

ALMA MATER STUDIORUM
UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI BOLOGNA

Seconda Facoltà di Ingegneria
Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica

INTEGRAZIONE INFORMATICA DEI SISTEMI
DI MEDICINA NUCLEARE NEL SISTEMA
INFORMATIVO OSPEDALIERO

Elaborata nel corso di: Informatica Medica e Reti di
Telemedicina

Tesi di Laurea di:
ANTONIO CANDITO

Relatore:
Prof. GIOVANNI ARCURI

ANNO ACCADEMICO 2011-2012
SESSIONE I

PAROLE CHIAVE

Medicina Nucleare

Radioterapia

IHE

Dicom RT

Radiation Oncology Technical Framework

Alla mia famiglia che mi ha sempre sostenuto in
questa mia avventura

Indice

Introduzione	xi
1 Radioterapia	1
1.1 Aspetti della radioterapia	1
1.1.1 Obiettivi della radioterapia	2
1.1.2 Come viene effettuato il trattamento radioterapico	2
1.1.3 Come si effettua la radioterapia transcutanea .	3
1.2 Radioterapia con fasci ad intensità modulata (IMRT) .	5
1.2.1 Trattamento radioterapico IMRT	5
1.2.2 Metodi per l'IMRT	6
1.2.3 Aspetti dosimetrici generali	7
1.3 L'acceleratore lineare (LINAC)	10
1.3.1 La struttura accelerante	10
1.3.2 Gantry support e patient support	11
1.3.3 Collimatore multi-lamellare (MLC)	12
1.4 La tomoterapia	15
1.4.1 La struttura di un'unità di tomoterapia	15
1.4.2 Componenti di una tomoterapia: il lettino di trattamento	16
1.4.3 Componenti di una tomoterapia: il MV imaging	17
1.4.4 Il software di registrazione	18
1.5 Il piano di trattamento	19
1.5.1 Il processo di pianificazione	19
1.5.2 L'acquisizione dei dati	20
1.5.3 Definizione dei volumi	21
1.5.4 Posizionamento ed immobilizzazione del paziente	25
1.5.5 Il simulatore	27

1.5.6	Verifica del piano di trattamento	28
1.5.7	Trasferimento dei dati all'unità di trattamento .	29
1.5.8	Fase finale del piano di trattamento	31
2	IHE	33
2.1	Iniziativa IHE	33
2.1.1	Obiettivi IHE	34
2.1.2	Il processo IHE	35
2.1.3	Domini IHE	37
2.1.4	Il dominio IHE Radiation Oncology	37
2.2	I Technical Frameworks	38
2.2.1	Processo di sviluppo dei Technical Frameworks .	38
2.2.2	estensione del TF esistente	39
2.2.3	Mantenimento dei contenuti del TF	40
2.3	Profili di Integrazione	40
2.3.1	Convenzioni sui Profili di Integrazione	41
2.3.2	Modello generico di transazione	43
3	DICOM	45
3.1	Lo standard DICOM	45
3.1.1	Obiettivi DICOM	45
3.1.2	Nascita ed evoluzione dello standard	46
3.1.3	Contenuto delle specifiche	47
3.1.4	Struttura oggetto DICOM	48
3.2	Networking	52
3.2.1	Associazioni	52
3.2.2	Sintassi di riferimento	53
3.2.3	Comandi	53
3.3	Il data Set DICOM	54
3.4	DICOM RT	57
3.4.1	RT Image IOD	59
3.4.2	RT Dose IOD	61
3.4.3	RT Structure Set IOD	64
3.4.4	RT Plan IOD	66

4	IHE Radiation Oncology Technical Framework	69
4.1	Basic Radiation Therapy Objects (BRTO)	69
4.1.1	Dipendenza del BRTO da altri Profili	70
4.1.2	Attori del BRTO	70
4.1.3	Transazioni del BRTO	71
4.1.4	Process Flow del Profilo BRTO	75
4.2	Transazioni IHE del Profilo BRTO	76
4.2.1	[RO-1] Single/Contoured Image Series Retrieval	77
4.2.2	[RO-2] Structure Set Storage	79
4.2.3	[RO-3] Geometric Plan Storage	80
4.2.4	[RO-4] Dosimetric Plan Storage	81
4.2.5	[RO-5] Dose Storage	83
4.2.6	[RO-6] Multi Series Image Retrieval	84
4.2.7	[RO-7] Structure Set Retrieval	85
4.2.8	[RO-8] Geometric Plan Retrieval	87
4.2.9	[RO-9] Dosimetric Plan Retrieval	88
4.2.10	[RO-10] Dose Retrieval	89
4.2.11	[RO-11] Resample/Combined CT Series Storage	90
4.2.12	Gestione degli Attributi critici	92
4.3	Sviluppi futuri del RO-TF	93
4.3.1	Image Registration Integration Profile	93
4.3.2	Advance RT Objects Integration Profile	94
4.3.3	Discrete/Integrated Positioning and Delivery Profile	95
5	Conclusioni	97

Introduzione

L'informatica e l'automazione stanno assumendo il ruolo di protagonisti nelle procedure medico-sanitarie, nella gestione delle cure e del benessere del paziente e al tempo stesso ponendo sfide sempre più complesse all'implementazione delle strutture sanitarie e ai produttori di dispositivi. Si pensi alle applicazioni di uso comune oggi: la possibilità di prenotare un esame via internet, l'uso di tecniche diagnostiche sempre più sofisticate (TAC, RM, PET,...), la telemedicina, la possibilità di eseguire interventi mini invasivi con tecniche endoscopiche. Eppure, al di là dei meriti del singolo prodotto o tecnologia, esiste un fattore strategico che dovrebbe essere sempre considerato in fase di progettazione di un software o di un dispositivo medico e al momento dell'acquisto da parte della struttura sanitaria: l'aspetto dell'*integrazione*, ovvero la capacità del sistema di inserirsi in maniera semplice, efficace e poco costosa in un Workflow (flusso di lavoro) completamente integrato.

In questo elaborato si analizzerà l'integrazione dei sistemi coinvolti nel trattamento di radioterapia, in particolare nella tecnica IMRT. Dopo aver fatto una trattazione sui principi della tecnica e sulla struttura delle apparecchiature coinvolte si passerà ad analizzare gli standard di comunicazione utilizzati e come questi vengono implementati per permettere lo scambio di informazioni nella maniera più efficiente.

Verrà illustrato il Supplemento DICOM RT (RadioTherapy) e il Technical Framework di IHE Radiation Oncology di recente sviluppo dato che recenti sono anche le tecniche trattate.

Capitolo 1

Radioterapia

In questo capitolo parleremo degli aspetti generali della radioterapia, degli obiettivi e delle tecniche per il trattamento radioterapico e in particolar modo della *Intensity Modulated Radiation Therapy* (IMRT); inoltre verrà approfondito il flusso di lavoro per un trattamento radioterapico IMRT su un paziente oncologico.

1.1 Aspetti della radioterapia

La radioterapia è nata circa un secolo fa in seguito alla scoperta dei raggi X e dei fenomeni legati alla radioattività, essa consiste nella somministrazione accurata di precise dosi di radiazioni per la cura di alcune malattie, in particolare dei tumori. È un trattamento localizzato, indolore, che nella maggior parte dei casi coinvolge aree ben delimitate dell'organismo.

L'alta energia utilizzata, molto più elevata di quella che si usa per le normali radiografie, porta alla morte le cellule tumorali, impedendone così la fase di crescita, ma determina anche effetti collaterali a danno dei tessuti sani vicini alla zona da irradiare. L'entità del danno dipende dalla sede cui sono dirette le radiazioni e nella maggior parte dei casi è temporaneo.

Nella radioterapia le radiazioni hanno un'alta energia associata e per questo sono dette ionizzanti (raggi X, elettroni, protoni, neutroni, ecc.), in grado di danneggiare le cellule neoplastiche, o comunque proliferanti, localizzate a livello dell'area interessata dal trattamento.

1.1.1 Obiettivi della radioterapia

La radioterapia in generale può avere i seguenti obiettivi:

- intento *radicale* con l'obiettivo di distruggere tutte le cellule tumorali per ottenere la remissione completa della malattia;
- intento *preoperatorio* per ridurre al minimo le dimensioni del tumore al fine di consentire un intervento chirurgico;
- intento *adiuvante* per ridurre la possibilità che il tumore si ripresenti dopo un intervento chirurgico o dopo la chemioterapia. In questo caso la radioterapia viene somministrata in assenza di malattie visibili;
- intento *sintomatico* per il controllo di eventuali sintomi quali il dolore o sintomi legati alla malattia neoplastica.

1.1.2 Come viene effettuato il trattamento radioterapico

Le modalità con cui viene effettuato il trattamento radioterapico varia in funzione di diversi fattori come: le dimensioni e la sede del bersaglio, le condizioni generali del paziente e gli obiettivi del trattamento stesso. Per tale motivo esistono piani di trattamento personalizzati diversi da paziente a paziente; le modalità più diffuse di applicazione dei raggi X a scopo terapeutico sono sostanzialmente due, ossia:

- la *radioterapia transcutanea*, consiste nell'irradiare la zona interessata dall'esterno, utilizzando come sorgenti di radiazioni un acceleratore lineare (LINAC), posta all'esterno del corpo del paziente;
- la *brachiterapia*, che significa terapia da vicino, consiste nel portare la sostanza radioattiva nelle vicinanze del tessuto da sottoporre al trattamento. In questo caso la sorgente radioattiva è posta a diretto contatto con il paziente.

1.1.3 Come si effettua la radioterapia transcutanea

Il macchinario utilizzato è il LINAC. Questo è costituito da un lettino portapaziente attorno al quale ruota la testata da cui originano i raggi X ad alta energia.

I raggi passando attraverso la cute rilasciano la dose prestabilita all'interno della zona da irradiare, il principio è sostanzialmente identico a quello di una comune radiografia, quindi il trattamento non provoca alcun tipo di dolore.

La dose totale da somministrare è suddivisa in sedute giornaliere di breve durata allo scopo di danneggiare il meno possibile le cellule sane rispetto a quelle tumorali, riducendo in tal modo gli effetti collaterali del trattamento. Di norma il frazionamento della dose da irradiare prevede una seduta al giorno per cinque giorni a settimana con una pausa nel weekend, sono possibili anche un ipofrazionamento, in cui una dose giornaliera più elevata è somministrata a distanza di più giorni, oppure un iperfrazionamento, in cui 2-3 dosi giornaliere meno elevate sono somministrate ad almeno sei ore una dall'altra, riducendo in tal modo la durata complessiva del trattamento.

La prima procedura che viene messa in atto per la preparazione del trattamento radioterapico è la cosiddetta simulazione. In questa fase si utilizzano delle particolari apparecchiature radiologiche chiamate - simulatori universali che permettono di definire la sede e le dimensioni della regione corporea da irradiare.

La prima seduta relativa alla pianificazione del trattamento viene detta di centratura e serve ad individuare con estrema precisione la zona da irradiare per proteggere gli organi sani vicini. Vengono così definite le dimensioni e l'orientamento dei campi terapia.

Durante la centratura viene generalmente eseguita una TC (tomografia computerizzata) o una PET-TC (tomografia computerizzata associata ad una tomografia ed emissioni di protoni), che serviranno al medico radioterapista per disegnare dal punto di vista tridimensionale l'area da irradiare e al fisico sanitario per decidere come dirigere il fascio di raggi X, in modo da colpire esclusivamente il bersaglio ed in maniera minima i tessuti sani.

Una volta stabilita definitivamente la zona da irradiare, il campo viene delimitato sulla cute in modo da essere facilmente individuabile per tutta la durata del trattamento.

Il trattamento radioterapico in sè non è doloroso e una seduta dura una decina di minuti fino a un massimo di un'ora e mezzo nel caso dell'irradiazione corporea totale. L'erogazione vera e propria del fascio di radiazioni in realtà dura solo pochi secondi.

Esistono varie tecniche di radioterapia transcutanea:

- *radioterapia conformazionale* è sempre più diffusamente utilizzata come tecnica standard. La terapia si effettua sempre con LINAC, collocando però alcuni blocchetti metallici nella traiettoria del fascio di radiazioni per conformarlo quanto più possibile alla forma dell'area da irradiare. In questo modo è possibile orientare sul tumore una dose più elevata di radiazioni esponendo a dosi più basse le cellule sane circostanti e le strutture adiacenti al fine di ridurre gli effetti collaterali.

Una recente evoluzione di questa tecnica prevede la sostituzione dei blocchetti metallici con collimatori multilamellari, costituiti da una serie di lamelle metalliche fissate alla testata del LINAC. Ogni lamella può essere regolata in modo da conformare il fascio di radiazioni all'area da trattare senza bisogno di blocchetti metallici;

- *radioterapia con fasci ad intensità modulata (IMRT)*: la radioterapia con fasci ad intensità modulata prevede anch'essa l'utilizzo di multilamellari. Nel caso del trattamento le lamelle del collimatore si muovono sull'area da irradiare con una sequenza stabilita e controllata da un computer, mentre la macchina eroga il fascio di radiazioni. In questo modo è possibile conformare la fluenza del fascio di radiazioni all'area da irradiare con una maggiore precisione rispetto alla radioterapia conformazionale.

1.2 Radioterapia con fasci ad intensità modulata (IMRT)

La radioterapia oncologica negli ultimi anni ha subito notevoli cambiamenti. L'evoluzione dell'imaging, l'utilizzo di sistemi computerizzati di pianificazione del trattamento, di attrezzature tecnologicamente avanzate hanno portato alla diffusione di tecniche radioterapiche complesse come la IMRT che utilizza la definizione volumetrica dei tessuti per la determinazione della geometria di irradiazione.

1.2.1 Trattamento radioterapico IMRT

L'IMRT è una modalità molto evoluta di terapia conformazionale che è in grado di generare distribuzione di dose strettamente conformante ai targets (bersagli) complessi permettendo una *dose escalation* al tumore senza un reale incremento dei rischi radio indotti. L'IMRT se da un lato produce un'escalation di dose sul tumore e un minor coinvolgimento degli organi sani, dall'altro si introducono incertezze ed errori insiti in ogni trattamento radiante.

Le conseguenze di una irradiazione capace di garantire una dose elevata al volume bersaglio con una rapida caduta di dose tra questo e i tessuti sani circostanti, sarebbero disastrose nel caso in cui una porzione di malattia non venisse inclusa nel volume bersaglio; d'altra parte, una grande incertezza nella definizione del volume bersaglio può portare alla inclusione di grandi volumi di tessuto sano all'interno di esso. Per tale motivo l'implementazione di questa tecnica è molto complessa e richiede di poter disporre di varie modalità di imaging, di sistemi di registrazione e fusione delle immagini, di adeguati sistemi di immobilizzazione che devono assicurare la massima riproducibilità di trattamento e di controlli di qualità del sistema.

Fino ad ora la metodica sperimentale utilizzata per la definizione dei volumi da trattare e degli organi a rischio, e quindi per la pianificazione dei trattamenti radianti, è stata la CT.

La CT permette il calcolo delle distribuzioni 3D della dose, ed oltre ad avere un'alta risoluzione spaziale fornisce corrette informazioni sulle densità elettroniche delle strutture e informazioni di carattere esclusivamente morfologico.

La sua principale limitazione è rappresentata dallo scarso contrasto dei tessuti molli e della mancanza di informazioni di tipo biologico che alla luce delle nuove tecniche a disposizione (IMRT) potrebbero risultare preziose ai fini del miglioramento delle qualità di trattamento.

Attualmente si sta impiegando una nuova metodica di imaging biologico, la PET, che oltre a fornire informazioni di tipo funzionale, metaboliche e molecolari dei tessuti, permette di individuare la componente ipossica (radio resistente), di studiare l'angiogenesi tumorale e di monitorare il processo di ripopolazione cellulare durante il trattamento.

1.2.2 Metodi per l'IMRT

L'IMRT combina multipli fasci modulati nell'intensità determinando delle isodosi fortemente conformate a target tumorali complessi con superfici concave. Questo permette un significativo vantaggio rispetto alle tecniche conformazionali 3D, rendendo possibile la somministrazione di una dose maggiore al volume bersaglio, a fronte di una contemporanea riduzione della dose ai tessuti sani circostanti.

Si possono distinguere essenzialmente due modalità di esecuzione del piano di trattamento IMRT:

- *Inverse Planning*: è un processo attraverso il quale il profilo dell'intensità viene determinato automaticamente dopo aver definito, per ogni volume identificato, i relativi obiettivi clinici;
- *Forward Planning*: è un processo in cui la geometria dei fasci (numero, direzione, etc...) viene definita manualmente fino a quando la distribuzione di dose non risulta ottimale.

La modulazione dei fasci viene realizzata con 2 tecniche basate sull'uso di un collimatore multilamellare (MLC):

- *Segmental multileaf collimator* (SLMC): in questa tecnica, usualmente chiamata step and shoot, il fascio radiante è in OFF nelle fasi di passaggio tra le differenti configurazioni del MLC che determinano la definizione di campi multipli statici.
- *Dynamic multileaf collimator* (DMLC): in questa tecnica il fascio radiante si mantiene ON durante il passaggio tra le differenti configurazioni del MLC nelle fasi di passaggio tra le differenti configurazioni.

1.2.3 Aspetti dosimetrici generali

La maggior conformazione raggiungibile con le tecniche IMRT rispetto ai normali trattamenti conformazionali, trova spiegazione nei seguenti punti:

- maggior numero di gradi libertà;
- possibilità di compensare parzialmente la penombra del fascio;
- minore influenza della direzione dei fasci sulla distribuzione di dose.

Un maggior numero di gradi libertà permette di realizzare distribuzioni complesse di dose che si conformano strettamente ai volumi tumorali di forma irregolare esponendo alle alte dosi volumi minori di tessuto sano.

La possibilità di compensare parzialmente la penombra del fascio riduce le dimensioni dei campi incrementando la fluenza ai bordi del target.

La minore influenza della direzione dei fasci sulla distribuzione di dose permette di modellare più adeguatamente le basse dosi intorno alle strutture critiche.

Un'ulteriore possibilità fornita dall'IMRT è rappresentata dalla facoltà di variare i gradienti di dose e la loro posizione all'interno del volume irradiato (figura 1.1). Questo consente di erogare simultaneamente (nella stessa seduta di trattamento) una certa dose alla malattia primitiva e un'altra, più bassa, alla malattia sub-clinica.

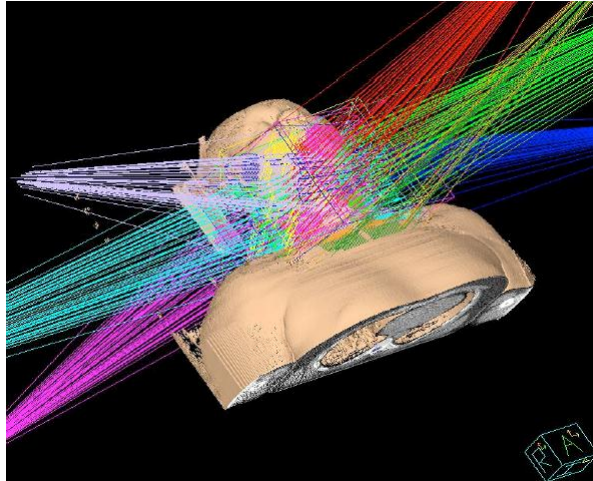


Figura 1.1: Rappresentazione 3D dell'ingresso dei fasci di trattamento

Nella pianificazione del trattamento con IMRT, con particolare attenzione va valutata la disomogeneità di dose nel target, generalmente questa aumenta quando:

- si richiede un aumento della differenza di dose tra target e strutture a rischio adiacenti;
- la distanza tra target e strutture a rischio diminuisce;
- si richiedono distribuzioni di dose più concave;
- diminuisce il numero di fasci utilizzati.

Pertanto se l'obiettivo principale è ottenere delle distribuzioni di dose di forma concava vicino ai tessuti a rischio, allora la disomogeneità della dose nel volume del target sembra essere una conseguenza inevitabile.

Uno degli aspetti più importanti da tener presente quando si vuole utilizzare questa metodica, è la possibilità durante il trattamento di non riuscire a coprire adeguatamente il volume bersaglio con la distribuzione di dose programmata. Il risultato sarebbe quello di sottodossare il tumore oppure di incrementare la dose, verificando il risultato del trattamento.

Nel caso dell'IMRT questo problema è molto più critico che per la radioterapia conformazionale.

Tale possibilità è generalmente dovuta a:

- movimento degli organi e variazione dei volumi durante il trattamento;
- movimento del paziente;
- corretta definizione dei volumi;
- errori di set-up del paziente.

La riuscita del trattamento radioterapico con modalità IMRT è quindi fortemente dipendente dai problemi suddetti e necessita di una analisi approfondita che permetta la scelta dei sistemi e delle tecniche più opportune per ridurre entro limiti accettabili tali inconvenienti.

1.3 L'acceleratore lineare (LINAC)

Lo strumento utilizzato per la produzione dei fasci di fotoni nella tecnica IMRT è il LINAC (figura 1.2), esso utilizza onde elettromagnetiche di alta frequenza (3000 MHz) per accelerare elettroni in un tubo lineare. Il fascio stesso di elettroni ad alta energia può essere utilizzato per il trattamento di tumori superficiali o può essere diretto contro un bersaglio per la produzione di fasci di fotoni ad alta energia.



Figura 1.2: LINAC ultima generazione

1.3.1 La struttura accelerante

La struttura accelerante consiste di un tubo acceleratore, o guida d'onda, mantenuto ad una pressione molto bassa in modo che il cammino libero medio degli elettroni fra le collisioni atomiche sia lungo comparabilmente con il percorso degli elettroni stessi attraverso il sistema.

Il tubo è costituito internamente da dischi di rame di varie dimensioni e spaziature che hanno la funzione di accelerare gli elettroni

all'energia voluta (in campo clinico da 4 MeV a 18-25 MeV) e di mantenere il fascio su una traiettoria ben definita nella forma di un fascio a pannello di diametro pari a 3 mm. Il fascio di elettroni di alta energia è convogliato, generalmente mediante un magnete curvante, alla testata di trattamento dove può colpire un target ad alto numero atomico (Z) per produrre un fascio di raggi X o attraversare un foglio di alluminio, che allarga il fascio di elettroni e ne varia l'energia.

La testata è costituita da un guscio molto spesso di materiale schermante ad alta densità come piombo, tungsteno o leghe tungsteno-piombo, essa contiene il target per i raggi X e il foglio di diffusione per i fasci di elettroni; segue un sistema di collimatori fissi che dirige il fascio di raggi X al filtro di flattening (rimosso nel caso di trattamenti con fasci di elettroni).

Il fascio di fotoni e di elettroni attraversa successivamente un sistema di camere a ionizzazione per il monitoraggio della dose erogata e di simmetria della distribuzione di dose sul campo di trattamento.

Dopo le camere a ionizzazione sono posizionati collimatori mobili per i raggi X. Questi filtri hanno forme diverse a seconda della ditta costruttrice e a seconda dell'effetto desiderato. La definizione del campo è ottenuta attraverso un sistema di localizzazione luminoso, costituito da uno specchio e una fonte luminosa posti tra le camere e i collimatori.

1.3.2 Gantry support e patient support

I più importanti sistemi meccanici di un acceleratore lineare sono il supporto del gantry e i sistemi di guida, che servono a posizionare la sorgente di radiazione rispetto al paziente, ossia il lettino (figura 1.3), che deve permettere di posizionare il paziente secondo quanto previsto dal trattamento.

Il lettino deve essere in grado di eseguire tutti i movimenti verticali, longitudinali, laterali e rotazionali, in modo da allineare correttamente il paziente. Tutti i movimenti devono essere guidati e controllati con un altro grado di precisione e la struttura deve essere stabile rispetto alle sollecitazioni da carico. Gantry, lettino e collimatori devono ruotare attorno al centro comune, detto isocentro, che viene indicato da

una serie di laser che si incrociano nell'isocentro stesso (questo sistema di laser viene utilizzato anche per il posizionamento del paziente).

La definizione dell'isocentro (figura 1.3) è particolarmente importante: nella rotazione del gantry, del collimatore e del tavolo, l'isocentro deve descrivere una curva chiusa il cui diametro deve essere minore di 2 mm.

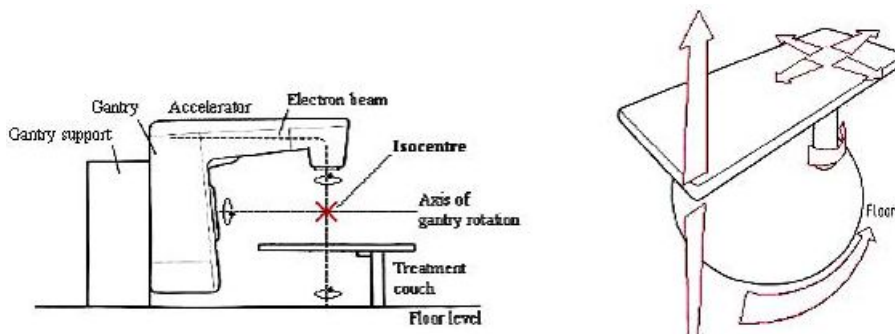


Figura 1.3: Definizione dell'Isocentro e Patient support

1.3.3 Collimatore multi-lamellare (MLC)

La produzione di campi di radiazione che non siano semplicemente quadrati o rettangolari richiede la presenza del MLC (figura 1.4), esso quindi svolge un ruolo fondamentale nella IMRT.

Spesso esso è posto sotto ai collimatori secondari, ma in altri acceleratori si possono avere diverse configurazioni: per esempio, in alcuni il MLC sostituisce direttamente i collimatori secondari. Questo collimatore è composto di due banchi di lamelle sistemate simmetricamente rispetto all'asse del fascio, la cui posizione può essere selezionata indipendentemente. Le lamelle devono essere sufficientemente spesse da attenuare la radiazione, e abbastanza sottili in modo da avere una buona risoluzione spaziale nella direzione perpendicolare al movimento di quest'ultime. Si hanno due possibilità del posizionamento delle lamelle dell'MLC: *single focused* e *double focused*.

Nel caso di *single focused*, le lamelle scorrono lungo un piano perpendicolare all'asse del fascio e le punte hanno una forma arrotondata. Questa conformazione diminuisce la penombra, rendendola indipendente dalla posizione della lamella rispetto alla sorgente, ma provoca l'incurvamento delle isodosi.

Nel caso *double focused*, le lamelle sono sistemate su un arco di circonferenza che ha come centro la sorgente: in questo modo il fascio risulta essere tangente al lato della lamella. L'accuratezza nel posizionamento delle lamelle è determinata dalla precisione con cui il sistema controlla la loro posizione. Ciascuna lamella, pilotata da un sistema computerizzato, si muove in modo del tutto indipendente, con una velocità massima di 2.5 cm/s e con una precisione di 1 mm; questa caratteristica consente la creazione di campi di forma qualsiasi, andando a sostituire l'uso di blocchi nella terapia.

Per permettere un agevole movimento delle lamelle, esse non sono poste a contatto. Per ridurre il passaggio di radiazione tra esse, lo spazio tra le lamelle viene ridotto al minimo indispensabile. Queste ultime sono progettate in modo che si incastrino fra loro lateralmente; nonostante lo spazio tra le lamelle sia minimo, avviene un passaggio di radiazione tra di esse.

Prima di eseguire un trattamento il software di sistema verifica che il campo MLC impostato corrisponda esattamente al campo pianificato. Successivamente viene verificato che le posizioni delle lamelle, lette dai due sistemi indipendenti di controllo, corrispondono fra loro. Con un adeguato sistema di *record e verify* viene eseguito un controllo della posizione di tutte le lamelle ogni 50 millisecondi e il trattamento viene interrotto qualora anche una sola lamella si trovi in posizione scorretta.

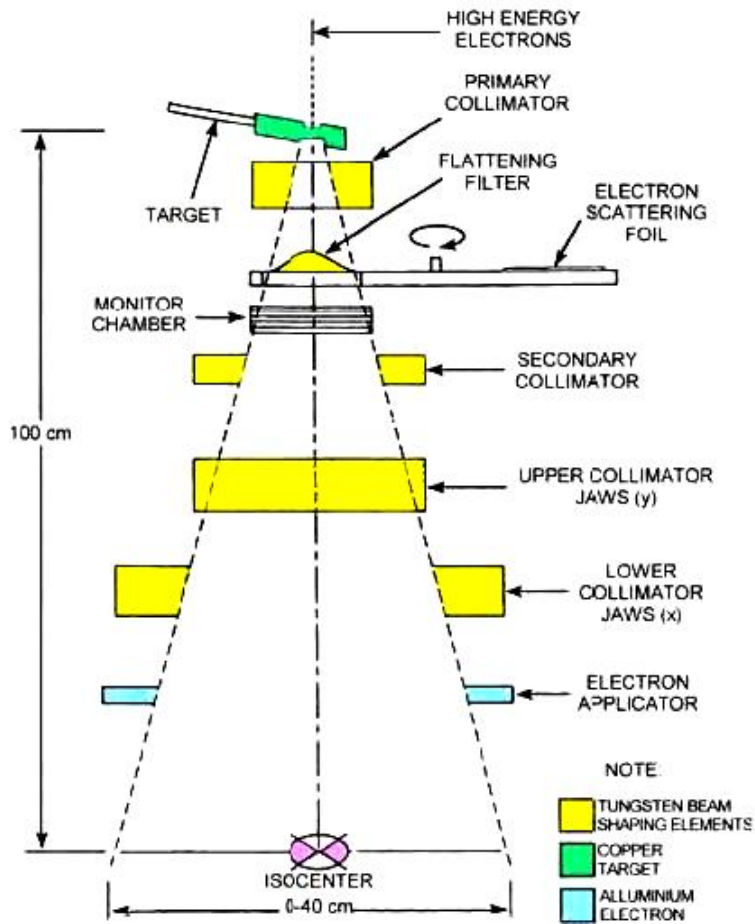


Figura 1.4: Schema dell'apparato di collimazione e controllo del fascio in un LINAC

1.4 La tomoterapia

L'espressione forse più avanzata della tecnica IMRT è la tomoterapia (figura 1.5). Il termine tomoterapia, che letteralmente significa terapia a sezioni è una tecnica che permette di creare fasci di intensità modulata monodimensionale.



Figura 1.5: Apparecchio per la Tomoterapia

1.4.1 La struttura di un'unità di tomoterapia

La struttura di un'unità di tomoterapia consiste in un piccolo acceleratore lineare montato su un anello gantry simile a quello della CT. Durante l'irradiazione il lettino del paziente è mosso longitudinalmente mentre viene attraversato da un fascio a ventaglio. L'intensità del fascio è modulata dal movimento di collimatori multipli e indipendenti posizionati all'origine del fascio. I collimatori sono o completamente aperti o completamente chiusi durante il trattamento.

Sotto il lettino portapaziente in posizione opposta all'acceleratore lineare è montato un detettore a megavoltaggio per verificare il trattamento in svolgimento. In aggiunta è montato sullo stesso gantry un

tubo radiogeno diagnostico e un array di detettori capaci di svolgere TC per verificare la posizione della zona da trattare (figura 1.6).

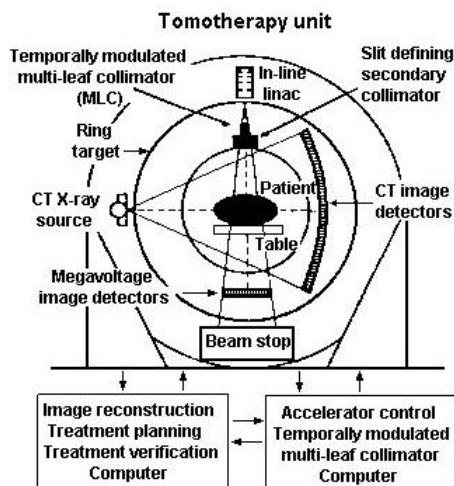


Figura 1.6: Visione schematica dell'unità di tomoterapia

1.4.2 Componenti di una tomoterapia: il lettino di trattamento

Il lettino di supporto è del tutto simile a quello che si trova nelle CT e su di esso il paziente viene posizionato con l'ausilio di un convenzionale dispositivo laser ottico di localizzazione.

Il lettino di tomoterapia dispone della movimentazione nella direzione verticale e longitudinale per posizionare il paziente all'interno del gantry effettuabile sia direttamente da computer remoto, sia manualmente per mezzo dei display di comando posizionati sul macchinario o con i controllers presenti sul lettino stesso. Per contro la traslazione laterale può essere compiuta solo manualmente.

La traslazione consentita comporta delle restrizioni nella lunghezza del volume che è possibile irradiare: infatti, la massima lunghezza di trattamento è 160 cm per una singola spirale con il lettino all'altezza dell'isocentro.

1.4.3 Componenti di una tomoterapia: il MV imaging

La macchina di tomoterapia è fornita di un sistema integrato di CT-Imaging detto MVCT (MegaVoltage CT), costituito da un convenzionale sistema di rivelatori, comprendente 738 camere a ionizzazione allo Xenon sigillate e posizionate sul gantry dalla parte opposta rispetto all'acceleratore e che ruotano solidalmente con esso.

Questo comporta due vantaggi: il primo consiste nel fatto che l'acquisizione è volumetrica, il secondo nel fatto che durante il trattamento l'intensità dei fotoni che esce dal paziente può essere raccolta e retroproiettata per stimare la distribuzione di dose che viene erogata al paziente. Va posto l'accento sul fatto che la ricostruzione dà l'immagine del paziente già posizionato per il trattamento e può essere direttamente confrontata con la CT su cui è stato realizzato il piano di cura, attraverso l'ausilio di sistemi di registrazione automatici e/o manuali. In tal modo possono essere corretti errori sistematici e inaccuratezze nel posizionamento.

Questo modo di procedere prende il nome di Image Guided Radiation Therapy (IGRT) se inoltre si tiene conto di un eventuale movimento o variazione di volume del bersaglio interno al paziente, riadattando il piano di trattamento e riducendo le incertezze della dose erogata si parlerà di Image Guided Adaptive Radiation Therapy (IGART).

I fasci usati per l'imaging vengono prodotti usando un'energia più bassa rispetto a quella usata per il trattamento, riducendo la tensione di picco al magnetron dell'acceleratore. Da questo risultano nell'acquisizione delle immagini volumetriche, delle dosi accettabili che sono confrontabili con le dosi richieste per ottenere immagini planari nei contemporanei dispositivi elettronici di immagini portali, che sfruttano energie di alcuni MeV.

I rivelatori utilizzati hanno sottili spessori di tungsteno che separano le camere a ionizzazione: in questo modo un significativo numero di elettroni, rilasciati per effetto dello scattering dei fotoni sui setti, vengono portati nelle camere e rivelati.

Quindi, mentre nei rivelatori per acquisizione d'immagini kVCT i setti vengono introdotti per ridurre il rumore, in quelli per l'acquisizione di immagini MVCT consentono un aumento di efficienza.

La qualità dell'immagine, pur non essendo ottimale, permette comunque di soddisfare lo standard di confronto con la CT.

Un altro aspetto è la non linearità dell'attenuazione, introdotta dall'effetto fotoelettrico, che si osserva nella serie di aberrazioni striate sulle immagini kVCT in caso di protesi (alto Z). Questi artefatti non sono visibili nelle immagini MVCT perchè sono diversi i processi fisici che le producono, data l'elevata energia del fascio.

Per pazienti con protesi all'anca e otturazioni dentali in prossimità del PTV (Planned Target Volume), il volume a cui deve essere data la dose massima, si può quindi effettuare una MVCT, che può essere registrata o fusa con la CT del planning così da consentire una migliore definizione del target in sede di pianificazione e un migliore calcolo della dose.

1.4.4 Il software di registrazione

Dato che il sistema ha come punto fondamentale il principio della IGRT, il software di registrazione gioca un ruolo molto importante e per questo viene fornito un algoritmo di matching come parte del pacchetto.

Esso viene utilizzato per registrare i dati della MVCT, acquisiti nel posizionamento del paziente, con le kVCT utilizzate nella realizzazione del piano di trattamento, cercando di raggiungere il migliore allineamento geometrico delle immagini. Spesso però questa operazione di matching tra le immagini viene effettuata manualmente dal medico.

Le eventuali discordanze nel posizionamento dei pazienti sono rappresentate da 6 possibili shift: quelli di traslazione nelle direzioni X, Y, Z, e quelli dovuti a rotazioni nelle tre dimensioni.

Solo la rotazione del paziente nel piano X-Z può essere corretta variando l'angolo iniziale dell'erogazione rotazionale. Gli spostamenti in direzione longitudinale e verticale possono essere corretti automaticamente, mentre allo stato attuale gli spostamenti laterali (lungo X) possono essere eseguiti solo guidando manualmente la superficie del lettino.

1.5 Il piano di trattamento

Uno studio accurato della distribuzione di dose in un paziente sottoposto ad un trattamento radioterapico è possibile solo se sono disponibili sufficienti informazioni riguardo a: contorni del corpo, localizzazione e densità delle strutture interne rilevanti dal punto di vista del piano di trattamento ed estensione del volume da irradiare. Un'attenta valutazione della distribuzione della dose per un paziente e per una data patologia è essenziale per la scelta del miglior piano di cura.

1.5.1 Il processo di pianificazione

Gli obiettivi principali del processo di pianificazione del trattamento sono l'erogazione omogenea della dose al volume bersaglio, definito dal medico radioterapista sulle immagini CT o su immagini ottenute in simulazione, e l'evitare che gli organi circostanti siano compresi nel bersaglio.

Le caratteristiche dei fasci utilizzati sono determinate da: la tipologia del trattamento (palliativa o radicale), la forma e la posizione del target e dei tessuti sani.

Il flusso di lavoro per un trattamento IMRT si compone delle seguenti procedure:

- acquisizione delle immagini CT e trasformazione delle informazioni in termini di numeri di Hounsfield in matrici di dati di densità elettronica;
- definizione sulle immagini CT dei volumi di interesse, dei target e delle aree critiche;
- impostazione di uno o più fasci di fotoni, per ciascuno dei quali deve essere definito l'angolo di gantry, l'angolo di collimazione, le dimensioni, l'eventuale schermo (di forma tale da coprire i volumi critici), i filtri a cuneo per modificare opportunamente l'omogeneità del fascio;
- calcolo della distribuzione di dose, valutando il fattore peso di ciascun campo al fine di ottenere la migliore omogeneità possibile sul campo di trattamento;

- sistemazione ed immobilizzazione del paziente per evitare movimenti anche piccoli di quest'ultimo;
- verifica e valutazione del piano da irradiare nelle reali condizioni di trattamento;
- invio dei dati di trattamento ai dispositivi specializzati.

Se il volume bersaglio ha una forma particolare e soprattutto se sono presenti organi critici con basse dosi di tolleranza, la pianificazione risulta particolarmente laboriosa e delicata, a volte con soluzioni accettabili in termini di dose, ma difficili da attuare sul paziente stesso in termini di ripetibilità del trattamento.

1.5.2 L'acquisizione dei dati

Lo strumento principalmente utilizzato per l'acquisizione dei dati relativi a un paziente è la Tomografia Computerizzata, CT. L'immagine tomografica permette di avere informazioni sulla distribuzione tridimensionale del coefficiente di assorbimento dei tessuti.

Un fascio di raggi X estremamente collimato esplora una sezione sottile trasversa dell'oggetto da esaminare; il fascio è definito in modo da coprire tutta la sezione. Lo stesso tipo di immagine viene raccolta facendo ruotare il fascio sempre nel piano della sezione, e le immagini si raccolgono rispetto ad angoli diversi.

La ricostruzione di un'immagine CT è un processo matematico di notevole complessità: gli algoritmi di ricostruzione generano i cosiddetti CT-numbers, legati ai coefficienti di attenuazione.

I CT-numbers variano in un range tra, -1000, il valore corrispondente alla densità dell'aria, e 1000, per la densità dell'osso, mentre all'acqua è associato un valore pari a 0. I CT-numbers così normalizzati sono chiamati numeri di Hounsfield, H. Poiché i CT-numbers mostrano un andamento lineare con il coefficiente di attenuazione, è possibile risalire alla densità elettronica dei tessuti.

L'informazione che offre l'immagine CT ha una duplice utilità riguardo al piano di trattamento. In primo luogo permette una precisa delineazione del volume da irradiare e dei tessuti circostanti;

in secondo luogo offre informazioni quantitative sulle diverse densità elettroniche attraverso la conoscenza dei CT-numbers.

Il primo aspetto risulta particolarmente importante per un'accurata determinazione delle superfici di contorno, delle strutture interne e del volume da irradiare, cruciale per l'ottimizzazione della tecnica di trattamento e la precisa localizzazione dei fasci. La conoscenza della densità elettronica dei tessuti permette di valutare la diversa attenuazione del fascio di fotoni nei volumi coinvolti nel trattamento.

1.5.3 Definizione dei volumi

Una volta acquisite le immagini sufficienti, queste vengono elaborate tramite un device specifico per la pianificazione del trattamento TPS- *Radiotherapy Treatment Planning Systems* o *Radiotherapy planning computers* (figura 1.7).



Figura 1.7: TPS

Questi sistemi permettono di determinare la dose di radiazioni da utilizzare per il trattamento e i migliori valori per i parametri di somministrazione, come l'angolo d'irraggiamento e la collimazione del fascio.

La continua evoluzione e la possibilità di poter analizzare immagini di diverso tipo (TC, RM, PET) per la stessa pianificazione ha reso questi sistemi estremamente precisi e sempre più indispensabili.

Il primo step della pianificazione consiste nella ricostruzione 3D delle immagini e nell'individuazione su queste dei *Volumes of Interest* VOI, così definiti dall'ICRU (*International Commission on Radiation Unit and Measurement*). Dalla definizione stessa di radioterapia consegue la necessità della determinazione dei volumi bersaglio e delle dosi somministrate più accuratamente possibile. Volumi e dosi sono comunque influenzati dalla finalità del trattamento radioterapico sia essa curativa o palliativa.

I volumi devono essere definiti in modo chiaro e conciso, riferiti alle dosi prescritte e indipendenti dalla tecnica usata. Si possono definire i seguenti volumi:

- **GROSS TUMOR VOLUME (GTV)**: è la localizzazione e l'estensione palpabile o visibile e comunque dimostrabile della crescita della malattia; comprende il tumore primario, le possibili metastasi e generalmente rappresenta quella parte della crescita di malattia dove la densità di cellule tumorali è maggiore. Il tipo di esame clinico o la tecnica di imaging (CT, MRI, PET, ecc...) possono mettere in evidenza forme e dimensioni diverse per il medesimo GTV;
- **CLINICAL TARGET VOLUME (CTV)**: è un volume di tessuto che contiene il GTV e/o i margini microscopici della malattia (malattia subclinica), eventualmente anche solo sospetti che vanno rimossi. Le regioni portatrici di malattia subclinica o sospette possono essere localizzate attorno al GTV, oppure possono trovarsi ad una certa distanza da esso (regioni linfonodali). L'estensione e la stima della potenziale morbidità di tali regioni si basa soprattutto sull'esperienza. Nel corso del trattamento si rende spesso necessaria la ridefinizione del CTV, poichè la terapia ha spesso l'effetto di modificare in forma e dimensioni il CTV;

- **PLANNING TARGET VOLUME (PTV)**: è un concetto geometrico e statico, definito allo scopo di scegliere appropriate dimensioni e posizioni dei fasci, tenendo conto dell'effetto netto di tutte le possibili variazioni geometriche e delle inaccurately al fine di assicurare che la dose prescritta sia effettivamente erogata al CTV. Il PTV dipende in forma e dimensione dal CTV e dalla tecnica utilizzata. Ciò comporta la definizione di margini adeguati attorno al CTV: il calcolo della distribuzione delle dosi infatti comporta una rappresentazione statica, mentre, nella realtà, ci sono variazioni nella posizione, nella forma, nelle dimensioni e nelle orientazioni reciproche dei tessuti, oltre che nella posizione di pazienti e fasci, sia all'interno della medesima seduta sia tra sedute differenti.

Possono inoltre esserci incertezze provenienti dalle procedure di acquisizione delle immagini, di pianificazione, di simulazione e di prima seduta. La difficoltà maggiore risiede nel quantificare l'entità delle varie incertezze in termini di estensione dei margini che comunque non potranno tenere conto di situazioni occasionali. Infine la valutazione del PTV è influenzata dalla radiosensibilità dei tessuti sani limitrofi al CTV, i cosiddetti ORGAN AT RISK (OAR);

- **INTERNAL MARGIN (IM) e INTERNAL TARGET VOLUME (ITV)**: l'IM è il margine che tiene conto dei movimenti fisiologici e delle variazioni in dimensioni, forma e posizione del CTV durante la terapia, rispetto a un sistema di coordinate di riferimento interno. Si tratta di variazioni non controllabili perchè sono legate al paziente e non dipendono da incertezze sulla geometria di irradiazione. L'ITV è il volume che comprende CTV e IM;
- **SET-UP MARGIN (SM)**: tiene conto di indeterminazioni nella posizione del paziente e nell'allineamento dei fasci durante il trattamento: incertezze meccaniche nelle posizioni del sistema di irradiazione, incertezze dosimetriche, errori di trasferimento tra CT, simulatore e unità di trattamento, fattori umani;

- **TREATED VOLUME (TV):** è quel volume di tessuto che, secondo il piano di cura approvato, è pianificato per ricevere almeno una dose scelta come appropriata per raggiungere lo scopo del trattamento, entro i limiti delle possibili complicazioni. Spesso il TV non coincide con il PTV a causa dei limiti intrinseci delle tecniche di irradiazione. Scopo delle procedure di controllo della qualità è far coincidere TV e PTV;
- **IRRADIATED VOLUME:** è il volume di tessuto che riceve una dose considerata significativa rispetto alle dosi di tolleranza dei tessuti normali; è più grande del TV e dipende dalla tecnica di trattamento usata;
- **PLANNING ORGAN AT RISK VOLUME:** è il volume che comprende l'OAR e i margini che tengono conto delle variazioni di posizioni e forma di questi oltre che delle incertezze di setup di trattamento.

1.5.4 Posizionamento ed immobilizzazione del paziente

In considerazione degli elevati gradienti di dose tra OAR e PTV e della modalità di erogazione della dose, nella IMRT anche piccole incertezze geometriche possono comportare variazioni dosimetriche significative ed è quindi necessario raggiungere la massima precisione possibile nell'esecuzione del trattamento. Durante la fase di simulazione e poi durante il trattamento, vengono utilizzati adeguati sistemi di immobilizzazione. La maschera termoplastica può essere monostrato, con spessore di 2 mm, o con doppio strato più rigida ma non sempre tollerata. Questo tipo di maschera ha dei limiti:

- impossibilità di controllare un corretto posizionamento delle spalle per mancanza di bloccaggio, necessario se occorre irradiare anche la regione sovraclaveare, con conseguente rischio di modifiche significative nella distribuzione della dose;
- il sistema d'immobilizzazione fissato sul lettino (in fibra di carbonio, con anima in acciaio) riduce il grado di libertà nella scelta dell'orientamento dei campi. Inoltre questi sistemi di immobilizzazione devono essere compatibili con le tecniche di imaging, quindi vanno considerati alcuni aspetti tra cui:
 - le parti metalliche creano artefatti nelle immagini TAC e se ferromagnetiche, creano artefatti anche nelle immagini RM;
 - parti in plastica possono causare un'attenuazione dell'irraggiamento;
 - sistemi di immobilizzazione ingombranti possono non essere compatibili con il diametro degli scanner TC o PET.

Per far fronte a tali inconvenienti si è deciso di adottare due nuovi sistemi: *la maschera in fibra di carbonio* e *il Comby-fix*.

La maschera (figura 1.8) in fibra di carbonio la quale permette di irradiare il paziente, senza limitazioni, con qualsiasi angolazione del gantry.

Il Comby-fix (figura 1.9) è fissato sul lettino, ed è costituito da 2 cuscini in poliuretano a bassa attenuazione, fermati entrambi su una fibra di carbonio. Questo sistema garantisce una migliore riproducibilità del posizionamento delle ginocchia e dei piedi.



Figura 1.8: Maschera in fibra di carbonio



Figura 1.9: Comby-fix

Gli ausili di immobilizzazione non sono l'unica possibilità che la tecnologia attuale ci mette a disposizione allo scopo di riposizionare il paziente, un approccio alternativo o complementare è quello di utilizzare dispositivi di tipo frameless, ovvero: *Traking ottico* e *Patient laser topography*. Tali sistemi mediante il riconoscimento di punti di reperi artificiali o tramite l'accoppiamento di superfici forniscono il vettore spostamento mediante il quale il lettino di trattamento può raggiungere automaticamente o manualmente le condizioni di posizionamento che erano proprie del paziente al momento dell'esecuzione della scansione TAC, e riprodurle ad ogni sessione del trattamento.

1.5.5 Il simulatore

Un simulatore di trattamento è un apparato che utilizza un tubo a raggi X convenzionale (simile a quelli per radiodiagnostica) ma che ha le stesse proprietà geometriche, meccaniche e ottiche di un'unità di trattamento. In particolare per visualizzare i campi di trattamento l'unità di simulazione possiede un sistema ottico che disegna il campo tramite un sistema di fili; oltre ai limiti geometrici del campo è possibile visualizzare l'asse del fascio nel punto, *cross wire*, in cui i fili si incrociano.

La funzione principale di un simulatore è quella di mostrare i campi di trattamento in modo da poter verificare che il volume da irradiare sia accuratamente racchiuso senza rilasciare una dose eccessiva ai tessuti sani circostanti. Il corretto posizionamento dei campi e dei blocchi schermanti può essere ottenuto con l'aiuto di markers esterni. Molti simulatori dispongono di un sistema di fluoroscopia. L'importanza del simulatore dipende da quattro fattori principali:

- la relazione geometrica tra il fascio di radiazione e l'anatomia esterna ed interna del paziente non può essere visualizzata con unità diagnostica di raggi X ordinaria;
- sebbene la localizzazione del campo possa essere effettuata con una macchina di trattamento attraverso un'immagine portale, la qualità di queste immagini risulta scarsa a causa dell'elevata energia dei fasci di trattamento;
- la localizzazione del campo è una procedura che richiede tempo e non è pensabile tenere ferma una macchina di trattamento a questo scopo;
- eventuali problemi di setup del paziente o della tecnica di trattamento scelta possono essere risolti durante la simulazione.

La simulazione, inoltre, sta diventando sempre di più una parte integrante della fase di pianificazione: poichè il lettino del simulatore è identico a quello dell'acceleratore lineare. Al simulatore possono essere raccolti molti dati relativi al paziente come i contorni e gli spessori.

Uno sviluppo interessante nel campo della simulazione è la conversione di uno scanner CT in un simulatore (figura 1.10): uno scanner CT localizza e verifica i campi di trattamento sulla base delle scansioni CT del paziente.

La Digitally Reconstructed Radiograph, DRR, è una radiografia digitale ricostruita a partire dalle informazioni contenute nelle scansioni CT. La DRR dovrebbe rappresentare l'immagine del piano di trattamento di riferimento con la quale confrontare l'immagine di simulazione e l'immagine di trattamento.



Figura 1.10: Simulatore TC

1.5.6 Verifica del piano di trattamento

La fase finale del piano di trattamento consiste nella verifica del piano stesso, in particolare nella verifica del volume di trattamento nelle reali condizioni di trattamento.

La verifica è effettuata attraverso l'uso di immagini portali (Portal Imaging), ossia di immagini acquisite dal LINAC. La verifica è effettuata alla prima seduta per riprodurre le condizioni di trattamento pianificate e quindi simulate.

La verifica del trattamento andrebbe poi effettuata periodicamente durante le sedute successive. Questa pratica infatti permetterebbe di individuare eventuali errori casuali e sistematici nel setup di trattamento e di mettere in atto i protocolli di correzione di questi errori nel caso essi superino i limiti di tolleranza accettati (che ovviamente variano a seconda della tecnica scelta e della patologia da curare).

Tali verifiche sono essenziali per evitare che, a causa di un setup errato e sistematicamente riprodotto attraverso le varie sedute, i tessuti sani che circondano il volume bersaglio ricevano dosi eccessive e costituiscano quindi un fattore importante ai fini della buona riuscita del trattamento.

1.5.7 Trasferimento dei dati all'unità di trattamento

Il processo che si occupa dell'invio dei dati relativi al piano di trattamento viene gestito dal *Record and Verify System* (RVS), sistema che occupa un ruolo sempre più centrale all'interno di un reparto di radioterapia. Questo software individua e previene gli errori relativi a un non corretto inserimento delle caratteristiche del piano di trattamento come le dimensioni del campo, l'angolo del collimatore e del gantry. Se queste risultano essere differenti da quelle previste dal piano di trattamento prestabilito il software inibisce il fascio di radiazioni.

Alcuni dei vantaggi introdotti da tale sistema, sono costituiti da:

- inserimento automatico dei dati relativi al piano di trattamento;
- creazione automatica di report;
- possibilità di analisi statistiche su tali report per scopi di ricerca;
- possibilità di trasferire i pazienti tra diverse unità senza dover reimpostare tutti i parametri manualmente.

Per rendere possibile queste operazioni risulta necessaria un'integrazione tra TPS, RVS e unità LINAC.

In questa fase però, la molteplicità dei protocolli adottati rendeva complessa la fase comunicazione tra i LINAC e l'RVS. Per questo motivo sono stati introdotti in quest'ambito standard come DICOM e HL7 che hanno permesso di risolvere il problema.

Con l'introduzione di sistemi complessi, come l'IMRT, è aumentata la possibilità di commettere errori, di conseguenza per risolvere tale problema è stato indispensabile introdurre un sistema come l'RVS.

I primi sistemi RVS adottarono il protocollo TCP/IP per poi diventare un ambiente di rete client-server basandosi su sistemi operativi Windows. Questo sistema di comunicazione deve permettere l'inserimento manuale di alcuni dati sulla workstation del LINAC così da evitare che il paziente in attesa del trattamento venga di nuovo sottoposto alla fase di simulazione in caso di errore del sistema.

Oltre all'integrazione del l'RVS con il TPS e LINAC è di fondamentale importanza l'integrazione in reparto di radioterapia con il sistema informativo di radioterapia (OIMS). L'introduzione di questo sistema informativo ha portato notevoli vantaggi tra cui:

- aumento dell'efficienza;
- aumento della produttività;
- aumento di sicurezza sull'uso delle cartelle cliniche elettroniche;
- contenimento dei costi;
- efficienza nel flusso di lavoro e nella comunicazione dei dati.

La gestione dei dati in radioterapia è più complessa che in altri reparti, in quanto oltre alla grande mole di dati gestiti tra i vari dispositivi, quest'ultimi devono essere archiviati, come prescrive la legge, per almeno dieci anni e in caso di necessità recuperati nel modo più efficiente possibile. In tal senso è di grande importanza l'utilizzo di uno standard come DICOM che permette l'integrazione tra i dispositivi e i computer presenti nel reparto, il trasferimento e l'archiviazione delle immagini digitali assicurando efficienza e sicurezza.

1.5.8 Fase finale del piano di trattamento

Il paziente viene posizionato esattamente come quando era stata eseguita l'acquisizione TC (sia al simulatore che non), grazie ai sistemi d'immobilizzazione; vengono poi eseguiti gli spostamenti previsti dall'RVS per portare l'isocentro della macchina a coincidere con l'isocentro di trattamento. Sulla pelle del paziente si tracciano i nuovi punti di centratura dei laser, si applicano i reperi radio opachi e si esegue in corrispondenza una scansione così da ottenere un'immagine portale.

La scansione ottenuta viene confrontata con la DRR ottenuta al TPS, in quanto le due immagini possiedono la stessa prospettiva geometrica. Se le due scansioni corrispondono allora si può procedere al trattamento.

La verifica del posizionamento del paziente va effettuata ogni volta, così da evitare eventuali errori di setup ed è opportuno acquisire immagini portali con cadenza settimanale, in modo da verificare e documentare l'accuratezza del piano terapeutico prestabilito.

Capitolo 2

IHE

Questo capitolo si occuperà di descrivere le caratteristiche dell'organizzazione IHE (Integrating the Healthcare Enterprise) e illustrare le funzionalità dei *Profili di Integrazione* implementati per gestire il flusso di lavoro in reparto di oncologia.

2.1 Iniziativa IHE

IHE è un'iniziativa globale senza scopo di lucro che fornisce una metodologia pragmatica tale da assicurare l'interoperabilità tra sistemi informativi sanitari attraverso:

- un processo di adozione coordinata degli standard;
- La definizione dei bisogni da parte dei Professionisti clinici e di esperti dei sistemi informativi;
- La realizzazione delle soluzioni da parte dei Vendor (Technical Framework);
- La supervisione della documentazione del testing e della promozione da parte delle Società Scientifiche;

2.1.1 Obiettivi IHE

L'obiettivo fondamentale di IHE è quello di migliorare la capacità dei sistemi informativi sanitari, di condividere le informazioni in modo da assicurare che i dati utili per la cura del paziente siano corretti e reperibili da parte dei clinici; in questo modo si migliora la qualità, l'efficienza e la sicurezza delle cure.

Nella pratica, IHE definisce le specifiche tecniche per l'implementazione di standard già utilizzati in ambito clinico (HL7, IEEE, DICOM, IETF) per raggiungere l'interoperabilità in uno specifico dominio clinico.

Le necessità che guidano il lavoro IHE sono:

- facilitare lo scambio uniforme di informazioni sanitarie tra i medici, sia all'interno dell'impresa che tra le unità di cura esterne;
- fornire funzionalità di interoperabilità per supportare lo sviluppo delle cartelle cliniche elettroniche nei diversi contesti nazionali e regionali;
- permettere lo sviluppo di reti di informazione sanitaria locali, regionali e nazionali;
- affrontare le esigenze di sicurezza e privacy;
- migliorare l'efficienza e l'efficacia dei flussi di lavoro sanitari.

Di conseguenza, i benefici per gli utenti, medici o più in generale per i sistemi sanitari, sono:

- sistemi conformi alle specifiche IHE comunicano più efficacemente, sono più facili da implementare e consentono l'accesso sicuro ed efficiente alle informazioni sanitarie pertinenti, sia all'interno delle organizzazioni sanitarie che tra diversi luoghi di cura;
- le applicazioni sanitarie che hanno superato con successo il *Connectathon* sono facilmente integrabili, risparmiando tempo e denaro durante il processo implementativo nei siti operativi.

IHE apre la possibilità di aggiornare i sistemi esistenti e, quando necessario, di integrarli con nuove applicazioni di un diverso produttore. Questo riduce il bisogno di sostituire sistemi esistenti e funzionanti solo perchè viene introdotto un nuovo sistema.

2.1.2 Il processo IHE

Il processo di sviluppo di un sistema IHE coinvolge utenti e produttori di Tecnologia Informativa Sanitaria (HIT). Il processo è annuale ed suddiviso in quattro punti principali (figura 2.1):

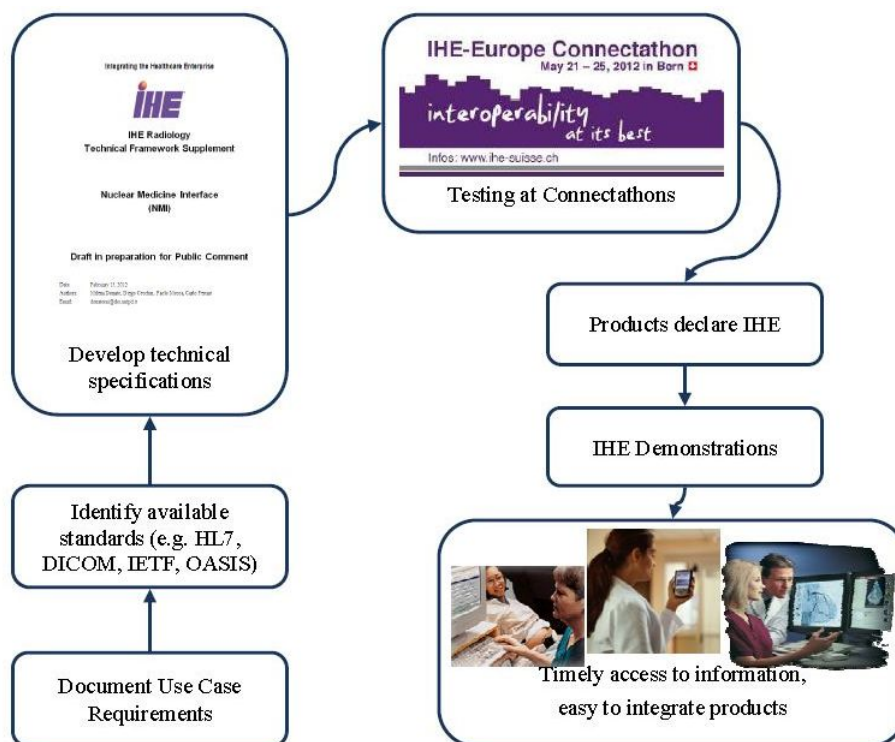


Figura 2.1: Il processo IHE

- *Definizione del caso d'uso* : esperti clinici e tecnici (utenti IHE) definiscono i casi d'uso critici per la condivisione dell'informazione tra sistemi informativi sanitari, che contengono una descrizione dettagliata del processo clinico coinvolto, selezionando le problematiche di interoperabilità emerse nell'attività clinica quotidiana;
- *Creazione delle specifiche dettagliate*: esperti tecnici IHE creano specifiche dettagliate per la comunicazione tra sistemi per risolvere le problematiche di questi casi d'uso, selezionando e ottimizzando gli standard stabiliti. Si definiscono quindi i Profili di Integrazione, pubblicati da IHE nei Technical Frameworks, documenti contenenti i casi d'uso e le specifiche tecniche elaborate ottimizzando l'utilizzo degli standard;
- *Implementazione*: i produttori di sistemi informativi implementano i Profili di Integrazione nei sistemi HIT e, basandosi sul caso d'uso, implementano i loro prodotti seguendo i profili IHE consentendo quindi lo sviluppo dell'interoperabilità con gli utenti dei sistemi informativi (medici e acquirenti).
- *Test*: i produttori che implementano i profili IHE si riuniscono annualmente per una sessione di test chiamata *Connectathon* durante la quale i sistemi partecipanti sono connessi attraverso una rete fisica per creare apparati sanitari virtuali e verificare l'interoperabilità.

La corretta implementazione delle specifiche dei Profili di Integrazione è verificata attraverso una serie di test consistenti nello scambio diretto di dati secondo i requisiti del profilo. Tutti i test sono valutati e verificati da esperti indipendenti. I prodotti che superano i test vengono considerati conformi con le specifiche IHE.

2.1.3 Domini IHE

Un dominio IHE è rappresentato da un gruppo di lavoro che si rivolge ad una particolare area clinica e pubblica il *Technical Framework* (TF) riguardante quell'ambito. Il TF quindi, per i diversi domini, definisce le specifiche implementazioni degli standard stabiliti per ottenere obiettivi di integrazione che promuovono la condivisione appropriata di informazioni mediche in modo tale da supportare una cura ottimale del paziente.

Ogni dominio include: un Comitato di Pianificazione, che coordina lo sviluppo dei TF, raccoglie, analizza i casi d'uso e i problemi di interoperabilità riscontrati dagli utenti e un Comitato Tecnico, che si occupa di sviluppare i Profili di Integrazione selezionando gli standard appropriati per risolvere i problemi di interoperabilità identificati dal Comitato di Pianificazione.

2.1.4 Il dominio IHE Radiation Oncology

IHE con la definizione del dominio Radiation Oncology si propone di modellare il flusso di lavoro in Oncologia. Questo dominio è specifico per la condivisione delle informazioni, dei flussi di lavoro e delle modalità di cura del paziente nell'ambito oncologico.

I Profili di Integrazione che compongono il flusso di lavoro oncologico vengono specificati nel dettaglio nel Radiation Oncology Technical Framework, e sono:

- BRTO *Basic Radiation Therapy Objects*: integra il flusso dei dati relativi al piano di trattamento dalla CT al riesame della dose per i trattamenti di base;
- MMRO *Multimodality Registration for Radiation Oncology*: integra i dati PET e della risonanza magnetica nella contornatura e il processo di revisione dose;
- ARTI *Advanced Radiotherapy Objects Interoperability*: aggiunge ulteriori tecniche di trattamento RT a quello definito nella BRTO;

- TDW *Treatment Delivery Workflow*: basato su standard di pianificazione del trattamento radioterapico con la terapia del flusso di lavoro;
- DCOM *Dose Compositing*: trasferimento di informazioni spazialmente la dose-correlata tra i sistemi;
- ECSI *Enterprise-Centric Scheduling Interoperability*.

2.2 I Technical Frameworks

Il Technical Framework è un documento che definisce i Profili di Integrazione, i problemi e i casi d'uso cui si rivolgono i profili nel contesto di un particolare dominio clinico.

2.2.1 Processo di sviluppo dei Technical Frameworks

Il TF è continuamente ampliato e corretto dal Comitato Tecnico del dominio clinico di appartenenza in cooperazione con i Comitati Tecnici degli altri domini. Il processo di sviluppo e di mantenimento annuale di un Technical Framework segue molti principi per assicurare la stabilità delle specifiche in modo tale che i produttori e gli utenti possano affidarsi al TF rispettivamente per sviluppare e acquistare prodotti compatibili con IHE.

Uno di questi principi è quello secondo cui qualsiasi estensione, chiarimento e correzione al TF deve mantenere la compatibilità con le versioni precedenti al fine di mantenere l'interoperabilità con i sistemi che hanno implementato attori, transazioni IHE, definiti successivamente, e i profili definiti.

Il TF è sviluppato e ri-pubblicato ogni anno a seguito di un processo composto da tre fasi:

- il Comitato Tecnico sviluppa i supplementi alla versione attuale stabile del TF per supportare nuove funzionalità individuate dai comitati di strategia e pianificazione IHE e le loro problematiche per un commento pubblico;
- il Comitato si rivolge a tutti i commenti ricevuti durante il periodo di consultazione pubblica e rilascia una versione aggiornata del TF. Questa contiene sia il corpo stabile del TF dal ciclo precedente sia i nuovi supplementi sviluppati. Sarà questa la versione utilizzata dai venditori per lo sviluppo di software di implementazione di prova per i Connectathon;
- il Comitato considera regolarmente le proposte di modifica per la versione aggiornata del TF, comprese quelle di implementatori che partecipano al Connectathon. Dopo la risoluzione di tutte le proposte di modifica pervenute entro 60 giorni dal Connectathon, la versione Technical Framework è pubblicato come final-text.

2.2.2 estensione del TF esistente

Ogni anno, nuove funzionalità da sviluppare nel TF sono identificate dal Comitato di Pianificazione del relativo dominio. Il Comitato Tecnico esegue il lavoro di analisi e di progettazione necessario e genera un nuovo testo per il TF. Generalmente le nuove funzionalità sono pubblicate nella forma di un *Supplemento* e possono riguardare:

- un nuovo Profilo di Integrazione, che di solito include l'introduzione di nuovi attori e transazioni;
- nuovi attori in un Profilo di Integrazione esistente: questi possono essere o attori precedentemente definiti altrove nel TF oppure nuovi attori non definiti in precedenza. Sono definite le transazioni che identificano i compiti dei nuovi attori, e possono essere progettate come obbligatorie o opzionali, evitando di introdurre transazioni obbligatorie per gli attori già esistenti;

- nuove opzioni in un Profilo di Integrazione esistente: di solito aggiungono transazioni facoltative per gli attori esistenti nei profili o caratteristiche opzionali all'interno delle transazioni esistenti;
- cambiamenti concettuali importanti: non modificano il funzionamento dei Profili di Integrazione esistenti ma possono implicare modifiche o aggiunte ad attori e transazioni.

2.2.3 Mantenimento dei contenuti del TF

Gli utenti, i fornitori o i membri del Comitato Tecnico che riscontrano problemi durante l'implementazione dei Profili di Integrazione dovuti al testo errato, incompleto o non chiaro effettuano delle proposte di modifica (Change Proposals) e compiono:

- *Correzioni*: che non inducono modifiche nelle funzionalità di un Profilo di Integrazione;
- *Chiarimenti*: il testo è reso più comprensibile e non ambiguo, senza introdurre cambiamenti tecnici.

2.3 Profili di Integrazione

Gli standard noti in ambiente sanitario, ad esempio DICOM e HL7, sono implementati per offrire risposta ad un esteso numero di processi clinici. Al fine di rendere i sistemi interoperabili e quindi di permettere una comunicazione più efficiente tra loro, IHE crea i Profili di Integrazione che forniscono una serie di funzionalità essenziali per dare risposta ad una specifica attività clinica.

I profili descrivono come gli standard in questione, debbano essere utilizzati per trasmettere i dati rilevanti da un'applicazione ad un'altra, all'interno di un particolare dominio clinico, partendo dall'analisi del flusso di lavoro clinico reale.

Oltre alle modalità con cui avvengono le comunicazioni, i profili IHE definiscono le informazioni che devono essere scambiate tra sistemi e specificano le azioni che i sistemi devono effettuare alla ricezione di tali informazioni. I prodotti e i sistemi diventano quindi interoperabili.

2.3.1 Convenzioni sui Profili di Integrazione

Ogni profilo include le definizioni dei casi d'uso, delle informazioni cliniche e del flusso di lavoro coinvolto. Per ogni Profilo di Integrazione, il TF definisce attori e transazioni coinvolti e fornisce istruzioni dettagliate per l'implementazione di ogni transazione.

La comunicazione dell'informazione è descritta in termini di transazioni tra attori. Gli attori sono le componenti funzionali dell'azienda sanitaria (sistemi informativi o componenti di sistemi informativi) che producono, gestiscono o agiscono secondo categorie di informazioni richieste dalle attività operative nell'impresa. Le interazioni tra loro sono definite da un set di transazioni coordinate che trasferiscono le informazioni richieste attraverso messaggi basati su standard.

Le transazioni sono quindi gli elementi chiave dell'interoperabilità perchè rappresentano lo scambio effettivo di informazioni tra attori e, per ognuna di esse, il TF descrive come utilizzare uno standard stabilito per permettere la comunicazione.

IHE propone dei principi e delle convenzioni che definiscono un profilo:

- un profilo dovrebbe risolvere un bisogno/problema descrivibile dall'utente;
- Un profilo dovrebbe evitare di avere due meccanismi diversi per fare la stessa cosa;
- *Attori:*
 - gli attori sono assegnati ai profili quando hanno un ruolo da ricoprire;
 - un attore è ciò con cui un utente (o un altro sistema) interagisce;
 - L'utilizzo dello stesso attore in più profili è accettabile e incoraggiato quando il ruolo è essenzialmente lo stesso;
 - Un attore che supporta più profili deve implementare tutte le transazioni richieste nei profili pre-requisiti in aggiunta a quelle nel profilo desiderato.

- *Transazioni:*
 - una transazione dovrebbe integrare un compito specifico;
 - una transazione può coinvolgere una comunicazione bidirezionale (es. richiesta e risposta);
 - i nomi delle transazioni dovrebbero descrivere ciò che è compiuto dal punto di vista dell’iniziatore della transazione,
 - le transazioni possono essere utilizzate in più profili. La fase di progettazione della transazione dovrebbe tenere in considerazione questo tipo di riutilizzo;
 - le transazioni possono essere assegnate a più attori.

- *Gruppi di attori:*
 - gli attori raggruppati sono attori che sono implementati insieme su un singolo sistema;
 - i produttori comunemente raggruppano gli attori per riunire raccolte di funzionalità utili;
 - gli stessi profili richiedono che un’implementazione raggruppi certi attori insieme.

Gli attori e le transazioni IHE descritti nel TF sono astrazioni di ambienti dei sistemi informativi sanitari del mondo reale. Alcune delle transazioni sono eseguite tradizionalmente da categorie di prodotti specifici (per esempio HIS, Electronic Patient Record, RIS, PACS, CIS, dispositivi per la cura dei pazienti o modalità di imaging), il TF evita di associare le funzioni o gli attori a tali categorie di prodotti.

Per ogni attore, si definiscono solo quelle funzioni associate all’integrazione dei sistemi informativi.

2.3.2 Modello generico di transazione

Le transazioni vengono descritte nel TF di un particolare dominio seguendo un modello generale. In ogni descrizione della transazione, gli attori, i ruoli che giocano, e le loro relazioni sono presentati come casi d'uso.

La generica descrizione della transazione include i seguenti componenti:

- *Ambito*: una breve descrizione della transazione;
- *Ruoli del caso d'uso*: definizioni testuali degli attori e dei loro ruoli, con un diagramma semplice che li relaziona (figura 2.2);

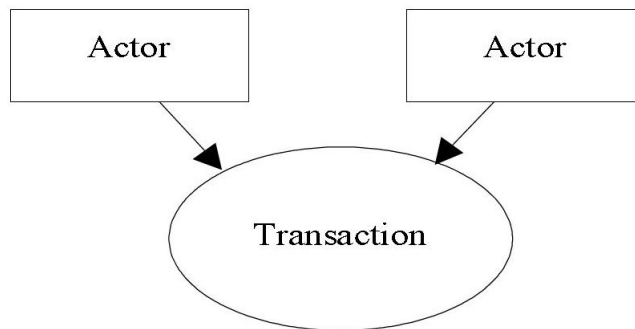


Figura 2.2: Legame tra attori e transazioni

- *Standard di riferimento*: gli standard da utilizzare per la transazione;

- *Diagramma di interazione UML*: Un grafico con attori e transazioni supportate, in cui un attore è visualizzato come un rettangolo, le transazioni come frecce e il tempo di progressione si sviluppa verso il basso (figura 2.3);

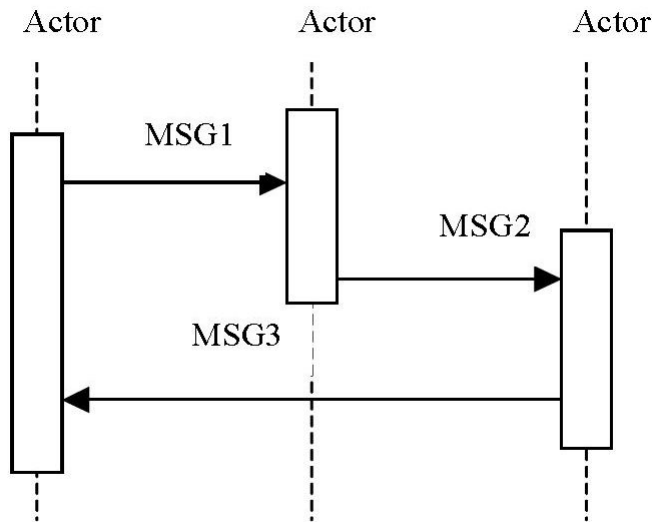


Figura 2.3: Diagramma di interazione

- *Definizioni dei messaggi*: le descrizioni di ogni messaggio implicato nella transazione, gli eventi che innescano il messaggio, la sua semantica e le azioni che il messaggio innesca nel ricevente.

Capitolo 3

DICOM

In questo capitolo verrà approfondito l'argomento DICOM e in particolare l'oggetto DICOM RT utilizzato in reparto di radiologia per la trasmissione dei dati relativi ad ogni paziente.

3.1 Lo standard DICOM

DICOM è uno standard che definisce regole per la comunicazione tra apparecchiature, mediata da protocolli, attraverso l'uso di rete standard (Ethernet, TCP/IP). Gli oggetti della comunicazione sono immagini biomedicali e informazioni medico-sanitarie.

3.1.1 Obiettivi DICOM

A partire dagli anni ottanta la diagnostica per immagini si è resa protagonista di un importante sviluppo, è sorta così l'esigenza di elaborare uno standard che consentisse l'interconnessione degli apparati, per la trasmissione e conservazione digitale delle immagini acquisite. In quest'ottica nasce DICOM con i seguenti obiettivi:

- facilitare la trasmissione e l'archiviazione di immagini digitali indipendenti dall'hardware che le abbia create;
- promuovere lo sviluppo delle apparecchiature biomediche digitali e dei PACS (Picture Archiving and Communication Systems);

- permettere la creazione dei data-base di informazioni diagnostiche consultabili in modalità client-server.

3.1.2 Nascita ed evoluzione dello standard

Nel 1985 venne ufficializzata la versione 1.0 dello standard ACR-NEMA a cui seguì nel 1988 la versione 2.0: si trattava di un primitivo standard in cui erano definiti il formato dei file contenenti le immagini e lo standard fisico e di protocollo per l'interconnessione point to point delle varie apparecchiature (modalities e PACS).

Il nuovo standard venne identificato con il termine DICOM, e l'integrazione nelle specifiche del protocollo di rete TCP/IP, ormai largamente diffuso, ne decretò successo e una popolarità crescenti. A questo stadio di sviluppo le specifiche di DICOM3 erano costituite da 9 volumi. Nel 1996 sono stati aggiunti altri quattro volumi (tre dei quali riguardanti lo scambio di file mediante supporti rimovibili), ed un'altra revisione è stata pubblicata nel 2000, in cui le specifiche DICOM si articolavano in 15 volumi, per un totale di 1500 pagine.

DICOM3 è uno standard industriale, e non uno standard ISO: ciò comporta una certa tolleranza nell'implementazione delle specifiche, al punto che attualmente forse non esistono apparecchiature che possano definirsi pienamente DICOM *compliant*, nel senso rigoroso che la definizione di uno standard imporrebbe. Nella maggior parte dei casi, infatti, un'apparecchiatura risulta conforme ad una parte dello standard (ad esempio la modalità di archiviazione delle immagini), mentre adotta tecnologie proprietarie per altre funzionalità (ad esempio la gestione delle liste pazienti).

3.1.3 Contenuto delle specifiche

Le specifiche DICOM definiscono sostanzialmente tre cose:

- lo *standard di interconnessione*, sia essa di tipo point-to-point, su rete Ethernet, o tramite memorie di massa removibili;
- il *contenuto degli oggetti* gestiti: immagini, dati del paziente, ecc.
- i *servizi* che consentono di operare sugli oggetti.

Nonostante l'apparente semplicità le specifiche attuali hanno raggiunto 18 volumi, redatte in maniera estremamente tecnica, accessibili soltanto ad operatori esperti (tipicamente informatici). Per questo ci limitiamo ad una breve descrizione dei diversi volumi:

- PS 3.1 *Introduction*: introduzione di base con brevi cenni storici e definizioni;
- PS 3.2 *Conformance*: descrizione delle modalità in cui le applicazioni devono supportare il protocollo e le varie SOP classes;
- PS 3.3 *Information Object*: definizione dei modelli di informazione DICOM;
- PS 3.4 *Service Classes*: definizione delle Service Classes e loro descrizione;
- PS 3.5 *Data Structure and Semantics*: definizione della struttura dati e semantica;
- PS 3.6 *Data Dictionary*: registrazione di identificatori univoci (UID), rappresentazioni di valori, etichette caratteristiche;
- PS 3.7 *Message Exchange*: struttura del messaggio, set di comandi;
- PS 3.8 *Network Communication Support for Message Exchange*: protocolli di rete;
- PS 3.9 *Point to Point Communication Support for Message Exchange (obs.)*: supporto per scambio di messaggi;

- PS 3.10 *Media Storage and File Format (suppl. 1)*: definizione formati file;
- PS 3.11 *Application Profiles (suppl. 2)*: definizione specifiche di applicazione, oggetti e SOP;
- PS 3.12 *Media Formats and Physical Media for Data Interchange (suppl. 3)*: parametri CD-R;
- PS 3.13 *Print Management Point to Point Communication Support (suppl. 4)*: controllo protocollo invio immagini;
- PS 3.14 *Grayscale Standard Display Function*;
- PS 3.15 *Security Profile*;
- PS 3.16 *Content Mapping Resource*;
- PS 3.17 *Explanatory information*;
- PS 3.18 *Web Access to DICOM Persistent Objects (WADO)*.

3.1.4 Struttura oggetto DICOM

Nel definire le procedure di gestione dell'informazione, lo standard DICOM segue un approccio orientato agli oggetti, basato su *classi* ed *istanze*.

Una classe contiene una coppia di dichiarazioni relative ai dati e ai metodi utilizzabili per trattare una specifica tipologia di oggetti. I dati codificano l'informazione, mentre i metodi determinano quali operazioni possono essere effettuate. La classe è un'entità astratta che dichiara il formato, la struttura dei dati (non il loro valore) e il tipo di operazioni ammesse. Un'istanza rappresenta un particolare oggetto di una classe, per la quale il valore dei suoi dati deve essere compatibile col formato dichiarato nella classe di appartenenza. L'istanza può essere manipolata solo con i metodi definiti nella classe di appartenenza. In DICOM l'informazione viene scambiata mediante istanze a classi.

L'elemento fondamentale di scambio tra due applicazioni DICOM è la SOP (Service Object Pair), che comprende una definizione IOD (Information Object Definition), per la parte dati e un DIMSE Service Group (DSG), per la parte metodi (figura 3.1). Le classi SOP possono specificare estensioni o restrizioni dei dati presenti nella definizione IOD o dei metodi disponibili nel gruppo di servizi. Specifici meccanismi di generazione dei codici di identificazione univoca (UID) garantiscono l'univocità di un'istanza SOP e facilitano la costruzione di relazioni certe tra le diverse istanze.

La classe SOP costituisce l'unità funzionale elementare di DICOM. Ciascuna implementazione dichiara quali sono le classi disponibili (conformi allo standard) e in quale modo sono supportate. Implementazioni diverse possono comunicare solamente utilizzando le parti funzionali comuni.

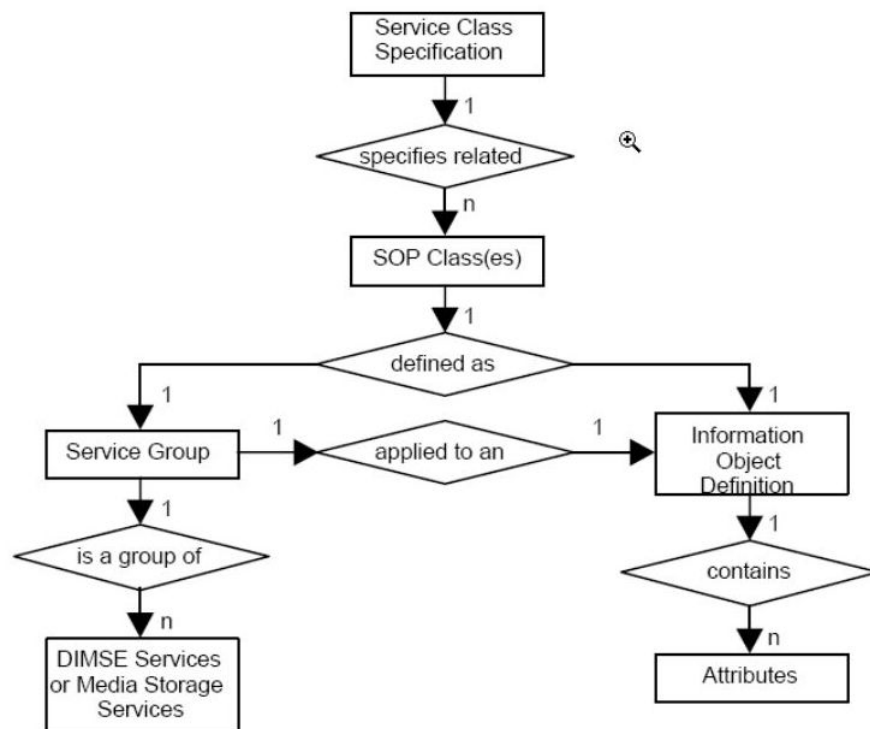


Figura 3.1: Dicom information model

La parte dati di una classe SOP è una definizione IOD. Un IOD è una collezione di pezzi d'informazione correlate, raggruppate in *Entità Informative* (information entity).

Le definizioni IOD specificano il significato, gli obiettivi e la struttura dell'informazione rappresentata. Ciascun'entità contiene informazioni su un singolo oggetto (ad esempio, su un paziente, su un'immagine, sulla modalità di acquisizione). Ciascuna entità di informazione corrisponde ad una particolare entità del modello di informazione DICOM (paziente, studio, immagine, ecc.).

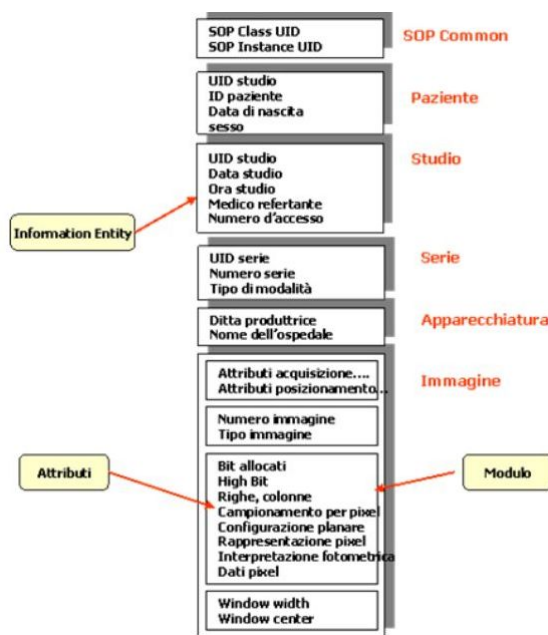


Figura 3.2: Suddivisione dell'informazione in Entità Informative

Un'entità di informazione contiene un insieme di *Attributi*, ciascuno dei quali descrive una porzione di informazione elementare. Per esempio, gli Attributi della definizione IOD del paziente (figura 3.2) comprendono il nome, il cognome e il sesso. Attributi correlati sono raggruppati in moduli (information object modules o IOM), che possono essere utilizzati in più di uno IOD.

Per ciascun Attributo sono definiti:

- *Nome* (univoco e comprensibile);
- *Tag* (un'etichetta identificativa univoca, in esadecimale);
- *Descrizione* (semantica);
- *VR o Value Representation* (sintassi);
- *VM o Value Multiplicity* (quanti valori contenuti nel dato);
- *Tipo* (indica se un Attributo debba essere sempre presente o definito, presente ma anche vuoto o opzionale).

Una definizione IOD normalizzata ha una sola entità di informazione. Ad esempio, è normalizzata la definizione IOD del paziente, che contiene solo dati relativi al paziente, principalmente di tipo anagrafico. Una definizione IOD composita contiene più entità di informazione tra loro correlate. Ad esempio, è composita le definizioni IOD di un'immagine, destinata a rappresentare informazioni relative alle entità paziente, studio e serie, assieme ai dati propri dell'immagine.

Un'immagine DICOM è un'istanza ad una classe SOP. Un'istanza composita contiene tutta l'informazione necessaria per il trattamento dell'immagine. La parte dati è strutturata conformemente al modello di riferimento definito dallo standard e contiene l'intera gerarchia di informazioni, dall'entità paziente all'entità immagine. In questa modalità, parte dei dati vengono duplicati per tutte le istanze relative allo stesso paziente e allo stesso studio.

Le informazioni relative allo studio e al paziente devono essere confrontabili per tutti i dispositivi utilizzati e devono essere garantite da una fonte esterna comune. Ciascuna implementazione dello standard deve inoltre definire una struttura uniforme per tutte le serie e le immagini generate su uno stesso dispositivo. L'identificazione di ciascuna entità (paziente escluso) viene ottenuta assegnando un codice identificativo univoco (UID).

I meccanismi di identificazione univoca del paziente devono essere garantiti da un soggetto esterno (ad esempio il sistema informativo del dipartimento).

3.2 Networking

Visti gli aspetti definiti nelle specifiche DICOM; restano da analizzare gli strumenti che lo standard adopera per il loro interscambio tra apparecchiature remote.

Nell'ambiente DICOM il concetto di *networking* si riferisce al più elevato tra i livelli che un protocollo di rete definisce, infatti lo standard non si occupa di come avvenga il trasferimento dei dati, sia dal punto di vista del protocollo di comunicazione, sia da punto di vista dell'interconnessione fisica tra le apparecchiature.

3.2.1 Associazioni

Affinchè due Entità Informative possano interagire tra loro, devono preliminarmente verificare una serie di parametri, tra cui ad esempio quali servizi possono operare sui due sistemi (il che condiziona di conseguenza il tipo di entità che possono essere scambiate) e la sintassi di trasferimento che deve essere adoperata nella comunicazione, cioè come comandi e istanze di oggetti sono codificati durante il trasferimento. Lo scambio di comandi e istanze di oggetti può avvenire solo dopo che sia stata costituita un'associazione.

Per questo DICOM definisce un protocollo che, nel caso dei servizi più comuni, consiste in una proposta di associazione da parte del client (SCU), nella quale sono indicati i servizi che il SCU vorrebbe adoperare e le sintassi che comprende; a questa il server (SCP) risponde con un sottoinsieme di servizi validi e con la sintassi che riconosce: se il sottoinsieme di servizi è vuoto il server ha rifiutato l'associazione, viceversa possono essere effettuate le operazioni richieste.

3.2.2 Sintassi di riferimento

Affinchè due Entità Informative possano interagire fra loro bisogna verificare la sintassi di riferimento. Questa specifica due cose:

- Value Representation *Esplicita* o *Implicita*. A seconda che nel messaggio la VR degli attributi che lo compongono sia definita esplicitamente (ad es. l'attributo Patient's Name deve avere VR = PN, Person Name, ovvero deve essere una stringa di max. 64 caratteri costruita secondo regole definite nella PS 3.5) o implicita (ovvero il messaggio viene spedito supponendo che l'applicazione che è dall'altro lato abbia accesso al dizionario DICOM e quindi sappia che Patient's Name deve avere VR = PN);
- Byte Order: *Little Endian* o *Big Endian*. A seconda che, nei dati che occupano più di un byte, il byte meno significativo o il più significativo vengono codificati per primi nel messaggio binario. Naturalmente questo serve a rendere la comunicazione indipendente dall'architettura delle macchine che stanno interagendo.

La sintassi di trasferimento di default è *Implicit VR Little Endian*.

3.2.3 Comandi

Possono essere considerati come una serie di primitive su cui sono costruiti i servizi di networking. Ogni servizio adopera un sottoinsieme di comandi, che solitamente operano su istanze di oggetti, per svolgere il proprio compito attraverso la rete. In pratica queste primitive traducono la richiesta di un servizio in attività concrete sulla Entità Informative remote cui il servizio fa riferimento.

Ogni comando è caratterizzato da una richiesta e da una risposta: la richiesta è inviata ad un SCP ed attiva l'esecuzione del comando stesso; la risposta, inviata dal SCP al SCU richiedente, indica se il comando è stato eseguito o comunque il suo stato di esecuzione.

COMANDO	DESCRIZIONE
C-STORE	Trasferisce un'istanza di oggetto ad una AE remota
C-GET	Recupera l'istanza i cui attributi soddisfano i parametri forniti
C-MOVE	Sposta un'istanza da una AE ad un'altra, in base a opportuni parametri
C-FIND	Confronta un set di attributi con quello di un gruppo di istanze su un'AE
C-ECHO	Verifica una comunicazione punto-punto tra due AE interconnesse
N-EVENT-REPORT	Notifica un evento ad un'AE remota
N-GET	Recupera il valore di attributi da una AE remota
N-SET	Richiede la modifica di attributi su un'AE remota
N-ACTION	Richiede un'azione da parte di un'AE remota
N-CREATE	Richiede che un'AE remota crei una nuova istanza di oggetto
N-DELETE	Richiede che un'AE remota cancelli un'istanza esistente

Figura 3.3: Comandi

3.3 Il data Set DICOM

Due applicazioni, in comunicazione secondo il protocollo DICOM, si accordano sulle SOP Classes supportate e su come dividere i ruoli SCU (client) ed SCP (server). Durante questa comunicazione l'informazione è codificata nel Data Set DICOM (figura 3.4), che rappresenta un insieme di dati (Data Element); ciascun Data Element contiene la codifica dei valori degli Attributi dell'oggetto, del quale il Data Set rappresenta un'istanza.

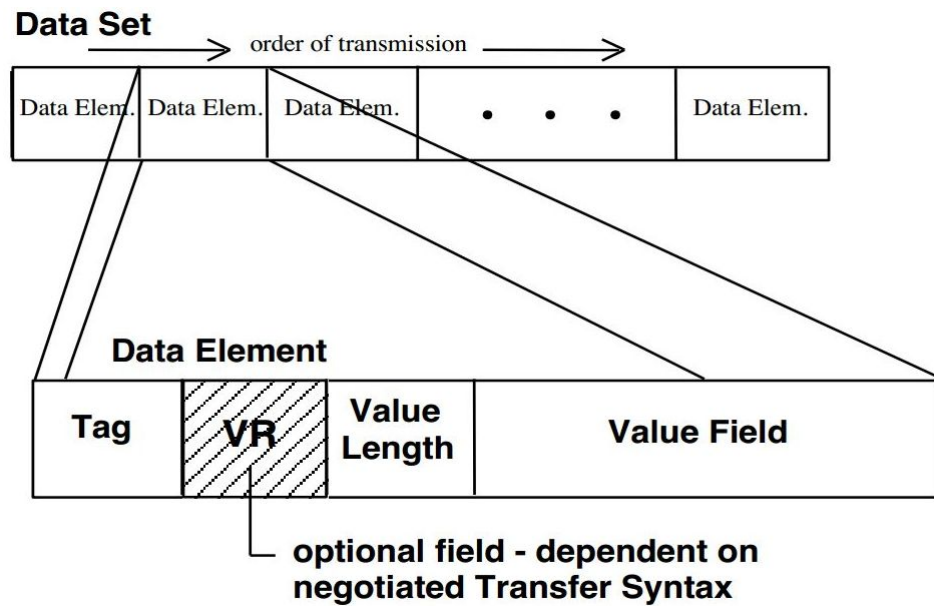


Figura 3.4: Date set DICOM

Un Data Element è univocamente identificato da un Data Element Tag rappresentato come una coppia ordinata di numeri tipo (gggg,eeee), ove gggg è il *Group Number*, eeee è l'*Element Number* appartenente al group; i Data Element appartenenti ad un certo Data Set sono ordinati in base al numero di gruppo; nell'ambito di un certo gruppo gli elementi hanno ordinamento crescente per Element Number e non possono avere più di un'occorrenza all'interno del Data Set. In dettaglio un Data Element si articola in quattro campi:

- *Data Element Tag*: una coppia ordinata di interi senza segno a 16 bit rappresentanti il Group Number seguito dall' Element Number;
- *Value Representation (VR)*: campo opzionale dipendente dalla transfer syntax; è composto da una stringa di due caratteri (2 byte) contenente la rappresentazione del valore dell'elemento. La VR di un certo Data Element Tag è definita nel Data Dictionary come specificato nella parte PS 3.6 sulle specifiche DICOM;

- *Value Length*: è il numero di byte necessari a rappresentare il successivo campo valore (value field):
- *Value Field*: contiene il valore del Data Element.

Ricapitolando, dato uno IOD, sono noti tutti gli Attributi che possono o devono farne parte. Ognuno di essi, entro un Data Set viene codificato come Data Element. Tutti i Data Element vengono codificati nello stream rigorosamente in ordine crescente di Tag.

Quando c'è un'immagine (poiché un Data set DICOM può contenere anche altri tipi di informazioni, quali testo strutturato, waveforms, ecc.) questa è contenuta in uno degli Attributi. Per la precisione in quello di Tag (7FE0,0010) e di nome Pixel Data, che se è presente è sempre l'ultimo del byte stream.

3.4 DICOM RT

In un reparto di radioterapia sono frequenti le installazioni di dispositivi di produttori diversi di conseguenza l'assenza di uno standard poneva serie problemi per quanto riguarda la sicurezza dei dati e l'integrazione del reparto con il resto della struttura ospedaliera. Per questi motivi nel 1997, nell'ultima versione DICOM, fu introdotta un'estensione a supporto delle applicazioni radioterapiche. L'estensione definisce quattro nuovi IOD:

- *RT Image*;
- *RT Structure Set*;
- *RT Plan*;
- *RT Dose*;

I suddetti IOD contengono moduli di uso comune come quello contenente i dati del paziente e altri moduli specifici di questo supplemento. Questi ultimi saranno oggetto di una breve descrizione.

In figura 3.5 possiamo notare come gli IOD siano relazionati tra loro: ad esempio un Patient IOD fa riferimento ad almeno uno Study IOD, il quale invece può fare riferimento a $0,1,\dots,n$ Image IOD.

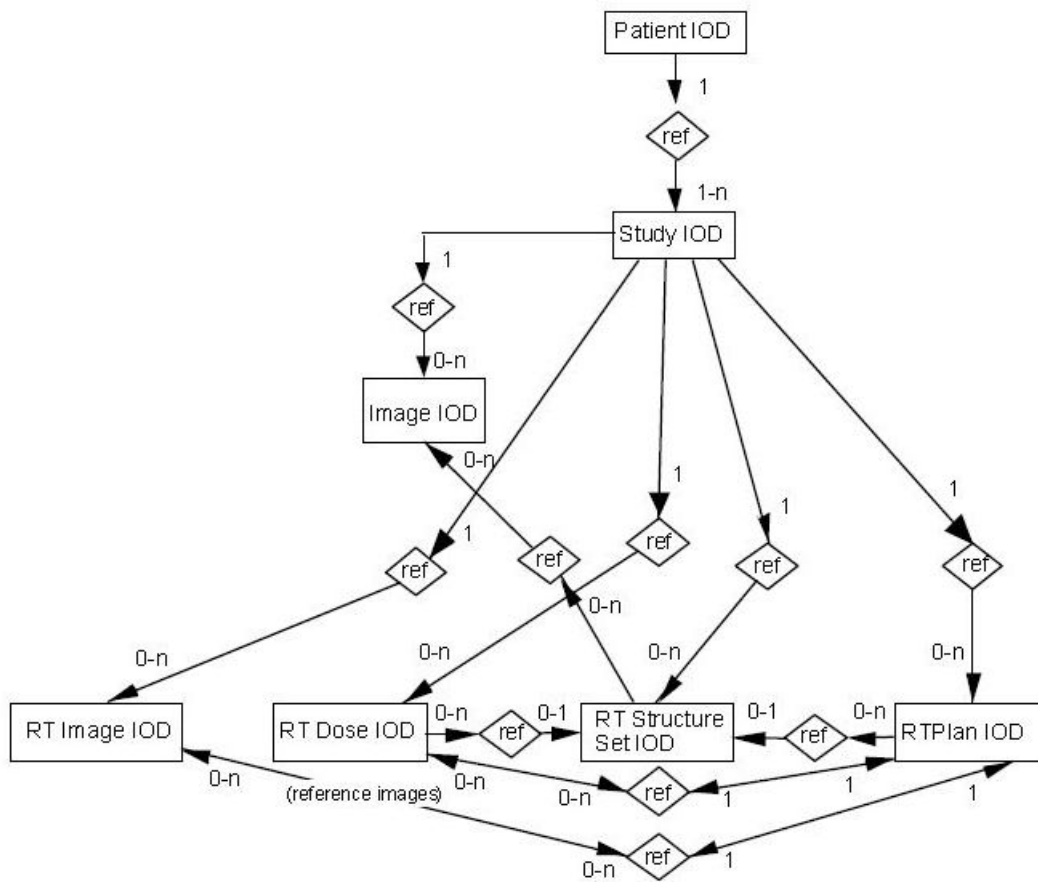


Figura 3.5: DICOM information model

3.4.1 RT Image IOD

L'obiettivo dello IOD Image (figura 3.6 e 3.7) per la radioterapia è quello di illustrare il contenuto delle immagini RT acquisite mediante simulatori convenzionali, simulatori virtuali o dispositivi per immagini portali. Tali immagini possono essere acquisite direttamente dal dispositivo, o digitalizzate utilizzando un convertitore digitale. Ad esse possono essere sovrapposte le curve che descrivono l'ampiezza del fascio delle aperture del collimatore, le strutture anatomiche del paziente e i volumi del bersaglio. I parametri del fascio possono anche essere registrati con l'immagine indicando i valori del parametro nel momento in cui l'immagine è stata acquisita.

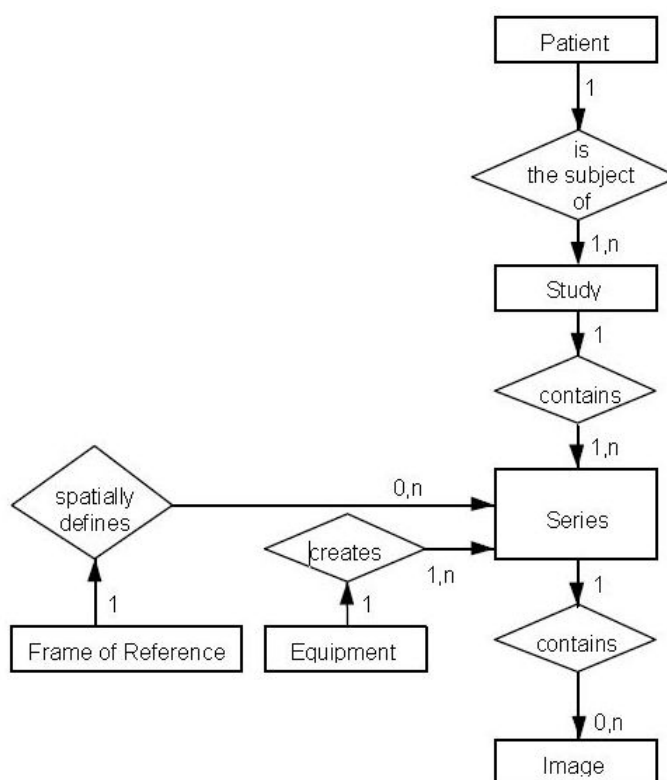


Figura 3.6: RT Image IOD entity-relationship model

Nella figura 3.7 vengono indicati gli IOM che compongono questo IOD. Per ogni modulo è specificato se questo deve essere presente e definito (M=mandatory), presente ma anche vuoto (U=user) o opzionale (C=conditional).

IE	Module	Reference	Usage
Patient	Patient	C.7.1.1	M
Study	General Study	C.7.2.1	M
	Patient Study	C.7.2.2	U
Series	RT Series	C.8.X.1	M
Frame of Reference	Frame of Reference	C.7.4.1	U
Equipment	General Equipment	C.7.5.1	M
Image	General Image	C.7.6.1	M
	Image Pixel	C.7.6.3	M
	Contrast/bolus	C.7.6.4	C-Required if contrast media was used in this image.
	Cine	C.7.6.5	C - Required if multi-frame image is a cine image.
	Multi-Frame	C.7.6.6	C - Required if pixel data is multi-frame data.
	RT Image	C.8.X.2	M
	Modality LUT	C.11.1	U
	VOI LUT	C.11.2	U
	Approval	C.8.X.16	U
	Curve	C.10.2	U
	Audio	C.10.3	U
	SOP Common	C.12.1	M

Figura 3.7: RT Image IOD Modules

- *Modulo RT Series*: esistono differenze significative nel modo in cui vengono confrontati oggetti RT con oggetti diagnostici. Un oggetto RT può essere di diversi types, e alcuni dei diversi type possono essere creati in un arco temporale di diverse settimane. Il Modulo RT Series è stato creato per soddisfare le esigenze del modello standard DICOM Query/Retrieve mentre include solo gli attributi rilevanti per l'identificazione e la selezione di oggetti di radioterapia;
- *Modulo RT Image*: contiene attributi che descrivono specifiche caratteristiche RT di una immagine proiettata.

L'immagine descritta da questi attributi deve essere un'immagine di radioterapia acquisita o calcolata usando una geometria di immagine.

3.4.2 RT Dose IOD

L'obiettivo dello IOD Dose (figura 3.8 e 3.9) per la radioterapia è quello di soddisfare i requisiti per il trasferimento delle distribuzioni di dose calcolate dai sistemi di pianificazione del trattamento. Queste distribuzioni possono essere rappresentate come reticolo 2D o 3D, curve di isodosi o punti dose sparsi in tutto il volume bersaglio. Questo IOD non provvede alla definizione delle dosi nel fascio. L'applicazione inoltre è responsabile della trasformazione del sistema di coordinate non riferite al paziente a un sistema di coordinate riferito al paziente.

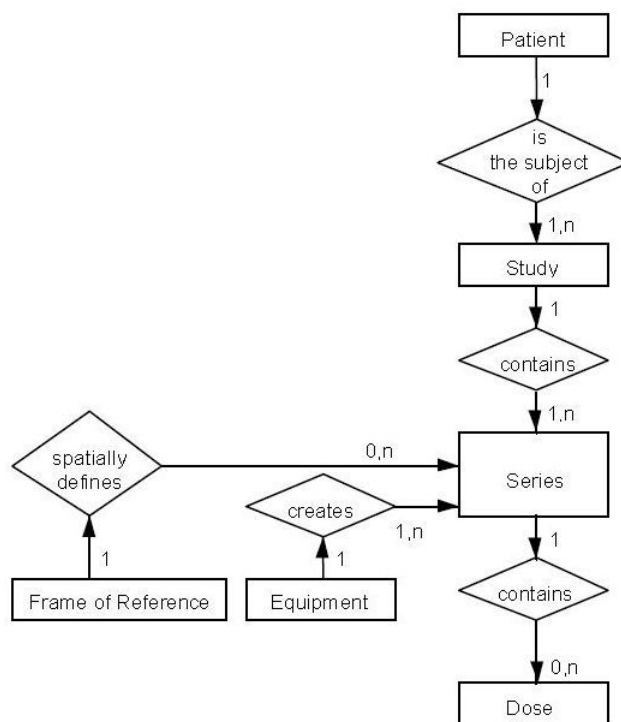


Figura 3.8: RT Dose IOD entity-relationship model

IE	Module	Reference	Usage
Patient	Patient	C.7.1.1	M
Study	General Study	C.7.2.1	M
	Patient Study	C.7.2.2	U
Series	RT Series	C.8.X.1	M
Frame of Reference	Frame of Reference	C.7.4.1	M
Equipment	General Equipment	C.7.5.1	M
Dose	General Image	C.7.6.1	C - Required if dose data contains grid-based doses.
	Image Plane	C.7.6.2	C - Required if dose data contains grid-based doses.
	Image Pixel	C.7.6.3	C - Required if dose data contains grid-based doses.
	Multi-Frame	C.7.6.6	C - Required if dose data contains grid-based doses and pixel data is multi-frame data.
	Overlay Plane	C.9.2	U
	Multi-Frame Overlay	C.9.3	U
	Modality LUT	C.11.1	U
	RT Dose	C.8.X.3	M
	RT DVH	C.8.X.4	U
	Structure Set	C.8.X.5	C - Required if dose data contains dose points or isodose curves
	ROI Contour	C.8.X.6	C - Required if dose data contains dose points or isodose curves
	RT Dose ROI	C.8.X.7	C - Required if dose data contains dose points or isodose curves
	Audio	C.10.3	U
SOP Common	C.12.1	M	

Figura 3.9: RT Dose IOD Modules

- *Modulo RT Dose*: è utilizzato per trasmettere in 2D o 3D i dati della dose di radiazione generati dai sistemi di pianificazione di trattamento o dispositivi simili. Il modulo RT Dose fornisce il meccanismo per la trasmissione di una serie di dati 3D della dose come un insieme di piani di dose 2D che possono o non possono essere relative a piani di immagini CT. Questo meccanismo funziona tramite il modulo Multi-Frame DICOM che è necessario se dati pixel multi-frame vengono inviati;

- *Modulo Structure Set*: definisce una serie di aree di importanza. Ogni area può essere associata ad un sistema di riferimento e a zero o più immagini. Informazioni che possono essere trasferite con ciascuna regione di interesse (ROI) comprende i parametri geometrici e visuali, e la tecnica di generazione;
- *Modulo ROI Contour*: In generale, un ROI può essere definito da una sequenza di sovrapposizioni o da una sequenza di contorni. Questo modulo, se presente, viene utilizzato per definire il ROI come un insieme di contorni. Ogni ROI contiene una sequenza di uno o più contorni, in cui un contorno è o un singolo punto (per un punto ROI) o più di un punto (che rappresenta un poligono aperto o chiuso);
- *Modulo RT Dose ROI*: fornisce informazioni aggiuntive correlate alla dose dei dati ROI definiti all'interno del Structer Set e del modulo ROI Contour, che possono essere inclusi nell'oggetto RT Dose IOD. Questi moduli in combinazione forniscono i dati per la definizione della dose nella forma di curve isodose o punti di dosaggio con o senza nome. Le curve di isodose nella radiazione oncologica sono semplicemente i contorni che identificano un insieme di punti con lo stesso valore di dosaggio.

3.4.3 RT Structure Set IOD

Lo IOD Structure Set (figura 3.10 e 3.11) serve a definire i requisiti per il trasferimento dell'anatomia del paziente attraverso i dati registrati dallo scanner CT, dalla workstation di simulazione virtuale, dai sistemi di trasmissione di pianificazione e dispositivi simili.

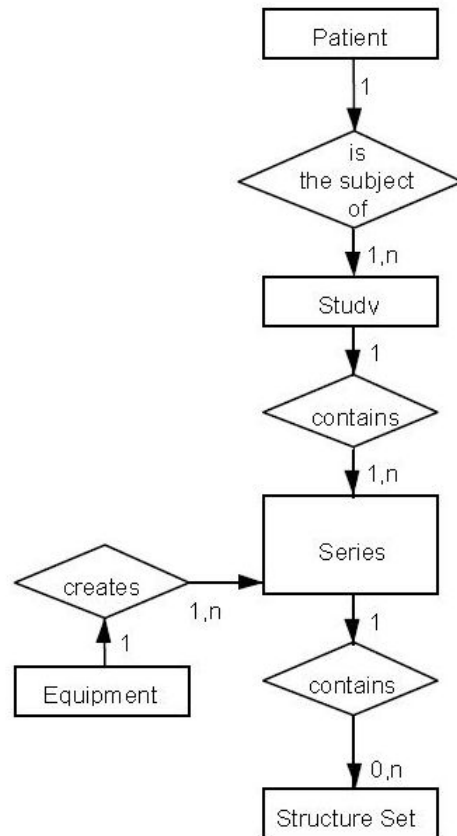


Figura 3.10: RT Structure Set IOD entity-relationship model

IE	Module	Reference	Usage
Patient	Patient	C.7.1.1	M
Study	General Study	C.7.2.1	M
	Patient Study	C.7.2.2	U
Series	RT Series	C.8.X.1	M
Equipment	General Equipment	C.7.5.1	M
Structure Set	Structure Set	C.8.X.5	M
	ROI Contour	C.8.X.6	M
	RT ROI Observations	C.8.X.8	M
	Approval	C.8.X.16	U
	Audio	C.10.3	U
	SOP Common	C.12.1	M

Figura 3.11: RT Structure Set IOD Modules

- *Modulo RT ROI Observations*: specifica l'identificazione e l'interpretazione di un ROI specificato nello Structure Set e nei moduli ROI Contour.

3.4.4 RT Plan IOD

l'obiettivo dello IOD Plan (figura 3.12 e 3.13) è quello di soddisfare i requisiti per il trasferimento dei piani di trattamento generati da inserimenti manuali, dal sistema di simulazione virtuale o dal sistema di pianificazione del trattamento prima o durante il trattamento stesso. Questi piani possono contenere informazioni di frazionamento e definire fasci esterni e/o configurazioni delle applicazioni in brachiterapia.

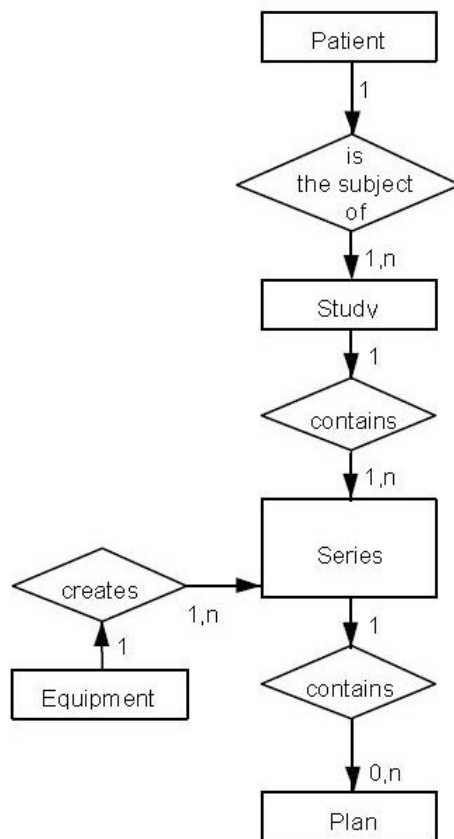


Figura 3.12: RT Plan IOD entity-relationship model

IE	Module	Reference	Usage
Patient	Patient	C.7.1.1	M
Study	General Study	C.7.2.1	M
	Patient Study	C.7.2.2	U
Series	RT Series	C.8.X.1	M
Equipment	General Equipment	C.7.5.1	M
Plan	RT General Plan	C.8.X.9	M
	RT Prescription	C.8.X.10	U
	RT Tolerance Tables	C.8.X.11	U
	RT Patient Setup	C.8.X.12	U
	RT Fraction Scheme	C.8.X.13	U
	RT Beams	C.8.X.14	C - Required if RT Fraction Scheme Module exists and Number of Beams (300A,0080) is greater than zero for one or more fraction groups
	RT Brachy Application Setups	C.8.X.15	C - Required if RT Fraction Scheme Module exists and Number of Brachy Application Setups (300A,00A0) is greater than zero for one or more fraction groups
	Approval	C.8.X.16	U
	Audio	C.10.3	U
	SOP Common	C.12.1	M

Figura 3.13: RT Plan IOD Modules

- *Modulo RT Patient Setup*: contiene informazioni che descrivono il posizionamento del paziente rispetto alla macchina di trattamento, insieme ad eventuali dispositivi di fissaggio utilizzati. Esso descrive inoltre i dispositivi di protezione applicati al paziente. Il modulo contiene una sequenza di descrizioni per la preparazione del paziente, ciascuno dei quali può avere riferimento da uno o più applicazioni di raggi;
- *Modulo RT Fraction Scheme*: contiene attributi che descrivono un sistema singolo o multiplo di descrizioni delle dosi. Ogni elemento di sequenza contiene specifiche informazioni sulla dose, schemi di frazionamento e specifiche di setup per le terapie;
- *Modulo RT Beams*: contiene informazioni che definiscono i parametri dell'apparecchiatura per l'emissione dei raggi.

Capitolo 4

IHE Radiation Oncology Technical Framework

In questo capitolo approfondiremo il TF del dominio radiation Oncology (RO-TF). Il dominio è stato pensato nel 2004 durante un meeting della Radiological Society of North America (RSNA). La RSNA decise di adottare il sistema IHE per migliorare l'integrazione tra i sistemi informativi e le apparecchiature mediche in reparto di radioterapia. Lo sviluppo del primo RO-TF è iniziato nel 2005 ed è stato pubblicato come final-text nel 2007, dopo i test del Connectathon di quell'anno.

4.1 Basic Radiation Therapy Objects (BRTO)

All'interno del TF viene definito il Profilo BRTO. Questo gestisce il flusso di immagini e dati di pianificazione, dall'acquisizione CT fino alla visualizzazione della distribuzione di dose, per un trattamento transcutaneo.

L'obiettivo era quello di creare delle specifiche che garantissero la compatibilità e l'integrazione dei sistemi informativi usati in reparto di radioterapia attraverso lo scambio degli oggetti DICOM RT al fine di ridurre gli errori durante la fase di pianificazione del trattamento.

4.1.1 Dipendenza del BRTO da altri Profili

Il profilo BRTO dipende dal profilo Scheduled Workflow (SWF) che appartiene al dominio di radiologia. Il profilo SWF riguarda l'integrazione di Hospital Information System (HIS), Sistema Informatico Radiologico (RIS), modalità di imaging e PACS.

Funzioni principali:

- garantire la continuità dei dati di imaging anche al di fuori dell'ambiente in cui vengono acquisite;
- specificare le transazioni che consentono di mantenere la coerenza dei dati del paziente e dell'ordine degli esami durante il processo di acquisizione e memorizzazione;
- determinare se le immagini o altri oggetti associati ad un particolare passo della procedura, sono stati effettivamente archiviati e sono disponibili per permettere l'esecuzione dei successivi passi del flusso di lavoro;
- fornire una coordinazione centrale per il completamento dei passi di elaborazione e visualizzazione;

4.1.2 Attori del BRTO

Gli attori del Profilo BRTO sono:

- *Acquisition Modality*: identifica le apparecchiature per l'acquisizione delle immagini digitali;
- *Archive*: identifica il sistema informativo in cui vengono archiviati tutti i dati creati durante la pratica clinica;
- *Contourer*: identifica il sistema che elabora una o più serie di immagini CT per ottenere un DICOM RT Structure Set;
- *Geometric Planner*: identifica il sistema che riceve in ingresso una singola serie di immagini CT con il relativo RT Structure Set, e li elabora per ottenere un Geometric Plan (piano geometrico);

- *Dosimetric Planner*: identifica il sistema che elabora una serie singola di immagini CT, il relativo RT Structure Set e il Geometric Plan e crea un Dosimetric Plan e un RT Dose;
- *Archive RT*: identifica un archivio in grado di supportare l'intera SOP Class RT;
- *Dose Displayer*: identifica il sistema che partendo dalle informazioni contenute nel Dosimetric Plan, nella serie di immagini CT, nell'RT Structure Set e nell'RT Dose, visualizza la distribuzione di dose pianificata per controllare che sia in linea con quella erogata durante il trattamento;

L'attore Contourer è implementato da un simulatore o da un TPS invece l'attore Dosimetric Planner è implementato dal solo TPS. L'attore Archive RT è individuabile con un sistema RIS-PACS.

4.1.3 Transazioni del BRTO

Le transazioni definite nel profilo BRTO sono (figura 4.1):

- *Single/Contoured Image Series Retrieval*
- *Structure Set Storage*
- *Geometric Plan Storage*
- *Dosimetric Plan Storage*
- *Dose Storage*
- *Multi-Series Image Retrieval*
- *Structure Set Retrieval*
- *Geometric Plan Retrieval*
- *Dosimetric Plan Retrieval*
- *Dose Retrieval*
- *Resampled/Combined CT Series Storage*

La R del campo Optionality sta per Required.

Actors	Transactions	Optionality	Section
Archive	Single/Contoured Series Image Retrieval [RO-1]	R	RO TF-2: 3.1
	Structure Set Storage [RO-2]	R	RO TF-2: 3.2
	Geometric Plan Storage [RO-3]	R	RO TF-2: 3.3
	Dosimetric Plan Storage [RO-4]	R	RO TF-2: 3.4
	Dose Storage [RO-5]	R	RO TF-2: 3.5
	Multi-Series Image Retrieval [RO-6]	R	RO TF-2: 3.6
	Structure Set Retrieval [RO-7]	R	RO TF-2: 3.7
	Geometric Plan Retrieval [RO-8]	R	RO TF-2: 3.8
	Dosimetric Plan Retrieval [RO-9]	R	RO TF-2: 3.9
	Dose Retrieval [RO-10]	R	RO TF-2: 3.10
	Resampled/Combined CT Series Storage [RO-11]	R	RO TF-2: 3.11
Contourer	Single/Contoured Series Image Retrieval [RO-1]	R	RO TF-2: 3.1
	Structure Set Storage [RO-2]	R	RO TF-2: 3.2
	Multi-Series Image Retrieval [RO-6]	R	RO TF-2: 3.6
	Structure Set Retrieval [RO-7]	R	RO TF-2: 3.7
	Resampled/Combined CT Series Storage [RO-11]	R	RO TF-2: 3.11
Geometric Planner	Geometric Plan Storage [RO-3]	R	RO TF-2: 3.3
	Structure Set Retrieval [RO-7]	R	RO TF-2: 3.7
	Single/Contoured Series Image Retrieval [RO-1]	R	RO TF-2: 3.1
Dosimetric Planner	Dosimetric Plan Storage [RO-4]	R	RO TF-2: 3.4
	Dose Storage [RO-5]	R	RO TF-2: 3.5
	Geometric Plan Retrieval [RO-8]	R	RO TF-2: 3.8
	Structure Set Retrieval [RO-7]	R	RO TF-2: 3.7
	Single/Contoured Series Image Retrieval [RO-1]	R	RO TF-2: 3.1
Dose Displayer	Dose Retrieval [RO-10]	R	RO TF-2: 3.10

Figura 4.1: Attori/Transazioni per il profilo BRTO

Tutte queste transazioni, come vedremo in seguito, utilizzano l'operazione DICOM C-STORE.

Per l'operazione C-STORE, IHE specifica se un attributo è:

- O (*Optional*): l'attributo o il suo valore sono opzionali; corrisponde al tipo 2 (necessariamente presenti o anche vuoti) o 3 (opzionali) di DICOM;
- R (*Required*): l'attributo è necessario; corrisponde al tipo 1 di DICOM. IHE aggiunge ulteriori specifiche, per esempio il valore di *default* che può essere utilizzato per l'attributo;
- R+ : è un'estensione degli attributi tipo 1, cioè attributi che DICOM definisce di tipo 2 o 3, IHE li ridefinisce come attributi di tipo 1, ovvero necessari;
- RC+ : è un'estensione simile alla precedente ma la necessità dipende da alcune condizioni.

Un esempio di quanto appena detto lo troviamo in figura 4.2 dove viene riportata la tipologia degli attributi del Patient Module secondo specifica IHE.

Attribute	Tag	Type	Attribute Note
Patient's Name	(0010,0010)	R+	IHE requires that this element be present. This element is one of the primary patient identifying elements, and as such, all DICOM objects with the same Study Instance UID, must have the same value in this element. Equipment which creates new series based on other series (i.e. resampled series, new structure sets, plans, etc) must preserve the value of this element to adhere to this profile.
Patient ID	(0010,0020)	R+	See Patient's Name (0010,0010) See Also RAD TF-2: A.3
Patient's Birth Date	(0010,0030)	O+	See Patient's Name (0010,0010) See Also RAD TF-2: A.3
Patient's Sex	(0010,0040)	O+	See Patient's Name (0010,0010) See Also RAD TF-2: A.3

Figura 4.2: Tipologia degli Attributi del Patient Module

In figura 4.3 viene rappresentato come le transazioni sono collegate tra i vari attori.

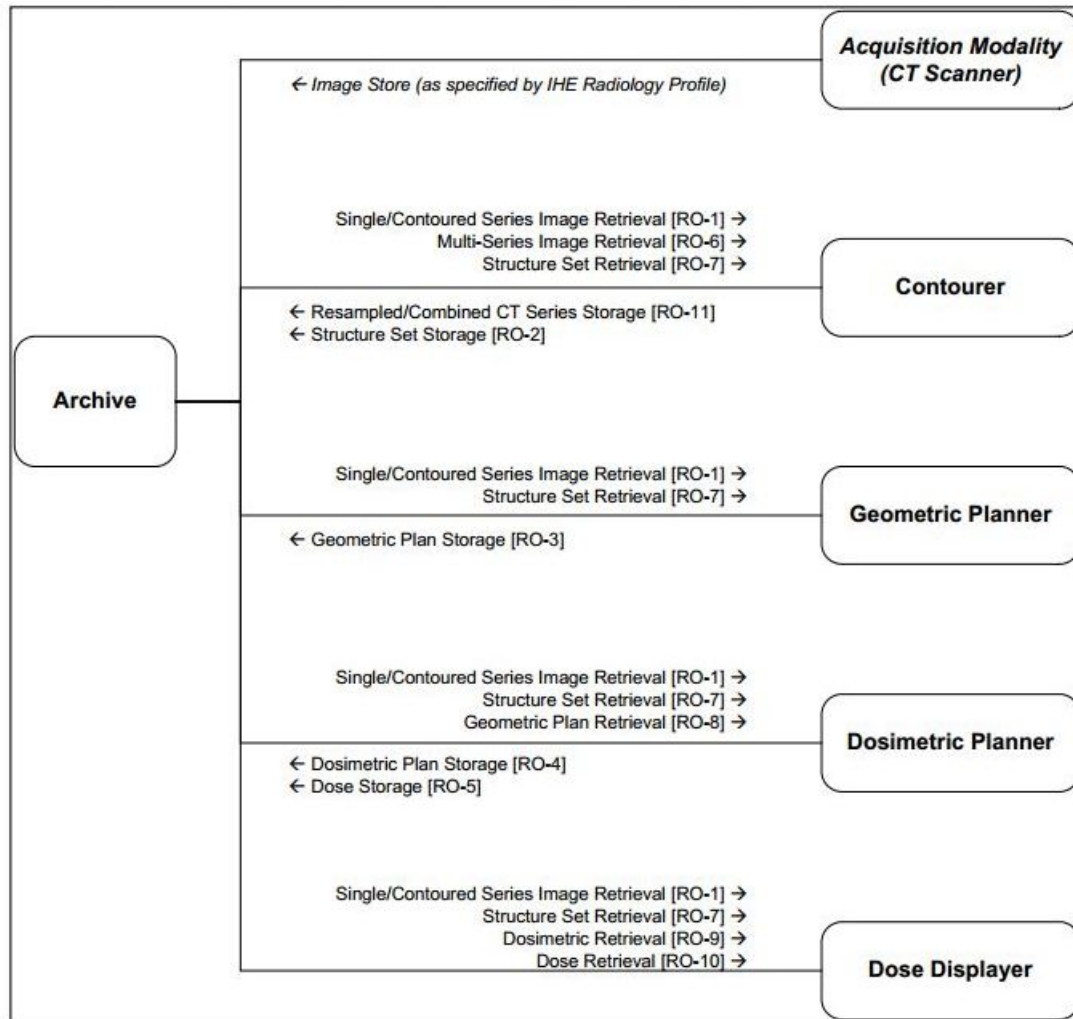


Figura 4.3: Diagramma delle relazioni Attori/Transazione

4.1.4 Process Flow del Profilo BRTO

Partendo dall'analisi del workflow reale di un oggetto DICOM RT i tecnici IHE stabiliscono quale sia il percorso ideale che tale oggetto deve eseguire. Per chiarire meglio come gli oggetti RT vengono scambiati nel mondo reale, descriviamo una delle possibili procedure di radioterapia:

- acquisizione delle immagini CT del paziente; queste vengono memorizzate come oggetto DICOM RT Image;
- creazione delle immagini virtuali da parte del simulatore con la conseguente creazione di un RT Structure Set e di un RT Plan, che in questa fase contiene solo le informazioni relative alla geometria del fascio di radiazioni;
- calcolo della distribuzione di dose da parte del TPS con conseguente completamento dell'oggetto RT Plan e creazione dell'oggetto RT Dose;
- verifica dei dati contenuti all'interno dell'oggetto DICOM RT per poi inizializzare il trattamento al LINAC.

Il LINAC crea, in ogni seduta del trattamento, i *Treatment Record Object* i quale contengono informazioni relative alla dose somministrata e a quella accumulata durante il trattamento.

4.2 Transazioni IHE del Profilo BRTO

Questa sezione definisce ogni transazione IHE del profilo BRTO (figura 4.4) nel dettaglio, con indicazione delle norme utilizzate, delle informazioni trasmesse, e delle condizioni in cui l'operazione è obbligatoria o facoltativa.

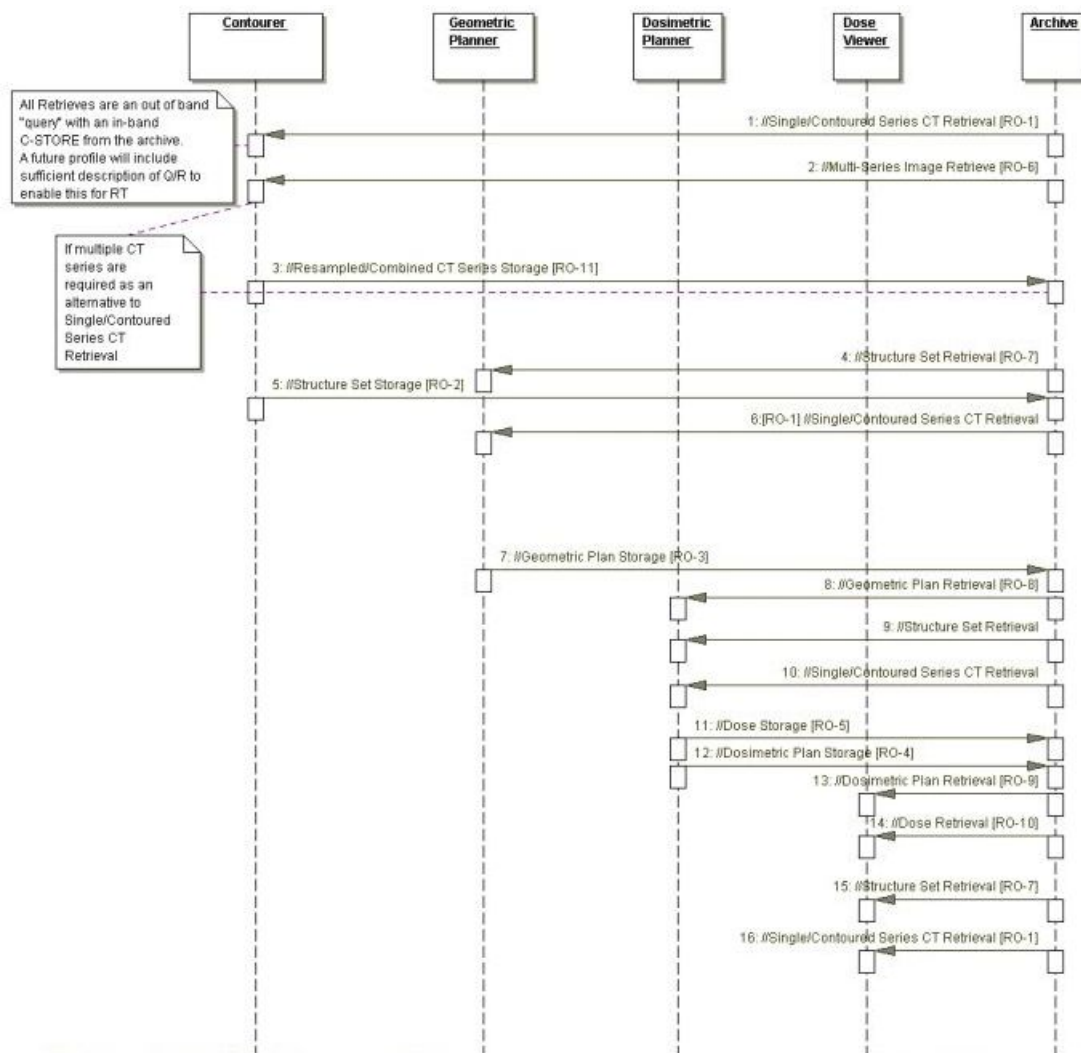


Figura 4.4: Workflow stabilito dal profilo BRTO

Di seguito si analizzeranno le singole transazioni.

4.2.1 [RO-1] Single/Contoured Image Series Retrieval

Questa transazione definisce come l'Archivio debba inviare una serie di immagini CT all'applicazione che le ha richieste. Gli attori coinvolti in questa transazione sono: l'Archivio, il Contourer, il Geometric Planner, il Dosimetric Planner e il Dose Displayer.

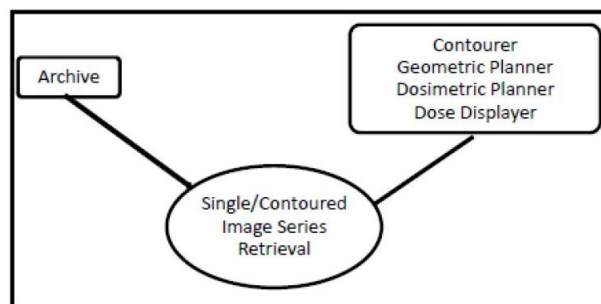


Figura 4.5: Attori coinvolti nella [RO-1]

Standard di riferimento: DICOM 2007 PS3.4 Storage Service Class.

Solitamente le Storage SOP Class sono utilizzate per trasferire immagini da un'apparecchiatura (es. CT, MR, PET) verso workstation o archivi di file DICOM, ma in questo caso ci troviamo esattamente nella situazione opposta: l'Archivio opererà come SCU e gli altri attori come SCP.

La trasmissione delle immagini avverrà attraverso lo scambio di un messaggio C-STORE. In particolare tutte le immagini coinvolte nella transazione devono appartenere alla stessa serie, identificata attraverso lo *Series Instance UID* (Unique Identifier).

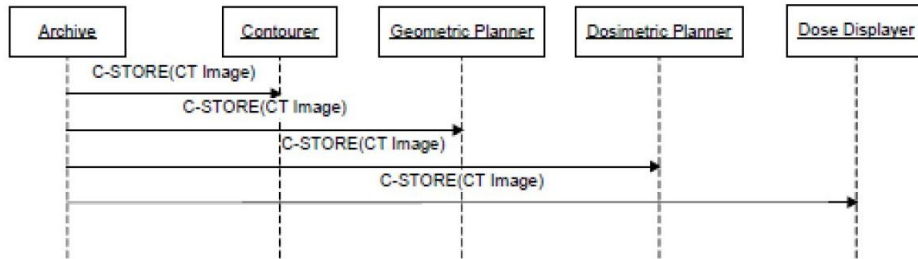


Figura 4.6: Diagramma di interazione [RO-1]

Gli eventi che danno inizio a questa transazione, detti *trigger events*, sono:

- la richiesta dell'utilizzatore del Contourer;
- la richiesta del Geometric Planner;
- la richiesta del Dosimetric Planner;
- la richiesta del Dose Displayer.

Nel TF vengono anche definite le *Expected Actions*, ovvero le azioni che ci si aspetta vengano richieste dopo questa transazione. In questo caso sono:

- generare un RT Structure Set che sarà inviato all'Archivio tramite la [RO-2];
- generare un piano geometrico che sarà inviato all'Archivio tramite la [RO-3];
- generare un piano dosimetrico e calcolare la dose relativa, che saranno inviati all'Archivio rispettivamente attraverso le transazioni [RO-4] e [RO-5];
- costruzioni delle immagini che visualizzano la distribuzione della dose calcolata utilizzando le immagini inviate al Dose Displayer dall'Archivio.

4.2.2 [RO-2] Structure Set Storage

Definisce la transazione attraverso cui il Contourer invia all'Archivio il Structure Set che ha generato. L'Archivio lo memorizza rendendolo così disponibile per gli altri attori.

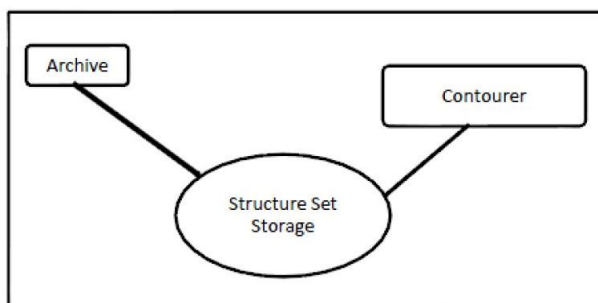


Figura 4.7: Attori coinvolti nella [RO-2]

Standard di riferimento: DICOM 2007 PS3.4 Storage Service Class. Il Contourer ricopre il ruolo di SCU e l'Archivio quello di SCP.

Di notevole importanza è il modulo Frame of Reference, che contiene al suo interno l'attributo UID che lo identifica univocamente.

È necessario che il Structure Set abbia il medesimo Frame of Reference UID delle immagini usate per la creazione dello stesso. Per aderire al profilo BRTO, IHE stabilisce che tutti gli oggetti DICOM RT correlati (TC Image, Structure Set, Plan e Dose) siano tenuti ad essere nello stesso Frame of Reference e di conseguenza devono avere lo stesso Frame of Reference UID.



Figura 4.8: Diagramma di interazione [RO-2]

L'evento di trigger è la richiesta, fatta dall'utente di un Contourer, di memorizzare il Structure Set creato. Subito dopo la sua ricezione, l'Archivio rende disponibile il Structure Set per gli altri attori che ne potranno fare richiesta attraverso la [RO-7].

4.2.3 [RO-3] Geometric Plan Storage

Definisce la transazione attraverso cui l'attore Geometric Planner invia all'Archivio il piano geometrico che ha generato. L'Archivio lo memorizza rendendolo così disponibile per gli altri attori.

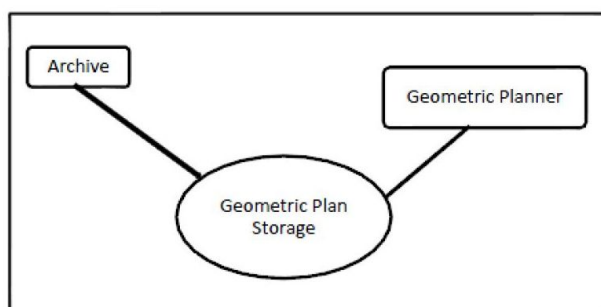


Figura 4.9: Attori coinvolti nella [RO-3]

Standard di riferimento: DICOM 2007 PS 3.4 Storage Service Class.

Anche in questo caso il Geometric Planner utilizza un messaggio C-STORE per trasferire il piano geometrico.

Il Geometric Planner ricopre il ruolo di SCU e l'Archivio quello di SCP.

L'evento di trigger è la decisione da parte dell'utente del Geometric Planner di salvare nell'Archivio il piano creato.

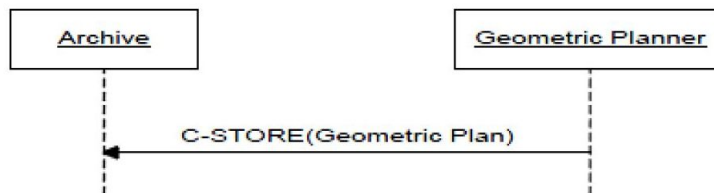


Figura 4.10: Diagramma di interazione [RO-3]

4.2.4 [RO-4] Dosimetric Plan Storage

Definisce la transazione attraverso cui l'attore Dosimetric Planner invia il piano creato all'Archivio. Il piano deve necessariamente contenere un riferimento allo Structure Set utilizzato per la definizione del piano stesso.

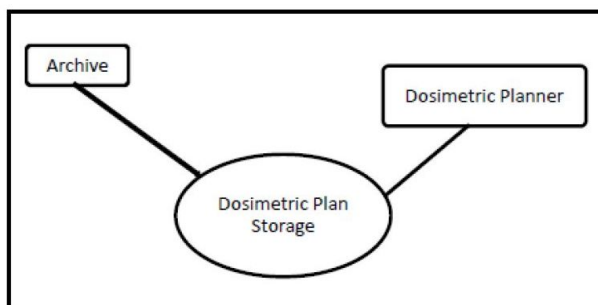


Figura 4.11: Attori coinvolti nella [RO-4]

Standard di riferimento: DICOM 2007, PS 3.3: RT Modules, PS 3.4 Storage Service Class.

L'utente del Dosimetric Planner utilizza un messaggio di tipo C-STORE per trasferire il piano all'Archivio.

Il Dosimetric Planner ricopre il ruolo di SCU e l'Archivio quello di SCP.

Il piano creato può essere il primo di una nuova serie o essere inserito in una serie esistente di piani, ma in entrambi i casi lo studio

in cui è contenuta la serie deve essere lo stesso studio che contiene il Structure Set a cui il piano fa riferimento. Infatti uno degli scopi del trasferimento è proprio quello di comunicare il nuovo riferimento al Structure Set che è stato usato nella definizione del piano e che contiene i riferimenti alle immagini CT utilizzate anch'esse per il calcolo del piano.

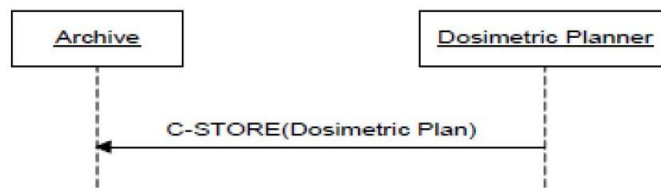


Figura 4.12: Diagramma di interazione [RO-4]

4.2.5 [RO-5] Dose Storage

Definisce la transazione attraverso cui l'attore Dosimetric Planner invia la nuova definizione di dose all'Archivio.

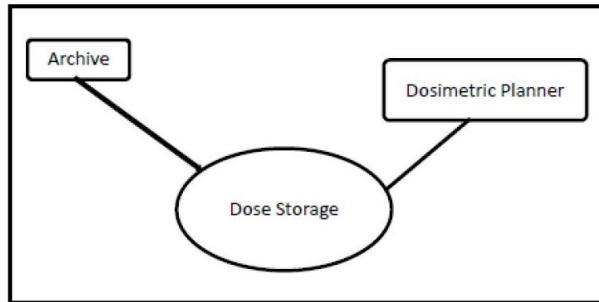


Figura 4.13: Attori coinvolti nella [RO-5]

Standard di riferimento: DICOM 2007 PS 3.4 Storage Service Class.

Il Dosimetric Planner ricopre il ruolo di SCU e l'Archivio quello di SCP.

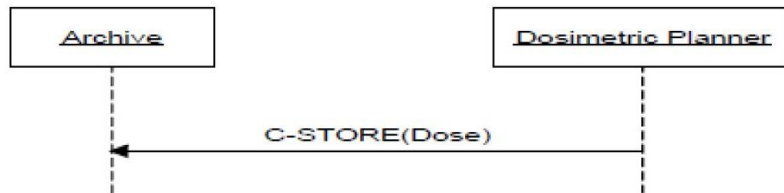


Figura 4.14: Diagramma di interazione [RO-5]

4.2.6 [RO-6] Multi Series Image Retrieval

Definisce la transazione attraverso cui l'Archivio invia al Contourer serie multiple di immagini CT (fino ad un massimo di 3) che appartengono ad uno stesso studio. Infatti queste immagini condividono lo stesso *Study Instance UID* e *Frame of Reference UID*, ma non lo stesso *Series Image UID* essendo appunto serie diverse. Se la trasmissione va a buon fine, le immagini verranno utilizzate per il contornamento.

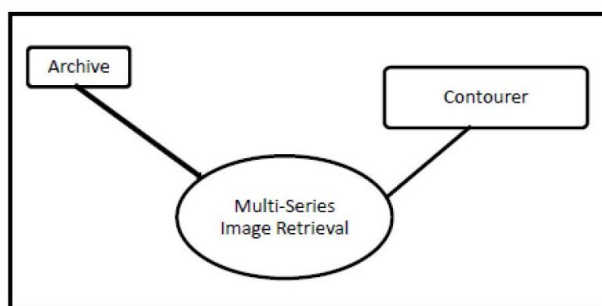


Figura 4.15: Attori coinvolti nella [RO-6]

Standard di riferimento: DICOM 2007 PS 3.4 Storage Service Class.

L'Archivio ricopre il ruolo di SCU e il Contourer quello di SCP.

Evento di trigger: l'utente del Contourer determina che sono necessarie serie multiple di immagini CT per la definizione dei VOI e dei ROI, e chiede all'Archivio di inviargli queste serie.

Expected action: dopo la recezione dei dati richiesti, il Contourer ricombina le immagini delle varie serie componendo un nuova e singola serie, identificata da un nuovo series instance UID ma con lo stesso study instance UID e frame of reference UID. La nuova serie verrà poi reinviata all'Archivio attraverso la [RO-11].

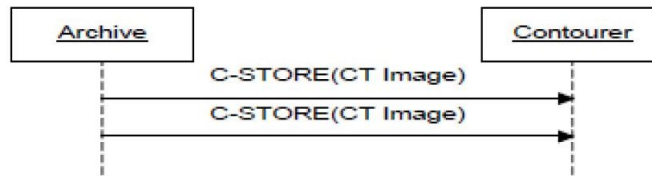


Figura 4.16: Diagramma di interazione [RO-6]

4.2.7 [RO-7] Structure Set Retrieval

Definisce la transazione attraverso cui l'Archivio invia un Structure Set ad uno degli attori che ne possono fare richiesta. Tra questi vi sono: Contourer, Geometric Planner, Dosimetric Planner, o Dose Displayer.

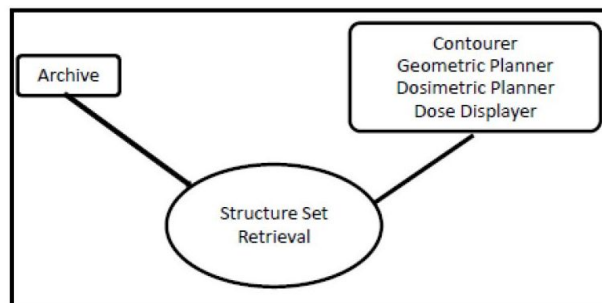


Figura 4.17: Attori coinvolti nella [RO-7]

Standard di riferimento: DICOM 2007 PS 3.4 Storage Service Class.

Il ruolo di SCP è ricoperto da uno tra Contourer, Geometric Planner, Dosimetric Planner, o Dose Displayer mentre l'Archivio è l' SCU.

Eventi di trigger:

- l'utilizzatore del Contourer deve creare un nuovo set di VOI basandosi su uno Structure Set esistente;
- l'utilizzatore di un Geometric Planner deve creare un nuovo piano geometrico basandosi su uno Structure Set esistente;

- l'utilizzatore di un Dosimetric Planner deve creare un nuovo piano dosimetrico basandosi su uno Structure Set esistente;
- il Dose Displayer deve visualizzare la distribuzione di dose e quindi necessita dello Structure Set di riferimento.

Expected Actions:

- il Contourer memorizzerà il contenuto del Structure Set ricevuto e in particolare userà i contorni già definiti per definirne di nuovi, che verranno poi esportati come un nuovo Structure Set con la [RO-2];
- il Geometric Planner memorizzerà il contenuto del Structure Set ricevuto, e userà i volumi contornati per ricavare un nuovo piano geometrico, memorizzato nell'Archivio attraverso la [RO-3];
- il Dosimetric Planner memorizzerà il contenuto del Structure Set ricevuto e lo userà per ricavare piano dosimetrico e dose, successivamente memorizzati nell'Archivio attraverso la [RO-4] e la [RO-5];
- il Dose Displayer memorizzerà il contenuto del Structure Set ricevuto e lo userà per la visualizzazione con le immagini e le dosi relative.

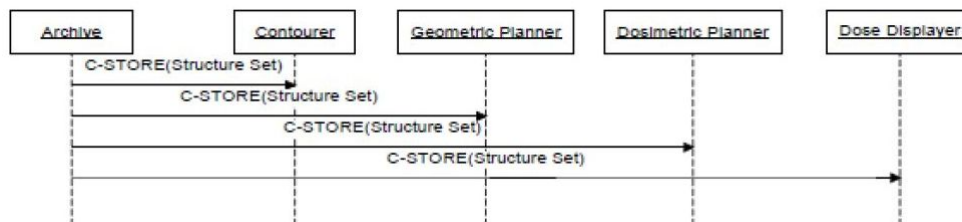


Figura 4.18: Diagramma di interazione [RO-7]

4.2.8 [RO-8] Geometric Plan Retrieval

Definisce la transazione attraverso cui l'Archivio invia un piano geometrico al Dosimetric Planner che ne ha fatto richiesta, con lo scopo di completare la definizione del piano di trattamento (cioè l'oggetto RT Plan) o il calcolo della dose (RT Dose).

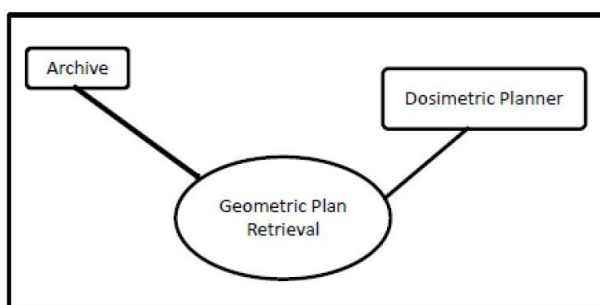


Figura 4.19: Attori coinvolti nella [RO-8]

Standard di riferimento: DICOM 2007 PS 3.4 Storage Service Class.

L'Archivio ricopre il ruolo di SCU e il Dosimetric Planner quello di SCP.

Expected Action: una volta ricevuto il piano geometrico, prima di iniziare qualsiasi elaborazione, il Dosimetric Planner verifica che il piano ricevuto sia quello giusto. Nel caso in cui sia errato verrà visualizzato all'utente un messaggio di errore con la spiegazione del perchè il piano geometrico ricevuto non è valido.



Figura 4.20: Diagramma di interazione [RO-8]

4.2.9 [RO-9] Dosimetric Plan Retrieval

Definisce la transazione attraverso cui l'Archivio invia un piano dosimetrico (contenente i riferimenti al Structure Set) al Dose Displayer che ne ha fatto richiesta. La richiesta viene fatta da un utente che ha necessità di visualizzare la distribuzione di dose; questo corrisponde all'evento di trigger per questa transazione.

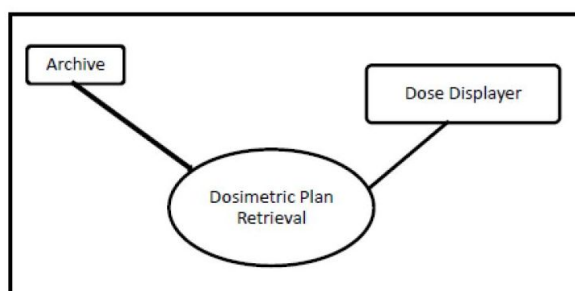


Figura 4.21: Attori coinvolti nella [RO-9]

Standard di riferimento: DICOM 2007 PS 3.3 RT Modules, PS 3.4 Storage Service Class.

La transazione avviene tramite un messaggio DICOM C-STORE dove l'Archivio ricopre il ruolo di SCU e il Dose Displayer quello di SCP.

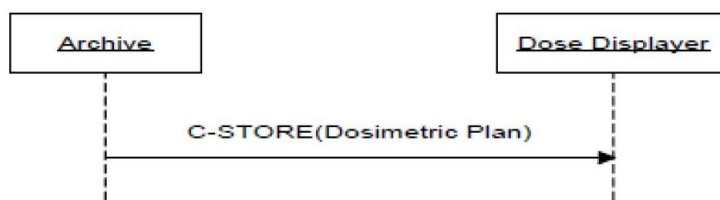


Figura 4.22: Diagramma di interazione [RO-9]

4.2.10 [RO-10] Dose Retrieval

Definisce la transazione attraverso cui l'Archivio invia la dose, cioè un oggetto RT Dose, al Dose Displayer che ne ha fatto richiesta, al fine di visualizzarla. L'utente del Dose Displayer seleziona una dose per visualizzarla nel contesto di un particolare set di immagini CT, degli obiettivi e delle strutture definite da un RT Structure Set.

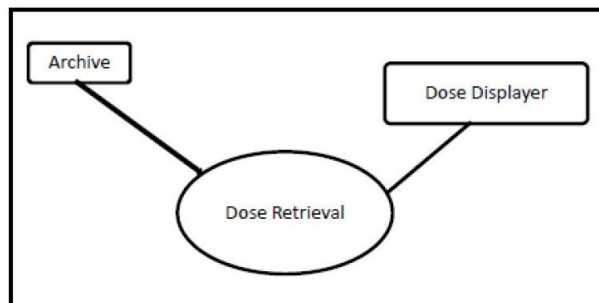


Figura 4.23: Attori coinvolti nella [RO-10]

Standard di riferimento: DICOM 2007 PS 3.4 Storage Service Class.

La transazione avviene tramite un messaggio DICOM C-STORE dove l'Archivio ricopre il ruolo di SCU e il Dose Displayer quello di SCP.

Le caratteristiche riguardanti la rappresentazione della dose sono le stesse della [RO-5].

Expected Actions: dopo aver ricevuto la richiesta, l'Archivio invia la dose al Dose Displayer. Il Dose Displayer deve controllare che l'oggetto RT Dose ricevuto sia quello corretto: se è valido, viene caricato nel Dose Displayer mentre se non è valido viene generato un messaggio di errore, indicando la ragione per cui è stato considerato tale.



Figura 4.24: Diagramma di interazione [RO-10]

4.2.11 [RO-11] Resample/Combined CT Series Storage

Definisce la transazione attraverso cui il Contourer invia all'Archivio una singola serie di immagini CT, ottenuta dalla combinazione di più serie o dal ricampionamento di una singola serie. Questa nuova serie deve essere memorizzata sull'Archivio per rendere le immagini disponibili per la successiva pianificazione e revisione.

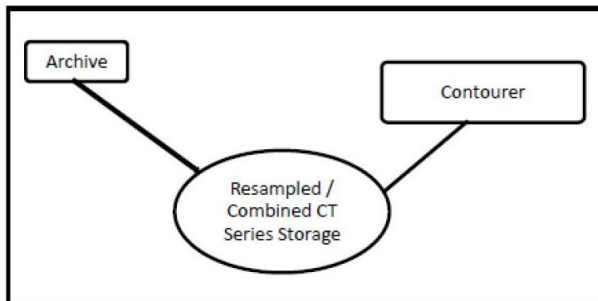


Figura 4.25: Attori coinvolti nella [RO-11]

Standard di riferimento: DICOM 2007 PS 3.4 Storage Service Class.

Il Contourer ricopre il ruolo di SCU e l'Archivio quello di SCP.

Esiste un unico evento di trigger per questa transazione: il Contourer deve esportare una singola serie di immagini CT, che include tutte le immagini che verranno utilizzate per definire VOI e ROI all'interno del Structure Set. Chiaramente questa operazione deve essere eseguita prima della memorizzazione del Structure Set [RO-2] che si baserà su questa nuova serie.

Expected Actions: una volta ricevute le immagini l'Archivio memorizzerà la serie e la renderà disponibile agli altri attori, che ne potranno fare richiesta attraverso la transazione [RO-1].



Figura 4.26: Diagramma di interazione [RO-11]

4.2.12 Gestione degli Attributi critici

Il profilo BRTO non include l'utilizzo di una *Work List* DICOM, ovvero non specifica come le informazioni riguardanti i dati anagrafici del paziente e gli esami, debbano essere trasmesse e mantenute durante l'evoluzione del trattamento.

Queste informazioni sono contenute all'interno di attributi DICOM e ricoprono un ruolo critico per l'integrazione dei vari sistemi.

In figura 4.27 vengono definiti, da IHE, quali di questi attributi devono avere un valore uguale all'interno di ogni modulo e quindi di ogni oggetto RT.

Attribute (Tag)	CT Image	RT Structure Set	Geometric RT Plan	Dosimetric RT Plan	RT Dose
Patient's Name (0010,0010)	Source	Copy	Copy	Copy	Copy
Patient ID (0010,0020)	Source	Copy	Copy	Copy	Copy
Patient's Birth Date (0010,0030)	Source	Copy	Copy	Copy	Copy
Patient's Sex (0010,0040)	Source	Copy	Copy	Copy	Copy
Study Instance UID (0020,000D)	Source	New Source (May Copy *)	Copy	Copy	Copy
Study Date (0008,0020)	Source	New Source (May Copy *)	Copy	Copy	Copy
Study Time (0008,0030)	Source	New Source (May Copy *)	Copy	Copy	Copy
Referring Physician's Name (0008,0090)	Source	New Source (May Copy *)	Copy	Copy	Copy
Study ID (0020,0010)	Source	New Source (May Copy *)	Copy	Copy	Copy
Accession Number (0008,0050)	Source	New Source (May Copy *)	Copy	Copy	Copy
Study Description (0008,1030)	Source	New Source (May Copy *)	Copy	Copy	Copy
Frame of Reference UID (0020,0052)	Source	Copy	Copy	Copy	Copy
Position Reference Indicator (0020,1040)	Source	NA	Copy	Copy	Copy

Figura 4.27: Attributi critici

4.3 Sviluppi futuri del RO-TF

La commissione IHE per il dominio Radiation Oncology sta sviluppando nuovi Integration Profile per nuovi casi d'uso in quanto il Profilo BRTO non copre tutti i casi di integrazione che si possono presentare nelle realtà. In particolare sono prossimi alla pubblicazione:

- Image Registration Integration Profile;
- Advance RT Objects Integration Profile;
- Discrete/Integrated Positioning and Delivery Profile.

Sono invece in fase di sviluppo:

- Dose Compositing;
- Multi Modality Residual Dose Optimization;
- Prescription Automation;
- Structure Template Creation, Import and Export;
- Radiation Oncology workflow Exchange with HIS.

4.3.1 Image Registration Integration Profile

Il Profilo BRTO prevede il solo utilizzo dell'immagini CT per generare il piano di trattamento. Con le nuove tecnologie di imaging è sempre più frequente generare il piano di trattamento attraverso la sovrapposizione delle immagini provenienti da queste ultime. Per questo motivo IHE ha definito il Profilo Image Registration per ovviare a questo nuovo caso d'uso, denominato *Multimodality Registration*.

Con il termine Image Registration viene indicata l'operazione di sovrapposizione di due o più immagini della stessa sezione anatomica presi in tempi diversi, da diversi punti di vista e/o da diversi sensori. Il compito della registrazione è quello di trovare una mappatura spaziale *uno ad uno* tra i pixel/voxel di un'immagine e i pixel/voxel dell'altra immagine.

Il nuovo Profilo si propone come obiettivo di rendere possibile l'integrazione tra le varie tecnologie di imaging sfruttando i DICOM *Spatial Registration Object*. Vengono inoltre definite le specifiche riguardo al trasferimento, all'elaborazione e alla visualizzazione di RT Structure Set, RT Dose, e degli oggetti DICOM Spatial Registration a loro associati.

4.3.2 Advance RT Objects Integration Profile

Questo Profilo è un'estensione del BRTO e affronta i problemi di integrazione per un'ampia varietà di tecniche di trattamento a fasci esterni.

Le tecniche implementate dal profilo sono:

- Hard and Virtual Wedge Beams;
- Arc and Conformal Arc Beams;
- Step and Shoot Window Beams;
- Sliding Window Beams;
- Static Electron Beam;
- Stereotactic Beam.

Per la maggior parte delle tecniche avanzate non è possibile riprodurre un piano già definito su un TPS di un produttore diverso; tuttavia i sistemi che implementano questo Profilo di Integrazione assicurano la capacità di poter riprogettare un trattamento sulla base di quello in uscita da un altro TPS.

4.3.3 Discrete/Integrated Positioning and Delivery Profile

Il posizionamento del paziente risulta un aspetto critico per la qualità della terapia. Come discusso nel Capitolo 1, tra le nuove tecniche a fasci esterni vi è la IGRT che dopo aver posizionato il paziente sul lettino, permette di vedere le regioni di interesse attraverso delle telecamere. Questo permette, durante la fase di trattamento, di correggere il posizionamento del paziente e/o la modalità di erogazione del fascio di irradiazione in modo da riprodurre esattamente il piano di trattamento prestabilito.

Il Discrete/Integrated Positioning and Delivery Profile è il primo tentativo di IHE di definire il workflow relativo al posizionamento e l'erogazione del trattamento (il Profilo BRTO si limita infatti alla pianificazione):

Il Profilo individua due differenti workflow:

- *Discrete*: rappresenta il caso in cui il posizionamento e l'erogazione sono gestiti da due sistemi separati, rappresentati dagli attori *Patient Positioning System* (PPS) e *Treatment Delivery Device* (TDD);
- *Integrated*: rappresenta il caso in cui il posizionamento e l'erogazione sono gestiti da un unico sistema, il *Positioning and Delivery System* (PDS).

Capitolo 5

Conclusioni

Alla luce degli argomenti esaminati, risulta evidente il ruolo centrale che l'integrazione ricopre negli ambienti sanitari e in particolar modo nei reparti di radioterapia.

Di fondamentale importanza, come visto durante l'elaborato è l'integrazione dei singoli Sistemi di reparto con il Sistema Informativo Ospedaliero al fine di ottenere uno scambio di dati efficiente.

È stato visto come sia possibile offrire al paziente un servizio di elevatissimo Standard qualitativo diminuendo costi di gestione e tempi di esecuzione, semplificando le procedure eseguite direttamente dal personale medico-sanitario.

Questi obiettivi rivestono un ruolo fondamentale in ogni istituzione sanitaria che punta all'efficienza dei servizi erogati. In particolare i principi di standardizzazione e integrazione devono essere basilari per chi sviluppa sistemi hardware e software in ambito HealthCare e per chi ha il compito della gestione nelle istituzioni sanitarie.

Tutto ciò è reso possibile dagli standard esistenti e dal lavoro svolto da IHE che va al di là della sola definizione dei Profili di Integrazione.

Elenco delle figure

1.1	Rappresentazione 3D dell'ingresso dei fasci di trattamento	8
1.2	LINAC ultima generazione	10
1.3	Definizione dell'Isocentro e Patient support	12
1.4	Schema dell'apparato di collimazione e controllo del fascio in un LINAC	14
1.5	Apparecchio per la Tomoterapia	15
1.6	Visione schematica dell'unità di tomoterapia	16
1.7	TPS	21
1.8	Maschera in fibra di carbonio	26
1.9	Comby-fix	26
1.10	Simulatore TC	28
2.1	Il processo IHE	35
2.2	Legame tra attori e transazioni	43
2.3	Diagramma di interazione	44
3.1	Dicom information model	49
3.2	Suddivisione dell'informazione in Entità Informative	50
3.3	Comandi	54
3.4	Date set DICOM	55
3.5	DICOM information model	58
3.6	RT Image IOD entity-relationship model	59
3.7	RT Image IOD Modules	60
3.8	RT Dose IOD entity-relationship model	61
3.9	RT Dose IOD Modules	62
3.10	RT Structure Set IOD entity-relationship model	64
3.11	RT Structure Set IOD Modules	65
3.12	RT Plan IOD entity-relationship model	66

3.13	RT Plan IOD Modules	67
4.1	Attori/Transazioni per il profilo BRTO	72
4.2	Tipologia degli Attributi del Patient Module	73
4.3	Diagramma delle relazioni Attori/Transazione	74
4.4	Workflow stabilito dal profilo BRTO	76
4.5	Attori coinvolti nella [RO-1]	77
4.6	Diagramma di interazione [RO-1]	78
4.7	Attori coinvolti nella [RO-2]	79
4.8	Diagramma di interazione [RO-2]	79
4.9	Attori coinvolti nella [RO-3]	80
4.10	Diagramma di interazione [RO-3]	81
4.11	Attori coinvolti nella [RO-4]	81
4.12	Diagramma di interazione [RO-4]	82
4.13	Attori coinvolti nella [RO-5]	83
4.14	Diagramma di interazione [RO-5]	83
4.15	Attori coinvolti nella [RO-6]	84
4.16	Diagramma di interazione [RO-6]	85
4.17	Attori coinvolti nella [RO-7]	85
4.18	Diagramma di interazione [RO-7]	86
4.19	Attori coinvolti nella [RO-8]	87
4.20	Diagramma di interazione [RO-8]	87
4.21	Attori coinvolti nella [RO-9]	88
4.22	Diagramma di interazione [RO-9]	88
4.23	Attori coinvolti nella [RO-10]	89
4.24	Diagramma di interazione [RO-10]	90
4.25	Attori coinvolti nella [RO-11]	90
4.26	Diagramma di interazione [RO-11]	91
4.27	Attributi critici	92

Bibliografia

- [1] ECRI Institute. *Healthcare Product Comparison System: Linear Accelerator; Radiotherapy Units, Cobalt*. 2010.
- [2] ECRI Institute. *Healthcare Product Comparison System: Radiotherapy Treatment Planning System*. 2010.
- [3] ECRI Institute. *Healthcare Product Comparison System: Radiotherapy Simulation System*. Novembre 2010.
- [4] Maria Filomena Santarelli. *Immagini Biomediche*. A.A. 2007-2008
- [5] Alessandra Guido. *Trattamenti Radioterapici ad Intensità Modulata*. 2010.
- [6] Gaetano Urso. *IMRT: Principi Teorici e Pratici*. 2006.
- [7] Giovanni Franchin. *Radioterapia Conformazionale con Tecnica IMRT*. 2004.
- [8] Stefania Maggi. *IGRT: Aspetti Clinici e Tecnologici*. 2009.
- [9] Francesco Pupillo. *Determinazione della Dose Assoluta per un'Apparecchiatura di Tomoterapia Elicoidale e Verifica dell'Accuratezza dei Piani di Trattamento nell'Impiego Clinico*. A.A. 2009-2010
- [10] Judy Fogli. *Caratterizzazione e Applicazione Cliniche di un Sistema di Radiografia Computerizzata per Immagini nelle Procedure del Trattamento Radioterapico*. A.A. 2004-2005.

-
- [11] EL.SE. *Immobilizzazione del Paziente nella Routine Radioterapica*.
- [12] Francesco Lucchi. *Utilizzo dello Standard IHE per la Gestione dei Flussi Informativi in Medicina Nucleare*. A.A. 2010-2011.
- [13] Milena Donato. *Nuovi Profili di Integrazione IHE per la Medicina Nucleare*. A.A. 2011-2012.
- [14] Andrea Spada. *L'Informatizzazione del Workflow in Sanità-II Modello di Integrazione IHE*. 2010.
- [15] IHE. <http://ihe.net>
- [16] Arcuri Giovanni. *Lezioni di Informatica Medica e Telemedicina*. 2011.
- [17] DICOM. *Supplement 11 Radiotherapy Objects*. 1997.
- [18] IHE-RO International. *IHE Radiation Oncology Technical Framework Volume 1-2* 2011.
- [19] IHE-RO International. *IHE Radiation Oncology Technical Framework Volume 1-2 Managed Delivery Workflow Integration Profile, Addenda for version 2.0*. 2008.

Ringraziamenti

Un ringraziamento al Professore Giovanni Arcuri per avermi dato la possibilità di scrivere questa tesi, tutti gli amici in particolare Graziano Vito e Stefano che leggendo la tesi hanno fatto sì che arrivassi alla stesura finale.

In conclusione vorrei ringrazzare la mia famiglia la quale mi ha dato sempre i mezzi per affrontare nel migliore dei modi il mio percorso di studi.