



UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA

DIPARTIMENTO di MEDICINA - DIMED

CORSO DI LAUREA TRIENNALE IN

“TECNICHE DI RADIOLOGIA MEDICA, PER IMMAGINI E RADIOTERAPIA”

Sede Di Treviso

Presidente: Prof. Roberto Stramare

Tesi di Laurea

Apporto del Tecnico di Radiologia Medica

nella valutazione antropometrica di ossa umane a fini forensi

Relatore: Prof. Cecchetto Giovanni

Laureando: Masato Daniele

Anno Accademico 2022/2023

SOMMARIO

SOMMARIO	3
ABSTRACT	5
PARTE GENERALE	11
1 PRINCIPI TC	13
1.1 PARAMETRI DI SCANSIONE	14
1.1.1 Parametri di acquisizione	14
SFOV	16
Kv	16
1.1.2 Parametri di ricostruzione	18
1.1.3 Parametri di visualizzazione	20
1.2 DESCRITTORI DI QUALITÀ NELL'IMMAGINE TC	22
1.2.1 Risoluzione spaziale	22
1.2.2 SNR	24
1.2.3 Risoluzione di contrasto	25
1.2.4 Artefatti	27
1.3 DOSE NELL'ESAME TC E PMTC	31
2 VIRTOPSIA E RADIOLOGIA POST-MORTEM	33
2.1 Aspetti legali dell'esame autoptico	34
REVISIONE	37
3 MISURAZIONE RADIOLOGICA	39
3.1 PRINCIPALI SEGMENTI OSSEI E RELATIVI PUNTI DI REPERE PROPEDEUTICI ALLA MISURAZIONE	40
3.1.1 Clavicola	40
3.1.2 Femore	41
3.1.3 Cranio	44
3.1.4 Gamba e piede	45
4 PROTOCOLLI E PARAMETRI MODIFICABILI IMAGING AD ALTA QUALITÀ	47
4.1 PREPARAZIONE E POSIZIONAMENTO DEL CORPO	47
4.2 OTTIMIZZAZIONE DEI PARAMETRI INFLUENTI SULLA QUALITÀ DELL'IMMAGINE	49
4.2.1 Parametri di acquisizione e ricostruzione	50
4.2.2 Parametri di visualizzazione	53
5 FIGURE PROFESSIONALI COINVOLTE NELLA VALUTAZIONE ANTROPOMETRICA	55
RISULTATI	57
DISCUSSIONE	59
CONCLUSIONI	61
BIBLIOGRAFIA	63

ABSTRACT

Introduzione

L'Antropologia forense è da sempre uno strumento principe per l'analisi e l'investigazione post-mortem di resti scheletrici, strumento applicato nell'ambito dell'identificazione, misurazione ed esame del corpo al fine di stabilire le componenti primarie dell'identità biologica: sesso biologico, età, statura, gruppo etnico. Tali caratteristiche necessitano di essere individuate anche nel momento in cui il cadavere della persona si presenta, in alcuni casi, non integro o in avanzato stato di decomposizione, piuttosto che carbonizzato. I tradizionali metodi applicati dall'Antropologia forense (autopsia, studi antropometrici, identificazione) spesso non risultano del tutto sufficienti a tale scopo e utilizzano un tempo eccessivo inerente sia l'analisi stessa sia l'iter preparatorio dell'eviscerazione delle ossa, iter funzionale allo studio post-mortem e a tutte quelle procedure utili alla conservazione del corpo. Tali pratiche necessitano di specialisti con una specifica preparazione nell'ambito dell'Antropologia Forense.

Negli ultimi anni, grazie ad importanti innovazioni tecnologiche in ambito medico, l'analisi antropologica ha trovato possibili soluzioni alle criticità emerse: una nuova frontiera si è aperta con l'applicazione delle apparecchiature radiologiche in ambito forense. L'incontro tra Radiologia e Antropologia Forense ha dato vita all'Antropologia Virtuale che, con i vantaggi della conoscenza derivata da siffatte branche di studio e di ricerca, ha permesso di sviluppare nuove procedure adatte allo studio post-mortem, di cui un esempio è costituito dall'autopsia virtuale.

Nel corso dell'ultimo ventennio l'applicazione sempre più diffusa della radiologia in ambito forense, come attestano i numerosi studi di ricerca citati in bibliografia, ha condotto a significativi cambiamenti arrivando ad applicare ed utilizzare sempre più branche della radiologia stessa in tale ambito, non limitandosi alla tradizionale indagine radiologica bidimensionale (radiografia) o alla fluoroscopia, bensì esplorando le varie possibilità della stessa attraverso l'introduzione, nelle analisi antropologiche, di indagini tomografiche tradizionali (TC) e multistrato (MDCT). Ad ogni modo, anche l'interazione tra Radiologia e Antropologia Forense ha portato non poche problematiche sia per quanto riguarda le ricadute in ambito etico-morale, importante tema dell'indagine radiologica, sia per quanto riguarda l'affidabilità delle pratiche virtuali rispetto a quelle cosiddette tradizionali.

Il tema inerente all'affidabilità delle pratiche virtuali è ciò che si intende focalizzare con questo elaborato volendo analizzare in modo specifico la valutazione antropometrica di ossa e l'apporto pratico delle figure professionali coinvolte, in particolare quella del tecnico di radiologia medica nel suo contributo a scegliere il protocollo ed i parametri adatti allo studio e, successivamente, alla misurazione virtuale tramite appositi software.

Materiali e Metodi

Lo scopo dell'elaborato è quello di condurre una revisione della letteratura scientifica con l'obiettivo di indagare i parametri coinvolti e modificabili nelle indagini PMCT (Post-mortem TC) e quindi i protocolli utilizzati nei diversi studi, con inoltre il fine di definire il grado di coinvolgimento del Tecnico di Radiologia Medica nell'esecuzione delle acquisizioni stesse e di come mediante lo studio e l'analisi dei singoli parametri il tecnico stesso sia fondamentale nell'ottenimento di immagini con qualità elevata sia dal punto di vista della risoluzione spaziale che di contrasto.

La ricerca del materiale di studio e di stesura dell'elaborato è stata effettuata mediante la consultazione dell'archivio dati PubMed, dal quale gli articoli sono stati estratti mediante un determinato metodo di ricerca e scrematura.

Inizialmente il database è stato consultato con l'ausilio di determinate parole chiave libere e MeSH come:

- Post-mortem CT
- Virtopsy
- Forensic radiology
- Anthropological measurement
- multidetector computed tomography
- Slice thickness
- CT parameters

sia appunto singolarmente che con varie combinazioni delle stesse.

Dalle ricerche sono stati individuati circa 400 articoli. Lo step successivo consiste nella rimozione di eventuali duplicati e di un primo screening effettuato in base alla lettura del solo titolo ed applicando i criteri di inclusione primari:

- indagini eseguite nell'ambito della radiologia forense e antropologia, in particolare indagini post-mortem

-studi condotti mediante l'utilizzo della metodica MDCT

Tramite tali criteri si è così arrivati ad un totale di 90 articoli.

Gli articoli sono stati dunque sottoposti ad un ulteriore scrematura effettuata in seguito alla lettura dell'abstract, applicando in questo caso nella selezione non solo i precedenti criteri ma introducendo anche i criteri di inclusione secondari:

-studi che abbiano condotto un'analisi dei vari parametri di scansione per l'ottenimento di un dataset grezzo di immagini ad elevata qualità

-studi che hanno condotto un'analisi per acquisire dati il più possibile funzionali all'applicazione di algoritmi di riformattazione come VR technique, MPR, MIP e SSD

-studi di misurazione antropometrica di ossa umane mediante l'uso di scansioni TC

Pertanto, i criteri di inclusione possono essere suddivisi in:

-Ambito → radiologia forense e antropologica con indagini post-mortem

-Metodica → Scanner TC multistrato e relativi parametri di scansione e algoritmi di riformattazione

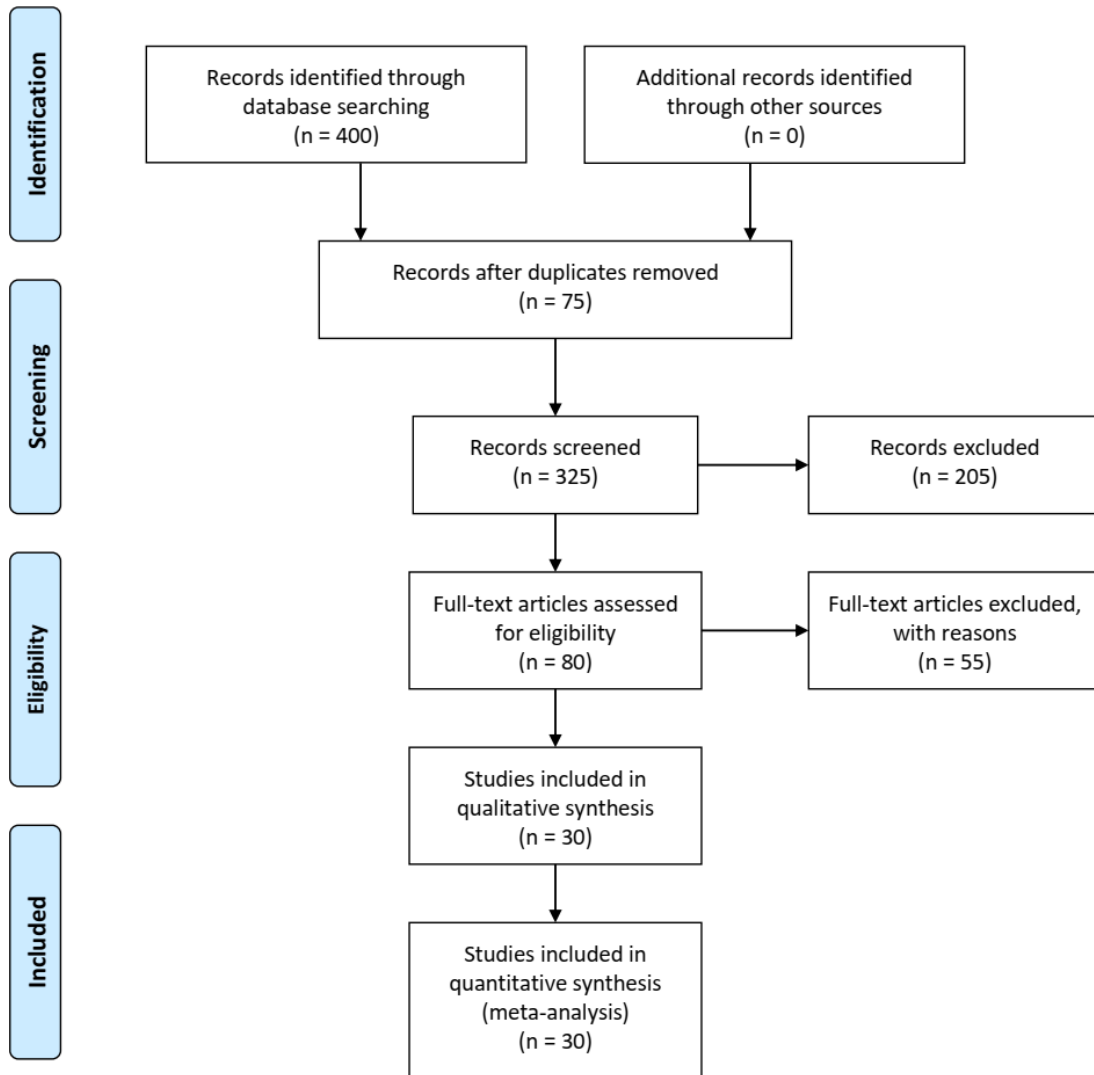
Da quest'ultima selezione si è arrivati ad un totale di 35 articoli dei quali non sono stati presi in considerazione quelli di cui non era disponibile la versione full-text che in totale erano 5.

Dunque, gli studi inclusi nella sintesi qualitativa sono stati infine 30 il cui elenco con i relativi contenuti e criteri di inclusione sono riportati nella tavola di estrazione dati presente negli allegati.

Di seguito verrà riportato il diagramma di flusso relativo agli step seguiti nella ricerca, valutazione e inclusione dei vari articoli.



PRISMA 2009 Flow Diagram



From: Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG, The PRISMA Group (2009). Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses: The PRISMA Statement. PLoS Med 6(6): e1000097. doi:10.1371/journal.pmed1000097

For more information, visit www.prisma-statement.org.

Scopo

L'obiettivo posto da questo elaborato è quello di effettuare un'analisi delle varie procedure d'indagine PTC, analizzando i protocolli utilizzati dai vari studi ponendo particolare attenzione agli aspetti direttamente collegati all'attività del TSRM.

In secondo luogo, il fine consiste nell'analizzare le variabili tecniche delle singole scansioni TC (parametri di acquisizione, ricostruzione e riformattazione) e i fattori incidenti sulla qualità delle immagini, con l'intento di fornire alle figure professionali coinvolte ed in particolare a quella del tecnico di radiologia medica, un protocollo ottimizzato per l'acquisizione di immagini con qualità ottimale e funzionale alla misurazione virtuale delle strutture ossee in esame. Infatti, ottenere immagini TC con alta risoluzione spaziale e che consentono un chiaro riconoscimento dei punti di repere prestabiliti per la misurazione stessa, permette di ridurre al minimo gli errori intra e inter-operatore, associati appunto all'individuazione dei punti di repere, alle competenze e preparazione degli operatori coinvolti, oltre che alla qualità delle stesse immagini.

Risultati

Sono stati presi in considerazione 30 articoli estrapolati dalla letteratura scientifica a disposizione, di tali studi sono stati presi in considerazione l'analisi qualitativa delle immagini PMTC correlata alla risoluzione spaziale, risoluzione di contrasto e rumore; dalla revisione è emerso come la maggior parte dei parametri descritti abbia un ruolo non trascurabile nel produrre immagini con elevata qualità, fondamentale per la realizzazione di riformattazioni utili alla valutazione antropometrica virtuale.

È stato inoltre preso in esame il coinvolgimento del tecnico di radiologia medica, figura professionale che stata tuttavia citata in uno solo degli articoli analizzati

Conclusioni

La produzione di immagini PMTC con elevata qualità si è visto essere fondamentale per la realizzazione nel post-processing di valutazioni antropometriche accurate, precise e ripetibili. Ciò è reso possibile grazie ad un processo decisionale e valutativo dei vari parametri coinvolti direttamente del determinare un miglioramento delle caratteristiche qualitative dell'immagine TC come ad esempio, risoluzione spaziale, risoluzione di contrasto e rumore. La figura del TSRM, nonostante venga citata poca della letteratura revisionata, svolge un ruolo

fondamentale interfacciandosi direttamente con la metodica TC ed essendone diretto responsabile dal punto di vista tecnico, nonché esecutore. Inoltre, lo sviluppo di determinate competenze tecnologiche trasversali lo rende un professionista completo capace di fornire un apporto, come citato, nelle valutazioni antropometriche virtuali eseguite su riformattazioni 3D, MPR o CPR di immagini PMTC.

| PARTE GENERALE

1 PRINCIPI TC

La Tomografia Computerizzata (TC) è una tecnica diagnostica di imaging radiologico che mediante l'utilizzo di un fascio di radiazioni ionizzanti (raggi x) unito a rotazioni di 360° del fascio stesso attorno al paziente, consente di ottenere immagini bidimensionali corrispondenti alle sottili sezioni anatomiche, visualizzando in base alla loro densità i diversi organi e tessuti. Dalla sua prima introduzione avvenuta nel 1972 e grazie alle numerose innovazioni tecnologiche, l'indagine TC ha subito numerose variazioni, a partire dal nome stesso che passò da Tomografia Assiale Computerizzata (TAC) a Tomografia Computerizzata (TC), dovuto al fatto che inizialmente i primi macchinari offrivano la possibilità di ottenere solo immagini orientate sul piano assiale, tuttavia con l'avvenire di nuove tecnologie e con la nascita di algoritmi di riformattazione (Multi-Planar Reformation e Curved-Planar Reformation) è possibile orientare le immagini ottenute su qualsiasi piano dello spazio. Lo step successivo è invece stato introdotto con la possibilità di visualizzare le strutture anatomiche anche tridimensionalmente, enfatizzandone i dettagli anatomici, questo mediante specifici algoritmi di riformattazione (Volume Rendering VR e Maximum Intensity Projection MiP) applicati al dataset di immagini acquisite.

L'immagine TC viene prodotta grazie ad una sistematica registrazione di dati provenienti dall'interazione del fascio di radiazioni con il paziente. Ad ogni rotazione del tubo radiogeno attorno al paziente una matrice di detettori, che ruota solidale con il tubo radiogeno, effettua una misurazione della radiazione che ha interagito con il corpo del paziente e proveniente da molteplici proiezioni (angoli di visualizzazione) permettendo così di realizzare una mappa di attenuazione (reference: attenuazione → riduzione di energia che il fascio di raggi X subisce nell'attraversare un organo; dipende dal numero atomico degli elementi che compongono il tessuto, dalla densità dei tessuti, dall'energia della radiazione e dal numero di elettroni per unità di massa (densità elettronica) del materiale attraversato) dei diversi tessuti, mappa utilizzata in seguito per ricostruire un'immagine digitale, in cui ogni pixel rappresenta il valore di attenuazione media di ciascun elemento presente nel voxel. Lo step successivo è quello dell'elaborazione della mappa di attenuazione, viene applicato il metodo di retroproiezione filtrata (Filtered Backprojection, FBP): ogni valore della mappa viene inizialmente convertito in grandezza numerica e successivamente tradotto nella tonalità di grigio corrispondente, quest'ultimo valore prende il nome di Unità Hounsfield (UH) o numero TC, questo processo permette di enfatizzare come siano le differenze tra i coefficienti di attenuazione lineare tra i

diversi tessuti a determinare il contrasto visivo nell'immagine finale. I numeri TC inoltre vengono calcolati prendendo come riferimento il valore di attenuazione dell'acqua, alla quale viene dato valore 0, pertanto tessuti con densità maggiore avranno UH positive, mentre tessuti con densità inferiore avranno UH negative. Nelle moderne TC le UH hanno una scala che varia da -1024 a +3071 (complessivamente 4096 differenti valori), tuttavia una così ampia scala di valori non è riproducibile sui moderni dispositivi di visualizzazione che consentono di differenziare un limitato numero di livelli di grigio, oltre al fatto che l'occhio umano è in grado di differenziare solamente un relativo numero di livelli di grigio, pertanto rappresentando tutta la scala le minime differenze di densità sarebbero pressoché impercettibili all'operatore. Si è preferito perciò rappresentare con livelli di grigio solo un certo intervallo di numeri TC, intervallo definito come finestra di visualizzazione, la quale presenta due parametri modificabili in base alla regione e alle strutture esaminate: ampiezza (Window Width, WW) che rappresenta il numero di coefficienti densitometrici visualizzabili, livello (Window Level, WL) identificato invece come valore densitometrico che corrisponde al centro della finestra. (Faggioni.L, Paolicchi.F, & Neri.E, 2010) (Romans.E.L, 2019)

1.1 Parametri di scansione

Nella produzione delle immagini TC lo scopo ultimo del TSRM è di ottimizzare la qualità delle immagini minimizzando la dose assorbita dal paziente, arrivando perciò ad un giusto equilibrio tra qualità dell'immagine in base al quesito diagnostico e dose radiante. Il raggiungimento di tale obiettivo lo si può ottenere andando ad agire e modulando i parametri di acquisizione, ricostruzione e visualizzazione.

1.1.1 Parametri di acquisizione

Scanogramma

Il primo step nell'acquisizione dell'immagine TC è l'esecuzione dello scanogramma (scout view), una scansione che produce un'immagine bidimensionale simile ad una radiografia tradizionale. La posizione del complesso tubo-detettori durante tutta l'esecuzione dello scanogramma rimane invariata mentre il lettino porta-paziente scorre attraverso il gantry, solitamente il tubo viene posizionato a 0° (vista antero-posteriore) o a 180° (vista postero-anteriore). Generalmente nella proiezione antero-posteriore/postero-anteriore vengono definiti dal TSRM lo spessore di strato e il DFOV, cioè rispettivamente lo spessore delle sezioni e l'estensione del volume da acquisire; sulla vista latero-laterale invece oltre alla modifica del

DFOV, può essere impostata l'eventuale inclinazione del gantry (tilt), configurazione utile negli studi vertebrali e cerebrale. Entrambe le proiezioni sono fondamentali nel calcolo della modulazione della dose durante l'acquisizione, questo grazie alla stima dello spessore del paziente effettuato sempre tramite le due proiezioni che consente di modificare opportunamente il valore dei mAs (corrente anodica) durante la scansione.

-Modalità di scansione

Le immagini vengono acquisite, in base al distretto anatomico in esame e al tipo di protocollo scelto, con diverse modalità.

La prima ed inizialmente la più utilizzata è la tecnica sequenziale, modalità in cui l'acquisizione delle informazioni e lo spostamento del lettino si susseguono in modo asincrono. Al termine della scansione di uno strato il lettino avanza in una determinata posizione, lontana dalla precedente di una lunghezza pari allo spessore di fetta acquisita; procedimento che si ripete tante volte quanti sono gli strati del volume da acquisire. La posizione del lettino durante tutta la scansione è stabilita in base alla configurazione dei detettori e all'intervallo di ricostruzione.

La modalità volumetrica consiste in un movimento elicoidale e solidale tra tubo radiogeno e lettino porta-paziente. Il principale vantaggio che deriva dall'utilizzo di questa modalità è la maggior velocità di scansione; tuttavia, la simultaneità dei movimenti delle diverse strutture fa sì che il numero di viste per ogni strato acquisito sia inferiore, motivo per cui è necessario "interpolare" i dati mancanti. Nei macchinari moderni grazie alle nuove configurazioni dei detettori è possibile acquisire un dataset volumetrico più ampio con una singola rotazione del tubo radiogeno.

La modalità quick scan, eseguibile sia con acquisizioni sequenziali che elicoidali a bassa dose, permette di ottenere immagini che seppur scarsamente diagnostiche sono caratterizzate tuttavia da un'alta definizione anatomica. Questa tecnica per le sue peculiarità può infatti sostituirsi allo scout per definire al meglio le regioni anatomiche che verranno successivamente acquisite.

Infine, la tecnica dinamica o cine, consiste in multiple rotazioni complete del tubo radiogeno attorno al medesimo volume, il lettino pertanto resta immobile; in questo modo è possibile visualizzare con diverse tempistiche la stessa regione anatomica. Questo tipo di acquisizione viene utilizzata in modo particolare prima di eseguire studi contrastografici, per realizzare il bolus test o bolus tracking, studi di perfusione o fluoroscopia (procedure biottiche TC-guidate).

SFOV

Lo SFOV rappresenta la porzione circolare di spazio sul piano xy che determina il diametro massimo della circonferenza sottoposta alla scansione. Questa regione di spazio non ricostruibile è fortemente influente sulla qualità delle immagini, lo SFOV infatti deve sempre comprendere l'intera circonferenza del paziente, a prescindere dalle dimensioni della regione anatomica da acquisire. Alcuni artefatti come ad esempio l'out-of-field artifact si verificano quando strutture o oggetti si trovano al di fuori dello SFOV, determinando una parziale attenuazione del fascio radiante e conseguentemente causando errori durante la fase di ricostruzione delle immagini. Questa tipologia di artefatti è strettamente influenzata dalle accortezze e procedure di posizionamento adottate dal tecnico esecutore, l'artefatto è infatti risolvibile posizionando il paziente all'isocentro del gantry; tale accorgimento assume particolare importanza negli scanner che utilizzano le tecniche di modulazione della dose, in quanto il posizionamento al centro del gantry consente di diminuire la dose erogata migliorando di conseguenza la qualità delle immagini.

Tempo rotazione tubo

Con tempo di rotazione si intende la quantità di tempo impiegata dal complesso tubo-detettori per compiere un'intera rotazione intorno al paziente. L'aumentare o il diminuire di tale tempo si ripercuote non solo sulle tempistiche totali di acquisizione, ma permette di agire a scopo risolutivo anche su eventuali artefatti da movimento, in particolare aumentandolo. I moderni scanner utilizzano tempi di rotazione molto bassi, che sottopongono però i componenti del gantry a forti accelerazioni centrifughe, che costituiscono un limite meccanico attualmente non risolvibile. Una parziale soluzione è tuttavia stata introdotta inserendo all'interno del gantry un secondo complesso tubo-detettori, riducendo pertanto ancor di più i tempi di acquisizione.

Kv

La differenza di potenziale (Kv) tra anodo e catodo del tubo radiogeno ha effetti diretti sulla qualità delle immagini prodotte, a causa della sua diretta proporzionalità con il SNR. I Kv determinano la qualità del fascio radiante in uscita dal tubo, solitamente si parla di un fascio con un ampio spettro energetico, è cioè eterogeneo, vengono perciò applicati dei filtri tra paziente e tubo che permettono di eliminare i fotoni a più bassa energia, che non parteciperebbero alla formazione dell'immagine ma solo ad aumentare la dose radiante, in questo modo l'energia media del fascio aumenta, tale procedimento prende il nome di

“indurimento del fascio” (beam hardening). Solitamente nei protocolli odierni i valori di Kv scelti variano in base a peso e dimensioni del paziente: maggiore è il diametro del paziente più alto è il voltaggio necessario per garantire un fascio penetrante. Per pazienti adulti il voltaggio utilizzato è tra 100 e 140 Kv, il più utilizzato è 120Kv, mentre nei casi di piccole dimensioni e/o pediatriche i valori sono tra 80 e 100 Kv.

mA

La corrente del tubo radiogeno espressa in milliamperere (mA) definisce la quantità di fotoni che compongono il fascio; tale parametro ha una correlazione di proporzionalità inversa con il SNR, cioè all'aumentare del milliamperaggio si riduce il rumore e conseguentemente si ha un incremento della risoluzione di contrasto delle immagini, e viceversa. Nei nuovi scanner viene espresso come prodotto tra mA e tempo di rotazione del complesso tubo-detettori (mAs) o ancora come rapporto il valore di mAs e pitch, in questo caso parliamo di mAs effettivi.

Collimazione

La collimazione del fascio radiante viene convenzionalmente misurata all'isocentro del gantry lungo l'asse z, asse di movimento del lettino porta-paziente, e corrisponde esattamente al prodotto del numero di canali DAS e il relativo spessore di ciascuno. Tuttavia, l'ampiezza effettiva del fascio è leggermente maggiore, ciò è dovuto al fatto che la periferia del fascio è caratterizzata da una qualità inferiore perché costituita dalla penombra, fenomeno dovuto ai collimatori posti tra paziente e tubo e dalla dimensione non nulla della macchia focale, ciò comporta di fatto un aumento della dose corrispondente alle dimensioni della penombra stessa. Per tale motivo la collimazione va scelta facendo sì che la penombra cada esternamente alla prima e all'ultima fila di detettori utilizzati nella scansione. Negli attuali scanner TCMS (tc-multistrato) che utilizzano numerose file di detettori (128 e oltre) l'aumento di dose dovuto alla penombra è irrisorio e compensato dagli strumenti di attenuazione della dose.

Pitch

Il pitch è un parametro introdotto con le nuove modalità di acquisizione elicoidale o volumetrica e che svolge un ruolo importante nel determinare la dose assorbita dal paziente, la qualità dell'immagine e la velocità di acquisizione. Il pitch, infatti, a parità di tutti gli altri parametri, ha un rapporto di proporzionalità inversa con qualità e dose, mentre di proporzionalità diretta con il tempo di acquisizione.

Nell'assegnazione del valore al pitch è possibile notare che, se il pitch ha valore uno il numero medio di viste acquisite equivale a quello ottenuto con una scansione in modalità sequenziale. Per valori di pitch minori di uno il numero di proiezioni invece è maggiore rispetto alla precedente situazione, con conseguente però incremento della dose erogata e miglioramento della qualità delle immagini, questo dovuto ad una maggior densità di campionamento. Infine, per valori di pitch superiori ad uno il numero di viste risulta inferiore rispetto ai precedenti casi determinando una diminuzione nella qualità dell'imaging, ma un risparmio di dose.

Il valore del pitch può essere sia variabile che dinamico, può cioè essere fissato per l'intera durata della scansione oppure è possibile utilizzare una modulazione automatica in funzione di determinati parametri come il battito cardiaco e l'anatomia stessa del paziente; nel caso del pitch variabile o dinamico si ha un netto miglioramento della qualità delle immagini e della dose assorbita.

1.1.2 Parametri di ricostruzione

Con parametri di ricostruzione intendiamo l'insieme di quei criteri che agiscono direttamente sulle modalità con cui i dati grezzi vengono elaborati per generare l'immagine. Nei macchinari moderni tali parametri vengono impostati e stabiliti in contemporanea con quelli di acquisizione; tuttavia, essendo che i dati grezzi permangono nell'archivio del macchinario, è possibile in un secondo momento utilizzarli applicando diversi parametri di ricostruzione in modo retrospettivo per ottenere ricostruzioni alternative dello stesso dataset di immagini.

Spessore di strato

Lo spessore di strato identifica la dimensione delle sezioni (slice) in seguito alla ricostruzione. Influenza direttamente sia Risoluzione Spaziale che Risoluzione di Contrasto ed in particolare un suo aumento comporta un variazione direttamente proporzionale del contrasto ed inversamente proporzionale della risoluzione spaziale longitudinale.

I moderni scanner multistrato offrono la possibilità di cambiare lo spessore di strato nelle fasi di ricostruzione dei dati; tuttavia, la possibilità di ricostruzione retrospettiva non è sempre ammessa, ciò dipende da alcuni parametri di fabbrica del macchinario stesso. Lo spessore di strato più sottile è determinato dalle dimensioni dei detettori, i quali possono essere combinati tra loro per acquisire immagini con spessore maggiori, ad esempio in un sistema con spessore minimo di 0,5 mm può appaiare a due a due i detettori acquisendo così immagini con spessore di 1 mm. Nella fase di ricostruzione non sempre è consentito ottenere dal

dataset di immagini acquisite con spessore di 1 mm, un'ulteriore data set con spessore più sottile questo perché i parametri di acquisizione, come voltaggio e milliamperaggio, sono preimpostati e scelti secondo specifici parametri, potrebbero perciò non essere adeguati a spessori inferiori perdendo così la qualità delle immagini. È fondamentale ricordare la differenza però tra spessore di strato effettivo, che è un parametro di acquisizione, e lo spessore di strato delle immagini, che invece è un parametro di ricostruzione; per mantenere la qualità delle immagini ottimale anche nei dataset ricostruiti lo spessore di strato delle immagini dovrebbe essere sempre maggiore dello spessore di strato effettivo, pertanto l'ideale sarebbe eseguire scansioni sempre con lo spessore di strato più sottile possibile, cosa non sempre realizzabile per la quantità di dose erogata e i tempi di acquisizione impiegati.

DFOV

Il DFOV rappresenta la porzione circolare di spazio sul piano xy presa in considerazione dall'algoritmo di ricostruzione. È una parte di spazio compresa nello SFOV, pertanto, avrà diametro inferiore o uguale allo stesso. Le dimensioni del DFOV agiscono direttamente su quelle del pixel; infatti, riducendo il diametro il pixel risulta più piccolo, con conseguente aumento della risoluzione spaziale delle immagini assiali; tuttavia, la riduzione del pixel comporta una perdita del SNR e pertanto una perdita anche della risoluzione di contrasto. Per questi motivi il DFOV viene solitamente scelto in modo da contenere la regione anatomica in esame. Infine, il rapporto tra DFOV e SFOV utilizzati, definisce il fattore di ingrandimento (zoom).

Algoritmo di ricostruzione

Gli algoritmi di ricostruzione si differenziano in base alle caratteristiche che determinano sulle immagini, in particolare gli aspetti della risoluzione di contrasto e spaziale, parametri tuttavia in opposizione tra loro, questo perché la retroproiezione filtrata codifica le informazioni relative alla risoluzione di contrasto mediante le basse frequenze spaziali, mentre la risoluzione spaziale tramite le alte frequenze. Pertanto, gli algoritmi di ricostruzione si dividono in:

-smoothing, incrementano la risoluzione di contrasto.

-edge enhancement, incrementano la risoluzione spaziale.

La scelta dell'algoritmo da utilizzare dipende dal distretto in esame e da quale tipo di visualizzazione si adatta alle strutture studiate.

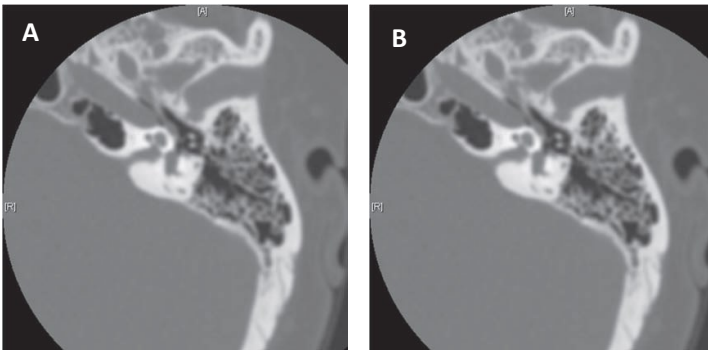


Figura 1 Rappresentazione di immagine ricostruita con filtro standard (A) e immagine ricostruita con filtro edge enhancement (B), si nota l'incremento della risoluzione spaziale (Romans.E.L, 2019)

Intervallo di ricostruzione

Lo spacing o intervallo di ricostruzione viene definito come la distanza lungo l'asse z tra il centro di slices consecutive.

Lo spazio tra due immagini invece è rappresentato dalla differenza tra l'intervallo di ricostruzione e lo spessore di strato. Il valore di tale spazio può essere:

- minori di zero, caso le immagini si sovrappongono parzialmente tra loro (overlapping);
- uguale a zero, in questa situazione lo spacing è uguale allo spessore di strato e le immagini sono contigue tra loro;
- maggiore di zero, le immagini sono distanziate tra loro di un valore equivalente alla differenza tra spacing e spessore di strato.

L'overlapping delle immagini spesso viene utilizzato per ridurre l'effetto di volume parziale, anche se per contro aumenta notevolmente il numero di immagini, incrementando lo spazio necessario per l'archiviazione e il tempo di refertazione. Un altro caso in cui l'overlapping viene utilizzato è quando si applicano algoritmi di riformattazione 3D o volume rendering, in quanto una sovrapposizione del 30-50% permette di ottenere migliori ricostruzioni.

È importante però ricordare che mentre nella modalità sequenziale lo spacing è sia un parametro di acquisizione, in quanto agisce direttamente sull'avanzamento del lettino e perciò su dose e tempo di acquisizione, che di ricostruzione, nella modalità volumetrica rappresenta invece solo un parametro di ricostruzione non ha perciò effetti su dose o tempo di acquisizione.

1.1.3 Parametri di visualizzazione

La fase finale è rappresentata dalla visualizzazione delle immagini tramite un monitor, mediante determinare impostazioni è possibile stabilire come l'immagine viene visualizzata, in particolare è possibile agire su ampiezza di finestra di visualizzazione e livelli di

visualizzazione. Come precedentemente descritto nella formazione dell'immagine viene assegnato un valore Hounsfield ad ogni livello di densità campionata, in una situazione ideale nell'immagine verrebbero rappresentati tanti livelli di grigio quante sono le HU: Tuttavia nonostante le unità Hounsfield siano più di 2000, il monitor è in grado di rappresentarne solamente 256 e ancor meno l'occhio umano che è ancor più limitato riuscendo a differenziarne circa 40. Per questo motivo nei sistemi le HU vengono raggruppate a gruppi e assegnate a determinati livelli di grigio, la quantità di gruppi di Hu è determinata dall'ampiezza della finestra.

Definiamo perciò l'ampiezza di finestra come la quantità di unità Hounsfield rappresentate in un'immagine in cui +1000 HU rappresenta tessuti altamente densi come l'osso, 0 l'acqua e -1000HU l'aria, valori al di fuori della finestra vengono visualizzati come bianchi se più alti del valore massimo o neri se più bassi del valore minimo.

Il livello della finestra invece determina il valore TC centrale nella finestra stessa, stabilendo di fatto quali unità Hounsfield vengono visualizzate nell'immagine.

La scelta dell'ampiezza e del centro della finestra vanno fatte tenendo in considerazione le strutture analizzate e le loro densità; infatti, entrambi i parametri permettono di agire direttamente sul contrasto dell'immagine. Nella visualizzazione del parenchima polmonare ad esempio si utilizza una finestra molto ampia nei casi in cui i tessuti nella stessa immagine hanno densità molto diverse tra loro, si avrà perciò che finestre ampie contengono una maggior diversità anatomica, tralasciando tuttavia sottili differenze di densità; al contrario in regioni in cui i tessuti hanno densità molto simili tra loro, come il parenchima cerebrale, si utilizza una finestra più stretta, in questo modo a tessuti con una piccola differenza di densità verranno assegnati valori di grigi diversi in modo da poterli distinguere visivamente.

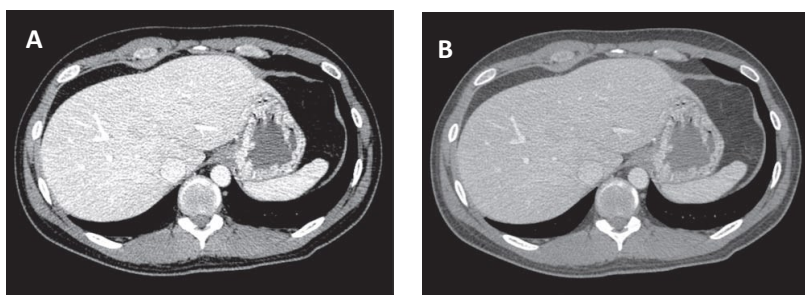


Figura 2 La prima immagine (A) rappresentante un tratto addominale superiore viene visualizzata con una parametri di visualizzazione standard, la stessa immagine (B) è poi stata visualizzata con impostazioni di finestra adeguate allo studio di tessuti molli addominali (Romans.E.L, 2019)

(Faggioni.L, Paolicchi.F, & Neri.E, 2010) (Romans.E.L, 2019)

1.2 Descrittori di Qualità nell'immagine Tc

La qualità di un'immagine nell'ambito radiologico è spesso un fattore estremamente soggettivo in quanto strettamente relazionato al quesito clinico d'indagine.

In generale possiamo definire la qualità di un'immagine TC come la capacità della stessa di rappresentare fedelmente e dettagliatamente l'oggetto indagato, in questo caso le strutture anatomiche d'interesse; pertanto, quanto più l'immagine prodotta è in grado di rispondere alla domanda posta dal quesito clinico, tanto più potremmo definirla dotata di alta qualità.

Per quanto sia un fattore soggettivo, la qualità di un'immagine è tuttavia descritta e influenzata da determinate caratteristiche: risoluzione spaziale, rapporto segnale-rumore (SNR), risoluzione di contrasto e artefatti presenti.

1.2.1 Risoluzione spaziale

La risoluzione spaziale è la capacità di un sistema di rappresentare come forme distinte piccoli oggetti molto vicini tra loro.

Nell'immagine TC può essere distinta in in-plane o trasversale, lungo l'asse xy, e trasversale, lungo l'asse z.

La risoluzione in-plane fa riferimento a punti che appartengono alla medesima sezione di acquisizione, dipende direttamente dalle dimensioni del voxel sul piano xy ed in particolare all'aumentare delle dimensioni di quest'ultimo, diminuisce la risoluzione trasversale. La risoluzione trasversale viene espressa quantitativamente Modulation Transfer Function (MTF), cioè il metodo più comunemente utilizzato per rappresentare graficamente le capacità di un sistema di trasmettere informazioni all'osservatore. La MTF è vincolata alla frequenza spaziale cioè l'abilità di un sistema di rappresentare accuratamente un oggetto in relazione alle sue dimensioni, in particolare ad oggetti di piccole dimensioni corrispondono alte frequenze spaziali, mentre ad oggetti di grandi dimensioni corrispondono basse frequenze spaziali.

La risoluzione longitudinale invece riflette le dimensioni del voxel lungo l'asse z, che a loro volta dipendono da caratteristiche intrinseche dello scanner TC e dal protocollo di acquisizione impiegato (collimazione di detettore, pitch, schema di interpolazione dei dati spirali). Anch'essa è strettamente legata e influenzata dalle dimensioni del voxel ed in particolare aumenta al ridursi della dimensione del voxel lungo l'asse longitudinale, a fronte di un peggioramento del rapporto segnale-rumore.

La risoluzione spaziale longitudinale viene espressa in termini quantitativi dalla funzione *Slice Sensitivity Profile* (SSP). Funzione valutabile con particolari fantocci, che descrive la variazione del contrasto dell'immagine nella direzione longitudinale all'interno di un singolo strato: all'aumentare della distanza dal centro del detettore lungo la direzione z, il contrasto diminuisce. Tra le cause di questo fenomeno vi sono: – la dimensione finita della macchia focale

- la penombra del collimatore
- il metodo di ricostruzione delle immagini

Numerosi sono i parametri in grado di alterare positivamente o negativamente la risoluzione spaziale.

Dimensioni della matrice, DFOV e dimensioni del pixel

Sono fattori strettamente correlati tra loro dalla funzione $\rightarrow \text{Pixel} = \text{DFOV}/\text{Matrice}$

Innanzitutto, definiamo il pixel come unità elementare della matrice, le dimensioni della quale variano in base alla quantità di pixel, essendo tuttavia che in un sistema TC la matrice viene mantenuta costante e quadrata, risulta che maggiore sarà il numero di pixel minori saranno le dimensioni dello stesso. IL DFOV invece definisce quanti dati grezzi analizzare e utilizzare per ricostruire l'immagine TC; incrementando le dimensioni del DFOV aumentano anche le dimensioni del pixel, sempre secondo l'equazione che li pone in correlazione tra loro, che conterrà di conseguenza maggiori dati provenienti dal paziente. Tuttavia, essendo che alle informazioni contenute nel singolo pixel viene assegnato una unità Hounsfield equivalente alla media di tutte le informazioni presenti nel medesimo pixel, pertanto se in un singolo pixel sono contenute per informazioni provenienti da strutture con densità molto diverse tra loro verrà effettuata una media tra le due, producendo però un'immagine meno accurata. Quando le dimensioni del pixel sono piccole è molto più difficile che tale fenomeno si presenti, perché appunto ad ogni densità verrà assegnata una specifica HU rispecchiando le diverse densità anatomiche, rendendo l'immagine finale molto più accurata e quindi con una miglior qualità.

Spessore di strato

Nelle TCMS dipende dall'ampiezza dei detettori lungo l'asse z. A spessori di strato maggiori corrisponde una risoluzione spaziale longitudinale minore, che si manifesterà come aumento dell'effetto di volume parziale e minor nitidezza dei contorni delle strutture.

Dimensioni della macchia focale

Il suo effetto sulla qualità e sulla risoluzione è minimo, all'aumentare della macchia focale si genera una geometria d'immagine in cui i contorni delle strutture sono poco definiti, hanno cioè una minor risoluzione. I moderni scanner sono dotati di due macchie focali utilizzabili in momenti diversi in base ai protocolli utilizzati, ed in particolare la macchia focale più piccola viene utilizzata per ottenere una risoluzione spaziale elevata mentre la macchia focale più grande viene utilizzata per enfatizzare la risoluzione di contrasto.

Pitch

Fattore che può influenzare la risoluzione spaziale, in generale all'aumentare del pitch diminuisce la risoluzione. Questo perché a pitch alti corrisponde una minor frequenza di campionamento, che si traduce in una minor precisione del processo di interpolazione lungo un determinato intervallo lungo l'asse z.

Algoritmo di ricostruzione

L'algoritmo di ricostruzione ha una marcata influenza sulla risoluzione in-plane: ai dati grezzi possono essere applicati dei filtri di convoluzione, cioè funzioni matematiche che combinate con operazioni di convoluzione alla distribuzione dei dati grezzi, capaci di esaltare o le alte frequenze (algoritmi *edge enhancement*) o le basse frequenze (algoritmi *smoothing*).

Movimento del paziente

Il movimento del paziente porta ad una sovrapposizione delle strutture in movimento durante la scansione con conseguente effetto blurring.

1.2.2 SNR

Il rapporto segnale rumore (SNR *Signal-to-Noise Ratio*) è indicatore della relazione tra quantità di informazione contenuta nell'immagine fisica e rumore intrinseco della stessa. Dal punto di vista visivo il rumore nell'immagine viene visto come i "grani" visibili; perciò, quanto più l'immagine appare granulomatosa quanto più il rumore è elevato. nelle immagini TC il rumore viene suddiviso in tre tipologie: elettronico (definito dalle componenti elettroniche dello scanner), digitale (legato alla trasformazione da analogico a digitale del segnale) e quantico (esprime le fluttuazioni casuali dell'attenuazione dei fotoni dovute alla componente non monocromatica del fascio e alla probabilità di interazione tra fascio e materia, questo tipo di rumore non è riducibile né eliminabile).

Un buon SNR è ottenibile andando a modificare i seguenti parametri:

Dimensioni del pixel

All'aumentare delle dimensioni del pixel cresce anche il SNR, in quanto a parità di altri parametri, cresce il numero di pixel sfruttati nella ricostruzione di un singolo pixel dell'immagine.

Tensione del tubo

All'aumentare della tensione cresce l'energia media e il numero di fotoni incidenti, con conseguente incremento del SNR.

Esposizione (mAs)

Parametro ottenuto dal prodotto tra corrente anodica e il tempo di rotazione del complesso tubo-detettori, il SNR in questo caso varia al variare della radice quadrata dei mAs.

Spessore di strato

Raddoppiando il valore dello spessore e mantenendo invariati gli altri parametri, il numero di fotoni raddoppia e il SNR aumenta di radice di 2.

1.2.3 Risoluzione di contrasto

L'altro grande fattore influente sulla qualità dell'immagine è la risoluzione di contrasto che viene definita come l'abilità o sensibilità di un sistema di differenziare le strutture con il background che le circonda, seppur la variazione di densità tra le due sia molto bassa o impercettibile.

Un esempio di imaging dipendente dalla risoluzione di contrasto è quello in cui una lesione epatica è circondata da parenchima epatico sano. Fondamentale ricordare che per poter effettivamente vedere una differenza a livello di immagine è necessario che ci sia un'effettiva differenza di densità tra la lesione e il background. La capacità di distinguere la lesione che ha una densità estremamente simile a quella del parenchima sano nella quale è immersa, viene appunto definita risoluzione di contrasto.

Viene controllata e misurata mediante misurazioni dirette con l'uso, perciò, di fantocci appositamente costruiti, tipicamente di forma cilindrica, che contengono oggetti di dimensioni diverse e con densità molto simili tra loro.

Anche la risoluzione di contrasto è influenzata da diversi parametri, che modificati permettono di ottenere un miglioramento del contrasto nell'immagine.

mAs/Dose

La corrente anodica determina il numero effettivo di fotoni che compongono il fascio radiante utilizzato per produrre l'immagine, andando ad influenzare sia il SNR che la risoluzione di contrasto. Raddoppiando la corrente anodica il SNR incrementa del 40% con conseguente miglioramento della risoluzione di contrasto. Tuttavia, i mAs determinano un aumento lineare della dose, pertanto un incremento considerevole della corrente anodica permette sì di ottenere un netto miglioramento della risoluzione di contrasto, a scapito però di una maggior dose radiante erogata al paziente. Pertanto, è fondamentale la scelta di un adeguato valore di mAs, in modo da ottenere un'immagine con la migliore risoluzione di contrasto possibile e la minor dose radiante.

Dimensione del pixel

Mantenendo invariati gli altri parametri, al diminuire le dimensioni del pixel diminuisce anche il numero di fotoni per singolo pixel, con conseguente incremento del rumore e minor risoluzione di contrasto.

Spessore di strato

Lo spessore di strato ha effetti diretti sul numero di fotoni disponibili per produrre l'immagine; infatti, a fette di 5mm avremo il doppio del numero di fotoni rispetto ad uno strato di 2.5mm. Questo perché fette più spesse permettono a più fotoni incidenti di raggiungere i detettori, aumentando così il SNR che risulterà meno rumoroso; tuttavia, si ha una perdita della risoluzione spaziale longitudinale.

SNR

Dai precedenti parametri notiamo come la risoluzione di contrasto e il rapporto segnale rumore siano strettamente collegati, infatti variazioni del SNR ed in particolare aumenti del rumore nell'immagine, non consentono di cogliere sottili differenze di densità tra oggetti diversi componenti l'immagine.

Finestra di visualizzazione

Come precedentemente visto la finestra di visualizzazione rappresenta l'intervallo della scala di grigi con il quale viene rappresentata nell'immagine la densità dei voxel. La scelta di una finestra di visualizzazione con centro e ampiezza diversi consente di utilizzare un ristretto intervallo di densità della scala Hounsfield nell'ambito dei toni di grigio rilevabili dall'osservatore. È pertanto possibile andare ad utilizzare specifiche combinazioni di centro e ampiezza della finestra che consentano di adattare le caratteristiche dell'immagine al quesito

clinico, in particolare è possibile applicare finestre standard che enfatizzano le strutture a livello del parenchima polmonare, dei tessuti molli o dell'apparato scheletrico.

Algoritmi di ricostruzione

Oltre che sulla finestra di visualizzazione è possibile andare ad agire sui filtri di ricostruzione per esaltare o attenuare specifiche caratteristiche sull'immagine TC. In particolare, come precedentemente visto, possono essere applicati algoritmi per osso (edge enhancement) che producono una minor risoluzione di contrasto, e algoritmi per tessuti molli (smoothing) che invece diminuiscono la risoluzione spaziale ma, incrementano quella di contrasto.

Dimensioni del paziente

Come all'indagine radiologica tradizionale, pazienti di grandi dimensioni determinano una maggior attenuazione dei fotoni x incidenti. Ciò riduce il SNR aumentando il rumore con una conseguente riduzione della risoluzione di contrasto.

1.2.4 Artefatti

Quando parliamo di artefatti nell'immagine TC facciamo riferimento in generale alla discrepanza tra i valori dei coefficienti di attenuazione calcolati e quelli reali dell'oggetto esaminato; tali discrepanze si manifestano nell'immagine come alterazioni nella rappresentazione dell'anatomia del paziente, che se non individuate possono portare ad un errore di lettura delle immagini con possibili errori di diagnosi.

Nell'ambito della radiologia post-mortem ed in particolare dell'imaging TC, sono numerosi gli artefatti che si possono manifestare, tra questi non verrà preso in considerazione l'artefatto da movimento, questo dovuto allo stato di assenza di parametri vitali con conseguente annullamento del movimento volontario ed involontario.

Gli artefatti in generale possono essere suddivisi in due grandi categorie:

- l'aspetto con cui si presentano nell'immagine TC
- la causa o le cause che li porta a manifestarsi

Vediamo ora gli artefatti che in una scansione TC post-mortem possono verificarsi e come è possibile ovviare al problema.

Indurimento del fascio

L'effetto da indurimento del fascio è strettamente collegato alla natura policromatica del fascio radiante, nel quale la componente a bassa energia viene assorbita dai tessuti, creando un fascio con un'energia media più alta. L'entità dell'effetto è perciò correlata alle dimensioni

dell'oggetto attraversato ed in particolare del suo spessore e composizione: risulta maggiore con oggetti ad elevati spessori e densità. Dal punto di vista dell'imaging, l'effetto si manifesta come zone iperintense alla periferia delle strutture (*cupping*) e strie ipointense tra strutture ad alta densità. I moderni scanner, tuttavia, sono calibrati in modo da compensare e attenuare tale effetto mediante una filtrazione del fascio radiante in uscita dal tubo radiogeno e grazie all'utilizzo di appositi algoritmi di correzione; tuttavia, per coadiuvare tali strategie è fondamentale utilizzare SFOV di dimensioni adatte alla regione anatomica in esame.

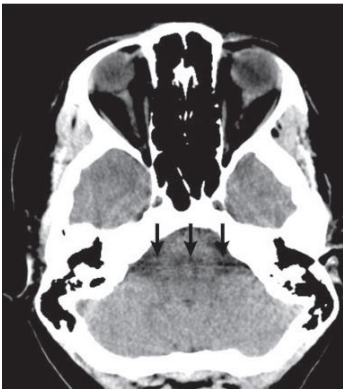


Figura 3 rappresentazione dell'effetto da indurimento del fascio (Romans.E.L, 2019)

Artefatto da volume parziale

L'effetto da volume parziale si presenta quando più strutture anatomiche a densità simili sono contenute nel medesimo voxel (*Partial volume averaging*). Quando invece uno stesso voxel contiene strutture con densità molto diverse tra loro, l'effetto da volume parziale può dare luogo all'*Artefatto da volume parziale*. Può essere ridotto utilizzando spessori di strato sottili e determinati algoritmi di ricostruzione.

Aliasing

Per produrre un'immagine TC è fondamentale che ogni vista produca un'adeguata quantità di dati grezzi, per appunto ricostruire un'immagine con una qualità ottimale. Il sottocampionamento, quindi una riduzione del numero di viste che si può verificare a valori di pitch molto alti, può portare ad imprecisioni nella rappresentazione di piccoli oggetti e bordi definiti determinando il verificarsi dell'artefatto denominato *Aliasing*, che si presenta con la comparsa di *Streaking Artifacts* nell'immagine. Può essere risolto aumentando il tempo di scansione, quindi utilizzando tempi di rotazione più bassi, o riducendo il valore del pitch.

-Artefatti da oggetti metallici

Artefatto che si verifica quando sono presenti componenti metalliche rimovibili o non rimovibili (come pacemaker o protesi), la loro presenza determina artefatti di tipo *streaking*, cioè strisce ipo- o iperdense alternate tra loro e con la caratteristica forma a stella con centro nell'oggetto metallico, l'entità dell'artefatto è correlata alle dimensioni dell'oggetto stesso e al numero atomico del materiale da cui è composto. In particolare, questo fenomeno si verifica quando il metallo caratterizzante l'oggetto ha una densità che non rientra nel range di valori di HU gestibili dallo scanner, pertanto la combinazione di più fattori come aliasing, indurimento del fascio e volume parziale provoca il verificarsi dell'artefatto.

Per ovviare a tale artefatto è possibile escludere l'oggetto dal campo di vista o applicare appositi algoritmi di correzione: tecniche che dopo aver identificato i dati alterati da artefatto da metallo, li sostituiscono con dati interpolati in modo da ridurre gli effetti di indurimento del fascio.

Nelle scansioni PMCT questo artefatto può presentarsi per diversi motivi spesso non correlati allo stato del paziente stesso, infatti per una corretta esecuzione procedurale dell'indagine TC il corpo dovrebbe essere deposto sul lettino porta-paziente all'interno di appositi contenitori sigillati per evitare la contaminazione da parte dei liquidi corporei di decomposizione con il macchinario TC, tali contenitori che spesso sono dei sacchi appositi, sono spesso dotati di zip metalliche che appunto possono dar luogo ad artefatti da oggetti metallici, sarà pertanto cura del TSRM esecutore accertarsi della presenza o meno di oggetti metallici rimovibili o di escludere dalla scansione questi se non rimovibili.

O ancora nel corso di indagini medico-legali spesso è possibile che l'indagine venga condotta per identificare e studiare le ferite da arma da fuoco, con la possibilità che i proiettili siano ancora presenti all'interno del corpo del paziente, sarà opportuno in questo caso applicare i corretti parametri e gli algoritmi di correzione, se disponibili, per diminuire il più possibile gli artefatti da oggetti metallici.

(Gascho, Thali, & Niemann, 2018)



Figura 4 Rappresentazione dell'artefatto che si verifica a causa della presenza di oggetti metallici (Romans.E.L, 2019)

Artefatti Out-of-Field

Artefatto che si verifica quando strutture anatomiche che si estendono al di fuori dello SFOV impostato. Tali strutture anatomiche residenti al di fuori del FOV di scansione determinano un'attenuazione del fascio x, non contribuendo tuttavia alla formazione dell'immagine. Questo artefatto può essere risolto utilizzando uno SFOV più ampio oppure nel caso di scansioni a livello toracico e addominale, invitando il paziente a portare le braccia sopra la testa, escludendole così dallo SFOV.

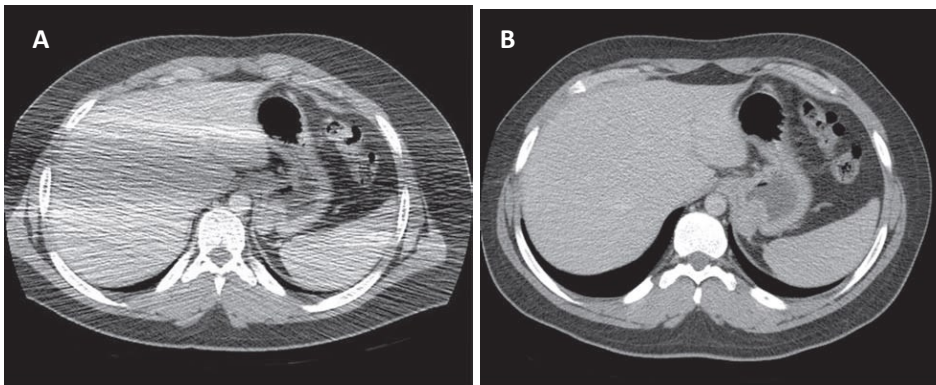


Figura 5 Nella prima immagine (A) è rappresentato l'artefatto out-of-field in un'immagine assiale del distretto addominale, nella seconda immagine (B) la stessa immagine, dopo aver fatto portare le braccia sopra la testa al paziente (Romans.E.L, 2019)

Ring Artifacts (artefatti ad anello)

Artefatti caratteristici degli scanner di terza generazione, appare nell'immagine come anelli concentrici con centro sull'asse rotazionale. Possono essere *completi*, sono semplici da identificare e sono dovuti ad un malfunzionamento di uno o più detettori o per errori nella calibrazione, oppure *parziali*, di piccole dimensioni e spesso difficili da identificare, possono interferire nella diagnosi mimando alterazioni tissutali.

Shading Artifacts

Artefatti che si verificano laddove strutture con grandi differenze di contrasto si accostano tra loro (tessuti molli adesi a strutture ossee); si presenta come zona “d’ombra” o iperdensa. Sono artefatti di difficile identificazione e possono portare ad errori di interpretazione nel processo di lettura delle immagini.

Streaking Artifacts

Si presenta come piccole strisce iper- o ipodense che attraversano l’immagine. In base alla loro dimensione e al grado di alterazione dell’immagine possono mimare alcuni reperti e/o occultarne altri, come ad esempio piccoli emboli.

(Faggioni.L, Paolicchi.F, & Neri.E, 2010) (Romans.E.L, 2019) (LW., 2007) (Marin.D, et al., 2010) (Barret & Keat, 2004)

1.3 Dose nell’esame TC e PMTC

Il concetto di dose viene necessariamente introdotto per le intrinseche capacità della radiazione x, in quanto radiazione ionizzante, di generare a livello dei tessuti biologici un danno sia questo di tipo somatico (coinvolgendo le strutture cellulari ed extracellulari dell’individuo esposto) che di tipo genetico (determinando alterazioni di sequenze genetiche, potenzialmente trasmissibili alla progenie). Per questo motivo si è resa indispensabile la giustificazione, ottimizzazione e limitazione di ogni singola esposizione radiologica aggiuntiva a qualsiasi individuo, sia questo il diretto paziente o l’operatore coinvolto esecutore dell’esame. Sono stati pertanto introdotti i relativi principi di *giustificazione*¹, *ottimizzazione*² e *limitazione della dose*, principi fondamentali della radioprotezione, per i quali si specifica che “per la giustificazione si indica di porre attenzione alle nuove pratiche medico-radiologiche e ai programmi di screening, ribadendo che tutte le esposizioni mediche devono

¹ Principio di giustificazione: “Le esposizioni mediche devono mostrare di essere sufficientemente efficaci mediante la valutazione dei potenziali vantaggi diagnostici o terapeutici complessivi da esse prodotti, inclusi i benefici diretti per la salute della persona e della collettività, rispetto al danno alla persona che l’esposizione potrebbe causare, tenendo conto dell’efficacia, dei vantaggi e dei rischi di tecniche alternative disponibili, che si propongono lo stesso obiettivo, ma che non comportano un’esposizione, ovvero comportano una minore esposizione alle radiazioni ionizzanti” (Decreto legislativo 26 maggio 200, n.187, s.d)

² Principio di ottimizzazione: “tutte le dosi dovute a esposizioni mediche per scopi radiologici, ad eccezione delle procedure radioterapeutiche, devono essere mantenute al livello più basso ragionevolmente ottenibile e compatibile con il raggiungimento dell’informazione diagnostica richiesta, tenendo conto di fattori economici e sociali; il principio di ottimizzazione riguarda la scelta delle attrezzature, la produzione adeguata di un’informazione diagnostica appropriata o del risultato terapeutico, la delega degli aspetti pratici, nonché i programmi per la garanzia di qualità, inclusi il controllo della qualità, l’esame e la valutazione delle dosi o delle attività somministrate al paziente”. (Decreto legislativo 26 maggio 200, n.187, s.d)

essere giustificate preliminarmente [...] tenendo conto dei risultati della ricerca scientifica e delle linee guida riconosciute nell'ambito del Sistema Nazionale.

[...] Inoltre ai fini della ottimizzazione si conferisce maggior valore ai vincoli di dose e ai livelli diagnostici di riferimento (LDR), predisposti dal Ministero della salute avvalendosi dell'Istituto Superiore di Sanità.”³

Tuttavia, gli assunti precedentemente esposti, comprensivi dei principi di radioprotezione e dei livelli diagnostici di riferimento, fanno riferimento a esposizione medico-radiologiche in-vivo, prendendo in considerazione pertanto anche fattori di tipo etico-morale, non del tutto estendibili all'ambito post-mortem, nel quale i principi di radioprotezione sostanzialmente decadono in quando non è possibile arrecare maggior danno ad individuo deceduto, pertanto il concetto di limitazione e riduzione della dose non verrà preso in considerazione in questo elaborato, o verrà considerato nei termini in cui i parametri incidenti sulla dose erogata possano indurre ad un miglioramento delle immagini acquisite, con lo scopo appunto di eseguire scansioni che permettano di ottenere imaging ad elevata risoluzione.

³ (Decreto Legislativo n.101 del 31 luglio 2020 (D.lgs. 101/2020 “Attuazione della direttiva 2013/59/Euratom, che stabilisce norme fondamentali di sicurezza relative alla protezione contro i pericoli derivanti dall'esposizione alle radiazioni ionizzanti, ... e riordino della normativa di settore ...”)

2 VIRTOPSISIA E RADIOLOGIA POST-MORTEM

“La virtopsia è una tecnica multidisciplinare che combina la medicina forense e patologia, radiologia, fisica, biomeccanica e grafica computazionale” che non vuole soppiantare l'autopsia classica, ma ha l'obiettivo di integrare la pratica forense.

(Badam.RK, et al., 2017)

L'autopsia virtuale nasce all'incirca negli ultimi anni '90 del ventesimo secolo, quando vennero condotti i primi studi con nomi come “autopsia digitale” o “autopsia scalpel-free”.

Il recente sviluppo di questa tecnica coniuga potenti scanner e metodiche radiologiche con l'elevata risoluzione dei moderni computer, ricoprendo spesso il ruolo chiave nello stabilire la causa della morte. Questo senza la necessità di sezionare fisicamente il corpo, permettendo quindi un'indagine meno invasiva ed estremamente più rapida.

Tra le metodiche più utilizzate dalla virtopsia troviamo la TC multistrato (PMTC *Post-mortem tc*) cioè l'esecuzione di scansioni TC su cadaveri o reperti anatomici.

È proprio in quest'ambito che subentra tra le varie figure professionali coinvolte, quella del Tecnico di radiologia medica, tecnico sanitario responsabile dell'esecuzione dell'indagine radiologica, che grazie alle competenze fisico-sanitarie è in grado di fornire un supporto specialistico per quanto riguarda la scelta del protocollo radiologico, la modifica dei vari parametri di scansione oltre che per le procedure propedeutiche alla scansione stessa, come ad esempio la preparazione e il posizionamento della salma.

Dal punto di vista applicativo l'indagine radiologica (PMCT) consente, rispetto all'autopsia, di fornire informazioni estremamente dettagliate nei casi di trauma cranico, scheletrico o tissutale.

Applicazione della PMCT

Ora della morte

L'ora della morte nei casi di lesioni cerebrali può essere stabilita dalla virtopsia mediante l'uso della PMTC.

Identificazione dell'identità dell'individuo

Nel tentativo di identificare l'identità dell'individuo sono numerose le tecniche che si possono applicare, le principale e più utilizzate sono la comparazione di scansioni TC ante-mortem con scansioni post-mortem, con relative misurazioni ossee di alcuni distretti ossei caratteristici, come ad esempio le ossa del cranio, la coincidenza dei reperti può indicare una forte corrispondenza confermando quindi l'identità della persona; oppure l'identificazione

dell'individuo mediante il confronto tra reperti radiologici e non- delle strutture delle arcate dentarie.

-Virtopsia nei casi di incidenti stradali

-Virtopsia nei casi di arresto cardiorespiratorio da origini non traumatiche

Equiparabile all'indagine autoptica classica, ma in alcuni casi (ad esempio l'identificazione di lesioni vertebrali) la PMTC risulta più efficace.

-Impiccamento o strangolamento

-Ferite da arma da fuoco

Le scansioni TC post-mortem e le successive riformattazioni, nei casi di decesso per ferite da arma da fuoco, permettono di ricostruire con elevati dettagli sia le lesioni craniche che cerebrali oltre che alla dinamica di incidenza.

-Virtopsia per determinare le principali caratteristiche biologiche (età, sesso, altezza, etnia)

Ambito in cui la PMCT trova ampio spazio applicativo in quanto lo scheletro umano presenta numerose ossa sessualmente dimorfiche, come ad esempio le ossa del bacino o del sacro, e caratteristiche peculiari del distretto osseo che sono specifiche di ogni tappa dell'età evolutiva, la valutazione antropometrica virtuale risulta perciò estremamente efficace per stabilire l'età al momento del decesso.

(Badam.RK, et al., 2017) (Venderink.W & CJJ, 2016) (Dedouit.F, et al., 2014) (Clemente, Luciana, Mattera, & Guglielmi, 2017)

2.1 Aspetti legali dell'esame autoptico

Uno degli aspetti critici, tuttavia, che si estende non solo alla radiologia, ma a tutti gli ambiti medico-legali post-mortem è quello della regolamentazione legale dell'autopsia ed in particolare fino a che punto tale regolamentazione può essere applicata all'autopsia virtuale. L'esame autoptico viene applicato prevalentemente in due contesti: prende il nome di *riscontro diagnostico* quando atto a chiarire la causa della morte o per approfondire altre questioni di interesse clinico e può essere obbligatorio, nel caso in cui la persona sia deceduta senza assistenza medica e trasportata presso una struttura ospedaliera o un obitorio, oppure facoltativo quando la persona è deceduta all'interno di una struttura ospedaliera e il direttore sanitario o il direttore di reparto dispone accertamenti di diagnosi o per rispondere a quesiti clinico-scientifici.

Prende invece il nome di *autopsia giudiziaria* quando è atta ad accertare se la causa della morte sia connessa o il risultato di un delitto, viene solitamente disposta dal Pubblico Ministero.

(Artt. 37 ss del D.P.R. 285/1990) (Tejaswi & Reriya Hari, 2013) (Uldin, 2017)

| REVISIONE

3 MISURAZIONE RADIOLOGICA

La misurazione antropologica di ossa umane a fini forensi è ad oggi il gold standard, rappresentando sia la metodica più affidabile, precisa ed accurata. Tuttavia, con il progredire dell'innovazione tecnologica e lo svilupparsi di nuovi ambiti di ricerca, nuove metodiche di indagine sono emerse raffigurando delle valide alternative e rispondendo alle problematiche col tempo emerse con la misurazione classica mediante l'utilizzo di calibri anatomici.

Le criticità nella valutazione antropometrica delle ossa umane sono prevalentemente dovute a tempistiche di allestimento delle procedure stesse, alla necessità di esecuzione di tali procedure da parte di personale specializzato, all'esecuzione di pratiche cruenti e deturpanti il cadavere.

Le procedure di misurazione classica prevedono spesso l'eviscerazione e la rimozione dei tessuti molli adesi alle strutture ossee da analizzare, questo per poter effettuare delle misurazioni il più possibile accurate e precise; queste pratiche necessitano dei determinati tempi di allestimento per ottenere dei reperti anatomici non danneggiati ed integri. L'utilizzo di tali pratiche è inoltre spesso legato allo stato in cui il cadavere si trova al momento della misurazione, le strutture ossee infatti possono presentarsi in stati avanzati di deterioramento e decomposizione che rende l'osso stesso più fragile e facilmente soggetto a sgretolamento dovuto al frequente maneggiamento da parte del personale coinvolto, inoltre va considerato che la macerazione ossea spesso va contro alcune pratiche religiose e/o credenze, o può addirittura essere proibita dalla legge in alcuni stati. Queste motivazioni e problematiche rappresentano perciò spesso un ostacolo rendendo difficile l'applicazione e quindi valutazione antropometrica.

Nel corso degli ultimi decenni l'applicazione e il coinvolgimento delle pratiche radiologiche in ambito forense ha sempre di più preso piede, ed in particolare sono state utilizzate con frequenza via via maggiore le metodiche precedentemente sfruttate solo in ambito clinico, come ad esempio la tomografia computerizzata (TC), che se estesa allo studio forense post-mortem (PMCT *post-mortem computer tomography*) è in grado di fornire una valida alternativa alle pratiche classiche fino ad ora utilizzate. Dal punto di vista degli ambiti applicativi la valutazione antropometrica viene utilizzata con diverse modalità e per scopi diversi, infatti, in base all'analisi condotta sono diversi i segmenti ossei presi in considerazione; gli ambiti applicativi principali sono:

-identificazione del cadavere in seguito a disastri o catastrofi ambientali

-definizione dei quattro parametri di identità biologica principali (età, genere biologico, statura ed etnia)

-valutazione delle possibili cause della morte nelle indagini medico-legali

Conseguentemente sono diverse le strutture ossee indagate, ognuna delle quali direttamente collegata al parametro ricercato, come ad esempio nella valutazione della statura della vittima vengono studiate le varie dimensioni del femore, della teca cranica e dello sterno, oppure nello stabilire il genere biologico del cadavere vengono studiate le ossa del bacino, la tibia e le ossa del piede, tra cui il talo.

Ogni segmento osseo presenta dei punti repere anatomici specifici che consentono una misurazione ripetibile e pertanto facilmente confrontabile; i segmenti più spesso analizzati sono:

-femore

-ossa craniche (splancocranio e neurocranio)

-sterno

-clavicola

-carpo e polso (ulna e radio)

-gamba (tibia)

-ossa del piede (talo, calcagno)

(Brough, Rutt, Black, & Morgan, 2012) (Goto & Mascie-Taylor, 2007) (Stull, Tise, Ali, & Fowler, 2014) (Lundström, et al., 2012)

3.1 Principali segmenti ossei e relativi punti di repere propedeutici alla misurazione

Di seguito verranno riportati i vari segmenti ossei presi in considerazione dai diversi studi con i relativi punti di repere.

3.1.1 Clavicola

Nello studio⁴ preso in considerazione la valutazione antropometrica della clavicola è stata condotta su resti umani di soggetti in età evolutiva (18 e 19 anni), con l'obiettivo di accelerare il processo di validazione dell'utilizzo della Tc multistrato in ambito forense, dimostrandone l'accuratezza, l'affidabilità e la ripetibilità delle misurazioni condotte. Lo studio è stato condotto su clavicole giovani poiché l'età evolutiva rappresenta il più lungo periodo di attività

⁴ (Brough.A, bennet.J, Morgan.B, Black.S, & Rutty.G, 2013)

correlata alla crescita di tutte le ossa lunghe dello scheletro umano, inoltre il prolungato range d'età sia per la crescita diafisaria che per l'unione epifisaria, fa sì che la misurazione della clavicola rappresenti l'elemento di maggior valore nella stima dell'età sia in vita che dopo la morte.

I punti di repere anatomici sono stati definiti anche in base alla visualizzazione del segmento nelle immagini CT ricostruite in seguito con algoritmi MPR (Multiplanar Reconstruction), e sono:

- lunghezza massima → definita dal margine mediale dell'articolazione sterno-claveare e dal margine laterale nell'articolazione acromio-claveare
- diametro massimo a livello mediale, centrale, laterale
- lunghezza effettiva dell'osso seguendo la curvatura ad "S" dall'estremità mediale a quella laterale

Le misurazioni sono state appunto effettuate su un dataset di immagini acquisite con uno scanner Siemens SOMATOM 16 strati, con i medesimi parametri:

- spessore di strato 0.75mm
- 120 Kvp
- 100mA
- ricostruzioni per osso e parti molli a 1.25mm

La misurazione è stata ripetuta per un totale di tre volte dal personale tecnico e medico, con successivi confronti rispetto alle misurazioni eseguite con calibro manuale.

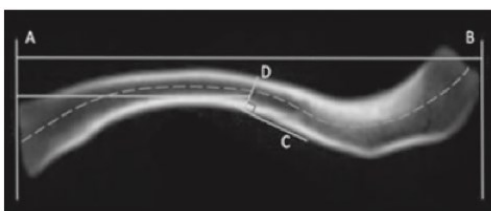


Figura 6 Ricostruzione MPR di un'immagine rappresentate il metodo di misurazione per lunghezza, e diametro della clavicola (Brough.A, Bennet.J, Morgan.B, Black.S, & Ruddy.G, 2013)

3.1.2 Femore

Per quanto riguarda la valutazione antropometrica del femore sono stati presi in considerazione tre diversi protocolli che prevedono punti diversi di repere diversi.

Nel primo metodo⁵ le misurazioni sono state appunto effettuate su un dataset di immagini acquisite con uno scanner Siemens SOMATOM Definition, con i medesimi parametri:

- spessore di strato 0.75mm
- intervallo 0.7mm
- 120Kvp
- pitch 0.35
- tempo di rotazione 0.3s

Le misurazioni sono poi state effettuate su immagini ricostruite con algoritmi CPR (Curved Planar Reconstruction).

La misurazione è stata fatta ponendo il femore in orizzontale facendolo giacere su un piano coronale identificato rispettivamente dai punti:

- testa femorale
- piccolo trocantere
- condilo femorale mediale

Successivamente sono stati presi in considerazione due assi assiali opposti tra loro e localizzati:

- punto femorale più prossimale
- punto femorale più distale

Infine, viene definita la “massima lunghezza del femore” come la massima distanza tra i due assi verticali (assiali).



Figura 7 Rappresentazione sul piano laterale dei principali assi utilizzati nella misurazione ossea del femore (Lee, et al., 2017)

Nel secondo metodo⁶ le misurazioni sono state effettuate su un dataset di immagini acquisite con uno scanner TOSHIBA Aquilon 64 strati con i seguenti parametri:

- spessore di strato 1mm
- pitch 0.844

⁵ (Lee, et al., 2017)

⁶ (Ismail.NA, et al., 2019)

-120Kvp

-mAs con esposizione automatica

-FOV 320mm

-ricostruzioni con spessore di strato 2.0mm e intervallo di ricostruzione di 1.6mm

La misurazione è stata condotta da tre figure professionali diverse, un esperto in misurazione antropologica, un osservatore con buona preparazione in misurazione ossea ed infine un novizio con scarsa esperienza in misurazione ossea.

I parametri ricercati sono:

-lunghezza massima del femore

-diametro della testa del femore

-diametro trasverso della diafisi

-lunghezza intercondiloidea

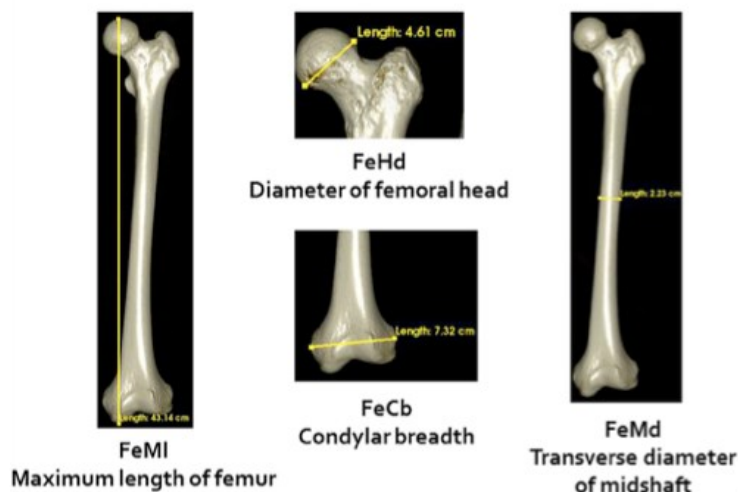


Figura 8 parametri per misurazione virtuale del femore (Ismail.NA, et al., 2019)

Un ulteriore metodo⁷ è stato realizzato acquisendo immagini con uno scanner Siemens SOMATOM Sensation 64 strati, nello studio sono stati condivisi solamente i parametri di ricostruzione che sono i seguenti:

-ricostruzioni MPR lungo gli assi sagittale e coronale con filtro per osso

-spessore di strato 1mm

Ogni misurazione è stata ripetuta per ridurre gli errori legati all'operatore.

I parametri misurati sono:

⁷ (Giurazza, et al., 2012)

-lunghezza della diafisi femorale (asse identificato dalla distanza tra l'asse per-trocanterico e l'asse intercondiloideo, parallelo all'asse lungo del femore sul piano coronale)

-larghezza della diafisi femorale (larghezza massima del terzo medio diafisario sul piano coronale)



Figura 9 Rappresentazione sul piano coronale di una scansione della coscia: misurazione della lunghezza della diafisi femorale e relativa larghezza (Giurazza, et al., 2012)

3.1.3 Cranio

La valutazione antropometrica di alcuni assi principali identificati da strutture sia dello splancnocranio che del neurocranio, permettono di stabilire in molti casi parametri biologici come altezza e genere biologico.

Nello studio⁸ preso in analisi sono state inizialmente acquisite delle immagini TC con uno scanner Siemens SOMATOM Sensation 64 strati, delle quali sono stati condivisi solamente i parametri di ricostruzione che seguono:

- ricostruzioni MPR lungo gli assi sagittale e coronale con filtro per osso
- spessore di strato 1mm

Ogni misurazione è stata ripetuta per ridurre gli errori legati all'operatore.

I parametri misurati sono:

- diametro bimastoideo (distanza massima tra i due processi mastoidei sul piano coronale)
- diametro biparietale (larghezza cranica massima sul piano coronale)
- distanza tra Opistocranion e Glabella (lunghezza cranica massima sul piano sagittale)

⁸ (Giurazza, et al., 2012)

- distanza tra Basion e Nasion (lunghezza della base cranica sul piano sagittale)
- distanza tra Basion e ossa nasali (distanza tra l'estremità posteriore della base cranica e il punto inferiore delle ossa nasali, sul piano sagittale)
- lunghezza massima del seno frontale (altezza sul piano sagittale del seno frontale)

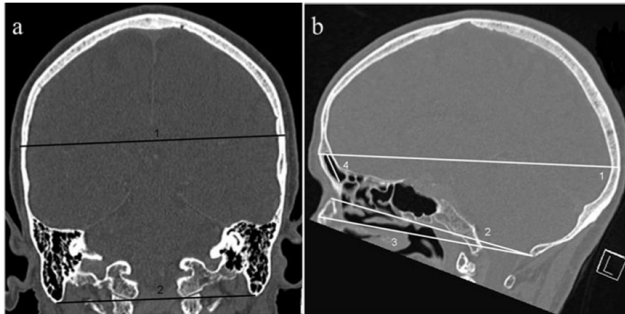


Figura 10 Immagine TC sul piano coronale (a) e sagittale (b), in cui sono rappresentati gli assi principali per la misurazione del cranio (Giurazza, et al., 2012)

3.1.4 Gamba e piede

Infine, lo studio antropometrico delle ossa del piede e della gamba è più trasversale dei precedenti e spesso complementare nella valutazione sia dei parametri biologici identitari come statura, genere biologico ed età, oltre che ad essere di estremo aiuto nell'identificazione di vittime di disastri o catastrofi naturali.

Nello studio⁹ preso in considerazione sono state inizialmente acquisite delle immagini TC con uno scanner TC GE LightSpeed 16 strati con i seguenti parametri:

- spessore di strato 1.25mm
- tempo di rotazione 0.6s
- 120Kvp
- 100mA
- ricostruzione per osso e tessuti molli a 1.25mm

I parametri presi in considerazione sono tutti sul piano bidimensionale e sono identificati da:

- lunghezza tibiale massima (distanza tra piatto tibiale, con esclusione dell'eminanza intercondiloidea, e punto più distale del malleolo mediale)
- larghezza tibiale (distanza massima tra malleolo laterale e margine anteriore del malleolo mediale)

⁹ (Robinson, et al., 2008)

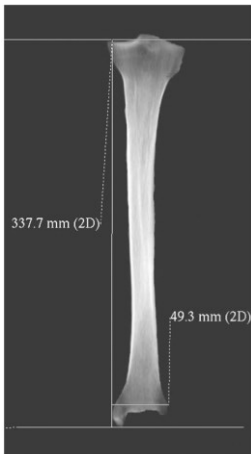


Figura 11 Riformattazione 3D con trasparenza ossea dell'osso tibiale, con rappresentazione dei reperi ossei per la misurazione della tibia (Robinson, et al., 2008)

Per quanto riguarda invece le ossa del piede i parametri analizzati sono prevalentemente altezza e lunghezza, tuttavia, per le sue caratteristiche il calcagno presenta spesso difficoltà nell'esecuzione della misurazione stessa, in quanto segmento osseo soggetto ad alterazioni morfologiche che rendono spesso difficile l'identificazione dei reperi anatomici.

Tali reperi sono identificati da:

- superficie plantare dell'osso navicolare che determina il piano lungo il quale impostare le successive misurazioni
- superficie articolare anteriore in relazione con l'osso cuboide
- estremità posteriore

Pertanto, va innanzitutto determinato il piano di giacenza dell'osso che viene identificato da tre punti di reperi articolari (superfici articolari calcaneari mediale e laterale e superficie articolare calcaneare anteriore), successivamente la misurazione della lunghezza viene effettuata lungo l'asse maggiore, cioè la distanza tra il tubercolo laterale della rima infero-posteriore e il punto mediano della rima articolare anteriore con l'osso navicolare.

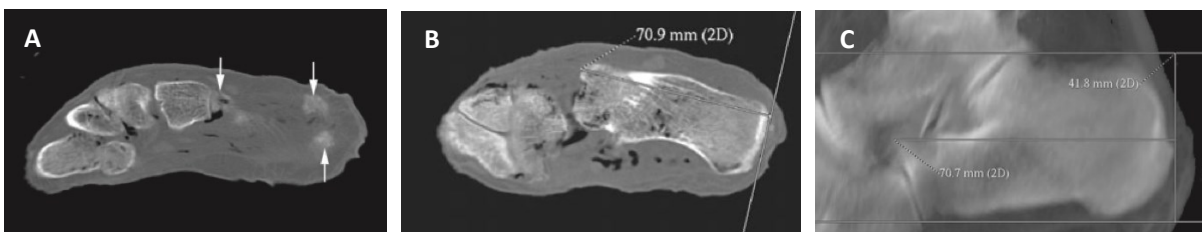


Figura 12 Punti di reperi utilizzati per individuare la superficie plantare del Talo (A), scrollando parallelamente le immagini assiali della riformattazione MPR create dal piano plantare si misura la massima lunghezza del calcagno (B); misurazione tramite riformattazione 3D con trasparenza ossea (C) (Robinson, et al., 2008)

4 PROTOCOLLI E PARAMETRI MODIFICABILI IMAGING AD ALTA QUALITÀ

Dal punto di vista procedurale la valutazione antropometrica consiste in iter propedeutici all'acquisizione TC che si suddividono in:

- preparazione della salma in base allo stato fisico e biologico
- utilizzo di presidi di protezione e contenimento del corpo
- posizionamento e misure di immobilizzazione del corpo

Fondamentale in tutti i processi preparatori e quello del timing della morte in quanto in base alle tempistiche in cui l'esame radiologico viene espletato va presa in considerazione la presenza o meno del *rigor mortis*¹⁰, condizione non descritta negli studi presi in considerazione, in quanto tutti gli approfondimenti medico-legali sono stati eseguiti dopo le 48h dal decesso.

Oltre che al lasso di tempo dopo la morte è fondamentale ricordare che il corpo della persona può presentarsi in differenti stati di alterazione ognuno dei quali può portare con sé delle accortezze utili sia nell'esecuzione dell'esame radiologico, e quindi dei vari parametri utilizzati, sia nel posizionamento.

4.1 Preparazione e posizionamento del corpo

Nella preparazione del corpo ed in base al suo grado di decomposizione è indicato l'utilizzo di una sacca mortuaria a bassa densità e radiotrasparente o di rivestimenti in plastica, in modo tale da evitare ogni contaminazione e imbrattamento delle componenti dello scanner TC o anche eventuali danni allo stesso, da parte di perdite dei liquidi corporei. Si consiglia preferibilmente, in base allo stato del corpo di utilizzare comunque un rivestimento in plastica e non la sacca mortuaria, in quanto questa potrebbe presentare maniglie o cerniere, che andrebbero rimosse dalla regione scansionata in quanto potrebbero causare la formazione di artefatti nelle immagini. Inoltre, non essendo le sacche mortuarie omologate per le scansioni

¹⁰ "Il rigor mortis consiste dell'irrigidimento dei muscoli volontari ed involontari, che si manifesta dopo una fase di iniziale flaccidità post-mortale. Più precisamente, l'evoluzione dello stato contrattile muscolare nel cadavere segue queste fasi: -subito dopo il decesso si osserva flaccidità diffusa; -dopo 2-3 ore dalla morte inizio della rigidità; -dopo 12 ore dalla morte completamento della rigidità; -dopo 24-36 (sino a 48) ore dalla morte massima intensità del *rigor mortis*; -risoluzione della rigidità che inizia lentamente a partire dalla 48ª ora e si completa in genere entro le 72 ore dalla morte.
(Macchiarelli.L, Arbarello.P, Luca.N.M, & Feola.T, 2005)

TC, è possibile che nelle riformattazioni eseguite nel post-processing queste interferiscano con l'elaborazione stessa delle immagini.

Il posizionamento del corpo dipende da vari fattori ed è adattabile al tipo di quesito al quale si vuole rispondere, innanzitutto il posizionamento stesso va eseguito in base alle condizioni e allo stato in cui si trova il corpo al momento dell'indagine. Generalmente viene posto in posizione supina e cranialmente sul lettino porta-paziente, le braccia possono essere lasciate in posizione di riposo lungo il corpo o poste sopra la testa, in entrambi i casi è opportuno l'utilizzo di mezzi di immobilizzazione per evitare lo spostamento delle braccia stesse durante la scansione; il posizionamento delle braccia lungo il corpo potrebbe essere ottimale per evitare artefatti out-of-field.

Dal punto di vista radiologico la testa va allineata lungo il piano sagittale medio, per una migliore valutazione delle strutture del capo e del collo.

Per quanto riguarda il possibile verificarsi dell'effetto da indurimento del fascio nelle zone toraco-addominali, è opportuno, se possibile, posizionare gli arti superiori sopra la testa.

Va tuttavia considerato il rischio di possibili alterazioni delle strutture anatomiche e di generare reperti post-mortem dovuti al riposizionamento, può pertanto risultare molto funzionale (Gascho, Thali, & Niemann, 2018) eseguire una scansione TC total-body precedente al posizionamento finale, per documentare lo stato anatomico prima dell'eventuale movimentazione degli arti e della testa.

Il corpo va inoltre posizionato all'isocentro del gantry, questo perché i moderni scanner ed i relativi algoritmi di modulazione della dose sono settati in modo da ottenere immagini ad elevata qualità con la minor dose possibile, solamente quando il corpo è appunto posizionato all'isocentro del gantry.

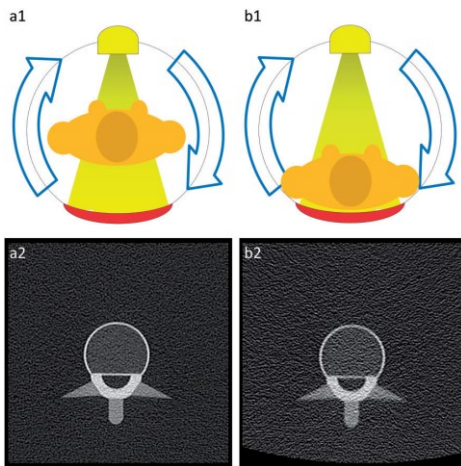


Figura 13 Rappresentazione del posizionamento del corpo circa all'isocentro del gantry (a1) e la relativa ricostruzione di immagini di un fantoccio spinale posizionato al centro del gantry (a2), contrapposto ad un posizionamento del corpo al margine inferiore del gantry (b1), con la relativa ricostruzione di un fantoccio spinale posto nella medesima posizione (b2). È evidente che la qualità dell'immagine decresce all'aumentare della distanza del corpo dall'isocentro. (Gascho, Thali, & Niemann, 2018)

Questo procedimento di posizionamento all'isocentro prevede lo spostamento e il centraggio lungo gli assi anatomici principali. Tali procedure possono risultare difficoltose nei casi di corpi particolarmente obesi o in avanzato stato di decomposizione, in cui le strutture scheletriche risultano di fatto immerse in un insieme di liquidi corporei, depositandosi per peso e gravità sulle zone posteriori del corpo stesso, risultando, in un classico posizionamento come quello precedentemente descritto, più distante dall'isocentro del gantry della TC.

L'indicazione è pertanto quella di effettuare sempre delle scansioni a bassa dose total-body, come ad esempio lo scanogramma, propedeutiche alle acquisizioni vere e proprie, oltre che per verificare il corretto posizionamento del corpo, la presenza di oggetti estranei o metallici, e documentare lo stato del corpo stesso prima di eventuali riposizionamenti.

(Gascho, Thali, & Niemann, 2018) (Cartocci, et al., 2019)

4.2 Ottimizzazione dei parametri influenti sulla qualità dell'immagine

Dal punto di vista radiologico, come descritto nei capitoli precedenti, sono numerosi i fattori incidenti sulla qualità dell'immagine TC e l'obiettivo di questo elaborato è quello di descrivere come tali fattori possono essere modificati dalla figura del TSRM nelle indagini PMTC, e quali vantaggi possono fornire tali cambiamenti.

Verranno analizzati di seguito i singoli parametri di acquisizione, ricostruzione e visualizzazione

4.2.1 Parametri di acquisizione e ricostruzione

Voltaggio e milliamperaggio del tubo radiogeno

Come precedentemente descritto il voltaggio del tubo ha effetti diretti sulla risoluzione di contrasto, in particolare l'incremento dei Kv determina una riduzione del contrasto nell'immagine, motivo per cui è fondamentale scegliere preventivamente il voltaggio da utilizzare nelle scansioni in maniera concorde al quesito radiologico d'interesse.

A livello clinico il voltaggio maggiormente utilizzato ha il picco a 120 Kv, in quanto rappresenta il miglior compromesso tra l'imaging dei tessuti molli e quello di strutture, ragionamento applicabile anche alle scansioni PMTC. L'utilizzo invece di picchi di voltaggio maggiori come ad esempio 140 Kv, può essere considerato ed utilizzato in vari casi nell'ambito post-mortem, questo perchè il problema della limitazione della dose non sussiste, come ad esempio per ridurre artefatti da indurimento del fascio o da oggetti metallici; quindi, nei casi in cui siano presenti protesi o oggetti metallici, o per scansioni delle regioni cerebrali e delle arcate dentarie. Un altro caso fondamentale in cui è applicabile l'utilizzo di alti voltaggi è per le scansioni PMTC di corpi riesumati, nei quali la componente dei tessuti molli è pressoché inesistente, andando quindi a realizzare scansioni che enfatizzano e ci consentono di ottenere delle immagini dei segmenti ossei in esame con elevata qualità.

La corrente anodica invece, essendo dipendente dalla lunghezza totale della scansione, la letteratura (Flach, et al., 2014) consiglia di suddividere tra loro le scansioni per distretti anatomici, capo-collo, torace-addome e arti inferiori, in questo modo per ogni singola scansione sarà possibile utilizzare settaggi di milliamperaggio maggiori rispetto a quelli utilizzati nelle scansioni TC a scopo clinico. (Flach, et al., 2014) (Gascho, Thali, & Niemann, 2018) (Flohr.T, et al., 2005) (Kalra.M, et al., 2004)

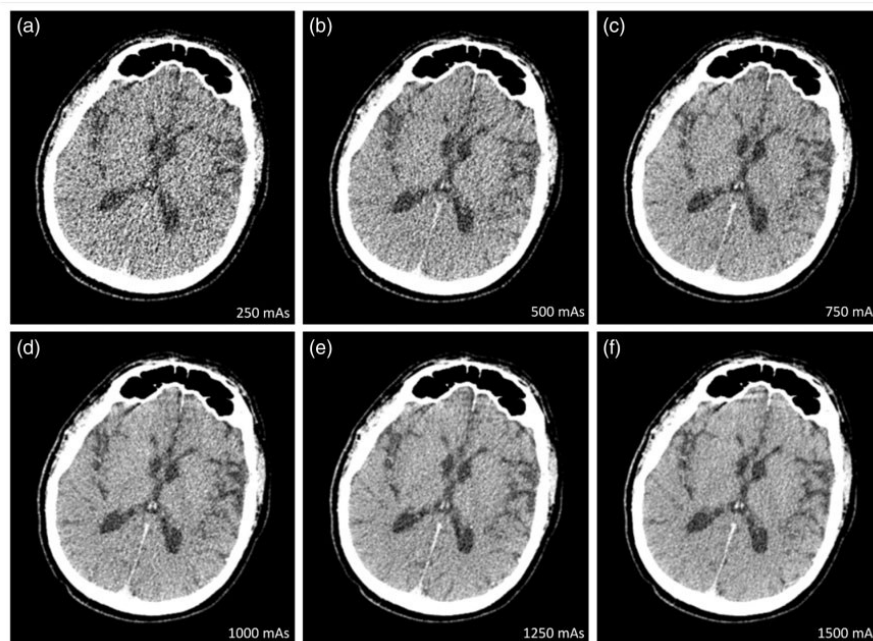


Figura 14 Differenze nella qualità di immagine e riduzione del rumore in scansioni effettuate con valori di mAs in un range tra 250 mAs e 1500 mAs. Si nota come all'aumentare dei valori di milliamperaggio il rumore nell'immagine diminuisca notevolmente. La percezione di differenze nella qualità d'immagine si ha per range tra 250mAs e 1000 mAs, per valori maggiori le differenze sono minime. (Gascho, Thali, & Niemann, 2018)

Spessore di strato

Lo spessore di strato per quanto riguarda la qualità dell'immagine PMTC può essere un grande alleato avendo grande influenza sulla risoluzione spaziale, oltre che risultare fondamentale per le riformattazioni nel post-processing. Molte delle valutazioni antropometriche sono fatte su un dataset di immagini riformattate con algoritmi come, ad esempio, il 3D *Volume Rendering*, è importante perciò determinare quali spessori di strato sono meglio utilizzabili anche in base al tipo di quesito diagnostico che viene posto dall'indagine.

I moderni scanner permettono di acquisire immagini con spessori di strato sub-millimetrici consentendo successivamente di ricostruire dataset di immagini con alternativi e diversi spessori di strato; tuttavia come descritto in alcuni articoli¹¹, andrebbero prediletti spessori di strato il più sottili possibili, nonostante questo porti ad un leggero aumento del rumore, il guadagno in risoluzione spaziale è infatti nettamente maggiore perché lo strato sottile permette sostanzialmente di acquisire voxel pressoché isotropici con riduzioni anche di artefatti da volume parziale.

Inoltre, l'utilizzo di spessori di strato sottili, oltre a determinare un miglioramento nella qualità dell'immagine, permette di ottenere delle riformattazioni 3D di elevata risoluzione spaziale

¹¹ (Gascho, Thali, & Niemann, 2018) (Ford & Decker, 2016)

con un dettaglio anatomico estremamente alto, rendendo perciò le misurazioni virtuali effettuate su tali riformattazioni ancor più accurate, affidabili e precise (Ford & Decker, 2016).

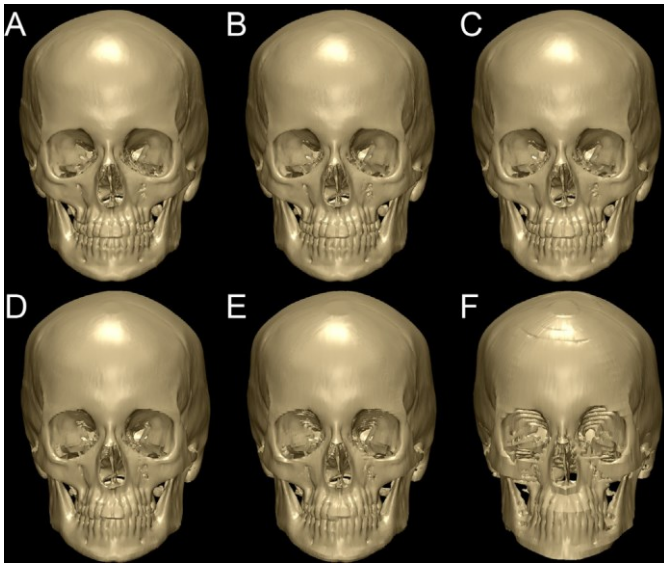


Figura 15 Rappresentazione di riformattazioni 3D con spessori di strato diversi corrispondenti a 0.625mm (A), 1mm (B), 1.25mm (C), 2mm (D), 2.5mm (E), 5mm (F) (Ford & Decker, 2016)

Questo in particolare avviene quando lo spessore di strato è uguale o inferiore a 1.25mm, per strati maggiori infatti si verifica una incompleta e alterata rappresentazione delle strutture anatomiche analizzate, non consentendo pertanto di effettuare misurazioni virtuali, in quanto risulterebbero del tutto inaffidabili.

(Ford & Decker, 2016) (Huda.H, Scalzetti.EM, & Levin.G, 2000)

Collimazione e FOV

La configurazione detettoriale negli scanner utilizzati per PMTC (Ford & Decker, 2016) dovrebbe essere la più piccola, essendo inoltre che la configurazione stessa va a definire il più sottile spessore di fetta acquisibile.

A piccole collimazioni dei detettori corrispondono inoltre un incremento nella risoluzione spaziale e una riduzione nella possibilità del verificarsi di artefatti come quello da volume parziale; tutto ciò però a scapito di un aumento del rumore nell'immagine, come corrisposto a spessori di strato sottili.

Nei moderni scanner TC inoltre è possibile andare a ricostruire se necessario, dataset di immagini con spessori di strato diversi rispetto a quello acquisito.

(Flohr.T, et al., 2005) (Gascho, Thali, & Niemann, 2018)

Pitch e tempo di rotazione

Il pitch descritto sostanzialmente come il grado di avanzamento dell'elica nelle acquisizioni TC volumetriche, assieme al tempo di rotazione del sistema tubo-detettori ha una forte influenza sulla qualità dell'immagine oltre che sulla dose erogata e sulla quantità di dati grezzi acquisiti. In generale pitch con valori elevati (>1) e quindi con una maggior velocità di scansione fanno sì che una minor quantità di fotoni x indica con le strutture in esame lasciando quindi sostanzialmente dei "buchi" tra i dati acquisiti, lacune che verranno poi colmate tramite algoritmi di interpolazione dei dati. Tali procedure, tuttavia, non sostituiscono i dati veri e propri, con risultato che l'immagine finale avrà una qualità minore.

A bassi valori di pitch invece (<1) corrispondono invece una velocità di scansione inferiore, ed un overlapping delle traiettorie del fascio radiante di fatto, perciò, risulterà che un maggior numero di fotoni prenderà parte alla formazione dell'immagine, con conseguente aumento della qualità d'immagine, in quanto agisce direttamente sulla risoluzione spaziale lungo l'asse z determinandone un incremento.

In aggiunta è possibile utilizzare tempo di rotazione ridotti che consentono di incrementare il valore del milliamperaggio andando ad erogare la massima dose possibile, che come abbiamo visto sia dal punto di vista medico-legale che radioprotezionistico non determina né un ostacolo né una limitazione (Rydberg.J, et al., 2000) (Geijer & El-Khoury, 2006).

4.2.2 Parametri di visualizzazione

Algoritmi di ricostruzione

Gli algoritmi di ricostruzione di fatto rappresentano un compromesso tra risoluzione spaziale e rumore, determinando una sfocatura nell'immagine stessa. L'applicazione di un filtro *edge-enhancement* piuttosto che *smoothing* dipende dalla risposta che vogliamo dare al quesito diagnostico e al tipo di tessuti su cui vogliamo focalizzare l'immagine TC.

Se il focus viene posto su tessuti molli è necessario che le caratteristiche dell'immagine siano tali per cui ci sia una netta differenziazione tra i vari tessuti molli, sarà perciò necessario andare ad applicare un filtro *smoothing*, capace infatti di ridurre il rumore a scapito di una minor risoluzione spaziale; d'altra parte se lo studio si incentra sull'apparato scheletrico sarà più opportuno andare ad applicare un filtro *edge-enhancement*, con lo scopo appunto di andare a definire i bordi delle varie strutture rappresentate, incrementando di fatto la risoluzione

spaziale. Negli studi condotti e analizzati in questo elaborato le acquisizioni sono state effettuate con lo scopo di effettuare misurazioni antropologiche virtuali su segmenti ossei, il filtro maggiormente utilizzato è stato l'*edge-enhancement* per la sua capacità di incrementare la risoluzione e di conseguenza la qualità dell'immagine stessa (Gascho, Thali, & Niemann, 2018) (Stull, Tise, Ali, & Fowler, 2014)

Finestra di visualizzazione

La finestra di visualizzazione rappresenta l'intervallo della scala di grigi con il quale viene rappresentata nell'immagine la densità dei voxel. I parametri di visualizzazione fanno parte della categoria dei parametri "soggettivi", la cui variazione e applicazione è prevalentemente operatore-dipendente e modificabile perciò individualmente e interattivamente.

Conoscendo le basi caratteristiche della finestra di visualizzazione ed in particolare che la cui ampiezza determina la quantità di numeri TC rappresentabili, definendo il range di numeri TC in cui tutti i valori di grigio sono rappresentati, mentre il centro stabilisce il punto centrale dell'ampiezza stessa e quindi del range di HU.

Come precedentemente descritto variare ampiezza e centro della finestra ci consente di variare il contrasto nell'immagine, non di agire perciò sulla risoluzione spaziale.

5 FIGURE PROFESSIONALI COINVOLTE NELLA VALUTAZIONE ANTROPOMETRICA

Dal punto di vista delle competenze sono molteplici le figure professionali coinvolte, capaci di fornire un apporto esperienziale alle indagini antropometriche.

Le principali coinvolte sono quella del Medico Legale o dell'Anatomo Patologo, a seconda delle circostanze d'indagine, e quella dell'Antropologo forense, professionisti specialisti dell'approccio antropometrico manuale, mediante l'utilizzo di calibri anatomici.

Sono figure professionali capaci di integrare e guidare le altre professioni coinvolte, nella valutazione dei punti di repere, nella misurazione stessa e nel maneggiamento delle strutture ossee in esame.

Un'altra figura professionale coinvolta e limitata tuttavia all'indagine radiologica, è quella del Tecnico di radiologia medica (TSRM), professionista sanitario responsabile dal punto di vista tecnico di ogni esame radiologico condotto, anche in ambito forense. Per le competenze attribuitegli, il TSRM risulta essere una figura chiave nel processo decisionale e valutativo degli aspetti tecnici relativi all'indagine PMTC, è infatti in grado di stabilire protocolli di acquisizione adatti al quesito diagnostico posto, oltre che adattare tale procedura in modo da ottenere immagini ad elevata qualità nel rispetto dei principi di radioprotezione ed etico-morali, laddove richiesti ed applicabili.

Inoltre, (Robinson, et al., 2008), il Tecnico di Radiologia può essere coinvolto nella valutazione antropometrica vera e propria, grazie alle sviluppate capacità tecnico-informatiche derivate dal quotidiano interfacciarsi con elaboratori digitali e software radiologici sfruttati anche per le elaborazioni post-processing. Tale figura di professionista sanitario soddisfa inoltre le conoscenze richieste in ambito anatomico, è in grado infatti di riconoscere e valutare le strutture ossee appartenenti al sistema scheletrico umano.

Tuttavia, nel panorama professionale italiano la figura del TSRM risulta parzialmente responsabilizzata e le cui competenze, per quanto riguarda le indagini TC, sono limitate all'ambito clinico e solo in eccezionali casi ad ambiti che esulano dal contesto "in vivo".

RISULTATI

Sono stati presi in considerazione un totale di 30 articoli di letteratura scientifica il cui focus era posto sulle indagini TC multistrato prevalentemente in ambito forense post-mortem. Sono state successivamente prese in esame le analisi condotte dai singoli studi, concentrando l'attenzione su come i vari parametri di acquisizione, ricostruzione e visualizzazione influenzino la qualità delle immagini PMCT prodotte, con il fine appunto di individuare quali valori o impostazioni dei singoli parametri fossero preferibili per ottenere dataset di immagini con elevati standard in quanto a risoluzione spaziale, di contrasto e un rapporto segnale rumore (SNR) ottimale.

Si è scelto di riportare sottoforma di tabella riassuntiva i vari parametri presi in analisi con i rispettivi valori descritti e presi in considerazione nei vari studi. Dal punto di vista del coinvolgimento professionale il TSRM inteso come figura professionale chiave nelle valutazioni antropometriche è stato descritto in un solo articolo¹² tra quelli analizzati.

Parametri	Valori
Spessore Di Strato	0.625 mm
	≤ 1 mm
	≤ 2 mm
Collimazione	<1 mm
Pitch	≤ 0.5
Voltaggio Del Tubo	100 Kv
	120 Kv
	140 Kv
Corrente Del Tubo	300 mas
	500 mas
	1000 mas
Tempo Di Rotazione	≥ 1 S
Finestra Di	standard
Filtri Di Ricostruzione	Edge enhancement Smoothing
FOV	Adjusted
	Extended

¹² (Robinson, et al., 2008)

DISCUSSIONE

Dal punto di vista tecnico ogni singolo parametro determina nell'immagine TC prodotta uno specifico risultato sia esso relativo alla risoluzione spaziale trasversale e/o longitudinale, risoluzione di contrasto, rumore e artefatti.

In particolare dall'analisi complessiva dei vari articoli si è evidenziato che per l'ottenimento di immagini ad elevata qualità: lo spessore di strato nell'acquisizione dovrebbe essere sempre il più sottile possibile ed effettuare eventualmente, se possibile, ricostruzioni a strati maggiori, tuttavia è consigliato di impostare il valore dello spessore di strato in accordo con il volume totale di scansione, questo per evitare di produrre dataset di immagini eccessivamente pesanti, e quindi con un numero di immagini troppo elevato che dilunga i tempi di post-processing e delle misurazioni antropometriche stessa; è preferibile utilizzare valori di pitch inferiori a 0.5, permettendo una miglior risoluzione spaziale longitudinale oltre che incrementare il valore di mAs. Per quanto riguarda i valori relativi agli aspetti quanti- e qualitativi del fascio radiante si consiglia di utilizzare valori di voltaggio intermedi, 120 Kv, per ottenere un buon compromesso tra risoluzione di contrasto e diminuzione dell'effetto da indurimento del fascio; per il milliamperaggio invece l'utilizzo di valori elevati è consigliato, in quanto riduce il rumore e incrementa la risoluzione spaziale longitudinale. Il FOV invece andrebbe impostato cercando di limitare le sue dimensioni trasversali e longitudinali alle strutture in esame; in alcuni casi, tuttavia, è necessario estendere al massimo le dimensioni del FOV, soprattutto quando si ha a che fare con corpi di notevoli dimensioni o per evitare la formazione nell'immagine di artefatti da indurimento del fascio o *out-of-field artifacts*.

Gli algoritmi di ricostruzione principalmente indicati nelle acquisizioni PMCT in cui il focus valutativo viene posto sulle strutture ossee, sono quelli *edge-enhancement*, preferibili in quanto determinano un incremento della risoluzione spaziale e definizione dei bordi delle strutture anatomiche, a scapito tuttavia di un aumento del rumore complessivo dell'immagine.

Infine, la finestra di visualizzazione rappresenta un parametro di carattere prettamente soggettivo e legato all'individualità dell'operatore, nonostante ciò, sono presenti alcuni preset standard di ampiezza e centro della finestra stessa scelti in base alle strutture che si intendono enfatizzare. Di seguito è riportata una tabella riassuntiva che riporta i vari parametri presi in esame, con i relativi valori ottimali e gli eventuali effetti prodotti sull'immagine in termini di qualità intesa come risoluzione spaziale, artefatti, risoluzione di contrasto e rumore.

La combinazione di tali parametri non determina solamente un incremento della qualità complessiva dell'immagine; tuttavia, permette di creare dataset di immagini con elevati standard di risoluzione ottimali per la valutazione antropometrica. Le indagini valutative di tipo metrico vengono infatti eseguite e condotte su riformattazioni tridimensionali (3D) o multiplanari (MPR o CPR). Pertanto, per far sì che le misurazioni siano il più possibile accurate, precise e ripetibili è fondamentale che i dataset sui quali vengano poi eseguite le riformattazioni siano set di immagini con qualità e risoluzione massime.

Parametri	Valori	Effetti Prodotti In Termini Di Artefatti, Contrasto, Rumore E Risoluzione Spaziale
Spessore Di Strato	0.625 mm ≤ 1 mm ≤ 2 mm	Lo spessore di strato va impostato in base alla lunghezza della scansione per evitare di produrre dataset di immagini pesanti, e secondo il DFOV per ottenere voxel isotropici
Collimazione	<1 mm	Collimazioni sottili determinano un incremento nella risoluzione spaziale e minor rischio di produrre artefatti da volume parziale
Pitch	≤ 0.5	Bassi valori di pitch incrementano ris. Spaziale lungo l'asse z e permettono di utilizzare valori di mAs maggiori
Voltaggio Del Tubo	100 Kv 120 Kv 140 Kv	Il voltaggio va impostato in base alle strutture su cui è posto il focus. Ad alti voltaggi si riduce l'effetto da indurimento del fascio, diminuisce però il contrasto
Corrente Del Tubo	300 mas 500 mas 1000 mas	Alti valori di milliamperaggio determinano una miglior risoluzione spaziale e di contrasto ed una diminuzione del rumore
Tempo Di Rotazione Tubo-Detettori	≥ 1 S	Associato a pitch <1 determina un aumento della risoluzione spaziale longitudinale e inoltre permette di utilizzare valori di mAs maggiori
Finestra Di Visualizzazione	standard	Parametro modificabile nel posto-processing; permette di agire sul contrasto dell'immagine
Filtri Di Ricostruzione	Edge enhancement Smoothing	Filtri edge-enhancement aumentano la risoluzione spaziale, ma un aumento del rumore; filtri smoothing diminuisce il rumore e permette una miglior distinzione tra tessuti molli
FOV	Adjusted Extended	FOV di piccole dimensioni determinano una miglior risoluzione spaziale trasversale. FOV estesi invece sono preferibili per evitare artefatti out-of-field

Figura 16 Tabella riassuntiva i parametri raccomandati per indagini PMCT ad elevata risoluzione d'immagine

CONCLUSIONI

Nella revisione della letteratura si è evidenziato come non venga quasi mai citata la figura del Tecnico di radiologia come professionista coinvolto nella valutazione e scelta dei vari parametri, nonostante l'aspetto procedurale ed esecutivo dell'esame PMTC sia di competenza esclusiva del TSRM.

Tuttavia, l'analisi qualitativa relativa alla qualità dell'immagine TC è stata condotta su una metodica, e su parametri ad essa correlati, con i quali il tecnico di radiologia medica inevitabilmente entra in contatto e le quali caratteristiche deve necessariamente conoscere, per assicurare in ambito clinico il miglior risultato diagnostico possibile. Pertanto, l'apporto che di fatto è in grado di fornire nella fase preliminare alla misurazione antropometrica è fondamentale; inoltre, la validità della misurazione stessa e le ulteriori indagini eseguite successivamente all'acquisizione delle immagini perderebbero di valore e risulterebbero di conseguenza inattendibili se la base su cui operano non fosse all'altezza dello standard diagnostico richiesto.

Dal punto di vista della valutazione antropometrica invece, in un caso è stato citato il coinvolgimento del TSRM, dimostrando che con la giusta formazione è possibile responsabilizzare tale figura nelle pratiche di indagine post-acquisizione. Il tecnico di radiologia medica si interfaccia quotidianamente nell'ambito della TC, con software di elaborazione e post-processing delle immagini acquisite, sviluppando in molti casi capacità ed abilità tecnologiche trasversali, applicabili cioè non solo alle indagini *in vivo*, ma anche a quelle forensi e post-mortem, avvalorato dal fatto che nell'atto esecutivo della scansione le uniche differenze decisionali sono quelle di tipo radioprotezionistico ed etico-morali, perfettamente adattabili ed integrabili alle già descritte procedure propedeutiche all'acquisizione ed elaborazione delle immagini.

BIBLIOGRAFIA

Artt. 37 ss del D.P.R. 285/1990. (s.d.).

Badam.RK, Sownetha.T, DB, G. B., S, W., Reddy.L, Garapati.K, & Chavva.S. (2017). Virtopsy: Touch-free autopsy. *Journal of Forensic Dental Science*. doi:10.4103/jfo.jfds_7_16

Barret, J. F., & Keat, N. (2004). Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics*. doi:10.1148/rg.246045065

Brough, A. L., Morgan, B., Robinson, C., Black, S., Cunningham, C., Adams, C., & Rutt, G. N. (2014). A minimum data set approach to post-mortem computed tomography reporting for anthropological biological profiling. *Forensic Science Medicine and Pathology*. doi:10.1007/s12024-014-9581-4

Brough, A. L., Rutt, G. N., Black, S., & Morgan, B. (2012). Post-mortem computed tomography and 3D imaging: anthropological applications for juvenile remains. *Journal of Science Medicine and Pathology*. doi:10.1007/s12024-012-9344-z

Brough.A, bennet.J, Morgan.B, Black.S, & Rutt.G. (2013). Anthropological Measurement of the Juvenile Clavicle Using Multi-Detector Computed Tomography—Affirming Reliability. *Journal of Forensic Science*. doi:10.1111/1556-4029.12126

Cartocci, G., Santurro, A., Neri, M., Zaccagna, F., Catalano, C., La Russa, R., . . . Fineschi, V. (2019). Post-mortem computed tomography (PMCT) radiological findings and assessment in advanced decomposed bodies. *La radiologia medica*. doi:10.1007/s11547-019-01052-6

Clemente, M. A., Luciana, L. T., Mattera, M., & Guglielmi, G. (2017). Forensic Radiology: An Update. *Journal of Belgian Society of radiology*. doi: <https://doi.org/10.5334/jbr-btr.1420>

Decreto legislativo 26 maggio 200, n.187. (s.d).

Dedouit.F, savall.F, Mokraïne.F-Z, Rousseau.H, Crubezy.E, Rouge.D, & Telmon.N. (2014). Virtual anthropology and forensic identification using multidetector CT. *British Institute of radiology*. doi:10.1259/bjr.20130468

Faggioni.L, Paolicchi.F, & Neri.E. (2010). *Elementi di tomografia computerizzata (9° ed)*. Springer-Verlag Italia.

Flach, P. M., Gascho, D., Schweitzer, W., Ruder, T. D., Berger, N., Ross, S. G., . . . Ampanozi, G. (2014). Imaging in forensic radiology: an illustrated guide for postmortem computed

tomography technique and protocols. *Forensic science, medicine and pathology*. doi:10.1007/s12024-014-9555-6

Flohr.T, Schaller.S, Stierstorfer.K, Bruder.H, Ohnesorge.B, & Schoepf.JJ. (2005). Multi-detector row CT systems and image-reconstruction techniques. *Radiology*. doi:10.1148/radiol.2353040037

Ford, J. M., & Decker, S. J. (2016). Computed tomography slice thickness and its effects on three-dimensional reconstruction of anatomical structures. *Journal of Forensic Radiology and Imaging*. doi:https://doi.org/10.1016/j.jofri.2015.10.004

Gascho, D., Thali, M. J., & Niemann, T. (2018). Post-mortem computed tomography: Technical principles and recommended parameter settings for high-resolution imaging. *Zurich Open Repository and Archive*. doi:10.1177/0025802417747167

Geijer, M., & El-Khoury, G. (2006). MDCT in the evaluation of skeletal trauma: principles, protocols, and clinical applications. *Emergency radiology*. doi:10.1007/s10140-006-0509-5

Giurazza, F., Del vescovo, R., Schena, E., Battisti, S., Cazzato, R. L., Grasso, F. R., . . . Zobel, B. B. (2012). Determination of stature from skeletal and skull measurements by CT scan evaluation. *Forensic Science International*. doi:10.1016/j.forsciint.2012.06.008

Golfieri Rita, T. R. (2019). *Manuale di TC per TSRM*. Poletto Editore.

Goto, R., & Mascie-Taylor, N. (2007). Precision of measurement as a component of human variation. *Journal of Physiology and Anthropology*. doi:10.2114/jpa2.26.253

Huda.H, Scalzetti.EM, & Levin.G. (2000). Technique factors and image quality as functions of patient weight at abdominal CT. *Radiology*. doi:10.1148/radiology.217.2.r00nv35430

Ismail.NA, Abdullah.N, Noor.MH, M., Lai.PS, Shafie.MS, & Nor.FM. (2019). Accuracy and reliability of virtual femur measurement from CT scan. *J Forensic Leg Med*. doi:10.1016/j.jflm.2019.02.010

Kalra.M, Maher.MM, Toth.TL, Schmidt.B, Westerman.BL, Morgan.HT, & Saini.S. (2004). Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. *Radiology*. doi:10.1148/radiol.2333031150

Lee, S., Gong.H, Hyun, J.-y., Koo, H.-n., Lee, H.-y., Chung.N, . . . Choi, B. H. (2017). Estimation of stature from femur length measured using computed tomography after the analysis of three-dimensional characteristics of femur bone in Korean cadavers. *Internal Journal of Legal Medicine*. doi:10.1007/s00414-017-1556-z

- Lundström, C., Persson, A., Ross, S., Ljung, P., Lindholm, S., Gyllensvärd, F., & Ynnerman, A. (2012). State-of-the-art of visualization in post-mortem imaging. *APMIS*. doi:10.1111/j.1600-0463.2011.02857.x
- LW., G. (2007). Principles of CT and CT technology. *Journal of Nuclear medicine Technology*. doi:10.2967/jnmt.107.042978
- Macchiarelli.L, Arbarello.P, Luca.N.M, D., & Feola.T. (2005). *Medicina Legale (II ed)*. Edizioni Minerva Medica: Torino.
- Marin.D, Nelosn.R.C, Schindera.S, Richard.S, Youngblood.R, Yoshizumi.T.T, & Samei.E. (2010). Low-tube-voltage, high-tube-current multidetector abdominal CT: improved image quality and decreased radiation dose with adaptive statistical iterative reconstruction algorithm--initial clinical experience. *Radiology*. doi:10.1148/radiol.09090094
- Prokop, M. (2003). Multislice CT: technical principles and future trends. *European Radiology*. doi:10.1007/s00330-003-2178-z
- Robinson, C., Eisma, R., Morgan, B., Jeffery, A., Graham, E. A., Black, S., & Ruty, G. N. (2008). Anthropological Measurement of Lower Limb and Foot Bones Using Multi-Detector Computed Tomography. *J Forensic Sci*. doi:10.1111/j.1556-4029.2008.00875.x
- Romans.E.L. (2019). *Computed Tomography for Technologists: A comprehensive text. (2°ed)*. Wolters Kluwer.
- Rydberg.J, Buckwalter.KA, Caldemeyer.KS, Phillips.MD, Jr.DJ, C., Aisen.AM, . . . Kopecky.KK. (2000). Multisection CT: scanning techniques and clinical applications. *Radiographics*. doi:10.1148/radiographics.20.6.g00nv071787
- Stull, K. E., Tise, M. L., Ali, Z., & Fowler, D. R. (2014). Accuracy and reliability of measurements obtained from computed tomography 3D volume rendered images. *Forensic Science International*. doi:10.1016/j.forsciint.2014.03.005
- Tejaswi, K., & Reriya Hari, A. (2013). Virtopsy (virtual autopsy): A new phase in forensic investigation. *Journal of Forensic Dental Science*. doi:PMC3826044
- Uldin, T. (2017). Virtual anthropology - a brief review of the literature and history of computed tomography. *Forensic Science Research*. doi:10.1080/20961790.2017.1369621
- Venderink.W, & CJJ, D. (2016). Juridische aspecten van postmortale radiologie. *Nederlands Tijdschrift Voor Geneeskunde*. doi:160:D969