

POLITECNICO DI MILANO

Scuola di Ingegneria Industriale e dell'Informazione
Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica



Rischio radiologico associato alle procedure radiodiagnostiche: analisi preliminare di un sistema di raccolta dati inerenti l'esposizione dei pazienti

Relatore: Prof. Andrea POLA

Tesi di Laurea di: **Gloria Geminiani**

Matricola 800483

Anno Accademico 2013-2014

Indice

Elenco delle figure	4
Elenco delle tabelle	6
Sommario	7
Abstract	8
Introduzione	9
1. Radiodiagnostica	12
1.1 Tomografia computerizzata	12
1.2 Indici dosimetrici	14
1.3 Metodologie di riduzione della dose TC	18
2. PREP Fase 1	21
2.1 Elaborazione dati riguardanti il numero e la tipologia di TC per pazienti 0-100 e 0-17 anni	22
2.2 Sistema di monitoraggio degli esami TC all'interno dell'Azienda Ospedaliera Niguarda	28
3. PREP Fase 2	29
3.1 Materiali e metodi	30
3.2 Risultati ottenuti per pazienti da 0 a 100 anni	36
3.2.1 Distribuzione del numero di esami TC	36
3.2.2 Distribuzione dei valori di DLP da 0-100 anni	37
3.2.3 Distribuzione dei valori di CTDIvol da 0-100 anni	40
3.3 Risultati ottenuti per pazienti da 0-17 anni	43
3.3.1 Distribuzione del numero di esami TC per pazienti pediatrici	43
3.3.2 Distribuzione dei valori di DLP da 0-17 anni	44
3.3.3 Distribuzione dei valori del CTDIvol da 0-17 anni	46
4. Distribuzione di dose agli organi associata all'esposizione da radiazione	48
4.1 Effetti biologici delle radiazioni	48
4.2 Stima della dose agli organi	49
Conclusioni	56
Bibliografia	57

Elenco figure

Fig.1. Scanner TC	12
Fig.2. TC Spirale	13
Fig.3.TC Somatom Volume Zoom , Siemens. Reparto di neurologia, Ospedale Maggiore Niguarda.....	14
Fig.4. Camera a ionizzazione	14
Fig.5. Fantoccio di PMMA	15
Fig.6. Piattaforma FAD	21
Fig.7. Trend evoluzione TC nel 2004-2011 per AMB e PS (0-100)	24
Fig.8. Classificazione TC per distretto corporeo	25
Fig.9. Classificazione numerosità esami TC per PS e AMB.....	25
Fig.10. Distribuzione TC in AMB per distretto corporeo	26
Fig.11. Distribuzione TC in PS	26
Fig.12. Distribuzione negli anni di TC per distretto corporeo e per fasce d'età	26
Fig.13. Distribuzione degli esami TC per età riferiti al 2004 e al 2011 in PS	27
Fig.14. Distribuzione degli esami TC per età riferiti al 2004 e al 2011 in AMB.....	27
Fig.15. Schema fasi progetto	29
Fig.16. Interfaccia Nexo Dose- “Home”	31
Fig.17. Alcuni Tag DICOM di una TC SIEMEMS.....	33
Fig.18. A) e B)Report strutturato in assenza dei Tag DICOM.....	33
Fig.19. Finestra “Nuovo Report”	35
Fig.20. Esame tipo.....	35
Fig.21. Dose Summary pazienti 0-100	36
Fig.22. Distribuzione del numero di TC effettuate nel 2014 per tipologia di esame ed età del paziente	37
Fig.23. Distribuzione in frequenza del DLP 0-100	38
Fig.24. Distribuzione di probabilità dei valori di DLP per TC testa (blu), addome (rosso) e torace (verde)	39
Fig.25. c) Distribuzione del DLP per l’addome e d) DLP totale (Parolini, 2013)	39
Fig.26. DLP medio per età paziente e distretto corporeo	40
Fig.27. Distribuzione in frequenza del CTDIvol per tipologia di esame TC (popolazione 0-100).....	41

Fig.28. Distribuzione in frequenza del CTDIvol per TC addome (Parolini, 2013)	41
Fig.29. Distribuzione di probabilità del CTDIvol 0-100.....	42
Fig.30. CTDIvol medio per età paziente e per tipologia TC	42
Fig.31. Dose Summary Nexo Dose	43
Fig.32. Conteggio esami per età e tipologia	44
Fig.33. Distribuzione in frequenza del DLP 0-17	45
Fig.34. DLP medio per età paziente	45
Fig.35. Distribuzione in frequenza del CTDIvolMax per tipologia di esame TC 0-17.....	46
Fig.36. CTDIvol medio per età paziente	47
Fig.37. Virtual Dose	49
Fig.38. Es di fantocci : bambino-donna –uomo.....	50
Fig.39. Interfaccia per inserimento dei parametri tecnici	50
Fig.40. Dose organo- TC cerebrale-Virtual Dose.....	52
Fig.41. Dose organo-TC cerebrale-Brenner	52
Fig.42. Dose-organo-TC addome/pelvi –Virtual Dose	53
Fig.43. Dose-organo-TC addome/pelvi-Brenner.....	53
Fig.44. Es output Virtual Dose TC torace in relazione a fantoccio bambino di 3 anni.....	54

Elenco tabelle

Tab.1. DRL per pazienti adulti (CEC, 1999)	17
Tab.2. Esami TC su pazienti pediatrici (Shrimpton ad Wall, 2000)	17
Tab.3. Coefficienti DLP	18
Tab.4. Criteri di appropriatezza dell'ACR	22
Tab.5. Livelli di radiazioni relativi agli intervalli di dose efficace stimata.....	22
Tab.6. Tipologie di TC suddivise per distretto corporeo.....	23
Tab.7. Numeri di TC totali e relativi (per 1000 residenti) in Lombardia dal 2004 al 2011	23
Tab.8. Numerosità esami TC per distretto corporeo relativi a PS e AMB	24
Tab.9. TC per distretto corporeo	26
Tab.10. Finestra "Cerca"	32
Tab.11. LDR.....	38
Tab.12. Numero TC in relazione alla tipologia e alla percentuale sul tot. esami popolazione 0-100 e pediatrica	44
Tab.13. Valori guida in pediatria di CTDIvol, DLP basati su fantocci standard di 32 e 16 cm (UNSCEAR, 2013)	46
Tab.14. Dose organo (mGy) per TC cerebrali in funzione dell'età, del sesso e dei rispettivi CTDIw	51
Tab.15. Dose organo (mGy) per TC all'addome/pelvi in funzione dell'età, del sesso e dei rispettivi CTDIw	52
Tab.16. Dose organo (mGy) per TC al torace in funzione dell'età, del sesso e dei rispettivi CTDIw	54
Tab.17. Valori tipici di dose organo in adulti (Shrimpton et al. ,1991)	55

Sommario

La radiodiagnostica per immagini rappresenta un valido e fondamentale strumento di indagine clinica, tuttavia negli ultimi anni si è registrato un aumento consistente di esami effettuati tramite Tomografia Computerizzata (TC), principalmente dovuto all'impiego di tecnologie sempre più avanzate che permettono scansioni sempre più veloci e ad alta risoluzione. Dato che tale tecnica presenta un'elevata esposizione alle radiazioni ionizzanti, ai chiari benefici clinici si associa un rischio non trascurabile di sviluppare tumori radioindotti. Questo lavoro di tesi si colloca nell'ambito del progetto PREP- Procedure Radiodiagnostiche in Età Pediatrica- approvato e finanziato dalla Regione Lombardia ed ha come obiettivo lo studio di dati dosimetrici derivanti da esami TC estratti dall'archivio immagini aziendale (PACS). In particolare, l'attività di ricerca descritta in questa tesi consiste nell'analisi statistiche dei dati dosimetrici relativi all'attività radiodiagnostiche effettuate durante il 2014, presso la Struttura Complessa di Fisica Sanitaria dell'Azienda Ospedaliera Niguarda Ca' Granda di Milano, uno dei cinque centri ospedalieri coinvolti nel progetto PREP. Tale analisi è stata effettuata in riferimento alle fasce d'età dei pazienti e ai distretti corporei interessati dall'esame.

I dati dosimetrici d'interesse, ovvero il Dose Length Product (DLP) e il volumetric Computed Tomography Dose Index (CTDIvolMax), sono stati estratti tramite il sistema web based Nexo-Dose, software in grado di elaborare il singolo esame partendo dalle immagini diagnostiche memorizzate mediante standard DICOM.

Per quanto riguarda la fascia 40-80 anni i risultati ottenuti hanno permesso di evidenziare una prevalenza delle TC addominali rispetto alle cerebrali e toraciche, mentre in riferimento alla fascia 0-40 anni le TC cerebrali sono risultate numericamente preponderanti. In generale sono stati riscontrati valori di DLP all'addome superiori a valori di riferimento, indice di un'eccessiva dose per pazienti tra i 13 e i 17 anni, mentre il DLP cerebrale assume i valori più elevati tra i 18 e 30 anni. Il CTDIvolMax è risultato elevato per TC cerebrali seguito dalla misura riferita al torace ed infine all'addome.

Questo lavoro rappresenta la base per una futura attività di calcolo della distribuzione della dose assorbita dagli organi del paziente e del calcolo del rischio radiologico associato.

Abstract

The diagnostic radiology imaging is a valuable and essential tool for clinical investigation, however in recent years there has been a substantial increase of examinations made by Computed Tomography (CT), mainly due to the use of increasingly advanced technologies that enable faster scans and high resolution. Since this technique has a high exposure to ionizing radiation, the clear clinical benefits were associated with a significant risk of developing tumors induced radio. This thesis is part of project PREP- radiodiagnostic procedures in Age Pediatrica- approved and funded by Lombardy Region and has as its objective the study of dosimetric data derived from CT examinations extracted from the hospital's images (PACS). In particular, the research described in this thesis is to analyze statistical data concerning its dosimetric radiodiagnostic made during 2014, at Medical Physics Complex Structure of Niguarda Ca' Granda Hospital, one of five hospitals involved in the project PREP. This analysis was carried out by reference to the age of patients and the body areas affected examination.

The dosimetric data of interest, Dose Length Product (DLP) and volumetric Computed Tomography Dose Index (CTDIvolMax) were extracted through Nexo-Dose web based system, software that can process individual exam starting from the diagnostic images stored using DICOM standard.

The results obtained about 40-80 years band have revealed a prevalence of abdominal CT compared to brain and thoracic, while regarding 0-40 years band, brain CT are numerically dominant. Generally abdomen DLP values was found higher than target reference values, index of excessive dose for patients between 13 and 17 years, while the brain DLP assumes the highest values between 18 and 30 years. The CTDIvolMax were high for brain CT followed by chest and abdomen measurement.

This work is the basis for future activities of calculating the distribution of the dose absorbed by the organs of the patient and the calculation of the radiation risk associated.

Introduzione

Negli ultimi dieci anni i progressi della tecnologia applicata alla diagnostica per immagini hanno determinato nei paesi industrializzati un rapido incremento dell'utilizzo delle procedure che impiegano radiazioni ionizzanti, in particolare della Tomografia Computerizzata (TC). Inoltre si è registrata una tendenza crescente delle prescrizioni di esami TC, stimando un aumento del 10% annuo e si è evidenziato in ambito odontoiatrico un incremento del 200% dovuto all'introduzione di tecniche terapeutiche sofisticate, richiedenti informazioni sempre più accurate. Negli Stati Uniti il numero delle TC eseguite annualmente è raddoppiato e si stima che siano 60 milioni, delle quali 4-7 milioni su bambini. L'impiego della TC comporta tipicamente un'esposizione del paziente a dosi di radiazione molto più elevate rispetto a quelle di una radiografia convenzionale e costituisce la fonte di oltre il 50% della esposizione a radiazioni ionizzanti derivante dalla pratica medica. Nonostante ciò, la diffusione di questa tecnica diagnostica è pienamente giustificata da un punto di vista medico in quanto i benefici, quando utilizzata in modo adeguato, sono certamente superiori ai rischi legati all'esposizione. Tuttavia, come ha recentemente concluso l'ultimo rapporto statunitense sugli effetti biologici delle radiazioni (Brenner,2007) e come dimostra un numero crescente di studi internazionali, l'impiego di questa metodica è gravato da una quota individuale di rischio di sviluppare tumori e/o di provocare danni genetici. La popolazione pediatrica, di fascia compresa tra 0 e 17 anni, è molto più soggetta a tale rischio, in quanto è caratterizzata da una maggior radiosensibilità dei tessuti alle radiazioni ionizzanti, avendo un turn over cellulare più elevato e un'aspettativa di vita superiore rispetto all'individuo adulto. Inoltre essi sono spesso esposti a dosi di radiazione superiori a quanto necessario, poiché i dispositivi non sono adeguati alle loro dimensioni, non presentano, infatti, un adattamento dei parametri di scansione durante l'esecuzione di esami radiodiagnostici e i dispositivi di modulazione automatica della dose, sulle più moderne apparecchiature, non sempre rispondono in modo appropriato a pazienti di dimensioni così diverse dall'adulto. Infatti il rischio di manifestare un tumore radio-indotto è considerato direttamente proporzionale alla dose, grandezza integrale che rappresenta in forma cumulativa l'effetto della radiazione. Ad esempio, l'esposizione a dosi cumulative di 50 mGy e di 60 mGy sarebbe in grado di triplicare rispettivamente il rischio di leucemia e di tumore cerebrale. Il numero di TC necessarie per ottenere una dose simile al cervello dipende dal tipo di macchina, dall'età

del paziente pediatrico e dal setting radiologico. In casi tipici 2-3 TC all'encefalo sono stimate sufficienti a erogare dose di 50-60 mGy, la medesima dose al midollo osseo si ha per 5-10 TC all'encefalo in un bambino di età inferiore ai 15 anni. Secondo la National Academy of Sciences Biological Effects of Ionizing Radiations Committee (BEIR V) il rischio di mortalità per cancro attribuibile ad una singola esposizione aumenta rapidamente da circa 6% per Gy negli adulti di 35 anni e fino a 14% per Gy nei neonati e bambini fino ai 14 anni. Tenendo conto di queste evidenze le normative internazionali recepite a livello nazionale in tema di radioprotezione sottolineano la necessità che l'esposizione a radiazioni ionizzanti avvenga solo quando strettamente necessario (Principio di giustificazione, art. 4 del DL 187/2000) e di considerare procedure alternative, ottimizzando il più possibile i valori di dose erogati (Principio di ottimizzazione art. 5 DL 187/2000), rispondendo al concetto anglosassone ALARA (As Low As Reasonably Achievable). Studi internazionali pubblicati su riviste scientifiche, tra cui JAMA (Journal of the American Medical Association del 2012), hanno evidenziato una scarsa consapevolezza del rischio radiologico e una sottostima delle dosi associate alle diverse modalità di imaging anche da parte dei medici prescrittori, come è stato constatato da un'indagine svolta anche in Italia (Mola E et al, 2012) per cui solo 4 medici su 737 hanno dimostrato di conoscere le linee guida nazionali AGENAS (Agenzia Nazionale per i Servizi Sanitari) sulle tecniche di imaging pubblicate nel 2004.

In Italia, non essendo tuttora presenti delle procedure sistematiche di raccolta su larga scala dei dati dosimetrici riguardanti esami radiologici ed essendovi l'esigenza di uno strumento per monitorare la reale esposizione dei pazienti, per ottimizzare e quindi limitare il relativo rischio di carcinogenesi valido soprattutto in ambito pediatrico, nel 2010 la Regione Lombardia ha approvato e finanziato con il DGS 22/12/2010 N.13465 la FASE 1 e il 27/01/2015 la FASE 2 del progetto di ricerca indipendente "*PREP - Procedure Radiodiagnostiche in età Pediatrica - studio di percorsi diagnostici e di modelli organizzativi per l'ottimizzazione dell'utilizzo delle TC e la limitazione delle esposizioni ingiustificate delle radiazioni*", area di interesse in ambito oncologico. Il progetto si prefigge come obiettivo l'elaborazione di stime di rischio per fasce di popolazione e per singolo paziente conseguente l'esposizione degli organi, con particolare attenzione alla popolazione pediatrica in una regione che conta 10 milioni di abitanti (0-100 anni) e 1 milione di bambini (0-17 anni).

Questo progetto coinvolge diverse strutture sul territorio lombardo, cliniche ed universitarie, quali:

- Azienda Ospedaliera Niguarda Ca' Granda Milano, Dipartimento di Radiologia e Fisica Sanitaria;
- Istituti Clinici di Perfezionamento ospedale dei bambini "V.Buzzi"-Milano, Radiologia e Neuroradiologia Pediatrica;
- Spedali civili di Brescia, Dipartimento di Radiologia e Fisica Sanitaria;
- ASL Milano 2, Melegnano;
- IRCSS Policlinico, Milano;
- Fondazione Bruno Kessler, Progetto IRCS, Trento;
- Politecnico di Milano;
- INFN (Istituto Nazionale di Fisica Nucleare) e Università di Milano Bicocca.

La collaborazione delle diverse professionalità in gioco, tra cui ingegneri, fisici, radiologi, medici, assicura un continuo confronto su queste tematiche di fondamentale importanza scientifica, permettendo lo sviluppo del primo sistema centralizzato regionale.

Questo lavoro di tesi è stato svolto presso la Struttura Complessa di Fisica Sanitaria dell'Azienda Ospedaliera Niguarda Ca' Granda, diretta dal Professor Alberto Torresin, nell'ambito del progetto PREP FASE 2 e prevede di analizzare i dati provenienti dal Picture Archiving and Communications System (PACS) e dal Radiology Information System (RIS), raccolti mediante il software Nexo Dose, selezionato e acquistato dai partecipanti PREP per esportazioni di dati dosimetrici prevalentemente inerenti agli esami TC effettuati. L'obiettivo è di ricavare dal monitoraggio dell'attività radiodiagnostica interna (esami eseguiti, dati dei pazienti, dosi erogate dalle tipologie di apparecchiature in uso) dati tecnici utile a ricostruire la distribuzione della dose ai pazienti per età, tipologia d'esame, parti del corpo interessate. Inoltre, attraverso ulteriori elaborazioni e l'uso di programmi idonei, giungere ad una stima della distribuzione di dose agli organi da cui ricavare il rischio radio-indotto. Al termine del progetto, di durata biennale, con gli ulteriori dati provenienti dagli altri ospedali coinvolti, si vuole riuscire ad avere una conoscenza accurata della dose effettivamente somministrata durante ciascun esame al paziente, consentendo un'opportuna valutazione del rapporto rischio beneficio per le procedure diagnostiche prescritte e una facile nonché sostenibile integrazione tra strutture ospedaliere del Servizio Sanitario Regionale.

1. Radiodiagnostica

La radiologia diagnostica, o radiodiagnostica, è quella branca della medicina che si occupa della produzione e dell'interpretazione ai fini diagnostici e terapeutici di immagini radiologiche ottenute impiegando sorgenti di radiazioni ionizzanti e non. Facendo uso di sorgenti di raggi X, la Tomografia Computerizzata (TC) si colloca certamente tra le tecniche basate su radiazioni ionizzanti.

1.1 Tomografia Computerizzata

L'introduzione negli anni '70 della Tomografia Computerizzata ha consentito di superare molte delle limitazioni della radiografia convenzionale, in particolare quelle legate alla natura proiettiva ed alla limitata risoluzione di contrasto. Il principio di funzionamento si basa sulla misura dell'attenuazione subita da raggi X generati da una sorgente rotante (tubo radiogeno) nell'attraversare i tessuti del corpo a diversa densità, ovvero sulla cosiddetta distribuzione del coefficiente di attenuazione $\mu(x,y)$. La radiazione uscente dal corpo è poi intercettata e monitorata da una serie di rivelatori posizionati di fronte al tubo radiogeno. L'immagine si ottiene grazie alla successiva rielaborazione di molte proiezioni di una sezione del corpo acquisite a diverse angoli di rotazione del tubo radiogeno dal sistema di rivelatori disposti ad anello attorno al paziente (Fig.1).

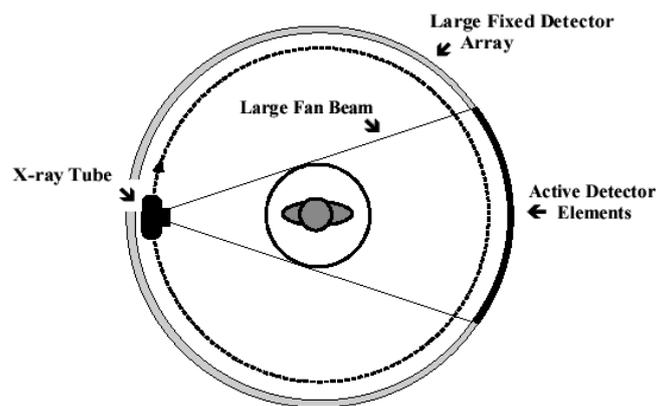


Fig.1. Scanner TC

Il risultato è una serie di sezioni, dette slice, normali all'asse di rotazione (corrispondente all'asse del paziente), ognuna delle quali rappresenta l'immagine di una sorta di "fetta" del corpo del paziente di un dato spessore (da 0.5 a 1 mm). Per la maggior parte dei tomografi

le matrici ottenibili sono costituite da 512x512 pixel, le dimensioni dei quali può variare da 0.2 a 1 mm. Il rapporto tra lo spostamento del lettino durante una rotazione e lo spessore della fetta è detto passo, o pitch. Il numero di slice acquisite durante l'esame varia in funzione del passo di rotazione e dell'estensione dell'organo da esaminare.

A partire dagli anni '90 si sono diffusi sistemi in grado di effettuare TC elicoidale, la cosiddetta Spiral CT (Fig.2). La tecnica di acquisizione si basa sull'utilizzo di una testata irradiante (gantry) che ruota con continuità attorno al paziente mentre, contemporaneamente, il lettino del paziente stesso viene fatto traslare orizzontalmente. In questo modo si possono oggi effettuare scansioni estremamente rapide di ampie regioni del corpo ed effettuarle in apnea con una conseguente riduzione degli artefatti da movimento. I moderni tomografi riescono a produrre una slice in una frazione di secondo ed effettuare una singola scansione in una decina di secondi. Un intero esame richiede così mediamente un tempo che va da 5 a 15 minuti.

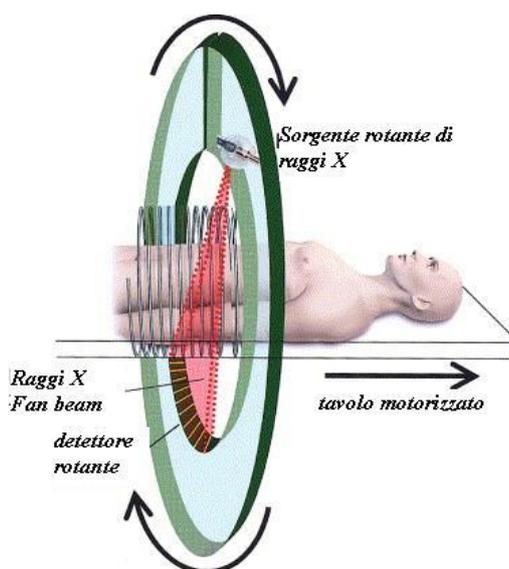


Fig.2. TC Spirale

E' chiaro che tale evoluzione tecnologica ha permesso una notevole rapidità e ottimizzazione del protocollo di acquisizione.

Un'ulteriore evoluzione è costituita dai sistemi in grado di acquisire simultaneamente i dati di più sezioni, da 64 a 128, fino a un massimo di 320 utilizzando un array di sensori multipli; tali sistemi sono detti multislice (MSCT).

1.2 Indici dosimetrici

Nella pratica diagnostica riguardante la tomografia computerizzata, in particolare la MSCT, la grandezza dosimetrica fondamentale è il CTDI, Computed Tomography Dose Index, introdotto nel 1984 dalla FDA (Food and Drug Administration, USA). Essendo un derivato della dose assorbita, l'unità di misura del CTDI è il Gray o sottomultipli (mGy).

Per la misura del CTDI si utilizza nella pratica quotidiana una camera a ionizzazione cilindrica (Fig.4), ovvero un dosimetro a gas in cui la ionizzazione risultante dal passaggio di particelle ionizzanti viene convertita in un segnale proporzionale al rateo di dose assorbita dalla camera. Operativamente il rivelatore viene posizionato sul lettino della TC allineato lungo l'asse di rotazione e successivamente esposto ad una scansione.



Fig.3. TC Somatom Volume Zoom , Siemens. Reparto di neurologia, Ospedale Maggiore Niguarda



Fig.4. Camera a ionizzazione

L'esposizione irradia in modo disuniforme la camera. Dunque la lettura è in genere effettuata in modalità integrale. La metodologia di estrazione dell'informazione si basa sulla definizione seguente:

$$CTDI = \frac{1}{nT} \int_{z_1}^{z_2} D(z) dz \quad [\text{mGy}]$$

dove:

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

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

n = numero di strati acquisiti simultaneamente (es. $n=1$ per tomografi a singolo strato o $n=4$ per tomografi a 4 strati)

T = spessore nominale dello strato o l'ampiezza del gruppo di rivelatori nel caso di TC multistrato (per esempio 5 mm per una acquisizione 4 x 5 mm).

Il range di valori risultanti dalla pratica clinica è compreso tra 10-100 mGy.

Il CTDI è l'integrale del profilo di dose sull'asse per una singola fetta di scansione diviso lo spessore nominale dello strato. Oltre che in aria può essere misurato in un fantoccio. Nello specifico la IEC (Commissione Elettrotecnica Internazionale) raccomanda l'uso di due fantocci standard di PMMA (es. Fig.5) di 16 cm di diametro per i protocolli testa o 32 cm di diametro e 16 cm di lunghezza per i protocolli body. Questi devono disporre di alloggiamenti per la camera a ionizzazione sia nel centro che in quattro posizioni periferiche.

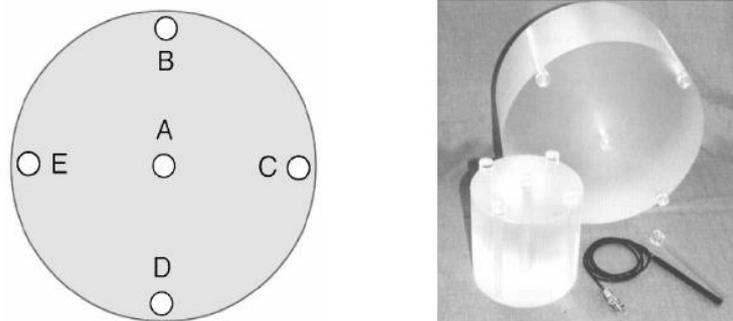


Fig.5. Fantoccio di PMMA

Viene così valutata una grandezza derivante dal CTDI, ovvero il CTDI pesato:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,centro} + \frac{2}{3} CTDI_{100,periferia}$$

dove:

$CTDI_{100,periferia}$ = media pesata di almeno 4 misure effettuate nelle posizioni periferiche del fantoccio;

$CTDI_{100,centro}$ = media pesata di almeno 4 misure nella posizione centrale.

Il $CTDI_w$ è la quantità monitorata alla consolle del tomografo per dare all'operatore un'indicazione dosimetrica approssimativa e prevede una correzione per il valore del pitch utilizzato nella scansione spirale. Viene così modificato:

$$\frac{CTDI_w}{pitch} = CTDI_{vol}$$

L'indice dosimetrico che caratterizza una sequenza di acquisizioni e un'indagine diagnostica eseguita con TC è il Dose Length Product (DLP) legato alla dose assorbita totale associata all'esame.

Per scansioni assiali: $DLP = CTDI_w \times lunghezza\ scansione$ [mGy · cm]

Per scansioni spirali: $DLP = CTDI_{vol} \times lunghezza\ scansione$

$$DLP = CTDI_{vol} \times lunghezza\ scansione / pitch$$

Nella pratica clinica è compreso tra i 50 e i 2000 mGy · cm. Nelle Tabelle 1 e 2 sono elencati i livelli diagnostici di riferimento (DRL) di $CTDI_w$ e DLP per tipologia d'esame riferiti a pazienti adulti e pediatrici.

Examination	Diagnostic reference level*	
	CTDI _w per slice or rotation (mGy)	DLP per examination (mGy cm)
Routine head	60	1050
Face and sinuses	35	360
Vertebral trauma	70	460
Routine chest	30	650
HRCT of lung	35	280
Routine abdomen	35	780
Liver and spleen	35	900
Routine pelvis	35	570
Osseous pelvis	25	520

*Same as ICRP reference levels.

Tab.1. DRL per pazienti adulti (CEC, 1999)

Examination	Patient age (years)	CTDI _w per slice or rotation (mGy)	DLP per examination (mGy cm)
Brain	< 1	40	300
	5	60	600
	10	70	750
Chest (general)	< 1	20	200
	5	30	400
	10	30	600
Chest (HRCT)	< 1	30	50
	5	40	75
	10	50	100
Upper abdomen	< 1	20	330
	5	25	360
	10	30	800
Lower abdomen & pelvis	< 1	20	170
	5	25	250
	10	30	500

Tab.2. Esami TC su pazienti pediatrici (Shrimpton ad Wall, 2000)

Sia il CTDI, sia il DLP dipendono dai parametri di scansione quali la tensione, la corrente media al tubo, il tempo di rotazione del gantry e il pitch.

La stima della Dose Efficace è tipicamente affrontata introducendo dei coefficienti numerici, calcolati mediante codici Monte Carlo, che permettono di passare dal DLP alla dose efficace associata alla regione corporea d'interesse.

Introducendo il fattore K ($\text{mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$), dipendente dalla regione corporea oggetto di esame secondo la differente radiosensibilità dei tessuti (Tab.3), la Dose Efficace si calcola nel seguente modo:

$$\text{Dose Efficace} = K \times DLP \quad [\text{mSv}]$$

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

Tab.3. Coefficienti DLP

1.3 Metodologie di riduzione della dose TC

Dati recenti di letteratura dimostrano un aumento del numero di esami TC effettuati che si manifesta in un crescente contributo alla dose collettiva di radiazioni, somma della dose efficace della popolazione-paziente, per applicazioni mediche. Facendo poi riferimento al singolo esame TC, l'evoluzione tecnologica ha un impatto sulla dose somministrata al paziente in ragione di:

- volumi di scansione più ampi - ad esempio nello studio del rachide viene studiato l'intero tratto della colonna invece del singolo spazio intervertebrale;
- esami multifasici - la potenzialità dei tubi unitamente alla velocità di acquisizione raggiunta consentono ripetizioni della scansione in tempi ravvicinati;
- strati più sottili - per compensare il tipico aumento di rumore si aumenta la dose;
- diffusione di nuove applicazioni - come lo studio delle coronarie.

Per quanto riguarda la dose somministrata al paziente, i sistemi multidetettore presentano svantaggi nell'utilizzazione del corrispondente valore erogato dai tomografi multistrato che deve tenere conto dell'efficienza geometrica, cioè della frazione di dose utilizzata per ricostruire l'immagine, che non è sempre ottimale. Una perdita di efficienza intrinseca è anche dovuta alla riduzione della dimensione del rivelatore e all'aumento dei setti tra i singoli detettori (5-10 % stimato).

Inoltre la scansione elicoidale richiede sempre delle rotazioni aggiuntive per consentire la ricostruzione dello strato (aumentando la dimensione del fascio la frazione di dose cresce), con conseguente incremento dell'esposizione del paziente.

Per fronteggiare questo problema, secondo le raccomandazioni dell' International Commission on Radiological Protection (ICRP 87) occorre utilizzare metodi di riduzione della dose. Quelli che destano più interesse si basano sul principio che il rumore del pixel nella scansione TC è legato a quello quantico delle proiezioni. Modulando la corrente al tubo, in relazione alle variazioni dell'anatomia del paziente, il rumore quantico della proiezioni può essere mantenuto ad un livello scelto dall'utilizzatore.

È possibile quindi schematizzare questo principio secondo tre linee di applicazione:

1. modulazione secondo la dimensione del paziente;
2. modulazione lungo l'asse z;
3. modulazione nel piano x-y.

La prima linea richiede che i parametri espositivi siano adattati alle dimensioni del paziente, importante nel caso di esami pediatrici e di indagini su pazienti obesi, ma fattibile anche su pazienti normali. È infatti stato osservato che a fronte di una riduzione di 5 cm nel diametro di una sezione corporea toracica si può ottenere uguale rumore con una riduzione del 70% della dose. Esistono diversi studi su pazienti che dimostrano come alcuni indicatori corporei (peso o dimensione della sezione) possono essere facilmente usati in alcuni distretti anatomici. Applicando questo principio sullo stesso paziente si può ottenere la modulazione lungo l'asse z per cui, utilizzando le informazioni di attenuazione presenti nello scanogramma (scout view), il sistema modula la corrente al tubo man mano che si sposta lungo l'asse z per tenere conto delle variazioni delle dimensioni del paziente. In questo modo il livello medio di rumore in uno strato si mantiene approssimativamente costante .

La modulazione angolare avviene invece durante ogni singola rotazione, in modo da compensare grosse deviazioni dalla simmetria circolare del paziente, ad esempio in corrispondenza delle spalle i fasci provenienti anteriormente sono molto meno attenuati rispetto a quelli laterali e quindi l'intensità del fascio anteriore può essere ridotta senza compromettere in modo importante la qualità immagine.

La modulazione automatica della corrente al tubo richiede una conoscenza delle caratteristiche di attenuazione del paziente che si possono ricavare a partire dallo scanogramma del paziente.

Per quanto riguarda la modulazione nel piano x-y è possibile ottenere le informazioni necessarie per modulare la corrente di erogazione del tubo in due modi: 1) mediante i dati della scout view utilizzati per calcolare le dimensioni antero-posteriori e latero-laterali del paziente, ad ogni rotazione i mA vengono dunque modificati sinusoidalmente in modo da adattarsi a tali parametri; 2) utilizzando “online” i dati ottenuti in fase di rotazione dai 180° precedenti.

Queste strategie consentono importanti riduzioni della dose (20-50%), ma per dare risultati positivi devono essere implementate in modo corretto nella pratica clinica.

Per quanto riguarda i parametri di irradiazione, l'esposizione al paziente può essere ridotta diminuendo la corrente del tubo radiogeno, questo tuttavia comporta una perdita di qualità dell'immagine con conseguente aumento del rumore. E' dunque necessario trovare il giusto compromesso tra dose impartita e qualità d'immagine. A questo scopo è stato introdotto l' “automatic tube current modulation technique”, algoritmo che consente al tomografo di diminuire i mAs in modo automatico in base allo spessore del tessuto attraversato. Anche il valore del “pitch factor”, movimento del lettino in direzione caudo-craniale durante una rotazione completa del tubo, ha conseguenza sul rilascio di dose. Un pitch lungo porta alla diminuzione della dose, ma anche della qualità immagine. Infine nel range diagnostico un aumento della tensione del tubo comporta un incremento di dose erogata, in quanto i fotoni sono più energetici.

In conclusione, la possibilità di una minor esposizione alle radiazioni è data dall'adattamento dei protocolli, quindi dall'impostazione dei parametri di macchina, in base al singolo paziente. Più del 50% di riduzione è fattibile da una scelta tecnica appropriata e da un controllo qualità ottimale.

2. PREP Fase 1

La prima fase del progetto PREP, durata due anni, ha avuto le seguenti principali finalità:

- Workpackage 1 - fornire a tutti gli operatori sanitari coinvolti (pediatri di famiglia e ospedalieri, medici di medicina generale e odontoiatri, radiologi e tecnici sanitari di radiologia medica) gli strumenti culturali adeguati riguardanti la radioprotezione e la gestione del rischio associato all'esposizione alle radiazioni;
- Workpackage 2 - raccogliere ed elaborare i dati retrospettivi inerenti gli esami radiodiagnostici effettuati sulla popolazione 0-100 anni e 0-17 anni dal 2004 al 2011;
- Workpackage 3 - studiare la fattibilità della realizzazione di una prima rete collaborativa, inizialmente locale, sia di raccolta puntuale che sistematica dei dati dosimetrici e tecnici associati agli esami TC effettuati. Attuare quindi una rete su di un' area pilota costituita da A.O. Niguarda e i dipartimenti di radiologia dell'Ospedale dei Bambini V. Buzzi.

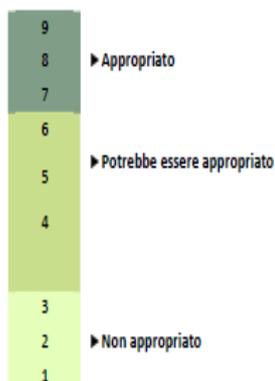
Nell'ambito del WP1 è stato possibile realizzare una piattaforma per la formazione a distanza FAD (Fig.6) individuando tre aree tematiche, quali: radioprotezione in pediatria, in odontoiatria pediatrica, percorsi di appropriatezza delle indagini radiodiagnostiche in clinica pediatrica. (<http://demo.efarmgroup.com/sitoIcp/ita/>)



Fig.6. Piattaforma FAD

I criteri di pertinenza considerati fanno riferimento agli ACR (Appropriateness Criteria dell'American College of Radiology) dove si attribuisce a ciascuna procedura strumentale

per immagine un codice di appropriatezza (Tab.4) e il livello di radiazioni relativo (RRL) (Tab.5).



Tab.4. Criteri di appropriatezza dell'ACR

RRL	Popolazione adulta	Popolazione pediatrica	Esempi di procedure
0	0 mSv	0 mSv	Ultrasuoni, RM
☺	< 0,1 mSv	< 0,03 mSv	Radiografia del torace
☺☺	0,1-1 mSv	0,03-0,3 mSv	Radiografia del bacino
☺☺☺	1-10 mSv	0,3-3 mSv	TC dell'addome, scintigrafia ossea
☺☺☺☺	10-30 mSv	3-10 mSv	TC dell'addome senza e con mdc; PET whole body
☺☺☺☺☺	30-100 mSv	10-30 mSv	AngioTC dell'addome e del bacino con mdc

Fonte: ACR Appropriateness Criteria®. Abbreviazioni: mdc = mezzo di contrasto; RM = risonanza magnetica; RRL = livello relativo di radiazione; mSv = millisievert; TC = tomografia computerizzata;

Tab. 5. Livelli di radiazioni relativi agli intervalli di dose efficace stimata

Inoltre è stata elaborata una guida alla prescrizione di esami radiodiagnostici in età evolutiva tra i 0-18 anni.

2.1 Elaborazione dati riguardanti il numero e la tipologia di TC per pazienti 0-100 e 0-17 anni

La principale attività del WP2 ha riguardato la raccolta di dati del Sistema Sanitario della Regione Lombardia finalizzata allo studio dell'andamento temporale del numero di esami effettuati nella diagnostica per immagini, distinti tra esami ambulatoriali e di pronto soccorso, e classificati per età del paziente e distretti corporei interessati (Tab.6). Le fasce d'età considerate rispecchiano la suddivisione dell'American Accademy of Pediatrics (AAP) : 0-1, 1-3, 3-6, 6-12, 12-18 anni.

Anatomic region	Body region	Name of the examination as in Database
HEAD	BRAIN	BRAIN CT
	NECK	NECK CT
	DENTAL	DENTAL CT
	FACIAL	FACIAL CT
	EAR	EAR CT
TRUNK	ABDOMEN	KIDNEY CT
		FULL ABDOMEN CT
		UPPER ABDOMEN CT
		LOWER ABDOMEN CT
	CHEST	CHEST CT
RACHIS	RACHIS	RACHIS CT
ARTHRO	ARTHRO	ARTHRO TC
		SHOULDER, ELBOW, WRIST AND HAND CT
		PELVIS CT
		THIGH BONE, KNEE, ANKLE AND FOOT CT

Tab.6. Tipologie di TC suddivise per distretto corporeo

0-100 anni

Lo studio si basa sull'estrazione dei dati di TC riguardanti la popolazione 0-100 (Tab.7) relativi a pazienti sia di pronto soccorso, PS (First Aid) che ambulatoriali, AMB (outpatient procedures).

Year	Resident population	FIRST AID		OUTPATIENT		TOTAL	
		Total Number	Relative Number (x 1000)	Total Number	Relative Number (x 1000)	Total Number	Relative Number (x 1000)
2004	9246796	65996	7.14	626232	67.72	692228	74.86
2005	9393092	75283	8.01	620689	66.08	695972	74.09
2006	9475202	85694	9.04	640008	67.55	725702	76.59
2007	9545441	99464	10.42	657235	68.85	756699	79.27
2008	9642406	113701	11.79	679807	70.50	793508	82.29
2009	9742676	124503	12.78	688269	70.64	812772	83.42
2010	9826141	142339	14.49	725388	73.82	867727	88.31
2011	9917714	149978	15.12	758080	76.44	908058	91.56
% Variation 2004 - 2011		127.25%	111.88%	21.05%	12.87%	31.18%	22.30%

Tab.7. Numeri di TC totali e relativi (per 1000 residenti) in Lombardia dal 2004 al 2011

Dai risultati si è potuto riscontrare un aumento totale del 30 % in 8 anni, mentre il numero relativo mostra un incremento del 22 %. Inoltre dalla Fig.7 si evince un aumento degli esami sia in regime AMB, sia in PS dal 2007 al 2011.

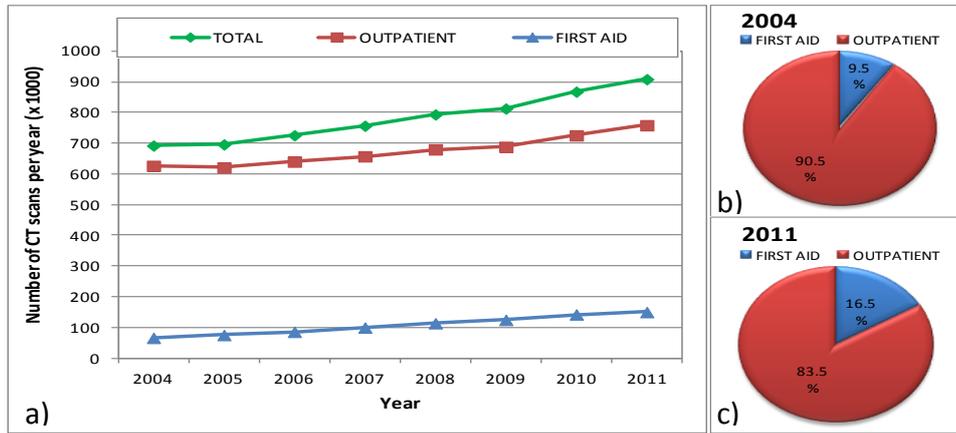


Fig.7. Trend evoluzione TC nel 2004-2011 per AMB e PS (0-100)

Passo successivo è stato quello di elaborare gli esami TC per distretto corporeo (Fig.8), da cui si è evidenziato una prevalenza di esami TC alla testa in regime di PS, che copre più dell'80% (Tab.8) e un incremento degli esami alle arcate dentarie e al torace. Tendenza opposta invece per gli arti e rachide in PS.

Group	Body region	OUTPATIENT			FIRST AID		
		2004	2011	Variation	2004	2011	Variation
Head	Skull	8.85	10.56	19.4%	5.90	11.47	94.6%
	Neck	1.15	2.41	109.1%	0.02	0.04	75.9%
	Dental	2.71	5.91	118.0%	-	-	-
	Facial	3.21	4.40	36.8%	0.24	0.91	279.0%
	Ear	0.82	0.72	-12.8%	0.01	0.01	6.6%
Trunk	Abdomen	10.79	18.48	71.3%	0.28	0.76	172.1%
	Chest	8.82	17.35	96.6%	0.18	0.58	212.7%
Rachis	Rachis	23.79	11.38	-52.2%	0.40	0.96	141.6%
Arthro	Arthro	7.57	5.25	-30.7%	0.11	0.40	266.1%
Total		67.72	76.48	12.9%	7.14	15.12	111.9%

Tab.8. Numerosità esami TC per distretto corporeo relativi a PS e AMB

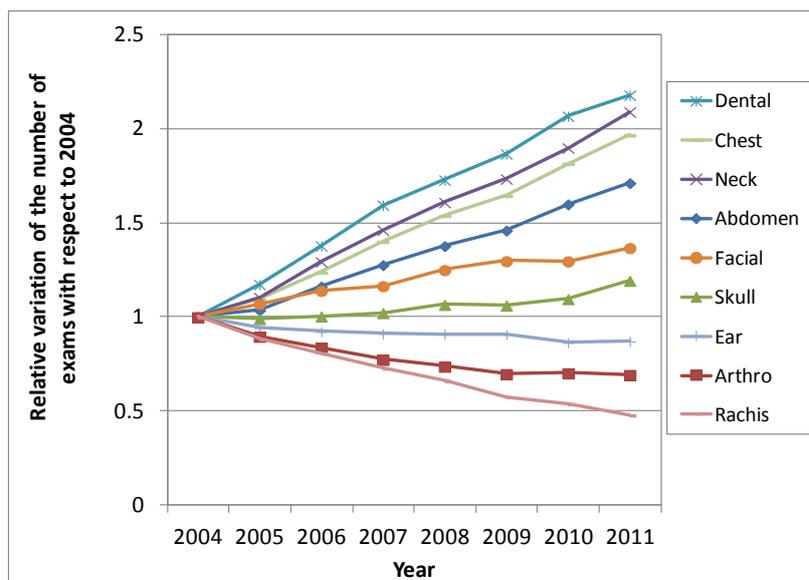


Fig.8. Classificazione TC per distretto corporeo

0-17 anni

Per analizzare i dati TC della popolazione 0-17, che in Regione Lombardia conta 1.5 milioni di bambini, è stato adottato lo stesso approccio. Si evidenzia un incremento del numero totale di esami TC del 35% e di quello relativo del 20%. Dalla Fig.9 si nota come sia presente un trend positivo per il PS.

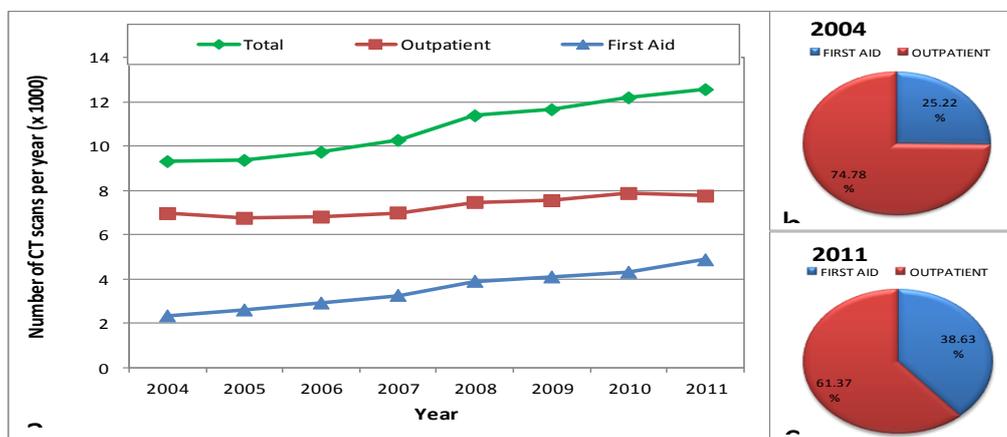


Fig.9. Classificazione numerosità esami TC per PS e AMB

La classificazione di esami per distretto corporeo è risultata, come per i pazienti adulti, di maggior rilevanza per TC cerebrali in regime PS. Risultano tuttavia più frequenti gli esami TC all' addome e al torace in AMB (Tab.9).

Group	Body region	OUTPATIENT			FIRST AID		
		2004	2011	Variation	2004	2011	Variation
Head	Skull	0.99	0.62	-37.7%	1.31	2.22	70.1%
	Neck	0.02	0.08	259.4%	0.01	0.02	83.6%
	Dental	0.37	0.91	148.2%	-	-	-
	Facial	0.78	1.01	29.4%	0.07	0.27	269.4%
	Ear	0.21	0.19	-6.9%	0.01	0.01	98.9%
Trunk	Abdomen	0.12	0.19	60.9%	0.04	0.06	35.6%
	Chest	0.23	0.47	110.3%	0.03	0.04	52.9%
Rachis	Rachis	0.40	0.17	-58.0%	0.09	0.21	126.5%
Arthro	Arthro	1.61	1.01	-37.4%	0.04	0.10	160.8%
Total		4.72	4.65	-1.6%	1.59	2.93	83.7%

Tab.9. TC per distretto corporeo

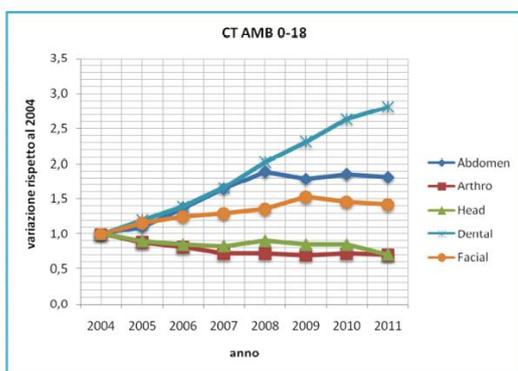


Fig.10. Distribuzione TC in AMB per distretto corporeo

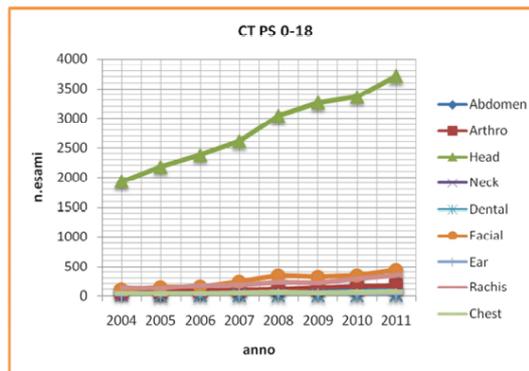


Fig.11. Distribuzione TC in PS

Dall'analisi per fascia d'età si è potuto notare che il gruppo maggiormente esposto è quello compreso tra i 12 e i 18 anni, mentre la TC al torace mostra un trend positivo per tutte le categorie considerate (Fig.12).

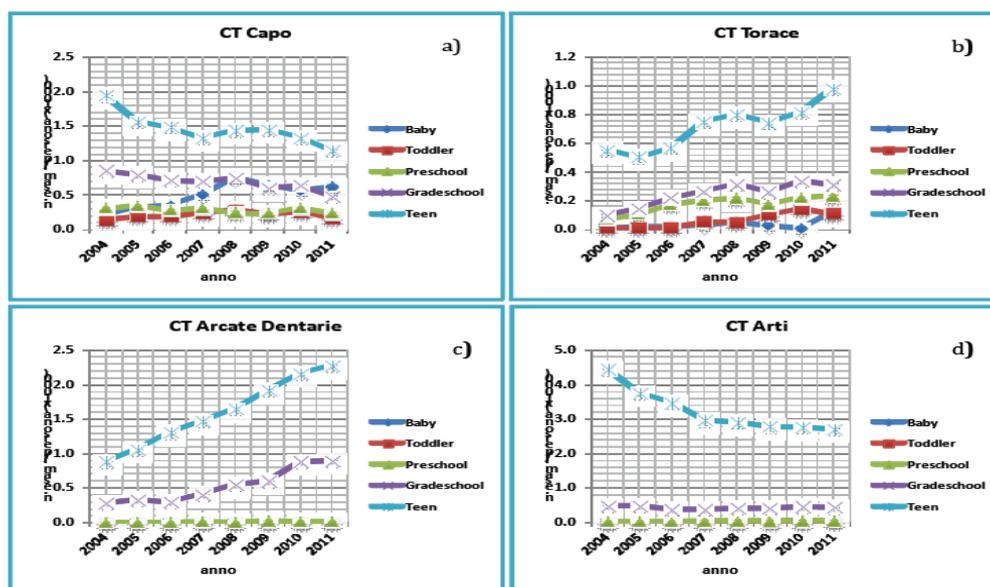


Fig.12. Distribuzione negli anni di TC per distretto corporeo e per fasce d'età

Le Fig.13 e 14 mostrano rispettivamente il confronto tra l'anno 2004 e 2011 in ambito di Pronto Soccorso e ambulatoriale. Per entrambi si nota un aumento dai 10 ai 20 anni, per quanto concerne il PS si ha un plateau fino ai 65 anni nuovamente in crescita fino ai 90 anni, ma notevolmente superiore per il 2011. Mentre in AMB la curva aumenta dai 30 anni mostrando un massimo tra i 70 e 80 anni. La distribuzione relativa al 2011 è inferiore rispetto al 2004 tra i 20-55 anni e più elevata dai 65 anni.

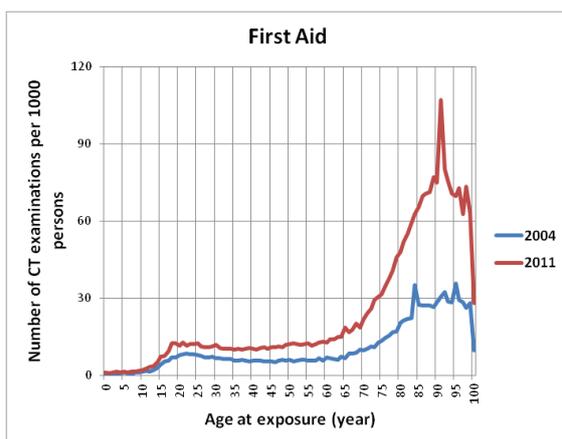


Fig.13. Distribuzione degli esami TC per età riferiti al 2004 e al 2011 in PS

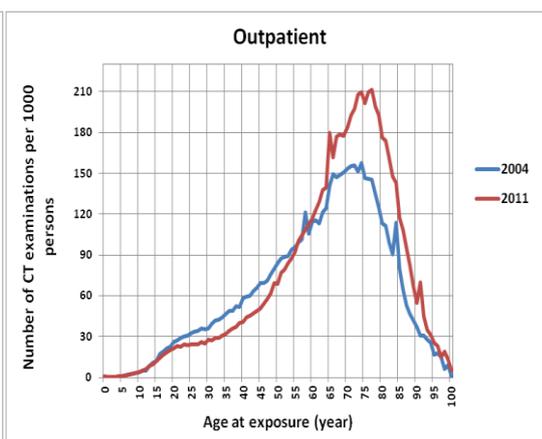


Fig.14. Distribuzione degli esami TC per età riferiti al 2004 e al 2011 in AMB

In conclusione da questo studio è stato riscontrato un aumento nel 2011 di tutte le TC cerebrali, toraciche (in regime AMB) e addominali, mentre una delle criticità derivate è l' incremento ingiustificato delle TC dentali, triplicate dal 2004 al 2011 e prevalenti per la fascia dei 5-30 anni.

2.2 Sistema di monitoraggio degli esami TC all'interno dell'Azienda Ospedaliera Niguarda

Nell'ambito del WP3 si è valutata la fattibilità dell'installazione di una piattaforma multicentrica, la prima in Italia, per il monitoraggio e il report dose a pazienti soprattutto per esami pediatrici.

Innanzitutto è stato affrontato l'aspetto dell'anonimizzazione dei dati raccolti, procedura necessaria per il rispetto dei diritti di privacy in ambito medico. E' stata dunque elaborata una procedura in grado di oscurare i Tag DICOM (dati catalogati in gruppi di elementi secondo lo standard che definisce la modalità di comunicazione, visualizzazione, archiviazione di informazioni biomediche - Digital Imaging and COmmunicatons in Medicine) identificativi del paziente in fase di analisi statistica mediante software esterni al PACS. Tale procedura è implementata dal software ITA-RT sviluppato per il progetto PREP dall'azienda "Tecnologie Avanzate".

Successivamente è stata effettuata un'accurata analisi dei diversi software in commercio (da General Electric HealthCare e PacsHealth) che permettano di estrarre dati dosimetrici TC, garantendo una raccolta sistematica e un monitoraggio in tempo reale degli esami radiodiagnostici. Al termine di tale analisi di mercato è stato selezionato e installato sia a Niguarda, sia all' ICP Buzzi, il software Dose Monitor di proprietà dell'azienda farmaceutica Bracco, partner di PacsHealth. Questo programma è in grado di gestire i dati provenienti da diversi ospedali, anonimizzati e inseriti in un unico database, riconoscendo la diversa provenienza delle indagini importate, in quanto il Tag DICOM di un esame non viene oscurato ed è accessibile da qualsiasi postazione interna all'ospedale con opportuna autenticazione.

3. PREP Fase 2

Il progetto PREP è finalizzato a ottimizzare l'attività di radiodiagnostica in termini di sicurezza dei pazienti e di sostenibilità del sistema. La seconda fase di PREP, approvata e finanziata sempre da Regione Lombardia per il biennio 2015-2016, si propone di proseguire la formazione culturale a livello regionale dei medici, radiologi e operatori sanitari, migliorando la comunicazione tra essi in tema di rischio radiologico mediante strumenti formativi di diretta trasferibilità al SSR. Si sta quindi testando l'efficacia del programma di formazione e portando a completamento la sua distribuzione tramite la definizione del protocollo di cooperazione con "l'Assessorato Sanità Regione Lombardia-Eupolis-ricercatori PREP".

Fulcro del progetto è il lavoro intrapreso presso il dipartimento di Fisica Sanitaria dell'Azienda Ospedaliera Niguarda Ca' Granda, che prevede:

- la raccolta e l'analisi di dati dosimetrici associati agli esami TC effettuati all'interno della struttura ospedaliera, mediante una classificazione condivisa e trasferibile;
- la definizione di procedure di calcolo atte a stimare la dose effettivamente erogata al singolo paziente;
- la stima del rischio associato all'esposizione ad esami TC della popolazione adulta e pediatrica.

La Fig. 15 mostra uno schema dei passaggi previsti per il calcolo del rischio radio-indotto.

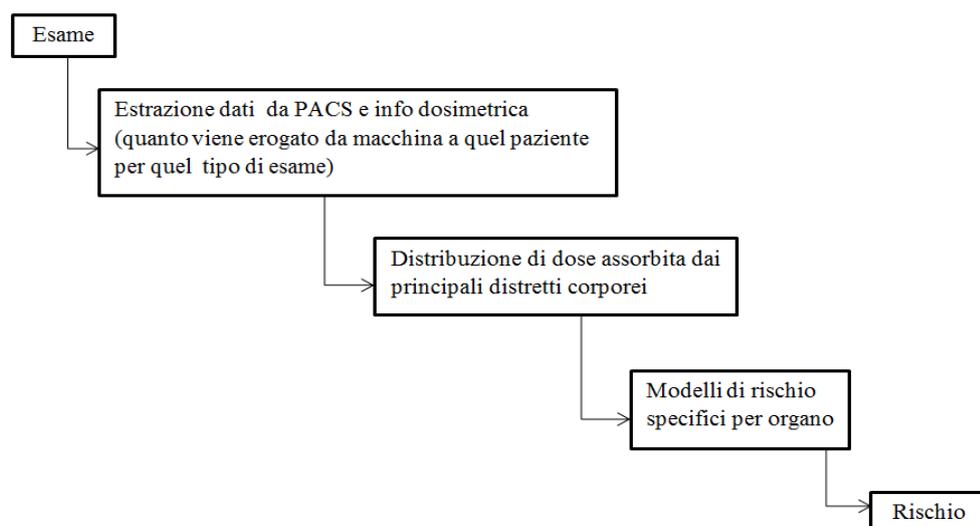


Fig.15. Schema fasi progetto

3.1 Materiali e metodi

La prima azione intrapresa è stata quella di effettuare un'analisi accurata delle diverse apparecchiature utilizzate durante la pratica clinica. All'interno del dipartimento di radiologia e in svariati reparti sono presenti undici Tomografie Computerizzate tra cui Philips Brillance 16, Brillance 64, prevalentemente utilizzate in ambito neurologico arrivando ai 19.000 esami l'anno e Siemens Sensation 16, Sensation 64, Somatom Definition e Volume Zoom che contano 18.000 esami/anno.

Sono previsti numerosi e differenti protocolli in relazione al tipo di esame da effettuare, se cerebrale, al collo, addominale, al torace, agli arti e alla modalità di progettazione. Tali protocolli sono basati su fantocci corpo o testa (BODY 32 o BODY 16) e permettono di impostare automaticamente i valori di esposizioni in base alle dimensioni del paziente. Vengono così determinati, anche in relazione a linee guida dell'ICRP (103, 60), il potenziale elettrico (da 20-30 kVp a 150 kVp per l'imaging), il fascio di collimazione (mm), la corrente elettrica (mAs), il tempo di esposizione e rotazione (ms), il pitch, lo spessore della fetta (mm), la lunghezza della scansione (mm) e la distanza dal detettore (mm).

Per quanto riguarda il collaudo delle apparecchiature sono state condotte misure di CTDI in aria mediante una camera a ionizzazione collegata a un multimetro. Attorno ad essa è stato inserito "il cappuccio di build up", consistente in un cilindro cavo di plexiglas che attenua la radiazione, ma così facendo fornisce la misura che realmente si avrà sul corpo del paziente. Si sono poi stabiliti angolo di apertura, velocità e direzione del fascio, la cui distribuzione dipende dalla tipologia della macchina. Il CTDI calcolato tenendo conto delle tre collimazioni è stato confrontato con una tabella guida riportante i range di attendibilità. Di fatto le misure ricavate sono rientrate nell'intervallo atteso così da garantire una performance costante della macchina anche con il carico-paziente. Un secondo controllo ha riguardato lo Slide Sensitive Profile, SSP, riferito alla risoluzione dell'immagine, cioè alla capacità di vedere dettagli piccoli nel piano xy e lungo l'asse z per la TC spirale. Anche in questo caso sono stati comparati i valori ottenuti con una tabella di riferimento.

Per quanto concerne la raccolta, la gestione e il monitoraggio dei dati dosimetrici è stato utilizzato il software Nexo Dose, versione aggiornata di Dose Monitor, installato sull'intranet aziendale. È un sistema web based in grado di estrarre le informazioni da immagini diagnostiche attraverso lo standard DICOM, il quale si basa su architettura

object-oriented, contenente codici e sequenze di dati che si fondono in un'unica unità. Questo software si occupa della trasmissione delle immagini nella rete informatica mediante collegamento al PACS e al RIS ospedaliero con query automatica.

L'interfaccia grafica del programma è mostrata nella Fig.16. E' suddivisa in diverse finestre di lavoro, di cui tre pubbliche, Home, Search, Analytics, e due riservate agli amministratori, Alerts ed Admin. La finestra principale che si apre di default riassume i cinque pazienti TC e angiografici che hanno effettuato il numero maggiore di esami in un intervallo di tempo prestabilito e mostra graficamente l'andamento dei dati dosimetrici significativi, CTDIvolMax e DLP per parti del corpo e numero d'esami.

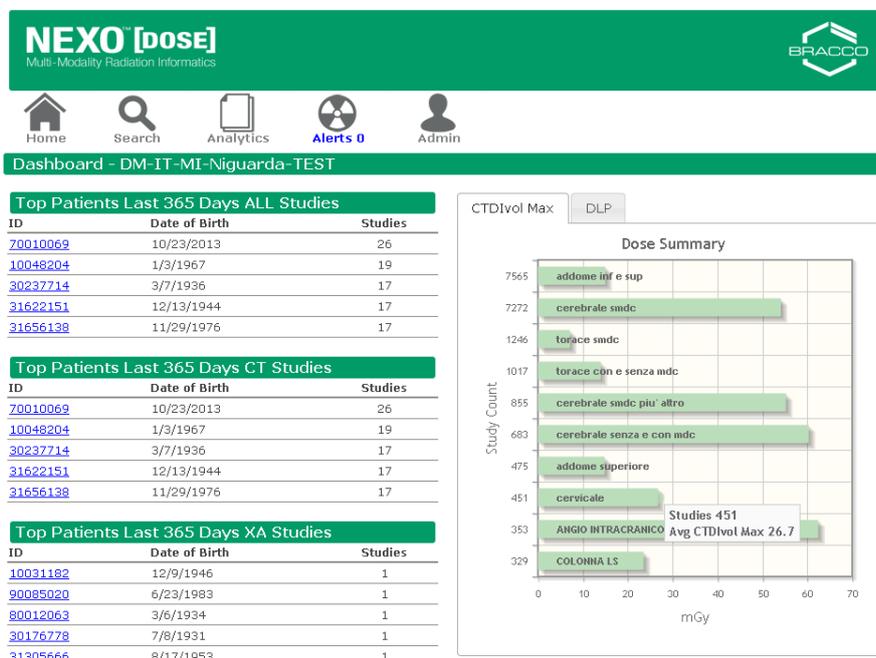


Fig.16. Interfaccia Nexo Dose- "Home"

Nella finestra "Search" (Tab.10) sono riportati gli studi descritti in base alla data dell'esame, Patient ID, AccessionNumber, descrizione dell'esame e l'ospedale dove è avvenuta la prestazione medica.

Search						
Search <input type="text" value="All Facilities"/> <input type="text"/>						
Date	Modality	Patient ID	Patient Name	Accession	Description	Facility
Apr 23 2013 5:10PM	CT	30627147	TEST_000027	102281431	TC CEREBRALE (senza e con contrasto)	OSP. NIGUARDA DEA
Apr 23 2013 12:42PM	CT	30872213	TEST_000026	102280952	TC CEREBRALE (senza e con contrasto)	OSP. NIGUARDA DEA
Apr 22 2013 11:20PM	CT	90154733	TEST_000025	102280316	TC CERVICALE (senza e con contrasto) (3 metameri e 2 spazi)	OSP. NIGUARDA DEA
Apr 19 2013 2:38PM	CT	30600276	TEST_000024	102276428	TC ADDOME SUP. E INF. (senza e con contrasto) - TC TORACE (senza	OSP. NIGUARDA
Apr 17 2013 10:36AM	CT	90155463	TEST_000023	102276290	TC CEREBRALE (senza contrasto)	azienda ospedaliera niguarda ca grande
Apr 17 2013	SR	90155463	TEST_000023	102276290	TC CEREBRALE (senza contrasto)	azienda ospedaliera niguarda ca

Tab.10. Finestra “Cerca”

E' stata dunque effettuata una validazione della procedura di estrazione mediante un confronto tra i dati di origine e quelli inseriti e visualizzati dal software per verificare la corretta registrazione dei protocolli e dei diversi parametri. Sono stati effettuati dei controlli incrociati attraverso l'ID del paziente comparando le diverse metodiche e verificando la conformità delle elaborazioni. Le estrazioni, infatti, provengono dall'header DICOM, contenente dati anagrafici, tecnici, parametri relativi alla ricostruzione dell'immagine e alla dose, dal “patient protocol”, contenente parametri d'esecuzione del protocollo clinico e dal report strutturato, Radiation Dose Structured Report (RDSD) (Fig.17), convertito in forma più leggibile tramite Osirix (Fig.18 A-B).

Attribute Name	Tag
Patient's Name	0010,0010
Patient ID	0010,0020
Patient's Birth Date	0010,0030
Patient's Sex	0010,0040
Referenced Patient Sequence	0008,1120
>Referenced SOP Class UID	0008,1150
>Referenced SOP Instance UID	0008,1155
Patient's Birth Time	0010,0032
Other Patient IDs	0010,1000
Other Patient Names	0010,1001
Ethnic Group	0010,2160
Patient Comments	0010,4000
Patient's Age	0010,1010
Patient's Size	0010,1020
Patient's Weight	0010,1030
Occupation	0010,2180
Image Type	0008,0008
Series Description	0008,103E
Image Comments	0020,4000
Total Number of Exposures	0040,0301
Exposure Dose Sequence	0040,030E
>X-ray Tube Current in μ A	0018,8151
>Exposure Time	0018,1150
>Radiation Mode	0018,115A
>KVp	0018,0060
>Filter Type	0018,1160
>Filter Material	0018,7050
>CTDIvol	0018,9345
>Estimated Dose Saving	0018,9324
>DLP	00E1:1021

Fig.17. Alcuni Tag DICOM di una TC SIEMEMS

Study: TC ADDOME SUP. E INF. (senza e con contrasto) - TC TORACE (senza (#102700664))

Manufacturer: SIEMENS

Completion Flag: COMPLETE

Verification Flag: UNVERIFIED

Content Date/Time: 2015-01-21 15:32:17

X-Ray Radiation Dose Report

Concept Modifier: Procedure reported [[Annex 1](#)]
 Observation Context: Observer Type = Device (121007, DCM)
 Observation Context: Device Observer UID = 60065
 Observation Context: Device Observer Name = "TCDEASIEMENS"
 Observation Context: Device Observer Manufacturer = "SIEMENS"
 Observation Context: Device Observer Model Name = "SOMATOM Definition"
 Observation Context: Device Observer Serial Number = "60065"
 Observation Context: Device Observer Physical Location during observation = "Ospedale Niguarda"
 Observation Context: Start of X-Ray Irradiation = 2015-01-21 15:28:31
 Observation Context: End of X-Ray Irradiation = 2015-01-21 15:31:17
 Observation Context: Scope of Accumulation [[Annex 2](#)]

CT Accumulated Dose Data

Total Number of Irradiation Events:
3 {events}

CT Dose Length Product Total:
925.49 mGycm

CT Acquisition

Acquisition Protocol:
Topogram

Target Region:
Abdomen (T-D4000, SRT)

CT Acquisition Type:
Constant Angle Acquisition (113805, DCM)

Procedure Context:
CT without contrast (P5-0808E, SRT)

Irradiation Event UID:
1.3.12.2.1107.5.1.4.60065.30000015012107342135200000095

Fig.18. A) e B) Report strutturato in assenza dei Tag DICOM

CT Acquisition Parameters

Exposure Time:

9.88 s

Scanning Length:

512 mm

Nominal Single Collimation Width:

1.2 mm

Nominal Total Collimation Width:

28.8 mm

Pitch Factor:

0.9 {ratio}

Number of X-Ray Sources:

1 {X-Ray sources}

CT X-Ray Source Parameters

Identification of the X-Ray Source:

A

KVP:

120 kV

Maximum X-Ray Tube Current:

455 mA

X-Ray Tube Current:

271 mA

Exposure Time per Rotation:

0.5 s

CT Dose

Mean CTDIvol:

9.95 mGy

CTDIw Phantom Type:

IEC Body Dosimetry Phantom (113691, DCM)

DLP:

509.07 mGycm

Comment:

Internal technical scan parameters: Organ Characteristic = Abdomen, Body Size = Adult, Body Region = Body, X-ray Modulation Type = XYZ_EC

Device Role in Procedure:

Irradiating Device (113859, DCM)

Properties: Device Manufacturer = "SIEMENS"

Properties: Device Model Name = "SOMATOM Definition"

Properties: Device Serial Number = "60065"

Source of Dose Information:

Automated Data Collection (113856, DCM)

B)

Il programma, inoltre, prevede notifiche ogniqualvolta il CTDIvol o DLP di nuovi esami superano valori di soglia predefiniti. E' presente la finestra "Analytics" utile per effettuare diverse tipologie di ricerche grazie a filtri che permettono una selezione in base al periodo, all'età dei pazienti, ai dispositivi e ai distretti corporei che si vogliono indagare (Fig.19).

Fig.19. Finestra “Nuovo Report”

Mediante Nexo Dose è stata intrapresa una raccolta degli esami effettuati nel 2014 selezionando pazienti da 0 a 100 anni e la fascia d’età 0-17. La Fig.20 mostra come viene rappresentato uno “studio tipo” di un paziente x, ad esempio una TC toracica.

Acquisition	Protocol	Phantom	kVp (KV)	mA Min (mA)	mA Max (mA)	Pitch	Exposure Time (ms)	Slice Thickness (mm)
7	AortaDissecata	BODY32	100	179	477	1.2	500	1

Fig.20. Esame tipo

Limitandosi alla distribuzione del DLP e del CTDIvolMax ed esportando i dati dal software NexoDose a Excel sono state effettuate diverse analisi. Nella Fig. 21 è mostrato il “Dose Summary” relativo ai dati inerenti i paziente del 2014 e nel quale sono stati calcolati i valori minimi, massimi e medi degli indici dosimetrici d’interesse per distretto corporeo.

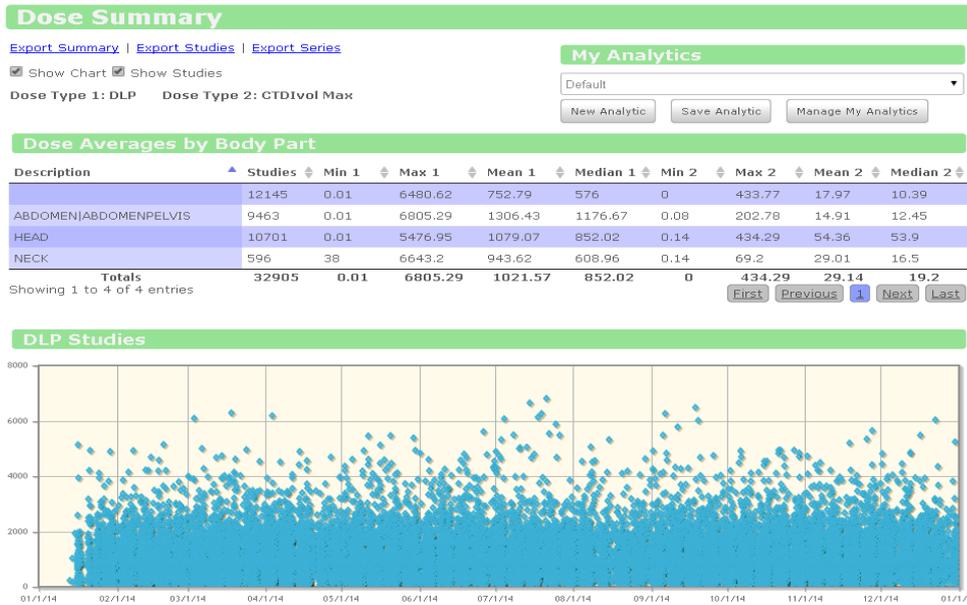


Fig.21. Dose Summary pazienti 0-100

Si osserva la maggior frequenza di TC cerebrali, pari a circa 11.000, contro 9.500 TC addominali e 4.000 TC toraciche.

3.2 Risultati ottenuti per pazienti da 0 a 100 anni

3.2.1 Distribuzione del numero di esami TC

Nel 2014 si sono registrati circa 33.000 esami. Nella Fig. 22 è mostrata la distribuzione del numero di TC effettuate per tipologia di esame ed età del paziente. Circa 14% del totale riguarda TC all'addome, il 9% alla testa e il 4.5% al torace, con una chiara prevalenza alle fasce di età più elevata (>50). Per la fascia di pazienti pediatrici risultano di maggior rilevanza le TC cerebrali.

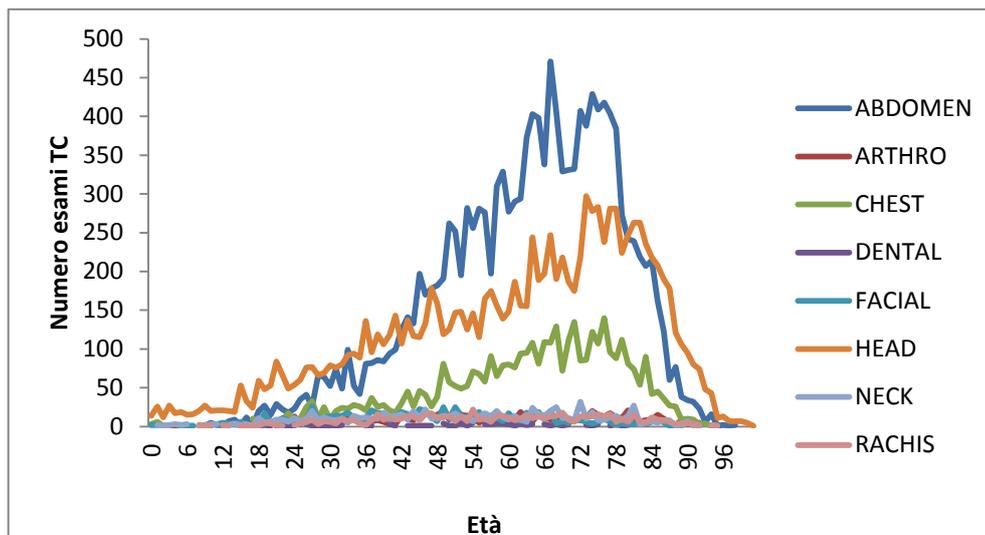


Fig.22. Distribuzione del numero di TC effettuate nel 2014 per tipologia di esame ed età del paziente

Dal confronto tra questi risultati con quelli ottenuti elaborando i dati regionali del 2011 è possibile osservare un buon accordo delle distribuzioni (vedi Fig. 13 e 14 del capitolo 2).

3.2.2 Distribuzione dei valori di DLP da 0 a 100 anni

Mediante i dati raccolti è stata analizzata la distribuzione di DLP di vari esami in riferimento ai principali distretti corporei, quali testa, torace e addome. Il risultato è rappresentato nella Fig.23, dove si può notare come le TC cerebrali si collochino soprattutto attorno al valore più probabile di DLP di 850 mGy·cm. Le TC al torace si distribuiscono a valori molto più bassi, circa 250 mGy·cm con media di 500 mGy ·cm, mentre le TC all'addome superiore ed inferiore si sviluppano su un intervallo abbastanza ampio con un valor medio di 1.300 mGy·cm.

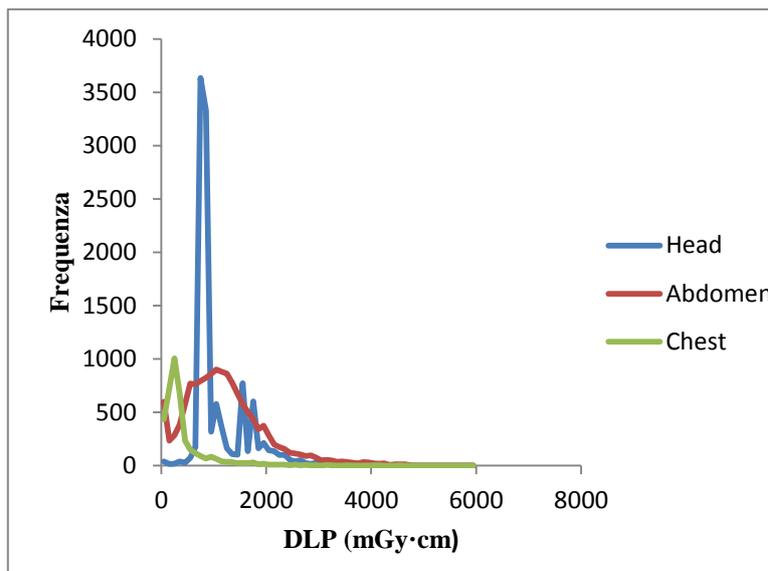


Fig.23. Distribuzione in frequenza del DLP 0-100

Questi valori rientrano nei Limiti Diagnostici di Riferimento-LDR stabiliti dal DLgs 187 del 2000 tranne che per l'addome che risulta un valor medio più elevato (Tab.11)

ESAMI:	TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA	
	$^{\circ}CTDI_w$ (mGy)	$^{\circ}DLP$ (mGy cm)
Testa	60	1050
Torace	30	650
Addome	35	800
Pelvi	35	600

Tab.11. LDR

Normalizzando sul totale degli esami effettuati, sono state calcolate le distribuzioni di probabilità dei valori di DLP per diverse regioni corporee interessate. I risultati sono riportati nella Fig.24.

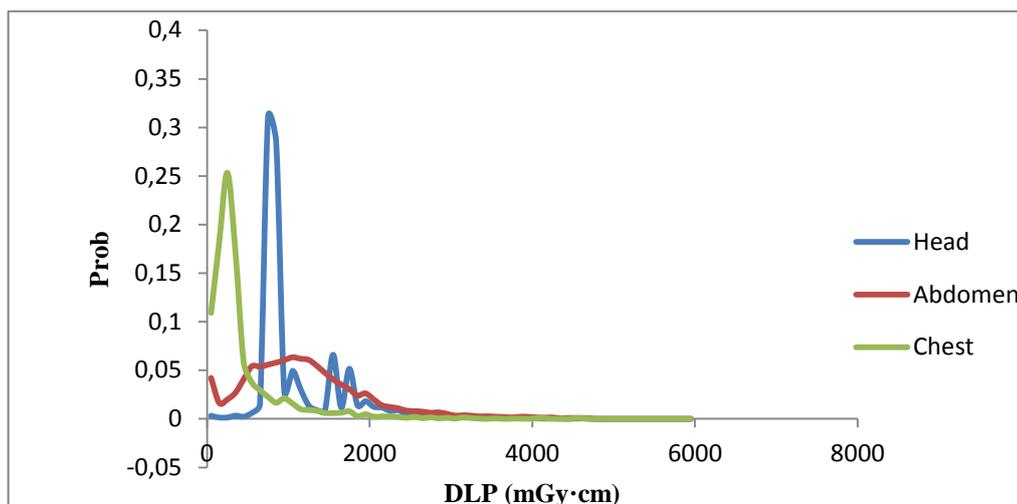


Fig.24. Distribuzione di probabilità dei valori di DLP per TC testa (blu), addome (rosso) e torace (verde)

Queste distribuzioni possono essere confrontate con il lavoro di Parolini F. “*Adult exposures from MDCT including multipases studies: first Italian nationwide survey*” del 2013, della Fisica Sanitaria dell’Istituto Europeo di Oncologia, Milano, progetto sponsorizzato dalla Società Italiana di Radiologia Medica (SIRM) e in collaborazione con la Società Italiana di Fisica Medica (AIFM). In questo studio sono state esaminate le distribuzioni di CTDI e DLP in MDCT per un campione di 5.668 pazienti di 65 dipartimenti di radiologia diversi. Si può notare nella Fig.25 c-d come si presenti il medesimo andamento ottenuto per le TC all’addome.

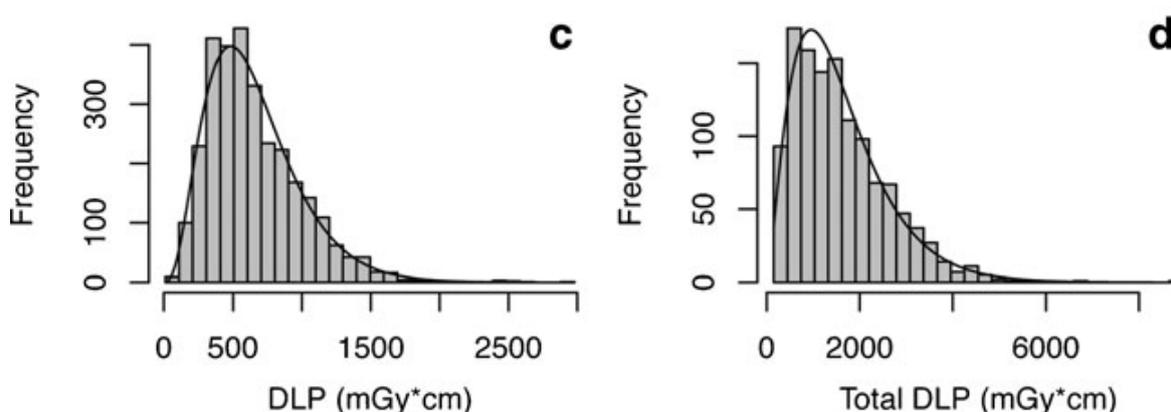


Fig.25. c) Distribuzione del DLP per l’addome e d) DLP totale (Parolini, 2013)

Nella Fig.26 è mostrato l’andamento del DLP medio classificato per fasce d’età e distretti corporei.

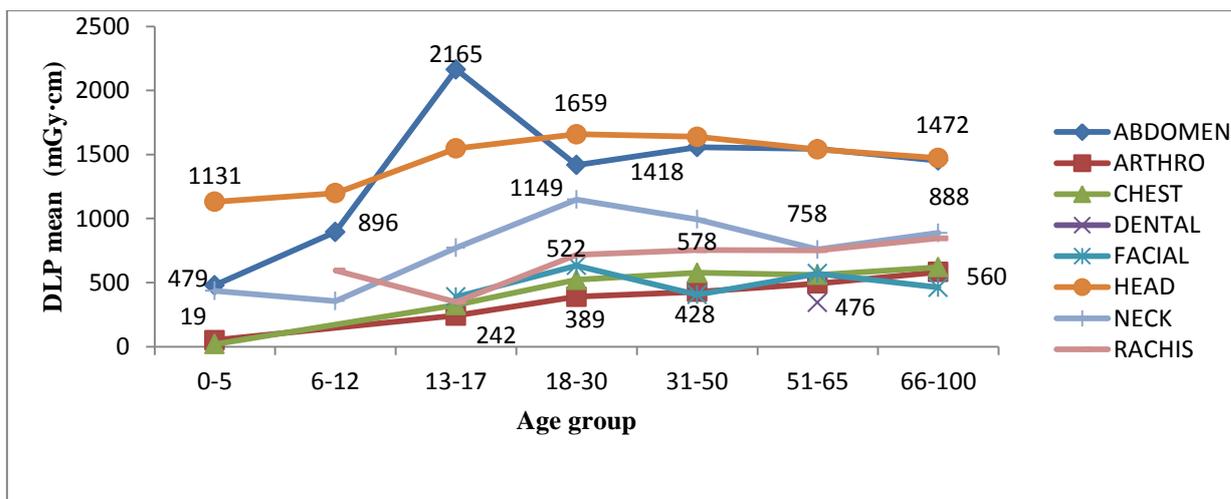


Fig.26. DLP medio per età paziente e distretto corporeo

E' possibile osservare la presenza di un massimo pari a 2.165 mGy·cm della distribuzione del DLP medio riguardante TC all'addome per la fascia di pazienti 13-17 anni, più elevato rispetto le altre tipologie considerate. Inoltre, per la TC cerebrale si riscontra un massimo pari a 1.659 mGy·cm in corrispondenza della fascia 18-30 anni. Tale valore è significativamente superiore ai livelli diagnostici di riferimento.

3.2.3 Distribuzione dei valori di CTDIvol da 0-100 anni

L'elaborazione dei dati inerenti il CTDIvol, ovvero il Computed Tomography Dose Index volumetrico, è stata effettuata esportando gli studi da software NexoDose considerando sempre la distinzione per distretto corporeo.

I risultati ottenuti per la testa, torace e addome sono mostrati nella Fig. 27. In particolare la TC testa presenta valori di CTDIvol compresi tra 50 e 60 mGy ed un valor medio di 54 mGy, la TC torace è caratterizzata da valori inferiori a 25 mGy ed un valor medio di 15 mGy, mentre i valori di CTDIvol della TC addome si distribuiscono al di sotto di 50 mGy con valor medio di 14.91 mGy.

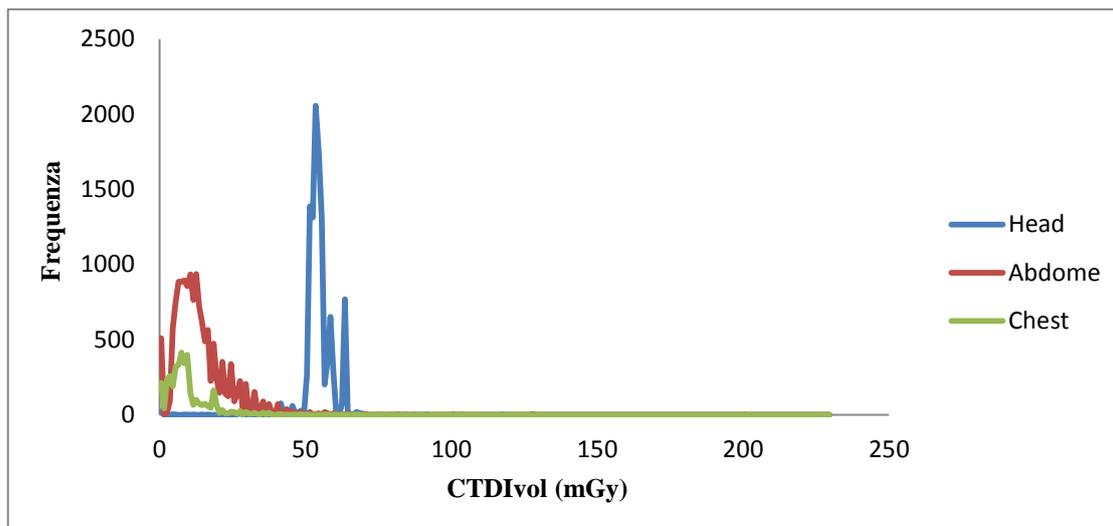


Fig.27. Distribuzione in frequenza del CTDIvol per tipologia di esame TC (popolazione 0-100)

Confrontando i risultati con lo studio condotto da Parolini et al. i valori ottenuti sono in accordo per quanto riguarda la TC torace e leggermente inferiori per la TC testa. In riferimento alla TC addome le distribuzioni ottenute hanno andamenti simili (vedi Fig.28).

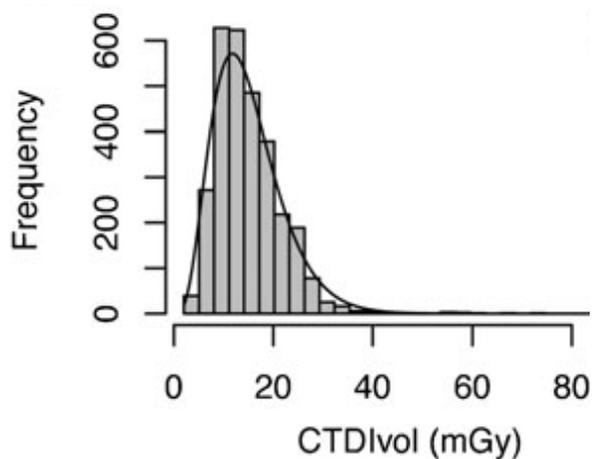


Fig.28. Distribuzione in frequenza del CTDIvol per TC addome (Parolini, 2013)

La Fig.29 mostra le distribuzioni riportate nella Fig. 28 normalizzate al numero totale di esami effettuati.

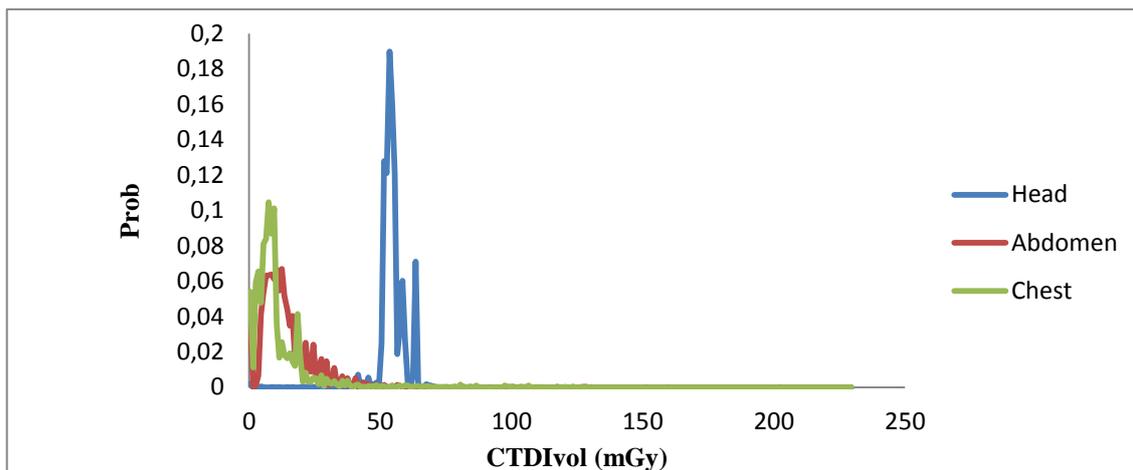


Fig.29. Distribuzione di probabilità del CTDIvol 0-100

L'andamento del CTDIvol medio al variare dell'età dei pazienti e per tipologia di TC è mostrato nella Fig.30, nella quale si osserva che le TC cerebrali presentano il valore massimo a tutte le età e che, in generale, per tutte le tipologie TC il CTDIvol risulta sostanzialmente indipendente dall'età.

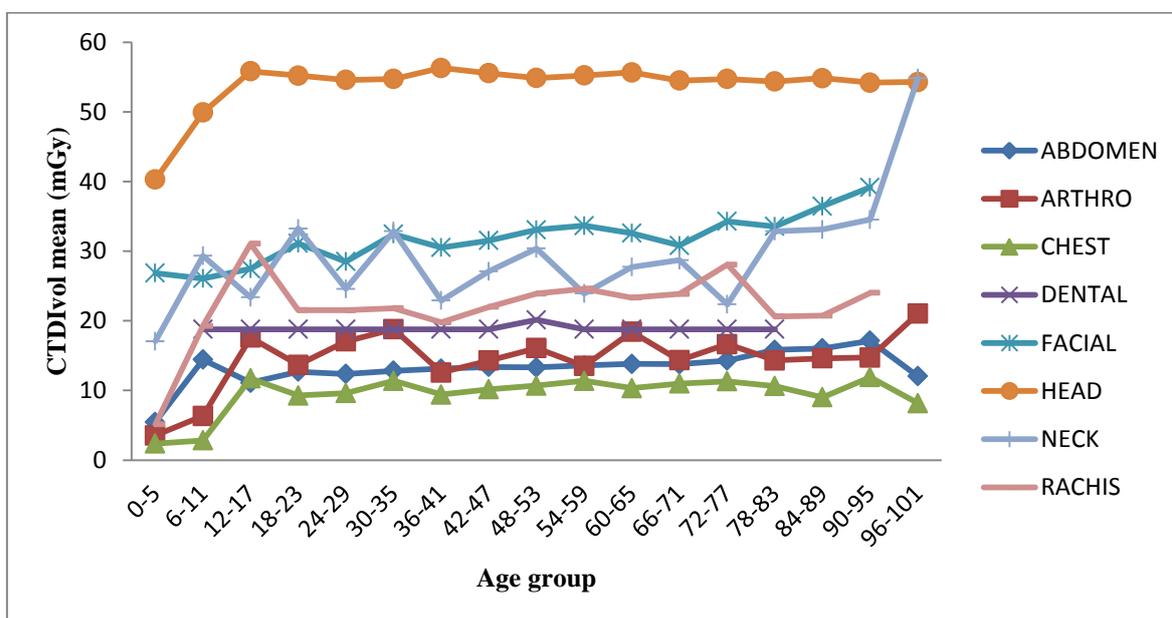


Fig.30. CTDIvol medio per età paziente e per tipologia TC.

3.3 Risultati ottenuti per pazienti da 0-17 anni

In una seconda fase di questo lavoro di tesi è stata approfondita l'indagine del campione di pazienti pediatrici, restringendo il campo di analisi e valutando nello specifico la fascia di età 0-17 anni. Nella Fig.31 è mostrato il Dose Summary di Nexo Dose.

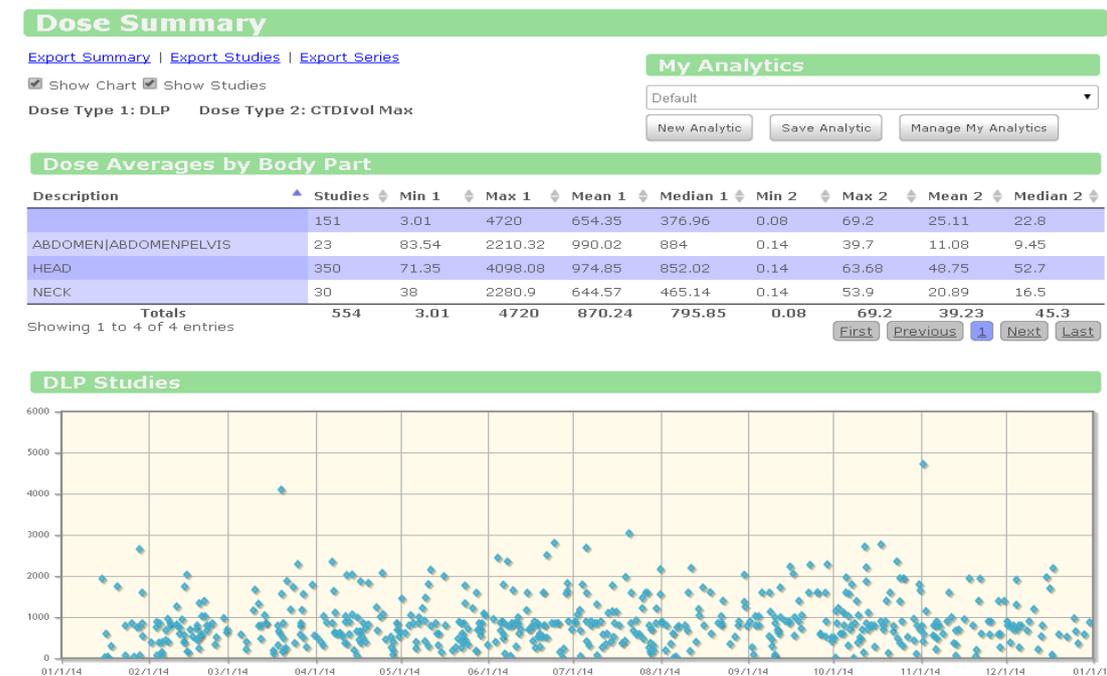


Fig.31. Dose Summary Nexo Dose

3.3.1 Distribuzione del numero di esami TC per pazienti pediatrici

Nel 2014 sono stati rilevati 554 esami, corrispondenti al 1,7% sulle 33.000 TC totali effettuati presso Ospedale Niguarda (Tab.12). I numeri esigui non permettono una valutazione statistica accurata di questa fascia di età. Tuttavia si può osservare qualitativamente che la maggior parte delle TC pediatriche riguardano la testa, in accordo con la prevalenza di esami TC cerebrali di questa fascia di età nota nella letteratura (soprattutto in regime di pronto soccorso). Le TC addominali, circa il 9% degli esami pediatrici, riguardano soprattutto pazienti di età compresa tra i 14 e i 17 anni, in accordo con lo studio dell'ICRP 87 secondo cui l'11 % della TC addominali si effettua su bambini di 15 anni.

	ABDOMEN	ARTHRO	CHEST	DENTAL	FACIAL	HEAD	NECK	RACHIS
N° TOTALE	48	8	29	3	32	395	27	12
% TOT 0-17	8.664	1.444	5.235	0.543	5.776	71.29	4.873	2.166
% TOT 0-100	0.145	0.024	0.085	0.009	0.096	1.196	0.081	0.036

Tab.12. Numero TC in relazione alla tipologia e alla percentuale sul tot. esami popolazione 0-100 e pediatrica

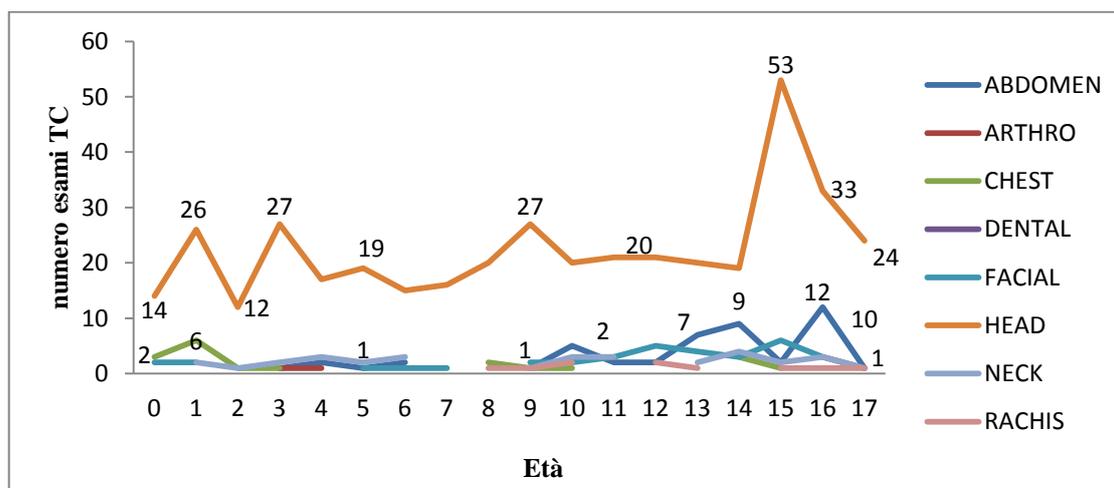


Fig.32. Conteggio esami per età e tipologia

3.3.2 Distribuzione dei valori di DLP da 0-17 anni

I valori di DLP classificati per distretto corporeo risultano distribuiti come mostrato nella Fig.33. In particolare, la TC testa presenta un valor più probabile di 800 mGy·cm e un valor medio 762.59, la TC torace un valor medio di circa 400 mGy·cm, mentre per l'addome un valor medio di circa 700 mGy·cm, in linea con i DRL (Tab.2 del capitolo 1).

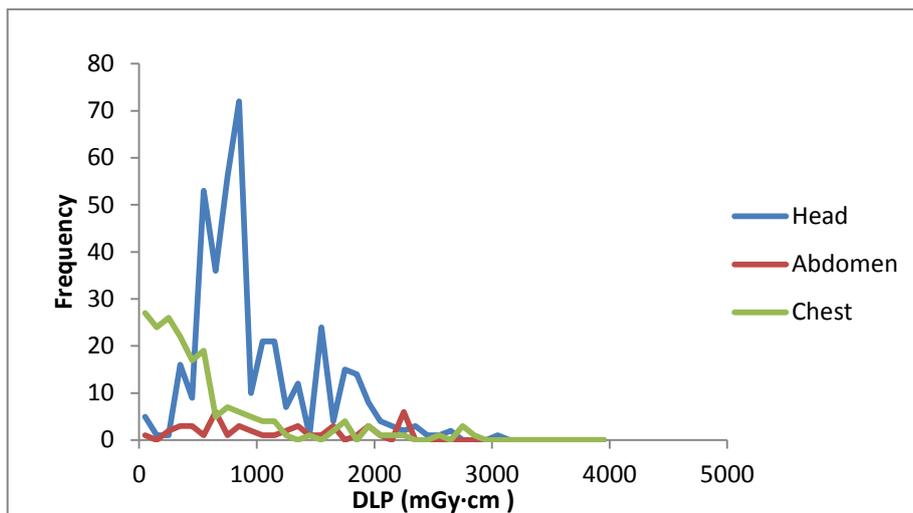


Fig.33. Distribuzione in frequenza del DLP 0-17

L'analisi della distribuzione dei valori di DLP medio per fasce d'età riportata nella Fig.34 ha mostrato che per i pazienti di età compresa tra i 13 e i 17 anni sottoposti a TC all'addome si hanno valori superiori ai livelli diagnostici di riferimento. Osservando la Tabella 13 si evidenziano inoltre per la TC cerebrale valori di DLP medi più elevati rispetto a quelli raccomandati dall'UNSCEAR.

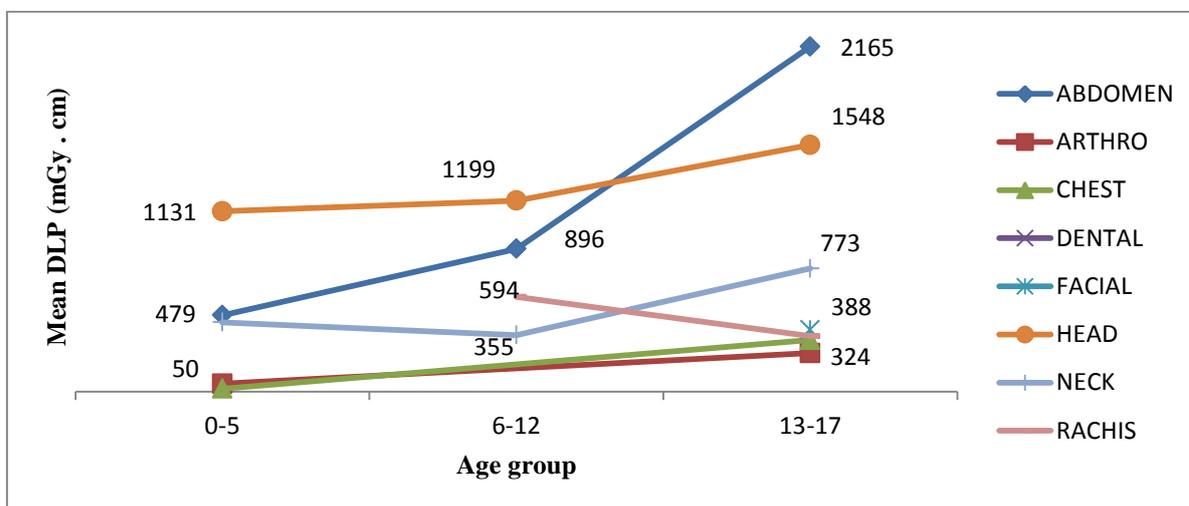


Fig.34. DLP medio per età paziente

Examination	Age or weight group	CTDI _{ref} -16 (mGy)	CTDI _{ref} -32 (mGy)	DLP-16 (mGy cm)	DLP-32 (mGy cm)
Cranium	Newborn	27	n.a.	300	n.a.
	≤1 year	33	n.a.	400	n.a.
	2-years	40	n.a.	500	n.a.
	6-10 years	50	n.a.	650	n.a.
	11-15 years	60	n.a.	850	n.a.
	>15 years	60	n.a.	950	n.a.
Mid-face	Newborn	9	n.a.	70	n.a.
	≤1 year	11	n.a.	95	n.a.
	2-5 years	13	n.a.	125	n.a.
	6-10 years	17	n.a.	180	n.a.
	11-15 years	20	n.a.	230	n.a.
	>15 years	20	n.a.	250	n.a.
Chest	Newborn (≤5 kg)	3	1.5	40	20
	≤1 year (6-10 kg)	4	2	60	30
	2-5 years (11-20 kg)	7	3.5	130	65
	6-10 years (21-30 kg)	10	5	230	115
	11-15 years (31-50 kg)	n.a.	8	n.a.	230
	>15 years (51-80 kg)	n.a.	12	n.a.	400
Abdomen w. pelvis	Newborn (≤5 kg)	5	2.5	90	45
	≤1 year (6-10 kg)	7	3.5	170	85
	2-5 years (11-20 kg)	12	6	330	165
	6-10 years (21-30 kg)	16	8	500	250
	11-15 years (31-50 kg)	n.a.	13	n.a.	500
	>15 years (51-80 kg)	n.a.	20	n.a.	900

Tab.13. Valori guida in pediatria di CTDI_{vol}, DLP basati su fantocci standard di 32 e 16 cm (UNSCEAR, 2013)

3.3.3 Distribuzione dei valori del CTDI_{vol} da 0-17 anni

L'esiguo numero di campioni a disposizione per la popolazione pediatrica non ha permesso analisi accurate delle distribuzioni del CTDI_{vol} per tipologia di esame. Sono comunque mostrati nella Fig.35 i risultati ottenuti.

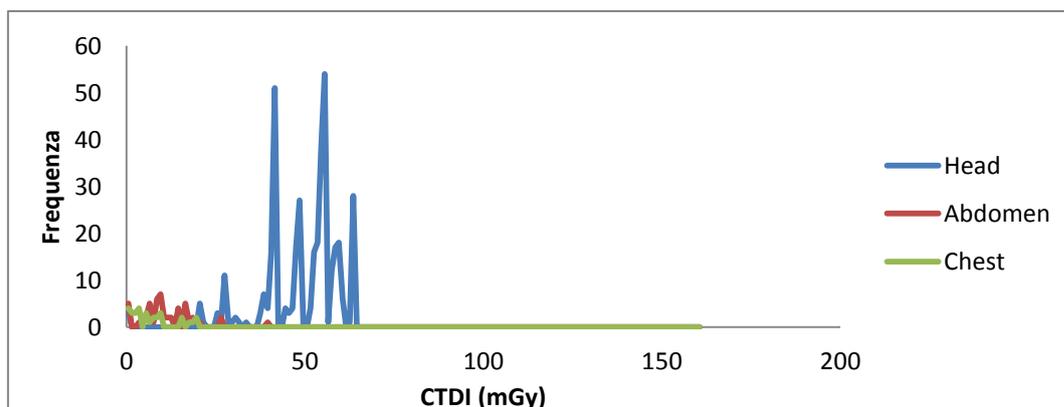


Fig.35. Distribuzione in frequenza del CTDI_{vol}Max per tipologia di esame TC 0-17

L'andamento del CTDIvol medio per fasce di età e tipologia di esame mostra un più alto valore per la TC testa a tutte le età (Fig.36).

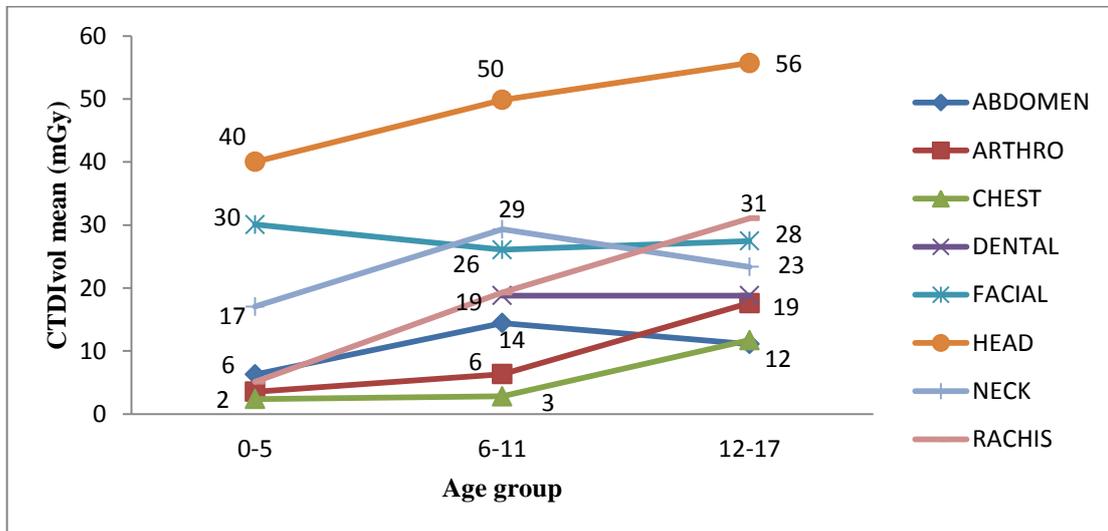


Fig.36. CTDIvol medio per età paziente

4. Distribuzione di dose agli organi associata all'esposizione da radiazione

L'aumento di esami TC verificatosi negli ultimi anni ha portato la comunità scientifica internazionale ad interrogarsi sul rischio associato all'esposizione di pazienti adulti e pediatrici sottoposti a tale esame. Lo studio di Brenner D. e Hall E. del 2007 , intitolato "*Computed Tomography, an increasing source of radiation exposure*", ha evidenziato che la TC rappresenta una sempre maggiore fonte di esposizione a radiazioni ionizzanti e ad un rischio reale di sviluppare tumori, stimato del 2% in particolare per i bambini, in quanto caratterizzati da una maggior radiosensibilità dei tessuti, un turn over cellulare più elevato e un'aspettativa di vita superiore rispetto all'individuo adulto. Inoltre essi sono spesso esposti a dosi di radiazione superiori al necessario.

4.1 Effetti biologici delle radiazioni

Gli effetti biologici della radiazione dipendono principalmente dalla ionizzazione e dall'eccitazione delle molecole costituenti la materia con cui avviene l'interazione. In una cellula, questi processi primari danno inizio ad una complessa catena di eventi che può portare a variazioni della composizione chimica delle biomolecole e a modificazioni biofunzionali come la mutazione, la trasformazione e la morte cellulare. I sistemi biologici sono estremamente sensibili alla radiazione. Si pensi infatti che effetti letali vengono osservati nei mammiferi per livelli di dose al corpo intero pari a circa 5 Gy. La parte della cellula sensibile al danno da radiazione è il DNA, acido desossiribonucleico, che è una molecola avente diametro dell'ordine del nm, tipicamente 2-3 nm; questa e l'RNA, acido ribonucleico, possono essere danneggiati in tre principali modi quali, il danno di una delle basi, principalmente citosina, timina e uracile; la rottura di una singola catena (Single Strand Break) e la rottura della doppia catena (Double Strand Break), più difficile da riparare da parte del DNA. La struttura della particella ionizzante, includendo il suo profilo radiale, assume quindi fondamentale importanza dal punto di vista degli effetti biologici soprattutto nei tessuti contenenti una maggior quantità di ossigeno.

4.2 Stima della dose agli organi

Partendo dai risultati di distribuzione della dose ottenuti mediante software NexoDose e descritti nel capitolo 3, si è cercato di individuare a seconda delle diverse fasce d'età un valore di CTDI_{vol} medio e di selezionare i protocolli TC utilizzati più significativi tra quelli adottati nei reparti.

Per fare ciò è stato selezionato e utilizzato un software denominato Virtual Dose (vedi Fig.37) sviluppato dal Rensselaer Polytechnic Institute (Troy, New York) e dalla University of Florida per il calcolo della distribuzione della dose assorbita dagli organi del paziente sottoposto a TC. Il software è basato su simulazioni Monte Carlo di fantocci computazionali classificati per età, sesso e dimensione corporea e più di altri presenta caratteristiche rispondenti ai requisiti richiesti ad un calcolo della dose in paziente accurato.

VIRTUAL PHANTOMS, INC.
Perfecting radiation dose management through innovative simulation technologies

HOME | OUR COMPANY | OUR TECHNOLOGY | VIRTUALDOSE™CT | NEWS | CONTACT

VirtualDose™CT
The Revolutionary Virtual Patient Software Technology

"Reduce Radiation Exposure Dose - Increase Patient Safety"
Virtual Phantom's breakthrough software technology solves an urgent challenge in CT radiation exposure.

Improve Radiation Patient Safety
VirtualDoseCT solves the need for accurate CT x-ray radiation dose tracking and reporting by providing anatomically correct 3D patient modeling. Our Voxel-based solution revolutionizes the way organ doses are calculated for health physics applications.
Our breakthrough technology is built on a well-tested family phantoms, revolutionary GPU-based Monte Carlo simulation, and innovative Software as a Service (SaaS) programming techniques. It permits radiation health professionals to obtain highly accurate images with much greater patient safety.
[Read About Our Technology](#)

Accurate Imaging, Less Radiation.
Using 3D models of virtual patients at varying weights, in varying gestational stages of pregnancy, and at chest ages from newborn to age 18, VirtualDoseCT delivers the accuracy, cost you've been waiting for.
Replacing crude, stylized MERID-5 models of human patients with 3D "virtual patients":
• Dramatically improves accuracy in organ doses
• Improves safety of patients undergoing CT examinations
• Minimizes over-dose risk
• Monitors dose by patient over time
[Read About VirtualDoseCT](#)

News and Events
Virtual Phantom Successfully Completes Beta Testing in 10 U.S. Hospitals
NIH Funded "Virtual Patient" Research Receives Flurry of Media Attention

Fig.37.Virtual Dose

Permette infatti di trattare esposizioni di pazienti pediatrici, quali neonati, bambini di 1, 5, 10, 15 anni, adulti di varie dimensioni, donne in stato di gravidanza e di soggetti obesi (Fig.38).

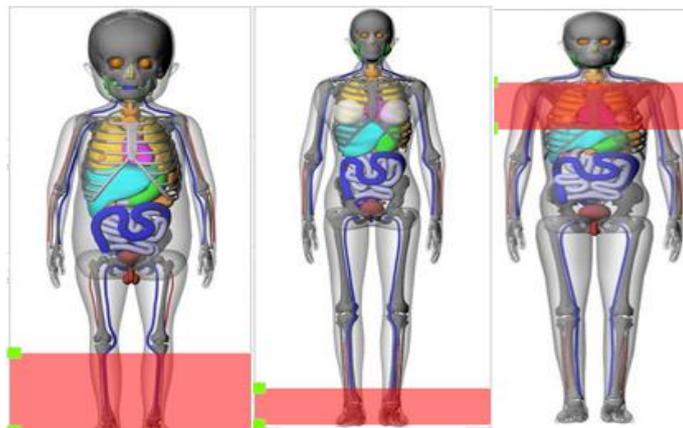


Fig.38. Es di fantocci : bambino-donna –uomo

Sono state dunque effettuate prove volte a indagare l'entità della variabilità dei risultati in relazione a variazioni di dati reali e la conseguente utilità di avere a disposizione una differenziazione di fantocci così ampia.

Come mostrato nella Fig.39, i dati di input del software sono i seguenti:

- la tipologia del paziente, quindi la categoria del fantoccio ad esso riferito;
- il protocollo TC (head, chest, abdomen);
- la TC utilizzata (Philips o Siemens);
- il nome dello scanner (Brilliance 16, 64, Somatom Definition, Sensation 64, Volume Zoom);
- la collimazione in mm (automatica);
- la tensione del tubo in kVp ;
- la corrente in mAs;
- il pitch;
- il CTDI_w calcolato = $[(CTDI_{vol} \cdot pitch) / mAs] \cdot 100$.

Information from PACS/DICOM		VirtualDose	
Patient phantoms: --Select a patient--	Scan Protocol: --Select a protocol--	CT Manufacturer: --Select CT Brand--	Scanner Name: --Select a CT Scanner--
Bowtie filters: <input type="radio"/> Head <input checked="" type="radio"/> Body	Beam Collimation(mm): --Body Bowtie Filter--	kVp: --kVp--	Tube Current Modulation : <input checked="" type="radio"/> No <input type="radio"/> Yes
mAs: 100	CTDI_w (per 100mAs): 1	Pitch: 1	Organ Weighting Scheme: <input checked="" type="radio"/> ICRP103 <input type="radio"/> ICRP60
Z-Over Scan Length(mm): <input checked="" type="radio"/> No <input type="radio"/> Yes	Calculate Dose		

Fig.39. Interfaccia per inserimento dei parametri tecnici

Sono stati presi in considerazione i tre principali distretti corporei, ovvero testa, torace e addome/pelvi. Per quanto riguarda la testa le TC utilizzate nel reparto di neurologia dell'ospedale Niguarda sono di marca Philips con protocollo che prevede 120 kVp di tensione, una corrente media di 300 mAs per pazienti pediatrici 0-17 anni e 340 mAs per gli adulti, un pitch di 1.02 e un CTDI_w calcolato basandosi sui dati dei report estratti da Nexo Dose considerando diverse età. Il CTDI_{vol} per i 0-17 anni si colloca tra i 40.02 mGy e i 49.85 mGy, mentre per gli adulti risulta in media di circa 55 mGy (Fig.30 del capitolo 3). Le dosi assorbite dai vari organi più significativi al variare dell'età dei pazienti e calcolate mediante Virtual Dose sono riportate nella Tab.14.

Età- sesso	DOSE(mGy)							
	cervello	ghiandola pituitaria	ghiandola salivare	midollo osseo	mucosa orale	bulbi oculari	lenti oculari	tiroide
2F	66.58	59.48	11.82	17.65	15.36	75.31	76.02	5.31
5M	60.35	56.76	19.18	20.18	28.16	71.65	73.24	4.01
10F	36.43	34.15	11.68	12.29	22.10	42.31	44.68	2.24
17M	40.14	35.92	10.33	12.59	5.97	51.62	55.46	1.06
Adulto 40M	35.43	-	6.25	2.29	1.73	-	-	1.01
Adulto 73F	33.81	-	13.41	3.25	-	-	-	1.26

Tab.14. Dose organo (mGy) per TC cerebrali in funzione dell'età, del sesso e dei rispettivi CTDI_w

Confrontando i risultati ottenuti con quelli riportati da Brenner D. e Hall E. (vedi Fig.40 e 41) si evidenzia il medesimo andamento di dosi al cervello, ma valori che partono da 66.58 mGy e decrescono all'aumentare dell'età assestandosi intorno a 35 mGy. Le dosi al midollo osseo e alla tiroide presentano curve molto simili. Da constatare che non è presente una variabilità significativa tra uomo e donna in età adulta mentre è presente una leggera variazione per fasce d'età nell'intervallo 0-17 anni.

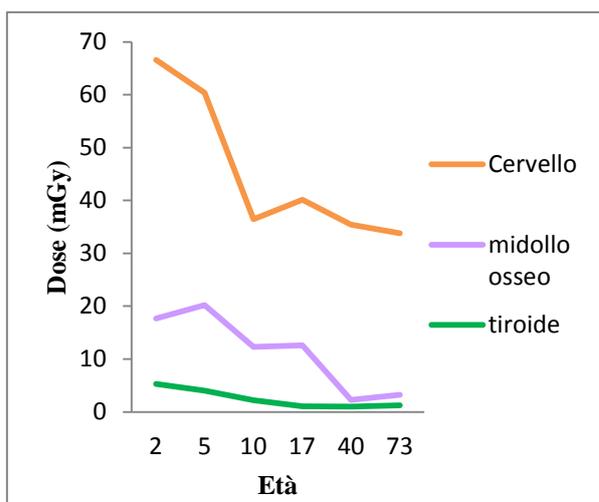


Fig.40. Dose organo- TC cerebrale-Virtual Dose

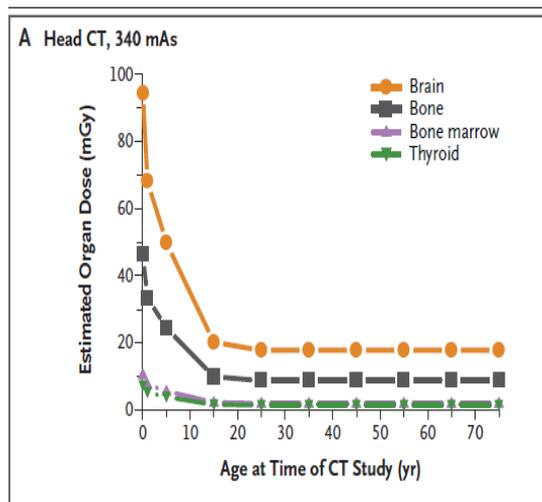


Fig.41. Dose organo-TC cerebrale-Brenner

In merito agli esami all'addome/pelvi il protocollo utilizzato prevede una corrente media di 200mAs, tensione 120 kVp, pitch 0.9 con CTDIvol compreso tra i 10-17 mGy per pazienti di età 0-17 anni e circa di 17 mGy per gli adulti.

Nella Tab.15 sono riportati i risultati delle dosi assorbite dagli organi più significativi al variare dell'età dei pazienti per esami TC all'addome/pelvi.

Età- sesso	DOSE(mGy)											
	stomaco	fegato	colon	milza	pancreas	ghiandole surrenali	midollo osseo	cistifellea	reni	ovaie	prostata	
2F	25.5	26.92	30.49	28.44	28.61	22.49	6.33	26.64	31.98	28.85		
7F	26.19	25.12	31.60	26.24	27.86	23.19	8.25	27.46	31.75	28.55		
10M	20.65	19.14	23.90	19.95	20.02	18.71	6.52	20.74	24.36		19.95	
15M	17.79	17.89	20.38	18.26	16.21	15.01	4.33	17.01	19.55		8.11	
15F	20.46	19.58	24.71	20.50	19.74	17.39	4.92	19.02	23.54	18.25		
Adulto 40M	19.49	22.50	22.26	22.32	20.48	24.76	12.30	17.83	24.55		7	
Adulto 51F	19.08	21.91	14.70	22.93	21.15	24.71	7.92	17.74	23.26	7		
Adulto 68M	15.86	18.30	18	18.26	16.67	20.16	10.01	14.57	19.92		4.53	

Tab.15. Dose organo (mGy) per TC all'addome/pelvi in funzione dell'età, del sesso e dei rispettivi CTDIw

Confrontando i risultati ottenuti al variare dell'età (Fig.42) con quelli descritti in Brenner D. e Hall E. (Fig.43), l'andamento della distribuzione della dose allo stomaco risulta essere

simile, ma con plateau su valori più elevati, mentre per il fegato si può constatare un andamento variabile tra fasce d'età con dosi rilevate di poco superiori per i bambini rispetto agli adulti. Di notevole rilevanza sono i valori ottenuti per le dosi al colon e alle ovaie significativamente superiori sia per pazienti pediatrici (circa 20 mGy), sia per pazienti adulti (circa 10 mGy). Non è stata rilevata una variabilità significativa tra uomo e donna alle diverse fasce d'età.

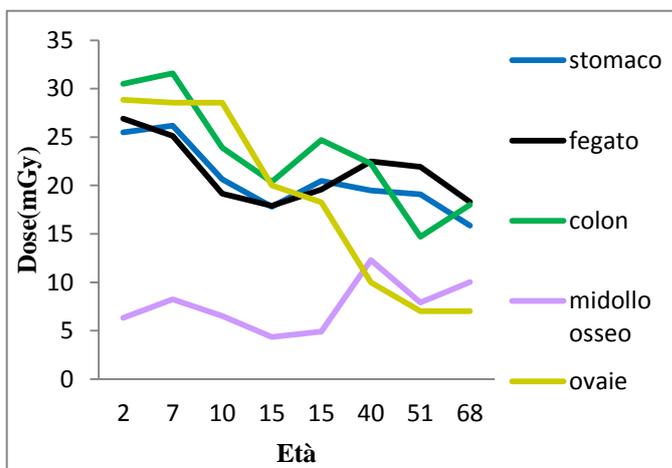


Fig.42. Dose-organo-TC addome/pelvi –Virtual Dose

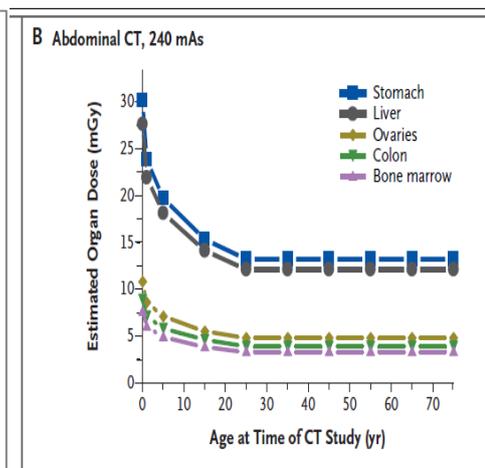


Fig.43. Dose-organo-TC addome/pelvi-Brenner

Infine, considerando la TC del torace si ha un CTDIvol per i 0-17 anni tra 1-10 mGy, per gli adulti invece è circa 8 mGy di media. Si deduce anche per questa tipologia d'esame una differenza di andamento di dose per pazienti pediatrici rispetto a quelli adulti, ma in questo caso la dose ad organo risulta inferiore in età pediatrica e continua a non esservi variazione secondo il sesso del paziente.

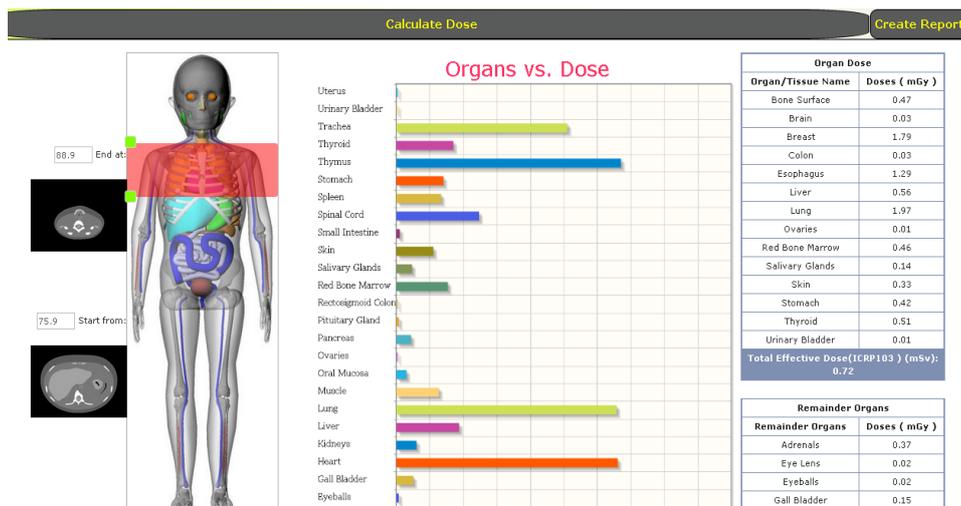


Fig.44. Es output Virtual Dose TC torace in relazione a fantoccio bambino di 3 anni

Nella Tab.16 sono riportati i valori di dosi agli organi maggiormente interessati dall'esposizioni a TC del torace.

Eta- sesso	DOSE(mGy)						
	polmoni	trachea	timo	tiroide	cuore	esofago	seno
1F	2.70	1.09	2.34	0.84	2.71	1.66	2.38
3F	3.33	2.60	3.41	0.87	3.35	2.19	3.03
17M	10.41	8.10	9.65	2.54	11.34	7.50	
Adulto M	17.77	assente	19.58	4.92	18.68	10.88	
Adulto F	18.33	assente	19.46	4.52	17.25	12.61	15.07

Tab.16. Dose organo (mGy) per TC del torace in funzione dell'età, del sesso e dei rispettivi CTDIw

La dose agli organi per adulti calcolata tramite Virtual Dose partendo dai dati estratti di Nexo Dose è in linea con i valori tipici riportati nella Tab.17 dal rapporto dell' ICRP per quanto riguarda la tiroide, il seno, e ovaie in adulti, mentre per il report dell'IAEA l'uso di TC su bambini comporta una dose cumulativa di 50 mGy che può triplicare il rischio di leucemia e dose di 60 mGy può triplicare il rischio di tumori al cervello.

CT Examination	Eyes (mGy)	Thyroid (mGy)	Breast (mGy)	Uterus (mGy)	Ovaries (mGy)	Testes (mGy)
Head	50	1.9	0.03	* ^a	*	*
Cervical spine	0.62	44	0.09	*	*	*
Thoracic spine	0.04	0.46	28	0.02	0.02	*
Chest	0.14	2.3	21	0.06	0.08	*
Abdomen	*	0.05	0.72	8.0	8.0	0.70
Lumbar spine	*	0.01	0.13	2.4	2.7	0.06
Pelvis	*	*	0.03	26	23	1.7

^a The symbol * indicates that the dose is <0.005 mGy.

Tab.17. Valori tipici di dose organo in adulti (Shrimpton et al. ,1991)

Conclusioni

Il presente lavoro di tesi effettuato presso l'Azienda Ospedaliera Niguarda ha permesso di effettuare un'accurata analisi delle potenzialità del sistema di raccolta dati dosimetrici implementato nell'ambito del progetto PREP in fase di test e sviluppo.

Si è constatata l'importanza di avere una stima concreta di parametri dosimetrici, in quanto sono misure di controllo qualità atte ad una corretta pratica clinica e all'ottimizzazione delle procedure. Si mira così a fornire un report utile per stabilire al meglio i protocolli utilizzabili, differenziando la selezione dei parametri tecnici per tipologia di paziente e regione del corpo, informazioni che possono essere utilizzate alla formazione di radiologi e tecnici per minimizzare l'esposizione. Questo studio ha permesso inoltre di elaborare una metodologia di estrazione dati e di calcolo di distribuzioni utili a descrivere l'andamento dell'attività di diagnostica TC nell'ambito della struttura ospedaliera. Tale procedura di raccolta e analisi sarà estesa ad altri centri ospedalieri coinvolti nel progetto.

Bibliografia

American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report n° 204 - Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examination (2011)

Amis ES Jr, Butler PF, Applegate KE, et al. American College of Radiology white paper on radiation dose in medicine. *J Am Coll Radiol* 2007;4(5):272–284.

Angelucci M, Borio R, Chiocchini S, Degli Esposti P, Dipilato AC, Policani G. Patient doses and risk evaluation in bone mineral densitometry. *Radiat Prot Dosimetry* 1999; 86(3):191–195.

Baum U. *Image Quality and dose in CT. B) Clinical experience*, ECR 2004 Refresher Course, www.imp.uni-erlangen.de.

BEIR-V. - Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiations. Health effects of exposure to low levels of ionizing radiation - Washington, D.C: National Academy of Sciences (1990).

BEIR VII – Cap 11 Estimating Cancer Risk (267 – 312).

BEIR-VII. - Committee to Assess Health Risk from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation - Washington, D. C. National Academy of Sciences (2006).

BEIR VII -“Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation” , 2006.

Brenner DJ, Elliston CD. Estimated radiation risks potentially associated with full-body CT screening. *Radiology* 2004; 232:735-8.

Brix G et al *Radiation exposure in multislice versus single-slice CT : results of a nationwide survey* *Eur Radiol* 13 : 1979-1991 (2003).

Calzado A, Van˜o´ E, Mora´n P, Castellote C, Ruiz S, Gonza´lez L. Estimation of doses to patients from “complex” conventional X-ray examinations. *Br J Radiol* 1991;64(762): 539–546.

CEI 62-59 (CEI EN 61223-2-6) 1995: *Prove di valutazione e di routine nei reparti per la produzione di immagini mediche. Prove di costanza - Apparecchiature di tomografia computerizzata*, Aprile 1995.

Colombo P. MSCT: ASPETTI DOSIMETRICI S.C. di Fisica Sanitaria – Az. Ospedaliera Niguarda Ca’ Granda – Milano.

Cristy M. , K. F. Eckerman. - Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources - I. Methods. Report ORNL/TM-8381/V1 Oak Ridge: Oak Ridge National Laboratory, (1987).

Cristy M. - Mathematical phantoms representing children of various ages for use in estimates of internal dose. - Oak Ridge National Laboratory Report No.RNL/NURGEM/TM 367 (1980).

D.G. Jones, P.C. Shrimpton – Normalised organ dose calculated using Monte Carlo techniques (NRPB Report n° SR250) (1991).

David J. Brenner, Ph.D., D.Sc., and Eric J. Hall, D.Phil., D.Sc. (2007) “Computed Tomography-An Increasing Source of Radiation Exposure”, *The new england journal of medicine*.

Decreto legislativo n°187, 26 maggio 2000 “Attuazione della direttiva 97/43/EURATOM in materia di protezione sanitaria delle persone contro i pericoli delle radiazioni connesse ad esposizioni mediche” *Gazzetta Ufficiale* n.157 del 7 luglio 2000.

Donnelly LF, et al. *Minimizing radiation dose for pediatric body applications of single-detector helical CT: strategies at a large children’s hospital*. *AJR* 2001;176:303-306 .

DoseMonitor user manual.

European Commission 1999 *Quality Criteria for Computed Tomography*, EUR 16262 EN.

European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography – J. Geleijns, G. Bongartz, S.J. Golding, A.G. Jurik, M. Leonardi, W. Panzer, P.C. Shrimpton, G. Tosi - <http://www.dr.dk/guidelines/ct/quality/htmlindex.htm>

Fischbach F, Ricke J, Freund T, et al. Flat panel digital radiography compared with storage phosphor computed radiography: assessment of dose versus image quality in phantom studies. *Invest Radiol* 2002; 37(11):609–614.

Fred A. Mettler, Jr, MD, MPH Walter Huda, PhD Terry T. Yoshizumi, PhD Mahadevappa Mahesh, MS, PhD “*Effective Doses in Radiology and Diagnostic Nuclear Medicine*”RSNA 2008.

General Electric Healthcare - CONFORMANCE STATEMENT for DICOM 2009.

Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation — BEIR VII. Washington, DC: National Academies Press, 2005.

Hunold P, Vogt FM, Schmermund A, et al. Radiation exposure during cardiac CT: effective doses at multi-detector row CT and electron-beam CT. *Radiology* 2003;226(1): 145–152.

IAEA International Atomic Energy Agency IAEA – Safety Reports Series No. 71 – Radiation Protection in Paediatric Radiology (2012).

ICRP (2000) International Commissioning on Radiological Protection-Pregnancy and medical radiation. ICRP Publication 84. *Annals of the ICRP* 30 (1).

ICRP Publication 23 (1975).

ICRP Publication 87 Editorial.

ICRP Publication 103 (2007)152.

ICRP (1996) Radiological protection and safety in medicine. ICRP Publication 73. Annals of the ICRP 26 (2).

IEC(1999) International Electrotechnical Commission Medical Electrical Equipment—Part 2: Particular Requirements for the Safety of X-Ray Equipment for Computed Tomography. IEC 60601-2-44. International Electrotechnical Commission, Geneva, Switzerland.

IEC 60601-2-44/A12004: *Particular requirements for safety of X-ray equipment for computed tomography.*

iTA-RT user manual.

Kalender, W.A., Wolf, H., Suess, C. (1999) Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation: II. Phantom measurements. *Med. Phys.* 26, 2248–2253.

Kalra K. et al, *Strategies for CT radiation dose optimization*, *Radiology* 2004; 230 (3), 619-628.

Kalra MK, Maher MM, Toth TL et al (2004) Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. *Radiology* 233:649–657.

Kaups KL, Davis JW, Parks SN. Routinely repeated computed tomography after blunt head trauma: does it benefit patients? *J Trauma* 2004;56:475-80.

Kursheed, M.C. Hillier, P.C. Shrimpton, B.F. Wall - Influence of patient age on normalized effective doses calculated for CT examinations - *The British Journal of Radiology*, 75, 819–830 (2002).

Lewis M., *Radiation dose issues in multi-slice CT scanning*, MHRA, October 2004.

Linton OW, Mettler FA Jr. National conference on dose reduction in CT, with an emphasis on pediatric patients. *AJR Am J Roentgenol* 2003;181:321-9.

Marin D, Nelson RC, Schindera ST et al (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* 254:145–153.

McCullough CH, Bruesewitz MR, Kofler JM Jr. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. *Radiographics* 2006;26:503-12.

Nagel HD. *Radiation Dose Issue with MSCT, Multislice CT* 2nd edition, Springer, 2004.

P.C. Shrimpton, M.C. Hillier, M.A. Lewis, M. Dunn – National Survey of doses from CT in the UK: 2003 - *The British Journal of Radiology*, 79, 968–980 (2006).

P. W. E. Schmidt, D. R. Dance, C. L. Skinner, I. A. Castellano Smith, J. G. McNeill – Conversion factors for the estimation of effective dose in paediatric cardiac angiography – *Physics in Medicine and Biology*, 45, 3095–3107 (2000).

Palorini Federica & Daniela Origgi & Claudio Granata & Domenica Matranga & Sergio Salerno Adult exposures from MDCT including multiphase studies: first Italian nationwide survey, 21 May 2013 /Revised: 12 August 2013 /Accepted: 9 September 2013 *European Society of Radiology* 2013.

Philips - DICOM Conformance Statement Allura Xper Family.

Philips - DICOM Conformance Statement Philips CT Scanners and Workstations V2/V3.

Pola A. ,Colombo P. PREP Fase 2 “Procedure radiodiagnostiche in età pediatrica, sviluppo di una rete collaborative tra strutture ospedaliere-Studi di percorsi diagnostici di appropriatezza e sostenibilit-Formazione culturale del personale scientifico regionale”, 2014.

PREP report scientifico, studio di fattibilità relativo all’installazione di un sistema di monitoraggio multicentrico per il monitoraggio e il report della dose a pazienti pediatrici in esami TC e angiografici.

Radiation Protection Of Patients (RPOP), International atomic Energy Agency (IAEA)-
<https://rpop.iaea.org>

Rebecca Smith-Bindman, MD, Diana L. Miglioretti, PhD, Eric Johnson, MS, Choonsik Lee, PhD, Heather Spencer Feigelson, PhD, MPH, Michael Flynn, PhD, Robert T. Greenlee, PhD, MPH, Randell L. Kruger, PhD, Mark C. Hornbrook, PhD, Douglas Roblin, PhD, Leif I. Solberg, MD, Nicholas Vanneman, MA, Sheila Weinmann, PhD, Andrew E. Williams, PhD
Use of Diagnostic Imaging Studies and Associated Radiation Exposure for Patients Enrolled in Large Integrated Health Care Systems, 1996-2010 JAMA, June 13, 2012—Vol 307, No. 22 2012 American Medical Association.

Rehani, M.M. (2000) Computed tomography: radiation dose considerations. In: Rehani, M.M. (Ed.), Advances in Medical Physics. Jaypee Bros Medical Publishers, N. Delhi, India, pp. 125–133.

Semelka RC, Armao DM, Elias J Jr, Huda W. Imaging strategies to reduce the risk of radiation in CT studies, including selective substitution with MRI. J MagnReson Imaging 2007;25:900-9.

Shrimpton PC et al. :“Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK – 2003 Review” NRPB –W67.

Shrimpton, P.C., Wall, B.F. (2000) Reference doses for paediatric CT. *Radiat. Prot. Dosim.* 90, 249–252

Siemens syngo CT 2010A DICOM Conformance Statement.

Starck G, et al. *A method to obtain the same levels of CT image noise for patients of various sizes, to minimize radiation dose* *Br J Radiol* 2002; 75:140-150 .

Statement of Glenn M. Hackbarth, Chairman, Medicare Payment Advisory Commission: Options to Improve Medicare's Payments to Physicians. http://www.medpac.gov/documents/051007_Testimony_MedPAC_physician_payment.pdf. Accessed May 22,2012. Report to congressional requesters: Medicare Part B imaging services: rapid spending growth and shift to physician offices indicated need for CMS to consider additional management practices [GAO-08-452].Government Accountability Office. <http://www.gao.gov/new.items/d08452.pdf>. Accessed May 16,2012.

Triulzi F., Righini A. Torresin A., Pola A., Corbella D., Maddalo M., Vismara L., Trombetta L., Tinelli D., PREP reporti scinetifico, Luglio 2013.

UNSCEAR (2008) “Sources and effects of ionizing radiation” volume 1,United Nations New York.

UNSCEAR, Report 2013 “Effects of radiation exposure of children”-Volume II, United Nations.

VALENTIN J. Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT) The International Commission on Radiological Protection ICRP,2007.

Virtual Dose user manual.

Wilderger JE et.al. *Individually adapted examination protocol for reduction of radiation exposure in chest CT* *Invest Radiol* 2001 ; 36(10): 604-611.

Winter A, Stensland J. Introduction: expert panel on new research on use of imaging services [presentation to Medicare Payment Advisory Commission, September 5, 2008]. [http://www.medpac.gov/transcripts/imaging%20expert%20panel_Sept %2008_public.pdf](http://www.medpac.gov/transcripts/imaging%20expert%20panel_Sept%2008_public.pdf). Accessed May 17, 2012.

Ringraziamenti

Ringrazio il Professor Andrea Pola per avermi permesso di svolgere questo lavoro di tesi e per avermi sostenuto nella sua realizzazione.

Ringrazio il Direttore della Struttura Complessa di Fisica Sanitaria Alberto Torresin, l'Ing. Gian Luca Viganò, responsabile dell'Ingegneria Clinica, per lo stage offertomi dandomi modo di crescere in una realtà lavorativa valida, quale l'Azienda Ospedaliera Niguarda di Milano.

Un grazie allo staff con cui ho avuto il piacere di lavorare, che mi ha insegnato molto sul campo e la cui compagnia mi ha fatto trascorrere un bel periodo.

Il ringraziamento più grande è per i miei genitori, che in tutti questi anni lungo il mio percorso di studi, ma soprattutto di vita, mi hanno appoggiato, spronato e hanno sempre creduto in me, trasmettendomi la volontà e la forza di perseguire i miei obiettivi, è bellissimo essere insieme per festeggiare questo ulteriore traguardo.

Un grazie a mio fratello Stefano, a Mirella, a Marco, a Renza ad Alma per la vostra vicinanza e il vostro calore a me indispensabili e preziosi.

Ringrazio Valentina, Sara, Corrado, Paolo, Alice e tutti gli amici sinceri incontrati in questi fantastici anni a Milano che hanno arricchito questo periodo della mia vita rendendolo indimenticabile.

Grazie davvero di cuore a Elena, Claudia, Monica, Fabrizio, Angela, Stella, Ilaria, Stefania, l'amicizia vera che ci lega supera le distanze, il vostro sostegno negli anni è unico e molto importante, siete sempre con me.