

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

**Validazione preliminare all'utilizzo
di Cone Beam CT su distretti anatomici
“non convenzionali”: confronto di dose
al paziente e image quality su immagini
acquisite con TAC convenzionale**

Relatore:
Prof. Gastone Castellani

Presentata da:
Ascanio Albertini

Correlatore:
Dott. Ivan Corazza

Indice

1 Tecniche di tomografia computerizzata

1.1 Multidetector Spiral Computed Tomography (MDCT) o
Multislice Computed Tomography (MSCT)

1.2 Cone Beam Computed Tomography (CBCT)

2 Grandezze in comparazione

2.1 Grandezze dosimetriche

2.2 Grandezze di qualità d'immagine

2.2.1 Parametri oggettivi

2.2.2 Parametri soggettivi

3 Raccolta bibliografica

3.1 Bibliografia di confronto

3.1.1 Studi su fantocci

3.1.2 Studi sull'uomo

3.2 Bibliografia su CBCT

4 Conclusioni

Introduzione

La “Cone Beam Computed Tomography” è una tecnica di scansione del corpo umano tramite un fascio conico di raggi X, usata prevalentemente in campo odontoiatrico, maxillo facciale o come riferimento nei sistemi di radioterapia [1]. Diversi studi stanno valutando l’impiego di tale tecnologia anche nell’analisi di altre regioni del corpo, in virtù del suo basso costo e basso dosaggio di radiazioni se confrontato con la concorrente “Multidetector spiral Computed Comography”, che rappresenta il “*gold standard*” in ambito clinico/radiologico. Questo ci spinge a capire lo stato dell’arte su cosa è già stato fatto, sia in termini di distretto analizzato che di qualità dell’immagine e dose. Le due tecniche presentano differenze sostanziali sia per l’acquisizione che nella ricostruzione dell’immagine. La radiografia standard convenzionale non è capace di fornire abbastanza informazioni sullo stato del paziente, soprattutto in caso di pianificazione chirurgica o trattamento post operazione. Per questo si rendono indispensabili macchine come la MDCT e la CBCT. Purtroppo il numero di tumori dovuto all’esposizione a radiazioni delle tac è in forte aumento proprio a causa del crescente utilizzo di questi macchinari. Uno studio del 2009 fatto sulla popolazione degli Stati Uniti ha stimato che 29000 futuri tumori potrebbero essere causati solo dagli esami fatti nell’anno 2007 [2].

Nella presente trattazione verranno messi a confronto i dati relativi al dosaggio delle radiazioni e alla qualità dell’immagine delle due diverse tecnologie in uso su distretti anatomici di braccia e gambe. Verranno quindi riportati i risultati di dieci articoli in cui vi è una comparazione diretta tra CBCT e MDCT. È opportuno chiarire che le ricerche prese in analisi sono state condotte su diverse aree anatomiche di fantocci antropomorfi e di esseri umani di età diverse e che il metodo di approccio all’analisi varia da ricerca a ricerca. Si è cercato quindi di raccogliere i risultati di studi sulla CBCT per capire i potenziali vantaggi che questa potrebbe apportare rispetto alle TC tradizionali.

1 Tecniche di tomografia computerizzata

1.1 Multidetector Spiral Computed Tomography (MDCT) o Multislice Computed Tomography (MSCT)



Figura 1: Modello GE lightspeed di TAC tradizionale

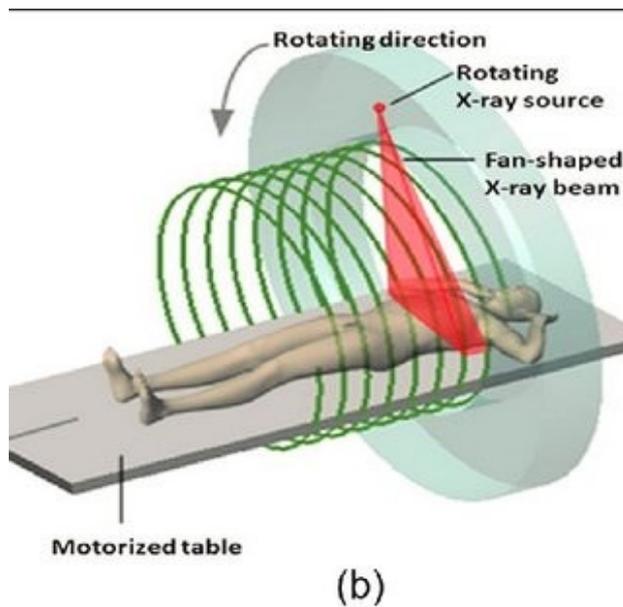


Figura 2: Schema di funzionamento di una TAC Tradizionale

La MDCT (fig. 1 e 2), detta anche MSCT, è una tecnica tomografica che consente di ottenere una immagine 3D di tutto il corpo umano o di distretti anatomici particolari (per esempio, polmone, distretto cardiaco ecc.). L'apparecchio è costituito da un lettino mobile, sul quale si stende il paziente, e dal *gantry* (sistema circolare sorgente-rivelatore), all'interno del quale avanza il lettino con velocità regolabile.

La scansione dell'intero corpo umano dura circa 40 secondi (per parti del corpo specifiche sarà minore), durante i quali il sistema sorgente-rivelatore compie numerose rivoluzioni attorno al paziente (ciascuna di durata 0.4-0.5 s). Per le analisi più comuni il tempo di scansione è di circa 15 s [3]. Il fascio fotonico è "a ventaglio" (fig. 2) e la radiazione emessa è continua per tutto la scansione. Le immagini vengono generate attraverso la conversione analogico-digitale dei segnali elettrici dei detettori, segnali che riflettono i profili di attenuazione del fascio fotonico passante attraverso i tessuti corporei in funzione della posizione angolare del complesso sorgente-rivelatore. I dati di densità vengono elaborati con matrici di ricostruzione $M \times N$ costituenti il FOV (Field Of View, superficie di una sezione tomografica), grazie alla quale si genera poi l'immagine tridimensionale. [4]

1.2 Cone Beam Computed Tomography

La Cone Beam Computed Tomography, o CBCT, è una tecnica tomografica usata principalmente in ambito odontoiatrico e maxillo facciale, che consente di ottenere una immagine 3D della parte anatomica che si vuole indagare. Il sistema è formato da una sorgente di raggi X accoppiata a un rivelatore fotonico, posto frontalmente, che, una volta in funzione, ruota intorno al paziente. Durante una scansione l'apparato compie un'unica rivoluzione attorno all'area anatomica, con tempi complessivi di rotazione dell'ordine di 1 minuto; poiché l'emissione è tipicamente pulsata e non continua, i tempi reali di esposizione del paziente risultano estremamente ridotti: secondi o poche decine di secondi. Ciò determina quindi che le dosi assorbite, siano ridotte rispetto a modalità di acquisizione con emissione continua. Un altro elemento di notevole differenza con le MDCT è rappresentato dalla forma del fascio di raggi X emesso dal tubo radiogeno che non si dispone a ventaglio (fig.2) ma assume forma conica (fig.3). Quindi, è possibile esporre al fascio contemporaneamente un'intera area di rivelatore di dimensione $N \times N$ (rivelatore chiamato "*plate*"). Ogni singolo elemento del *plate* è chiamato pixel, è viene ricostruito in immagine associandogli una terza dimensione (la profondità): in pratica, si ricostruisce un volumetto di paziente scansionato (da cui il nome "voxel") In pratica il voxel è l'elemento

costituente dell'immagine fisica, che è la rappresentazione spaziale delle densità degli elementi della matrice in cui viene riprodotta ciascuna sezione con spessore di strato definito (fig.4) [4].

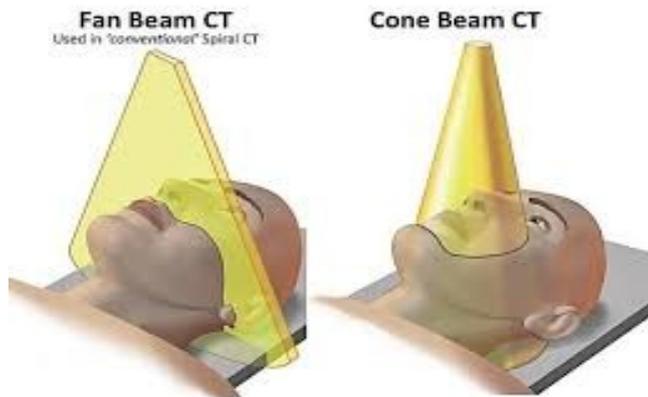


Figura 3: Fascio Fotonico MDCT a sinistra e CBCT a destra

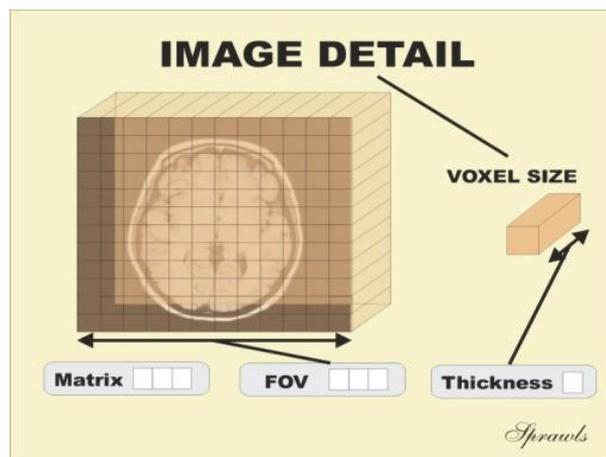


Figura 4: Immagine del FOV diviso in voxel

Per alcuni apparecchi è anche possibile scegliere la dimensione del FOV e quindi optare per protocolli con dosaggio di radiazioni differente (fig.4).

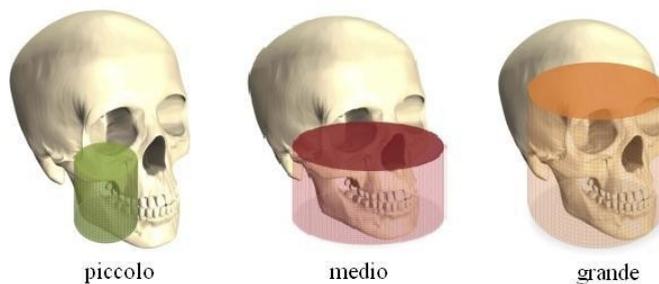


Figura 5: Dimensioni che può assumere un FOV

Un'altra differenza tra i due macchinari è che la Tac multistrato ha una scala di valori di densità ben definita detta scala di Hounsfield (HU) associata a valori numerici dei voxel dove ad esempio l'acqua ha valore 0 (zero), l'aria -1000, l'osso 1000 ecc. A cui corrispondono sfumature di grigio più o meno intense. In CBCT è molto più difficile avere una definizione dei valori associati ai voxel secondo un'accurata scala Hounsfield poiché mentre la MSCT fa una ricostruzione completa del FOV (fig. 3a) del paziente la CBCT ricostruisce solo un volume interno (Fig. 3B e fig 5), quindi i dati di densità trasmessi dai rilevatori risentiranno degli effetti di scattering dei tessuti che si trovano sul cammino del fascio in modo variabile man a mano che il fascio si sposta intorno al paziente. Per questo motivo è difficile confrontare in modo oggettivo i parametri di qualità dell'immagine di questi 2 macchinari. [5]

I rilevatori di cui sopra possono essere di due tipologie o a intensificatore di brillanza o a "flat panel". L'intensificatore di brillanza possiede un fattore di amplificazione intrinseco maggiore rispetto al *flat panel*, ma risulta ingombrante e con un FOV difficilmente regolabile. Il volume riprodotto è sferico. Il *flat panel* è il rilevatore più comune e il più utilizzato ad oggi perché genera una immagine con meno rumore e meno distorta. Il rilevatore è costituito da uno strato di scintillatore, prevalentemente allo Ioduro di Cesio o Ossido di Gadolinio, che assorbe la radiazione ionizzante ed emette luce. Questo è posizionato sopra uno strato di silicone amorfo in cui si trova una matrice di sensori CCD, con misura del pixel variabile da modello a modello, che sono dei circuiti integrati capaci di accumulare una carica elettrica proporzionale alla radiazione luminosa che li colpisce [6]. Il volume riprodotto è un cilindro. Durante la rotazione dell'apparato sorgente-rilevatore intorno al paziente, per ogni angolo prefissato vengono prese misurazioni della densità della radiazione che attraversa il volume esaminato. Ogni pixel del rilevatore fa una misurazione dell'attenuazione del fascio radiogeno subito nell'attraversare il paziente e lo proietta lungo la direzione geometrica di provenienza (fig.6). L'elaborazione della sovrapposizione di tutte queste immagini tramite un algoritmo di tipo *3-D filtered back projection* rende possibile ricostruire un volume completo della zona in esame.[4]

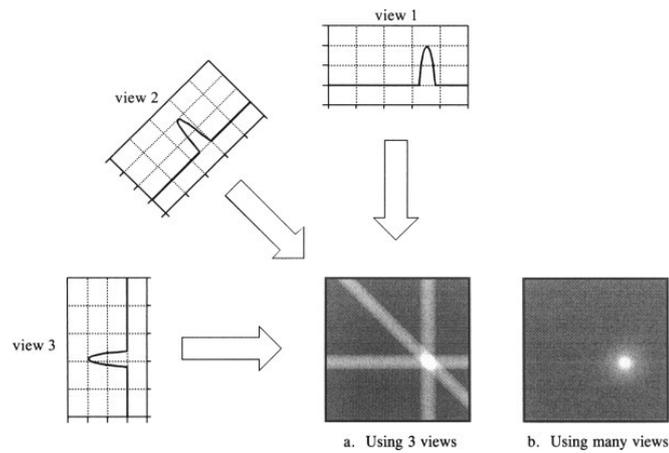


Figura 6: Principio di funzionamento della ricostruzione dell'immagine in CT

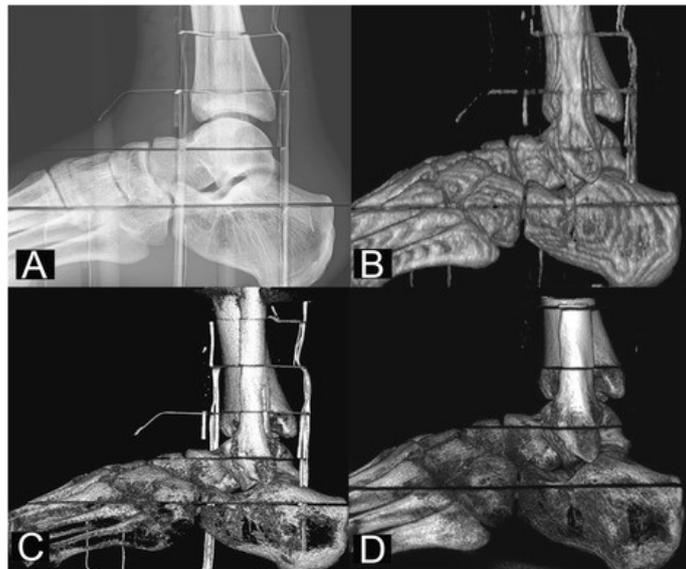


Figura 7: Immagini ricostruite da diverse macchine tomografiche. (A), the Siemens Sensation Open MSCT device (B), the NewTom 5G CBCT device (18 × 16 cm FOV) (C) and the Planned Verity CBCT device (D)

In figura 7 Possiamo vedere delle ricostruzioni 3D di una caviglia, le prime due ottenute tramite MSCT e le altre due con CBCT. È poi possibile elaborare le immagini ottenute con algoritmi diversi specifici per il tessuto ad esempio in figura osserviamo immagini in CBCT di un ginocchio e una mano processate rispettivamente con: “tessuti molli” *algorithm-*

reconstructed image (window/level, 388/-63 HU), “*ossa*” *algorithm-reconstructed image* (window/level, 850/222 HU), e *three-dimensional (3D) volume-rendered image*. (fig. 8)



Figura 8: Ricostruzioni di mano e ginocchia attraverso tre algoritmi diversi

Il medico che analizzerà le immagini potrà servirsi sia del modello 3D completo, sia di scansioni 2D dell'interno del volume. Nuovi macchinari di CBCT stanno comparando sul mercato, costruiti in modo da poter indagare altri distretti anatomici, si riportano di seguito le immagini di CBCT per il distretto facciale (Fig. 9) e di CBCT di nuova generazione per indagini a distretti vari (Fig. 10 “Planmed Verity”) (fig. 11 “newTom 5G”).



Figura 9: CBCT Accutomo



Figura 10: CBCT Planmed Verity

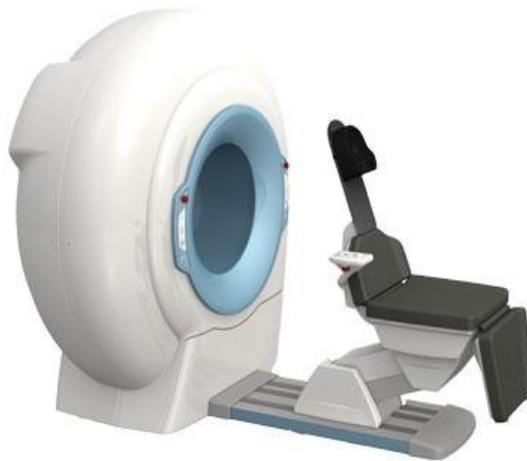


Figura 11: CBCT NewTom 5G

2 Grandezze in comparazione

Per quanto molti lavori confrontino tra loro tipologie di macchine e/o apparecchi diversi utilizzando parametri spesso specifici e definiti per lo scopo, si ritiene importante introdurre e riassumere le definizioni dei parametri dosimetrici e di qualità immagine che in fisica medica sono utilizzati.

2.1 Grandezze dosimetriche

La *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) è l'organismo internazionale che svolge le analisi ed emana le raccomandazioni necessarie per la protezione dalle radiazioni. Tali raccomandazioni sono poi recepite dalla normativa del settore nei diversi Paesi.

La grandezza più generale è la dose assorbita "D", che è definita come energia media depositata dalla radiazione sulla massa m:

$$D = \frac{\bar{\epsilon}}{m}$$

e si misura in "gray" $[1 \text{ Gy} = \frac{1 \text{ J}}{\text{kg}}]$

La dose equivalente H_T , è definita come la somma pesata:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

dove $D_{T,R}$ è il valore medio della dose assorbita nell'organo o tessuto T, dovuta alla radiazione R, e w_R è il fattore di peso della radiazione R.

La dose efficace E, ad oggi la più usata come riferimento, è definita come la somma pesata delle dosi equivalenti H_T nei diversi organi T coinvolti:

$$E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}$$

dove il peso w_T dipende dalla radiosensibilità dell'organo o tessuto T, quindi dalla sua capacità di subire maggiori o minori danni rispetto ad altri organi esposti allo stesso tipo di radiazione. Per entrambe le grandezze H_T ed E l'unità di misura è, come per l'equivalente di dose H, il "sievert" dimensionalmente uguale al Gray.

Ecco di seguito una tabella che riporta i valori dei fattori di peso w_T di alcuni organi e tessuti [7]:

Organo	w_T
Gonadi	0.08
Midollo osseo	0.12
Tiroide	0.04
Cute	0.01
Ossa	0.01

Tabella 1

Di seguito un'altra tabella che indica il fattore di peso della radiazione w_R :

Radiazione	w_R
Fotoni (tutte le energie)	1
Elettroni	1
Protoni	2
Particelle α	20

Tabella 2

Nel caso di radiazione X, la dose assorbita e la dose efficace sono numericamente uguali.

Si riporta anche l'indicatore $CTDI_{voi}$ (Computed Tomography Dose Index) che è una misura della dose media di radiazioni che colpiscono una zona. A differenza della dose efficace non tiene conto dei fattori di peso o dell'età del paziente. Questa permette una

prima comparazione diretta e veloce di CT di modelli diversi. L'unità di misura è il "Gray" [Gy] [8].

2.2 Qualità di immagine

Esistono parametri oggettivi in base ai quali valutare la qualità dell'immagine di una TC rispetto a un'altra, sia in termini di rispondenza con la realtà sia di nitidezza o di resa dei dettagli. Si tratta di dati rilevabili direttamente durante le scansioni. Non va dimenticato che l'immagine è realizzata a fini diagnostici, ad uso del medico, da ottenere attraverso la minor quantità possibile di radiazioni. Anche parametri soggettivi come l'opinione di esperti radiologi, perciò, vanno tenuti in debita considerazione.

2.2.1 Parametri oggettivi

I parametri oggettivi che prendiamo in esame sono:

- Rapporto contrasto/rumore (CNR, Contrast to Noise Ratio)
- Rapporto segnale/rumore (SNR, Signal to Noise Ratio)
- Risoluzione spaziale (MTF, Modulation Transfer Function)

Il contrasto è definito come:

$$C = \frac{N_2 - N_1}{N_2} = 1 - e^{-(\mu_w - \mu_T)w}$$

dove N_1 sono i fotoni totali/area dell'oggetto colpito e N_2 sono il numero di fotoni totali /area circostante all'oggetto, μ_w e μ_T sono i coefficienti di attenuazione lineare del volume interessato. Semplificando, il rapporto tra contrasto ottenuto su immagini con coefficienti di attenuazione μ_w e μ_T può essere considerato pari a:

$$C = (\mu_w - \mu_T)w$$

Se però prendiamo in considerazione lo *scattering* S vediamo come questo contribuisca a C :

$$C = \frac{(N_2 + S) - (N_1 + S)}{N_2 + S} = \frac{N_2 - N_1}{N_2 + S} = \frac{1 - e^{-(\mu_w - \mu_r)w}}{1 + S/N_2}$$

Vediamo che il contrasto è indipendente dal numero di fotoni incidente, ma dipende dalle proprietà dell'oggetto. Se invece parliamo di CNR o SNR, l'afflusso di fotoni conta.

Infatti il SNR può essere scritto in termini di flusso fotonico e area come:

$$SNR = \frac{N_2 - N_1}{\sqrt{N_2}} = \frac{A\phi_2 - A\phi_1}{\sqrt{A\phi_2}} = \sqrt{A} \frac{\phi_2 - \phi_1}{\sqrt{\phi_2}}$$

In termini di visibilità del dettaglio, questo cresce con il contrasto e l'area, mentre diminuisce con il rumore.

Un modo per valutare il CNR invece è:

$$C = \frac{I_{background} - I_{object}}{I_{background}}, \text{ Noise} = \frac{\sigma}{I_{background}}$$

$$CNR = \frac{C}{\text{Noise}} = \frac{I_{background} - I_{object}}{\sigma}$$

Il modo più pratico per misurare CNR è rilevarlo tra due regioni di interesse con posizioni e densità elettronica ben definite.

La risoluzione spaziale è la capacità di distinguere due piccoli oggetti molto vicini tra loro in assenza di rumore. È associato al grado di sfocatura dell'immagine. Il suo valore dipende dalle caratteristiche tecniche dell'attrezzatura, come le dimensioni del fuoco e la qualità del detettore. La risoluzione spaziale viene calcolata tramite il modulo della funzione di trasferimento (MTF). MTF indica la frazione del segnale che verrà visualizzata nell'immagine, per ogni frequenza spaziale. MTF decresce con la chiarezza e qualità dell'immagine. Un alto valore di MTF non significa però un sistema di imaging migliore.

Infatti alti valori di MTF possono portare a un significativo livello di rumore, quindi non può essere usato da solo come parametro per stabilire la qualità di un'immagine. Un metodo per misurare la MTF è quello di usare dei campioni di cui si conoscono i valori. La MTF sarà quindi il rapporto tra il segnale incidente e quello misurato. Un altro metodo è quello che misura la trasformata di Fourier. La MTF può essere ottenuta da trasformate di Fourier discrete della relazione di dispersione lineare che descrive la risposta di un sistema di imaging [9]. (fig .12)

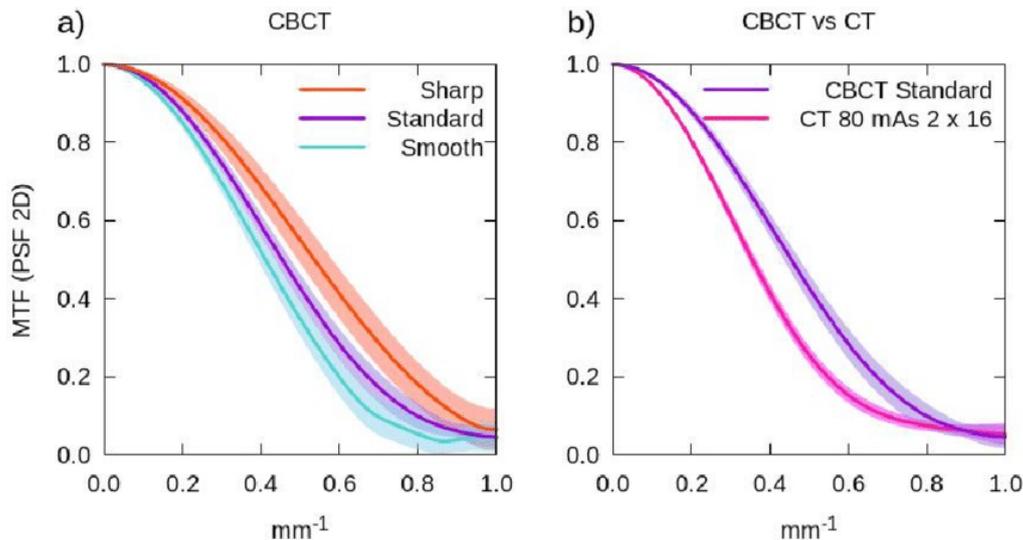


Figura 12: Curve MTF in CBCT e CT

2.2.2 Parametri soggettivi

Per analisi soggettive di parametri si intendono una serie di analisi, fatte da operatori esperti (per esempio, uno o più medici radiologi), a cui viene chiesto di dare un punteggio (*score*) su alcuni dettagli o elementi presenti nelle immagini riprodotte dagli apparecchi.

Ovviamente, nella definizione di questo “score numerico” contribuirà non solo la qualità intrinseca della macchina (quindi, la tipologia di fascio utilizzato, il tipo di rivelatore, ecc... ecc...), che influenzerà l'immagine “oggettiva” a monitor, ma anche la capacità e l'esperienza dell'osservatore nel riconoscere o meno la presenza nel dettaglio (qualità “soggettiva”), da cui il nome dei parametri.

Una volta raccolti questi *scores*, possono essere utilizzate tecniche numeriche statistiche di confronto per valutare la risposta “media” degli operatori all'immagine acquisita con una macchina, e quindi, per esempio, confrontare immagini acquisite con apparecchi diversi per identificare quale sia il più adeguato a rispondere ad un quesito clinico specifico.

Rispetto ai parametri oggettivi, che stabiliscono le caratteristiche intrinseche di un apparecchio definendone le prestazioni massime, i parametri soggettivi (e le teorie di analisi dei dati derivati, tipo curve ROC – Receiver Operating Characteristic- o metodi derivati da analisi di ROSE) consentono di derivare direttamente come viene percepita da un clinico un'immagine prodotta con una macchina radiogena, quindi risultano spesso più facilmente correlabili alla pratica clinica, anche se presentano un'ovvia limitazione: l'arbitrarietà nella definizione dei parametri da richiedere all'osservatore e a cui associare uno score. Ultimamente, si è optato di superare questa limitazione definendo come parametri da analizzare le cosiddette “curve dettaglio contrasto” (fig. 13) ottenute acquisendo un'immagine standard di fantoccio dedicato (fig. 14): alcuni dei lavori pubblicati e che verranno presentati seguono questo metodo di analisi per definire la qualità dell'immagine. In alcuni studi in particolare è stata usata la classificazione Müller AO delle fratture, che è un sistema di riconoscimento delle fratture ossee come metodo di ordinamento in base alle lesioni.

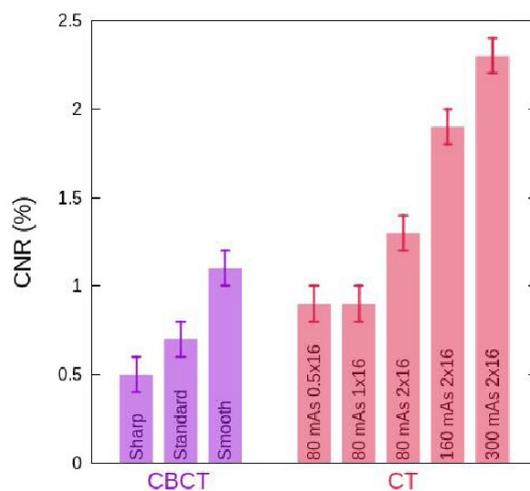


Figura 13: Curve di dettaglio di CNR in CBCT e CT



Figura 14: fantoccio QUART per utilizzato per ottenere CNR e MTF in CBCT e curve MTF e CNR

3 Raccolta bibliografica

3.1 Bibliografia di confronto

	n.	Primo autore rivista e anno	Tipo di analisi	Distretto anatomico	Oggetto dell'analisi
Studi su fantocci	1	Sebastian Tschahauer. Plos One (2017)	Confronto di dosaggio e qualità di immagine oggettiva e soggettiva	Polso e caviglia	Fantoccio pediatrico
	2	Juha Koivisto. Radiation Protection Dosimetry (2013)	Confronto di dosaggio	Ginocchio	Fantoccio adulto
	3	Juha Koivisto. Radiat Prot Dosimetry (2018)	Confronto di dosaggio	Polso	Fantoccio adulto
	4	Juha Koivisto. J Foot Ankle Res (2015)	Confronto di dosaggio	Caviglia	Fantoccio adulto
Fantoccio e pazienti	5	M. Ricci Eur J Radiol Open (2019)	Confronto di dosaggio e potere diagnostico	Polsi, caviglie, piedi e ginocchia	Fantoccio adulto e 198 casi di frattura
studi sull'uomo	6	S. Demehri. Eur Radiol. (2015)	Confronto soggettivo di qualità dell'immagine	Ginocchia	Cadaverico
	7	Brian S Pugmire AJR Am J Roentgenol (2016)	analisi del potere diagnostico e confronto prospettivo sull'utilizzo	Caviglie e piedi	Pazienti fino al diciottesimo anno di età
	8	Sebastian Tschahauer Skeletal Radiol. (2020)	Confronto soggettivo e oggettivo sulla qualità dell'immagine	Gambe e braccia	Soggetti di età compresa tra i 12 e i 16 anni
	9	H. Lang Eur Radiol. (2016)	Confronto di potere diagnostico e soggettiva qualità dell'immagine	Radio distale	Pazienti di qualsiasi età
	10	Thibaut	Confronto di potere	Polsi, mani,	Pazienti di età

		Dubreuil J Comput Assist Tomogr 2019	diagnostico soggettiva dell'immagine	e qualità e caviglie e piedi	e diversa
fantoccio	11	John B. Ludlow (2018)	Qualità dell'immagine	oggettiva Caviglia- piede mano-polso	Fantoccio adulto
	12	Ching-Ching Yang (2016)	Correzione artefatti	Addome	Fantoccio adulto

Tabella 3

Per quanto i lavori citati si propongano tutti lo stesso obiettivo, ovvero confrontare “dosi” e “qualità immagine” ottenute con tecniche tomografiche, comunque i metodi di analisi dei dati dosimetrici, le tipologie di dosimetri utilizzati e di stima della qualità immagine sono molto diversi tra loro.

Per questo, nei paragrafi successivi, si è cercato di raggruppare i risultati suddividendoli in:

- Analisi su fantoccio: più concentrate sul dosaggio dove l'autore ha analizzato con dosimetri il dato rilevabile in particolari organi e/o tessuti
- Analisi dosimetriche “in vivo”: più incentrate sulla qualità dell'immagine, l'analisi dosimetrica è molto meno precisa.

La scelta operata dell'uno o altro metodo presenta ovviamente sia dei “pro” che dei “contro”: per questo, come premessa ai relativi paragrafi, si è cercato di riassumere i vantaggi e gli svantaggi, nella Tabella sottostante:

Metodo di analisi	Vantaggi	Svantaggi
Analisi su fantoccio	Facilmente ripetibile Standardizzabile Possibilità di confronto tra apparecchi diversi, con limitata variabilità del campione analizzato (per esempio, uomini di anatomie diverse)	Anatomia standard del fantoccio, difficilmente correlabile alle reali dimensioni del paziente Scelta degli organi da mappare dosimetricamente Posizione fissa degli organi da analizzare Unica possibilità di misura tramite dosimetri TLD Geometria e FOV di

		acquisizione a volte difformi dalla situazione reale
Analisi “in vivo”	Fatta sui pazienti reali FOV e geometrie reali, che restituiscono immagini paragonabili a quelle che si utilizzano per fare una diagnosi.	Difficilmente ripetibile – ed eticamente non giustificato – Dati difficilmente confrontabili, vista la variabilità di anatomie tra pazienti Necessità di operazioni statistiche con calcoli di medie o simili per i confronti

Tabella 4

Verranno riportati di seguito dieci articoli in cui si confrontano risultati di qualità di immagine e dosaggio della CBCT rispetto MDCT o MSCT su distretti anatomici raramente indagati in CBCT.

3.1.1 Studi su fantocci

Nei seguenti studi le misurazioni dosimetriche sono state fatte irradiando manichini antropomorfi (Fig. 15), capace di simulare l'attenuazione di radiazione dei diversi tessuti anatomici presenti nel distretto in questione, in cui sono stati posizionati al suo interno dei dosimetri (Fig. 16) capaci di accumulare la radiazione ionizzante che li colpisce permettendo poi la misurazione. I sistemi di misura più usati per dosimetria interna sono di tipo TL (termoluminescenti) o MOSFET [7].



Figura 15: Immagine di un manichino RANDO con dosimetri attaccati alla cute



Figura 16: Dosimetri TL

1. In uno studio del 2017 di Sebastian Tschahner ed altri, condotto su modelli anatomici pediatrici “PBU-70 (Kyoto Kagaku Co. Ltd, Kyoto, Japan)” di polsi e caviglie sono stati confrontati i dosaggi superficiali dei due macchinari, attraverso dei dosimetri termoluminescenti (TLD). Per quanto riguarda la qualità dell'immagine, sono stati interpellati tre radiologi con 4, 6 e 28 anni di esperienza, che hanno valutato ogni immagine con una scala da 1 a 5 (1 era il voto migliore e 5 il peggiore) e sono stati calcolati CNR e SNR. Nella presa dati sono state usati tre protocolli (CBCT, MDCT di routine e MDCT adattato allo stesso FOV della CBCT), che si dividono a loro volta in tre livelli di esposizione (basso, medio, alto), sempre in regime di basso dosaggio, per meglio adattarsi alla maggiore sensibilità infantile alle radiazioni. È stata usata una Planmed Verity[®] scanner (Planmed Oy, Helsinki, Finland) per CBCT e una Toshiba Aquilion One[®] (Toshiba Medical Systems Corporation, Otawara-shi, Japan) per MDCT. I risultati sul dosaggio assorbito mediati sui tre livelli di esposizione, a parità di qualità di immagine, sono stati 3.0 ± 1.9 mGy per la CBCT e 3.9 ± 1.1 mGy per la MDCT. I dati della MDCT “adattata” invece non hanno superato il t-test, per cui non sono risultati statisticamente rilevanti. In conclusione, si può vedere come rispetto alla scansione di routine con MDCT, cioè quella che si sarebbe usata sul paziente in condizioni normali, la CBCT abbia dosaggi superficiali significativamente più bassi. I valori di CNR sono stati 55.4 ± 28.5 HU in CBCT, and 39.4 ± 5.1 HU in MDCT. SNR was 28.2 ± 15.1 HU in CBCT and 8.8 ± 1.8 HU in MDCT, mentre i valori di valutazione soggettiva in media sono stati 3.5 in CBCT e 3 in MDCT per il protocollo di basso dosaggio, 2.5 i CBCT e 2 in MDCT in protocollo di medio dosaggio, 2 in CBCT e 2 in MDCT in protocollo di alto dosaggio [10].
2. Uno studio del 2013, condotto da Juha Koivisto ed altri, confronta i valori di dose efficace sul modello anatomico di un ginocchio RANDO legphantom (Radiation Analogue Dosimetry System; The Phantom Laboratory, Salem, NY, USA) tra una Planmed Verity[®] scanner (Planmed Oy, Helsinki, Finland) per CBCT e 3 MSCT: una Siemens Somatom Definition ASp128-slice scanner, una Siemens Sensation Open 24-slice scanner (Siemens, Forchheim, Germany) e una GE Lightspeed VCT 64-slice scanner (GE Healthcare Technologies, Waukesha, WI, USA). I valori delle radiazioni vengono registrati da 20 dosimetri MOSFET, localizzati in diverse parti

del modello anatomico, in modo da poter calcolare le radiazioni assorbite da ogni specifico tessuto della gamba, potendone quindi calcolare la dose efficace. I fattori di peso di ogni tessuto infatti sono diversi, a seconda della loro radio sensibilità come mostrato sopra.

I risultati delle analisi delle MSCT sono stati 48 μSv per la Siemens sensation open, 27.3 μSv per la Siemens Somatom definition e 32.4 μSv per la GE Lightspeed CVT. La CBCT ha ottenuto invece 12.6 μSv . I livelli di dose efficace della CBCT risultano più bassi della MSCT con le tipiche impostazioni di scan, quindi il suo utilizzo è consigliato [11].

3. In un altro studio del 2018, ancora di Juha Koivisto ed altri, viene studiato il dosaggio efficace di due macchine CBCT e una MSCT su un polso artificiale "RANDO". Gli scan sono stati ottenuti con NewTom 5 G CBCT-device (QR, Verona, Italy), Planmed Verity CBCT-device (Planmed Oy, Helsinki, Finland) and Siemens Somatom Sensation Open 24-slice MSTC device (Siemens, Forchheim, Germany). I dati sono stati raccolti attraverso 11 dosimetri MOSFET, collocati in modo da poter calcolare appropriatamente la dose efficace per ogni tessuto. I valori di dose efficace per i due macchinari CBCT sono stati rispettivamente 0.7-1.6 μSv per la NewTom 5G (a seconda del FOV scelto), e 2.4 μSv per la Planmed Verity. La Somatom Sensation Open 24-slice MSCT ha invece ottenuto 8.6 μSv [12].

4. In uno studio del 2015, di Juha Koivisto ed altri, viene osservato il dosaggio di due macchinari CBCT: NewTom 5G CBCT scanner (110 kVp, 2.3 - 59 mAs), Planmed Verity CBCT-scanner (90 kVp, 48 mAs), Shimadzu FH-21 HR direct radiography equipment (AP + LAT), (57 kVp, 16 mAs), e una MSCT Siemens Sensation Open 24-slice MSCT-scanner (120 kVp, 54 mAs). Per la presa dati sono stati utilizzati 20 dosimetri MOSFET piazzati strategicamente all'interno del fantoccio RANDO di una caviglia. Si è potuto calcolare la dose efficace per le varie macchine che risulta come segue: 21.4 μSv per la MSCT, tra 1.9 μSv e 14.3 μSv per la NewTom 5G e 6 μSv per la Planmed Verity. Come anticipato nell'altro studio, la NewTom 5G offre la possibilità di scegliere le misure del FOV e quindi di scegliere la risoluzione desiderata, la dose efficace per il dosaggio standard è risultata essere di 4 μSv [13].

Il seguente studio comprende sia una parte di Studio su fantoccio sia una su una casistica di diagnosi su pazienti:

5. In uno studio del 2016, di M.Ricci ed altri, sono state messe a confronto MDCT, CBCT e i raggi x standard. I risultati delle dosi efficaci sono molto distanti, la MDCT ha ottenuto 870 mSv, mentre la CBCT NewTom 5G ha ottenuto 40 mSv. La radiografia standard ha ottenuto 4 mSv, un valore notevolmente inferiore rispetto a quelli delle due CT, però nello studio viene anche valutata la correttezza della diagnosi che ne deriva. Infatti su 198 casi di fratture sospette di polsi, caviglie, piedi e ginocchia, le diagnosi derivate dalla radiografia standard sono risultate non accurate: dei 55 pazienti negativi alla diagnosi di frattura (confermati da successive analisi delle due 3D CT) 19 (34.5%) sono stati considerati positivi, dei 134 positivi alla diagnosi di frattura 21 (14.6%) sono stati considerati negativi. Questo dimostra quanto siano necessarie CT più accurate, con il minor dosaggio possibile [14].

3.1.2 Studi sull'uomo

6. Uno studio di S. Demehri del 2015, condotto su arti di dieci cadaveri, mette a confronto le immagini estrapolate con una MDCT con quelle di una CBCT. Sono state provocate fratture negli arti in esame, al fine di permettere poi a quattro radiologi di valutare le immagini raccolte. La scala di valutazione utilizzata andava da 1 a 5 punti. Nello studio sono stati divise le immagini ossee da quelle dei tessuti molli. I valori mediani conferiti alle immagini delle ginocchia in CBCT e MDCT sono stati 5 per la MDCT e 4 per la CBCT; per quanto riguarda le mani, 5 per la MDCT e 3 per la CBCT. Comparando i risultati con quelli della MDCT si conclude che mentre per i tessuti molli è ancora preferibile la MDCT per quelle ossee è da preferire la CBCT. I valori di dose assorbita (CTDI) sono stati indicativamente 9 mGy per la CBCT e 25 mGy [15].
7. Uno studio di Brian S Pugmire ed altri del 2016 ha esaminato tutte le radiografie fatte a caviglie e piedi, con CBCT e MDCT, in pazienti fino al diciottesimo anno di età, effettuate in un ospedale nell'arco di due anni. Gli esami sulla dose efficace dei

due macchinari presentano i valori 0.013 ± 0.003 mSv per la CBCT e 0.023 ± 0.020 mSv per la MDCT. I risultati mostrano anche come siano state necessarie ai medici radiografie in CT per diagnosi più accurate, nonché per la decidere di effettuare delle operazioni chirurgiche. In particolare, nel 56% dei casi, l'uso della CBCT ha rivelato importanti fatti sul paziente che non erano stati visti con la radiografia standard, e nel 68% dei casi questi hanno influenzato il trattamento clinico. Inoltre, lo studio mostra come, dopo l'installazione, il macchinario CBCT abbia rimpiazzato la MDCT nell'analisi di piedi e caviglie, abbassandone l'utilizzo da un numero medio di 3,8 a 3,4 esami al mese. Ciò è dovuto anche alla possibilità che si ha durante le analisi in CBCT di osservare l'arto mentre sostiene il peso corporeo, permettendo quindi di indagare ed individuare l'eventuale instabilità dell'articolazione [16].

8. Un articolo di Sebastian Tschauner ed altri del 2020 prende in esame 61 protocolli eseguiti con la CBCT su soggetti di età compresa tra i 12 e i 16 anni. Di queste 61 analisi, 10 sono state fatte in parallelo con una MDCT, le altre 51 sono state messe a confronto con analisi in MDCT già presenti in archivio con parte anatomica, età e sesso del paziente coincidenti. Il macchinario CBCT era la Planmed Verity scanner (Planmed Oy, Helsinki, Finland), quello per MDCT era Aquilion One (Toshiba Medical Systems Corporation, Otawara-shi, Japan). Questo studio vuole valutare la qualità dell'immagine sia attraverso i parametri CNR e SNR, che attraverso l'opinione di tre esperti radiologi. Questi ultimi hanno adottato una scala da 1 a 5, dove 1 è il voto di apprezzamento migliore, in considerazione della certezza della diagnosi, del dettaglio di immagine, del contrasto e della nitidezza. Sono stati ottenuti i seguenti risultati: per il CNR 112.1 ± 26.6 in CBCT e 59.3 ± 13.5 in MDCT e per il SNR corteccia ossea CBCT = 2053.8 ± 303.3 MDCT = 1954.6 ± 172.8 , grasso CBCT = 38.8 ± 8.4 MDCT = 21.3 ± 4.0 , muscolo CBCT = 37.9 ± 8.2 MDCT = 21.5 ± 4.3 . I voti medi complessivi attribuiti dagli esperti radiologi sono stati: 3 per la CBCT e 2 per la MDCT. I rispettivi valori medi di CTDI sono stati 2.3 ± 0.8 mGy per la CBCT e 3.2 ± 1.0 mGy per la MDCT. In conclusione, troviamo la CBCT in leggero vantaggio, forte anche del suo minor dosaggio [17].

9. Uno studio di H. Lang ed altri del 2016 confronta la validità diagnostica dei due macchinari per rilevare fratture del radio distale. Si è usata una Planmed Verity® (Planmed Oy, Helsinki, Finland) per la CBCT e una Toshiba Aquilion One® scanner (Toshiba Medical Systems Corp., Otawara, Tochigi, Japan) per la MSCT. Sono stati messi a confronto 35 scan di CBCT e 33 scan di MSCT raggruppati per età sesso e terapia conseguente. Tre radiologi, hanno valutato le immagini dando un voto da 1 a 5 alla qualità visiva delle componenti dell'arto in esame ad esempio la corteccia ossea, la superficie dell'articolazione, i tessuti molli e l'osso trabecolare. Hanno valutato inoltre l'entità della frattura, usando la scala di classificazione delle fratture "Müller AO Classification". I risultati riguardanti la qualità dell'immagine di quasi tutte le componenti sono stati in favore della MSCT tranne per l'osso trabecolare grazie alla alta risoluzione spaziale della CBCT. Nelle immagini in CBCT sono comparsi artefatti di movimento e di "beam hardening" che non appaiono in MSCT anche merito di una miglior programmazione dell'algoritmo di ricostruzione. Ciò non ha comunque inficiato la validità diagnostica, infatti non sono risultate differenze significative della classificazione delle fratture. La radiazione media (CTDI) è stata 3.81 mGy ($\sigma = 0.19$) per la CBCT e 5.49 mGy ($\sigma = 1.18$) per la MSCT [18].
10. Un articolo di Thibaut Dubreuil ed altri del 2019 si è proposto di mettere a confronto la CBCT e la MDCT, sia quanto a qualità dell'immagine sia in quanto a dosaggio. Le macchine usate sono state "MX8000 IDT10 computed tomography scan" (Philips Healthcare, Best, the Netherlands) per la MDCT e "NewTom5G" (QR Systems, Verona, Italy) per la CBCT. 31 pazienti con sospette fratture a polsi, mani, caviglie o piedi si sono sottoposti a entrambe le analisi, una di seguito all'altra. Due radiologi hanno analizzato le immagini e hanno usato la scala di classificazione delle fratture "Müller AO classification" per valutarle con l'aiuto di un terzo radiologo in caso di discrepanza di giudizio. Inoltre, hanno valutato anche la qualità dell'immagine con una scala di gradimento da 1 a 5. L'accordo tra le diagnosi dei due radiologi secondo la scala "Müller AO classification" è stato pressoché totale. Solo in due casi si sono evidenziate differenze, ma non tali da inficiare la coincidenza sostanziale sia nella valutazione della presenza della frattura,

sia della gravità. La qualità dell'immagine è risultata in totale migliore in CBCT rispetto a MDCT, sebbene la CBCT, a differenza della MDCT, sia incappata in artefatti di *beam hardening* e di movimento. Il valore medio di radiazioni assorbite (CTDI) è stato 13.1 mGy (10.3–28 mGy) per la MDCT e 2.8 mGy (1.2–9.3 mGy) per la CBCT [19].

3.2 Bibliografia CBCT

In questo paragrafo si descrivono due articoli che approfondiscono gli studi sulla CBCT. In particolare si vogliono discutere le prestazioni dei vari protocolli che si possono impostare nel macchinario, sulle dimensioni del FOV, e come un algoritmo di ricostruzione migliore possa incidere nella qualità dell'immagine. Si riportano dunque due articoli a riguardo:

11. Uno studio di John B. Ludlow del 2018 condotto su fantocci di mano-polso e piede-caviglia, ha voluto studiare *contrast-to-noise ratio* (CNR) e *modulation transfer function* MTF di una CBCT nei protocolli di medio e basso dosaggio. I valori di dose efficace dei protocolli sono stati studiati attraverso dosimetri a stimolazione ottica (OSL) posizionati in diversi strati del fantoccio. Le dimensioni del FOV dei due protocolli usati sono stati 21.5 cm in altezza x 23 cm in larghezza per il protocollo medio, e 21.5 cm in altezza x 30cm in larghezza per quello più grande di dosaggio minore. La qualità di immagine è stata invece valutata attraverso il software "QUART DVT_TEC software (QUART GmbH, Zorneding, Germany)". Nei due protocolli la variazioni di dose efficace è stata del 43%. Il CNR si è abbassato del 30% passando dal protocollo medio a quello a basso dosaggio. La MTF non ha invece riportato differenze significative. Questi risultati indicano risparmi di dose importanti quando si utilizzano protocolli a basso dosaggio su bambini, se ne consigliano quindi l'utilizzo dove una riduzione del CNR non incida nello scopo della diagnosi [20].

12. Uno studio del 2016 di Ching-Ching Yang ed altri condotto su un fantoccio di addome, ha dimostrato come sia stato possibile migliorare i parametri di qualità dell'immagine di una CBCT applicando algoritmi di ricostruzione già in uso su

MDCT. Ad esempio “*MDCT-based shading correction*” e “*virtual monochromatic CT (VMCT)*” hanno ottenuto valori medi di CNR più alti: 17.84 in CBCT e 26.78 con *shading correction* e 34.31 con VMCT. È facile capire che una qualità di immagine migliore permette di utilizzare livelli di radiazioni sempre più bassi [21].

4 Conclusioni

Tabella con i valori dosimetrici calcolati su fantocci:

distretto	N. articolo	Primo autore e anno	Dose efficace	
			CBCT	MDCT/ MSCT
Polso e caviglia	1	Sebastian Tschahauer. (2017)	3.0 ±1.9 mGy	3.9 ±1.1 mGy
ginocchio	2	Juha Koivisto. (2013)	12.6 µSv	48 µSv, 27.3 µSv, 32,4 µSv
polso	3	Juha Koivisto. (2018)	0.7-1.6µSv, 2.4µSv	8.6 µSv
caviglia	4	Juha Koivisto. (2015)	1.9-14 µSv 6 µSv	21.4 µSv
varie	5	M. Ricci (2019)	40 mSv	870 mSv

Tabella 6

Nella Tabella 6 si possono osservare i valori di dosaggio trovati nei diversi studi. Per quanto i distretti anatomici analizzati dai diversi autori siano tali da non considerare direttamente irraggiati organi che contribuiscono in maniera significativa al calcolo di dose efficace, comunque gli autori hanno scelto di confrontare questo parametro per qualificare una metodologia (TAC) rispetto all'altra (CBCT). Da ciò ne deriva che i risultati possano essere molto discordi tra loro. Probabilmente la valutazione della dose all'organo (es. cute) sarebbe stata una scelta più coerente rispetto al calcolo della dose efficace nel confronto tra metodi differenti di indagine. Nel rispetto della scelta fatta dagli autori, si sono però riportati i valori pubblicati. Questi risultati mostrano valori di dose efficace comunque più alti in MSCT/MDCT rispetto a quelli in CBCT pur variando da studio a studio in base al distretto anatomico in esame o al tipo di studio condotto. La maggior parte di questi studi attesta valori di dose efficace delle TAC tradizionali mediamente quattro volte maggiori rispetto

alle CBCT. Lo studio condotto da M. Ricci invece si discosta notevolmente dagli altri, registrando dosi delle TAC tradizionali fino a ventuno volte maggiori, e di ordini di grandezza del mSv.

E' opportuno ricordare che confrontare metodiche considerando solo il parametro dosimetrico rappresenta una limitazione in quanto non si considerano eventuali modifiche nella qualità dell'immagine. Per questo sono stati analizzati dagli autori anche parametri di *image quality*, riportati nelle tabelle 7 (soggettivi) e 8 (oggettivi).

distretto	N. articolo	Primo autore e anno	Valutazione soggettiva (score crescente 1 (pessimo) -5 (ottimo))	
			CBCT	MDCT/ MSCT
Polso e caviglia	1	Sebastian Tschauer (2017)	2.4	2.7
Ginocchia e mani	6	S. Demehri. (2015)	3.5	5
varie	8	Sebastian Tschauer (2020)	2	3
Polsi, mani, caviglia e piedi	10	Thibaut Dubreuil 2019	3.91	3.81

Tabella 7

La tabella 7 mostra come la qualità dell'immagine della MDCT, secondo i medici radiologi, sia quasi sempre migliore. La CBCT non riproduce adeguatamente i tessuti molli a causa degli artefatti a cui è soggetta, nelle immagini ossee invece ha avuto risultati sempre confrontabili con quelli della MDCT.

distretto	N. articolo	Primo autore e anno	CNR	
			CBCT	MDCT/MSCT
Polso e caviglia	1	Sebastian Tscahauner. (2017)	55.4 ±28.5	39.4 ±5.1
varie	8	Sebastian Tscahauner (2020)	112.1±26.6	59.3±13.5

Tabella 8

I parametri oggettivi sono indicativi della performance della strumentazione analizzata ma spesso non vengono considerati perchè non sempre riflettono la percezione soggettiva che il medico ha dell'immagine finale. La scala di conversione tra livello di grigio e grado di attenuazione del fascio usata per CBCT è non standard e è stata creata ad hoc da ciascun autore. Per questo motivo è difficoltoso poter confrontare i diversi CNR ottenuti da studi diversi. A maggior ragione il confronto tra CNR con CBCT e MDCT/MSCT risulta altrettanto difficile.

Come si è visto in tutti gli articoli, la tecnologia CBCT garantisce un dosaggio considerevolmente minore rispetto alla MDCT, senza compromettere il potere diagnostico. La qualità dell'immagine resta comparabile a quella della MDCT, perfino preferibile se usata per valutare strutture ossee. Come evidenziato nell'ultimo articolo i ricercatori sono già all'opera per costruire algoritmi che possano ridurre gli artefatti e quindi migliorare la qualità visiva delle immagini. Tutto ciò, unitamente al basso costo del macchinario, rende la CBCT meritevole quantomeno di ulteriori studi e approfondimenti, in vista di una evoluzione significativa nel campo della tomografia computerizzata a fini sanitari.

Bibliografia

- [1] Kavitha Srinivasan *“Applications of linac-mounted kilovoltage Cone-beam Computed Tomography in modern radiation therapy: A review”*
- [2] Amy Berrington de González *“Projected Cancer Risks From Computed Tomographic Scans Performed in the United States in 2007”*.
- [3] S.Saini • G.D.Rubin • M.K.Kalra MDCT A Practical Approach (2006, Springer)
- [4] Alessandro D’Aquila *“Inquadramento delle caratteristiche funzionali salienti del CBCT. Individuazione degli aspetti innovativi e dei notevoli vantaggi in termini di riduzione della dose al paziente.”* ANPEQ
- [5] Dott. Gian Paolo Damilano, Dott. Osvaldo Rampado *“Corso Fad cone beam: risorsa diagnostica e vincoli normativi .CBCT dentali: tecnologia, valutazione di dose e rischio radiologico, influenza dei parametri tecnici su dose e qualità dell’immagine”*
- [6] wikipedia: *“https://en.wikipedia.org/wiki/Flat-panel_detector”*
- [7] *“Fondamenti di dosimetria delle radiazioni ionizzanti”* 4^a edizione di R.F. Laitano
- [8] *“Spiral and Multislice Computed Tomography of the body”* di Mathias Prokop e Michael Galanski
- [9] Giuseppe Filitto *“Quality controls for cone beam computed tomography CBCT apparatus”*

- [10] Sebastian Tschauner “*Surface radiation dose comparison of a dedicated extremity cone beam computed tomography (CBCT) device and a multidetector computed tomography (MDCT) machine in pediatric ankle and wrist phantoms.*”
- [11] Juha Koivisto “*Assessment of effective radiation dose of an extremity CBCT, MSCT and conventional X ray for knee area using MOSFET dosimeters*”
- [12] Juha Koivisto “*Effective Radiation Dose in the Wrist Resulting from a Radiographic Device, Two CBCT Devices and One MSCT Device: A Comparative Study*”
- [13] Juha Koivisto “*Effective radiation dose of a MSCT, two CBCT and one conventional radiography device in the ankle region*”
- [14] M. Ricci “*Cone-beam computed tomography compared to X-ray in diagnosis of extremities bone fractures: A study of 198 cases*”
- [15] S.Demehri “*Assessment of image quality in soft tissue and bone visualization tasks for a dedicated extremity cone-beam CT system*”
- [16] Brian S Pugmire “*Initial Clinical Experience With Extremity Cone-Beam CT of the Foot and Ankle in Pediatric Patients* ”
- [17] Sebastian Tschauner “*Experiences with image quality and radiation dose of cone beam computed tomography (CBCT) and multidetector computed tomography (MDCT) in pediatric extremity trauma*”
- [18] H. Lang: “*A retrospective, semi-quantitative image quality analysis of cone beam computed tomography (CBCT) and MSCT in the diagnosis of distal radius fractures*”
- [19] Thibaut Dubreuil “*Comparison of Cone-Beam Computed Tomography and Multislice Computed Tomography in the Assessment of Extremity Fractures* ”

[20] John B. Ludlow “Hand-wrist, knee, and foot-ankle dosimetry and image quality measurements of a novel extremity imaging unit providing CBCT and 2D imaging options ”

[21] Ching-Ching Yang “*Improving Image Quality of On-Board Cone-Beam CT in Radiation Therapy Using Image Information Provided by Planning Multi-Detector CT: A Phantom Study*”

Bibliografia delle immagini:

Figura 1: “<https://www.indiamart.com/proddetail/vct-64-ct-ge-refurbishedlightspeed-scanner-21058681962.html>”

Figura 2: “https://www.researchgate.net/figure/a-X-CT-b-MDCT-and-c-16-rows-image-detector-Courtesy-of-Swissray_fig1_313464706”

figura 3: Alessandro D’Aquila “*Inquadramento delle caratteristiche funzionali salienti del CBCT. Individuazione degli aspetti innovativi e dei notevoli vantaggi in termini di riduzione della dose al paziente.*” ANPEQ [4].

figura 4: “<http://www.sprawls.org/mripmt/MRI10/index.html>”

Figura 5: “<https://docplayer.it/106594921-Tesi-di-laurea-la-tc-cone-beam-in-chirurgia-ortognatica-lo-stato-dell-arte.html>”

Figura 6: “<https://www.sciencedirect.com/topics/engineering/backprojection>”

Figura 7: Juha Koivisto “*Effective radiation dose of a MSCT, two CBCT and one conventional radiography device in the ankle region*”

Figura 8: S.Demehri “*Assessment of image quality in soft tissue and bone visualization tasks for a dedicated extremity cone-beam CT system*”

Figura 9: “<https://www.dentalcompare.com/Dental-Digital-Imaging-Dental-Imaging/4851-Dental-Cone-Beam-Imaging-Cone-Beam-3D-Imaging/>”

Figura 10: “<https://www.planmed.com/it/tomografia-computerizzata/>”

Figura 11: “<https://www.dentalcompare.com/4851-Dental-Cone-Beam-Imaging-Cone-Beam-3D-Imaging/42842-NewTom-5G-Cone-Beam-CT/>”

Figura 12: *reperibile in letteratura*

Figura 13: *reperibile in letteratura*

Figura 14: *reperibile in letteratura*

Figura 15: *reperibile in letteratura*

Figura 16: *reperibile in letteratura*