cui un singolo organo o tessuto, incluso nella categoria “altri tessuti”, ricevesse una dose equivalente superiore alla dose massima ricevuta da uno dei dodici organi che hanno uno specifico valore W_T , si dovrà applicare un fattore di peso di 0,025 a quell'organo o tessuto ed un altro fattore di 0,025 alla dose media ricevuta dagli organi compresi nella categoria “altri tessuti”.

La dose efficace, sopra descritta, utile per valutare il detrimento

individuale per la salute, è una quantità calcolata e, di conseguenza, di non facile comprensione.

Può essere utile convertire la dose efficace in giorni di esposizione al fondo naturale che procurano la stessa dose.

La dose media assorbita da ognuno di noi in Italia dovuta al fondo naturale è circa 2mSv/anno.

Metà di questa è dovuta a irradiazione esterna, mentre l'altra metà è dovuta a irradiazione interna al nostro corpo a seguito dell'inalazione dei discendenti radioattivi del radon e del toron appesi al pulviscolo atmosferico.

In tabella si forniscono gli equivalenti in giorni di vita per assorbire la dose efficace indicata di due degli esami radiologici più comuni.

Esame radiografico	Dose efficace (mSv)	Tempo per assorbire la stessa dose dal fondo naturale
RX dentale intraorale	0,06	11 giorni
RX al torace	0,08	15 giorni

Illustrazione 38: Dosi efficaci e valore equivalente di tempo di permanenza al fondo ambientale

3.2 Strumenti di misura

La dose di radiazione assorbita viene misurata con l'utilizzo di svariati strumenti tra i quali quelli più usati sono: camera di ionizzazione, dosimetro a termoluminescenza e fantoccio di simulazione.

3.2.1 Camera di ionizzazione

La camera di ionizzazione è un semplice rivelatore a gas. Mediante l'applicazione di un campo elettrico ai suoi capi,

raccoglie e misura l'intensità della carica elettrica dovuta a coppie elettrone-ione positivo che si formano in seguito alle interazioni delle radiazioni ionizzanti.

Senza applicare il campo elettrico esterno, le coppie sono soggette al moto di agitazione del gas e tendono a migrare verso zone di densità di carica minore.

Le cariche prodotte possono in alcuni casi ricombinarsi nel gas, annullando così l'effetto di ionizzazione, oppure in altri casi possono legarsi ad atomi neutri e formare ioni positivi o negativi. Applicando il campo elettrico ai capi del rivelatore, le forze elettriche agiscono sulle cariche mettendole in moto, questo è detto moto di deriva.

La velocità di deriva dipende proporzionalmente dal tipo di gas (mobilità ionica) e dall'intensità del campo elettrico e inversamente dalla pressione del gas.

Il moto risultante è dato dalla sovrapposizione del moto di agitazione termica e del moto di deriva.

Il campo elettrico applicato deve essere sufficientemente elevato per impedire la ricombinazione delle cariche ma tale da non favorire la loro moltiplicazione.

Il segnale elettrico è costituito dall'impulso di corrente prodotto dalle cariche, esso è raccolto da alcuni elettrodi e rilevato da un circuito esterno.

Quest'ultimo è costituito da un elettrometro che può misurare in unità elettriche o in unità radiologiche (secondo un'opportuna calibrazione) e consente di inserire direttamente dei fattori correttivi, cioè quei fattori che moltiplicati per il valore letto, forniscono il valore corretto della misura.

Lo schema di tale dispositivo è illustrato in figura

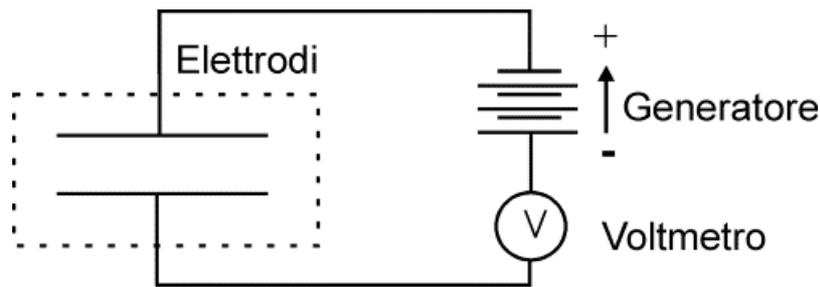


Illustrazione 39: Circuito elettrico di una camera a ionizzazione

3.2.2 Rivelatori a termoluminescenza (TL)

I rivelatori a termoluminescenza TL sono formati da cristalli inorganici che possiedono la capacità di intrappolare elettroni.

La radiazione che incide sul cristallo, cede energia agli elettroni in stato non eccitato (banda di valenza), permettendone il passaggio nella banda di conduzione e creando così coppie elettrone-lacune.

Le trappole introdotte nel materiale da impurità catturano alcuni elettroni liberi di muoversi nella banda di conduzione, trattenendoli nella banda proibita.

Solo in seguito a riscaldamento del dispositivo sarà possibile liberare questi elettroni intrappolati.

Le energie di tali livelli sono differenti e il salto energetico creatosi tra la trappola e la banda di conduzione è detto profondità della trappola.

Con l'aumento della temperatura gli elettroni intrappolati a profondità minore cominciano a liberarsi portandosi in banda di conduzione per poi ritornare nella banda di valenza a riempire le lacune. Il salto energetico degli elettroni dalla banda di conduzione a quella di valenza è accompagnato da emissione di luce che, misurata con un fotomoltiplicatore, può essere messa in relazione alla dose assorbita dal rivelatore.

Le trappole sono poste a profondità tali da evitare fenomeni di eccitazione spontanea, ciò si ottiene drogando il materiale

opportunamente.

I materiali più utilizzati nella costruzione di TL sono il fluoruro di litio attivato al tallio (LiF,Tl) e il fluoruro di calcio attivato al manganese (CaF₂,Mn).

La dose minima misurabile dal TL al fluoruro di litio è dell'ordine di 100μGy.

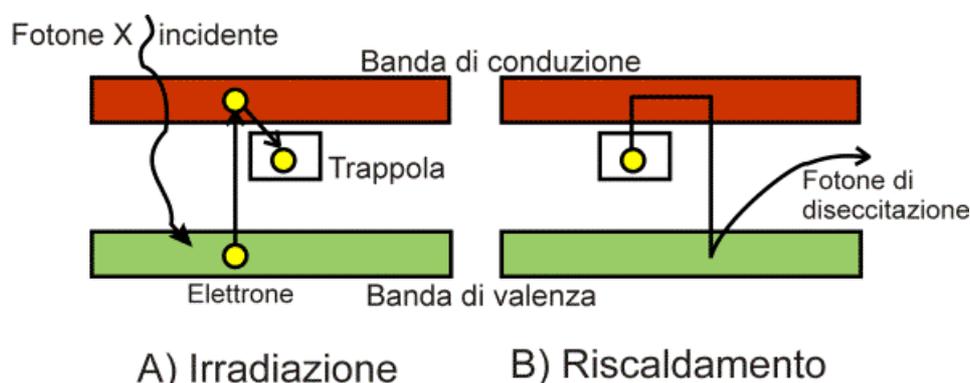


Illustrazione 40: Dinamica del fenomeno di termoluminescenza

3.2.3 Fantocci di simulazione

I fantocci di simulazione sono impiegati nelle misure degli indici di dose per esami TC.

Secondo il documento CEI EN 61223-2-6 che fornisce le specifiche tecniche per i fantocci di simulazione per esami TC, essi devono essere costituiti da due cilindri di plexiglas di 16cm di diametro per la testa e 32cm per il corpo e devono essere più lunghi del volume sensibile della camera a ionizzazione usata per la misura.

I cilindri contengono dei fori paralleli al loro asse di simmetria; in particolare un foro centrale e altri quattro ad 1cm dalla superficie, disposti a 90°.

Tali fori permettono l'inserimento della camera di ionizzazione nel fantoccio e se non usati vanno riempiti con cilindretti di plexiglas debitamente predisposti.

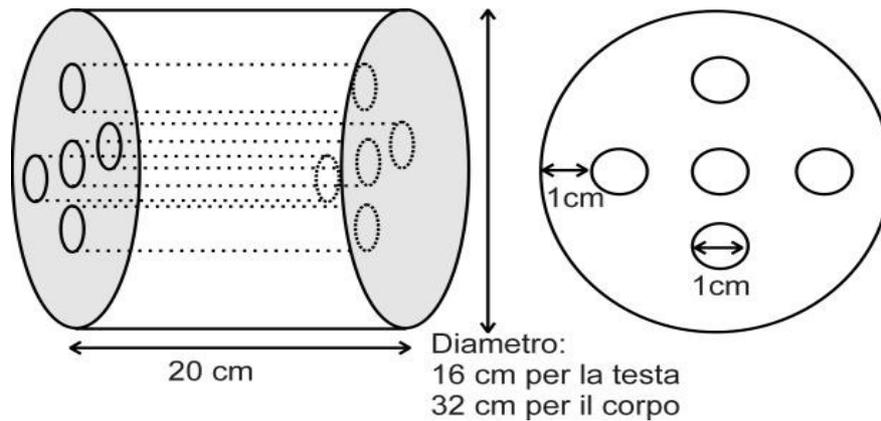


Illustrazione 41: Fantoccio in plexiglas

3.3 Esposizione alla radiazione nelle differenti modalità a raggi x

Le dosi cedute ai vari organi o tessuti in un dato esame dipendono fortemente dal tipo di apparecchiatura utilizzata e da molti parametri tra i quali alcuni propri di quest'ultima, quindi fissi, mentre altri modificabili dall'operatore.

Quest'ultimo svolge infatti un importante compito il cui obiettivo è di trovare un compromesso tra una buona qualità dell'immagine, a fini diagnostici o terapeutici, e valori di dose non rischiosi per il paziente.

Per questi motivi quindi le dosi relative al medesimo esame saranno diverse da un ospedale all'altro e all'interno di uno stesso ospedale, da un apparato e tecnico radiologo all'altro.

Benché la dose assorbita da un organo o tessuto possa essere misurata con una accuratezza del $\pm 10\%$, si trova che, a parità di esame, le dosi ai pazienti variano mediamente di un fattore 2, fino a 10 da un centro all'altro con punte che possono arrivare a un fattore 1000.

Premesso ciò, in questo capitolo vengono illustrati valori medi di dose sul paziente, mettendo in evidenza l'esposizione alla radiazione in alcune delle differenti modalità diagnostiche e non, il cui funzionamento è stato descritto nel capitolo 2.

3.3.1 Dosi in radiologia convenzionale e digitale

Come citato nel capitolo 2, la nascita della radiologia e dell'applicazione dei raggi x in ambito medico, sbocciò con l'utilizzo della prima tecnica di imaging biomedico cioè la radiologia convenzionale analogica.

L'energia rilasciata dal fascio di raggi x all'interno del tessuto da analizzare viene espressa dalla dose assorbita.

Essa, nota la struttura di un'apparecchiatura a raggi x (ben descritta nel paragrafo 2.2) dipende dai parametri di esposizione e dalle caratteristiche tecniche dell'apparecchiatura stessa.

I parametri da cui dipende la dose assorbita sono quindi la corrente (mA) e la tensione (kV) del tubo radiogeno, la filtrazione totale, la forma d'onda e l'energia del fascio.

Inoltre modificano la quantità di dose altre caratteristiche tecniche quali la distanza fuoco pellicola, il formato della pellicola e la distanza tra tavolo radiologico e la pellicola stessa.

Le dosi di radiazione prodotte da un esame radiografico possono essere espresse sia come dose efficace all'intero organismo, sia come dose assorbita da un unico organo o tessuto.

Esprimere la quantità di radiazione attraverso valori di dose efficace all'intero organismo facilita il confronto di dosi dovute ad altre sorgenti; come ad esempio il fondo naturale di radiazioni.

Valori tipici di dose efficace per alcune indagini di radiologia convenzionale sono presentati nella seguente tabella

Procedura diagnostica	Dose efficace tipica (mSv)
Esami con raggi X	
Arti e articolazioni (anche escluse)	< 0,01
Torace (proiezione singola PA)	0,02
Cranio	0,07
Colonna toracica	0,7
Colonna lombare	1,3
Anche	0,3
Pelvi	0,7
Addome	1,0
Urogramma intravenoso	2,5
Bolo baritato	1,5
Pasto baritato	3
Esame baritato del tenue	3
Clisma opaco ₁	7
TC del capo	2,3
TC del torace	8
TC dell'addome e delle pelvi	10
Fondo naturale annuo	circa 2,5

Illustrazione 42: Dosi efficaci tipiche per esposizioni di diagnosi medica in U.K. negli anni 1990

Le dosi inoltre sono funzione di una serie di fattori caratteristici del tessuto irradiato come la composizione, la densità e lo spessore.

Per esempio, l'organismo assorbe meno radiazioni quando queste attraversano l'aria presente nei polmoni, per una radiografia del torace, che quando attraversano i tessuti dell'addome.

Per questa ragione la radiografia al torace è l'indagine radiografica caratterizzata da minor valore di dose e può essere utilizzata come termine di paragone per tutte le altre procedure diagnostiche.

Procedura diagnostica	Dose efficace (mSv)	Equivalente a numero di radiografie toraciche
Torace	0.02	1
Colonna lombare	1.3	65
Colonna dorsale	0.7	35
Anca	0.3	15
Bacino	0.7	35
Cranio	0.07	3,5
Addome	1.0	50
Esofago baritato	1.5	75
Transito baritato	3	150
Prime vie dig.ti	3	150
Clisma opaco	7	350
Urografia	2.5	125

Illustrazione 43: Dosi efficaci relative ad alcune tra le indagini con radiazioni ionizzanti più frequentemente effettuate in radiologia diagnostica convenzionale (NRPB-1990)

Nella tabella si riporta una relazione tra le più comuni indagini radiologiche e quanti radiografie toraciche ad esse equivalgono.

Si può analizzare inoltre il livello di dose sul paziente come dose assorbita da un unico tessuto; la dose ricevuta infatti varia in maniera estremamente ampia su tutto il corpo.

Il tessuto direttamente interessato dal fascio primario della radiazione è la cute ed è quindi questo a ricevere il massimo contributo di dose.

La dose incidente sulla cute del paziente fornisce un'indicazione sulla massima dose ricevuta dai tessuti; i valori osservati vanno da circa 100mGy a circa 1Gy; essa viene classificata in tre categorie:

1. dose cutanea elevata: tra 20mGy fino ad oltre 500mGy. Rientrano in questa categoria esami come torace completo, pelvi, colonna lombo-sacrale e colonna lombare.
2. dose cutanea intermedia: tra 4mGy e 20mGy. Fanno parte di questa categoria esami come cranio, colonna cervicale, colonna dorsale, addome, urografia, clavicola, spalla, anca e femore superiore.
3. dose cutanea bassa: inferiore a 4mGy. Questa categoria

comprende gli esami delle estremità inferiori e superiori, nonché della parte inferiore del femore.

La conoscenza della dose assorbita dalla cute o del Kerma in aria alla distanza fuoco-pelle FSD (Focus Skin Distance) consente di risalire, con una metodica messa a punto dalla International Commission on Radiological Protection, alla dose ricevuta ai vari organi di un paziente sottoposto a indagine radiologica.

Per il calcolo di quest'ultima, la procedura ICRP necessita della conoscenza dei parametri di esposizione e delle caratteristiche tecniche dell'apparecchiatura utilizzata, del tipo di esame, della proiezione radiologica e del sesso e età del paziente sottoposto ad esposizione.

La tabella seguente mostra le dosi ricevute nei più comuni esami radiologici in vari organi protezionisticamente significativi.

Esame	Dose nell'organo (mGy)					
	Tiroide	Midollo osseo attivo	Polmone	Gonadi		Mammella
				♂	♀	
Torace	0.065	0.04 (0.03)	0.19 (0.20)	-	-	0.14
Cranio	2.22	0.31	0.02	-	-	-
Rachide cervicale	4.04	0.11	0.14	-	-	-
Costole	1.54	0.49 (0.42)	3.24 (2.96)	-	0.004	4.11
Spalla (una proiezione)	0.58	0.06	0.39 (0.27)	-	-	0.77
Rachide dorsale	0.75	0.43 (0.32)	2.63 (2.65)	-	0.006	2.76
Colecistogramma	0.01	0.66	1.76	-	0.06	-
Rachide lombare	0.003	1.26	1.33	0.07	4.05	-
Porzione sup. tratto G-I	0.07	1.17 (1.14)	5.32 (4.76)	0.004	0.45	0.53
Rene, uretere, vescica	-	0.48	0.12	0.16	2.12	-
Clisma	0.002	2.98	0.48	0.58	7.87	-
Rachide lombosacrale	-	2.24	0.35	0.43	6.40	-
Pielografia intravenosa	-	1.16	0.35	0.49	6.36	-
Bacino	-	0.27	0.011	0.57	1.48	-
Anca (una proiezione)	-	0.17	-	3.68	0.78	-
Rachide in toto (chiroprassi)	2.71	0.35	1.49 (1.17)	0.10	1.00	2.34
Mammografia						
(1) Xeroradiografia	-	(-)	(-)	-	-	7.66
(2) Pellicola-schermo	-	(-)	(-)	-	-	2.12

(-) Trascurabile rispetto agli altri organi.

I dati tra parentesi si riferiscono alla donna se diversi da quelli per l'uomo.

Illustrazione 44: Dosi ricevute nei più comuni esami radiografici in vari organi protezionisticamente significativi, secondo calcoli per un fantoccio antropomorfo di 70 Kg (dati tratti da ICPR82b)

Nel corso degli anni l'evoluzione della tecnologia ha consentito la completa digitalizzazione della radiologia convenzionale quindi l'adozione di tipologie di detettori differenti dalla lastra fotografica; quali Imaging Plate (IP) e Flat Panel Detector (FPD). La radiografia digitale presenta numerosi vantaggi tra i quali la possibilità di modificare le proprietà dell'immagine dopo l'acquisizione (post-processing), la trasmissione delle immagini via rete e la facilità di archiviazione.

La digitalizzazione della radiologia convenzionale ha consentito una netta diminuzione della durata del singolo esame quindi minori tempi di esposizione che corrispondono a una significativa riduzione della dose di radiazione al paziente.

La sensibilità dei detettori digitali alla radiazione x inoltre, può dar luogo ad una riduzione della dose maggiore del 50%.

L'introduzione dei sistemi digitali è stata inoltre motivata dal loro ampio range dinamico cioè dalla possibilità di ottenere una risposta utilizzabile in campo medico per una più ampia variazione della dose.

Per le piastre fotostimolabili e per i flat panel ho risposta utilizzabile per un range di dose da 1 a 10000 mentre nei sistemi a pellicola esso scende ad una variazione della dose da 1 a 30.

Questo consente di evitare la necessità di dover ripetere l'esposizione.

Le tecniche radiografiche nei sistemi digitali devono essere tarate per fornire la minima dose al paziente compatibilmente con un rapporto segnale-rumore sufficiente per produrre un'immagine di qualità, che soddisfi lo scopo dell'esame.

A tal fine bisogna sempre evitare una sovraesposizione in quanto essa aumenterebbe la dose al paziente migliorando inutilmente la qualità dell'immagine rispetto allo scopo diagnostico prefissato; ma, allo stesso modo, è da evitare una sottoesposizione che provocherebbe una diminuzione del rapporto segnale-rumore con conseguente perdita di informazione.

Tuttavia vi è una tendenza a incrementare la dose somministrata poiché la qualità dell'immagine dei sistemi digitali può essere migliorata riducendo il rumore.

Un'ulteriore tendenza è quella di aumentare il numero di riprese radiografiche vista la loro semplice acquisizione.

In conclusione, per non aumentare la dose al paziente con i sistemi digitali è necessario produrre un'immagine adeguata allo scopo clinico e non di qualità superiore.

3.3.2 Dosi in fluoroscopia e sue applicazioni

Come accennato nel paragrafo 2.3.3 la fluoroscopia è uno studio delle strutture del corpo in movimento, simile ad un "film" di raggi x. Si fa passare un fascio continuo di raggi x attraverso la parte del corpo da analizzare e si trasmette il segnale ad un monitor in modo da visualizzare in modalità real-time la parte del corpo e il suo movimento.

La tecnica fluoroscopica è utilizzata in moltissimi tipi di esami tra i quali le infiltrazioni osteoarticolari, i transiti esofago-gastrointestinali, l'urografia, il clisma opaco, l'arteriografia e alcune tra le principali procedure di radiologia interventistica.

Per questa ragione risulta molto complicato determinare una dose univoca per le procedure che utilizzano la tecnica fluoroscopica in quanto essa dipende da una serie innumerevole di fattori tra cui alcuni tecnici e altri dipendenti dalla specifica procedura.

La dose somministrata al paziente infatti dipende da:

- frequenza di acquisizione dell'immagine
- numero di immagini acquisite
- tipo di proiezioni
- tempo di acquisizione in fluoroscopia
- performance della specifica apparecchiatura
- presenza di dispositivi di riduzione della dose come

l'intensificatore di brillanza(IB).

Le procedure di radiologia interventistica in genere vengono inserite nelle normative ICRP come “procedure speciali”.

Per queste ultime la grandezza dosimetrica adottata è il prodotto kerma-area KAP o DAP.

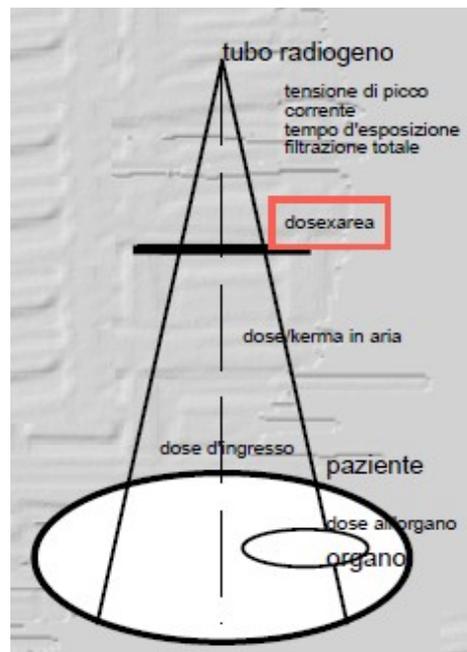


Illustrazione 45: Rappresentazione del KAP

Questa grandezza definita come:

$$KAP(DAP) = \text{kerma} \cdot \text{area}$$

ha le seguenti caratteristiche:

- è facilmente misurabile
- è caratteristica dell'intera procedura
- è proporzionale all'energia assorbita e alla dose efficace
- è una grandezza invariante cioè non varia al variare della distanza del tubo radiogeno dal fuoco-pelle

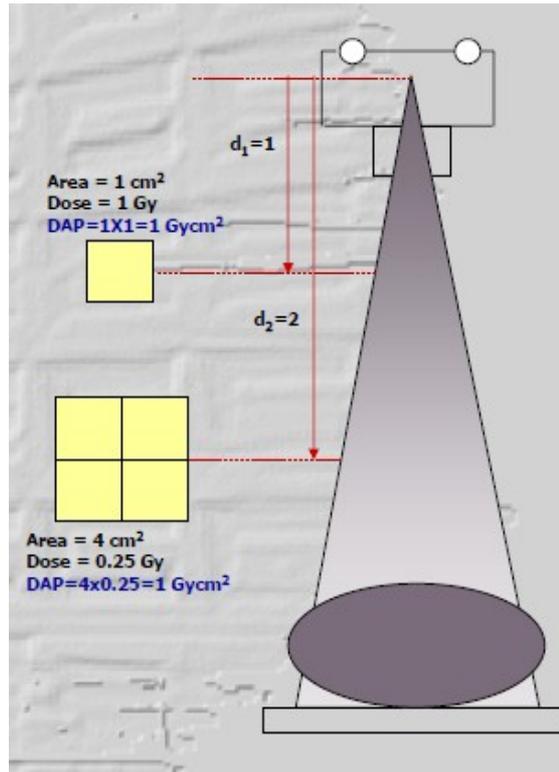


Illustrazione 46: Valutazione del DAP in funzione della distanza dal fascio

Questo accade perchè, nella definizione del KAP, l'area aumenta con il quadrato della distanza mentre il kerma in aria diminuisce con il quadrato della medesima.

Valori dei livelli diagnostici di riferimento per l'ottimizzazione dell'esposizione sono descritti in tabella.

Procedura	DAP di riferimento (Gy·cm ²)
Paziente adulto:	
Rachide lombare	15
Clisma opaco	60
Tubo digerente	25
Urografia venosa	40
Pelvi	5

Illustrazione 47: DAP di riferimento (U.K.)

Nella tabella seguente vengono descritti i range di valori di dose al paziente nelle procedure angiografiche più comuni.

Angiographic Procedure	Technique	Fluoro time (min)	KAP (Gy.cm²)	Effective dose (mSv)
Coronary	Cine film	3.6 – 9.8	16.1 - 98	2 – 15.8
	Digital cine	5.7	47.7	9.4
Cerebral	DSA/conventional	1.2 – 36	12 – 120	2.7 – 23.4
Abdominal	Hepatic (DSA)	2.3 – 28.6	28 – 279	4 – 48
	Renal DSA	5.5 - 21	41 - 186	6 - 34
	Renal angiogr.	0.5 – 9.3	17 – 327	2.8 – 11.5

Illustrazione 48: Range di valori di dose al paziente nelle procedure angiografiche più comuni

Mentre nella tabella sottostante sono analizzati i valori di dose sulla pelle, tempo di fluoroscopia, Dap e dose effettiva per alcune delle principali procedure di radiologia interventistica.

Interventional procedures	Localized dose to skin (Gy)	Fluoro time (min)	DAP (Gy.cm²)	Effective dose (mSv)
PTCA	0.05 - 5	3 - 92	20 - 402	7.5 - 57
PTA	0.4	5 – 68	5 – 338	10 – 12.5
TIPS	0.4 – 5	9 – 115	7 - 1131	2 - 181
RF ablation	0.1 – 8.4	3 - 195	7 – 532	17 – 25
Embolization	0.2 – 0.5	1 – 90	7 – 918	6 – 43

Illustrazione 49: Valori di dose sulla pelle, tempo di fluoroscopia, Dap e dose effettiva per alcune delle principali procedure di radiologia interventistica

Nell'utilizzo della fluoroscopia inoltre sarebbe necessario mantenere costante il livello di dose poiché esso influisce sul rapporto segnale-rumore.

Il mantenimento di un livello di dose costante si può ottenere monitorando la brillantezza al centro dello schermo di output dell'IB, infatti la brillantezza aumenta all'aumentare della dose.

3.3.3 Dose in mammografia

Come accennato nel capitolo 2, i mammografi sono apparecchiature a raggi x dedicate e appositamente progettate per lo studio del seno, in cui l'immagine viene catturata da una pellicola radiografica (mammografia analogica) o da rivelatori digitali (mammografia digitale).

Le apparecchiature per la mammografia sono costituite dai seguenti elementi fondamentali montati su di un braccio rotante a C:

- tubo radiogeno con anodo rotante in molibdeno Mo o rodio Rh accoppiato a filtri in Mo o Rh
- dispositivo di compressione della mammella
- griglia mobile
- dispositivo di controllo automatico dell'esposizione (AEC) che deve essere posizionato in corrispondenza della porzione più densa della mammella.

La caratteristica che differenzia i diversi tipi di mammografi è l'accoppiamento anodo-filtro.

La combinazione più utilizzata è quella che associa anodo-filtro Mo/Mo, specialmente per le mammelle per le quali, dopo compressione, è possibile raggiungere spessori inferiori a 5cm.

Attualmente viene utilizzato un filtro in Rodio da associare con l'anodo in Molibdeno per produrre fasci di raggi x più penetranti da usare per mammelle di spessore maggiore.

Alcune aziende producono inoltre anodi in Rh combinati con filtri nel medesimo materiale.

Comunemente per mammelle di maggiore spessore si utilizzano anche valori più alti di tensione del generatore che alimenta il tubo radiogeno (kVp) per produrre raggi x più penetranti.

Uno dei parametri più utili per misurare la durezza o la capacità penetrante di un fascio di raggi x è lo *strato emivalente* (SEV) che rappresenta lo spessore di alluminio oltre il quale la dose è ridotta alla metà.

Più duro è il fascio di raggi x, maggiore è lo strato emivalente, in mammografia tipicamente 0,3-0,4mm di alluminio.

La dose al paziente in mammografia dipende da vari fattori; uno di questi è la qualità del fascio cioè si richiede che la radiazione sia il più possibile monocromatica e a bassa energia in modo da definire e identificare le piccole strutture.

Inoltre, la dose dipende dallo spessore e densità della mammella, per questo infatti la compressione di quest'ultima è di fondamentale importanza in quanto consente la diminuzione dello spessore quindi del tempo di esposizione e della dose di radiazione somministrata.

La misura della dose più semplice da effettuare è la dose di ingresso che può essere misurata mediante dosimetri a termofluorescenza.

Essa però non rappresenta un valore molto indicativo del rischio di esposizione in quanto per la maggior parte assorbita dalla cute e non dalle strutture mammarie.

Un parametro che stima il rischio radiologico in mammografia è la *dose ghiandolare media* DGM ovvero la dose media assorbita dalla componente ghiandolare del tessuto mammario, nell'ipotesi che la mammella sia opportunamente compressa.

Il DGM o AGD (Average Glandular Dose) viene calcolato nel seguente modo:

$$AGD = k \cdot g \cdot c \cdot s$$

dove:

$k = \text{ESAK} = \text{Kerma in aria alla superficie di ingresso della mammella (mGy)}$, tale indice è pari alla dose incidente sulla superficie della mammella.

$g = \text{fattore di conversione tra } k \text{ e AGD supponendo una ghiandolarità del } 50\% \text{ e uno spettro a raggi x standard con accoppiamento anodo-filtro Mo/Mo}$

Il fattore moltiplicativo g dipende dalla tensione applicata, dallo spessore della mammella (Breast Thickness in cm) e dalla qualità del fascio di raggi x indicata dallo strato emivalente SEV (HVL). Esistono tabelle che indicano i valori del fattore g in funzione del HVL e dello spessore della mammella compressa.

Breast thickness (cm)	HVL (mm Al)						
	0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
2	0.390	0.433	0.473	0.509	0.543	0.573	0.587
3	0.274	0.309	0.342	0.374	0.406	0.437	0.466
4	0.207	0.235	0.261	0.289	0.318	0.346	0.374
4.5	0.183	0.208	0.232	0.258	0.285	0.311	0.339
5	0.164	0.187	0.209	0.232	0.258	0.287	0.310
6	0.135	0.154	0.172	0.192	0.214	0.236	0.261
7	0.114	0.130	0.145	0.163	0.177	0.202	0.224
8	0.098	0.112	0.126	0.140	0.154	0.175	0.195
9	0.0859	0.0981	0.1106	0.1233	0.1357	0.1543	0.1723
10	0.0763	0.0873	0.0986	0.1096	0.1207	0.1375	0.1540
11	0.0687	0.0786	0.0887	0.0988	0.1088	0.1240	0.1385

Illustrazione 50: Valori del fattore g in funzione del HVL e dello spessore della mammella compressa

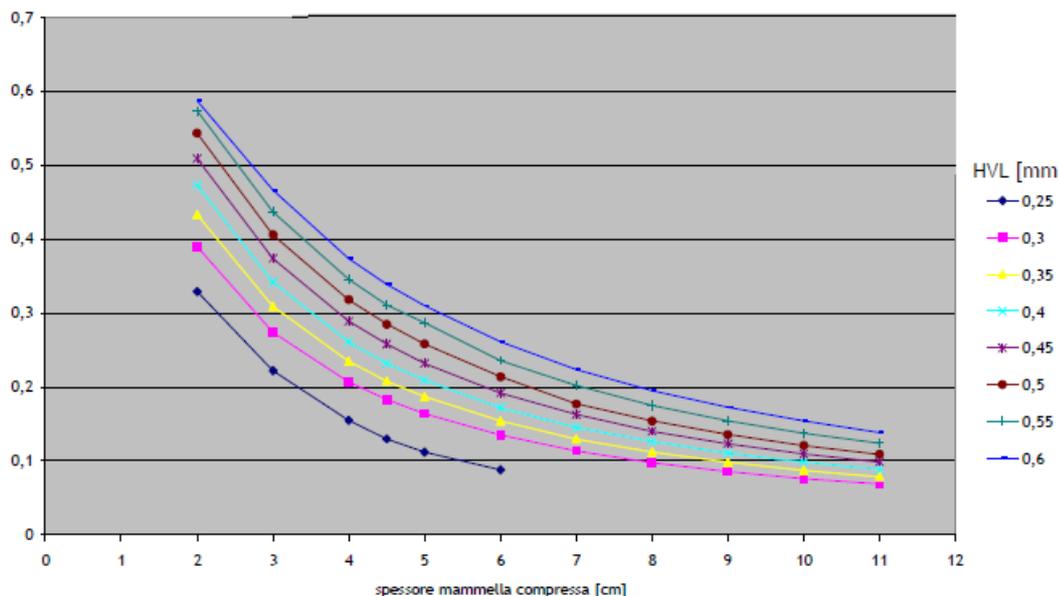


Illustrazione 51: Grafico dei valori del fattore g in funzione del HVL e dello spessore della mammella compressa

c = fattore correttivo per la diversa ghiandolarità della mammella rispetto al 50%

La composizione del seno standard, con ghiandolarità del 50% non è reale essa infatti varia in funzione dello spessore del seno stesso e dell'età della paziente.

Studi su popolazioni di donne tra i 40-49 anni e 50-64 anni in UK mostrano i seguenti risultati sulla ghiandolarità della mammella.

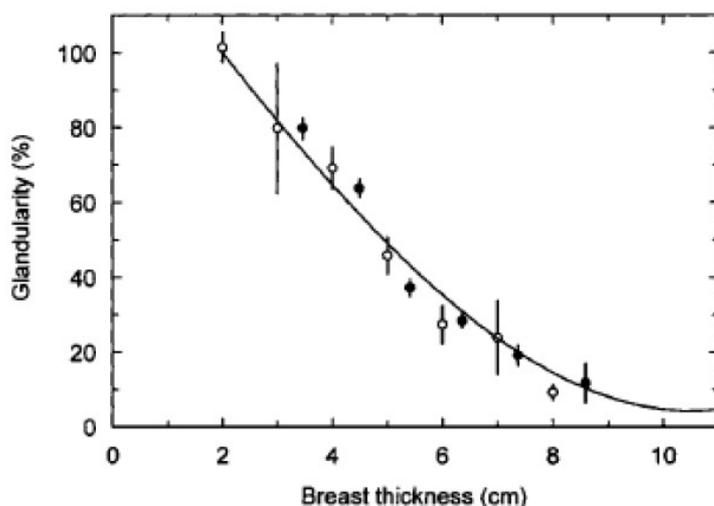


Illustrazione 52: Grafico ghiandolarità-compressione della mammella in età compresa tra 40 - 49 anni

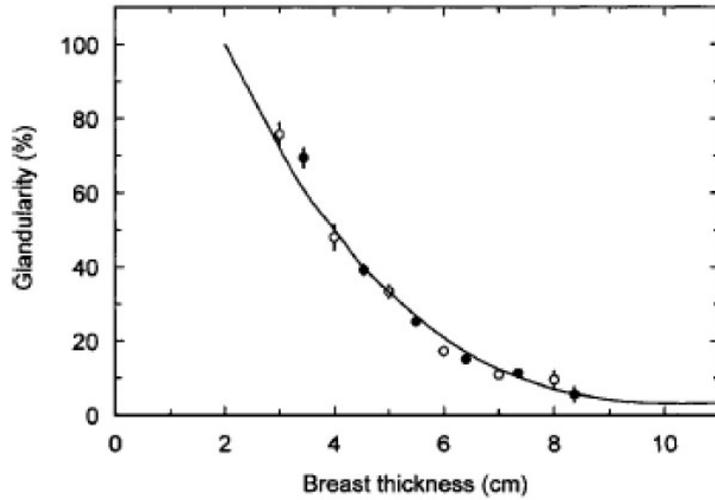


Illustrazione 53: Grafico ghiandolarità-compressione della mammella in età compresa tra 50 - 64 anni

Compressed breast thickness (cm)	Glandularity age 40-49 (%)	Glandularity age 50-64 (%)
2	100	100
3	82	72
4	65	50
5	49	33
6	35	21
7	24	12
8	14	7
9	8	4
10	5	3
11	5	3

Illustrazione 54: Tabella ghiandolarità-compressione della mammella

Nelle seguenti tabelle invece è definita la dipendenza del fattore c dalla compressione della mammella, dalla ghiandolarità e dallo strato emivalente HVL.

Breast thickness (cm)	HVL (mm Al)						
	0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
2	0.885	0.891	0.900	0.905	0.910	0.914	0.919
3	0.925	0.929	0.931	0.933	0.937	0.940	0.941
4	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
5	1.086	1.082	1.081	1.078	1.075	1.071	1.069
6	1.164	1.160	1.151	1.150	1.144	1.139	1.134
7	1.232	1.225	1.214	1.208	1.204	1.196	1.188
8	1.275	1.265	1.257	1.254	1.247	1.237	1.227
9	1.299	1.292	1.282	1.275	1.270	1.260	1.249
10	1.307	1.298	1.290	1.286	1.283	1.272	1.261
11	1.306	1.301	1.294	1.291	1.283	1.274	1.266

Illustrazione 55: Tabella fattore c in funzione di HVL e compressione della mammella

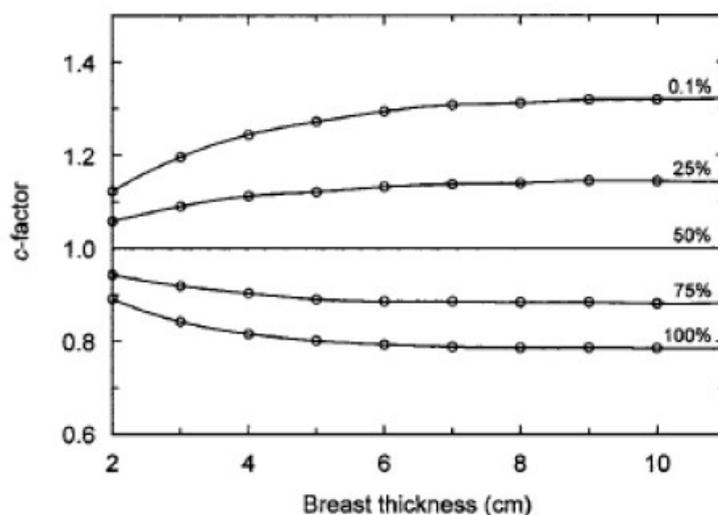


Illustrazione 56: Grafico fattore c in funzione della compressione della mammella

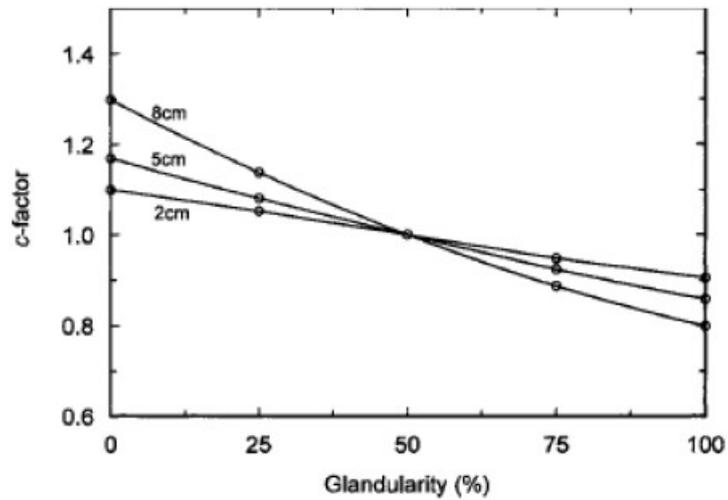


Illustrazione 57: Grafico fattore c in funzione della ghiandolarità

s = fattore correttivo per la qualità del fascio e per i differenti accoppiamenti anodo-filtro.

I coefficienti s in funzione dei diversi accoppiamenti sono presentati in tabella.

Spectrum	s-factor	Maximum error (%)
Mo/Mo	1.000	3.1
Mo/Rh	1.017	2.2
Rh/Rh	1.061	3.6
Rh/Al	1.044	2.4
W/Rh	1.042	2.1

W/Al 1,05

Illustrazione 58: Coefficienti s in funzione dei diversi accoppiamenti anodo-filtro

La dose ghiandolare media AGD è la misura di dose assorbita che maggiormente fornisce una indicazione del rischio di tumore in quanto tra i tessuti che compongono la mammella (cute, ghiandole e grasso), è la porzione ghiandolare quella più predisposta allo sviluppo di tale malattia.

Sono stati proposti anche altri parametri per la valutazione della dose, come la dose ghiandolare massima e l'energia somministrata che tuttavia non vengono utilizzati nella pratica quotidiana.

Oltre alle misurazioni in vivo, si effettuano misure di dose su fantocci in PMMA (polimetilmetacrilato).

Il fantoccio deve essere in grado di riprodurre il più verosimilmente possibile le dimensioni e la struttura della mammella.

Oggi si ritiene di forma standard un fantoccio semicircolare di raggio 80mm e spessore 50mm.

Di questo spessore 5mm sono di guscio adiposo mentre la zona centrale viene suddivisa per il 50% in tessuto ghiandolare e per il restante 50% in tessuto adiposo.

Per analizzare la corrispondenza tra la mammella e il PMMA possiamo avvalerci del seguente grafico che mostra la relazione tra lo spessore della mammella vera e quello corrispondente del PMMA.

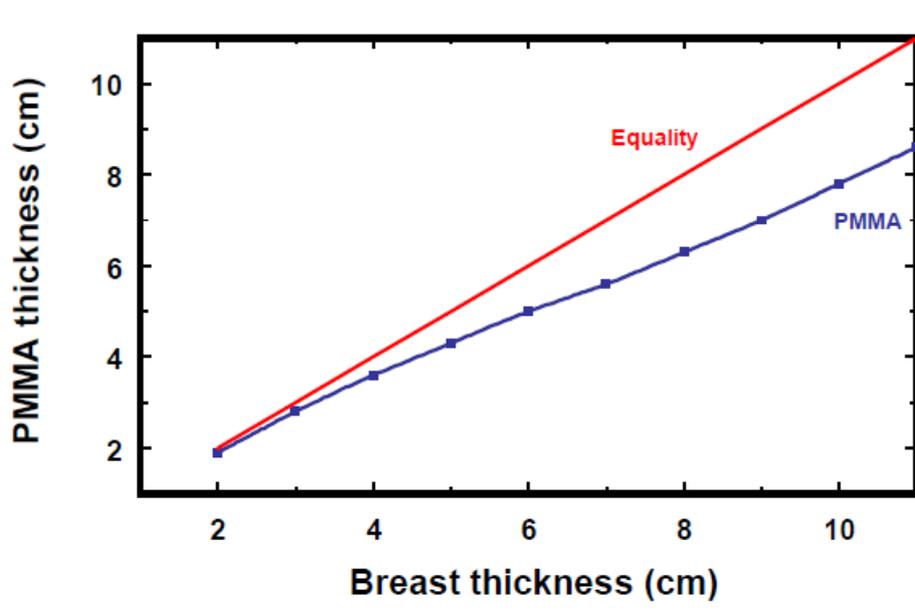


Illustrazione 59: Grafico che mostra la relazione tra lo spessore della mammella vera e quello corrispondente del PMMA

Un'ulteriore tabella mette in relazione lo spessore del PMMA con quello di una mammella vera e la rispettiva percentuale di ghiandolarità per donne di età compresa tra 50-64 anni.

Thickness of PMMA (cm)	Equivalent breast thickness (cm)	Glandularity for age 50 to 64 (%)
2.0	2.1	97
3.0	3.2	67
4.0	4.5	40
4.5	5.3	29
5.0	6.0	20
6.0	7.5	9
7.0	9.0	4
8.0	10.3	3
8.5	10.9	3

Illustrazione 60: Tabella che mette in relazione lo spessore del PMMA con quello di una mammella vera e la rispettiva percentuale di ghiandolarità per donne di età compresa tra 50-64 anni

La seguente tabella mostra, infine, dati sperimentali dei valori di dose ghiandolare media AGD in funzione dei vari parametri.

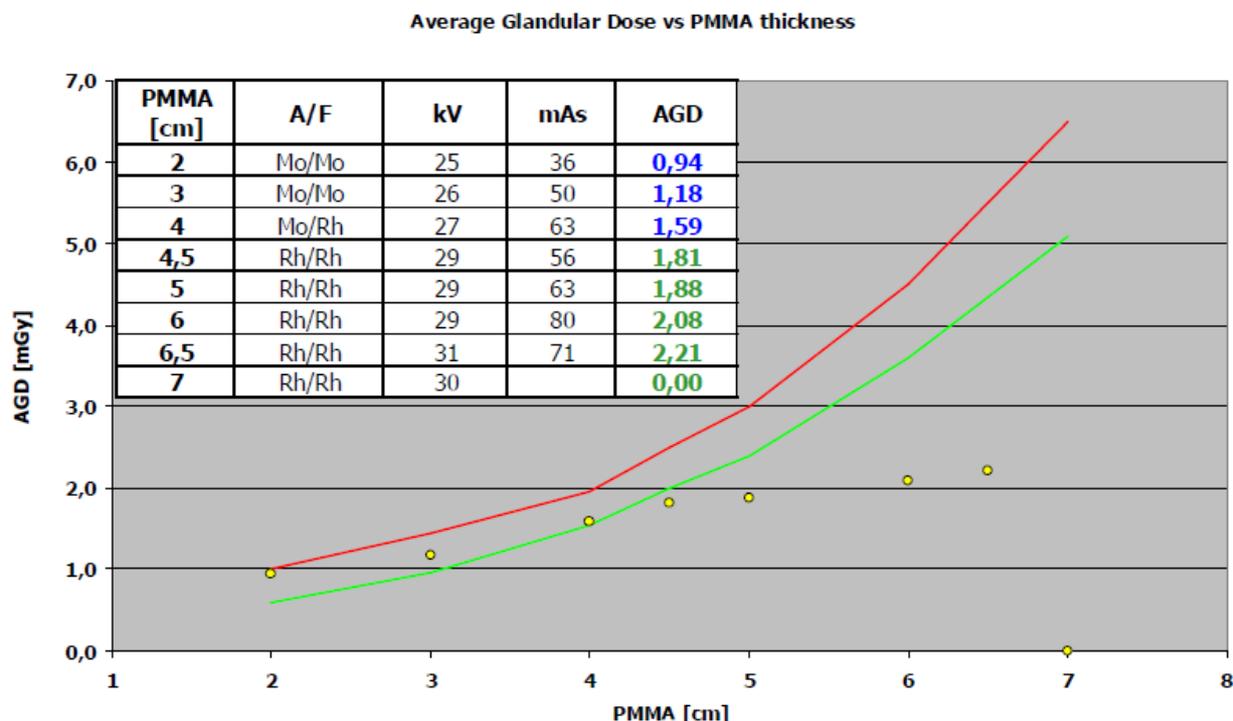


Illustrazione 61: Valori di AGD in funzione dei vari parametri

Come nella radiologia convenzionale, anche nella mammografia, l'evoluzione tecnologica ha portato alla completa digitalizzazione con l'introduzione di numerosi vantaggi.

Analogamente alla mammografia analogica il mammografo digitale è ottenuto usando un dispositivo di compressione e un tubo radiogeno ma, in questo caso, il rivelatore è un detettore digitale.

Tra i principali vantaggi apportati c'è la possibilità di post-processing dell'immagine che evita l'inutile ripetizione dell'esposizione con la conseguente diminuzione di dose per il paziente.

Alcune ricerche sulle esposizioni dovute a radiazioni in mammografia condotte nel 1996 hanno ottenuto con misurazioni "in vivo" una DGM per una mammella di 4,5cm di spessore di

1,5-1,8mGy.

Inoltre i dati ricavati sia da misurazioni su fantoccio che da valori del k sulle pazienti non si discostano molto da quelli calcolati in vivo.

Altri studi del 1994 riportano valori oscillanti da 1,03 a 1,3 mGy derivati dai dati delle pazienti e da 1,15 a 1,35 sul fantoccio.

In conclusione il livello di dose di riferimento per una mammografia digitale è 1,7 mGy per mammella standard (di dimensione e composizione pari al fantoccio standard).

Il livello di dose inoltre varia, come abbiamo visto, al variare dell'accoppiamento anodo-filtro.

Da Mo/Mo a Mo/Rh otteniamo una riduzione di dose di circa il 40% mentre con Rh/Rh fino al 60%.

Questa riduzione così significativa va a discapito del peggior contrasto e della necessità di energie iniziali maggiori.

3.3.4 Dose in TC

3.3.4.1 Introduzione

Dal 1970 ad oggi la tecnologia TC ha visto una rapida evoluzione registrando un notevole incremento degli esami eseguiti con questa tecnica.

Come mostra il grafico, infatti, il numero di esami TC ogni mille pazienti risulta pari a 6,1 negli anni dal 1970 al 1979; questo numero passa a 44,1 nel periodo che va dal 1985 al 1990.

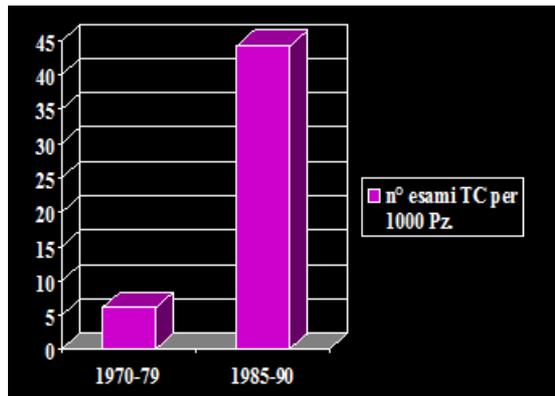


Illustrazione 62: Istogramma n° esami TC ogni 1000 Pz tra il 1970-79 e 1985-90

Negli USA gli esami TC svolti all'anno passano da 3,6 milioni nel 1985 a 33 milioni nel 1998 fino a raggiungere quota 65 milioni nel 2001.

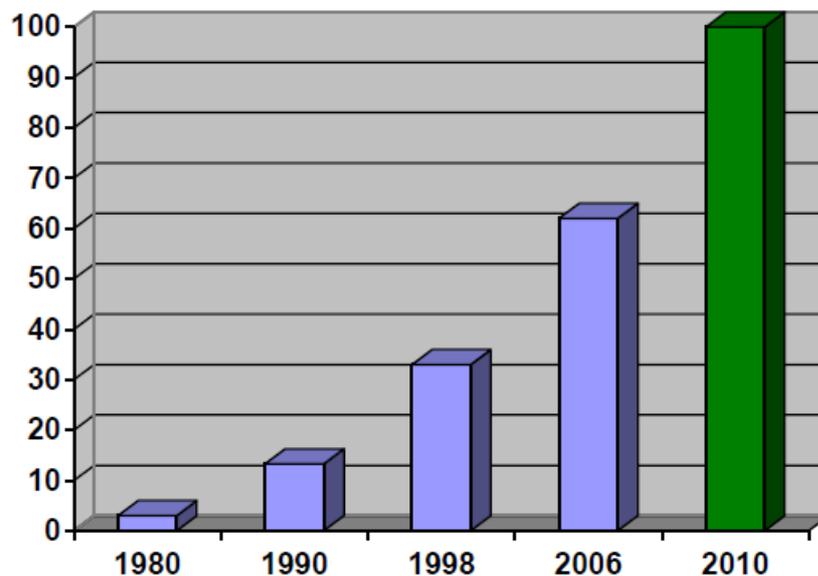


Illustrazione 63: Incremento del numero di esami TC eseguiti annualmente negli Stati Uniti con una stima di 100 milioni di esami che potrebbero essere sostenuti nell'anno 2010. Adattata da Brenner et al., 2007.

La frequenza di questi esami è quindi notevolmente aumentata per molteplici ragioni.

Tra queste vi è la riduzione dei tempi di esame; ad esempio venti

anni fa per eseguire una TC del torace erano necessari molti minuti mentre oggi, lo stesso tipo di esame, può essere eseguito, ottenendo maggiori informazioni, in un'apnea, rendendo quindi la TC un esame comodo, semplice e facile da eseguire.

Gli avanzamenti tecnologici inoltre hanno notevolmente espanso i campi di applicazione della TC da un piano puramente diagnostico a quello interventistico.

Volendo analizzare le dosi al paziente nelle diverse tecniche radiologiche non possiamo non considerare che gli esami di tomografia computerizzata negli USA rappresentano il 13% delle procedure diagnostiche che utilizzano radiazioni ionizzanti ma, esse contribuiscono per il 70% alla dose complessiva fornita ai pazienti.

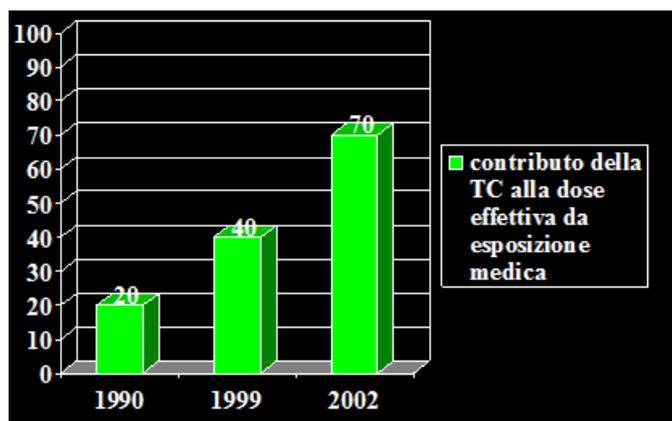


Illustrazione 64: Contributo della TC alla dose effettiva da esposizione medica in USA

In Italia le indagini diagnostiche di tomografia computerizzata costituiscono circa il 6% del totale degli esami radiologici e contribuiscono per circa il 41% alla dose collettiva alla popolazione.

Gli esami TC prevedono quindi una dose più elevata rispetto agli esami ottenuti con metodiche classiche, tanto da essere riconosciuti nel DLgs 187/00 come “procedure radiologiche comportanti alte dosi per il paziente”.

Ciò risulta essere giustificato dal fatto che le informazioni

ottenute mediante immagine TC sono molte di più rispetto a quelle ottenute da una radiografia convenzionale.

Secondo l'ICRP l'esposizione alle radiazioni legata alla TC nei prossimi 10 anni, non solo cambierà ma addirittura aumenterà notevolmente; il motivo di tale previsione è connesso all'uso e all'abuso di questa metodica, la quale permette di discriminare strutture adiacenti anche molto sottili.

Essa è in continuo sviluppo e ha dei costi ormai contenuti.

3.3.4.2 Grandezze dosimetriche in TC

La dose in TC viene misurata con diversi indici detti CTDI (CT Dose Index) espressi in mGy.

Il CTDI è una grandezza dosimetrica fondamentale; essa fu introdotta nel 1984 dall' FDA (Food and Drugs Administration), la sua definizione nel tempo ha subito qualche modifica in modo da tenere conto dell'operatività della sua misura.

La nascita del CTDI è dovuta alla necessità di misurare la dose in un punto, laddove l'esposizione ha caratteristiche particolari cioè, il fascio di radiazione è in genere molto stretto (da 1 a 40mm) e l'irradiazione viene ripetuta in posizioni differenti.

Nasce così l'idea di utilizzare una camera a ionizzazione cilindrica in cui la ionizzazione stessa viene integrata su tutto il volume sensibile.

L'esposizione irradia in modo disuniforme la camera, la cui lettura fornisce l'integrale del profilo di dose lungo l'asse z (asse di rotazione).

Il CTDI corrisponde all'area compresa sotto il profilo di dose di una singola scansione divisa per lo spessore nominale di strato.

Tale indice viene definito nel seguente modo:

$$CTDI = (1/(n \cdot T)) \cdot \int_{z_1}^{z_2} D(z) dz \quad (\text{mGy})$$

dove:

z_1, z_2 = limiti di integrazione lungo l'asse z

$D(z)$ = profilo di dose lungo una singola scansione

n = numero di strati acquisiti simultaneamente (n=1 per tomografi a singolo strato, n=4 per tomografi a 4 strati, ecc...)

T = spessore nominale dello strato

Tale indice quindi calcola la dose necessaria ad acquisire una "fetta" in funzione dello spessore dello strato e la moltiplica per il numero degli strati in caso di TC multistrato.

CTDI₁₀₀

Il CTDI può facilmente essere misurato usando una camera a ionizzazione cilindrica lunga 10cm.

In tal caso la formula ha dei precisi limiti di integrazione in quanto z_1 e z_2 sono uguali a ± 5 cm coprendo una lunghezza totale di 10cm; abitualmente tale indice viene scritto come CTDI₁₀₀, dove il pedice indica l'estensione su cui è stata effettuata l'integrazione.

CTDI_w

Il CTDI può essere misurato in aria libera con la camera a ionizzazione allineata all'asse di rotazione, oppure utilizzando opportuni fantocci cilindrici.

I cilindri di polimetilmetacrilato (PMMA) utilizzati per misure di riferimento in TC, hanno diametro di 16cm (head phantom) oppure di 32cm (body phantom) e una lunghezza di almeno 14cm.

Questi fantocci sono provvisti di inserti rimovibili paralleli all'asse, per consentire l'inserimento di un dosimetro (pencil ionization chamber) di lunghezza pari a 10cm, al centro del fantoccio, e in 4 posizioni periferiche poste ad 1cm dalla superficie esterna, nei 4 punti cardinali.

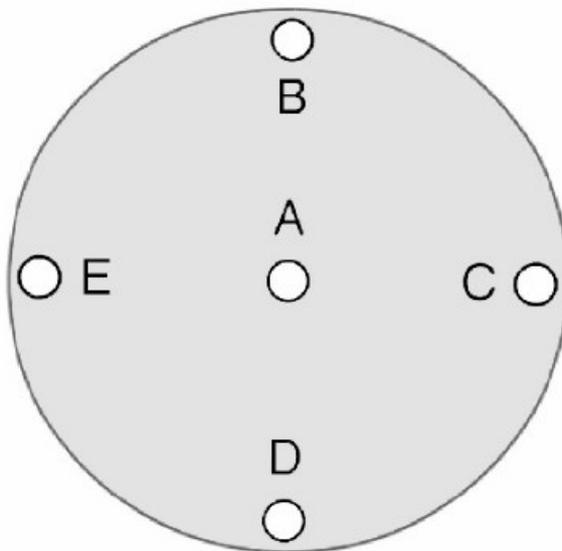


Illustrazione 65: Fantoccio cilindrico di PMMA



Illustrazione 66: Camera a ionizzazione tipo pencil

Questa struttura consente di passare al calcolo di una grandezza derivata, il CTDI pesato $CTDI_w$.

Il $CTDI_w$ (CT Dose Index Weighted) è un indice normalizzato che esprime la dose assorbita media per un'irradiazione contigua calcolata sia al centro C che alla periferia P del fantoccio.

Il $CTDI_w$ è calcolato come segue:

$$CTDI_w = 1/3 CTDI_{100,C} + 2/3 CTDI_{100,P} \quad (\text{mGy})$$

dove il valore $CTDI_{100,C}$ è riferito alla misura del $CTDI_{100}$ al centro (C) mentre $CTDI_{100,P}$ è dato dalla media di almeno 4 misure alla periferia (posizione ore 3,6,9,12).

Il $CTDI_w$ rappresenta il metodo clinicamente più appropriato per misurare la dose in TC, esso viene utilizzato nel documento della Comunità Europea "Quality criteria and reference doses in CT" ed è il parametro utilizzato ai sensi del D.Leg.vo 187 per la verifica dei livelli diagnostici di riferimento (LDR) in TC.

L'indice tomografico di dose $CTDI$ dipende da alcuni fattori tra i quali il milliamperaggio, quest'ultimo rappresenta il livello di corrente del tubo radiogeno e influisce sulla quantità di fotoni x emessi.

Quindi una riduzione del 50% della corrente del tubo crea una conseguente riduzione della dose dello stesso fattore.

Un altro parametro ad influire sul $CTDI$ è il kilovoltaggio in quanto in grado di modificare il rapporto segnale-rumore (SNR); per questo si tende a conservare tale fattore entro valori compresi tra 120-140 kVp.

Allo stesso modo l'SNR aumenta al diminuire dello spessore dello strato di collimazione ma questo va a discapito della dose che a sua volta aumenta.

Un altro parametro tecnico che influisce direttamente sulla durata dell'esposizione è la velocità di rotazione del gantry; una buona regola di ottimizzazione è quella di mantenere un tempo di rotazione dell'apparecchiatura intorno ai 0,32-0,5 secondi.

DLP

L'indice di dose tomografico $CTDI$ però non è l'unico indicatore di dose nell'analisi della TC; un altro importante valore dosimetrico è dato dal prodotto dose-lunghezza.

Il DLP (Dose Length Product) è l'indice che caratterizza una

sequenza di acquisizione e in definitiva una indagine diagnostica eseguita con la TC, in quanto fornisce una stima dell'energia totale assorbita dal paziente.

Il calcolo del DLP per TAC assiali è dato da:

$$DLP = CTDI_w \cdot L \quad (mGy \cdot cm)$$

3.3.4.3 Dose agli organi e dose efficaci in TC

Quando si è interessati alla stima della dose ai singoli organi o al calcolo della dose efficace, possono essere utilizzati dei programmi che, sulla base del valore di $CTDI_{100}$ misurato in aria, delle caratteristiche geometriche della scansione e della definizione di fattori di peso dell'ICRP60, forniscono una stima della dose ai singoli organi.

Questi programmi si basano su coefficienti ottenuti dall'applicazione di metodi detti “monte carlo” per la simulazione dell'interazione dei raggi x con un fantoccio matematico e, usano informazioni sullo spettro del fascio e sulla filtrazione fornite dal costruttore.

Dato che le caratteristiche del fascio di raggi x cambiano da un'apparecchiatura all'altra in base alla tensione, filtrazione e geometria del fascio stesso, i coefficienti ottenuti sono specifici da tomografo a tomografo.

Bisogna inoltre tenere presente che i valori di dose sono ottenuti a partire da un fantoccio standard di fissata dimensione quindi le stime forniscono solo una valutazione approssimativa della dose agli organi e della dose efficace per lo specifico paziente.

Se si è interessati ad una stima “rapida”, anche se non del tutto precisa, della dose efficace attraverso alcuni modelli si possono ricavare dei coefficienti che consentono rapidamente la

valutazione a partire dal valore di DLP e della sezione corporea oggetto di esame in base alla relazione:

$$E_{eff} = E_{dlp} \cdot DLP \text{ (mSv)}$$

dove E_{dlp} rappresenta la dose efficace normalizzata specifica per la regione esaminata, espressa in $mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}$

Valori medi dei coefficienti E_{dlp} per i principali distretti anatomici sono rappresentati nella seguente tabella.

Regione corporea	Dose efficace normalizzata E_{dlp} ($mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}$)
Testa	0.0023
Collo	0.0054
Torace	0.017
Addome	0.015
Pelvi	0.019

Illustrazione 67: Valori medi della dose efficace normalizzata per i principali distretti anatomici

Valori medi di dose efficace per indagini TC sono presenti nella tabella seguente con il relativo numero di radiografie toraciche corrispondenti.

Indagine TAC	Dose efficace (mSv)	Equivalente a numero di radiografie toraciche
Cranio	1.7	85
Colonna cervicale	1.7	85
Colonna dorsale	4.4	220
Torace	7.7	385
Addome	7.8	390
Colonna lombare	5.1	255
Pelvi	8.8	440

Illustrazione 68: Valori medi di dose efficace per indagini TC e relativo numero di radiografie toraciche corrispondenti

3.3.4.4 Dosi in TC spirale

Come accennato nel capitolo 2, a partire dal 1989 vennero introdotti i primi tomografi computerizzati a spirale dove alla rotazione del tubo radiogeno intorno al paziente venne associata la simultanea traslazione del lettino portapaziente.

CTDI_{VOL}

Fino a questo punto le definizioni degli indici dosimetrici non tengono conto di cosa succede quando la scansione è spirale.

Il CTDI_w infatti, è chiaramente definito per una singola scansione assiale e non prevede nessuna correzione per il valore del pitch utilizzato nella scansione spirale.

Per questo viene definito CTDI_{VOL} (CT Dose Index Volume) come:

$$CTDI_{VOL} = CTDI_w / PITCH$$

Esso calcola da dose assorbita in una scansione e ci dice quanto questa dose è “densa”, cioè se il lettino è sufficientemente veloce (rispetto alla velocità di rotazione del tubo) da “spalmarla” lungo il paziente o se è così lento da concentrarla.

Il CTDI_{VOL} è il parametro che meglio rappresenta la dose media in un punto qualsiasi entro la scansione e viene usato nei test di collaudo e nei controlli di qualità.

Inoltre esso permette sia di confrontare in una medesima apparecchiatura le dosi assorbite con diverse tecniche di esame, sia le dosi assorbite con apparecchiature diverse.

Anche l'indice dosimetrico DLP (prodotto dose-lunghezza) ha una propria definizione nel caso specifico della TC spirale.

In questo caso infatti il calcolo del DLP si basa sul fatto che la TC spirale è caratterizzata da scansioni perpendicolari alla direzione

di scorrimento del lettino, ripetute per una certa lunghezza nella direzione dell'asse di rotazione.

Per la TC spirale vale la relazione:

$$DLP = CTDI_{VOL} \cdot L = (CTDI_w \cdot L) / p$$

dove:

L = lunghezza di scansione

p = pitch

Alcuni valori dei livelli diagnostici di riferimento in TC sono dati dalla tabella.

Indagine	Livello di dose di riferimento	
	$CTDI_w$ [mGy]	DLP [mGy cm]
Testa	60	1050
Testa e seno	35	360
Trauma vertebrale	70	460
Petto	30	650
HRCT of lung	35	280
Regione addominale	35	780
Fegato e milza	35	900
Pelvi	35	570
Pelvi ossea	25	520

Illustrazione 69: Livelli diagnostici di riferimento in TC spirale

Il valore del pitch influisce inoltre direttamente sul tempo di acquisizione e quindi sulla durata di esposizione alla radiazione.

In genere si mantengono valori di pitch compresi tra 1 e 2 in modo da poter ridurre la dose fino al 50%.

Uno studio condotto nel 2001 utilizzando 20 apparecchi TC spirale e 7 apparecchi TC convenzionale ha analizzato le differenze dei valori di dose erogata nelle due metodologie.

Tale studio ha mostrato i seguenti valori che si differenziano per esami svolti con la tecnologia TAC assiale e TC spirale.

Distretto	CTDI (CT dose index)	CTDI (CT dose index)
	Convenzionale	Spirale
Torace	22,1 mGy	15,7 mGy
Fegato	28,7 mGy	15,7 mGy
Pelvi	32,7 mGy	16,4 mGy
Col. Lombare	32,8 mGy	24,8 mGy

Illustrazione 70: Tabella valori di CTDI per TC convenzionale e spirale in alcuni distretti anatomici

Il risultato ottenuto evidenzia che la dose erogata è significativamente minore nella TC spirale rispetto alla TC convenzionale anche quando in TC spirale vengono eseguite più scansioni rispetto alla TC convenzionale.

Il principale motivo è dato dal fatto che tutti i protocolli TC spirale standard prevedono mAs inferiori rispetto a quelli della TC convenzionale.

La limitata capacità termica del tubo spirale infatti impedisce l'eccessivo aumento della corrente.

3.3.4.5 Dose in TC multislice (MSCT)

L'ulteriore evoluzione dei sistemi TC è avvenuta con lo sviluppo delle apparecchiature multidetettore (MSCT).

Le TC multislice consentono ad ogni rotazione l'acquisizione non più di un singolo strato ma di più fette di tessuto contemporaneamente.

I miglioramenti apportati da tale tecnologia, come la riduzione dello spessore minimo di strato, l'aumento del numero di strati per rotazione (con la stessa qualità di immagine), hanno portato all'aumento della dose nel paziente.

L'indice tomografico di dose CTDI nei sistemi TC multistrato è definito dall'espressione citata nel paragrafo precedente:

$$CTDI = (1/(n \cdot T)) \cdot \int_{z_1}^{z_2} D(z) dz \quad (\text{mGy})$$

dove a differenza del caso di TC single-slice, il coefficiente n assume valori diversi da 1 e rappresenta il numero di strati di tessuto acquisiti contemporaneamente; T inoltre identifica l'ampiezza del gruppo di detettori.

La grandezza dosimetrica DLP invece, rappresentativa dell'energia totale assorbita dal paziente, è definita per i tomografi multistrato nel seguente modo:

$$DLP = nCTDI_w \cdot A \cdot t \cdot n \cdot T$$

dove:

$nCTDI_w$ = indice tomografico di dose normalizzato e pesato
(mGy/mAs)

A = corrente del tubo (mA)

n = numero di strati acquisiti simultaneamente

T = spessore nominale del gruppo di rivelatori in un TC multistrato

Il prodotto $n \cdot T$ equivale all'ampiezza totale dei rivelatori utilizzati in un tomografo multistrato, ossia uguale all'ampiezza nominale del fascio.

L'aumento della dose con le apparecchiature MSCT è dovuto a diversi fattori tra i quali:

- l'aumento dei volumi di scansione
- la possibilità di eseguire esami multifasici con conseguente irraggiamento multiplo successivo della stessa parte corporea
- aumento del numero di esami TC data l'alta affidabilità della metodica e la diffusione di nuove applicazioni.

Confrontando i valori di dose efficace per esami di TC single-slice e multi-slice si trova che la dose può essere fino al 30-50% superiore nei sistemi MSCT.

Qui sono mostrati tre esempi caratteristici:

MDCT torace > 16% rispetto a SSCT

MDCT addome > 59% rispetto a SSCT

MDCT pelvi > 69% rispetto a SSCT

Il fatto che la dose in TC multi-slice sia sempre maggiore rispetto alla TC single-slice è dovuto a svariati motivi tra i quali:

1. il fascio di raggi x della MDCT presenta sezione circolare e una parte di esso (penombra) esce dalla superficie rettangolare dei detettori (radiazione diffusa).

In SSCT l'ampiezza del collimatore è sempre più piccola dell'ampiezza massima del detettore mentre in MDCT no

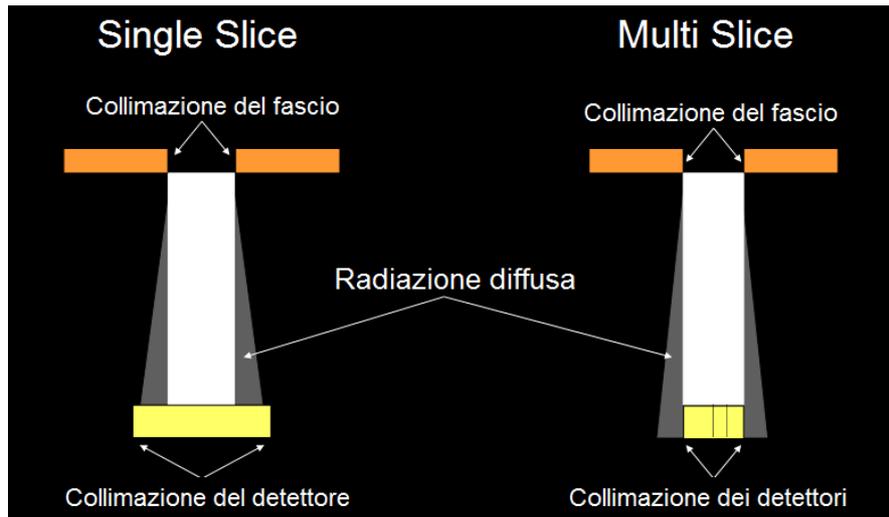


Illustrazione 71: Rappresentazione della radiazione diffusa in modalità multi slice

2. sovrapposizione dei tessuti irradiati
3. aumento dei volumi di scansione
4. tendenza a trasportare i valori di mAs usati in SSCT sulla MDCT; ma, la maggior vicinanza del tubo al paziente in MDCT comporta una maggiore interazione della radiazione con il paziente quindi una qualità dell'immagine maggiore rispetto alla SSCT a parità di mAs. Quindi trasportando i protocolli SSCT in una MDCT si possono ridurre i mAs di circa il 30% per ottenere la stessa qualità dell'immagine
5. tendenza, grazie alla maggiore velocità, ad usare collimazioni sottili. Una collimazione più sottile porta ad un maggior numero di rotazioni per coprire la stessa area quindi ad un aumento di dose.

In linea generale l'aumento delle scansioni, la possibilità di svolgere esami multifasici e l'aumento del volume esaminato porta ad un aumento della dose per il paziente per indagini MSCT rispetto alle SSCT.

Slice Width (mm)	Pitch		Indicated Milliampere-Seconds	Radiation Dose (mGy)
	P_a	P'_b		
3	0.5	0.5	130	12.72 ± 0.02
3	1	1	130	6.68 ± 0.07
3	2	2	130	3.62 ± 0.00

Note.—Constant length of 80 mm was scanned with 100 effective mAs.

Illustrazione 72: Misure delle dosi di radiazione al variare del pitch in TC Single-Slice

Slice Combination (mm)	Pitch		Indicated Milliampere-Seconds	Radiation Dose (mGy)
	P_a	P'_b		
4 × 1	2	0.5	100	10.98 ± 0.07
4 × 1	4	1	100	11.10 ± 0.05
4 × 1	8	2	100	11.54 ± 0.01
4 × 2.5	2	0.5	100	9.92 ± 0.09
4 × 2.5	4	1	100	9.94 ± 0.15
4 × 2.5	8	2	100	10.12 ± 0.18

Note.—Constant length of 80 mm was scanned with 100 effective mAs.

Illustrazione 73: Misure delle dosi di radiazione al variare del pitch in TC Multi-Slice

In seguito sono riportati istogrammi che rappresentano i valori di DLP e di dose efficace per le due diverse tecnologie di TC Single-Slice e Multi-Slice.

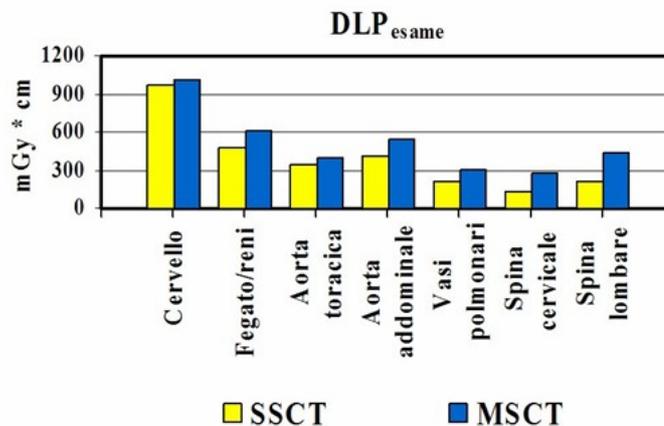


Illustrazione 74: Valori di DLP in SSCT e MSCT

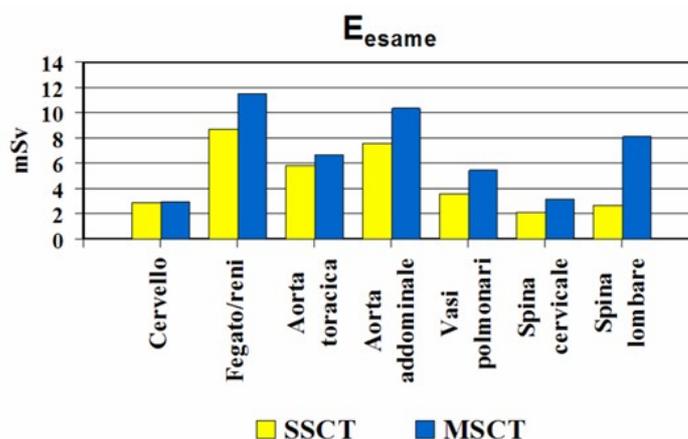


Illustrazione 75: Valori di dose efficace in SSCT e MSCT

La dose e la qualità dell'immagine in TC sono strettamente correlate.

Aumentando la dose infatti, è possibile incrementare la qualità delle immagini e viceversa: non è sempre necessario però ottenere immagini di elevatissima qualità per rispondere al quesito clinico; in moltissimi casi, immagini il cui rapporto segnale-rumore non è perfetto, sono sufficienti per effettuare la diagnosi.

I parametri tecnici che influenzano la dose erogata in TC sono il mA, il kVp, il tempo di rotazione del gantry, lo spessore dello strato(collimazione) e il pitch.

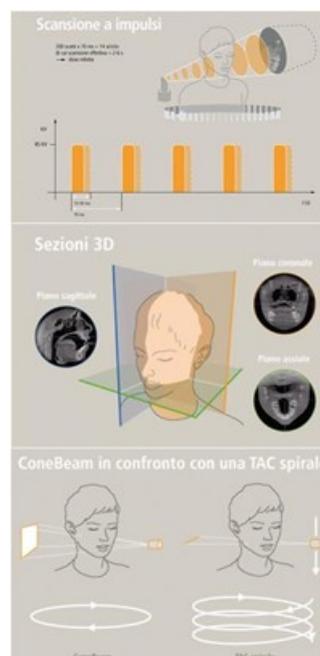
L'aumento dei mAs permette la riduzione del rumore e l'aumento della risoluzione a discapito di una dose più elevata al paziente; l'aumento dei kV incrementa la penetrazione del fascio radiante e riduce il rumore dell'immagine provocando però l'aumento della dose. Il tempo di rotazione è un fattore critico in quanto influenza direttamente la lunghezza del tempo di esame.

Un uso giudizioso della tecnica implica che sia correttamente indicata la sede di presunta patologia e che l'esecuzione dell'esame TC sia altrettanto correttamente limitata al segmento da analizzare.

3.3.4.6 Dose in TC Cone-beam

Sempre più spesso nella pratica clinica è necessario ricorrere ad indagini radiografiche mirate per ottenere informazioni tridimensionali affidabili. In questo scenario si inserisce la scoperta e il sempre maggior utilizzo della TC Cone-beam.

La nuova tecnologia CBCT o Cone Beam Computer Tomography, traducibile in italiano come tomografia computerizzata a fascio conico invece di eseguire sezioni assiali multiple, genera emissioni di radiazioni pulsate nel corso di una singola rotazione intorno al paziente che dura dai 20 ai 40 secondi.



*Illustrazione 76:
Schema riassuntivo
della modalità di
scansione di una TC
Cone-Beam*

Il pennello di raggi x utilizzato ha una forma geometrica conica e copre generalmente tutta l'area di interesse con la possibilità di scegliere diversi campi di vista (FOV) in relazione all'ampiezza

della regione da esaminare.

I dati così ottenuti sono elaborati dal computer e quantificati in piccoli “cubi” detti voxel che hanno dimensioni anche inferiori a 0,15 mm di lato, nettamente più piccoli di quelli utilizzati nelle tradizionali macchine TC.

I voxel, che costituiscono l'informazione primaria ottenuta dallo strumento, vengono poi elaborati con software che consentono di ottenere ricostruzioni tridimensionali o sezioni orientate secondo qualunque piano spaziale.

Il vantaggio più importante per il paziente è il fatto che la CBCT riduce la dose di radiazioni assorbite dal paziente del 90% rispetto ad una TAC convenzionale.

Alcuni dei campi della medicina che hanno visto il maggior utilizzo della tecnologia cone-beam sono quello odontoiatrico e maxillo-facciale.

Nel maggio del 2000 la società americana di radiologia odontoiatrica e maxillo-facciale ha pubblicato una relazione sui criteri di selezione delle metodiche radiologiche utili nello studio preliminare dei pazienti deputati ad implantologia dentale, nella quale si raccomanda l'utilizzo di metodiche che offrono informazioni anatomiche acquisite sui tre piani dello spazio.

Le radiografie tradizionali utilizzate in campo dentale infatti, sono per la maggior parte bidimensionali; le più utilizzate sono le radiografie endorali, le ortopantomografie (OPT) e le teleradiografie.

Queste immagini permettono tutte una corretta diagnosi e il trattamento della maggior parte delle patologie orali, nessuna di esse però è in grado di fornire una immagine tridimensionale.

Una corretta valutazione 3D delle strutture anatomiche è necessaria in caso di interventi particolarmente delicati come il posizionamento di impianti in prossimità dei tronchi nervosi o per valutare correttamente alterazioni dei tessuti duri dovute ad alcune patologie.

A questo punto viene quindi in aiuto la TC che però espone il paziente ad elevate dosi di radiazioni.

La TC tradizionale utilizza un fascio di raggi x altamente collimato che ruota ripetutamente attorno al paziente.

L'esposizione del paziente per uno studio completo della mandibola con TC tradizionale prevede una dose di circa 0,31 mSv contro i circa 0,015 mSv di una ortopantomografia (OPT).

Per fare un paragone, in Italia la dose media assorbita in un anno per esposizione alla sola radioattività naturale viene calcolata in circa 3 mSv (il che significa 0,0082 mSv al giorno).

L'apparecchiatura cone-beam utilizza un'emissione pulsata di radiazioni per ridurre l'assorbimento da parte dei tessuti molli e in una scansione di 20 secondi, l'esposizione totale è limitata a circa 3,5 secondi con una dose stimata di soli 0,029 mSv; dose che approssimativamente equivale a quella di due OPT tradizionali, considerevolmente ridotta rispetto alla TC spirale la cui dose risulta superiore di circa dieci volte.

La seguente tabella presenta i dati tecnici e le dosi d'ingresso per un esame simulato su fantoccio per una TC multistrato, una TC cone-beam dedicata all'impiego in odontostomatologia e un'OPT digitale.

La dose alla cute è maggiore di un fattore 6 nella TC multistrato rispetto a quella con Maxiscan CBCT; a sua volta la dose di ingresso in Cone-beam è superiore di un fattore 8 rispetto a quella di un OPT digitale.

	TAC multistrato LightSpeed 16 GE		TAC con fascio conico QUERRE Maxiscan	Opt Planmeca Promax digitale
	Arcata superiore	Arcata Inferiore		
Tensione (kV)	120	100	110	66
Corrente (mA)	120	100	5,80	16
Tempo (s)	0,8 /rot	0,8 /rot	20	16
Pitch	1,25	1,25		
Regione anatomica	Dose (mSv)			
occhi	1,40	1,00	0,60	0,04
tiroide	2,90	0,52	0,60	0,05
cute mascella	1,87	13,70	3,50	0,05
cute guancia	21,00	13,00	2,59	0,20
cute nuca	2,39	16,20	2,39	0,45
arcata dentale superiore	16,30	11,00	3,70	0,20
arcata dentale inferiore	17,00	2,00	3,10	0,10
parotidi	12,00	6,00	0,70	0,10

Illustrazione 77: Confronto delle dosi in tre diverse modalità: TC multistrato, TC a fascio conico, ortopantomografo

Sappiamo che una miglior rappresentazione del rischio di radioesposizione al paziente è data dalla dose efficace dovuta ai rispettivi esami clinici.

In tabella vengono quindi riportati i dati relativi alle dosi equivalenti ai principali organi della testa e del collo e le dosi efficaci valutate per mezzo di TLD posti in un fantoccio Alderson. Vengono confrontate le risposte dosimetriche di due apparecchiature TAC Toshiba Aquilion 64 fan-beam spirale multistrato e due apparecchiature Xoran technologies i-cat cone-beam volumetrica.

Inoltre vengono valutate le dosi equivalenti somministrate con l'utilizzo di un ortopantomografo convenzionale orthophos xg plus. Il confronto è basato inoltre sull'applicazione di diversi protocolli nell'utilizzo della specifica apparecchiatura.

	Dosi equivalenti agli organi (mGy)					
	Protocollo Toshiba standard	Protocollo Toshiba modificato	i-CAT 10s Full Height	i-CAT 20s Full Height	i-CAT 40s Full Height	Orthophos
midollo osseo rosso	4,41	1,80	0,09	0,17	0,31	0,10
tiroide	8,28	3,42	0,12	0,19	0,34	0,14
esofago	0,53	0,22	0,01	0,01	0,02	0,01
cervello	27,97	11,76	0,83	1,54	2,89	0,69
ghiandole salivari sottomandibolari	63,49	27,02	0,69	1,35	2,14	2,26
ghiandole salivari sottolinguali	65,27	26,55	0,71	1,44	2,15	2,01
ghiandole parotidi	63,56	25,48	0,97	1,78	3,18	2,57
denti	47,86	21,28	1,05	1,90	3,60	0,69
occhi	36,46	13,71	1,12	2,01	3,91	0,10
cristallino	35,72	12,84	1,11	1,87	3,58	0,12
Dose efficace (mSv)	2,37	0,99	0,06	0,11	0,20	0,05

Protocollo Toshiba standard: tensione 120 kV, corrente 400 mA, tempo di rotazione 0,5 s, pitch 0,641, collimazione 32 mm (0,5 x 64 mm).
Protocollo Toshiba modificato: tensione 120 kV, corrente 200 mA, tempo di rotazione 0,5 s, pitch 0,828, collimazione 32 mm (0,5 x 64 mm).
Protocolli i-CAT Full Height 10 s, 20 s, 40 s: tensione 120 kV, tempi di acquisizione 10 s, 20 s, 40 s, rispettivamente.
Protocollo Sirona Orthophos XG plus: tensione 69 kV, corrente 15 mA, tempo di rotazione 14,1 s.

Illustrazione 78: Dosi equivalenti agli organi e dosi efficaci per le diverse apparecchiature (Aquilion 64 slice, I-cat CB e OPT) e protocolli utilizzati

Con i dati ottenuti dalle apparecchiature cone-beam è possibile valutare il corretto posizionamento degli impianti dentali prima ancora di iniziare l'intervento chirurgico migliorando il risultato finale e riducendo notevolmente i rischi e le possibili complicanze.

Le apparecchiature cone-beam sono inoltre in grado di eliminare le interferenze dovute a ponti, otturazioni in metallo e impianti precedentemente posizionati che nella maggior parte dei casi rovinano sensibilmente le immagini ottenute con le TC tradizionali.

I sistemi CBCT sono inoltre di ridotte dimensioni rispetto ai convenzionali scanner CT multidetettore, sono più economici ed emettono dosi inferiori di radiazioni.

Dato che l'acquisizione dei dati avviene in un volume e non per scansioni contigue, è possibile ottenere sezioni dello spessore

desiderato con angolatura perfetta e su tutti i piani ritenuti necessari. Inoltre, grazie alla contestuale evoluzione del software di trattamento delle immagini, tutto ciò avviene in tempo reale.

3.3.5 Dosi in radioterapia

Come accennato nel paragrafo 2.3.7, la radioterapia è la modalità clinica che fa uso di radiazioni ionizzanti per il trattamento delle neoplasie.

Lo scopo è quello di somministrare una dose di radiazioni a un definito organo tumorale con il minor danno e quindi con il maggior risparmio dei tessuti sani circostanti, in modo da eradicare il tumore, permettendo al contempo una buona qualità della vita e il prolungamento della sopravvivenza.

Nelle pratiche radioterapiche assumono notevole importanza due componenti: l'intensità di dose, definita come la dose ricevuta nell'unità di tempo o tasso di dose, e il concetto di frazionamento.

Il trattamento radiante è infatti abitualmente non continuo, ma frazionato e viene eseguito seguendo due principali schemi di frazionamento (o somministrazione) della dose:

1. convenzionale e ipofrazionato: la terapia viene eseguita con non più di una frazione al giorno;
2. iperfrazionato: la terapia viene eseguita con più di una frazione giornaliera solitamente a non meno di sei ore l'una dall'altra.

Tale metodo di somministrazione di dosi piccole e frequenti è utilizzato in quanto permette ai tessuti sani di riparare i danni indotti dalle radiazioni, senza alterare l'efficacia di queste ultime sul tumore.

La somministrazione dell'irradiazione esterna avviene convenzionalmente una volta al giorno per cinque giorni consecutivi per una dose settimanale di 9-10 Gy, comunque non

inferiore a circa 7,75 Gy e non superiore a circa 11,85 Gy.

La dose per frazione giornaliera è usualmente di:

- 1,8-2 Gy, comunque non inferiore a 1,5-1,6 Gy e non superiore a 2,2-2,5 Gy, per il frazionamento convenzionale
- uguale o superiore a 2,51-2,91 Gy e non superiore a 3,5-3,75 Gy per l'ipofrazionamento così detto moderato
- uguale o superiore a 3,76 Gy e non superiore a 5-5,5 Gy per un ipofrazionamento superiore al moderato
- 1-1,6 Gy per l'iperfrazionamento.

Generalmente l'irradiazione esterna viene dunque effettuata giornalmente (per un massimo di 5 frazioni settimanali) e la dose varia in relazione agli intenti (radicali o sintomatici-palliativi), al tipo di tumore, all'affiancamento ad altre terapie.

Nei casi di trattamenti radicali, con i quali si vuole eradicare il tumore, la dose totale tipica fornita ai tumori epiteliali solidi varia dai 46-54 Gy ai 60-70 Gy; per i linfomi invece le dosi sono comprese tra 20-32,5 Gy e 45 Gy.

CAPITOLO 4

EFFETTI DELLA RADIOESPOSIZIONE E RADIOPROTEZIONE

4.1 Radiazioni ionizzanti

Si definiscono ionizzanti le radiazioni elettromagnetiche o corpuscolari che, in virtù del loro elevato contenuto energetico, attraversando la materia, producono fenomeni di ionizzazione, ossia trasformano gli atomi di cui essa è composta (elettricamente neutri) in particelle cariche dette ioni.

Un flusso di radiazioni ionizzanti può mettere in moto, nel mezzo che attraversa, un gran numero di particelle elettricamente cariche. Queste, rallentando, depositano energia creando dei danni alla struttura chimica del mezzo attraversato.

Le radiazioni ionizzanti possono essere prodotte da:

- decadimento di nuclidi radioattivi, detti radioisotopi, presenti in natura
- sorgenti situate all'esterno del nostro pianeta (raggi cosmici)
- apparecchiature radiologiche per uso medico
- reazioni nucleari.

4.2 Danno biologico

Se, come nel caso delle apparecchiature mediche, il mezzo attraversato dalla radiazione è il tessuto biologico, i danni creati si esplicano in pericolose modificazioni biochimiche.

Il danno biologico si distingue in danno diretto e danno indiretto. Per danno diretto si intende che la radiazione creando ionizzazione va a danneggiare direttamente il DNA mentre il

danno indiretto è prodotto dai radicali liberi dovuti alla ionizzazione delle molecole d'acqua che costituiscono circa l'80% del corpo umano.

Le molecole d'acqua sono scomposte in radicali liberi che presentano una notevole reattività chimica, essi hanno vita molto breve ma sufficiente a raggiungere il nucleo della cellula e danneggiare le molecole di DNA.

I radicali liberi possono anche combinarsi e formare perossido di idrogeno H_2O_2 , tossico per la cellula.

Si stima che almeno 2/3 di tutti i danni causati da radiazione sono dovuti ai radicali liberi che possono viaggiare attraverso le cellule e causare danni a grandi distanze dalla loro zona di origine.

I radicali liberi vengono prodotti in maniera più abbondante in presenza di ossigeno, che è un agente radiosensibilizzante.

Le cellule presenti all'interno di tessuti dotati di scarsa irradiazione sono più resistenti alle radiazioni perché hanno un minore apporto di ossigeno.

I danni biologici dovuti alle radiazioni ionizzanti sono quindi a carico della cellula.

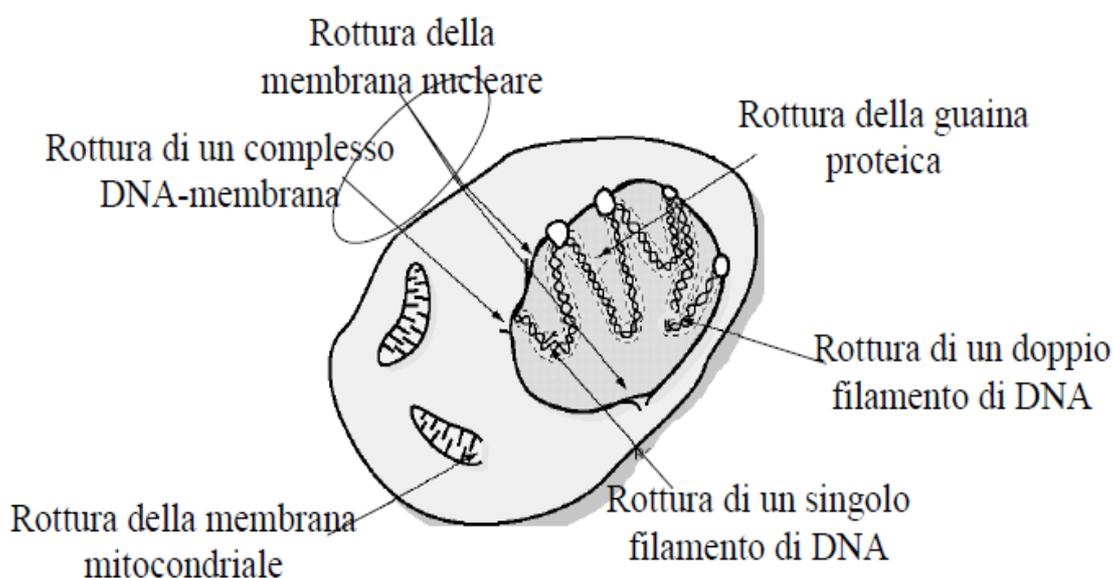


Illustrazione 79: Danni biologici dovuti alle radiazioni ionizzanti a carico della cellula

Le cellule più radiosensibili sono quelle non specializzate, indifferenziate come le cellule basali della pelle, tessuto emopoietico e epitelio intestinale, mentre sono radioresistenti quelle del cervello, fegato, reni, muscoli e ossa.

Il danno più grave alla cellula è a carico del DNA; esso è riparabile se coinvolge uno solo dei filamenti di zuccheri e fosfati che lo compongono. Se invece vengono coinvolti entrambi i filamenti, si possono avere due diverse situazioni:

1. la cellula muore
2. la cellula non muore ma la perdita di informazione si traduce in una mutazione che potrebbe dare inizio a un processo neoplastico.

4.3 Categorie di effetti biologici

In relazione a quanto detto nel paragrafo precedente, conseguentemente all'assorbimento di radiazioni ionizzanti, si possono distinguere tre principali categorie di effetti biologici:

- effetti somatici deterministici
- effetti somatici stocastici
- effetti genetici stocastici o ereditari.

4.3.1 Effetti somatici deterministici

In questo caso i danni determinati dall'irradiazione sono così gravi da determinare la morte della cellula, con conseguenze sulla funzionalità dei tessuti e degli organi interessati.

Gli effetti somatici deterministici si caratterizzano per:

- l'esistenza di una dose-soglia, al di sotto della quale non si verifica il danno
- il coinvolgimento di tutti gli individui esposti

- immediatezza della manifestazione, quindi gli effetti sono riscontrabili poco tempo dopo l'irraggiamento (minuti, ore o settimane)
- correlazione dose assorbita-gravità dei fenomeni clinici osservati
- relazione tra la frequenza di un dato effetto deterministico e la dose assorbita; tale relazione ha la forma generale presentata in figura.

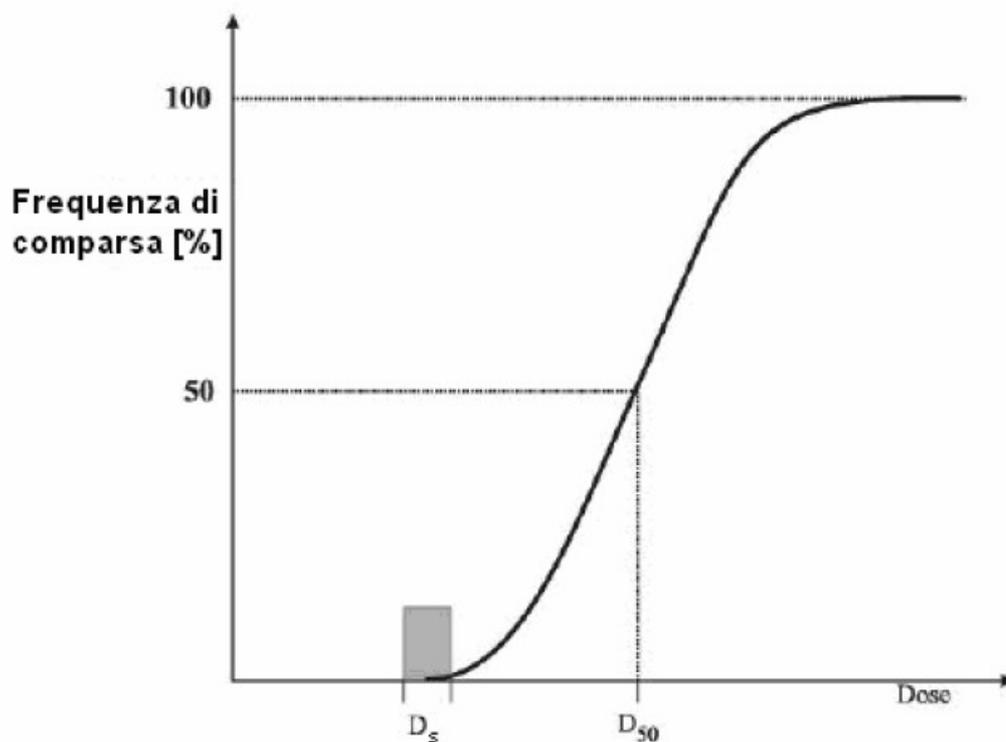


Illustrazione 80: Relazione dose risposta per gli effetti deterministici

Si può vedere che la caratteristica fondamentale di questa relazione dose-risposta è la presenza di una dose-soglia.

Al di sotto di questa dose nessun effetto può essere diagnosticato ma con il crescere della dose la gravità del danno aumenta nettamente, in alcune situazioni anche in modo drammatico.

Gli effetti deterministici sono soprattutto una conseguenza della morte cellulare indotta dalle radiazioni e si verificano solamente se una gran percentuale di cellule del tessuto irradiato è morta e la perdita non può essere compensata dall'aumento della

proliferazione cellulare.

La conseguente perdita di tessuto è ulteriormente complicata dai processi infiammatori e, se il danno è sufficientemente esteso, anche dai fenomeni secondari a livello sistemico (per esempio febbre, disidratazione etc.)

Inoltre, gli effetti eventuali del processo di guarigione, per esempio la fibrosi, possono contribuire ad un danno aggiuntivo e alla perdita funzionale di un tessuto o di un organo.

Gli esempi clinici degli effetti deterministici sono: alterazioni necrotiche della pelle, necrosi e modificazioni fibrotiche in organi interni, sindrome acuta in seguito a irradiazione al corpo intero, cataratta e sterilità.

Organo/tessuto	Effetto	Soglie di dose assorbita (Gy)	
		Esposizione a breve termine (dose singola)	Esposizione a lungo termine (annuale - ripetute per molti anni)
Testicoli	Sterilità temporanea	0,15	0,4
	Sterilità permanente	3,5 - 6,0	2,0
Ovaio	Sterilità	2,5 - 6,0	> 0,2
Cristallino	Opacità rilevabili	0,5 - 2,0	> 0,1
	Difficoltà visive (cataratta)	5,0	> 0,15
Midollo osseo	Difficoltà dell'emopoiesi	0,5	> 0,4
Pelle	1. Eritema (desquamazione secca)	2	-
	2. Desquamazione umida	18	-
	3. Necrosi dell'epidermide e della cute profonda	25	-
	4. Atrofia cutanea con complicazioni e teleangiectasie	10-12	1,0
Corpo intero	Malattia acuta da raggi (lieve)	1,0	-

Illustrazione 81: Effetti deterministici dovuti a irradiazione x a tutto il corpo e localizzata; soglie di dose assorbita per esposizioni singole (a breve termine) e al lungo termine. Fonte pubblicazione ICRP n.41,58 e 85

Gli effetti deterministici possono conseguire ad esposizioni del

corpo intero oppure ad irradiazioni parziali.

L'esposizione dell'intero organismo da luogo ad una sindrome molto grave legata a un danno irreversibile dei vari tessuti specie di quelli ad elevata proliferazione cellulare, sono principalmente danneggiati il midollo osseo e le mucose dell'apparato digerente con conseguenti diarrea, emorragia intestinale, setticemia e shock; nei casi più gravi si ha un danno del tessuto cerebrale con coma e morte. La prognosi dipende dalla dose assorbita:

- dose assorbita inferiore a 1 Gy
sopravvivenza virtualmente sicura;
- dose assorbita compresa tra 1 e 2 Gy
sopravvivenza probabile;
- dose assorbita compresa tra 2 e 4,5 Gy
sopravvivenza possibile;
- dose assorbita superiore a 5-6 Gy
sopravvivenza impossibile.

L'irradiazione dell'intero organismo con dosi più basse di 1 Gy e refratte nel tempo determina invecchiamento precoce, alterazioni a carico della cute, delle gonadi, del midollo osseo e del cristallino.

La cute presenta alterazioni distrofiche specie alle mani con appianamento dei solchi delle impronte dei polpastrelli, caduta dei peli, formazione di verruche.

A carico del sangue si possono osservare anemia cronica, leucopenia, piastrinopenia; a carico del cristallino può verificarsi la cataratta.

Le irradiazioni parziali invece possono dar luogo ad un effetto acuto, cioè che insorge immediatamente dopo l'irraggiamento, oppure ad un effetto che insorge più tardivamente.

Quest'ultima modalità riguarda quei soggetti esposti a piccole dosi per molto tempo ed è quella che può verificarsi nell'esposizione professionale.

L'irradiazione con alte dosi interessa principalmente la cute e le gonadi; le alterazioni cutanee invece riguardano eritemi, bolle e desquamazioni con formazione di ulcere.

Un esempio di danno deterministico alla pelle è presentato nella figura seguente.



Illustrazione 82: Fotografia del dorso di un paziente 21 mesi dopo una angiografia coronarica e due interventi di angioplastica eseguiti entro tre giorni; la dose cumulativa è stata valutata tra i 15000 e i 20000 mGy

Tale danno fu causato da una prolungata fluoroscopia nella stessa regione cutanea durante un'angioplastica coronarica.

L'esposizione delle gonadi a dosi di 0,1-1 Gy provoca sterilità temporanea, dosi superiori a 5 Gy causano sterilità definitiva.

4.3.2 Effetti somatici stocastici

Gli effetti stocastici, cioè di natura statistica e casuale si verificano quando una cellula di un tessuto o organo, modificata dalla ionizzazione, conserva la capacità di dividersi, potendo dare luogo ad una patologia neoplastica maligna.

Per tali tipi di effetti non esiste una dose soglia.

Si tratta di effetti statistici che si traducono quindi in un aumento della probabilità ad ammalarsi di neoplasia o leucemia da parte degli individui irradiati.

Studi epidemiologici, condotti sui sopravvissuti di Hiroshima e Nagasaki e sui lavoratori esposti cronicamente a piccole dosi di radiazioni, hanno dimostrato un aumento della probabilità di ammalarsi di cancro.

Forme di leucemia e tumori solidi di diversi organi, principalmente carcinomi del polmone, della tiroide, della pelle, del seno e del tratto gastro intestinale.

Attualmente i dati più significativi riguardano la leucemia e il cancro al seno e per entrambi si può parlare di una stretta correlazione tra l'incidenza e la dose di radiazioni.

Tumori radioindotti "maggiori"		
SEDE O TIPO DI TUMORE	INC. SPONTANEA	SUSCETTIBILITA' RADIOIN.
Mammella Femminile	Molto alta	Alta
Tiroide	Bassa	Molto alta (specie nelle donne)
Polmone (bronco)	Molto alta	Moderata
Leucemia	Moderata	Molto alta
Tratto digerente	Alta	Da moderata a bassa
Tumori radioindotti "minori"		
SEDE O TIPO DI TUMORE	INC. SPONTANEA	SUSCETTIBILITA' RADIOIN.
Fegato e vie biliari	Bassa	Moderata
Pancreas	Moderata	Moderata
Linfomi	Moderata	Moderata
Reni e vescica	Moderata	Bassa
Ossa	Molto bassa	Bassa
Cute	Alta	Bassa
Faringe	Bassa	Moderata

Illustrazione 83: Suscettibilità alla radioinduzione dei tumori

Sedi o tessuti in cui la incidenza dei tumori radioindotti è incerta		
SEDE O TIPO DI TUMORE	INC. SPONTANEA	SUSCETTIBILITA' RADIOIN.
Tessuo connettivo	Molto bassa	Bassa
Laringe	Moderata	Bassa
Seni nasali	Molto bassa	Bassa
Paratiroide	Molto bassa	Bassa
Ovaio	Moderata	Bassa
Tumori radioindotti "minori"		
SEDE O TIPO DI TUMORE	INC. SPONTANEA	SUSCETTIBILITA' RADIOIN.
Prostata	Molto alta	Assente (*)
Utero e collo dell'utero	Molto alta	Assente (*)
Testicolo	Bassa	Assente (*)
Mesentero e mesotelio	Molto bassa	Assente (*)
Leucemia linfatica cronica	Bassa	Assente (*)

Illustrazione 84: Suscettibilità alla radioinduzione dei tumori

I cancri indotti dalle radiazioni non appaiono immediatamente dopo l'esposizione, ma richiedono tempo per diventare clinicamente evidenti (periodo di latenza).

Esempi di periodi di latenza minimi sono: due anni per la leucemia non di tipo linfatico cronico, circa cinque anni per il cancro alla tiroide e dell'osso e dieci anni per la maggior parte degli altri cancri.

Gli effetti stocastici non dipendono solo dalla dose di radiazione ma anche da parametri come l'età a cui si subisce la radiazione e il tempo.

Tali effetti sono difficili da quantizzare ma vanno sicuramente considerati e tradotti nell'adozione di rigidi principi di prevenzione.

Nella pratica sia se si è esposti per ragioni professionali, sia per ragioni mediche, solitamente non si ricevono (tranne che nel caso della radioterapia) dosi superiori a 30-50 mGy; quindi non si incorrono in effetti deterministici ma la domanda che nasce è questa: vi possono essere oppure no danni stocastici per esposizioni a piccole dosi di radiazioni (dove per piccole dosi si intendono valori inferiori a 0,2 Gy)?

Per rispondere a tale domanda esistono tre differenti dottrine o scuole di pensiero:

1. La dottrina più diffusa ed “ufficiale” è quella sostenuta dall'autorevole International Commission On Radiological Protection (ICRP) che ispira la legislazione protezionistica di tutto il mondo.

Secondo tale dottrina, basata sul fatto che non esiste un valore di soglia, anche un solo evento, per esempio un fotone o una particella che determini la rottura di entrambi i filamenti che formano l'elica del DNA, può essere sufficiente a dare inizio ad un tumore maligno o ad una alterazione genetica ereditaria.

Inoltre in una popolazione irradiata la frequenza degli effetti, che si trasforma in probabilità per il singolo individuo, è linearmente correlata con la dose. Per esempio se su 100 individui che ricevono 1 Gy di radiazione i cancri radioindotti (durante tutta la vita) sono 10, allora saranno 5 per 0,5 Gy e 2 per 0,2 Gy.

Questa dottrina detta LNT (Linear No-threshold Theory) ha però una attenuazione per le “piccole dosi”.

L'ICRP ammette che le piccole dosi abbiano un effetto biologico minore di quel che ci si può attendere ed introduce un “fattore di riduzione”(DREF) di due.

Quindi una dose di 0,2 Gy cioè 200 mGy in 100 persone non provocherà due tumori maligni ma uno soltanto.

L'ICRP non sostiene affatto che la LNT sia indubbiamente vera, dice che è precauzionalmente utile, a scopo protezionistico, ritenerla tale.

Dalla LNT deriva il concetto di “effetto cumulato di dose collettiva” che ha suscitato molto allarme nei mass media di tutto il mondo.

Questo concetto si basa sul fatto che non vi è una soglia minima al di sotto della quale si è immuni dagli effetti stocastici.

Proseguendo nel nostro esempio numerico e scendendo con le dosi, se 200 mGy provocano in base al DREF un tumore fatale su 100 persone, 20 mGy ne provocheranno uno su 1000 persone ed 1 mGy darà origine ad un tumore maligno se ricevuto da 20000 persone.

In base a questa proporzionalità quindi anche un decimo di mGy che è una dose infinitesima, 24 volte inferiore a quella che in media ciascuno di noi riceve dalle radiazioni ambientali, potrà provocare un tumore maligno se somministrato a 200000 persone.

Il concetto di “dose collettiva” è stato applicato, purtroppo, anche alle esposizioni mediche.

Alcuni studi, moltiplicando le piccolissime dosi dovute ad esami radiologici per i milioni di pazienti esaminati, hanno pubblicato che l'esercizio della radiologia provoca ogni anno 7587 cancro in Giappone, 595 negli Usa, 2049 in Germania e 700 in Inghilterra.

2. Una dottrina che ha meno sostenitori (ma alcuni molto autorevoli come l'Académie des sciences de France) sostiene che

gli effetti stocastici sono si proporzionali alla dose ma che quando si giunge a piccole dosi vi sia una soglia o per lo meno una “soglia pratica”.

Viene sottolineato che la cellula dispone di efficientissimi sistemi di riparazione (per lo più enzimatica) del DNA, che quotidianamente fronteggiano miriadi di lesioni prodotte dal metabolismo ossidativo e da genotossici ambientali: pare quindi strano che essi non possano dominare le lesioni aggiuntive dovute a “piccole dosi” di radiazioni; mentre è comprensibile che i meccanismi riparativi possano venire sopraffatti da una grossa dose.

Ancora più importante è la considerazione che lo sviluppo del tumore è un processo a più stadi: alla iniziazione segue la promozione, la conversione e la progressione.

In ognuno di questi stadi l'organismo sa difendersi con vari meccanismi: arresto mitotico, apoptosi (suicidio programmato cellulare), differenziazione, reazioni immunitarie.

Anche se una o poche cellule venissero iniziate, perchè vi è stato un difetto nella riparazione del DNA, come è possibile che nelle fasi successive esse sfuggano a questi meccanismi protettivi? Questa dottrina, non priva di buon senso, riceve un sostegno indiretto dalle osservazioni su decine di migliaia di lavoratori esposti a piccole dosi di radiazioni e che finora non hanno fornito un'evidenza di carcinogenesi radioindotta.

3. Una dottrina di cui si parla sottovoce, perchè in netta contrapposizione con le vigenti direttive internazionali, è l'ormesi.

L'ormesi ritiene che piccole dosi di radiazioni non solo possano essere innocue, ma avere addirittura effetti favorevoli.

Secondo questa dottrina le piccole dosi evocerebbero una “risposta adattativa” che rende l'organismo capace di meglio resistere non soltanto a dosi alte ricevute in seguito, ma anche di opporsi a molti altri agenti lesivi e genotossici e perfino

all'invecchiamento. La dottrina si avvale di considerazioni generali come:

- quasi tutto ciò che è tossico in natura lo è ad alta dose, mentre è innocuo o benefico a dose piccola;
- la risposta adattativa è molto efficace perché la vita l'ha sviluppata nel corso di una evoluzione filogenica che per la maggior parte si è svolta quando il fondo naturale di radiazioni era più elevato dell'attuale.

Inoltre la dottrina dell'ormesi si avvale di osservazioni epidemiologiche ed anche di dati sperimentali soprattutto sui linfociti umani, che tendono a comprovare la risposta adattativa.

Sorge una domanda spontanea: dove sta la verità?

Probabilmente la apprenderemo, per le piccole dosi, dai progressi della radiobiologia: vi sono infatti grosse difficoltà statistiche ad accertare e distinguere in modo significativo, attraverso l'osservazione epidemiologica diretta, i tumori radioindotti rispetto alla gran massa dei tumori spontanei che in nulla si distinguono dai primi. Anche i progressi della genetica sono importanti, si è già visto infatti che alcuni geni mutati (ATM, BRCA1, BCRA2 ecc..) predispongono non solo a tumori spontanei, ma anche a quelli radioindotti perché risultano compromessi i sistemi di riparazione del DNA.

Si comincia quindi a pensare che gli effetti stocastici non siano casuali, ma che possano riguardare, per dosi non elevate, solo individui geneticamente predisposti.

Se si riuscisse ad identificare, attraverso test genetici, chi è predisposto e chi no, la cosa sarebbe di estrema importanza pratica.

4.3.3 Effetti genetici stocastici o ereditari

Il danno biologico prodotto alle cellule ha una implicazione profondamente diversa a seconda che le cellule siano somatiche oppure germinali (spermatozoi e ovociti).

Il danno alle cellule germinali potrebbe indurre una mutazione genetica che potrebbe essere trasmessa all'individuo figlio, mentre il danno alle cellule somatiche rimane a carico del corpo di cui queste fanno parte.

I danni genetici stocastici sono danni alle cellule germinali. Se la cellula muore ne deriva un danno all'organo di appartenenza, se la cellula sopravvive ma subisce una mutazione, essa può essere trasmessa alla progenie degli individui irraggiati.

Quindi gli effetti delle radiazioni ionizzanti possono interessare, oltre al soggetto esposto, anche i suoi figli.

Gli effetti ereditari possono essere conseguenti ad un danno indotto dalle radiazioni ionizzanti sul DNA delle cellule germinali oppure all'irradiazione del feto durante la vita uterina.

Gli effetti genetici consistono in:

- mutazioni genetiche
- aberrazioni cromosomiche

Le mutazioni genetiche possono essere di tipo dominante o recessivo; nel primo caso l'effetto si manifesta in tutti i discendenti, mentre nel secondo si evidenzia solo in una parte di essi.

Le aberrazioni cromosomiche possono essere strutturali come traslocazioni e delezioni o di numero.

In caso di una esposizione del prodotto del concepimento durante la vita intrauterina ne può derivare:

- morte dell'embrione o del feto
- malformazioni mentali e alterazioni della crescita
- ritardo mentale

- induzione di tumori maligni.

Il problema di esposizione di radiazioni durante la vita intrauterina e in età pediatrica verrà meglio approfondito e analizzato nel capitolo cinque.

Infine, dall'analisi degli studi sperimentali e delle indagini epidemiologiche si può concludere che le relazioni dose-risposta per queste due categorie di effetti stocastici (somatici e genetici) hanno una forma distintamente diversa da quella che caratterizza gli effetti deterministici.

Una relazione generale dose-risposta per il cancro è presentata in figura.

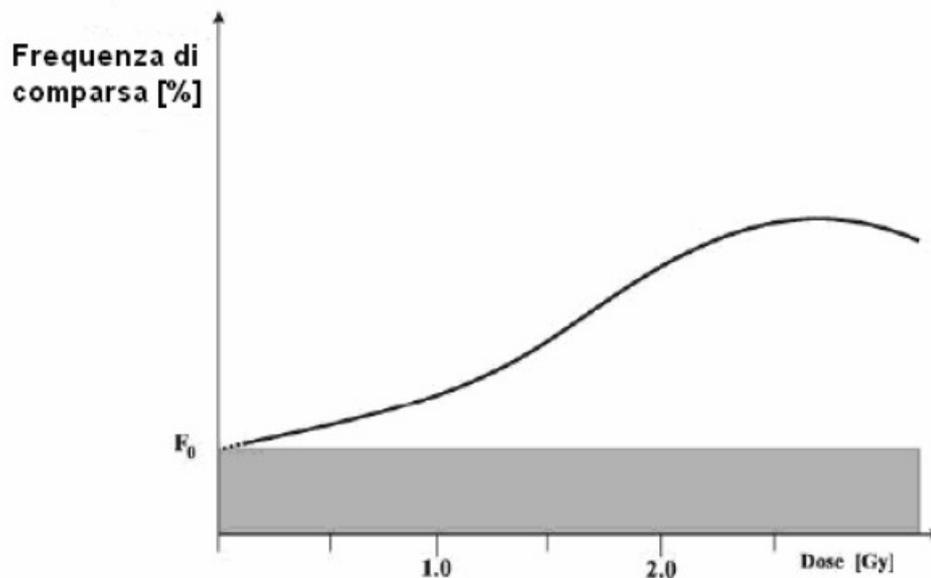


Illustrazione 85: Relazione generale dose-risposta per gli effetti stocastici radioindotti. Area ombreggiata = incidenza F in una popolazione non irradiata. Linea tratteggiata = estrapolazione alle dosi più basse alle dosi più basse alle quali non c'è evidenza diretta.

Le caratteristiche principali della relazione possono essere riassunte in tre punti:

1. L'induzione di cancro da raggi x da luogo ad un effetto a frequenza crescente con la dose fino ad un massimo, al di sopra del quale la curva si appiattisce, con possibile

- andamento decrescente a dosi ancora più elevate;
2. all'estremità inferiore della curva, sotto i 100-200 mGy, non può essere misurato facilmente nessun effetto a causa degli errori statistici delle osservazioni dovuti al notevole numero di tumori spontanei e all'impatto di fattori di confondimento. Questo fatto non dovrebbe essere interpretato come la presenza di una soglia di dose.
Per basse dosi ($<0,2$ Gy) si suppone che la probabilità dell'effetto aumenti in modo quasi proporzionale con la dose.
 3. Esiste sempre una frequenza spontanea (F_0) dell'effetto nelle popolazioni non irradiate, che non può essere differenziata qualitativamente da quella indotta dalle radiazioni.
In effetti le mutazioni o i tumori indotti dall'irradiazione hanno le stesse caratteristiche morfologiche, biochimiche e cliniche dei casi che si verificano negli individui non irradiati.

4.4 Radioprotezione

Le attività che comportano l'impiego di radiazioni ionizzanti sono potenzialmente rischiose per la salute perciò devono essere disciplinate da norme specifiche chiamate norme di radioprotezione.

La radioprotezione è data quindi dall'insieme delle tecniche, dei principi e delle leggi volte alla protezione del paziente sottoposto a irradiazione, dei lavoratori e della popolazione in generale dai rischi derivanti dall'esposizione alle radiazioni ionizzanti.

La base culturale e professionale della radioprotezione ha oltre mezzo secolo. La sua etica ha dunque radici molto profonde, che rendono il suo approccio comunemente accettato anche da altre discipline del rischio, specie se di tipo stocastico.

La radioprotezione, pur radicata fortemente tra le discipline scientifiche, ha anche una forte dimensione sociale molto ben riconosciuta:

- si avvale di un ampio spettro di competenze scientifiche;
- si inserisce in questioni etiche e sociali che riguardano salute, ambiente e legislazione;
- solleva questioni sulla percezione e sull'accettabilità del rischio.

Un ruolo fondamentale nella definizione dei principi di radioprotezione è a carico della Commissione Internazionale di Radioprotezione.

4.4.1 ICRP (International Commission On Radiological Protection)

L'ICRP è un'organizzazione indipendente, senza fini di lucro, istituita per far progredire la scienza della protezione contro i rischi da radiazioni ionizzanti, nell'interesse del bene comune.

Tale commissione è quindi un organismo internazionale che si occupa di tutti gli aspetti che riguardano i rischi connessi con l'uso delle radiazioni ionizzanti ; scopi e obiettivi dell' ICRP sono:

- fornire a livello internazionale linee guida sui principi fondamentali della radioprotezione;
- fornire consigli agli organismi di governo sul corretto uso delle radiazioni ionizzanti;
- fornire un livello adeguato di protezione per l'uomo senza limitare eccessivamente le pratiche giustificate che comportano un aumento dell'esposizione.

4.4.2 Principi di radioprotezione e legislazione italiana in materia

La commissione internazionale di radioprotezione ICRP stabilisce per la radioprotezione tre principi fondamentali:

1. Principio di giustificazione della pratica, secondo il quale l'impiego delle radiazioni ionizzanti deve essere giustificato sulla base di una analisi dei costi-benefici.

Esso richiede che l'indagine diagnostica sia impiegata solo se è stata dimostrata la sua efficacia e se i benefici che derivano dal suo impiego sono maggiori dei danni arrecati al singolo e alla collettività.

Il principio di giustificazione inoltre sancisce l'obbligo di giustificazione di tutti i nuovi tipi di pratiche che comportano esposizioni mediche e il confronto con tecniche diagnostiche alternative.

2. Principio di ottimizzazione della prestazione o principio di ALARA. Tale acronimo inglese sta per "As Low As Reasonably Achievable" ed indica che l'esposizione alle radiazioni ionizzanti deve essere tenuta al livello più basso ragionevolmente possibile. Questo principio sancisce un modo di procedere minimizzando i rischi conosciuti, mantenendo l'esposizione ai livelli più bassi possibili tenendo in considerazione i costi, la tecnologia, i benefici per la salute pubblica ed altri fattori sociali ed economici.

Il principio di ottimizzazione riguarda quindi la scelta delle attrezzature, il controllo della qualità e l'esame e la valutazione delle dosi.

3. Principio di limitazione delle dosi individuali.

In base a questo principio devono essere rispettati specifici valori; limiti di dose per i lavoratori e per la popolazione.

I principi stabiliti dalla Commissione Internazionale per la Radioprotezione, avendo un reale valore scientifico, vengono recepiti dalle direttive europee Euratom. A sua volta le legislazioni nazionali recepiscono le direttive europee emanando leggi che fissano gli adempimenti necessari al fine di realizzare di fatto la radioprotezione.

In Italia è richiesto il rispetto del Decreto Legislativo n.187 del 26 Maggio 2000, in materia di radioprotezione sanitaria delle persone contro i pericoli delle radiazioni ionizzanti.

Tale decreto sancisce nei suoi vari commi il campo di applicazione, principio di giustificazione, di ottimizzazione e i livelli di riferimento delle dosi (LDR).

All'articolo 1 comma 2 vengono stabiliti i campi di applicazione di tale decreto, essi riguardano l'esposizione a radiazioni ionizzanti dei seguenti soggetti:

- pazienti nell'ambito della rispettiva diagnosi o trattamento;
- persone nell'ambito di programmi di screening sanitario;
- persone nell'ambito della sorveglianza sanitaria professionale.

Nel comma 3 viene inserita (al campo di applicazione del decreto) anche l'esposizione di persone che consciamente e volontariamente, al di fuori della loro occupazione, assistono e confortano persone sottoposte a esposizioni mediche.

All'articolo 3 del Decreto Legislativo è stabilito il *principio di giustificazione* i cui punti principali sono:

- giustificazione di tutti i nuovi tipi di pratiche che comportano esposizioni mediche;
- verifica dell'efficacia delle esposizioni mediche in riferimento ai vantaggi diagnostici complessivi da esse prodotte, incluso il bilancio rischio-beneficio;
- confronto con tecniche diagnostiche alternative.

Al comma 4 e successivi dell'articolo 3 vengono stabiliti i principi di carattere individuale:

- ogni pratica che comporta un'esposizione medica deve essere giustificata per il singolo individuo e caso per caso (comma 4);
- al fine di evitare esposizioni non necessarie, ci si deve assicurare di non essere in grado di procurarsi precedenti informazioni diagnostiche pertinenti (comma 5);
- il principio di giustificazione si applica anche in riferimento all'esposizione di persone che accompagnano il paziente sottoposto a pratiche mediche comportanti l'esposizione a radiazioni ionizzanti.

Tale esposizione è comunque vietata nei confronti dei minori e delle donne in stato di gravidanza.

Le relative giustificazioni e i relativi vincoli di dose sono indicati nell'allegato 1, parte 1 (commi 8 e 9).

All'articolo 4 del Decreto viene stabilito il *principio di ottimizzazione* secondo cui tutte le dosi dovute a esposizioni mediche per scopi radiologici, ad eccezione delle procedure radioterapiche, devono essere mantenute al livello più basso ragionevolmente ottenibile (principio di ALARA) e compatibile con il raggiungimento dell'informazione diagnostica richiesta, tenendo conto di fattori economici e sociali.

Il principio di ottimizzazione riguarda inoltre:

- la produzione adeguata di una informazione diagnostica appropriata o del risultato terapeutico;
- la scelta delle attrezzature;
- i programmi di garanzia di qualità, inclusi i controlli di qualità;
- la delega degli aspetti pratici;
- l'esame e la valutazione delle dosi o delle attività somministrate al paziente;
- livelli diagnostici di riferimento (LDR) secondo le linee guida indicate nel comma 3;
- vincoli di dose per le persone che accompagnano il paziente.

I livelli diagnostici di riferimento (LDR) vanno intesi come strumenti di lavoro per ottimizzare le prestazioni; sono grandezze (tempi, attività, etc.) facilmente misurabili e tipiche per ogni procedura diagnostica.

I LDR, avendo valori standard, non si riferiscono a misure di dose assorbita dal singolo paziente e devono essere utilizzati esclusivamente all'interno di programmi di miglioramento della qualità in radiodiagnostica.

“La linea di condotta per la protezione delle radiazioni in medicina è che l'esposizione alle radiazioni sia proporzionata allo scopo medico” (Editoriale di Jack Valentin ICRP 105 del 2007 “radioprotezione in medicina”).

Inoltre è fondamentale in tutte le metodiche radiologiche utilizzare i mezzi di radioprotezione.

Quelli più utilizzati sono quelli costituiti da piombo o piombo equivalente, essi devono essere utilizzati per schermare le parti del corpo che non sono oggetto dell'esame.

Buoni risultati si ottengono con l'utilizzo di una fascia di 0.25 mm di PbEq posta intorno al paziente al fine di proteggere le gonadi e le altre parti del corpo soprattutto durante gli esami TC dell'encefalo e del torace. Con queste precauzioni posso ottenere l'abbattimento della radiazione diffusa a livello delle gonadi e mammelle da 50% a 85% .



Illustrazione 86: Grembiuli, collari per la tiroide, protezione per le gonadi

In questo contesto etico, sociale e giuridico, assumono un ruolo fondamentale nella radioprotezione del paziente, alcune figure professionali, alle quali il paziente stesso si affida:

- medico prescrivente, nell'atto della prescrizione;
- fisico sanitario, nel controllo costante delle apparecchiature e delle dosi erogate (controlli di qualità);
- tecnico di radiologia, nell'atto dell'esecuzione dell'esame radiologico o radioterapico.

CAPITOLO 5

ESPOSIZIONE IN GRAVIDANZA E IN ETÀ PEDIATRICA

Analizzando i livelli di radiazione a cui viene sottoposto il paziente durante un'indagine con l'utilizzo di raggi x e i danni da essi provocati sull'organismo, non possiamo trascurare l'analisi dell'esposizione e gli eventuali rischi in corso di gravidanza o in età pediatrica.

5.1 Esposizione a radiazioni ionizzanti in corso di gravidanza

Gli esami radiologici eseguiti a scopo diagnostico durante la gravidanza, sono spesso motivo di grande preoccupazione da parte della madre e anche del medico.

La ragione di questo timore sta proprio nel fatto che questi esami utilizzano radiazioni ionizzanti che, a dosi elevate, possono realmente causare malformazioni, ritardo di sviluppo e persino la morte dell'embrione o del feto.

Il caso più frequente è quello di donne che si sono sottoposte ad esami radiologici quando non sapevano ancora di essere incinte.

Nella realtà, come vedremo di seguito più dettagliatamente, gli effetti nocivi sull'embrione e sul feto si verificano solo per dosi molto più elevate (da 10 a 100 volte) di quelle che l'embrione o il feto ricevono per gli esami radiologici.

Una considerazione preliminare deve essere fatta: se gli esami radiologici a scopo diagnostico fossero causa di malformazioni, di ritardo di accrescimento, o di altre patologie degli embrioni o dei feti, la frequenza di questi effetti nocivi sarebbe cresciuta nel tempo dato il grande aumento del numero degli esami radiologici avvenuto dalla scoperta dei raggi x fino ad oggi.

Si stima che nel 1970, negli Usa, almeno 300000 uteri gravidi siano stati irradiati per esami radiologici dell'addome di cui il 7% nel primo trimestre e il 5% nel secondo trimestre di gravidanza.

Ciò non ha comportato un aumento apprezzabile di malformazioni fetali, né di altre patologie dello sviluppo.

E' necessario tener presente che, anche in assenza di qualsiasi esposizione a radiazioni per ragioni mediche, in circa il 2-3% dei neonati si riscontra qualche malformazione o qualche alterazione dello sviluppo.

Nel 20-25% di questi casi la causa è genetica ed è dovuta ad alterazioni di singoli geni o ad anomalie cromosomiche.

Nel 10% la causa è dovuta ad infezioni materne trasmesse all'embrione e al feto (in particolare infezioni da virus della rosolia e da toxoplasma), ad alcoolismo materno, a contaminazione con altre sostanze chimiche, o a fattori meccanici che hanno agito nel corso della gravidanza.

Nel restante 65-70% dei casi la causa rimane tutt'ora sconosciuta.

Pertanto si può ragionevolmente temere un'azione nociva delle radiazioni ionizzanti solo se si osserva un aumento statisticamente significativo della frequenza di malformazioni o di altre patologie in soggetti irradiati allo stato embrionale o fetale rispetto a quella riscontrata in soggetti non irradiati.

Gli effetti delle radiazioni ionizzanti sugli embrioni e sui feti sono stati oggetto di numerosissimi studi, che hanno riguardato i seguenti campi:

1. ricerche sperimentali condotte irradiando animali gravidi;
2. osservazioni su figli nati da madri irradiate nel corso della gravidanza dalle esplosioni atomiche di Hiroshima e Nagasaki;
3. osservazioni su embrioni e feti umani irradiati in utero con raggi x in seguito a radioterapia per tumori maligni;
4. osservazioni statistiche sulla prole di donne sottoposte ad esami radiologici a scopo diagnostico nel corso della gravidanza.

5.1.1 Effetti deterministici

Per quanto riguarda gli effetti deterministici dovuti all'irradiazione durante le diverse fasi del concepimento, gli studi hanno riportato ai seguenti risultati:

- **irradiazione delle gonadi prima del concepimento**

L'irradiazione delle gonadi (ovaie e testicoli), come accennato nel capitolo precedente, può causare sterilità temporanea o definitiva, ma i soggetti che ritornano fertili concepiscono una prole sana, in cui non si riscontra un aumento della frequenza di malformazioni o di altre patologie.

- **irradiazione dell'embrione nella fase pre-impianto**

Nello studio sui topi, l'irradiazione con una dose singola di raggi x di 200 cGy provoca un'elevata mortalità embrionale con conseguente notevole riduzione del numero degli embrioni che si impiantano nella cavità uterina. Tuttavia gli embrioni che riescono ad impiantarsi dopo l'irradiazione si sviluppano poi normalmente e non presentano malformazioni alla nascita.

- **irradiazione nel corso dell'organogenesi**

L'organogenesi è la fase dello sviluppo in cui si formano gli organi, e nella specie umana va dalla 2° all' 8° settimana del concepimento.

Durante questo periodo, dosi superiori a 100 cGy provocano una elevata incidenza di microcefalia o di idrocefalia (accumulo eccessivo di liquido nelle cavità interne del cervello) che, nella specie umana si associano a ritardo mentale.

Meno frequentemente, con queste dosi compaiono alterazioni dell'occhio come microftalmo o cataratta e malformazioni dello scheletro o dei genitali.

- **irradiazione dopo la fine dell'organogenesi**

Dopo la fine dell'organogenesi cioè dopo la 8° settimana di gravidanza, l'irradiazione, anche con dosi elevate, non provoca

più malformazioni ma morte fetale e se il feto sopravvive, riduzione dello sviluppo e soprattutto riduzione della crescita del cervello con conseguente microcefalia e ritardo mentale.

Il ritardo mentale e la microcefalia sono tanto più gravi quanto più elevata è la dose di radiazioni assorbite dal feto.

L'effetto nocivo sulla crescita del cervello è più marcato se l'irradiazione avviene tra la 8° e la 16° settimana di gravidanza, ma è presente seppur più attenuato, anche per irradiazioni subite dopo la 16° settimana di gravidanza.

Ciò è dovuto al fatto che fra la 8° e la 16° settimana la velocità di accrescimento del cervello è particolarmente rapida e quindi sono più numerose le cellule in fase di moltiplicazione la cui sensibilità alle radiazioni è più elevata.

Perché sussista il pericolo di un danno al cervello, che si manifesti con un ritardo mentale apprezzabile, è necessario che il feto assorba più di 15 cGy di radiazioni ionizzanti erogati tutti insieme in un'unica irradiazione.

Nessun esame radiologico, eseguito a scopo diagnostico, causa una così elevata irradiazione dell'embrione o del feto, ma rimane sempre molto inferiore a questi valori.

Come si può vedere infatti dalla tabella seguente, le dosi medie e dosi massime ricevute dall'embrione o dal feto in seguito ai più comuni esami radiologici diagnostici, sono sempre inferiori a 5 cGy, con la sola eccezione della TAC della pelvi in cui la dose massima può raggiungere gli 8 cGy.

ESAME	Dose fetale (cGy)	
	Media	Massima
Radiologia convenzionale		
Addome	0,14	0,42
Clisma opaco	0,68	2,4
Tubo digerente con pasto opaco	0,11	0,58
Torace	<0,001	<0,001
Urografia con mezzo di contrasto endovena	0,17	1,00
Colonna vertebrale lombare	0,17	1,00
Pelvi	0,11	0,4
Cranio	<0,001	<0,001
Colonna vertebrale toracica	<0,001	<0,001
Pelvimetria	0,02	0,04
TAC Tomografia assiale computerizzata		
Addome	0,8	4,90
Torace	0,006	0,096
Capo	<0,005	<0,005
Colonna vertebrale lombare	0,24	0,86
Pelvi	2,5	7,9

Illustrazione 87: Dosi ricevute dall'embrione o dal feto in seguito ai più comuni esami diagnostici radiologici

Solo le irradiazioni a scopo terapeutico possono erogare all'embrione o al feto dosi superiori (anche di molto) ai 15 cGy e quindi causare ritardo mentale, microcefalia, od anche malformazioni se erogate fra la 2° e la 8° settimana di gravidanza. Con le moderne apparecchiature di radioterapia, che usano radiazioni ad altissima energia e impiegano mezzi di precisione per dirigere e limitare esattamente il fascio di radiazioni, l'embrione e il feto possono essere irradiati con dosi elevate solo in corso di radioterapia per tumori dell'addome inferiore (utero,ovaie,vescica e retto).

Nella tabella seguente è presentata una stima dei valori soglia (dose minima in mSv) per effetti deterministici conseguenti a irradiazione del feto con raggi x.

Età gestazionale (settimane)	Morte	Principali malformazioni	Ritardo mentale (dati giapponesi)
0 - 1	100		
2 - 5	250 - 500	200	Nessun effetto fino a 8 settimane
5 - 7	500	500	
7 - 21	> 500	Scarse osservazioni	8 - 15 settimane niente soglia?
22 - termine	> 1000	Scarse osservazioni	16 - 25 settimane soglia; dalla 25 ^a nessun effetto osservato

Illustrazione 88: Stima delle dosi soglia per effetti deterministici conseguenti ad irradiazione del feto con raggi X. Dose minima (mSv)

5.1.2 Effetti stocastici delle radiazioni assorbite dall'embrione o dal feto

Come analizzato nel capitolo 4, è noto che le radiazioni ionizzanti possono provocare leucemie e altri tumori maligni; è allora ragionevole chiedersi se l'irradiazione assorbita dal feto per esami radiologici durante la gravidanza, aumenti il rischio di insorgenza, durante l'infanzia, di una leucemia o di un tumore.

Gli studi più recenti sono giunti a queste conclusioni: la probabilità che l'irradiazione causi una leucemia o un tumore maligno entro i 15 anni di età è di 1/17.000 per ogni mGy assorbito dall'embrione o dal feto.

Nel caso di esami radiologici che interessano l'addome della madre, il rischio che l'irradiazione causi una leucemia o un tumore è indicato dalla seguente tabella.

Esami radiologici convenzionali	Dose fetale media (cGy)	Rischio di leucemie e di neoplasie
Addome	0,14	1/12000
Es. del colon con clisma opaco	0,68	1/2500
Es. del tubo digerente con pasto opaco	0,11	1/15000
Urografia con mezzo di contrasto endovena	0,17	1/10000
Colonna vertebrale lombare	0,17	1/10000
Pelvi	0,11	1/15000
TAC (Tomografia assiale computerizzata)		
Addome	0,80	1/2000
Colonna vertebrale lombare	0,24	1/7000
Pelvi	2,5	1/650

Illustrazione 89: Rischio d'insorgenza di leucemie o di altre neoplasie maligne entro i 15 anni di età, in seguito a irradiazione fetale per esami radiologici dell'addome

Come si vede, per la maggior parte degli esami indicati nella tabella 3, il rischio che l'esame causi l'insorgenza di tali malattie è inferiore a 1/5.000.

Solo nel caso d'esame TAC della pelvi il rischio è aumentato in modo significativo (circa raddoppiato) rispetto all'incidenza spontanea di queste malattie (1/1.300), ma è minore se l'irradiazione è avvenuta nel primo trimestre di gravidanza.

Sempre in base ai dati della tabella 3, il rischio di aumento dell'incidenza di leucemie o di altri tumori maligni è trascurabile per tutti gli esami radiologici che non interessano l'addome o la colonna vertebrale lombare della madre, perchè in questi casi la dose ricevuta dall'embrione o dal feto è inferiore a 1 mGy.

5.1.3 Effetti ereditari delle radiazioni assorbite dall'embrione o dal feto

Il rischio di effetti ereditari conseguenti all'irradiazione fetale è stimato essere lo stesso di quello conseguente all'irradiazione dopo la nascita, cioè circa 1 su 42.000 per mGy per i raggi x.

La frequenza naturale di malattie ereditarie che si manifesta alla nascita nelle popolazioni umane è stata stimata tra 1% ed il 3%, aumentando a circa 5%-6% se si includono alcune anomalie minori.

Così anche l'aumento di rischio ereditario per la progenie di un singolo feto, sottoposto a procedure diagnostiche ad alta dose, è piccolo se paragonato al rischio naturale.

5.1.4 Considerazioni

Da quanto suddetto emerge quindi che alle dosi usate in radiodiagnostica l'unico effetto negativo sul concepito è un aumento della probabilità d'insorgenza di una leucemia o di un altro tumore maligno nei primi 15 anni di vita; peraltro questo aumento è significativo solo per gli esami che danno una maggiore dose di irradiazione (esempio TAC della pelvi).

Le dosi usate in radiodiagnostica sono quasi sempre inferiori a 5 cGy e non sono in grado di causare malformazioni o ritardi dello sviluppo dell'embrione o del feto.

Dosi comprese tra 5 e 15 cGy, secondo parte degli esperti, teoricamente potrebbero comportare il rischio di un aumento di questi effetti nocivi, ma esso è così raro da non poter essere di fatto dimostrabile su base statistica.

Solo dosi superiori a 15 cGy aumentano in modo significativo il

rischio di malformazioni, di rallentamento dello sviluppo o di ritardo mentale, in proporzione alla dose e in relazione al periodo di gravidanza in cui è avvenuta l'irradiazione.

Si tratta però di dosi che, come si è detto, non vengono mai raggiunte con singoli esami radiologici.

Pertanto, un esame radiologico eseguito in una donna che non sapeva di essere incinta, non deve suscitare ingiustificate preoccupazioni, anche se l'irradiazione ha compreso l'utero gravido; in particolare non può in alcun modo giustificare un'interruzione di gravidanza.

Per precauzione, tuttavia, è raccomandabile non eseguire esami radiologici dell'addome in donne incinte.

Per evitare questi esami in donne in età feconda che non sanno ancora di essere gravide, si raccomanda di eseguire esami radiologici dell'addome solo nei primi 10 giorni del ciclo mestruale, quando una gravidanza è molto improbabile, a meno che la donna non possa escludere con certezza l'eventualità di una gravidanza.

Nel caso che esami radiologici dell'addome siano indispensabile, per la salute della madre, possono essere eseguiti ugualmente anche in corso di gravidanza, scegliendo le modalità di esame che vadano ad irradiare meno l'utero gravido.

In questi casi infatti, un errore o un ritardo nella diagnosi di una grave malattia materna è molto più pericoloso per la salute del nascituro di una lieve irradiazione dovuta a un esame radiologico.

Al contrario, esami radiologici di parti del corpo diverse dall'addome e dalla colonna lombare, purchè giustificati dal punto di vista medico, possono essere eseguiti anche in donne gravide perchè in questi casi l'irradiazione del feto è di entità trascurabile.

5.1.5 Legislazione sulla radioprotezione della donna in età fertile e in gravidanza

La legislazione italiana regola la radioprotezione della donna in età fertile e in gravidanza attraverso alcuni degli articoli del Decreto Legislativo n. 187 del 26 Maggio 2000.

L'articolo 10 di tale decreto sancisce i seguenti principi:

1. Accurata anamnesi per stabilire lo stato di gravidanza
2. Per dosi > 1 mSv all'utero, attenzione alla giustificazione, necessità o urgenza, considerando la possibilità di procrastinare l'indagine, se la gravidanza non può essere esclusa; informazione sui rischi se l'esposizione non può procrastinata.
3. Nel caso di somministrazione di radiofarmaci a donne che allattano, attenzione alla giustificazione, tenendo conto della necessità e dell'urgenza di tale trattamento e della possibilità di sospensione dell'allattamento.
4. Esposizione di avvisi atti a segnalare il potenziale pericolo.

In particolare il comma 4 del decreto legislativo esplica:

- nei casi in cui la gravidanza è certa non è consentito l'impiego di procedure che comportino l'irraggiamento dell'embrione o del feto, tranne nei casi di necessità o di urgenza
- laddove non sia possibile rinviare l'indagine, informare la donna dei possibili rischi associati all'esposizione per l'embrione o il feto
- nelle indagini diagnostiche con raggi x programmare l'ottenimento dell'informazione desiderata con il minor numero possibile di proiezioni, riducendo al minimo la durata della scopia o il numero delle scansioni nel caso di esami tomografici con tecnica convenzionale, procedendo ad una accurata collimazione ed escludendo dal fascio il prodotto del concepimento.

5.2 Esposizione a radiazioni ionizzanti in età pediatrica

5.2.1 Generalità e radiosensibilità tissutale

In Europa la popolazione infantile (<15 anni) rappresenta il 15-30% dell'intera popolazione, in Italia, secondo i dati ISTAT del 2000, la popolazione pediatrica è circa il 15% il che equivale a 8,5 milioni di persone.

La particolarità del settore di radiologia pediatrica sta nel fatto che la radiosensibilità dei tessuti e degli organi nei bambini è più elevata rispetto a quella adulta; tuttavia non esiste un rapporto fisso, ma la risposta alle radiazioni delle diverse strutture del corpo varia entro ampi limiti.

I bambini sono più radiosensibili per diverse ragioni; in primo luogo sono soggetti in rapido accrescimento con cellule che si dividono più rapidamente.

In secondo luogo hanno una maggiore distribuzione di tessuti radiosensibili: mammelle, tiroide, gonadi, midollo rosso (nei bambini, per il 40% esso si trova nelle ossa lunghe e nel cranio), inoltre, possiedono una maggior aspettativa di vita quindi una più alta possibilità di sviluppare nel tempo una neoplasia.

5.2.2 Fattore moltiplicativo di rischio

Il rischio in termini statistici è definito come la stima della probabilità che in un individuo o in un gruppo di individui, si verifichi un effetto avverso per la salute a causa di una determinata esposizione ad un fattore di rischio.

$$R = P \cdot V \cdot Val$$

dove:

P = probabilità che un evento accada

V = vulnerabilità-attitudine di un determinato elemento a sopportare gli effetti legati al fenomeno pericoloso

Val = valore che l'elemento esposto al pericolo assume in termini economici e in termine di vite umane.

In ambito pediatrico, il valore che fa aumentare il rischio, quindi che più preoccupa è la vulnerabilità, essa infatti è molto alta nei bambini, circa 10 volte maggiore rispetto agli adulti.

La vulnerabilità è strettamente associata alla sensibilità dei tessuti che, come abbiamo visto, nei bambini è più elevata.

Il rischio di effetti negativi in seguito all'esposizione radiogena nei primi 10 anni di vita è stimato 3 o 4 volte superiore che ad un età compresa tra i 30 e i 40 anni, e superiore di 5-7 volte tra i 50 e 70 anni.

La tabella seguente mette in evidenza il fattore moltiplicativo di rischio per le diverse fasce di età.

<i>Classi d'età in anni</i>	<i>Fattore moltiplicativo di rischio</i>
<i>< 10</i>	<i>X 3</i>
<i>10 - 20</i>	<i>X 2</i>
<i>20 - 30</i>	<i>X 1.5</i>
<i>30 - 50</i>	<i>X 1</i>
<i>50 - 80</i>	<i>X 0.5</i>
<i>>80</i>	<i>Nulla</i>

Illustrazione 90: Fattore moltiplicativo di rischio per le differenti fasce d'età

La sensibilità inoltre è fortemente dipendente dal sesso, si può infatti calcolare che il rischio conseguente sia circa il doppio per le femmine rispetto ai maschi.

Il grafico seguente analizza il rischio addizionale di cancro per

esame, in funzione della dose, dell'età e del sesso del paziente.

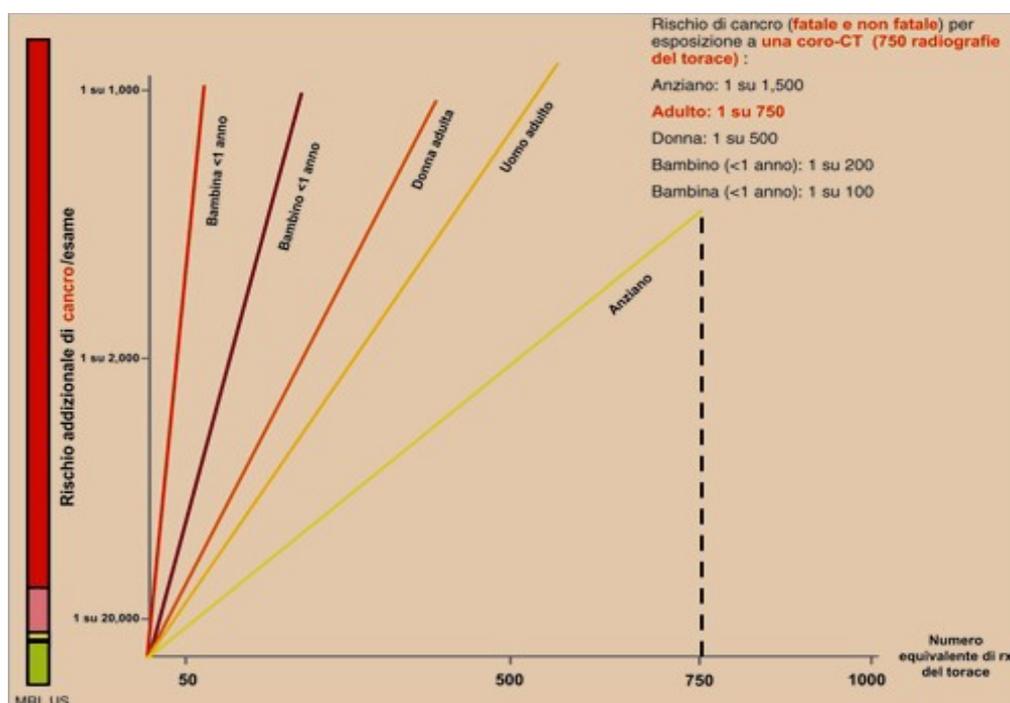


Illustrazione 91: Rischio di cancro per esposizione ad una coro-TC (750 radiografie del torace)

Come spiegato nel capitolo 4, all'aumentare della dose di radiazioni impiegate nelle varie tecniche di indagine a raggi x, aumenta il rischio di insorgenza di patologie e quindi il danno al paziente.

5.2.3 Esami TC in ambiente pediatrico

La TC viene considerata la strumentazione più adeguata per la valutazione di molti disturbi dell'infanzia.

Al contempo però una ricerca effettuata negli Stati Uniti, dove vengono eseguite 2,7 milioni di TC l'anno sui bambini sostiene che tale metodica in pediatria può risultare la più pericolosa in tema di radioprotezione.

È da sottolineare che la TC rappresenta il 5% delle metodiche

mediche che utilizzano radiazioni ma determina il 40% della dose data dalle indagini radiologiche.

È molto importante considerare che esistono delle sostanziali differenze tra un adulto e un bambino: l'anatomia, la fisiologia e la biochimica; esse influenzano significativamente il risultato radiologico.

Nei bambini sottoposti a TC le dosi che vanno a investire un corpo piccolo sono maggiori rispetto a quelle che giungono ad un adulto; questo perchè considerando un organo posto superficialmente, rispetto alla sorgente di radiazione, questo riceve una dose maggiore nel bambino rispetto all'adulto.

Inoltre, mentre il tubo radiogeno ruota, la parte già irradiata viene a trovarsi nel lato distale protetta dai tessuti più prossimali; in un soggetto sottile come un bambino però questa protezione è limitata e dunque si assiste ad un ulteriore incremento della dose all'organo irradiato.

La nuova tecnologia di TC volumetrica (MDTC) ha permesso di superare alcuni dei limiti della metodica pediatrica, introducendo numerosi vantaggi tra i quali:

- netta riduzione del tempo di acquisizione delle immagini e quindi diminuzione degli artefatti da movimento
- riduzione del bisogno di sedare o addormentare il bambino.

Tali esami devono essere comunque svolti con scrupolosa attenzione nella preparazione e nella gestione del bambino e nella personalizzazione dei protocolli pediatrici.

Valori raccomandati di mAs a 120 kV in pediatria sono dati in tabella

Peso	Single slice Torace	Single slice Addome	Multi slice Torace	Multi slice Addome
5-10 Kg	40	60	32	48
10-20 Kg	50	70	40	56
20-30 Kg	60	80	48	64
30-40 Kg	70	100	56	80
40-50 Kg	80	120	64	96
50-70 Kg	100-120	140-150	80-96	112-120

Illustrazione 92: Valori raccomandati di mAs a 120kV in modalità single-slice e multi-slice per differenti fasce di peso

L'esame TC del cranio è di gran lunga l'esame più frequente e la sua importanza è enorme infatti i bambini colpiti da una ferita alla testa vengono spesso sottoposti a tale metodologia diagnostica.

In una recente indagine un gruppo di ricercatori svedesi guidato da Per Hall del Karolinska Institute di Stoccolma ha messo in evidenza che le radiazioni emesse durante la scansione possono influenzare negativamente la capacità intellettuale del paziente.

Mentre è noto che livelli elevati di radiazioni possono provocare ritardi mentali, non erano conosciuti gli effetti a lungo termine dei bassi dosaggi.

Per l'indagine sono stati presi in considerazione tre mila giovani di 18 e 19 anni sottoposti a bassi livelli di radiazione prima dei 18 mesi di età.

I soggetti sono stati divisi in 4 gruppi, a seconda della dose di radiazioni a cui sono stati esposti:

- A) 1-20 mGy
- B) 21-100 mGy
- C) 101-250 mGy
- D) oltre 250 mGy

La ricerca ha mostrato che i ragazzi sottoposti a radiazioni del gruppo C e D cioè ad alte dosi, hanno avuto una percentuale di accesso alla scuola superiore nettamente inferiore rispetto a quelli sottoposti a dosi più lievi. Inoltre, le quantità di radiazioni ricevute hanno avuto un effetto proporzionale negativo nella capacità di risolvere test di apprendimento e di ragionamento logico.

Secondo il team svedese, dal momento che l'irradiazione del cervello può influenzare negativamente lo sviluppo intellettuale del paziente, è necessario rivalutare l'opportunità di sottoporre i piccoli pazienti alla TC.

5.2.4 Radioprotezione e legislazione nel paziente pediatrico

Come spiegato nel capitolo 4, il Decreto Legislativo 187-00 regola la radioprotezione del paziente sottoposto ad irraggiamento da radiazioni ionizzanti; tale decreto esprime quindi il principio di giustificazione e quello di ottimizzazione.

Il primo, tende a valutare preliminarmente i potenziali vantaggi diagnostici rispetto la probabilità di danno alla persona, che l'esposizione potrebbe causare.

Il principio di ottimizzazione invece, si basa sulla ricerca del massimo dell'informazione diagnostica con la minore dose possibile. Questi principi sono da considerarsi di primaria importanza in ambito pediatrico, tant'è che nell'articolo 9 comma 1 del D.Lgs 187, viene sottolineato che le esposizioni mediche che vedono coinvolti i bambini sono da definirsi “pratiche speciali”.

Ciò è giustificato dal fatto che, se un paziente pediatrico viene irradiato con gli stessi parametri di scansione di un adulto, esso riceve una dose effettiva significativamente più elevata, per cui, anche se le apparecchiature utilizzate sono le stesse, i parametri di

acquisizione e gli accorgimenti tecnici dedicati devono essere tarati sul peso e sulle reali dimensioni del piccolo paziente. Bisognerà dunque adottare i seguenti specifici accorgimenti:

- utilizzare dati d'esposizione specifici per la pediatria e basati sulle dimensioni del bambino

Tabella 1: RADIODIAGNOSTICA CONVENZIONALE							
ESAME	Tensione [kV] (MIN-media-MAX)	Filtrazione totale [mm Al] (MIN-media-MAX)	ESD [mGy]	Modalità di misura	Num. Tubi	NOTE	Num. Esami
Addome	81 -81- 83	3.9 -4 4.3	1.3	C.I.	5	DR	(***)
Cranio AP/PA	65 -70- 80	3.9 -4 4.3	0.9	C.I.	2	DR	(***)
Cranio LAT	60 -65- 70	3.9 -4 4.3	0.7	C.I.	2	DR	(***)
Pelvi AP	79 -81- 81	3.9 -4 4.3	1.3	C.I.	5	DR	(***)
Rachide lombare AP	81 -81- 81	3.9 -4 4.3	1.1	C.I.	5	DR	(***)
Rachide lombare LAT	80 -85- 95	3.9 -4 4.3	3.0	C.I.	5	DR	(***)
Rachide lombo-sacrale	81 -85- 96	3.9 -4 4.3	6.1	C.I.	5	DR	(***)
Torace PA	110 -125- 125	3.9 -4 4.3	0.1	C.I.	5	DR	(***)
Torace LAT	125 -125- 125	3.9 -4 4.3	0.5	C.I.	5	DR	(***)
Urografia (per ripresa)							
Mammografia	29-29-29	0.51-0.51-0.51	5.4	C.I.	1	DR	(***)
Ba enema	-	-	-	-	-	-	-
Arteriografia	-	-	-	-	-	-	-
Tabella 2: RADIODIAGNOSTICA PEDIATRICA							
ESAME	Tensione [kV] (MIN-media-MAX)	Filtrazione totale [mm Al] (MIN-media-MAX)	ESD [mGy]	Modalità di misura	Num. Tubi	NOTE	Num. Esami
Addome (5 anni)	-	-	-	-	-	-	-
Cranio AP/PA (5 anni)	-	-	-	-	-	-	-
Cranio LAT (5 anni)	-	-	-	-	-	-	-
Pelvi AP (5 anni)	65 -65- 65	3.9 -4 4.3	0.05	C.I.	4	DR	(***)
Pelvi AP (neonati)	60 -60- 60	3.9 -4 4.3	0.03	C.I.	4	DR	(***)
Torace PA/AP (5 anni)	100 -100- 100	3.9 -4 4.3	0.04	C.I.	5	DR	(***)
Torace LAT (5 anni)	100 -100- 100	3.9 -4 4.3	0.04	C.I.	5	DR	(***)
Torace (neonati)	-	-	-	-	-	-	-

Illustrazione 93: Confronto valori di dosi e parametri tra radiodiagnostica convenzionale e pediatrica

RADIOLOGIA PEDIATRICA	
ESAMI:	DOSE D'INGRESSO (μ Gy)
Addome	1000 (5 anni) **
Torace PA/AP	100 (5 anni)
Lat	200 (5 anni)
AP	80 (neonati)
Cranio PA/AP	1500 (5 anni)
Lat	1000 (5 anni)
Pelvi AP	200 (neonati)
AP	900 (5 anni)

Illustrazione 94: LDR di dosi d'ingresso in campo pediatrico

- collimare al massimo la regione anatomica da studiare in modo da ridurre al minimo il volume irradiato
- eliminare le richieste inappropriate, cercando di risolvere il quesito diagnostico con l'utilizzo di tecniche non irradianti come ecografia, risonanza magnetica ecc.
- è estremamente importante ricercare la piena collaborazione del bambino all'esame radiologico attraverso un ambiente di lavoro amico (sale radiologiche colorate con pupazzi, fumetti, ecc.)

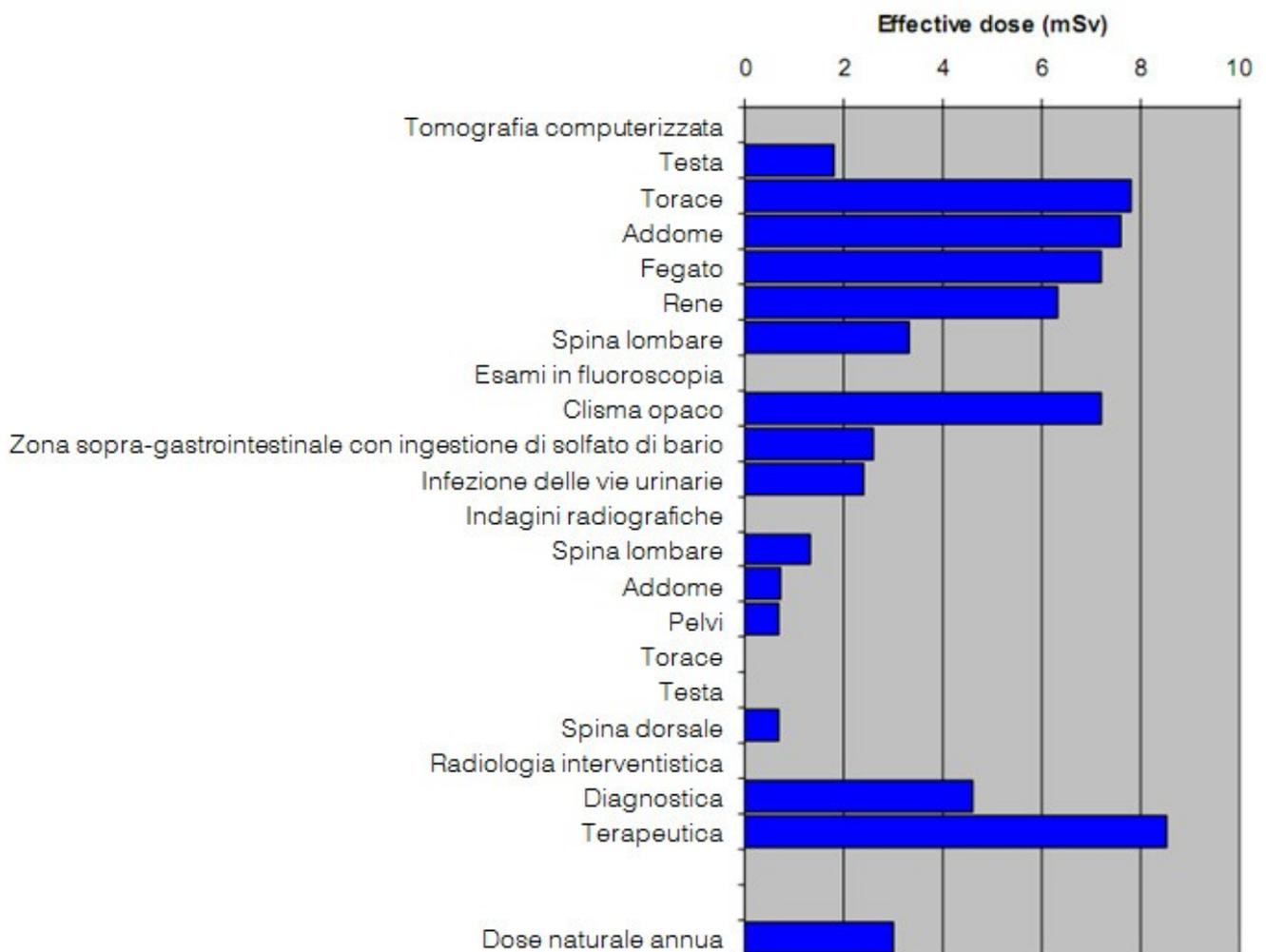


Illustrazione 95: TC dedicata ai bambini con adesivi attaccati al gantry

CONCLUSIONI

L'utilizzo dei raggi x a scopo diagnostico e terapeutico ha apportato notevoli vantaggi in campo medico e ha consentito, nel corso degli anni, una notevole evoluzione delle apparecchiature e metodiche radiologiche.

La mia analisi sui diversi livelli di dose al paziente, per le differenti apparecchiature e modalità radiologiche ha portato ai seguenti risultati che possono essere riassunti brevemente nel seguente grafico.



Il problema della dose assorbita dal paziente, come abbiamo visto nel capitolo 4, viene regolato dall'ICRP, organo che sancisce i principi di radioprotezione tra i quali quello di ottimizzazione.

Tale principio esplicita che “tutte le dosi dovute a esposizioni mediche per scopi radiologici, ad eccezione delle procedure radioterapiche, devono essere mantenute al livello più basso ragionevolmente possibile e compatibile con il raggiungimento dell'informazione diagnostica richiesta.”

Esistono quindi decreti che regolamentano la protezione del paziente definendo livelli di riferimento per le specifiche procedure e i dispositivi di radioprotezione da adottare durante lo svolgimento dell'esame.

Un ruolo fondamentale però nella regolazione della dose al paziente è affidato al tecnico radiologo che agendo sulla console ha la possibilità di impostare i parametri tecnici dell'apparecchiatura; tali parametri infatti sono quelli che maggiormente influiscono sulla diversa quantità di dose.

Esistono diversi modi per ridurre al minimo il rischio da radiazioni ionizzanti senza sacrificare le preziose informazioni che possono essere ottenute a beneficio dei pazienti.

Fra le possibili misure da adottare per diminuire le radiazioni, è di fondamentale importanza la giustificazione dell'esame.

In primo luogo dovrebbe essere evitata la ripetizione di indagini effettuate di recente, i risultati dovrebbero essere registrati con un sufficiente dettaglio nella documentazione del paziente in modo da essere trasferibili ad un'altra struttura sanitaria.

Questa regola potrebbe evitare una significativa quota di esami non necessari.

Il mancato trasferimento di informazioni cliniche adeguate da parte del medico prescrivente può risolversi nella scelta da parte del radiologo di una procedura o di una tecnica inappropriata.

Il risultato può essere una indagine inutile, con un esame che determina soltanto una esposizione indebita del paziente.

Un esame può essere considerato come esame utile se il suo risultato, positivo o negativo che sia, influenza la gestione del paziente. Un altro fattore che potenzialmente si aggiunge all'utilità dell'esame è il rafforzamento della certezza della diagnosi.

Ci sono alcune situazioni nelle quali le indagini radiodiagnostiche dovrebbero essere evitate, ci sono infatti pareri consolidati che indicano che in alcune circostanze la radiografia o la fluoroscopia non contribuiscono a migliorare la gestione dei pazienti.

Questo si verifica in situazioni nelle quali l'andamento di una malattia non è modificato o risolto dall'esecuzione dell'esame, o i dati ottenuti non influenzano il trattamento dei pazienti.

I principali esempi di esami non giustificati sono:

- radiografia sistemica del torace alla accettazione in ospedale o prima di un atto chirurgico in assenza di sintomi che indicano un coinvolgimento (o insufficienza) cardiaca o polmonare;
- la radiografia del cranio in vittime asintomatiche di incidenti;
- la radiografia del tratto sacro-lombare in condizioni degenerative stabili della colonna dopo i 60 anni.

Lo screening di pazienti asintomatici per la diagnosi di una malattia può essere attuato soltanto laddove i servizi sanitari nazionali decidano che: l'alta incidenza della malattia in una determinata fascia d'età, l'elevata efficacia della diagnosi precoce, la bassa esposizione degli individui sottoposti allo stesso , e l'esistenza di un trattamento terapeutico facilmente disponibile ed efficace, possano produrre un elevato beneficio a fronte del rischio connesso all'esposizione.

Gli esempi positivi comprendono la radiografia per la diagnosi di tubercolosi nelle collettività o nei gruppi con un'alta prevalenza della malattia, la mammografia per la diagnosi precoce del cancro al seno nelle donne dopo 50 anni d'età, o lo screening del

carcinoma gastrico con la fluoroscopia specialistica con mezzo di contrasto nei paesi con un'alta incidenza di questa malattia.

Tutti i fattori legati agli screening devono essere periodicamente esaminati e rivalutati, infatti, se i criteri positivi cessano di essere soddisfatti lo screening dovrebbe essere interrotto.

L'irradiazione per motivi medico-legali non presenta vantaggi sanitari; uno degli esempi più comuni si riferisce al fatto che le compagnie d'assicurazione possono richiedere diverse indagini radiografiche al fine di verificare lo stato di buona salute della persona da assicurare. In numerosi casi tali richieste, in particolare negli individui asintomatici, dovrebbero essere trattate con prudenza e spesso sembrano non giustificate, poiché non di interesse medico diretto della persona coinvolta.

Tali principi di ottimizzazione e giustificazione devono essere applicati con ancora maggior rigidità su pazienti come donne in gravidanza e bambini in età pediatrica.

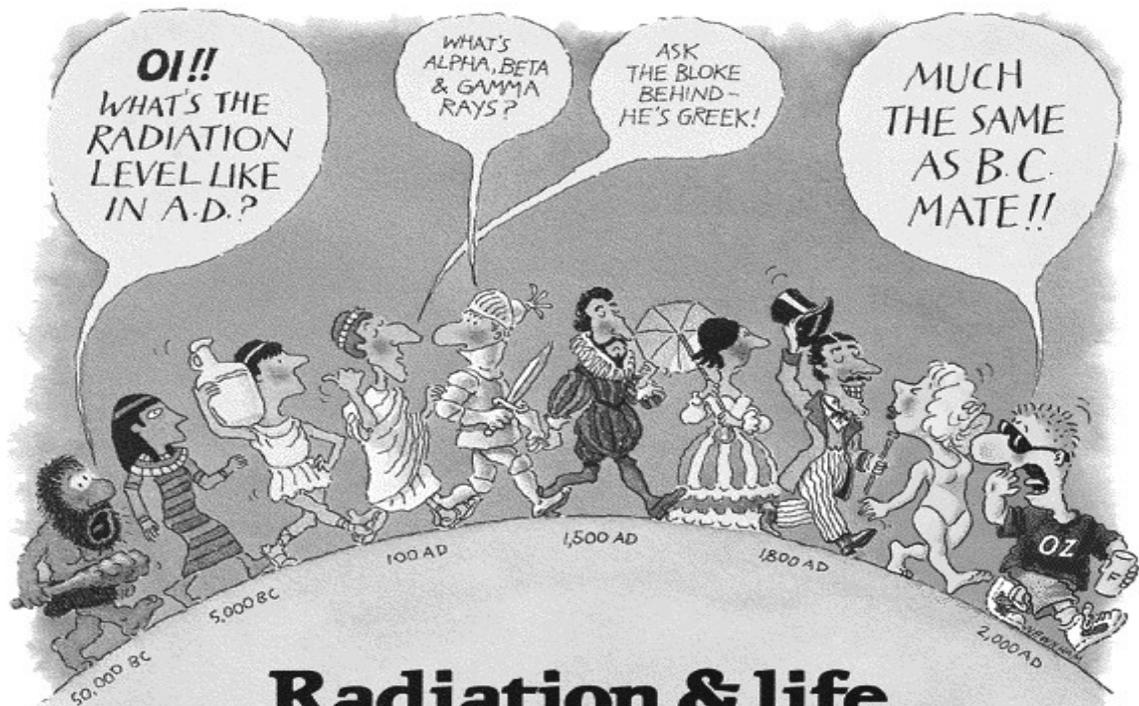
In particolar modo infatti, per il feto e il paziente in età pediatrica sono fissati limiti di riferimento di dose assai più bassi rispetto a quelli che riguardano l'esposizione di un adulto.

Alcune specifiche analisi dovrebbero avere una particolare giustificazione dovuta al fatto che più alta è la dose ed il connesso rischio di una procedura, più il medico dovrebbe considerare se il beneficio ottenuto sia maggiore del rischio.

Come abbiamo visto nella nostra analisi, ci sono procedure radiologiche che determinano dosi elevate al paziente; fra queste una posizione particolare è occupata dalla tomografia computerizzata TC ed in particolare dalle sue varianti più avanzate come la TC spirale e la TC multistrato.

L'utilità e l'efficacia di queste tecnologie avanzate sono inequivocabili in particolari situazioni cliniche, tuttavia la facilità di ottenere risultati e il desiderio di controllare spesso una malattia dovrebbe però tenere presente che esami ripetuti possono esporre ad una dose efficace dell'ordine di 100 mSv, dose per la

quale esiste una prova epidemiologica diretta di cancerogenicità. Tutto il settore biomedico delle apparecchiature si sta evolvendo e tende sempre di più alla ricerca della diminuzione della dose. In quest'ottica, l'ultima frontiera delle apparecchiature a raggi x è rappresentata dalla tecnologia Cone-Beam, essa fornisce immagini 3D di alta qualità in una sola rotazione, il che permette una riduzione dei tempi di esecuzione dell'esame e una notevole riduzione della dose assorbita dal paziente. Tale tecnologia è particolarmente adatta per l'imaging di strutture scheletriche in ambito odontoiatrico e maxillo-facciale, in questo ambito infatti una CB dentale emette circa un decimo delle radiazioni di una comune TC. Uno dei limiti dovuti ai bassi livelli di dose utilizzati è una limitata accuratezza dell'indagine di tessuti molli che quindi non ne permette l'utilizzazione per studi di organi come polmoni, fegato, cervello, etc. Sfida della scienza nei prossimi anni sarà proprio quella di ampliare il campo di applicazione di tale tecnologia allo scopo di poter analizzare tessuti di diverse densità, minimizzando sempre di più la dose assorbita dal paziente.



Radiation & life

"Life on earth has developed with an ever present background of radiation. It is not something new, invented by the wit of man; radiation has always been there."

Eric J Hall, Professor of Radiology, College of Physicians and Surgeons, Columbia University, New York. "Radiation and Life".

RINGRAZIAMENTI

Eccomi qua, è arrivato anche per me questo giorno e mi viene spontaneo ringraziare le persone che mi hanno sostenuto durante questo mio “viaggio”.

Per prima cosa i miei più sentiti ringraziamenti vanno al Prof. Claudio Lamberti che con la sua disponibilità, grande umanità e professionalità ha reso possibile la stesura di questo elaborato.

Un grazie infinito alla mia famiglia che mi ha sempre aiutato, compreso, sostenuto... non basterebbero mille parole per ringraziarli.

Alla mia mamma perché non mi ha mai fatto mancare una parola di incoraggiamento, lei che con la sua dedizione al lavoro e alla famiglia mi ha insegnato l'ambizione e la costanza per raggiungere ogni obiettivo. Grazie perché quando c'è da fare qualcosa per gli altri, e soprattutto per me, si fa in quattro e anche in questa occasione con la sua stupenda manualità renderà anche più “fortunata” la mia festa.

Al mio papà, mio aiuto pratico e mio taxi personale in molte occasioni, lui che trova sempre il modo di farmi ridere quando qualcosa va storto; che mi ha insegnato a farmi un'idea su tutto e ad essere libera.

Grazie ai miei nonni, alla mia nonna Martina, alle sue sveglie la mattina, ai suoi piatti deliziosi, alla saggezza di chi capisce come stai anche senza farti tante domande; grazie alla nonna Ugolina e a chi con le sue preghiere mi ha accompagnato in questo viaggio e, nonostante non sia presente oggi, io sono più che certa che ci sia.

Grazie alla Noa e Nicola, i miei Cip e Ciop, le mie canaglie che

con i loro giochi e sorrisi hanno allietato le ore di studio della dada Elisa.

Grazie al mio “fratellino” che mi conosce come le sue tasche e sa che cosa vuol dire questo giorno per me, grazie per la sua presenza, le battute, le risate, la compagnia durante le mille studiate. Grazie per le confidenze e i nostri discorsi insomma grazie perché ci sei sempre stato.

Grazie alla mia amica Fede per le nostre chiacchierate, per le belle cose condivise in questi anni, per la sua bontà e pazienza, per la sua infinita capacità di ascoltare e far ridere la “issa”.

Alla Betta, perché mi prende per come sono e mi capisce al volo, per le nostre confidenze, le nostre serate, e per tutto il suo aiuto da scribana per questa tesi.

Grazie alla Jara, per la sua amicizia sincera, il suo aiuto nei momenti difficili, i suoi consigli da sorella maggiore che tenta di smussare la mia tendenza a vedere sempre tutto o bianco o nero.

Grazie a tutti i miei amici, l'Evana, Matia, la Frattola, Giova, la Myriana, l'Irenence, la Sarina, Tan, il Nonno, la Giorgina, Marco, Pasqua e l'Ari.

Grazie per la vostra amicizia e compagnia, per le chiacchierate, le serate di svago e divertimento, perché ognuno, a suo modo, mi ha insegnato qualcosa in questi anni.

Grazie all'Ale mio “grillo parlante”, perché anche quando non ci vediamo da tanto mi sembra che sia passato pochissimo tempo, grazie per il suo sostegno morale in questa mia intensa estate.

Grazie a Mone perché vorrei tanto essere la sua vicina di casa per mangiare i famosi tortellini di mezzanotte e perché non si è mai stancato in questi anni di ripetermi che l'importante è il viaggio e non la meta.

A tutto il gruppo degli “amici di Teo”, a Roby, Emil, la Lety e la Bia, Giovanni, la Monica, l'Ari e Nova, la Lune, la Giorgia, la Benny, Cristy, l'Anna e Eddy; perché mi hanno da subito fatto sentire parte del loro gruppo ed hanno portato una ventata di aria

fresca alle mie serate.

Un grazie a Villo e la Ramona, per il loro modo simpatico e dolce di accogliermi e di stare insieme.

Grazie ai miei compagni di facoltà; alla Chiarina mia socia insostituibile, compagna di questo viaggio, che ha condiviso con me le mille studiate, le sclerate e le gioie, e con la quale spero di continuare in questa strada.

Grazie alla Marti, alla Je, alla Michy, ad Alan e la Paola per il loro aiuto pratico, il loro supporto e la loro disponibilità.

E per ultimo, ma primo nei miei pensieri, grazie al mio dado Matteo, il mio grande amore che da quando è arrivato nella mia vita l'ha resa completa e ancora più felice.

Grazie per la sua dolcezza, bontà e pazienza, perché mi sopporta e con il suo modo di fare mi rende la vita più leggera. Grazie per il suo aiuto pratico e il supporto morale, grazie perché crede in me molto più di quanto ci creda io, perché mi ha aiutato a capire in questi anni che ognuno ha la sua strada, fa le sue scelte e ha i suoi tempi per raggiungere ogni traguardo.

BIBLIOGRAFIA

- Lezioni di ingegneria clinica, facoltà di Ingegneria Biomedica con sede a Cesena, Prof. Claudio Lamberti.
- “Danni biologici da radiazioni ionizzanti” , Servizio di Fisica Sanitaria e Radioprotezione, Università degli studi di Cagliari.
- “Il danno da radiazioni: miti e realtà”, Istituto di medicina nucleare, Prof. Galli, Università Cattolica del Sacro Cuore, Roma.
- “First analysis of mortality and occupational radiation exposure based on the National Dose Registry of Canada Am.J.Epidemiol. 148564-74”
- Mettler F.A. Moseley r.d. “Medical effects of ionizing radiations” , Grune & Statton 1985, London.
- Wagner L.K. “Exposure of pregnant patients to diagnostic radiations”, Medical Physics Publishing 1997, Madison.
- Russel J.R. , Stabin M.G. , Sparks R.B. “Radiation absorbed dose to the embryo/foetus”
- “Pregnancy and Medical Radiation” ICRP Publication 84, Pergamon Press, Oxford (2000).
- “Le apparecchiature biomediche e la loro gestione” Claudio Lamberti, Werner Rainer.
- Traduzione della ICRP SG2 “Radiation and your patient : A guide for medical practioners”
- “Calcolo della dose al paziente secondo la procedura ICRP”
www.akisx.com
- “La dose di radiazione in mammografia”
<http://prevenzionemammella.xoom.it>
- “Mammografia analogica e digitale” Aggiornamento e

cultura professionale Maggio 2009 Dr.ssa F.Cinelli

- “I livelli diagnostici di riferimento. Valutazione strumentale dei LDR” Dr.ssa Carla Bianchi, Servizio di Fisica Sanitaria, Ospedale di Circolo
- “MSCT: aspetti dosimetrici” Paola Colombo, S.C. Di Fisica Sanitaria – Azienda Ospedaliera Niguarda Cà Granda – Milano
- “Esami radiologici troppo numerosi: inappropriata e dose al paziente” Dr. Secondo Magri, Direttore U.O di Fisica Sanitaria “Istituti Ospedalieri di Cremona”
- “La tomografia computerizzata a tecnologia Cone Beam nell'imaging radiologico 3D”, Articolo di Implant Tribune 2 settembre 2007
- “La tecnologia Cone Beam nell'imaging radiologico 3D” di Enrico Dante Casalini www.radiologiadentale.it
- “Raccomandazioni per l'impiego corretto delle apparecchiature TC volumetriche Cone Beam (G.U. Serie generale n. 124 del 29 Maggio 2010
- “Test per la verifica della dose” Angela Vaiano, U.O. Fisica Sanitaria Azienda USL 8- Arezzo
- “Grandezze dosimetriche in mammografia” Luca Bernardi, Barbara Lazzari Azienda USL 3 Pistoia - U.O Fisica Sanitaria
- “Radioprotezione in radioterapia”, Corso di aggiornamento “Il ruolo del TSRM in campo oncologico” Foggia Giugno 2010
- “La gestione del rischio radiologico: la radioprotezione dell'operatore sanitario e del paziente. Radiologia interventistica” , Dr.M.Favali Struttura Complessa di Fisica Sanitaria- AUSL Modena
- “Valutazioni dosimetriche per la radiologia interventistica”, R.Padovani, SOC di Fisica Sanitaria, Ospedale S.Maria della Misericordia – Udine

- europa.eu.int/comm/environment/radprot
- “Dose agli organi e dose efficace derivante da esami di tomografia computerizzata: valutazione e confronto tra metodi di calcolo”, Tesi di Laurea di Riccardo Biffi , relatore Prof. Roberto Brambilla Ospedale Maggiore di Milano – IRCCS
- “Principi di funzionamento della Tomografia Computerizzata a Fascio Conico e settori di utilizzo” Tesi di laurea in Ingegneria Clinica, di Letizia Francini, Relatore Prof. Claudio Lamberti
- “La radioesposizione nelle modalità diagnostiche radiologiche” Tesi di laurea in Ingegneria Clinica, di Leslie Ann Gori, Relatore Prof. Claudio Lamberti
- www.sirm.org
- www.galenotech.org
- www.my-personaltrainer.it
- <http://prevenzionemammella.xoom.it>
- <http://ulisse.sissa.it>
- www.galileo2001.it
- www.ispesl.it
- www.sfismed.univr.it
- <http://medicinasalute.com>
- www.ausl.pc.it
- www.awog.it