

Il Centro Nazionale di Adroterapia Oncologia di Pavia

Ugo Amaldi

Università Milano Bicocca e Fondazione TERA

1. Radioterapia con fasci di raggi X

Le radiazioni più utilizzate oggi in 'teleterapia' sono i quanti del campo elettromagnetico o 'fotoni' prodotti dai moderni acceleratori lineari detti 'linac'. I radio-oncologi parlano ancora di raggi X quando utilizzano i fotoni di qualche MeV di energia (milione di elettronvolt) che sono prodotti da acceleratori lineari. Vi sono oggi negli ospedali del mondo più di 15.000 linac su un totale di più di 20.000 acceleratori di tutti i tipi e usi, che accelerano particelle a energie maggiori di 1 MeV.

Un linac per teleterapia è montato su un sistema meccanico rotante – detto 'testata' in italiano e gantry in inglese – che permette di irradiare il paziente disteso su un lettino da qualsiasi direzione scelta dal radioterapista. Al fascio di raggi X è data la forma della sezione trasversale del bersaglio tumorale che si vuole irradiare mediante un 'collimatore multilamellare' comandato da un computer.

Un fascio di fotoni di grande energia, attraversando il corpo del paziente, dopo un paio di primi centimetri, lascia parte della propria energia in maniera quasi esponenziale di modo che, dopo circa 30 cm di tessuto molle, fuoriesce un fascio che trasporta il trenta per cento circa dell'energia iniziale. L'energia è rilasciata nei tessuti traversati sotto forma di *ionizzazioni* di molecole che, al termine di una complicata catena di fenomeni fisici chimici, portano alla rottura o di una sola elica del DNA oppure a rotture doppie e, talvolta, a danni anche più complessi.

Per ovviare l'inconveniente dell'assorbimento quasi esponenziale, i radioncologi hanno sviluppato sofisticate tecniche di irradiazione che, nel corso di una trentina di sessioni, illuminano il tumore da molte direzioni anche non coplanari. Con tale IMRT (*Intensity Modulated Radiation Therapy*) si riescono a risparmiare abbastanza bene i tessuti sani che sono 'critici' in quanto, se troppo irradiati, danneggerebbero gravemente la qualità di vita del paziente.

Negli ultimi decenni si sono diffusi altri metodi di irradiazione detti, collettivamente, di 'adroterapia' in quanto le particelle utilizzate non sono fotoni ma 'adroni', le particelle nucleari fatte di quark. Gli adroni più utilizzati sono i protoni, nuclei dell'atomo di idrogeno, e gli ioni carbonio, nuclei dell'atomo di carbonio privati dei loro 6 elettroni. Questi adroni elettricamente carichi, essendo pesanti, sono poco deflessi negli urti con i componenti del corpo e hanno quindi un percorso praticamente rettilineo nella materia attraversata. La loro carica elettrica ionizza le molecole dei tessuti traversati lasciando la maggior parte della propria densità di energia negli ultimi centimetri del percorso, prima di fermarsi in quello, che si chiama il 'picco di Bragg': essi sono quindi in grado di danneggiare preferenzialmente i tessuti malati in quanto cedono energia là dove si trova il tumore (Fig. 1).

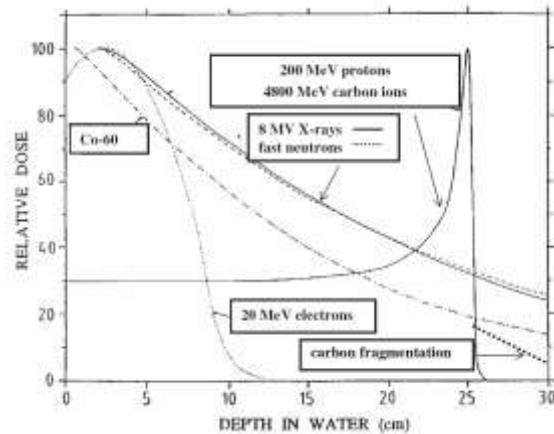


Figura 1. Depth dependence of the deposited dose for different radiation fields. Because of the Bragg peak the dose distribution of charged hadrons is much more favorable than the one produced by X rays.

2. Le ragioni dell'adroterapia

Per merito del picco di Bragg, protoni accelerati a 200 MeV e ioni carbonio accelerati a 4800 MeV permettono di irradiare i tumori profondi (cioè quelli che si trovano anche a 25 cm sotto la pelle) seguendone il contorno con precisione millimetrica e risparmiando i tessuti sani molto più di un fascio di raggi X. Pertanto l'adroterapia è *meno invasiva* della radioterapia tradizionale e risulta indicata per un numero sempre maggiore di tumori. I trattamenti di adroterapia sono però 2-3 volte più costosi in quanto gli adroni carichi sono particelle subatomiche difficili da accelerare perché migliaia di volte più pesanti degli elettroni che, accelerati nei linac, producono i raggi X.

I protoni hanno praticamente lo stesso effetto sulle cellule dei raggi X ma, avendo una distribuzione spaziale più favorevole, impartiscono in tutte le circostanze ai tessuti sani una quantità di energia minore di quella dovuta a un irradiazione convenzionale.

Invece gli ioni carbonio, dal punto di vista radiobiologico, si comportano diversamente dai protoni, e quindi anche dai raggi X. Infatti, in ogni nucleo cellulare traversato uno ione carbonio rilascia un'energia 24 volte maggiore di quella rilasciata da un protone di uguale percorso in quanto le distribuzioni energetiche lungo i percorsi sono simili e le energie iniziali stanno nel rapporto 4800/200. Questa grande differenza è la causa di processi biologici cellulari diversi. Le ionizzazioni delle molecole della cellula prodotte da protoni e raggi X sono lontane le une dalle altre e causano per lo più rotture singole ('Single Strand Breaks') della doppia elica del DNA, rotture che sono nella maggior parte dei casi immediatamente riparate dai meccanismi cellulari preposti alla sopravvivenza delle cellule sempre sotto attacco da parte di agenti chimici e fisici. Invece negli ultimi centimetri di percorso gli ioni carbonio producono in media più di una ionizzazione nello spessore della molecola di DNA producendovi molte rotture doppie vicine di entrambe le eliche ('Double Strand Breaks') e danni localizzati (in inglese 'clustered damages'). Questi danni complicati non sono quasi mai riparati, specialmente a fine percorso ove si trova il bersaglio tumorale in quanto lì la densità di ionizzazione lungo la traccia è massima. Gli ioni carbonio hanno quindi una maggiore efficacia radiobiologica (RBE, *Radio Biological Effectiveness*) – definita come rapporto tra la dose di raggi X necessaria a produrre un certo effetto e la dose depositata dagli ioni che ha lo stesso effetto. Per questo essi sono in grado di controllare anche le cellule di quel 10% dei tumori che sono 'radioresistenti' sia ai protoni che ai raggi X. All'inizio degli

anni '90 radiologi e radioterapisti giunsero alla conclusione che gli ioni ottimali sono quelli che hanno numero atomico compreso nell'intervallo $Z = 3-6$, cioè tra il litio e il carbonio.

Nel 2008 in Italia, nelle circa 250 sale di trattamento a disposizione dei radiooncologi, sono irradiati ogni anno circa 130.000 pazienti, vale a dire oltre il 50% dei nuovi casi di tumore verificatisi. In generale si può dire che, su 10 milioni di abitanti occidentali, vi sono circa 40.000 nuovi tumori l'anno e sono somministrati circa 20.000 trattamenti di radioterapia di modo che, dei circa 20.000 pazienti che dopo 5 anni non hanno sintomi di tumore, il 40% ha subito un trattamento. A medio termine – secondo uno studio dell'Associazione Italiana di Radioterapia Oncologica (AIRO) pubblicato nel 2004 – i vantaggi potenziali dovuti alla maggior conformità degli adroni e, nel caso degli ioni, alla maggior efficacia biologica giustificano l'uso di protoni e degli ioni carbonio nel 12% e nel 3% circa dei trattamenti oggi somministrati con fasci di raggi X.

Va sottolineato che gli ioni carbonio presentano un altro vantaggio che riguarda la durata del trattamento. Un paziente trattato con protonterapia, così come avviene per i raggi X, si deve sottoporre a 20-30 sedute, per un totale di 4- 6 settimane di cura. Questa necessità deriva proprio dalla diversa risposta a diverse dosi/frazione. Nel caso degli ioni carbonio la scarsa riparabilità dei danni prodotti fa sì che l'influenza della dose/frazione sia molto ridotta e quindi che i risultati clinici siano molto simili anche con schemi di frazionamento diversi tra loro. Il trattamento può essere concentrato in 8-10 sedute con un notevole risparmio di stress per il paziente e di costi.

La protonterapia, proposta nel 1956, per molti decenni si è sviluppata lentamente poiché venivano utilizzati, per lo più in modo parassitario, acceleratori costruiti per la ricerca nucleare. Dalle esperienze iniziali si è sviluppato un robusto filone di terapia con protoni dei melanomi oculari, tumori poco profondi e piccoli che richiedono protoni di 65 MeV, corrispondente a 4 cm di penetrazione nei tessuti molli. Più di circa 15.000 pazienti sono stati trattati nel mondo con ottimi risultati. In Italia nei Laboratori Nazionali del Sud dell'INFN è stato creato, usando un ciclotrone superconduttore dedicato alla fisica nucleare, un centro di protonterapia di questo tipo. Altri centri europei per melanomi oculari si trovano in Svizzera, Francia, Gran Bretagna e Germania.

Molto più lento è stato lo sviluppo clinico della terapia dei tumori profondi, che richiedono protoni di almeno 160 MeV. Pur praticati sin dagli anni '50 in laboratori di fisica, a livello sperimentale, solo dagli inizi degli anni '90 sono diventati una pratica clinica in alcuni centri specialistici. Soltanto alla fine degli anni 80 a Fermilab fu costruito un sincrotrone di sette metri di diametro da installare come cuore del primo centro ospedaliero presso il Loma Linda University Medical Centre (California). Il primo paziente fu trattato nel 1992 e oggi nelle tre sale dotate di testate rotanti di 10 metri di diametro sono tenute più di ventimila sessioni di irradiazione all'anno di modo che vengono trattati ogni anno più di 1000 pazienti.

Oggi cinque ditte offrono centri di protonterapia chiavi in mano e ogni anno ne entrano in funzione tre o quattro. All'inizio del 2010 vi sono nel mondo una trentina di centri di protonterapia o in funzione o in costruzione. In Italia la Provincia di Trento ha costituito un'apposita Agenzia (ATREP) che è stata finanziata per realizzare un centro di protonterapia con due testate rotanti. Nel dicembre 2009 un contratto è stato firmato tra ATREP e la ditta belga IBA (Fig. 2).



Figura 2 Un centro tipico della ditta belga IBA è dotata di tre sale con testate isocentriche, cioè strutture di 10 metri di diametro che fanno ruotare grandi magneti e permettono di inviare il fascio di protoni sul paziente secondo la direzione scelta del radiooncologo.

Il risultato terapeutico che ha dato il via all'uso ospedaliero della protonterapia è stato ottenuto negli anni 80 dalla collaborazione tra il Massachusetts General Hospital e il laboratorio del ciclotrone da 160 MeV di Harvard. Esso riguardava il controllo con fasci di protoni di tumori rari, quali i cordomi, i condrosarcomi e i meningiomi della base cranica. Successivamente sono emerse nuove indicazioni, in particolare per quei tipi di tumore nei quali i livelli di dose elevati hanno dimostrato di essere efficaci nell'incrementare il controllo locale (tumori del fegato e del polmone, ad esempio) tanto che i pazienti trattati nel mondo con protoni sono, alla fine del 2009, circa 65.000. Come detto precedentemente, studi condotti in Austria, Francia, Italia, Germania e Svezia concordano sul fatto che, nel medio termine, il 12% circa dei pazienti oggi irradiati con le tecniche moderne di raggi X si avvantaggerebbero da un trattamento con fasci di protoni. I vantaggi, per quanto riguarda i tessuti sani, di un trattamento con protoni rispetto a un irradiamento con raggi X sono chiaramente illustrate dalla Fig. 3.

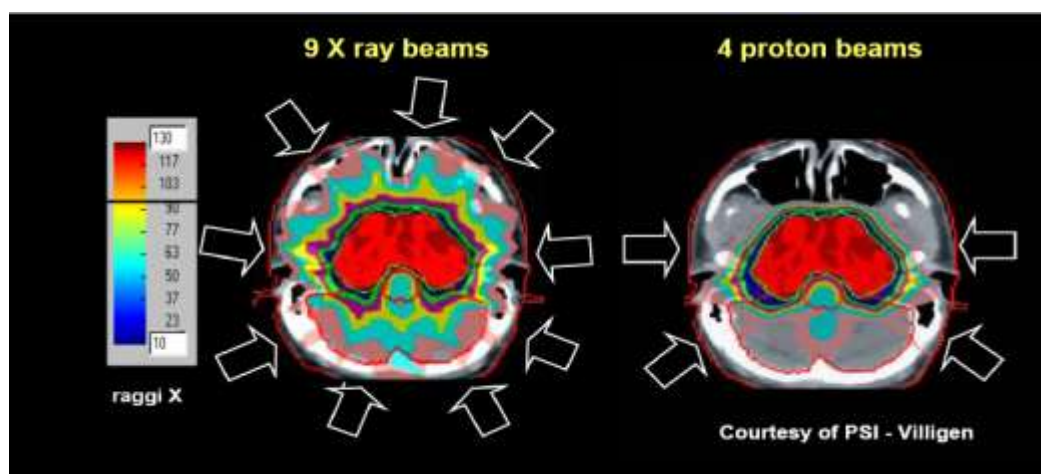


Figura 3 Confronto tra le distribuzioni di dose ottenute con 9 fasci di IMRT (a sinistra) e quattro fasci di protoni distribuiti (a destra) con la tecnica dello "spot scanning" sviluppata al PSI, Svizzera.

3. Gli acceleratori e la distribuzione della dose

Gli acceleratori utilizzati per produrre i fasci collimati di protoni sono ciclotroni (o a temperatura ambiente, come quello della Fig. 6, oppure superconduttori) e sincrotroni. I fasci prodotti da queste macchine hanno proprietà diverse.

Il fascio di un ciclotrone, pulsato a circa 50 MHz, è sempre presente durante l'irraggiamento ma la sua energia è fissa ed è quindi necessario muovere meccanicamente degli assorbitori per ridurne la energia e trattare strati diversi del tumore. Il fascio di un sincrotrone è ciclico: dopo una fase di accelerazione esso è utilizzabile per qualche secondo durante l'estrazione 'lenta' e l'energia della prossima estrazione può essere scelta a piacere. Ma tra due fasi di accelerazione consecutive non si ha fascio per almeno un secondo. Questo è un inconveniente perché, per trattare con maggiore precisione gli organi che si muovono, il fascio viene di solito sincronizzato con la fase di espirazione del paziente, che non è correlata con il ciclo del sincrotrone. D'altra parte gli assorbitori e i filtri magnetici necessari a ridurre l'energia del fascio di un ciclotrone producono inevitabilmente radioattività indotta che va controllata e smaltita.

Per i protoni si possono usare sia ciclotroni di 4-5 metri di diametro (Fig. 3) che sincrotroni di 7-8 metri di diametro. Ma, come si è detto, l'energia degli ioni carbonio che arrivano ad almeno 25 centimetri di profondità è circa 24 volte maggiore di quella dei protoni e sono necessari campi magnetici tre volte più grandi per curvarli. Aumentare il diametro dei ciclotroni oltre i 5 metri è difficile e la soluzione preferita sinora, ma complessa, è quella di usare per gli ioni carbonio sincrotroni con diametri di 20-25 metri. Poiché un sincrotrone che accelera ioni può anche accelerare protoni, si parla spesso di acceleratori 'duali'.



Figura 4 La testata rotante del PSI (Villigen, Svizzera) contiene il primo esempio di un nuovo sistema 'attivo' di distribuzione della dose.

La Fondazione TERA ha disegnato e prototipato un nuovo tipo di acceleratore che produce un fascio pulsato ma sempre presente (come in un ciclotrone) e variabile di energia in un solo millisecondo (invece del secondo circa di un sincrotrone). A questo acceleratore è stato dato il nome di "cyclinac" in quanto si tratta della combinazione di un ciclotrone e di un acceleratore lineare (linac) per adroni lungo una ventina di metri. Il vantaggio del cyclinac rispetto al ciclotrone è che gli impulsi di protoni si susseguono a 5 millisecondi di distanza e che in questo tempo l'energia dei protoni dello spot successivo e il loro numero possono essere scelti elettronicamente agendo sui klystron che danno la potenza ai moduli acceleranti e sulla corrente iniettata in LIBO. Altri acceleratori che hanno proprietà analoghe sono in

studio; si tratta degli acceleratori circolari detti ‘Fixed Field Alternating Gradient’, che combinano le proprietà dei ciclotroni e dei sincrotroni e permettono il deposito della dose in un piccolo volume scelto all’interno del bersaglio tumorale.

Infatti il fuoco dello sviluppo della terapia con protoni (e anche con ioni carbonio) è il trattamento degli organi che si muovono, per esempio per il ciclo respiratorio. Le moderne tecniche che fanno uso di raggi X, come si è detto, utilizzano metodi di visualizzazione del tumore che si applicano direttamente anche all’adroterapia. Quest’ultima ha il potenziale vantaggio della maggiore selettività balistica e della possibilità di dirigere un fascetto di 5 mm di diametro sul punto voluto sia trasversalmente che longitudinalmente; affinché questa potenzialità si trasformi in un reale vantaggio terapeutico occorre sviluppare ulteriormente le tecniche di produzione dei fascetti di adroni e della loro distribuzione spazio-temporale.

In tutti i centri di protonterapia del mondo fino al 1997 sono stati usati relativamente semplici sistemi ‘passivi’ di distribuzione della dose. In questo approccio gli adroni carichi sono semplicemente diffusi da due assorbitori di forma opportuna e la forma trasversale del campo di irradiazione è definita per mezzo di collimatori o fissi o multilamellari. Solo nel 1997 presso il PSI (Villigen - Switzerland) divenne operativa la prima struttura ruotante con un fascio di protoni da 250 MeV a scansione attiva (Fig. 4).

Nel sistema ‘attivo’ per la distribuzione della dose del PSI il bersaglio tumorale viene suddiviso in molte migliaia di unità elementari dette *voxels* e ciascun elemento è irradiato in passi successivi da un fascio di protoni che ha una sezione di circa 5 mm e un’energia tale di raggiungere la profondità desiderata. Questa tecnica, detta ‘spot scanning’, utilizza appieno le possibilità offerte da un fascetto di adroni elettricamente carichi, che possono depositare il massimo di energia in un piccolo volume comunque localizzato nel corpo del paziente; è infatti sufficiente variare l’energia delle particelle, per cambiare la profondità a cui si trova il picco di Bragg, e agire sui campi magnetici di due magneti, localizzati qualche metro prima del paziente, per muovere trasversalmente il fascetto. Negli stessi anni un diverso sistema ‘attivo’ fu anche introdotto nel fascio di ioni carbonio del GSI a Darmstadt. Il futuro dell’adroterapia, sia con protoni che con ioni carbonio, e la dimostrazione dei suoi vantaggi per i tumori prossimi a organi critici rispetto ai raggi X, dipende dalla diffusione di queste tecniche di distribuzione attiva della dose, che hanno iniziato a essere utilizzate nei centri ospedalieri soltanto all’inizio degli anni 2010.

4. Il Centro Nazionale di Adroterapia Oncologica

In Italia, la Fondazione TERA, creata nel 1992 e riconosciuta dal Ministero della Salute nel 1994, si è posta come scopo principale la realizzazione del “Centro Nazionale di Adroterapia Oncologica” (CNAO), un centro duale equipaggiato con fasci di protoni e di ioni carbonio per il trattamento medico dei tumori, in particolare dei tumori radioresistenti, e per la ricerca clinica avanzata.

Il progetto iniziale prevedeva la costruzione del CNAO presso l’Ospedale universitario di Novara. Fu preparato un progetto (descritto nel ‘Libro Blu’ pubblicato nel 1995) che dovette essere abbandonato alla fine delle 1995 a seguito del cambiamento dell’Amministrazione comunale. Per uscire da una situazione difficile, nel 1996 fu costituito un Comitato Promotore con cinque grandi ospedali di Milano e Pavia allo scopo di costruire il CNAO nelle vicinanze dell’Abbazia di Mirasole, che è situata al sud di Milano non lontano da Pavia. I partner medici di TERA erano cinque *Istituti di Ricovero e Cura a Carattere Scientifico* (IRCCS):

- L’*Ospedale Maggiore*, ospedale universitario di Milano,

- Il *Policlinico San Matteo*, ospedale universitario di Pavia,
- l'*Istituto Nazionale dei Tumori (INT)*, il più grande ospedale oncologico pubblico italiano, con sede a Milano,
- l'*Istituto Europeo di Oncologia*, ospedale oncologico privato con sede a Milano,
- l'*Istituto Neurologico Nazionale C. Besta*, che ha anche sede a Milano.

Per Mirasole TERA fece un secondo progetto di sincrotrone e di tutto l'insieme dell'alta tecnologia che era simile al LEAR, costruito al CERN, ma adattato all'uso medico. Il progetto è descritto nel 'Libro Rosso' pubblicato nel 1997.

La *Compagnia di San Paolo* attribuì 8 milioni di Euro e la *Fondazione Cariplo* promise 16 milioni se il Ministero della Sanità avesse attribuito la stessa somma delle due Fondazioni. Nella primavera del 1997 il Ministro della Salute bloccò la creazione della Fondazione Mirasole, che, creata dai cinque ospedali e da TERA, avrebbe dovuto costruire e gestire il Centro.

In parallelo all'attività di creazione della Fondazione Mirasole, TERA decise di lavorare in un quadro europeo su un nuovo progetto di centro per la terapia dei tumori. Una volta completato, questo disegno sarebbe stato a disposizione di tutti i paesi europei che avessero voluto investire i fondi necessari nella costruzione del proprio centro nazionale. All'inizio del 1996 il CERN accettò la proposta e lo studio fu iniziato sotto l'acronimo PIMMS (*Proton Ion Medical Machine Study*). A PIMMS collaborò, oltre al CERN e a TERA, anche il progetto austraco MedAustron.

Il mandato del gruppo PIMMS riguardava il progetto di un centro per l'adroterapia con ioni carbonio - di 4800 MeV di energia massima - costituito dalla combinazione di sistemi, ottimizzati per l'applicazione medica, senza limitazioni di spazio e di fondi. Evidentemente lo stesso sincrotrone può accelerare facilmente protoni fino ai 230 MeV necessari a raggiungere i tumori che si trovano a circa 30 centimetri di profondità. Lo studio fu completato in quattro anni e riassunto in due volumi pubblicati nel 1999 e nel 2000. Tra il 1998 e il 2003 TERA usò varie parti del PIMMS e ne semplificò altre in modo da ridurre spazi e costi; nacque così il progetto PIMM/TERA.

Nel 2001 il Ministro della Salute Umberto Veronesi, sin dall'inizio sostenitore convinto del progetto, creò la Fondazione CNAO, con lo stesso statuto preparato per la Fondazione mirasole e lo scopo statutario di realizzare il Centro nazionale progettato da TERA, e le attribuì per il 2002 un primo finanziamento di 10.3 milioni di Euro. A questo stadio non fu definito il sito e furono scelti come Fondatori della CNAO gli ospedali che avevano collaborato nel tentativo di creare la Fondazione Mirasole. Questa iniziativa fu continuata dal successivo Ministro della Salute, Girolamo Sirchia, che scelse il Presidente della Fondazione CNAO nella persona di Emilio Borloni, un manager internazionale di grande esperienza, e, insieme al Ministro del Tesoro Tremonti, scelse nel 2003 per la costruzione un terreno situato appena fuori dalle mura del San Matteo di Pavia.

In questa fase furono estremamente utili, per convincere gli incerti, i primi dati clinici oramai disponibili sui trattamenti con ioni carbonio provenienti dall'attività, iniziata nel 1994 in Giappone, dell'HIMAC (*Heavy Ion Medical Accelerator Centre*, Chiba) dove, alla fine del 2009, sono stati irradiati circa 5500 pazienti. Vanno sottolineati, per esempio, gli ottimi risultati di sopravvivenza a tre anni (più del 70%) dei pazienti portatori di tumori polmonari non microcitomi, che fecero comprendere a molti le potenzialità di questa nuova radioterapia dei tumori radioresistenti.

Nel 2002 un accordo di collaborazione fu firmato dai presidenti delle Fondazioni CNAO e TERA. Sulle basi di questo accordo, TERA cedeva alla CNAO la proprietà intellettuale di

tutto ciò che avrebbe prodotto in relazione al Centro Nazionale a partire da quella data. Nell'ottobre del 2003 TERA – concludendo un'attività iniziata dodici anni prima – consegnò quindi alla CNAO circa 3000 pagine di specifiche e disegni tecnici- ai quali avevano contribuito anche il CERN, il GSI e l'INFN. In parallelo veniva passato alla Fondazione CNAO il gruppo di 25 persone che da anni lavorava al progetto.

Come mostrato nella Fig. 5, il cuore del CNAO è un sincrotrone di 25 metri di diametro che invia i fasci a tre sale di trattamento, in una delle quali arrivano un fascio orizzontale e un fascio verticale. Tutti i fasci sono dotati di sistemi di distribuzione attiva della dose. È prevista una seconda fase, nella quale saranno aggiunte due testate rotanti per protoni e ioni carbonio.

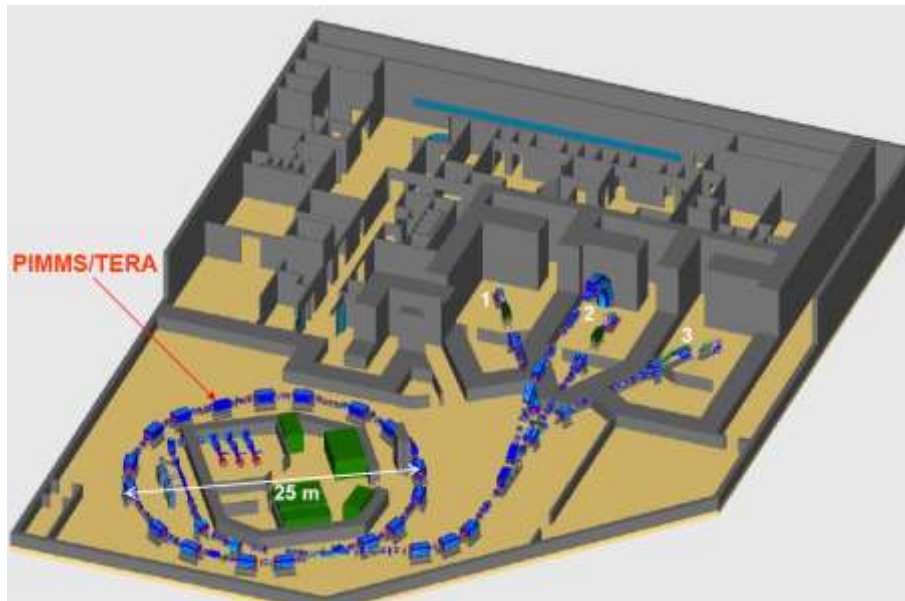


Figura 5 Nello schema tridimensionale del Centro nazionale progettato da TERA si vedono le tre sale di trattamento con i loro quattro fasci, tre orizzontali e uno verticale.

Alla fine del 2003 la CNAO scelse il consorzio Calvi-Tekne come architetto degli edifici del Centro. Una foto dell'edificio, presa nel luglio del 2009, è riprodotta nella Fig. 6.



Figura 6 Edifici del Centro Nazionale di Adroterapia Oncologica. (Per gentile concessione della Fondazione CNAO)

Nel 2004 l'Istituto Nazionale di Fisica Nucleare (INFN) diventava Partecipante istituzionale della Fondazione CNAO e assumeva importanti responsabilità nella realizzazione del Centro. Sandro Rossi, Direttore Tecnico della CNAO, veniva così affiancato da Claudio Sanelli, dei Laboratori INFN di Frascati, nominato co-Direttore. I contributi dell'INFN hanno riguardato non soltanto la costruzione ma anche la messa in funzione di tutta le componenti tecniche. Altri Partecipanti della Fondazione CNAO sono il Comune di Pavia, il Politecnico di Milano, le Università di Milano e di Pavia, la Fondazione CARIPLO.

Tappe importanti sono state percorse nel 2009. In luglio sono stati accelerati protoni e ioni carbonio sino all'energia di iniezione nel sincrotrone (7 MeV/nuclone). Le correnti misurate sono più elevate di quelle di progetto. In dicembre le particelle sono state iniettate nel sincrotrone (Fig. 7).



Figura 7 *Panoramica del sincrotrone. Si vedono i magneti deflettori (blu) e la cavità a radiofrequenza (rossa) che accelera le particelle che circolano nell'anello per un milione di giri in circa un secondo. (Per gentile concessione della Fondazione CNAO)*

Si prevede di avere fasci di protoni e ioni carbonio estratti alle energie massime per la primavera del 2010 e di trattare il primo paziente entro il 2010. Una delle sale di trattamento è mostrata nella Fig. 8.

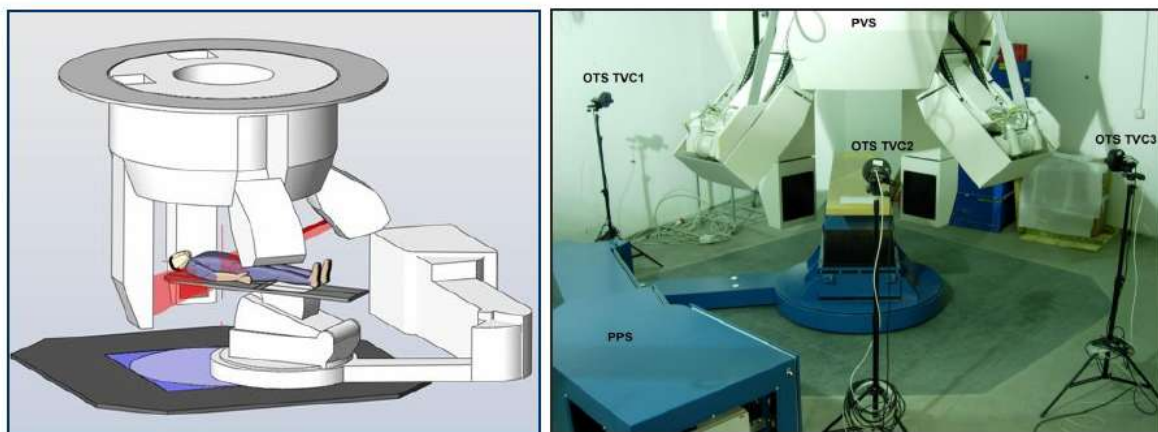


Figura 8 *Una delle tre sale di trattamento in fase di installazione e controllo degli apparati. (Per gentile concessione della Fondazione CNAO).*

Se i piani saranno rispettati, il Centro di Pavia entrerà in funzione un anno dopo del Centro HIT costruito ad Heidelberg su progetto del laboratorio GSI di Darmstadt e di Siemens Medical. Il CNAO sarà il quarto centro al mondo a trattare pazienti con ioni carbonio, dopo

HIMAC e Hyogo in Giappone e HIT in Germania. Il Direttore medico Roberto Orecchia - che coordina anche il progetto europeo ULICE (*Union of Light Ion Centers in Europe*) - ha programmato le attività in modo di giungere a regime nel 2014 e irradiare con ioni carbonio circa 2000 pazienti all'anno. Il CNAO potrà così trattare la maggior parte dei pazienti italiani portatori di tumori solidi radioresistenti. All'inizio si utilizzeranno anche fasci di protoni, ma con il tempo nasceranno in Italia altri centri dedicati alla protonterapia, oltre a quello di Trento, e il CNAO concentrerà le sue attività sempre più sugli irradiamenti con ioni carbonio e altri ioni leggeri, particolarmente efficaci nel controllo dei tumori non radiosensibili. A regime lavoreranno al CNAO circa 150 persone

Va sottolineato che il CNAO è una struttura per la ricerca clinica e radiobiologica avanzate e per l'assistenza medica nel campo dell'adroterapia, che sarà fornita a tutti gli italiani nel quadro del Servizio sanitario nazionale usando tariffe stabilite dal Ministero della Salute.