



IT9600173

ISSN / 1120 - 5571

**ENEA**

ENTE PER LE NUOVE TECNOLOGIE,  
L'ENERGIA E L'AMBIENTE

Dipartimento Innovazione

IT9600173

# PROGETTO DI ACCELERATORE COMPATTO PER TERAPIA ONCOLOGICA CON PROTONI (TOP)

LUIGI PICARDI, CONCETTA RONSIVALLE, ANGELO VIGNATI  
Centro Ricerche Frascati, Roma

RT/INN/95/22

VOL 2005

R



ENTE PER LE NUOVE TECNOLOGIE,  
L'ENERGIA E L'AMBIENTE

Dipartimento Innovazione

# PROGETTO DI ACCELERATORE COMPATTO PER TERAPIA ONCOLOGICA CON PROTONI (TOP)

LUGI PICARDI, CONCETTA RONSIVALLE, ANGELO VIGNATI  
Centro Ricerche Frascati, Roma

RT/INN/95/22

**Testo pervenuto nell'Aprile 1995**

**Questo rapporto è stato preparato da: *Servizio Edizioni Scientifiche* - ENEA, Centro Ricerche Frascati, C.P. 65 - 00044 Frascati, Roma, Italia**

**I contenuti tecnico-scientifici dei rapporti tecnici dell'ENEA rispecchiano l'opinione degli autori e non necessariamente quella dell'Ente.**

## **PROJECT OF A COMPACT ACCELERATOR FOR CANCER PROTON THERAPY**

### **SUMMARY**

*The status of the sub-project "Compact Accelerator" in the framework of the Hadrontherapy Project leded by Prof. Amaldi is described. Emphasys is given to the reasons of the use of protons for radiotherapy applications, to the results of the preliminary design studies of four types of accelerators as possible radiotherapy dedicated "Compact Accelerator" and to the scenarion of the fons of financial resources.*

(HADRONTHERAPY, LINAC, SYNCHROTRON, CYCLOTRON)

### **RIASSUNTO**

In questo lavoro viene presentato lo stato attuale del sotto-progetto "Acceleratore Compatto" che fa parte del Progetto Adroterapia condotto da Ugo Amaldi. In particolare vengono descritte le motivazioni dell'uso dei protoni in terapia oncologica, i risultati principali dello studio di progetto di quattro tipi diversi di macchine acceleratrici candidate ad essere considerate l'acceleratore compatto più conveniente, ed il panorama delle fonti di finanziamento.

## INDICE

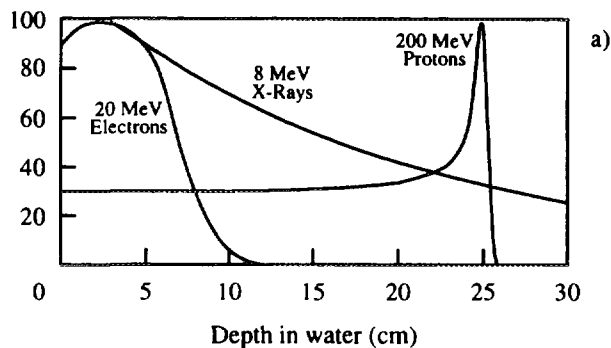
INTRODUZIONE .....	p. 7
I QUATTRO ACCELERATORI .....	p. 13
FONTI DI FINANZIAMENTO .....	p. 18
STATO DEL PROGETTO E PROSEGUIMENTO DELL'ATTIVITÀ A FRASCATI.....	p. 21
CONCLUSIONI .....	p. 23
BIBLIOGRAFIA .....	p. 24

# PROGETTO DI ACCELERATORE COMPATTO PER TERAPIA ONCOLOGICA CON PROTONI (TOP)

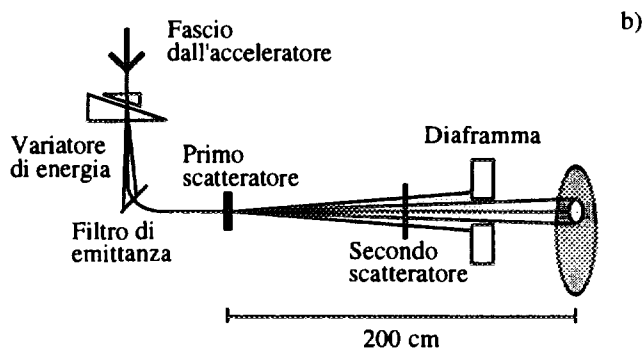
## INTRODUZIONE

Il *Progetto Adroterapia* [1] mira ad introdurre la pratica di irraggiamento dei tumori con protoni accanto a quella con gamma ed elettroni. Questo infatti è il trend seguito nei maggiori paesi industrializzati per la terapia radiante conformazionale dei tumori ben localizzati o vicini ad organi critici. La radioterapia con adroni (protoni, neutroni o ioni) è stata applicata sinora in più di 15000 casi con notevoli risultati, e si avvantaggia del ben noto “picco di Bragg” (fig.1) per ciò che riguarda la deposizione dell’energia in tessuto equivalente. Risulta chiaro, paragonando le curve dose-profondità per protoni da 200 MeV, raggi X da 8 MeV ed elettroni da 20 MeV, che, mentre elettroni e raggi X cedono la loro energia preferenzialmente in superficie, i protoni rilasciano gran parte della dose a fine range e quindi sono particolarmente adatti in caso di tumori ben definiti e localizzati vicino ad organi critici. La larghezza normale del picco di Bragg è piccola rispetto all’ordine di grandezza delle dimensioni di un tumore (ca. 10 cm), per cui è indispensabile allargare il picco variando l’energia del fascio incidente (fig.1). Ciò si ottiene o mediante l’interposizione di un materiale assorbitore oppure mediante la variazione di energia effettuata dall’acceleratore stesso. Inoltre anche le dimensioni trasversali del fascio devono essere adattate alla forma del tumore, e ciò si ottiene mediante l’uso combinato di materiali “scatteratori” o deflettori magnetici del fascio e diaframmi opportunamente sagomati e posti in prossimità del paziente.

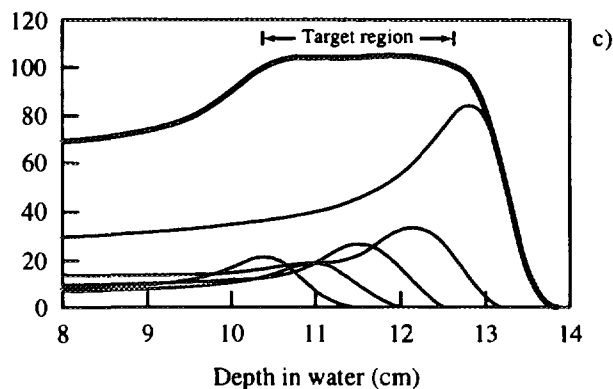
Un’analisi accurata delle patologie tumorali che beneficerebbero del nuovo trattamento è stata portata avanti nell’ambito della Collaborazione Adroterapia (comprendente i fisici e i medici che lavorano a questo progetto) [2]. Tale analisi ha suddiviso le patologie in quattro categorie in ordine di elettività rispetto alla prototerapia. In particolare oltre il 60% delle forme tumorali, tra quelle trattate sinora nel mondo con la prototerapia, afferisce alla categoria A dei tumori



Il vantaggio dell'uso dei protoni risulta chiaro paragonando le curve dose-profondità per protoni da 200 MeV, raggi X da 8 MeV ed elettroni da 20 MeV. Mentre elettroni e raggi X cedono la loro energia preferenzialmente in superficie, i protoni rilasciano gran parte della dose a fine range e quindi sono particolarmente adatti in caso di tumori ben definiti e localizzati vicino ad organi critici.



Per distribuire il fascio sul campo da irradiare con l'uniformità richiesta, attualmente vengono usati sistemi passivi costituiti da scatteratori e diaframmi: cio' comporta un'efficienza di utilizzo non superiore al 40% di un fascio variabile in energia.



Per ottenere una uniforme distribuzione della dose in profondità il fascio viene modulato in energia. La distribuzione risultante sarà quindi la somma delle svariate curve di Bragg relative alla differenti sezioni in profondità: la "coda" della distribuzione risultante determina una perdita di efficienza tra il 50% e il 75%.

Fig. 1 - curve dose-profondità su tessuto equivalente per protoni, raggi X ed elettroni; sistema di distribuzione di dose; "spread-out Bragg peak"

più elettivi, come gli adenomi ipofisari, il melanoma oculare, il sarcoma della base cranica e le malformazioni artero-venose endocraniche. La Collaborazione ha stimato in circa 4000 all'anno il numero dei potenziali pazienti italiani inclusi nelle quattro categorie che beneficerebbero della prototerapia. Perciò il Progetto Adroterapia prevede la costruzione di un grosso centro (CNAO, Centro Nazionale di Adroterapia Oncologica) dotato di un sincrotrone per protoni da 250 MeV e ioni leggeri, con quattro sale di irraggiamento, situato a Novara, che possa trattare 1000 pazienti l'anno, e la realizzazione di tre o quattro centri satelliti, situati in grandi ospedali, collegati tra di loro tramite una rete telematica (*RITA*, Rete Italiana Trattamenti Adroterapici), dotati ciascuno di un "Acceleratore Compatto" da 200 MeV in grado di trattare circa 250 pazienti l'anno.

L'attività di studio sull'*Acceleratore Compatto* (fig.2), incominciata all'inizio del 1993, è basata sulla comparazione di differenti macchine acceleratrici di protoni adatte ad essere "compattate" per l'applicazione alla terapia radiativa dei tumori in ambiente ospedaliero. La necessità del compattamento risiede nella necessità di costruire una macchina operante in un ospedale di media grandezza (come Careggi (Fi), Le Molinette (To), Regina Elena (Roma), etc.) nel quale già sia presente un reparto qualificato di radioterapia convenzionale.

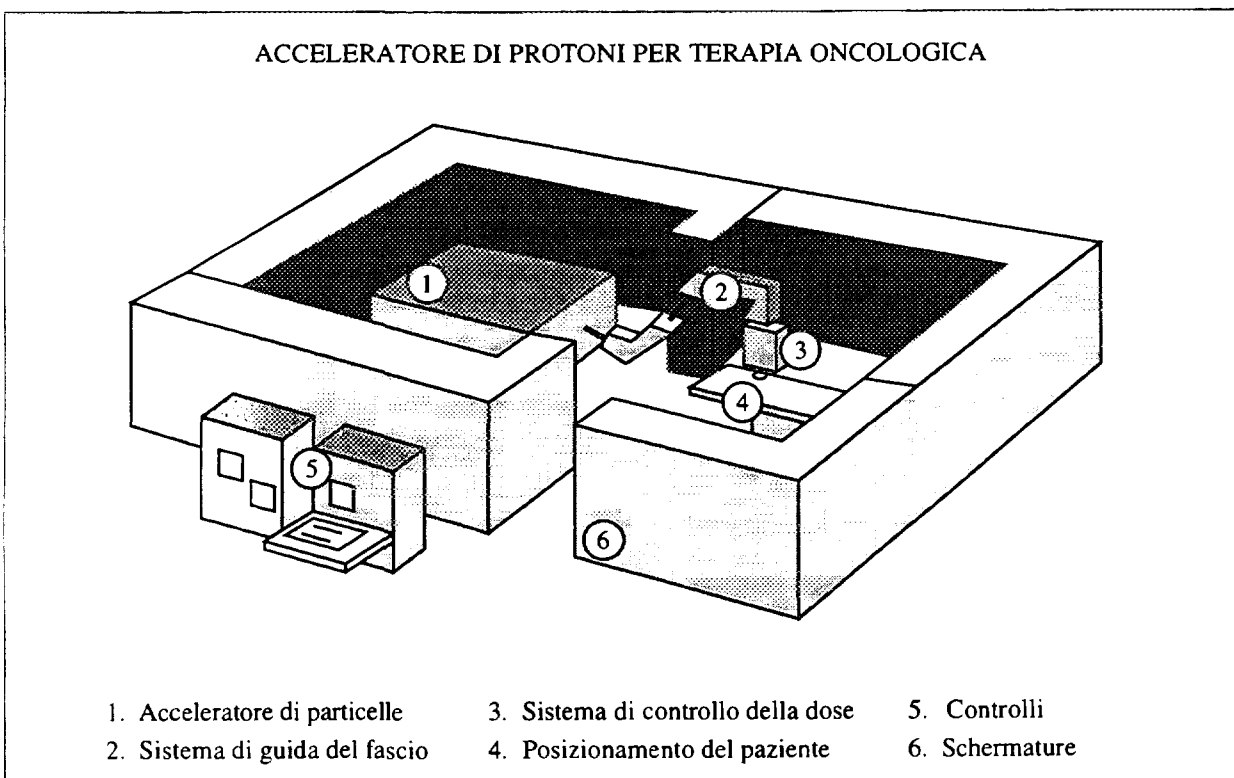


Fig. 2 - schema a blocchi di un acceleratore compatto per prototerapia



Sono stati esaminati i seguenti tipi di macchina :

- 1) *Un Sincrotrone ad Alto Campo Magnetico (4 Tesla) (STAC)*
- 2) *Un Sincrotrone Convenzionale weak focusing*
- 3) *Un Acceleratore Lineare*
- 4) *Un Ciclotrone Superconduttore*

Ogni macchina è stata analizzata da un diverso gruppo di studio contenente esperti italiani e internazionali (fig.3). Di ogni macchina è stato prodotto uno studio di fattibilità sufficientemente accurato per una stima di costi di produzione. I relativi studi (eccetto quello relativo al sincrotrone convenzionale) sono già stati pubblicati come note tecniche dalla Fondazione Adroterapia Oncologica TERA [3,4,5] oltre che essere stati oggetto di comunicazioni a congressi e rapporti tecnici specifici [6,7], e saranno riuniti in una pubblicazione unica dal titolo "The TERA Project, The RITA Network and the Design of Compact Proton Accelerators", che apparirà prima dell'estate 1995 e costituirà il secondo volume sull'argomento (il primo è bibl. 1) e sarà edito da Ugo Amaldi, da Martino Grandolfo dell'Istituto Superiore di Sanità (ISS) e da Luigi Picardi.

Dalla Collaborazione Adroterapia sin dall'inizio dello studio furono fissate le "specifiche fisiche" per un acceleratore di protoni adatto alla terapia (per il CNAO), sulla base delle "specifiche cliniche" da raggiungere, in linea con quanto effettuato nei centri ove è già attiva la prototerapia (Massachusetts General Hospital (Boston), Loma Linda (CA), ITEP (Mosca)).

Le specifiche "cliniche" principali (valide per il CNAO) richieste al fascio di protoni sono:

1. profondità minima e massima di 3.5 cm - 32 cm
2. accuratezza di variazione del range di 2 mm per ranges minori di 5 cm e di 5 mm per ranges maggiori di 5 cm
3. decrescita della dose in 2 mm sia lateralmente sia in profondità a qualsiasi energia
4. dose di  $2 \pm 10$  Gy/min in un volume di 1 litro
5. dimensioni massime del campo di irradiazione:  $40 \times 30$  cm<sup>2</sup>
6. una distanza tra la sorgente e la superficie del paziente di 3m
7. allargamento del fascio ottenuto in modo passivo (scattering), ma impianto predisposto ad usare un sistema di spazzolamento magnetico del fascio

Tali specifiche determinano le seguenti principali caratteristiche "fisiche" del fascio di protoni:

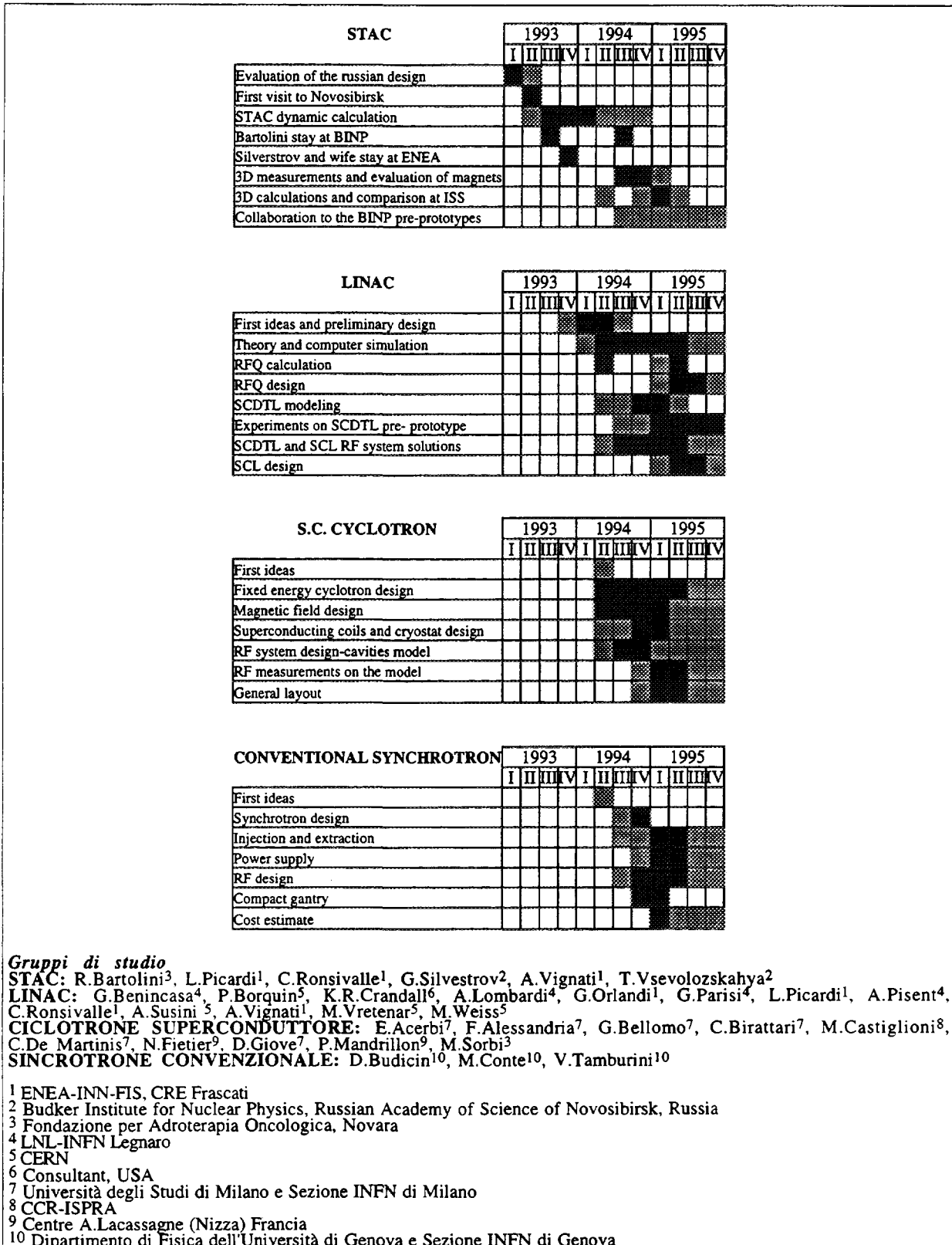


Fig. 3 - impegno dei gruppi di studio sui quattro progetti di acceleratore compatto: quadratino grigio=impegno medio; quadratino nero=impegno massimo.

- 1 Energia tra 70 e 250 MeV
- 2 Variazione di energia a passi di 0.4 MeV
- 3 Spread di energia di 0.1 %
- 4,5,6 Corrente media  $\geq 10$  nA
- 7 CW o durata dell'impulso tra 0.1 e 1 sec

Sono stati identificati alcuni parametri "guida" per definire un acceleratore come compatto. Esso, tra l'altro, deve:

- accelerare più di  $2 \cdot 10^8$  protoni al secondo (3.2 nA), ad almeno 190 MeV,
- occupare uno spazio minore di 300 m,
- assorbire meno di 250 kW di potenza dalla rete,
- costare meno di 10 M\$.

Con queste caratteristiche minimali un Acceleratore Compatto pur non soddisfacendo tutte le caratteristiche richieste, potrà essere impiegato nell'80% circa delle patologie. Lo sforzo insito negli studi di fattibilità è stato proprio quello di adattare macchine acceleratrici intrinsecamente voluminose, pesanti e costose ad una applicazione che richiede una bassa corrente media ( $< 10$  nA) e perciò a bassa efficienza energetica. Ciò ha stimolato in alcuni casi all'adozione di soluzioni altamente innovative nel campo dello sviluppo di macchine acceleratrici.

Inoltre si è sempre tenuto in conto di dovere realizzare le macchine in Italia fruendo al massimo del contributo della industria nazionale: i costi presenti negli studi di fattibilità sono basati su offerte fornite per l'80% da ditte italiane.

Stabilire comunque quale delle macchine sia la migliore rimane un arduo compito, che probabilmente sarà effettuato a posteriori, quando più esemplari di tipo differente saranno in operazione nel mondo.

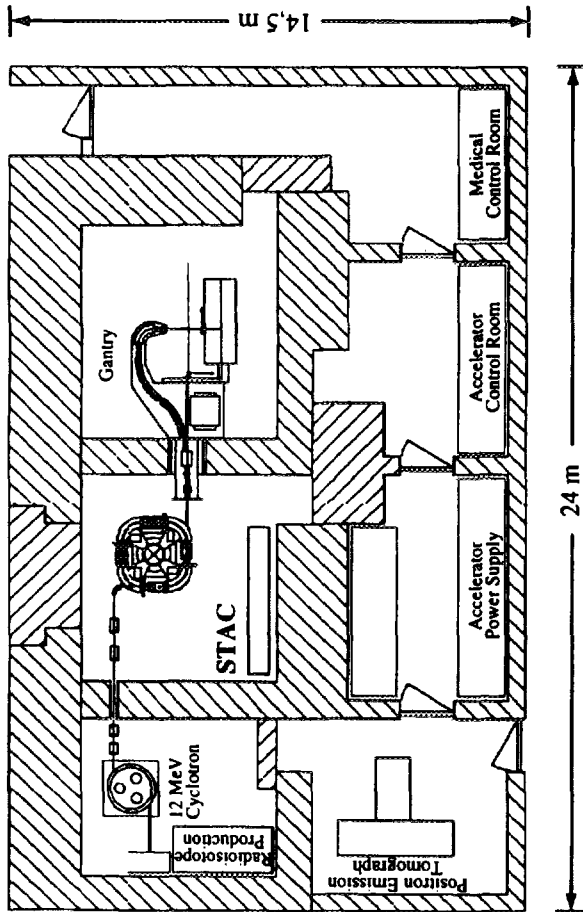
In *campo internazionale* sinora è operativa una sola macchina che si può avvicinare all'idea di compattezza: il sincrotrone di Loma Linda (CA, USA, 22 m di circonferenza) che però è installato in una struttura paragonabile a quella del CNAO. Un'altra macchina compatta (Ciclotrone Normal Conducting CYCLONE 230, 250 ton di peso, 420 kW di potenza media, 5 m di diametro) è in costruzione presso la soc. IBA (Belgio) leader nel campo dei ciclotroni e verrà installata presso il North East Proton Therapy Center del Massachusetts General Hospital, (Boston, USA) che è un centro leader della terapia con protoni essendo colà

installato da anni un ciclotrone da 160 MeV. La macchina costerà più di 17 M\$ compresi tutti i sistemi di rilascio di dose e due uscite del fascio, una fissa e una rotante (gantry). Altri centri nel mondo usano o acceleratori di dimensioni maggiori all'energia di 250 MeV (sincrotroni, Russia, Germania o ciclotroni, Svizzera) o ciclotroni (Francia, Gran Bretagna, Belgio) di dimensioni ridotte per energie inferiori (60-70 MeV esclusivamente per la terapia del melanoma oculare).

## I QUATTRO ACCELERATORI

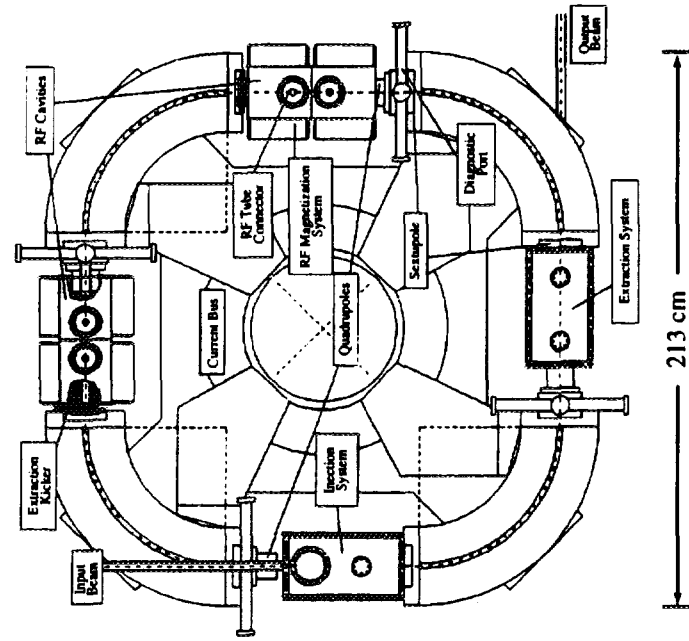
*Il sincrotrone ad alto campo magnetico (STAC, Sincrotrone Tecnologicamente Avanzato e Compatto)* (fig. 4) è stato il primo ad essere studiato. È una modificazione di una macchina russa sviluppata al Budker Institute for Nuclear Physics di Novosibirsk (BINP) [8]. Esso consiste in un sincrotrone a quattro magneti nei quali il campo sale fino a 4 Tesla in un tempo di accelerazione di 3.5 msec. Ognuno dei 4 magneti è eccitato da una singola spira di rame in cui circola un impulso di corrente di 180 kA e il campo magnetico, essendo superiore a quello di saturazione, è determinato non solo dal ferro ma anche dalla forma del conduttore di rame. La tecnologia è complessa per i grossi sforzi cui è soggetta la struttura durante la scarica impulsiva. Il gruppo di studio (comprendente gli esperti dell'ENEA-INN-FIS, di TERA e i ricercatori russi) ha riesaminato il progetto russo dal punto di vista della dinamica del fascio, dell'iniezione e dell'estrazione e vi ha apportato alcune importanti modifiche soprattutto nella geometria del magnete, per evitare che il campo presenti disuniformità tali da pregiudicare la circolazione del fascio. Varie visite sono state effettuate a Novosibirsk e per tre mesi nel 1993 i ricercatori russi sono stati ospiti a Frascati con borsa ENEA. Un ricercatore borsista di TERA (R. Bartolini) ha soggiornato a Novosibirsk per alcuni mesi per effettuare misure magnetiche sui loro magneti pulsati verificando le alte distorsioni armoniche del campo magnetico. In generale la macchina si presenta estremamente compatta (solo 2 m di diametro!) ma di difficile realizzazione e comunque complessa nella sua tecnologia. In più, le caratteristiche del fascio non soddisfano alcune delle "specifiche fisiche" per l'applicazione alla terapia. Per esempio, lo STAC emette un fascio di protoni impulsato molto breve, solo 300 nsec e a bassa frequenza di ripetizione (1-5 Hz). Ciò comporta grossi problemi di dosimetria perchè l'alto numero di particelle nel singolo breve impulso affolla i rivelatori. Inoltre la tecnologia di costruzione non sembra essere di grande interesse per la nostra industria nazionale. Il BINP di Novosibirsk ha stimato in 3 M\$ il costo in Russia dell'acceleratore. Non è stata ancora effettuata una stima del costo dell'apparecchiatura fabbricata in Italia.

PROTOSINCROTRONE AD ALTO CAMPO (4 Tesla) "STAC"



Le caratteristiche principali sono:

- Circonferenza 6.4 m
- 4 Dipoli:  $B_{max} = 4$  Tesla
- Raggio=0.54 m
- Bending angle  $\pi/2$
- Indice di campo=0
- Lunghezza =0.75 m
- Ciclotrone 12 MeV, 500  $\mu$ A, H-
- A scambio di carica
- Ciclo di accelerazione 3.5 msec
- Estrazione 5 turns, 200 nsec
- Frequenza di ripetizione 1 Hz



STAC Lattice Parameters

$Q_x$	1.422	$Q_y$	0.54
$\beta_{x,max}$	1.38 m	$\beta_{y,max}$	2.1 m
$D_{x,max}$	0.63 m		

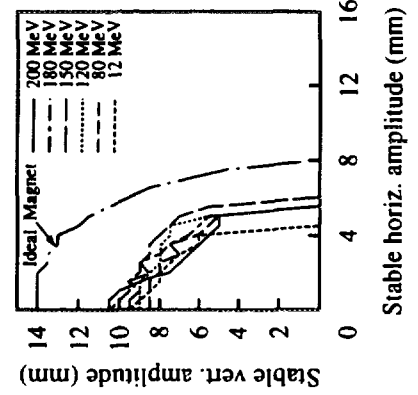
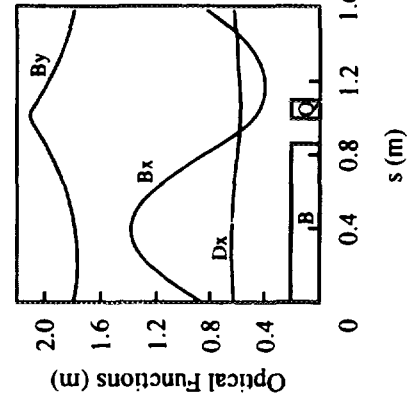


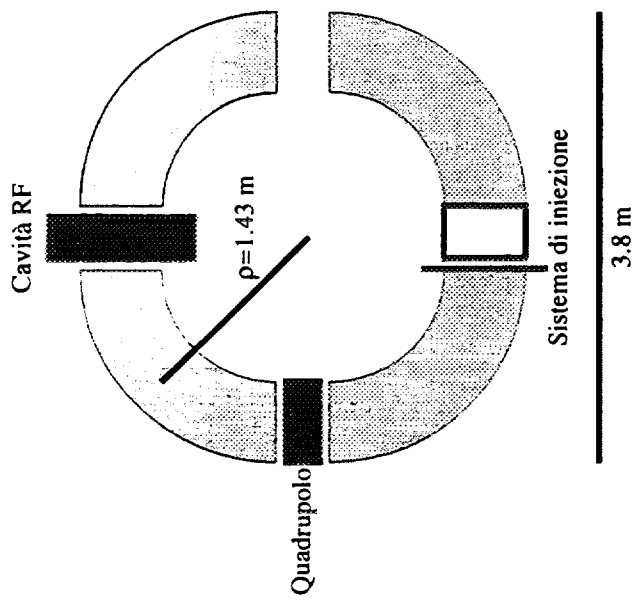
Fig. 4 - Layout/foto/parametri STAC

Funzioni ottiche lungo il periodo della macchina e apertura dinamica in istanti successivi durante l'impulso di accelerazione, parametrizzata rispetto all'energia raggiunta

**Il Sincrotrone Convenzionale weak focusing** (fig.5) viene studiato da circa un anno presso l'Università di Genova. Il sincrotrone ha una circonferenza di 11 m, con quattro magneti curvanti con indice di campo  $n=0.61$  e tratti dritti di solo 50 cm. L'iniezione verrebbe effettuata mediante un ciclotrone  $H^-$  da 18 MeV con 70  $\mu A$  di corrente. Il ciclotrone potrebbe essere usato in parassitaggio per la produzione di radioisotopi. Qualche seria difficoltà risiede nella progettazione di una cavità RF sufficientemente compatta per essere alloggiata nel piccolo spazio della sezione dritta. Per il resto la macchina è tradizionale anche se estremamente ridotta e le caratteristiche previste del fascio in uscita sono adatte all'applicazione terapeutica. In generale, però i sincrotroni sono acceleratori ricchi di componentistica di vario tipo, e piuttosto complessi nell'operazione.

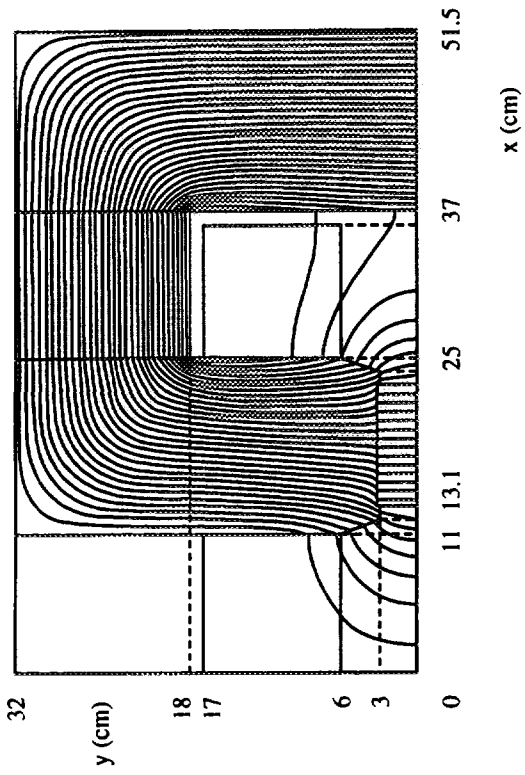
**L'Acceleratore Lineare** (fig.6) studiato da un gruppo composto da ricercatori ENEA-INN-FIS, CERN, INFN Legnaro e con consulente K.R. Crandall, USA, è composto di quattro "pezzi" fondamentali: (A) un iniettore RFQ da 5 MeV operante a 750 MHz, (B) un insieme di sei sezioni acceleratrici a 3 GHz di un nuovo tipo (*Side Coupled Drift Tube Linac, SCDTL*) tra 5 e 70 MeV, (C) un sistema magnetico che ripiega il fascio di 180° in verticale con una cavità di re-bunching, e (D) un insieme di sezioni tradizionali  $\beta$ -graded di tipo SCL (*Side Coupled Linac*) a 3 GHz che accelerano i protoni fino ad un'energia variabile da 70 a 200 MeV. La struttura SCDTL è altamente innovativa, in quanto è stata sviluppata all'ENEA-INN Frascati proprio per questa applicazione e per essa è in corso di ottenimento un brevetto ENEA. La scelta di operare il linac ad una frequenza così alta come 3 GHz all'energia di iniezione minore possibile (5 MeV) sembra particolarmente opportuna per questa applicazione, sia in quanto la corrente di fascio è per un linac estremamente ridotta, e quindi una riduzione dei fori di passaggio del fascio è del tutto ammissibile, sia in quanto che l'uso dei 3 GHz semplifica enormemente l'impianto RF abbassandone inoltre i costi in virtù della vasta diffusione di tali impianti usati per i linac ad elettroni per radioterapia convenzionale. Altre caratteristiche positive del linac sono la sua modularità, che si esplica nella possibilità di costruire la macchina a pezzi che possono essere provati singolarmente e di farla crescere anche eventualmente secondo il flusso dei finanziamenti, e l'interesse mostrato dall'industria nazionale (HITESYS, ALENIA, ALELCO) in virtù delle analogie della sua costruzione con altri impianti di interesse industriale per applicazioni in ambiente medicale, industriale e di ricerca e della sua relativa semplicità costruttiva. Le maggiori difficoltà sono nella costruzione dell'RFQ a 750 MHz, che competerà all'INFN di Legnaro (per la parte struttura a RF) data l'esperienza guadagnata nella costruzione di un RFQ per il CERN, e nella costruzione dell'SCDTL, struttura come si è detto innovativa, che invece è naturale realizzare ne Centro

# PROTOSINCROTRONE CONVENZIONALE

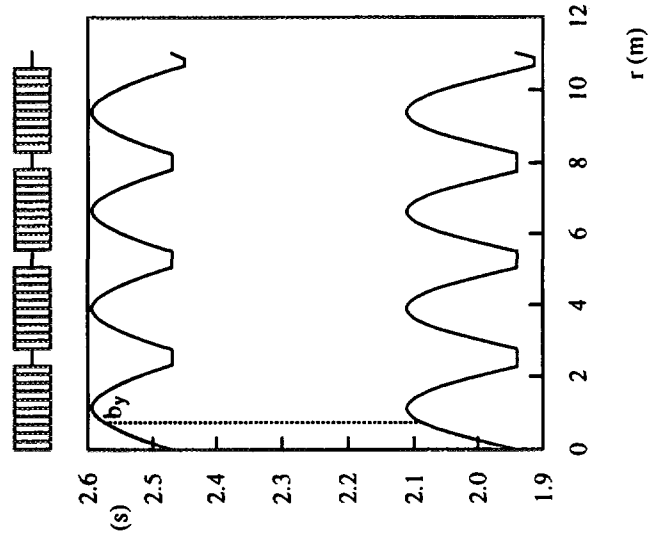


## Caratteristiche principali

- 4 Dipoli:
  - Bmax = 1.5 Tesla
  - Raggio = 1.43 m
  - Bending angle  $\pi/2$
  - Indice di campo = 0.61
  - Lunghezza = 0.5 m
- 4 Drifts
- Iniettore
- Iniezione
- Ciclo di accelerazione: 33 msec
- Frequenza di ripetizione: 10 Hz



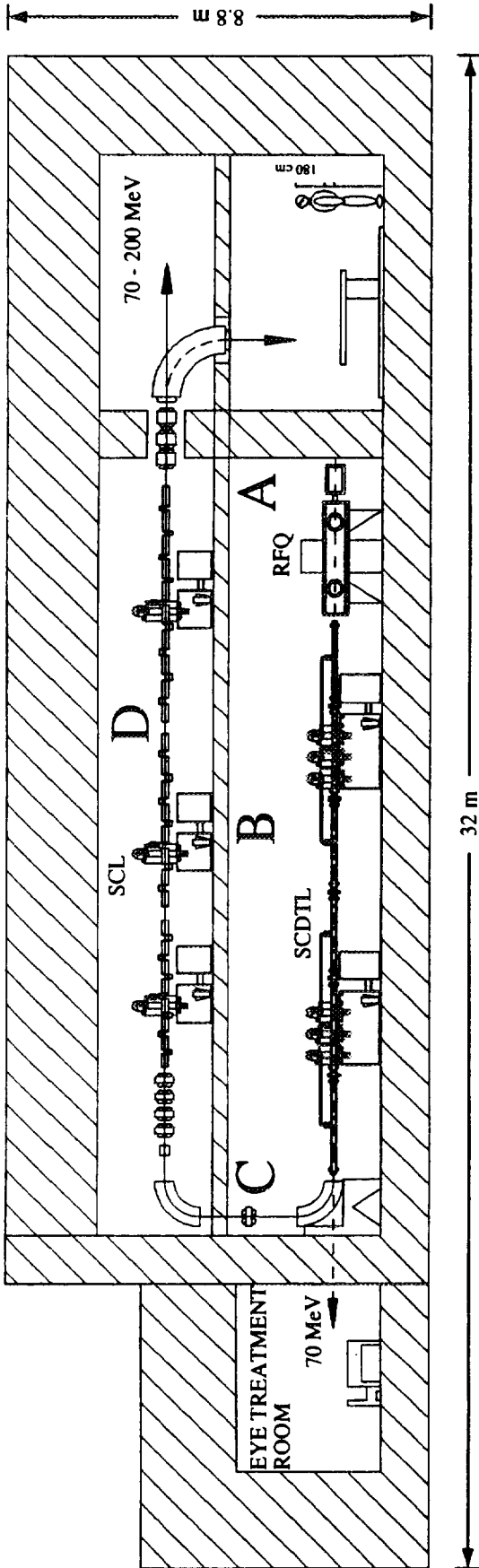
Cross section of the dipole magnet



Optical functions of the lattice

Fig. 5 - *Sincrotrone Convenzionale: Layout/sezione del magnete/parametri*

ACCELERATORE LINEARE DA 200 MeV

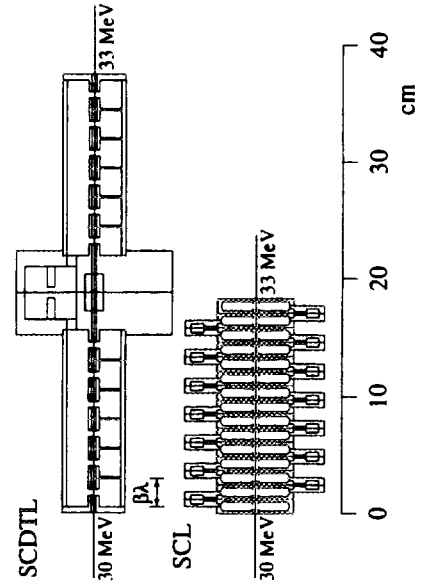
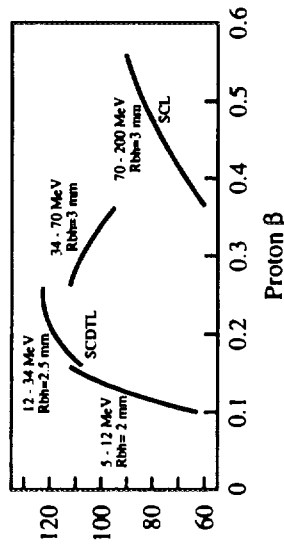


PARAMETRI DEL LINAC

	RFQ	SCDTL	SCL
Frequency (MHz)	749.25	2997	2997
Beam pulse ( $\mu$ s)	3	3	3
Rep. Rate (Hz)	100	100	100
Input Energy (MeV)	0.080	5	70
Output Energy (MeV)	5	70	200
Length (m)	2.6	10.6	12.0
# of tanks		54	30
# of cells/tank		5,6,7	14
Peak power (MW)	0.600	7	30
A ver. power (kW)	0.400	4.9	21

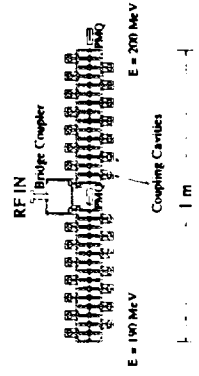
LINAC A 3 GHz: SCDTL e SCL:

La struttura SCDTL e' una struttura in cui le cavità accoppiate lateralmente ospitano un piccolo "drift tube linac" in cui le celle sono distanziate di  $\beta\lambda$  a bassa energia (<70 MeV) la "shunt impedance" migliora rispetto a quella tipo SCL perchè le cavità sono più grandi ed il numero di pareti - e quindi di perdite - è inferiore. Ciò si paga con un'allungamento del linac.



**SCDTL PARAMETERS**  
 Bore hole diameter 4 - 5 - 6 mm  
 Hor. or Ver. emittance 0.4  $\pi$  mm mrad (unnorm)  
 Longitudinal emittance 0.14 deg MeV  
 PMQ Length 30 mm  
 PMQ Gradient 200 - 155 T/m  
 Alignment tolerances on PMQ  $\pm 0.05$  mm  
 Eo (average accel. field) 12 MV/m  
 Kilpatrick factor 1.8

**SCL PARAMETERS**  
 Bore hole diameter 6 mm  
 Hor. or Ver. emittance 0.21  $\pi$  mm mrad (unnorm)  
 Longitudinal emittance 0.155 deg MeV  
 PMQ Length 38 mm  
 PMQ Gradient 116 - 88 T/m  
 Alignment tolerances on PMQ  $\pm 0.05$  mm  
 Eo (average accel. field) 15 MV/m  
 Kilpatrick factor 1.7



SCL module (two Tanks)

Fig. 6 - Linac: Layout/parametri



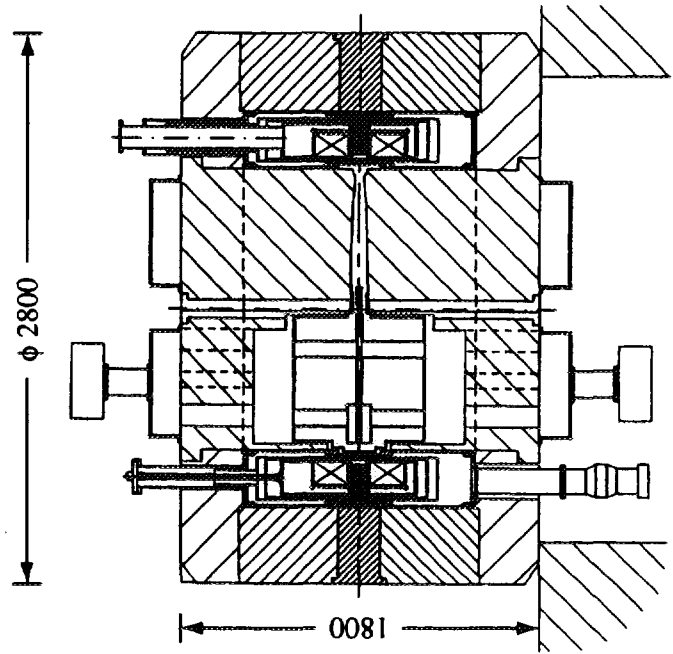
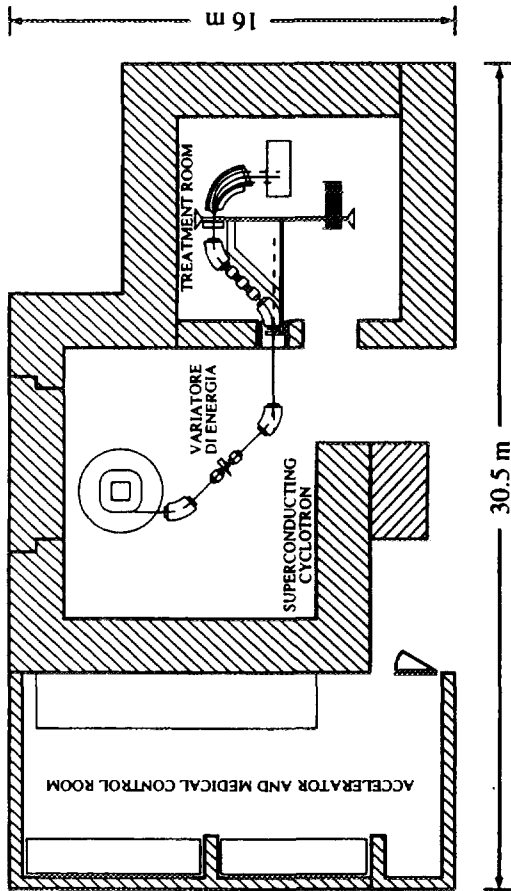
ENEA di Frascati e la cui prima sezione (5-12.9 MeV) richiede un perfetto allineamento (precisione inferiore a 50  $\mu\text{m}$ ) onde evitare peggioramenti di emittanza insostenibili dalle sezioni successive. Nonostante queste difficoltà, il linac sembra essere a priori una delle macchine migliori per questa applicazione anche per la sua notevole affidabilità; in aggiunta, sembra la più indicata per una realizzazione del tutto italiana che sfrutti al massimo le competenze presenti negli enti di ricerca (ENEA, INFN, ecc.) e, come detto, nell'industria. Un'analisi dei costi rivela che forse il linac non è la più economica delle macchine, ma, di nuovo, in virtù della sua modularità, anche con finanziamenti a singhiozzo può essere costruito a tappe significative. Si stimano necessari 1500 MLit per l'RFQ, 2000 MLit per le sezioni tra 5 e 70 MeV e 4000 MLit per le restanti sezioni fino a 200 MeV sempre che si utilizzino competenze e risorse dei laboratori delle varie istituzioni interessate.

*Il Ciclotrone Superconduttore* (fig.7) è stato studiato dal gruppo del LASA di Milano che ha realizzato il ciclotrone superconduttore in funzione a Catania. È un progetto estremamente innovativo sia perchè riguarda una macchina molto compatta (2.8 m di diametro per 1.80 m di altezza, e circa 100 ton. di peso) sia perchè mira all'operazione in regime superconduttore persistente, cioè senza liquefattore di elio, ma riempiendo il serbatoio solo una volta ogni 15 gg come si fa per gli impianti NMR. Inoltre la corrente del fascio può essere tra due e tre ordini di grandezza maggiore di quella necessaria e l'operazione in CW semplifica l'irraggiamento e la dosimetria. Gli svantaggi principali sono nel fatto che l'energia di uscita dal ciclotrone è fissa, e per variarla va inserito un degradatore di grafite, il quale arriva ad assorbire più del 90% della corrente ed è più ingombrante del ciclotrone stesso, e che il ciclotrone non è una macchina modulare ma va costruita col finanziamento totale. Il Laboratorio LASA ha stimato in 7130 MLit il costo del solo ciclotrone se la realizzazione di alcuni componenti venisse affidata o al LASA o al Centro A. Lacassagne di Nizza (ove è in funzione, sotto la direzione di P. Mandrillon, un ciclotrone da 60 MeV per la prototerapia dell'occhio).

## **FONTI DI FINANZIAMENTO**

Principalmente tre sono le fonti di finanziamento del Progetto Adroterapia:

- la fondazione TERA [8] che raccoglie fondi da privati
- l'INFN tramite il progetto ATER approvato dal gruppo V
- l'ISS che ha approvato il Progetto "Sviluppo dell'uso di protoni in terapia oncologica".



General Parameters	
Energy (fixed)	200 MeV
Number of sectors	3
Pole diameter	1.54 m
Magnetic field at R=0	2.515 T
RF frequency	115.0 Mhz
RF harmonic	3rd
Average Accelerating Voltage	80 kV

Magnet parameters	
Yoke external diameter	2.80 m
Yoke total height	1.80 m
Minimum gap in the hill	3.94 cm
Maximum gap in the valley	50 cm
Hill aperture (at R=0)	47 deg
Total magnet weight	70 tons

Superconducting coil parameters	
Internal diameter	1.68 m
External diameter	1.900 m
Coil section height	0.165 m
Coil gap	0.1 m
Magnetomotive force	1.527 MAT
Overall current density	5056 A/cm <sup>2</sup>

Cross section of the Cyclotron

Fig. 7 - Ciclotrone Superconduttore: Layout/sezione/parametri.

*La Fondazione TERA* promuove la fruizione di borse di studio o per giovani fisici o per esperti internazionali da consultare per i progetti di fattibilità ed organizza congressi (p.es. International Symposium on Hadron-Therapy, Como, 18-21 Ott.1993) e riunioni trimestrali generali alle quali partecipa tutta la Collaborazione Adroterapia. Il suo obiettivo, per esempio, per la fine della primavera del 1995 è quello di pubblicare, come detto, il volume "The TERA Project, The RITA Network and the Design of Compact Proton Accelerators".

*Il progetto ATER (INFN)* fruisce della collaborazione di numerosi ricercatori in qualità di associati dell'INFN (come p.es., per l'ENEA di Frascati, L.Picardi, A. Vignati, C. Ronsivalle, U. Bizzarri associati presso l'INFN di Firenze) e consente principalmente il finanziamento di missioni per visite a laboratori, per congressi o riunioni. Esso, è stato approvato in varie forme ormai da 4 anni, e però nell'ultimo anno (1995) è stato suddiviso in varie sottosezioni di cui ATER-A è quella relativa agli acceleratori. Quest'anno ATER-A finanzia anche, seppure in modo limitato, una sperimentazione di tipo prototipale sull'acceleratore compatto, avendo destinato 25 MLit allo studio di stutture a RF per l'acceleratore lineare (centro di spesa INFN-FI) e 30 Mlit allo studio di una cavità RF per il ciclotrone SC (centro di spesa INFN-MI).

*L'Istituto Superiore di Sanità* ha approvato il progetto "*Sviluppo dell'uso di protoni in terapia oncologica*" che è stato presentato all'ISS da Martino Grandolfo, direttore del Laboratorio di Fisica, per ottenere un finanziamento (nel quadro dell'art. 12 DL.502/92 che riserva l'1% della spesa farmaceutica a grossi progetti di ricerca effettuati dall'ISS e dagli IRRCs) per tre anni di una cifra compresa tra 6 e 7 miliardi per ogni anno. Il progetto dell'ISS comprende, come primo sottoprogetto, la costruzione di un prototipo di acceleratore compatto e il suo sistema di rilascio di dose. Gli altri sottoprogetti riguardano la realizzazione di studi di radiobiologia dei protoni, la dosimetria, i piani di trattamento ecc. È stato sinora ottenuto il finanziamento del primo anno - che corrispondeva al 1994 ma i cui soldi sono spendibili su più anni - che consiste in 6 miliardi: di questi, 4.5 sono relativi alla costruzione dell'acceleratore compatto, ed il resto alle altre attività su menzionate. Per motivi amministrativi il finanziamento non è ancora disponibile ma si spera lo sarà nei prossimi mesi. La sua gestione sarà effettuata da un comitato scientifico che sta per insediarsi e comprende personalità del mondo della ricerca in fisica, sugli acceleratori e del mondo della medicina. Per ognuno dei sottoprogetti è stato nominato un responsabile interno all'ISS. Per l'acceleratore compatto è Salvatore Frullani.

## STATO DEL PROGETTO E PROSEGUIMENTO DELL'ATTIVITÀ A FRASCATI

L'attività sinora effettuata in ENEA, e coordinata L. Picardi, è stata principalmente di *studio di macchina* per i progetti di fattibilità dello *STAC e dell'acceleratore lineare* (a Frascati INN-FIS). Altre attività sono state effettuate in ENEA a supporto del progetto del CNAO, come la collaborazione al dimensionamento delle *schermature* e delle problematiche con neutroni (a Bologna, INN-FIS e ERG) e di collaborazione nelle problematiche di *dosimetria* (Casaccia, Laitano).

A Frascati (INN-FIS-LAC) l'attività di studio sul sincrotrone compatto *STAC* è stata intensa nel 1993 ma si è esaurita nel 1994, e si limita attualmente a seguire l'evolversi della sperimentazione sul loro prototipo presso il laboratorio di Novosibirsk, mediante contatti mantenuti da R. Bartolini, che prodegue anche lo studio teorico di macchina.

Riguardo allo sviluppo dell'*acceleratore lineare* Frascati (INN-FIS-LAC) collabora con INFN-Legnaro nell'ambito di un programma scaturito dalla Collaborazione Adroterapia, che può, alla data presente, essere riassunto come segue.

1. Costruzione di un pre-prototipo di test della prima sezione di accelerazione di tipo SCDTL (5-12.9 MeV).
2. Progettazione e costruzione dell'iniettore RFQ comprendente struttura a RF e sistema di radiofrequenza a klystron a 750 MHz.
3. Progettazione e costruzione delle sezioni 1-6 di tipo SCDTL (da 5 a 70 MeV) comprensive dei relativi impianti di RF a 3 GHz.
4. Progettazione e costruzione dei magneti di bending.
5. Progettazione e costruzione delle sezioni SCL (da 70 a 200 MeV).
6. Costruzione dei sistemi di distribuzione della dose.

I primi 3 punti sono quelli in cui è massimo il contenuto di sviluppo e di innovazione dell'acceleratore, in quanto si fa ricorso a tecniche mai sperimentate e finalizzate specificamente alla applicazione adroterapica. In particolare per la struttura SCDTL è stato richiesto un *brevetto dall'ENEA*. Questo progetto è stato illustrato anche presso la soc. HITESYS dell'ENEA che ha mostrato un interesse notevole per le possibili ricadute sulla sua attività.

**Punto 1 (anni 1995-96).** In particolare il superamento della fase descritta al punto 1 è propedeutico per lo sviluppo del resto del programma. Ci si propone di dimostrare la fattibilità del linac SCDTL mediante la costruzione della sezione più critica tra le sei, di cui questo si compone, e il suo test con il fascio di protoni da 5 MeV fornito dall'acceleratore elettrostatico dei Laboratori di Legnaro dell'INFN. I dubbi principali cui dare risposta riguardano l'allineamento dei quadrupoli e del loro asse magnetico in relazione alle cavità SCDTL, e l'uso di eventuali sistemi di correzione. Inoltre potrà essere sperimentata la stabilità della struttura ad alti campi elettrici e la messa a punto di sistemi diagnostici del fascio. Questa attività sarà governata da un accordo tra ENEA e INFN in corso di perfezionamento.

Per la realizzazione di questo prototipo l'INFN ha messo a disposizione, per il 1995, 25 ML che serviranno per la *lavorazione meccanica delle cavità* e per l'acquisto del rame. Si prevede un'estensione del finanziamento per l'acquisto dei *quadrupoli* a magneti permanenti (spesa prevista 40 k\$) e per la camera da vuoto. L'ENEA metterà a disposizione un *modulatore a 3 GHz* a magnetron per l'esperimento a Legnaro e le facilities per la *sintonia* della struttura e la loro *brasatura* oltre al personale e alla progettazione e calcolo di tutto l'esperimento. Le fasi di *assemblaggio e allineamento*, e l'allestimento delle *diagnostiche* e della sezione di *adattamento* con il fascio del Van de Graaf saranno effettuate a Legnaro.

**Punto 2 (anni 1995-96-97).** Le fasi del programma (relative al prototipo di acceleratore destinato alla sperimentazione clinica) descritte dal punto 2 in poi *sono condizionate dal fatto che la scelta dell'ISS cada sul linac come Acceleratore Compatto: in tal caso il finanziamento ricadrà integralmente sull'ISS* anche se il programma sarà portato avanti coinvolgendo tutte le istituzioni collegate alla Collaborazione Adroterapia, cioè la *Fondazione TERA, l'INFN, l'ENEA, il CERN.*

Il progetto della struttura accelerante dell'*RFQ* sarà effettuato presso i Laboratori di Legnaro dell'INFN ove esiste già una notevole competenza in materia. Il progetto prenderà circa 1 anno di tempo, e la costruzione un altro anno. Per la parte di alimentazione a RF sono state analizzate diverse soluzioni, comprendenti l'uso di tetrodi o klystrons: si pensa che questi ultimi debbano essere preferiti sia per l'economicità del tubo, sia per le competenze esistenti.

Presso i Laboratori dell'INFN di Legnaro non potrà però essere effettuato il test con protoni dell'*RFQ* non disponendo i Laboratori di spazi adatti; inoltre sembra più logico installare l'impianto in un ambiente autorizzato dove poterlo usare almeno come iniettore per le sezioni successive.

**Punto 3 (anni 1995-96-97-98).** In base alle risultanze della progettazione e della sperimentazione al punto 1 si provvederà alla realizzazione del progetto esecutivo delle sezioni 1-6 del linac SCDTL. D'altro canto la radiofrequenza a 3 GHz è una tecnologia ben consolidata e già prodotta industrialmente anche presso la HITESYS. Inoltre è stata operata una scelta di suddivisione della potenza RF a 3 GHz per promuovere la costruzione da parte della soc. ALELCO dei sei klystrons operanti in questa parte dell'acceleratore.

**Punti 4, 5, 6 (anni 1998 e segg.).** La costruzione del prototipo di linac per l'Istituto Superiore di Sanità continuerà con le altre fasi che si estenderanno negli anni successivi al 1998, ma alla data odierna non è molto facile fare previsioni che sono intimamente legate all'erogazione dei finanziamenti e al successo delle prime fasi.

## CONCLUSIONI

E' in corso un'attività nel campo dello sviluppo degli acceleratori estreamente stimolante per la rilevanza dell'applicazione alla terapia oncologica. Le caratteristiche richieste sia al fascio di protoni sia all'impianto spingono il progettista a ricercare soluzioni innovative per adattare macchine tradizionalmente voluminose, costose e di complessa gestione ad un ambiente, quello ospedaliero, che richiede apparecchiature compatte, affidabili e maneggevoli. La stessa strada fu seguita anni fa per lo sviluppo degli acceleratori lineari di elettroni oggi così largamente diffusi per la radioterapia convenzionale. E' un'attività che ha consentito e consentirà un forte scambio di contatti scientifici e tecnici sia tra differenti laboratori impegnati nel mondo nel campo degli acceleratori (CERN, Los Alamos, Novosibirsk, Frascati, ecc.), sia, in Italia, tra le istituzioni pubbliche di ricerca e l'industria (ENEA, INFN, ISS, IRCCs, ALENIA, ecc.), sia tra il mondo della medicina e quello della fisica delle macchine acceleratrici.

**BIBLIOGRAFIA**

- [1] U. Amaldi and M. Silari editors "The TERA Project and the Centre for Oncological Hadrontherapy", Published by INFN-LNF, July 1994.
- [2] G. Bonelli et al. "Clinical Indications and Estimates of Patient Afflux in a Centre for Proton Therapy", TERA report n. TERA-93/9 TRA-8, Ago.1993.
- [3] R. Bartolini et al. "Preliminary Design of a Synchrotron Technologically Advanced and Compact for Protontherapy", TERA report n. TERA-94/9 ACC-8, 1994.
- [4] K. Crandall and M. Weiss, "Preliminary Design of a Compact Linac for TERA", TERA report n. TERA-94/34 ACC-20, Sept.1994.
- [5] E. Acerbi et al. "Preliminary Results on the Superconducting Cyclotron Project", TERA report n. TERA-94/36 ACC-21, Oct.1994.
- [6] L. Picardi et al. "Preliminary Design of a Very Compact Protosynchrotron for Proton Therapy" Proc. EPAC 27June 1July, 1994, London p. 864
- [7] L. Picardi et al. ""Preliminary Design of a Synchrotron Technologically Advanced and Compact for Protontherapy", in Hadrontherapy in Oncology, Proc 1st Int. Symp. on Hadrontherapy, Como, Italy, 18-21 Oct 1993, p 367
- [8] Averbukh et al. " Project of a small dimensional 200 MeV proton synchrotron", Proc. EPAC, Rome, 1988 p.413.

**Edito dall'Enea**  
**Funzione Centrale Relazioni Esterne**  
**V. le Regina Margherita, 125 - 00198 Roma**  
**Finito di stampare nel mese di dicembre 1995**  
**presso il Tecnografico**