



## **Progetto TECHEA - Technologies for Health**

### **WorkPackage WP2**

#### **Rapporto tecnico relativo alla progettazione del sistema.**

##### **DELIVERABLE 2.2**

*Concetta Ronsivalle, Alessandro Ampollini, Giulia Bazzano, Fabio Borgognoni, Fabio Fortini, Paolo Nenzi, Luigi Picardi, Vincenzo Surrenti, Emiliano Trinca, Monia Vadrucchi*

FSN-TECFIS-APAM, Frascati

20/11/2020

## INDICE

INTRODUZIONE .....	4
ATTIVITÀ SVOLTE NEL SECONDO ANNO .....	5
1. CARATTERIZZAZIONE SU BANCO RF DELLA STRUTTURA ACCELERANTE .....	5
2. Assemblaggio del prototipo in zona radioprotetta.....	6
3. Messa in funzione del modulatore .....	8
4. Progettazione del convertitore elettronico-X e della schermatura locale.....	10
5. Definizione delle attività relative alla collaborazione con IFO.....	12
BIBLIOGRAFIA .....	13

## INDICE DELLE FIGURE

Figura 1 Misura della distribuzione dei modi di risonanza nella struttura accelerante.....	5
Figura 2. Misura del coefficiente di accoppiamento tra la struttura accelerante e la guida d'onda: (a) VSWR (b) Carta di Smith.....	5
Figura 3. Misura della variazione di frequenza indotta dal passaggio della pallina sull'asse del linac.(a) la pallina esce dalle cavità più corte (b) la pallina entra nelle cavità più corte.....	6
Figura 4. Distribuzione del campo elettrico accelerante sull'asse: confronto tra distribuzione misurata (sopra) e di progetto (sotto). .....	6
Figura 5 Stato attuale del prototipo assemblato nel bunker B5.....	7
Figura 6 Vista dal retro del prototipo che mostra i collegamenti relativi al modulatore SCANDINOVA.....	7
Figura 7 Console di gestione macchina (CGM).....	8
Figura 8 Pannello principale del software di controllo del modulatore SCANDINOVA M100 durante i test di accensione del filamento.....	9
Figura 9 . Pannello del software di controllo del modulatore SCANDINOVA M100 relativo agli interlocks.....	9
Figura 10 Disegno esecutivo del convertitore elettronico-X montato in uscita al linac (le dimensioni sono in mm).....	10
Figura 11 Disegno 3D di convertitore e linac inseriti nello schermo di piombo (aperto). Sono visibili i canali di raffreddamento a liquido (tubi verticali) e ad aria (tubi orizzontali).....	11
Figura 12 Disegno 3D del sistema con schermi di piombo inclusi.....	12

## Introduzione

Obiettivo del workpackage TECHEA-WP2 è lo sviluppo di un sistema per radioterapia basato su acceleratore lineare compatto di elettroni da 3 MeV, con generazione di raggi X secondari, per un efficace irraggiamento dei tumori al seno. La geometria del generatore compatto di raggi X consente lo sviluppo di un sistema di irraggiamento laterale ottimizzato attraverso un lettino attrezzato ove la paziente prona possa esporre la sola mammella al fascio di radiazioni ionizzanti, limitando così gli eventuali danni collaterali ai tessuti circostanti.

Alcuni componenti del sistema erano già presenti in ENEA prima dell'avvio del Progetto in quanto sviluppati nell'ambito di un programma condotto in passato da IFO (Istituti Fisioterapici Ospedalieri, Roma) sulla base di un finanziamento del Ministero della Salute per il quale l'ENEA progettò l'acceleratore lineare a radiofrequenza operante in banda S dedicato all'applicazione specifica.

Obiettivo del workpackage WP2 del Progetto TECHEA consiste nella acquisizione e realizzazione dei componenti che mancano per il completamento del sistema, nella progettazione esecutiva dell'apparato completo e nella effettuazione dei primi test sperimentali in zona radioprotetta.

Il secondo anno di TECHEA-WP2 è stato dedicato alle seguenti attività tecnico-scientifiche:

1. Caratterizzazione su banco a radiofrequenza della struttura accelerante da 3 MeV.
2. Sistemazione del bunker B5 per alloggiamento del prototipo e assemblaggio dei principali componenti del sistema funzionale alle prime prove di accelerazione del fascio di elettroni in condizioni statiche
3. Prime prove sperimentali di accensione del modulatore e di pilotaggio del magnetron (generatore della potenza a radiofrequenza)
4. Progettazione del sistema di conversione del fascio di elettroni in radiazione X e sua acquisizione
5. Progettazione della schermatura locale
6. Definizione delle attività relative alla collaborazione con IFO per la caratterizzazione dosimetrica del prototipo e sua validazione per l'impiego clinico

# Attività svolte nel secondo anno

## 1. Caratterizzazione su banco RF della struttura accelerante

Sono state effettuate le misure dei parametri RF che caratterizzano l'acceleratore lineare. Per l'effettuazione delle misure il cannone è stato smontato e messo sotto vuoto in una camera a parte. Tramite network analyzer sono state misurate le frequenze di risonanza dei modi di oscillazione della struttura, dei quali il centrale è il modo  $\pi/2$ , che è il modo di operazione (figura 1) e il coefficiente di accoppiamento con la guida d'onda  $\beta$  (figura 2). La frequenza del modo di operazione a temperatura ambiente è 2999.75 MHz che è all'interno della banda di frequenza del magnetron e il  $\beta$  è circa 1.9. La condizione di sovraccoppiamento ( $\beta > 1$ ) tiene conto del loading del fascio.

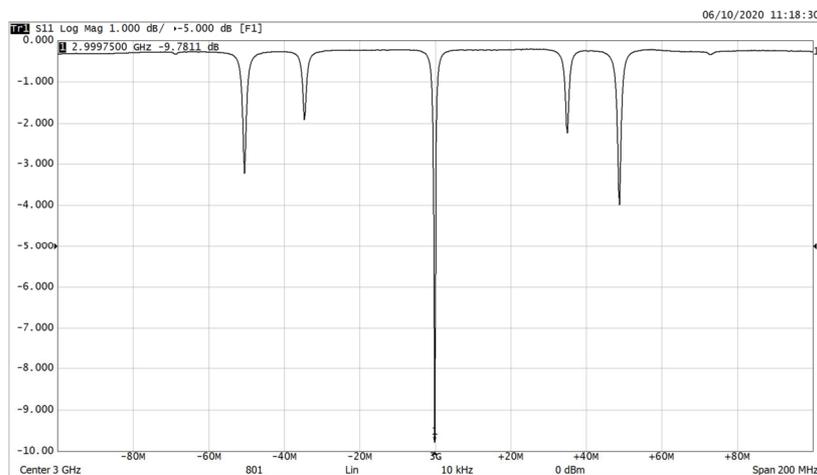
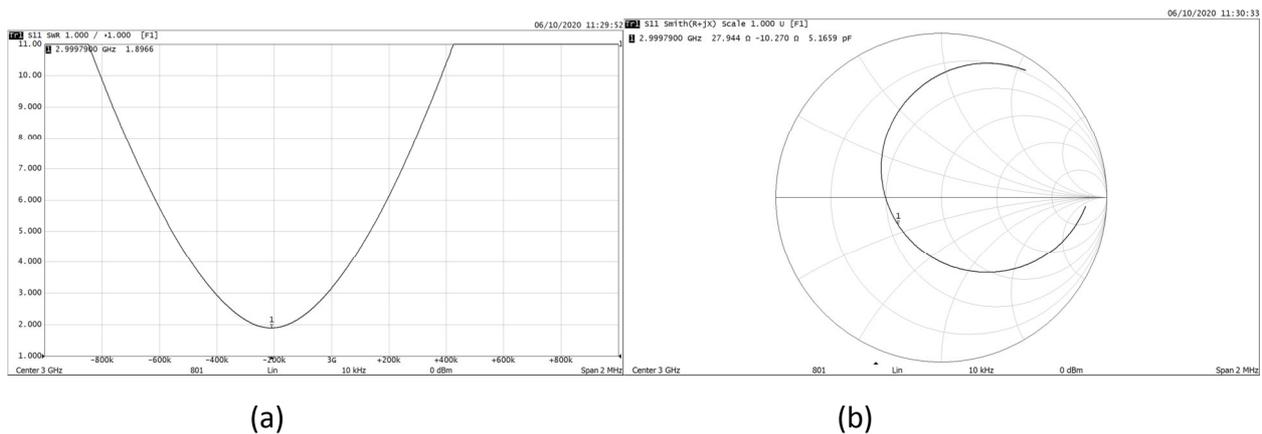


Figura.1. Misura della distribuzione dei modi di risonanza nella struttura accelerante.



(a)

(b)

Figura.2. Misura del coefficiente di accoppiamento tra la struttura accelerante e la guida d'onda: (a) VSWR (b) Carta di Smith.

E' stato inoltre misurata la distribuzione del campo elettrico accelerante sull'asse tramite il metodo perturbativo della pallina ("bead pull measurement") che consiste nel far scorrere sull'asse della struttura una pallina metallica di diametro di circa 1 mm connessa ad un filo. Lo scostamento in frequenza prodotto risulta proporzionale al quadrato dell'ampiezza del campo elettrico. Sono state effettuate due misure cambiando il verso del movimento della pallina: i risultati sono riportati in figura 3.

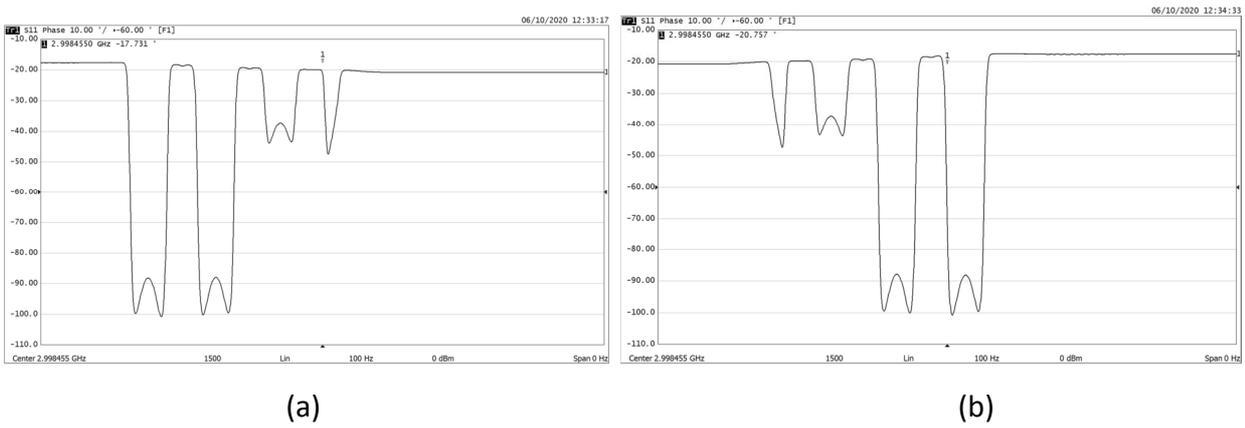


Figura 3 Misura della variazione di frequenza indotta dal passaggio della pallina sull'asse del linac.(a) la pallina esce dalle cavità più corte (b) la pallina entra nelle cavità più corte.

La distribuzione del campo elettrico sull'asse è stata ricavata estraendo la radice quadrata dei valori misurati della variazione di frequenza ed è stata confrontata con quella di progetto. Il confronto è riportato in figura 4.

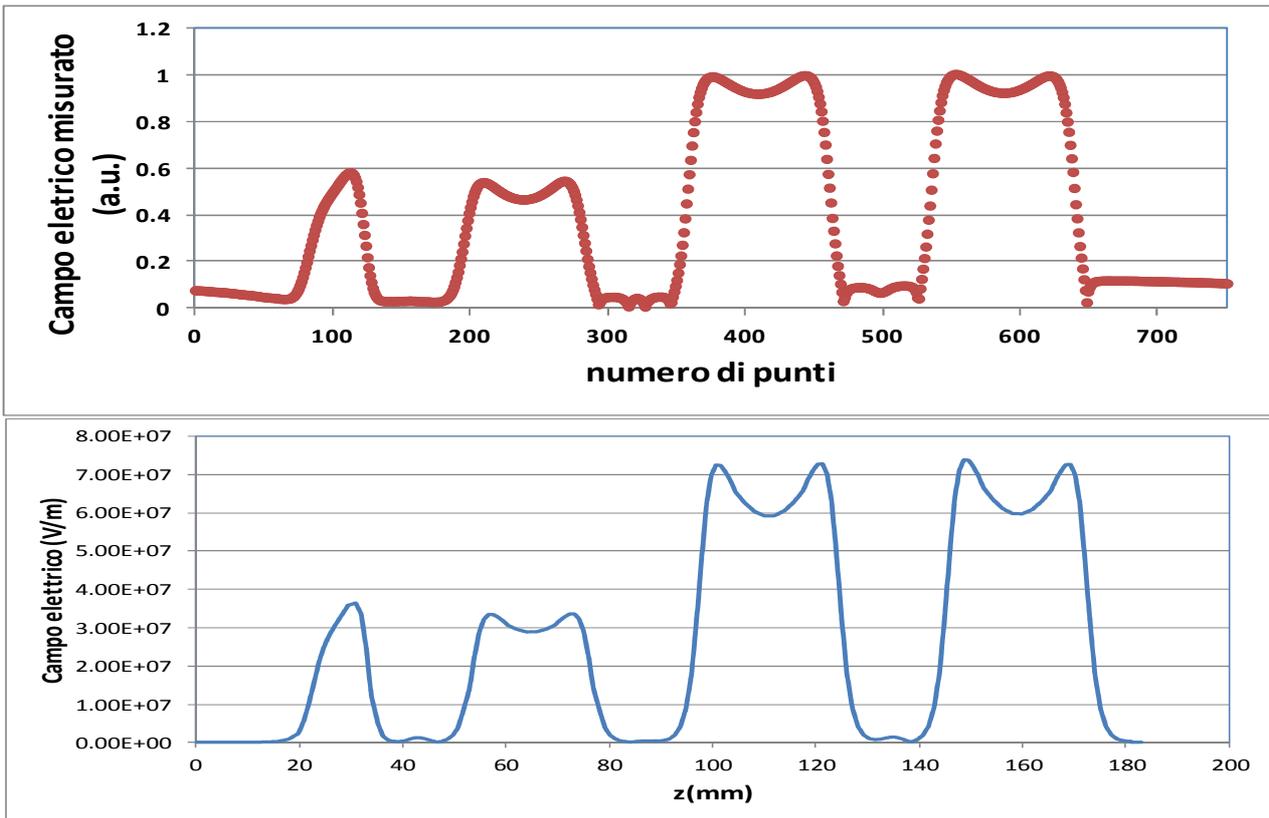


Figura.4. Distribuzione del campo elettrico accelerante sull'asse: confronto tra distribuzione misurata (sopra) e di progetto (sotto)

**2. Assemblaggio del prototipo in zona radioprotetta**

Il layout generale del sistema prevede un tavolo, sul quale giace la paziente, dotato di un'apertura circolare attraverso cui passa il "target" tumorale, sotto il quale è collocata la sorgente di fotoni rotante schermata

costituita dal linac da 3 MeV provvisto di un convertitore elettroni-X montato su una struttura girevole attorno a un asse.

Nel secondo anno di attività è stata realizzata una struttura in profilati di alluminio Bosch-Rexroth in grado di alloggiare i componenti che costituiscono il prototipo della macchina. Si riportano in figura 5 e 6 due foto relative al prototipo del sistema mammella prona nello stato attuale posizionato nel bunker B5 allestito per poter alloggiare la macchina e consentire tutti i test sperimentali con il fascio di elettroni e X. Le "labels" di figura 5 identificano i principali componenti montati. Il sistema è per ora fisso ma ne è stato progettato il sistema di rotazione attorno a un fulcro corrispondente alla posizione del target (come mostrato nel paragrafo 4).



Figura 5. Stato attuale del prototipo assemblato nel bunker B5.



Figura 6. Vista dal retro del prototipo che mostra i collegamenti relativi al modulatore SCANDINOVA.

E' stata inoltre acquisita e collocata nella sala controllo dell'acceleratore la **console di gestione macchina (CGM)** realizzata dalla ditta SIT di Aprilia che sviluppa sistemi analoghi per le macchine di radioterapia Intraoperatoria (IORT), denominate LIAC (fig.7). Essa verrà utilizzata nella gestione del sistema finale per il controllo e/o la lettura di alcuni parametri della macchina (tensione di picco al cannone elettronico, impulso al cannone elettronico, corrente alla pompa ionica, potenza trasmessa in guida, potenza riflessa in guida, dose alle camere a ionizzazione).



Figura 7. Console di gestione macchina (CGM)

### 3. Messa in funzione del modulatore

E' stato acquisito il **modulatore** M100-i prodotto dalla ditta SCANDINOVA (fornito dalla rappresentante in Italia DIMAC RED) adibito al pilotaggio del magnetron MG5125 della e2v da 2MW già in dotazione. Esso impiega la tecnologia a stato solido ed è in grado di pilotare il magnetron ad una frequenza di ripetizione di 200 Hz. Si compone di due parti: la prima accumula l'energia elettrostatica necessaria e carica ad una tensione in DC dell'ordine del kV i moduli IGBT che sono degli interruttori a stato solido ad alta potenza, i quali pilotati da un trigger esterno producono un impulso di tensione e la seconda è costituita da un trasformatore d'impulso che ha il compito di innalzare la tensione ai valori richiesti dal magnetron.

Il modulatore è stato collegato al magnetron e sono stati condotti i primi test sperimentali nei quali è stata effettuata l'accensione del il filamento del magnetron. Le figure 8 e 9 mostrano i principali pannelli del software di controllo del modulatore SCANDINOVA durante l'operazione.

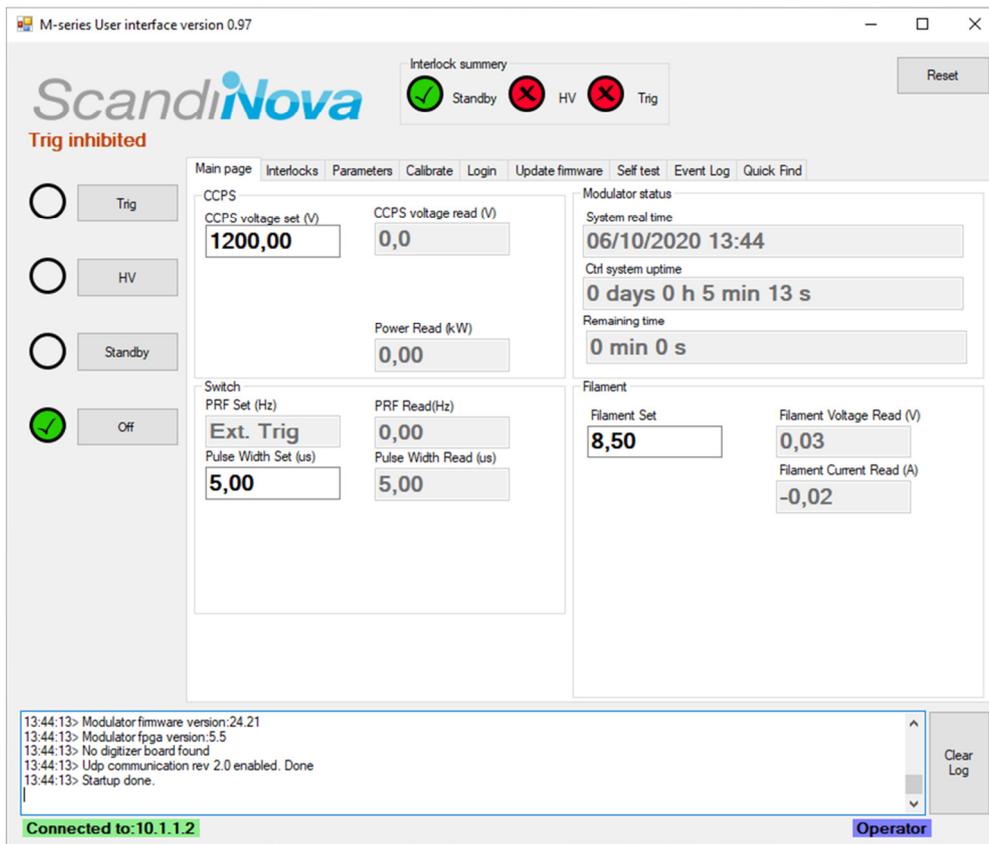


Figura 8. Pannello principale del software di controllo del modulatore SCANDINOVA M100 durante i test di accensione del filamento del magnetron.

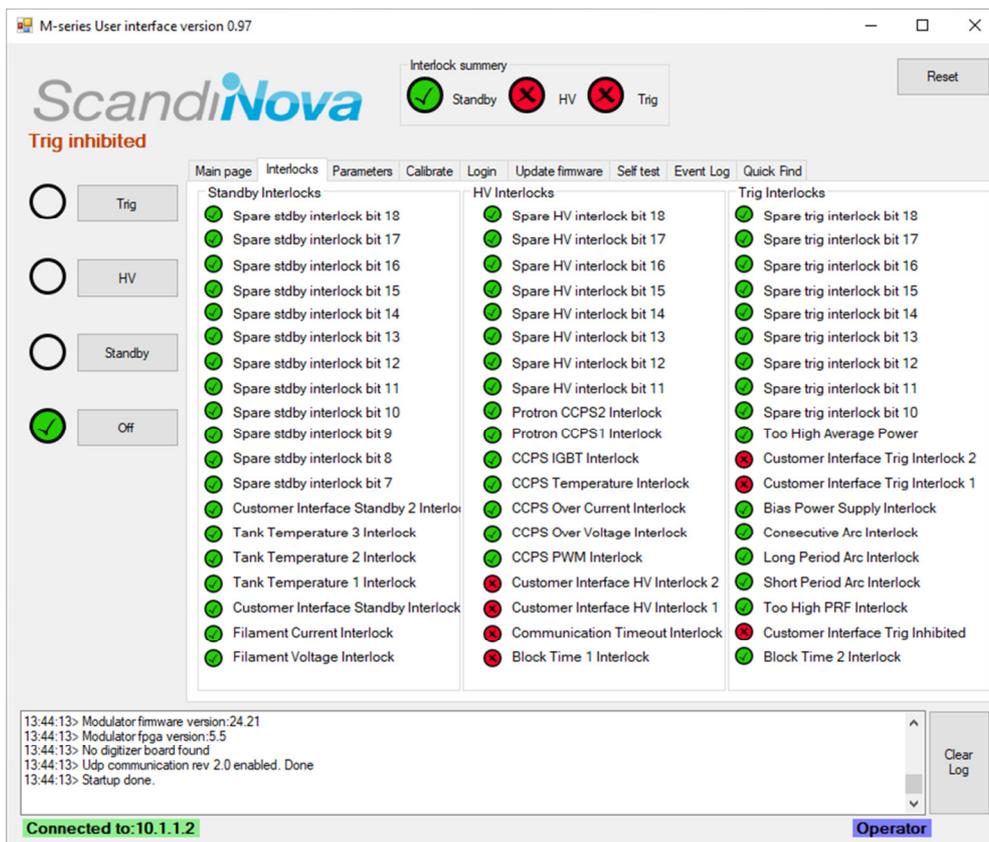


Figura 9. Pannello del software di controllo del modulatore SCANDINOVA M100 relativo agli interlocks.

#### 4. Progettazione del convertitore elettronico-X e della schermatura locale

È stato progettato, disegnato ed è in fase di acquisizione il sistema di conversione del fascio di elettroni in radiazione X. La produzione di raggi X avviene tramite l'interazione del fascio di elettroni in uscita dall'acceleratore con un bersaglio costituito da un elemento ad alto Z, nello specifico tungsteno (radiazione di "bremsstrahlung"). Il bersaglio spesso  $320\ \mu\text{m}$  va incastrato in un disco di rame dallo spessore di  $1.1\ \text{mm}$  che ha lo scopo di bloccare gli elettroni emergenti dal tungsteno così da evitare che essi contaminino la radiazione prodotta. Poiché la densità di potenza sul bersaglio in condizioni di operazione è  $50\ \text{W}/\text{mm}^3$  il bersaglio va raffreddato. Per questo motivo il primo disco di rame è munito di canali di raffreddamento a liquido e ad aria. Tutti questi componenti sono inseriti in uno schermo di piombo all'interno del quale è praticato un cono di apertura angolare di  $13.5$  gradi che si estende per  $10\ \text{cm}$  in cui si espande la radiazione X. La scelta delle dimensioni del bersaglio di tungsteno, dello schermo in piombo e della sua apertura angolare fa riferimento a uno studio effettuato da IFO [1] basato su calcoli Montecarlo (programma FLUKA) per la ottimizzazione sia del convertitore sia della camicia esterna di piombo. Quest'ultima è destinata a contenere la dose diffusa al di sotto dei limiti massimi consentiti per operatori posti al di fuori dei bunker di radioterapia, in modo da poter utilizzare la macchina in un comune reparto di radiologia.

In figura 10 è mostrato il disegno esecutivo del convertitore montato in uscita alla struttura accelerante e in figura 11 lo sketch del sistema parzialmente scoperto.

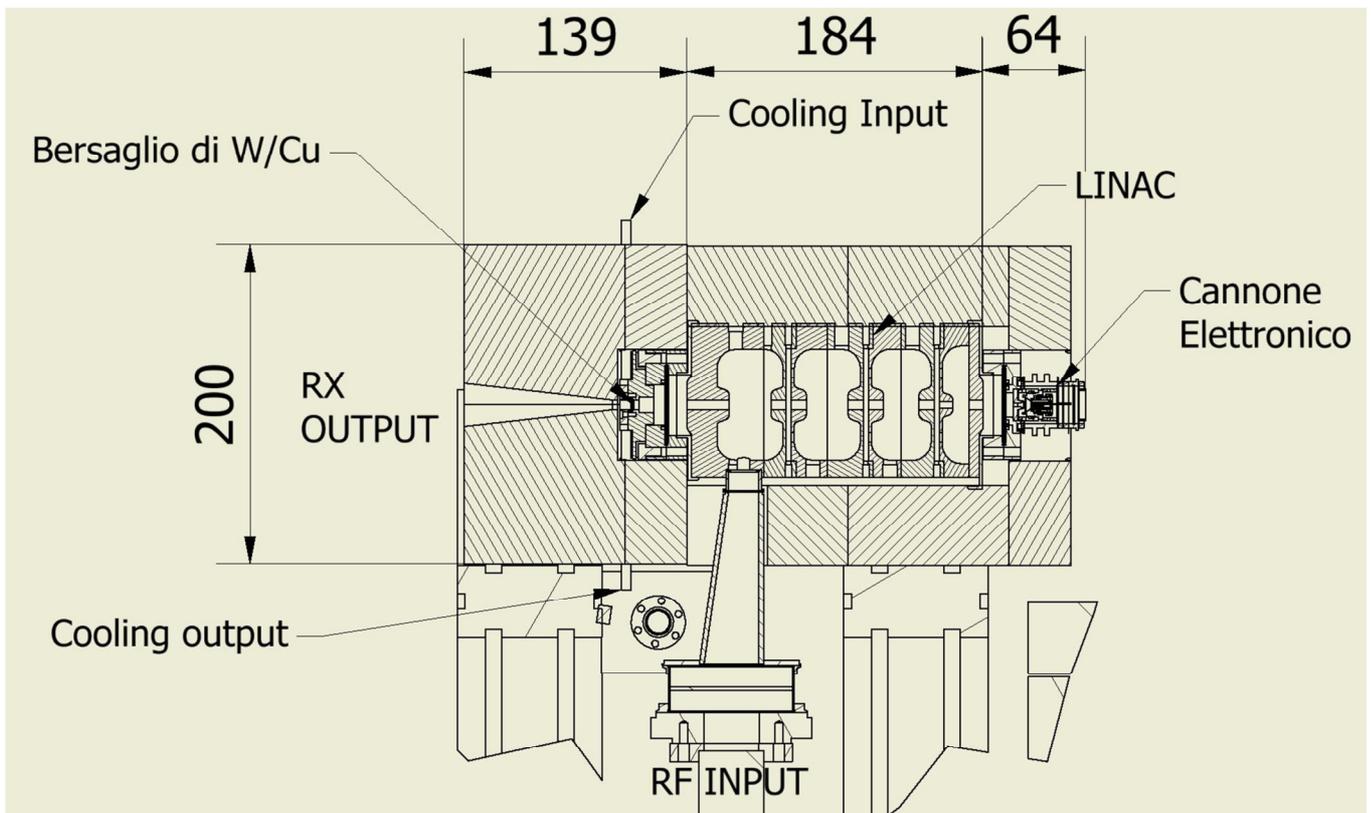


Figura 10. Disegno esecutivo del convertitore elettronico-X montato in uscita al linac (le dimensioni sono in mm).



Figura 11. Disegno 3D di convertitore e linac inseriti nello schermo di piombo (aperto). Sono visibili i canali di raffreddamento a liquido (tubi verticali) e ad aria (tubi orizzontali)

La schermatura in piombo non sarà costituita da un pezzo unico, ma da una serie di blocchi di piombo di dimensioni 5x10x20 cm ciascuno (peso del singolo blocco 11kg) per facilitarne il posizionamento e diminuire ingombri e pesi.

Sulla base di questo approccio modulare è stata disegnata anche il resto della schermatura locale in piombo, come mostrato in figura 12 nella quale compaiono le zone che in una prima fase verranno schermate con il piombo: il linac con convertitore, la regione del target (mammella) e il "dump" finale. In questa geometria verranno effettuate le prime misure dosimetriche e di radiazione ambientale lavorando a bassa frequenza di ripetizione, sulla base delle quali si deciderà un eventuale incremento della schermatura.

Nella figura 12 è mostrato l'asse di rotazione del sistema in corrispondenza del target. La schermatura di piombo in questa zona presenta un foro per il passaggio della radiazione X ed è previsto un sistema di movimentazione verticale di tale schermo (schermo giù prima del posizionamento della paziente e schermo su una volta che la paziente e quindi il target sono stati posizionati. il lettino non è ancora stato disegnato).

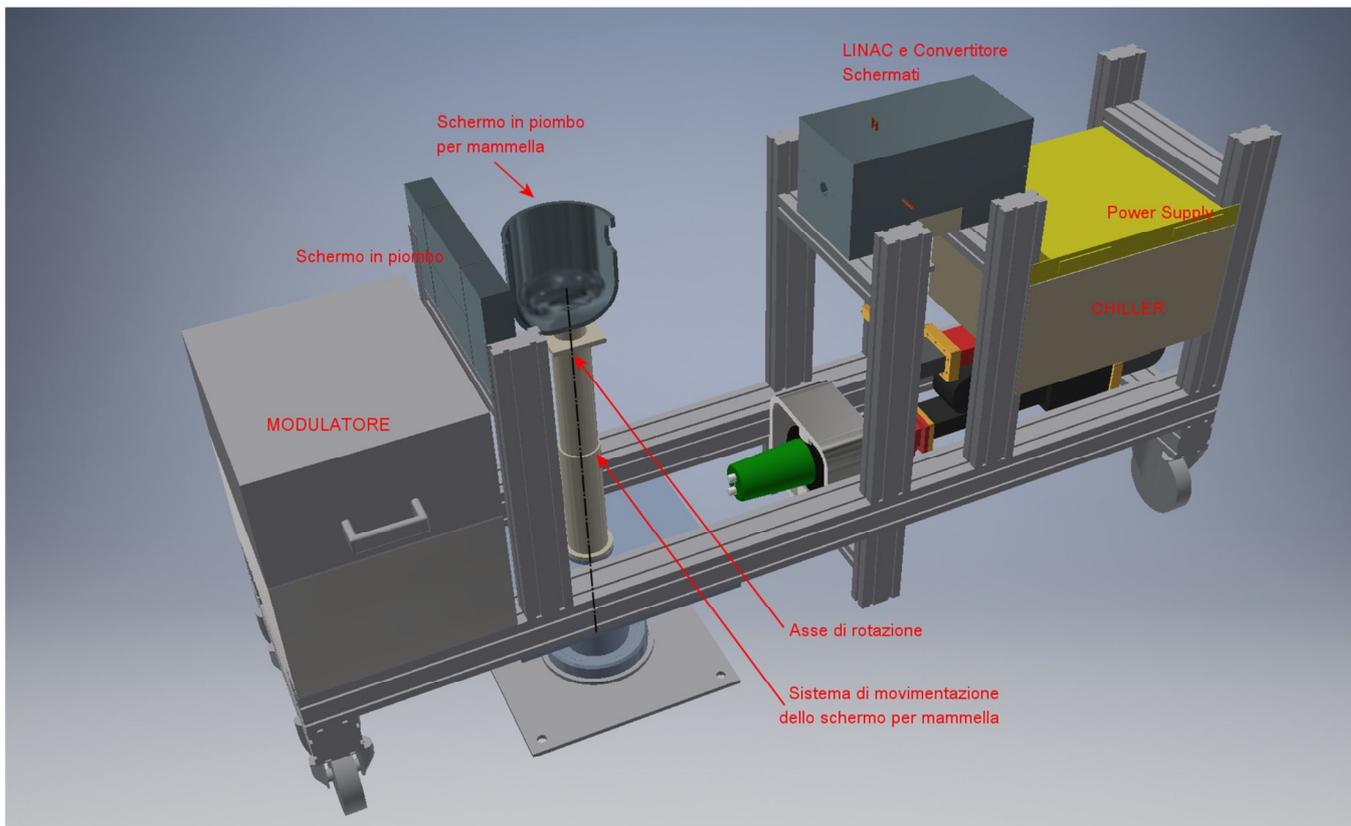


Figura 12. Disegno 3D del sistema con schermi di piombo inclusi.

## 5. Definizione delle attività relative alla collaborazione con IFO

A seguito di una serie di riunioni con personale tecnico IFO sono state definite in dettaglio le attività che verranno svolte nell'ambito di un contratto di collaborazione ENEA-IFO che verrà avviato nel corso del terzo anno. Esse sono state incluse in un allegato tecnico al contratto che andrà definito nella sua parte formale-amministrativa.

Le riassumiamo qui brevemente.

Le attività di natura prevalentemente sperimentale si articoleranno in 2 Working Packages:

### **WP\_IFO\_1-Work Package:**

1.1 Caratterizzazione dosimetrica del fascio di elettroni sul linac di elettroni da 5 MeV, già presente nel laboratorio APAM degradato a 3 MeV, tramite pellicole radiocromiche, camera a ionizzazione a elettrodi piani e paralleli in termini di energia e dose assorbita in fantoccio solido acqua equivalente.

1.2 Verifica del sistema di conversione e-X (target simulato da IFO nel progetto "Development and optimization of a dedicated self-shielded system to perform accelerated partial breast irradiation in prone position after breast conserving surgery" RF-2010-2308483) sul suddetto acceleratore ed eventuale riottimizzazione sperimentale.

### **WP\_IFO\_2-Work package:**

2.1 Caratterizzazione tramite pellicole radiocromiche, camere a ionizzazione in fantoccio solido acqua equivalente del fascio di elettroni e di X prodotto dal prototipo TECHEA

2.2 Misura della radiazione ambientale prodotta dal prototipo.

Ad ogni Work Package corrisponderà un Rapporto scientifico che ne costituirà il “deliverable”. Il Rapporto descriverà puntualmente le azioni, le misure, i calcoli, le metodologie effettuate o impiegate per arrivare alle valutazioni finali.

## **BIBLIOGRAFIA**

[1] M. Cazzato " DEVELOPMENT AND OPTIMIZATION USING MONTE CARLO SIMULATION OF A DEDICATED SYSTEM FOR BREAST RADIOTHERAPY ", Tesi di specializzazione in fisica medica; Co-advisors: Giuseppe Iaccharino e Antonella Soriani (IFO).