

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI CATANIA
FACOLTA' DI SCIENZE MATEMATICHE, FISICHE E NATURALI
CORSO DI LAUREA IN FISICA

ALESSANDRA CALANNA

STUDIO DEL CIRCUITO MAGNETICO
DI UN CICLOTRONE MEDICALE DA 250 AMeV

TESI DI LAUREA

Relatori:

Prof. S. LO NIGRO

Dott. L. CALABRETTA

ANNO ACCADEMICO 2002-2003

INDICE

INTRODUZIONE	I
---------------------------	---

Capitolo 1: L'ADROTERAPIA

1.1 Cenni storici.....	1
1.2 Caratteristiche ed effetti delle radiazioni.....	3
1.3 Gli effetti biologici delle radiazioni ionizzanti.....	14
1.4 Parametri richiesti ad un fascio di ioni per l'adroterapia.....	17
BIBLOGRAFIA.....	21

Capitolo 2: TERAPIA CON IONI PESANTI: ESPERIENZE E PROGETTI

2.1 Cenni sugli acceleratori usati nell'adroterapia.....	22
2.1.1 Il ciclotrone classico.....	24
2.1.2 Il sincrociclotrone.....	27
2.1.3 Il ciclotrone AVF (Azimuthally varying Field).....	27
2.1.4 I ciclotroni superconduttori.....	28
2.1.5 Il sincrotrone.....	28
2.2 Acceleratori medicali.....	30
2.2.1 HIMAC facility (Chiba, Giappone).....	31
2.2.2 GSI facility (Darmstadt, Germania).....	36

2.2.3	CATANA (Catania).....	41
2.2.4	Catania: la proposta di un centro di adroterapia e progetto SCENT.....	43
	BIBLOGRAFIA.....	50

Capitolo 3: FISICA DEL CICLOTRONE

3.1	Il ciclotrone classico e la focalizzazione debole.....	52
3.2	Principio di funzionamento del ciclotrone.....	54
3.2.1	Dinamica assiale.....	57
3.2.2	Dinamica radiale.....	58
3.3	La focalizzazione nei ciclotroni AVF: descrizione qualitativa.....	61
3.4	Equazioni e definizioni.....	65
3.4.1	L'isocronismo.....	66
3.4.2	La focalizzazione nei ciclotroni AVF.....	67
3.5	Sistemi di iniezione ed estrazione del fascio.....	68
3.5.1	L'estrazione per stripping.....	69
3.5.2	L'estrazione per deflessione elettrostatica.....	70
3.6	L'accelerazione nei ciclotroni.....	72
3.7	Le risonanze.....	77
	BIBLIOGRAFIA.....	80

Capitolo 4: CALCOLO DEI PARAMETRI DEL CIRCUITO ELETTROMAGNETICO DEL CICLOTRONE SUPERCONDUTTORE

4.1 Introduzione al disegno.....	81
4.2 Obiettivi.....	82
4.3 Parametri fondamentali del ciclotrone.....	82
4.3.1 Il numero di settori.....	84
4.3.2 La frequenza RF.....	85
4.3.3 Il raggio di estrazione.....	88
4.4 Caratteristiche del campo magnetico in un ciclotrone compatto.....	90
4.5 OPERA 3D , il modulo TOSCA e il programma GENSPE.....	92
4.6 Scelta dei parametri da ottimizzare.....	95
4.6.1 L' approccio con opera.....	96
4.6.2 La corrente nelle bobine.....	100
4.6.3 L'ampiezza angolare delle creste.....	101
4.6.4 Il gap tra i poli.....	103
4.6.5 Shim in cresta o in valle.....	104
 BIBLIOGRAFIA.....	 105
APPENDICE 1.....	106

5.1 Risultati ottenuti.....	108
5.2 La corrente nelle bobine.....	109
5.3 L'ampiezza angolare delle creste e delle valli.....	110
5.4 Il flutter e l'armonica principale.....	111
5.5 Le oscillazioni di betatrone assiali e radiali.....	120
5.6 Campo magnetico simulato.....	123
BIBLIOGRAFIA.....	127
APPENDICE 2.....	128
CONCLUSIONI.....	131

5.1 Risultati ottenuti.....	108
5.2 La corrente nelle bobine.....	109
5.3 L'ampiezza angolare delle creste e delle valli.....	110
5.4 Il flutter e l'armonica principale.....	111
5.5 Le oscillazioni di betatrone assiali e radiali.....	120
5.6 Campo magnetico simulato.....	123
 BIBLIOGRAFIA.....	 127
APPENDICE 2.....	128

CONCLUSIONI.....131

INTRODUZIONE

L'utilizzo di ioni per la cura di neoplasie più o meno profonde è sempre crescente. Dagli anni cinquanta gli studi che mirano a comprendere gli effetti delle radiazioni ionizzanti sui tessuti biologici hanno fatto notevoli progressi; parallelamente lo sviluppo tecnologico ha permesso la costruzione di macchine sempre più sofisticate e compatte in grado di fornire elevate energie e di ottimizzare le caratteristiche del fascio fornito.

L'argomento di questo lavoro di tesi è lo studio di un ciclotrone superconduttore, in particolare della definizione della geometria e dell'ottimizzazione del circuito magnetico. Esso potrà essere usato per accelerare ioni da 250 AMeV per la cura di neoplasie in ogni parte del corpo.

Prima di iniziare a descrivere le caratteristiche della macchina si è ritenuto opportuno presentare una panoramica teorica e storica sullo sviluppo dell'adroterapia.

Nel primo capitolo saranno spiegati in maniera accurata i vantaggi e le limitazioni dell'adroterapia rispetto alle terapie convenzionali. Il problema sarà affrontato parlando delle caratteristiche fisiche e degli effetti biologici di un fascio di particelle accelerate e focalizzando l'attenzione sulle differenze tra le diverse specie di nuclei. Si parlerà del picco di Bragg e del SOBP (Spread-Out Bragg Peak), della resistenza alle radiazioni da parte delle cellule ipossiche e conseguentemente sarà definito l'OER (Oxygen Enhancement Ratio). Verranno anche definite le energie e le intensità necessarie per un fascio di particelle per produrre l'effetto desiderato.

Nel secondo capitolo si descriverà brevemente della fisica su cui si basano gli acceleratori usati nell'ambito dell'adroterapia e si esamineranno le scelte effettuate in alcune delle più importanti facility del mondo dove vengono trattati alcuni tumori con ioni energetici.

Si esamineranno con cura i parametri delle macchine acceleratrici, nonché i sistemi di distribuzione della radiazione sui pazienti relativi alle facility di HIMAC (Giappone), del GSI (Germania) e dei LNS (Italia).

Attualmente in Italia l'unico centro che utilizza ioni per la cura dei tumori è a Catania presso i Laboratori Nazionali del Sud dove le neoplasie trattate sono quelle della regione oculare. Nel capitolo 2 verrà spiegato il perché di tale limitazione e si parlerà del progetto di un nuovo centro previsto anch'esso a Catania, che sarà interamente dedicato a scopi medicali. La macchina acceleratrice prevista per questo centro è un ciclotrone in grado di fornire un fascio che permetta trattare di tumori a qualsiasi profondità.

Il progetto specifico di questo ciclotrone è attualmente oggetto di studio presso l'INFN, che tramite la quinta commissione scientifica ha già finanziato il progetto SCENT (Superconductivity Cyclotron for Exotic Nuclei and Therapy), nel quale rientra anche questo lavoro di tesi.

Per completezza nel capitolo 3 sarà svolta una dettagliata descrizione dei parametri che definiscono un ciclotrone e delle grandezze che è necessario controllare per il suo corretto funzionamento.

Nei restanti capitoli si parlerà del lavoro svolto ai Laboratori Nazionali del Sud spiegando in dettaglio i programmi da me utilizzati per il disegno, il calcolo e l'ottimizzazione del campo magnetico del ciclotrone.

Si parlerà della relazione tra il flutter, le oscillazioni di betatrone assiali e radiali e la focalizzazione del fascio spiegando in che modo queste grandezze varino al variare dei parametri che definiscono il magnete.

Infine verranno motivate le modifiche alla geometria del circuito magnetico e si descriverà e mostrerà l'attuale configurazione meccanica e magnetica del ciclotrone.

Capitolo 1

L'ADROTERAPIA

1.1 Cenni storici

Ioni con numero di massa fino a 20 amu, opportunamente accelerati, hanno apportato notevoli vantaggi nella cura del cancro, soprattutto se confrontati con i tipi di radiazioni convenzionali.

L'obiettivo di una terapia con l'utilizzo di radiazioni è distruggere la massa tumorale, preservando il più possibile i tessuti circostanti sani. E' con questa idea che circa cento anni fa iniziarono i primi trattamenti con i raggi X, sebbene fosse noto che queste radiazioni non riuscivano a penetrare molto in profondità nei tessuti e, di conseguenza, gli effetti terapeutici fossero discutibili.

Nei primi anni venti cominciarono ad essere usati i raggi γ , prodotti dal radio, in seguito anche elettroni accelerati, capaci di produrre raggi X energetici, e raggi γ , prodotti da cobalto radioattivo, ancora oggi la sorgente di γ più usata.

Con gli anni questa tecnica è stata costantemente migliorata, le macchine sono state adattate all'ambiente ospedaliero e i metodi di irraggiamento sono diventati più accurati; purtroppo ci sono dei casi in cui è impossibile non irradiare anche organi vitali situati vicino alla parte malata.

Circa cinquanta anni fa, R. Wilson notò le proprietà dei fasci monoenergetici di particelle cariche, come protoni e ioni: ottima focalizzazione, bassa diffusione laterale, rilascio dell'energia solo in strette zone. Ciò in principio vuol dire che, variando l'energia delle particelle è possibile irradiare l'intero volume desiderato in maniera uniforme e con una dose sufficientemente alta, lasciando bassa quella assorbita dagli organi circostanti. Questo è il principio su cui si basa l'adroterapia e a tal fine un grande numero di macchine acceleratrici cominciarono ad essere costruite o adattate per trattare qualche tipo di neoplasia.

Con la parola adroni normalmente si intendono protoni, neutroni e mesoni, ma nel contesto dell'adroterapia è di uso comune includere altre particelle cariche ed escludere i neutroni. In particolare molti fisici indicano come adroterapia anche i trattamenti fatti con carbonio, elio o neon; in questo lavoro gli ioni carbonio verranno indicati come particelle pesanti, in contrasto ai protoni e ai nuclei di elio.

Gli ioni come neon e carbonio mostrano un picco di Bragg simile a quello dei protoni, inoltre, essendo più pesanti di questi ultimi, presentano una dispersione laterale (straggling) del fascio meglio controllabile, una maggiore energia lineare trasferita (LET) e di conseguenza anche un danno biologico effettivo (RBE) maggiore. Un vantaggio di una radiazione ad alto LET è che essa colpisce anche le cellule tumorali ipossiche, che sono meno sensibili alle radiazioni e sono presenti soprattutto nei tumori grandi e poco vascolarizzati.

Rimane comunque da notare che le radiazioni convenzionali sono più semplici sia nella produzione che nel trasporto del fascio da sorgente a paziente, d'altro canto gli ioni, cioè radiazioni ad alto LET, trasferiscono la maggior parte dell'energia alla fine del cammino, nel picco di Bragg. In questo caso quindi diventa estremamente importante un sistema di controllo capace di regolare adeguatamente la forma, l'intensità e l'energia del fascio, inoltre deve essere calcolato con estrema accuratezza il tempo di esposizione dei tessuti per evitare danni a tessuti che non necessitano del trattamento.

Per questo motivo sono necessari una serie di accertamenti diagnostici quali tomografia computerizzata (CT) per tessuti altamente densi, risonanza magnetica (MRI) per tessuti delicati, ultra suoni (US), scintigrafia o tomografia per emissione di positroni (PET), che servono a determinare l'esatta forma e posizione delle cellule da colpire.

Tali argomentazioni hanno limitato fino ad ora un'ampia diffusione dell'adroterapia in medicina, ma gli studi più recenti (tra cui anche questo) mirano ad una maggiore funzionalità e semplicità di tutte le operazioni relative a questa terapia, in modo da rendere tutta la strumentazione più funzionale nell'ambiente ospedaliero.

In questo capitolo si mostrerà più in dettaglio i principi fisici su cui si basa questa terapia, puntando l'attenzione sui vantaggi dell'uso di ioni pesanti e dei protoni rispetto alle radiazioni convenzionali.

1.2 Caratteristiche ed effetti delle radiazioni

L'obiettivo di una terapia oncologica è il controllo o la completa eliminazione delle cellule tumorali, quindi il successo di un trattamento dipende in primo luogo dalla capacità di discriminarle dalle cellule sane.

Quando si parla di trattamento con radiazioni convenzionali si intendono raggi γ emessi da isotopi radioattivi, fotoni di brehmsstrahlung ed elettroni; una proprietà che le accomuna è la distribuzione di dose nel tessuto umano che è massima vicino alla superficie e diminuisce man mano che la radiazione penetra in profondità (fig 1).

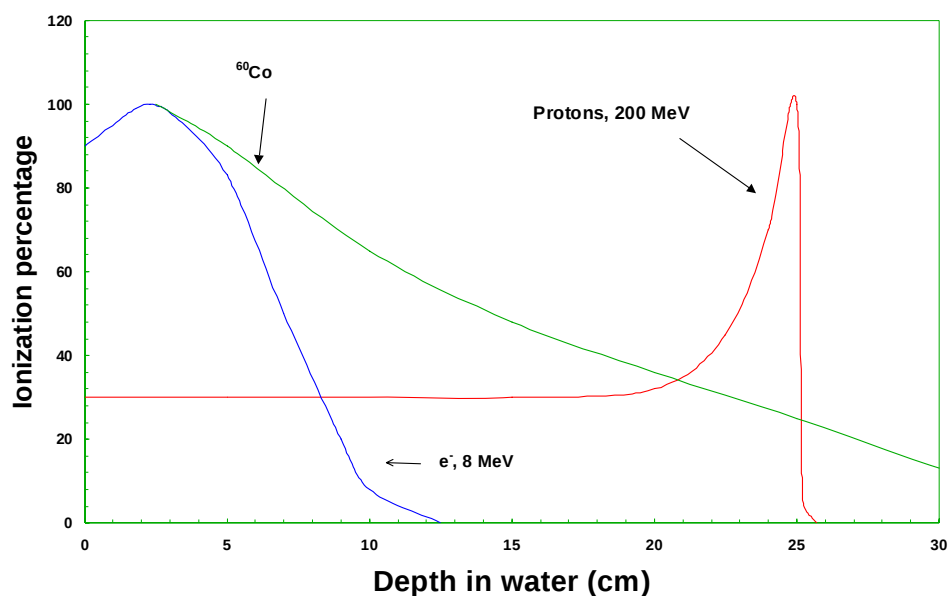


Figura 1 Percentuale di ionizzazione in funzione del cammino in acqua per vari tipi di radiazioni.

Per i raggi γ e per i fotoni più in generale questo decremento è quasi esponenziale, il che vuol dire che dopo aver attraversato il bersaglio la dose non è nulla, quindi cellule sane prima e oltre il tumore possono essere danneggiate. Inoltre l'energia dei fotoni è trasferita al tessuto attraverso processi stocastici, quali diffusione inelastica ed effetto fotoelettrico, che comportano un allargamento laterale del fascio, anch'esso da considerare. Gli effetti biologici più importanti sono attribuiti agli elettroni secondari prodotti (e^+ , e^-): è questo il motivo per cui si definiscono anche radiazioni indirettamente ionizzanti.

Di contro le particelle cariche sono dette particelle direttamente ionizzanti, la loro distribuzione di dose diminuisce più velocemente con lo spessore, il che implica un range limitato (fig. 1).

La distribuzione di radiazione può essere migliorata se la massa tumorale è irraggiata da più direzioni, ad esempio utilizzando un sistema capace di ruotare il fascio attorno al paziente. Questo comporta una notevole complicazione, ma

permette di trattare con maggiore accuratezza la zona interessata ([Reg01],[Ben96],[Ben99], [Ama99]).

Al momento le radiazioni convenzionali sono quelle maggiormente usate nella cura delle varie forme di neoplasie; esse sono molto efficienti nel caso di tumori in fase di crescita, perché agiscono sulle cellule al momento della duplicazione.

La radioterapia convenzionale ha portato molti successi nella terapia oncologica, ma alcuni tumori locali, come quelli nel primo tratto dell'intestino, nel cervello, alla base del collo, non sono adatti ad essere trattati con questa tecnica, infatti un maggiore controllo della distribuzione di dose ha comunque dei limiti fisici. Come si vede anche dalla curva sottostante, i raggi X e γ rilasciano molta energia vicino alla superficie pur avendo un range molto grande, quindi, se si devono curare neoplasie profonde, queste radiazioni non sono adatte.

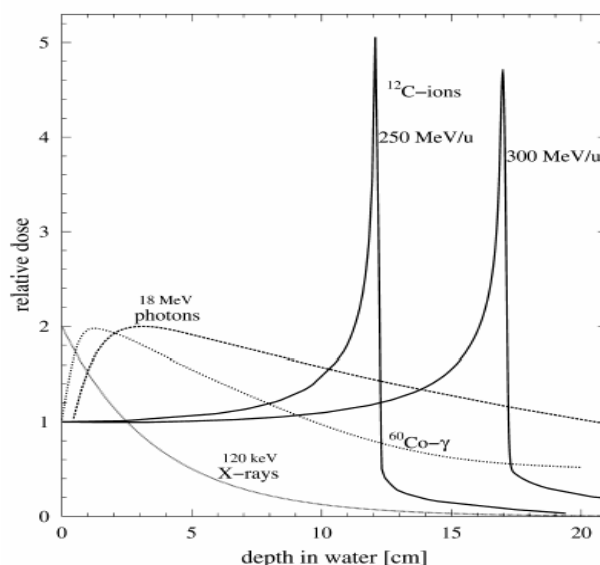


Figura 2 Diagramma dose-profondità di diverse radiazioni

Particelle cariche più pesanti degli elettroni (protoni o ioni) presentano proprietà interessanti: la loro interazione con la materia è dovuta principalmente a processi che coinvolgono gli elettroni degli atomi bersaglio, inoltre, a causa della loro massa,

molto maggiore di quella degli elettroni, risentono meno della diffusione laterale e dell'allargamento del fascio.

Le curve dose-profondità di questi fasci sono completamente differenti da quelle dei fotoni ed elettroni, le dosi più elevate sono rilasciate alla fine del percorso nei tessuti, dando luogo al picco di Bragg [Kno99]. Come si vede dalla figura 1 e nella figura 2 rispettivamente per protoni da 250 MeV e ioni carbonio da 250 e 300 A MeV, la dose rilasciata in zone vicine alla superficie è relativamente bassa, se confrontata alla dose rilasciata dalle radiazioni convenzionali, mentre risulta per la maggior parte concentrata ad una profondità precisa, quella in corrispondenza del picco.

La profondità a cui si trova il picco di Bragg dipende dall'energia iniziale e dalla massa delle particelle e la sua ampiezza dipende dalla dispersione energetica del fascio. Se si trattano neoplasie di spessore comparabile alla larghezza del picco, è necessario solo un fascio di particelle cariche con energia tale da far coincidere il picco con la profondità a cui si trova la massa tumorale, in modo che la maggior parte dell'energia venga depositata nelle cellule malate, minimizzando il danno agli organi vicini.

L'esperienza ha comunque dimostrato che più frequentemente i tumori hanno uno spessore maggiore della larghezza del picco di Bragg, quindi è necessario trovare una tecnica che permetta di modellare adeguatamente la forma del fascio. Questo può essere fatto:

- variando l'energia del fascio in uscita dall'acceleratore;
- interponendo materiali di spessore variabile, che continuamente varino la quantità di materia incontrata dal fascio prima di colpire il paziente e quindi varino la posizione del massimo di dose rilasciata. Con questa tecnica si sovrappongono più picchi di Bragg e si ottiene quello che viene usualmente chiamato un picco allargato (Spread-Out Bragg Peak=SOBP).

Esso è mostrato nella figura 3 ([Kan02], [Pre97], [Yam]); risulta così possibile irraggiare uniformemente tumori con spessori dell'ordine dei cm.

Oltre ad essere modulato in profondità, il fascio viene reso uniforme e più conforme possibile all'area da trattare in modi diversi.

Si possono usare collimatori speciali, che modellino il fascio quanto più conformemente possibile al tumore e questo metodo è detto anche sistema di scansione passiva. Oppure si può usare la tecnica della scansione attiva (spiegata più in dettaglio nel prossimo capitolo). Il fascio di ioni non incontra spessori prima del paziente, rimane quindi relativamente stretto (piccola FWHM), e, per mezzo di magneti adeguatamente disegnati, è mosso in modo da colpire il tumore in più punti, fino a quando si copre l'intera area da trattare.

Nel capitolo due verranno trattate tre facility che usano ioni per la cura di neoplasie e, di volta in volta, saranno descritti con accuratezza i sistemi di scansione usati.

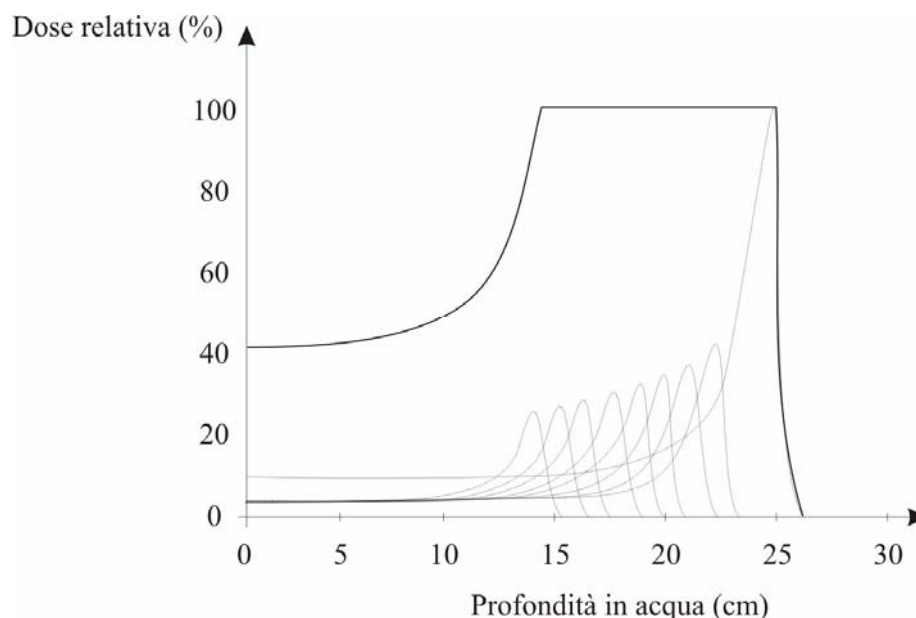


Figura 3 Picco di Bragg allargato (SOBP) per un fascio di protoni.

Un altro parametro rilevante nella descrizione degli effetti biologici delle radiazioni è l'energia lineare trasferita o LET, normalmente espressa in $\text{keV}/\mu\text{m}$.

Il suo valore dipende dalla carica e dall'energia della particella, quindi varia man mano che la particella penetra nel tessuto. Il LET per fotoni è relativamente basso, ma può crescere parecchio per neutroni, protoni e ioni più pesanti; inoltre per queste particelle il LET varia con la profondità di penetrazione.

I protoni e gli altri ioni pesanti finora considerati sono a basso LET per quasi tutta la loro traccia, mentre nella zona del picco di Bragg assumono alto LET (figura 4 [Reg01], [SIS02], [Mar01], [Pre97]); in particolare l'ordine di grandezza del LET è tra 10 e 100 $\text{keV}/\mu\text{m}$ per i protoni e anche sopra cento $\text{keV}/\mu\text{m}$ per ioni come carbonio o neon.

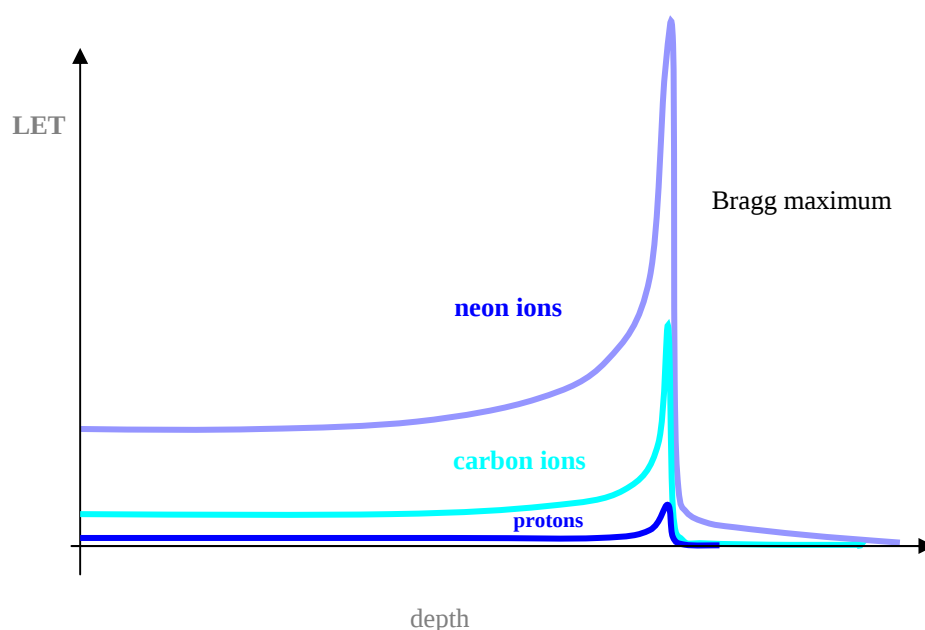


Figura 4 LET per protoni, ioni carbonio e neon in relazione al loro cammino

Un effetto biologico minore di quello desiderato in un trattamento con radiazioni convenzionali può essere causato dalla presenza di cellule ipossiche (anoxic)

presenti al centro del tumore. Queste cellule sono relativamente lontane dai capillari ($\approx 100 \mu\text{m}$) e, come dice il loro nome, si caratterizzano per la bassa presenza di ossigeno.

Studi sull'argomento hanno dimostrato che neoplasie ipossiche sono meno radiosensibili, tanto che per avere lo stesso effetto biologico occorre mandare una dose circa tre volte maggiore di quella mandata su neoplasie le cui cellule sono ben ossigenate.

L'Oxygen Enhancement Ratio (OER) è un parametro che descrive questi effetti; esso è definito come il rapporto tra le dosi richieste per produrre un dato effetto in assenza e in presenza di ossigeno.

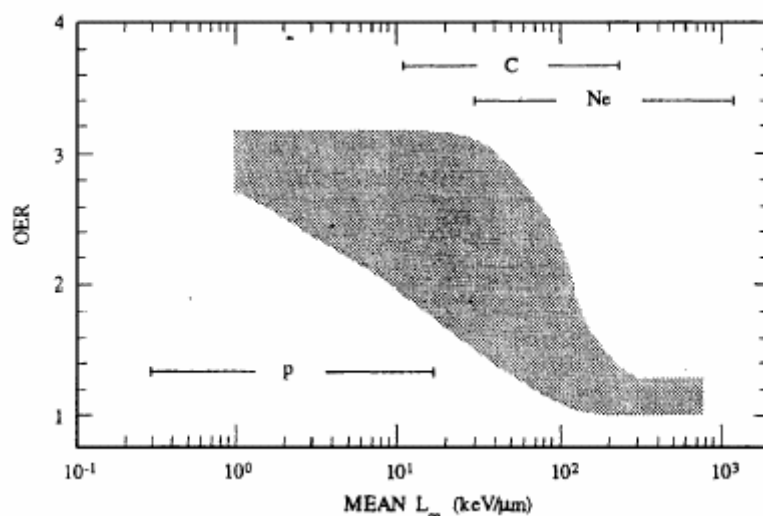


Figura 5 OER in funzione del LET per vari tipi di radiazioni e per varie linee cellulari. Sono indicati i range di LET raggiungibili per particelle interessanti in radioterapia.

Come si vede dalla figura 5, per le radiazioni convenzionali l'OER ha un valore circa di tre, che è indice della difficoltà di irradiare cellule ipossiche al centro del tumore senza causare danni irreparabili agli organi e ai tessuti vicini.

Questi ultimi, infatti, sono ben vascolarizzati, quindi più sensibili alle radiazioni; questo valore diminuisce all'aumentare del LET, fino ad arrivare ad un valore di circa 1 per particelle con LET di qualche centinaio di keV/ μ m. Questo è un grosso vantaggio dell'uso di radiazioni ad alto LET rispetto a fotoni o elettroni.

Un ulteriore argomento a favore degli ioni pesanti è la maggiore sensibilità alle radiazioni anche da parte di cellule ipossiche; i tumori ipossici sono infatti più frequentemente già metastatici alla diagnosi e offrono modesti risultati ai trattamenti radiochemioterapici integrati. Per distruggerli è necessaria una dose maggiore, che potrebbe risultare eccessivamente dannosa per i vicini tessuti sani. Il problema è superato con un trattamento a step, che mira ad ossigenarle.

Il primo passo è regolare la direzione del fascio al fine di colpire le cellule tumorali ipossiche e altre malate vicine a qualche capillare.

Dopo questa prima fase la neoplasia risulta un po' più piccola e le cellule ipossiche si trovano più vicine ai capillari, il che vuol dire che la presenza di ossigeno, quindi la loro sensibilità alle radiazioni, è maggiore e possono essere distrutte con dosi che non danneggino eccessivamente gli altri tessuti.

Nel caso di irraggiamento convenzionale la sensibilità delle cellule è maggiore nella fase di duplicazione delle cellule, mentre è ridotta nella fase di duplicazione del DNA; questa dipendenza dalla fase è notevolmente ridotta per particelle pesanti, soprattutto se ad alto LET (circa qualche centinaio di keV/ μ m) [Hal78]. A questo punto è bene definire la dose, che è usualmente indicata con la lettera D.

A differenza del LET che descrive la perdita di energia della particella lungo il suo percorso, la dose è una misura dell'energia assorbita per unità di massa dal tessuto; la sua unità di misura è il Gray o il rad. Questa è una delle più importanti e misurabili quantità e viene sempre riportata negli esperimenti biologici e nei trattamenti clinici.

Tabella 1 unità delle radiazioni.

Unità	Definizione
Dose assorbita: <i>Gray</i> <i>Rad</i>	Un gray di radiazione deposita un joule di energia in un chilogrammo di materia 1 rad=0.01 Gy=0.01 J/kg
Dose equivalente: <i>Sievert</i> <i>Rem</i>	1 Sv=100 rem 1 rem=1 rad*Q* 1 Sv=1 Gy*Q

***nota** Q è il fattore di qualità e si sta supponendo $D_F=1$.

Uguali dosi di radiazioni differenti non sempre producono lo stesso effetto biologico. La dose equivalente D_e (detta anche RBE relative biological effectiveness) descrive questa differenza.

Essa è definita come il rapporto della dose di raggi X da 250 keV rispetto alla dose di qualche altra radiazione, che produca lo stesso effetto biologico. E' legata alla dose da un fattore detto fattore di qualità Q (vedi tabella 1), che dipende dal tipo di radiazione considerata (fotoni, elettroni, protoni, alfa, etc...) e dall'energia della particella incidente, e da un fattore D_F .

Quest'ultimo tiene conto della distribuzione non uniforme dei radionuclidi all'interno del tessuto biologico considerato, dell'intensità di dose, del suo frazionamento e di tutti gli altri fattori di correzione necessari. Si ha quindi

$$D_e = D * D_F * Q$$

Tabella 2 Fattore di qualità per diverse radiazioni [Mar02].

Tipo di radiazione	Fattore Q
Fotoni, tutte le energie	1
Elettroni, tutte le energie	1
Protoni, con energia >2 MeV	5
Particelle alfa, ioni pesanti	20

Tabella 3 Corrispondenza LET-Q.

LET in acqua (keV/ μ m)	Fattore Q
<3.5	1
7	2
23	5
53	10
>175	20

Infine si deve tenere conto anche della diversa sensibilità (F_p , vedi tabella 2) dei vari tessuti e organi alla radiazione; è per questo che viene introdotto il concetto di dose efficace, usualmente indicata con E , somma delle dosi equivalenti nei diversi organi o tessuti del corpo umano, opportunamente pesate a seconda dei danni relativi ai vari organi interessati ($E = \sum_i (F_{p_i} * D_{e_i})$).

Tabella 4 Fattore F_p per diversi organi e tessuti.

Organi o Tessuti	F_p
Gonadi	0.20
Midollo osseo, Polmone (vie respiratorie toraciche), Stomaco, Colon	0.12
Vescica, Fegato, Tiroide	0.05
Pelle, Superficie ossea	0.01
Vescica, Fegato, Tiroide e rimanenti organi o tessuti*	0.05

***Nota 1** Per rimanenti organi o tessuti si intendono: ghiandole surrenali, cervello, vie respiratorie extratoraciche, intestino tenue, reni, tessuto muscolare, pancreas, milza, timo, utero.

L'unità di misura della dose efficace nel SI è il Sivert (Sv) che equivale a un J/kg; 1 Sv equivale a 100 REM (il REM ha uguale dimensione del RAD). La risposta delle cellule tumorali può variare enormemente, per questo motivo non basta consultare i valori del RBE se non si sono prese in considerazione tutte le condizioni del trattamento. Infine , come si vede dalla figura 6, è bene notare che il valore del RBE è maggiore per particelle ad alto LET (quindi basso OER), altro vantaggio degli ioni pesanti.

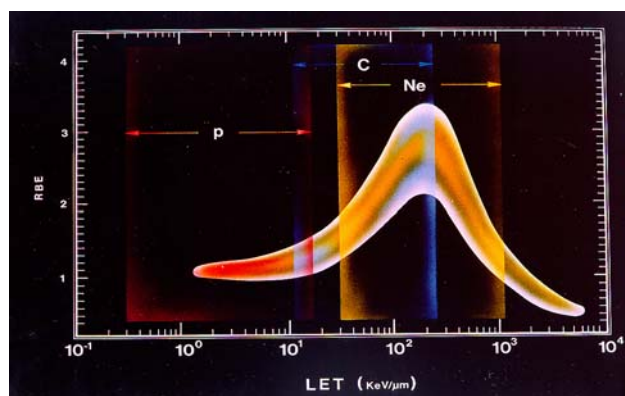


Figura 6 Rappresentazione dei dati sperimentali della dipendenza della RBE dal LET; le radiazioni con alto LET sono fino a tre volte più efficaci di quelle a basso LET.

1.3 Gli effetti biologici delle radiazioni ionizzanti

Le radiazioni ionizzanti di origine naturale o artificiale, trasferendo energia alle molecole, sono in grado di rompere o modificare i legami biochimici, che hanno un'importanza fondamentale per le funzioni vitali delle cellule.

Il danno biologico inizia sempre con fenomeni di ionizzazione e/o eccitazione e le coppie di ioni formate danno origine a ionizzazioni secondarie, terziarie...

Come è mostrato dalla figura 7, i processi di danno cellulare sono di due tipi:

1. danno diretto: la radiazione, attraversando la cellula, provoca un effetto diretto sul DNA, lo ionizza ed ne eccita atomi e molecole, dando luogo a frammenti dotati di carica elettrica chimicamente instabili;
2. danno indiretto: la radiazione interagisce con una molecola di H_2O e produce radicali liberi, questi atomi o molecole che sono elettricamente neutre con un elettrone spaiato nell'orbita più esterna e sono quelli che maggiormente interagiscono col DNA danneggiandolo irreparabilmente. Questa è la modalità di danno più frequente poiché il materiale biologico è composto per il 70-80 % da acqua, ecco così spiegato perché la formazione di radicali liberi è maggiore in presenza di ossigeno (dove l'OER è minore).

Nel primo caso, l'energia ceduta da una particella mentre essa attraversa una cellula rompe il legame molecolare di una delle catene del DNA, a questo punto la cellula può morire oppure autonomamente ripararsi. Le alterazioni che interessano una sola elica possono venire riparate da sistemi enzimatici che tolgono il tratto danneggiato e risintetizzano il pezzo mancante usando come stampo l'elica intatta.

La doppia rottura dell'elica appare la più difficile da riparare.

I processi di ionizzazione molto concentrati, per esempio dovuti a particelle pesanti e lente, hanno maggior probabilità di spezzare entrambe le eliche del DNA, perché è maggiore la produzione diretta di radicali liberi.

Questo significa che a parità di dose la radiazione dovuta a fotoni e elettroni presenta tipicamente una minore aggressività e pericolosità.

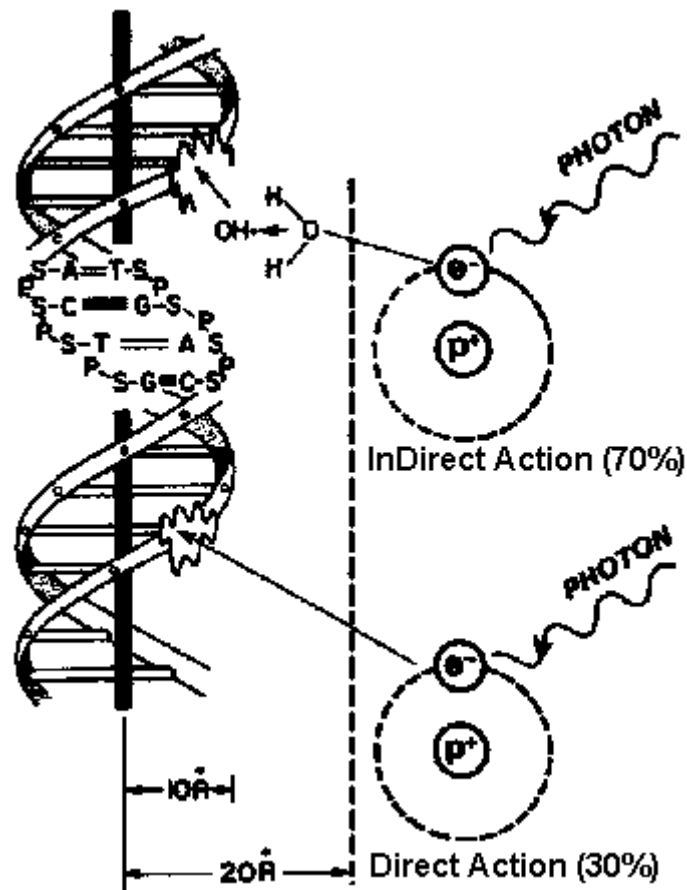


Figura 7 Azione diretta e indiretta delle radiazioni.

Esperimenti di radiobiologia condotti in parallelo su fasci di vario tipo, in particolare protoni e particelle alfa, hanno mostrato che l'aumento del LET porta all'aumento della complessità delle lesioni del DNA, che diventano quindi sempre meno riparabili per la cellula [Hal78].

La figura successiva spiega perché più le particelle sono pesanti più sono biologicamente dannose (RBE alto).

L'energia rilasciata per unità di superficie è maggiore per il carbonio, che ha perciò una probabilità maggiore di recare danni irreparabili alla cellula tumorale rispetto a un protone o ad un'alfa di uguale energia, soprattutto se si considera il fatto che il diametro del DNA è circa 2 nm.

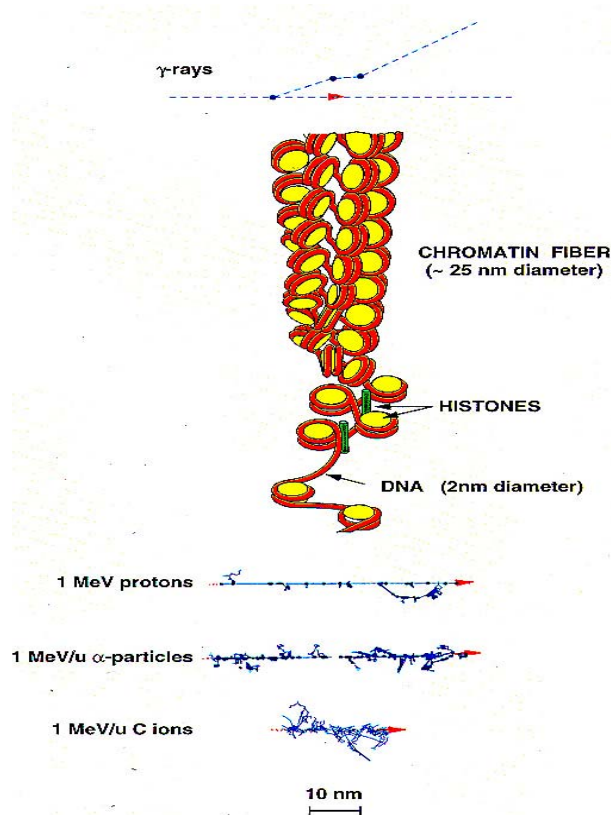


Figura 8 Perdita di energia in acqua per diversi ioni.

La ionizzazione di una molecola d'acqua dà luogo ad uno ione positivo H_2O^+ e ad un e^- . In tempi molto brevi si ha che lo ione H_2O^+ si separa in H^+ e OH , mentre invece l' e^- si attacca ad una molecola di H_2O dando luogo a $\text{H} + \text{OH}^-$. Le molecole di OH (i radicali) si muovono abbastanza liberamente e possono attaccare il DNA.

In entrambi i casi, il DNA può auto-riprodursi, e in questo caso non ci saranno effetti, oppure può riportare un danno di tipo permanente.

Il danno della radiazione al DNA non è evidente prima che la cellula tenti di dividersi. A quel punto i cromosomi sono entrambi così danneggiati che la cellula non riesce a dividersi oppure il danno sopravvive nelle generazioni successive come una mutazione genetica.

Alcuni tessuti rispondono alla radiazione molto velocemente, altri non mostrano effetti per molto tempo. I tessuti sono così divisi approssimativamente in due gruppi: quelli che reagiscono subito (pelle, intestino, testicoli) e quelli che reagiscono in un tempo più lungo (midollo spinale, rene, polmoni, vescica).

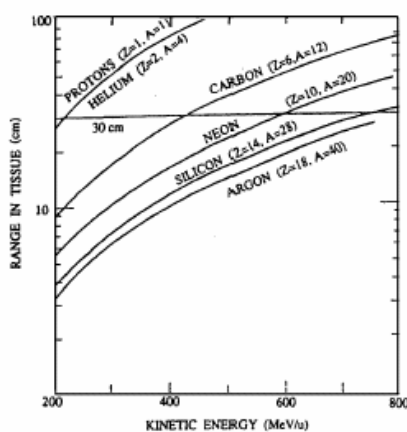
1.4 Parametri richiesti ad un fascio di ioni per l'adroterapia

Ai laboratori di Chiba in Giappone sono state condotte numerose ricerche sugli effetti di un fascio di particelle cariche ed è stato trovato che ioni con $Z=2-6$ rappresentano il miglior compromesso tra vantaggi e svantaggi. I vantaggi principali sono il rapporto tra dose rilasciata in superficie e nel tumore e il buon effetto biologico; lo svantaggio è dovuto alla frammentazione dei proiettili in ioni più leggeri, che, avendo carica minore, vanno oltre il picco di Bragg dei genitori e producono una “coda” nella distribuzione di dose ([Ama01], [Ped94], [Lin95], [Bon93]). In tabella sono riportati i dati relativi a questi ioni. Serve comunque una dettagliata analisi dei singoli casi in considerazione, che tenga conto della distribuzione del LET e dell'interazione di ioni di differenti LET con le cellule che si vogliono colpire.

Tabella 5 Proprietà di ioni che possono essere usati nell'adroterapia [Ama01].

Particella carica	E (A MeV)	LET (keV/ μ m) a vari range residui in acqua (cm)				
${}^A_N{}^Z$	<i>Range=26.2 cm</i>	26.2	15	7	3	0.1
${}^1\text{H}^{+1}$	200.0	0.5	0.6	0.8	1.1	4.8
${}^4\text{He}^{+2}$	202.0	1.8	2.2	3.1	4.4	20.0
${}^7\text{Li}^{+3}$	234.3	3.7	4.6	6.2	8.9	40.0
${}^{11}\text{B}^{+5}$	329.5	8.5	10.0	13.5	19.0	87.5
${}^{12}\text{C}^{+6}$	390.7	11.0	13.5	17.5	24.5	112.0
${}^{14}\text{N}^{+7}$	430.5	14.5	17.5	22.5	31.5	142.0
${}^{16}\text{O}^{+8}$	468.0	18.0	21.5	28.0	39.0	175.0

Se si vuole arrivare ad una certa profondità di penetrazione, o posizione del picco di Bragg, è indispensabile considerare il tipo di radiazione che si vuole usare (vedi figura 8); l'energia di cui necessita lo ione da accelerare determinerà il tipo di macchina acceleratrice da usare.

**Figura 9** Diagramma range-energia per diverse particelle di interesse per la cura del cancro.

Mentre con un fascio di protoni un'energia di 250 MeV è sufficiente per raggiungere profondità fino a 37,4 cm in un tessuto equivalente all'acqua, ioni più pesanti richiedono energie più elevate, in particolare ioni litio da 250 A Mev arrivano a 25 cm, mentre ioni carbonio arrivano solo a 12.8 cm di profondità e per penetrare fino a 30 cm servono 400 A MeV. L'energia aumenta ancora se si passa a ioni ancora più pesanti, in particolare per il neon a questa profondità servono 650 A MeV, inoltre ioni come il neon o più pesanti sono caratterizzati da un relativamente alto plateau (dose ceduta prima di raggiungere il bersaglio, vedi figura 10), quindi sono da preferire agli ioni più leggeri quando si devono trattare neoplasie più superficiali, in modo da limitare il danno ai tessuti sani.

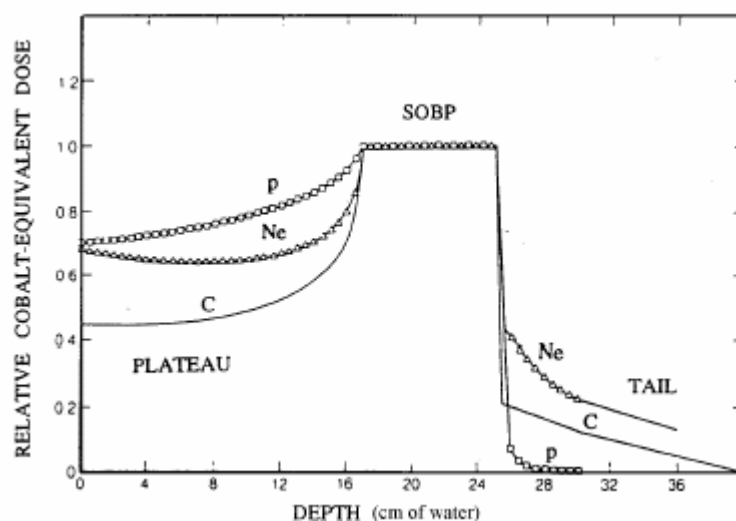


Figura 10 Allargamento del picco di Bragg per diverse specie di ioni; notare le relative altezze del plateau e della regione di coda.

Sono necessarie considerazioni anche sulla dose ceduta dopo il tumore; come si vede dalla figura 10 vi è la presenza di una “coda” al di là del picco di Bragg, che è dovuta alla frammentazione dei nuclei incidenti.

I frammenti più leggeri hanno nella materia un percorso più lungo rispetto agli ioni del fascio primario, quindi ionizzano le molecole delle cellule che si trovano oltre il volume da trattare.

Il rapporto tra energia rilasciata nella zona corrispondente al picco e nella zona corrispondente a cellule oltre il tumore varia molto con la massa dello ione considerato: è dell'ordine del 15% per ioni litio e carbonio e può raggiungere anche il 30% per ioni di neon. Questo incremento diminuisce la precisione del fascio, aumentando la probabilità di danneggiare tessuti o organi sani vicini.

Si può quindi affermare che per una terapia veramente efficace sono da scartare ioni più pesanti dell'ossigeno, mentre risultano utili ioni come il carbonio o il litio.

Un parametro fondamentale da considerare è l'intensità del fascio. Essa è determinata da diversi fattori, tra i quali la durata desiderata del trattamento, la dose prescritta, il metodo usato per la modulazione del fascio, la forma e la posizione del tumore.

Per minimizzare gli effetti del movimento del paziente durante la terapia è preferibile che l'irraggiamento non duri più di qualche minuto.

L'intensità del fascio all'uscita di un acceleratore deve essere maggiore di quella che si vuole usare nel trattamento, perché sono da considerare le perdite dovute all'efficienza di trasporto dalla macchina al paziente. Nella seguente tabella sono riportate le intensità di fascio che andrebbero considerate come limite superiore; si noti che una dose di 5 Gy/min su un bersaglio di 20 cm di diametro corrisponde ad un rate di irraggiamento di circa 10^9 particelle al secondo per il carbonio, naturalmente minore se si considerano particelle più pesanti, perché aumentano gli effetti biologici.

Tabella 6 Intensità del fascio[Pre97]

Ione	C	N	O	Ne	Ar
Intensità del fascio sul bersaglio (particelle/secondi)	$1 \cdot 10^9$	$9 \cdot 10^8$	$7 \cdot 10^8$	$5 \cdot 10^8$	$2 \cdot 10^8$

BIBLIOGRAFIA

- [Ama99] U. Amaldi, Nuclear Physics A654 (1999) 375c-399c
- [Ama01] U. Amaldi Phys. Med.-VOL XVII, Supplement 1, 2001
- [Ben96] M.Benedikit, C. Carli, Optical design of beam delivery system using a rotator, CERN/PS 96-41 (DI), CERN, (1996)
- [Ben99] M.Benedikit et al., NIM A 430 (1999) 534-541
- [Bon93] D. E. Bonnett, Phys. Med. Biol. 38 (1993) 1371
- [Hal78] E.J. Hall Radiobiology for the Radiologist, second edition 1978 HARPER & ROW, publishers. PHILADELPHIA
- [Kan02] N.Kanematsu et al., Med. Phys. 29 (2002) 2823-2829
- [Kra01] G. Kraft, Physica Medica-Vol.XVII, Supplement1, 2001
- [Kno99] G. F. Knoll "Radiation detection and measurement", third edition, J. Wiley & Sons, Inc, New York, 1999
- [Lin95] U. Linz, Ion Beams in Tumor Therapy, ed U. Linz, Chapman & Hall (1995), p. 15
- [Mar01] F. Marchetto, Introduzione alle radiazioni ionizzanti, INFN-Seazione di Torino-CESEDI Nov.2001
- [Ped94] E. Pedroni EPAC 94, World Scientific Publishing Co. (1994), page 407
- [Pre97] K. Prelec, FIZIKA B 6 (1997) 4, 177-206
- [Reg01] M. Regler et al., CERN accelerator school, Sevilla, Spain, October 15-26.2001

Capitolo 2

TERAPIA CON IONI PESANTI: ESPERIENZE E PROGETTI

2.1 Cenni sugli acceleratori usati nell'adroterapia

Gli acceleratori di particelle cariche sono oramai una strumentazione sempre più familiare nei centri ospedalieri, sebbene furono costruiti principalmente per ricerche di fisica nucleare e particellare. Dall'iniziale uso dei tubi catodici per la produzione dei raggi X, si è passati agli acceleratori di elettroni per la radioterapia convenzionale, quindi alla produzione di radiofarmaci, fino ad arrivare ai complicati e complessi acceleratori di protoni ed ioni per il trattamento di varie neoplasie.

Attualmente su scala mondiale esistono 27 centri che utilizzano fasci di protoni o ioni a scopo terapeutico (vedi la tabella 1) di questi 27 centri, 16 sono dotati di ciclotroni (25.000 pazienti trattati), 3 centri usano sincrociclotroni (3300), ed infine 8 centri usano sincrotroni (5700).

Lo scopo di questo primo paragrafo è mostrare le differenze tra gli acceleratori usati per l'adroterapia nel mondo, evidenziandone di ognuno di essi i vantaggi e i limiti.

Tabella 1 Centri di adroterapia esistenti al mondo.

Laboratorio e città	Nazione	Particella accelerata	Max energia del fascio per usi clinici (MeV)	Direzione del fascio	Inizio dei trattamenti	Totale dei pazienti trattati
Harvard, Boston	MA.,USA	P ¹	160	oriz.	1961	9115
ITEP, Moscow	Russia	P ³	200	oriz.	1969	3445
St.Petersburg	Russia	P ²	1000	oriz.	1975	1029
Chiba	Japan	P ³	70	vertical	1979	145
PMRC (1), Tsukuba	Japan	P ³	70	oriz.	1983	700
PSI, Villigen	Switzerland	P ¹	72	oriz.	1984	3429
Dubna	Russia	P ¹	200*	oriz.	1987	88
Uppsala	Sweden	P ^{1,2}	200	oriz.	1989	311
Clatterbridge	England	P ¹	62	oriz.	1989	1102
Loma Linda	CA.,USA	P ¹	250	gantry, oriz.	1990	7176
Nice	France	P ¹	65	oriz.	1991	1951
Orsay	France	P ²	200	oriz.	1991	1894
Ithemba Labs	South Africa	P ¹	200	oriz.	1993	417
MPRI	IN.,USA	P ¹	200	oriz.	1993	34
UCSF	CA.,USA	P ¹	60	oriz.	1994	448
HIMAC, Chiba	Japan	Ion ³	800*A	oriz, vertical	1994	1187
TRIUMF, Vancouver	Canada	P ¹	72	oriz.	1995	70
PSI, Villigen	Switzerland	P ^{**1}	230*	gantry, oriz	1996	120
G.S.I. Darmstadt	Germany	ion ^{**3}	430*A	oriz.	1997	106
HMI, Berlin	Germany	P ¹	72	oriz.	1998	277
NCC, Kashiwa	Japan	P ¹	235	gantry, oriz	1998	113
Shizouka	Japan	P ¹	235	gantry, oriz	2003	
Hyogo	Japan	p, ion ³	230,320	gantry, ori.	2001	28
PMRC(2), Tsukuba	Japan	P ³	270*	oriz.,vertical	2001	51
NPTC, MGH Boston	USA	P ¹	235	gantry, oriz.	2001	101
INFN-LNS, Catania	Italy	P ¹	60	oriz.	2002	24
Wakasa Bay, Tsuruga	Japan	P ³	200	oriz.,vertical	2002	2

nota 1 ¹⁾ Ciclotrone, ²⁾ SincroCiclotrone, ³⁾ Sincrotrone
 * degraded beam, ** with beam scanning (all others with spread beam).

2.1.1 Il ciclotrone classico

I ciclotroni sono macchine acceleratrici il cui principio di funzionamento si basa sulle caratteristiche della forza di Lorentz. L'inventore del ciclotrone fu E. Lawrence, intorno agli anni trenta, egli aveva già intuito la possibilità di usare una simile macchina per applicazioni medicali ([Law36], [Sto40]), ma a quel tempo non c'erano ancora le conoscenze biologiche necessarie per portare avanti ricerche in questa direzione. L'interesse rinacque molti anni dopo, quando M. Catterall ([Cat74]) pubblicò un lavoro che spiegava il ruolo del LET e della resistenza delle neoplasie alle diverse radiazioni (vedi capitolo precedente).

Quando una particella carica di massa m , carica q e velocità v è immersa in un campo magnetico B subisce una forza $\vec{F}$, detta di Lorentz:

$$\vec{F} = q\vec{v} \times \vec{B}. \quad [1]$$

Poiché tale forza magnetica è perpendicolare a $\vec{v}$, il lavoro compiuto sulla particella è nullo. Pertanto una particella carica immersa non subisce alcuna accelerazione, ma comincia a muoversi lungo una circonferenza di raggio r su un piano perpendicolare al campo magnetico.

Per quanto detto il modulo della forza si può uguagliare alla forza centripeta

$$F = qvB = \frac{mv^2}{r} \quad [2]$$

da cui

$$Br = \frac{m}{q} v. \quad [3]$$

Il periodo del moto, ovvero il tempo impiegato per compiere un giro, è dato dalla lunghezza della circonferenza percorsa divisa la velocità della particella, quindi dipende solo dalla massa della particella carica e dal campo magnetico:

$$T = \frac{2\pi r}{v} = \frac{2\pi m}{qB} \quad [4]$$

Questo risultato implica che se si mantengono fissi B e m il periodo rimane sempre costante. Al variare della velocità, quello che varia è il raggio.

Uno schema del ciclotrone è indicato nella figura 1.

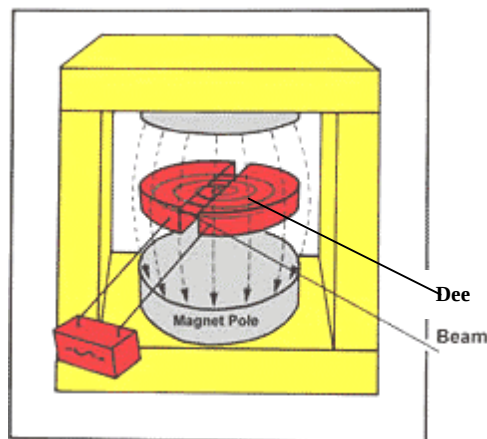


Figura 1 Schema di un ciclotrone classico.

Un fascio di particelle cariche positivamente vengono rilasciate da una sorgente posta al centro della macchina in mezzo a due elettrodi (chiamati dee perché nei primi ciclotroni costruiti, intorno alla metà del secolo scorso, avevano forma molto simile a questa lettera, D).

Su di essi è applicata una differenza di potenziale alternata.

Un elettromagnete crea un campo magnetico uniforme diretto perpendicolarmente ai dee, che trasforma la traiettoria degli ioni in una semicirconferenza. La frequenza della tensione applicata viene regolata in modo che la polarità dei dee si inverta ogni $T/2$, tempo impiegato per compiere metà giro. Se la fase della tensione applicata è regolata in modo che quando la particella si avvicina al gap tra i dee, l'elettrodo che trova è a potenziale negativo, ne viene attratta e conseguentemente viene accelerata. A questo punto continua a muoversi nel dee, in cui è applicato solamente un campo magnetico; la traiettoria è ancora una semicirconferenza, anche se stavolta il raggio è aumentato perché la particella ha acquistato velocità.

Dopo $T/2$ la particella arriva di nuovo nella zona tra i dee e, se la tensione ha variato polarità, viene nuovamente accelerata. Questo processo si ripete e le particelle compiono una spirale tra le espansioni polari del magnete.

Per quanto detto, l'obiettivo principale per far funzionare un acceleratore di questo tipo è sincronizzare opportunamente campo elettrico e magnetico ([Coh53], [Ker41]), così è possibile ottenere grandi energie con voltaggi limitati.

Con i ciclotroni classici l'energia delle particelle non può però essere indefinitamente aumentata, perché si devono tenere in considerazione gli effetti relativistici. L'energia cinetica di una particella è legata alla sua massa e velocità e poiché quest'ultima non può superare quella della luce, un aumento dell'energia in un corpo che si muove con una velocità vicina a questo limite, si manifesta in un aumento della propria massa.

Un metodo per ovviare questo problema è variare col tempo la frequenza dell'oscillatore, la macchina è usualmente chiamata sincrociclotrone o FM ciclotrone, che però presenta dei limiti, che verranno illustrati nel prossimo paragrafo. I moderni ciclotroni sfruttano, invece, un campo magnetico B che, sebbene costante nel tempo, varia con il raggio dell'orbita della particella (quest'argomento verrà ampiamente trattato nel prossimo capitolo).

2.1.2 Il sincrociclotrone

Il limite principale del ciclotrone classico è costituito dall'energia massima a cui può essere accelerato il fascio di ioni. Per elevate energia, $\gamma > 1.03$, l'aumento di massa non è più trascurabile, conseguentemente per non perdere l'isocronismo la frequenza di rotazione deve diminuire (la frequenza è l'inverso del periodo, vedi equazione [4]).

Se si inserisce nel circuito elettrico un elemento capace di abbassare la frequenza dell'oscillatore, è possibile raggiungere alte energie mantenendo in fase fascio e voltaggio [Liv].

Esiste in ogni modo un limite a tale soluzione: sebbene in uscita dalla macchina si abbiano ioni di alta velocità, l'intensità del fascio in uscita è molto bassa, perché un pacchetto di ioni deve essere preso dalla sorgente e portato ad alta energia, solo a questo punto l'oscillatore può ritornare alla frequenza di partenza e accelerare un nuovo pacchetto.

2.1.3 Il ciclotrone AVF (Azimuthally varying Field)

Per sopperire al problema di bassa intensità di fascio in uscita dal sincrociclotrone fu progettato il ciclotrone AVF. In generale i ciclotroni forniscono un fascio pulsato, ma lo fanno in modo continuo; forniscono cioè una serie infinita di impulsi di frequenza dell'ordine dei 5-10 MHz. Questo modo di frazionamento del fascio è definito "continuous wave".

A differenza del ciclotrone classico, in un ciclotrone AVF l'isocronismo è ottenuto con un campo magnetico che varia radialmente, mentre la frequenza di rotazione delle particelle è mantenuta fissa.

Un campo magnetico che cresce radialmente implica un indice di campo negativo, cioè effetti di focalizzazione verticale del fascio minori; per superare questa difficoltà nei ciclotroni AVF il campo varia anche azimutalmente (si rimanda al prossimo capitolo una più ampia discussione su quest'argomento, sulla focalizzazione a settori di Thomas e sull'impotanza del flutter).

2.1.4 I ciclotroni superconduttori

Le bobine convenzionali a temperatura ambiente utilizzate per creare il campo magnetico nei ciclotroni possono produrre campi massimi di 2 tesla, quindi, a parità di rigidità magnetica, un ciclotrone con bobine convenzionali avrà dimensioni notevolmente più alte di un ciclotrone alimentato con bobine superconduttive. Infatti queste bobine sono in grado di creare alti campi magnetici, anche maggiori di 5 T, quindi le macchine risultano più compatte.

Gli svantaggi di questa macchina risiedono nella complessità del sistema criogenico e nello spazio a disposizione per i sistemi di diagnostica del fascio.

2.1.3 Il sincrotrone

Da quanto detto fino ad ora si potrebbe pensare che, con le dovute accortezze, si possano avere magneti grandi quanto si vuole, quindi fasci di qualsiasi energia. In realtà esistono lo stesso dei limiti dovuti all'eccessiva spesa da affrontare per la costruzione di tali macchine, infatti, in prima approssimazione la massa di ferro necessaria a creare il campo cresce come il cubo del diametro del polo, quindi per energie grandi i ciclotroni fin qui esposti non sono adatti.

Gli acceleratori usati per ottenere fasci di alta energia sono i sincrociclotroni. Le particelle non percorrono più una spirale, ma sono costrette a ruotare sempre in un'orbita di raggio costante, immerse in un campo magnetico che cresce nel tempo come la loro velocità.

Con questa configurazione il magnete è ridotto a un sottile anello di grande raggio, ciò riduce il peso dell'acceleratore di un grosso fattore. I dee, che in altro modo sarebbero enormi, sono ridotti a piccole unità sistemate in più punti della circonferenza. Inoltre, poiché la velocità della particella aumenta mentre la lunghezza del cammino è fissata, la frequenza dell'oscillatore deve essere regolata in modo da aumentare in sincronia con la velocità degli ioni.



Figura Schema semplificato di un sincrotrone.

Le energie raggiungibili con i sincrotroni sono circa 1000 volte quelle ottenibili con i ciclotroni, ma questo ha un prezzo. Dopo che un pacchetto di ioni è stato accelerato fino all'energia massima, sia il campo magnetico sia la frequenza dell'oscillatore devono ritornare al loro valore iniziale prima che un altro gruppo di particelle venga accettato ed accelerato; ciò nei sincrotroni più grandi può richiedere anche qualche secondo, a causa della grande energia immagazzinata nei magneti.

Questo significa che tali macchine necessitano di raffinati sistemi di controllo che regolino al meglio la frequenza dell'oscillatore in relazione all'aumento del campo magnetico [Liv].

Nella tabella successiva sono riportate per maggiore chiarezza, similitudini e differenze tra i vari acceleratori esposti.

Tabella 1 Similitudini e differenze tra i vari acceleratori.

	Ciclotroni con frequenza fissa	Ciclotroni con frequenza modulata	Sincrotroni
Campo magnetico nel tempo	Costante	Costante	Aumenta
Raggio dell'orbita	Aumenta	Aumenta	Costante
Frequenza dell'oscillatore	Costante	Diminuisce	Aumenta

2.2 Acceleratori medicali

In questo paragrafo si illustreranno le proprietà di alcune importanti facility esistenti nel mondo, che trattano neoplasie più o meno profonde con particelle cariche.

Si illustrerà dell'esperienza delle facility di HIMAC (Chiba, Giappone), del GSI (Darmstadt, Germania) e dei LNS (Catania, Italia); infine un intero paragrafo verrà dedicato alla proposta di un nuovo centro di adroterapia a Catania e in particolare l'attenzione verrà focalizzata sul progetto dei Laboratori Nazionali del Sud di un nuovo ciclotrone superconduttore, che potrà essere costruito per questo nuovo centro.

Verranno infine confrontati i parametri relativi alla costruzione e manutenzione delle macchine usate per l'adroterapia, in modo da spiegare le ragioni che hanno portato alla scelta di un ciclotrone superconduttore come acceleratore di ioni.

2.2.1 HIMAC facility (Chiba, Giappone)

Heavy Ion Medical Accelerator (HIMAC) ([Hir92], [Yam98]) ai laboratori di Chiba in Giappone, fu il primo acceleratore disegnato appositamente per applicazioni mediche e radiobiologiche ([Kaw94], [Yam94], [Ued94], [Tak96], [Mur96]).

I parametri con cui fu costruita questa macchina sono tali da permettere l'accelerazione di fasci di ioni con numero atomico A compreso tra 2 e 18, dall'elio all'argon; l'energia massima presa come riferimento è 800 A MeV che permette di colpire neoplasie profonde 30 cm anche con ioni di silicio.

L'esperienza con questi ioni ha portato alla conclusione che non tutte le particelle cariche sono utili nelle terapie oncologiche; se si guarda la figura 10 del capitolo precedente, risulta evidente che con la massa della particella aumenta anche l'energia rilasciata oltre il picco di Bragg, nella figura è indicata con "tail". Questo significa che non è opportuno usare ioni più pesanti del neon se non si vogliono irraggiare anche tessuti sani oltre il tumore. Gli studi portati avanti a HIMAC, hanno rivelato che gli ioni con proprietà utili per la terapia sono quelli con $Z=2 \div 6$, in particolare il carbonio sembra essere quello che meglio risponde alle esigenze per le loro terapie, infatti attualmente è l'unico ione usato.

L'intensità del fascio fu determinata sulla base della richiesta di rate di dose di 5 Gy/min, per masse-bersaglio dell'ordine di 22 cm di diametro; questo corrisponde ad un rate di particelle di $2.7 \cdot 10^8$ particelle al secondo (pps) per l'argon. La corrente aumenta se si considerano ioni più leggeri, arrivando a $1.2 \cdot 10^{10}$ pps per l'elio, mentre per fasci di ioni carbonio l'intensità necessaria è di $2 \cdot 10^9$ pps.

L'acceleratore scelto per soddisfare tali richieste di varietà di ioni, energia e intensità di fascio è il sincrotrone ([Alo93]). Quello costruito a Chiba è formato da due grandi anelli di sincrotrone, uno sopra l'altro.

L'anello superiore è stato disegnato per accelerare fasci di energia massima di 600 MeV*A, che sono successivamente trasportati in tre stanze, due delle quali sono utilizzate per i trattamenti (la direzione del fascio è verticale) ed una per studi di radiobiologia (direzione orizzontale). L'anello più basso è quello capace di accelerare le particelle fino a 800 MeV*A, che vengono poi trasportate, orizzontalmente, in due stanze usate sia per i trattamenti che per studi di altro genere.

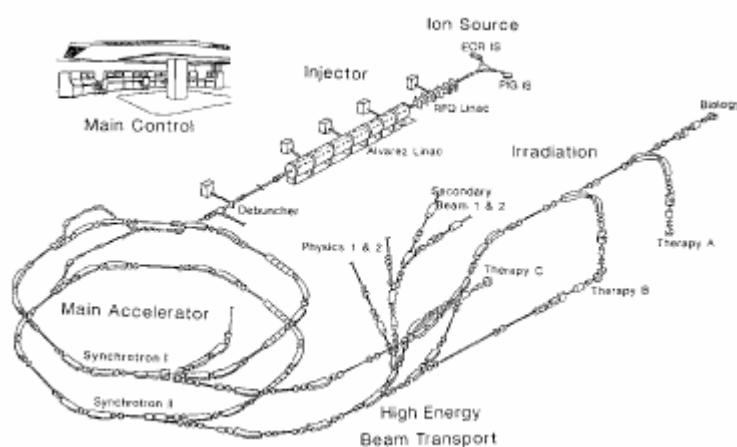


Figura 2 Schema generale della facility HIMAC per il trattamento con ioni pesanti.

Il posizionamento e il disegno del sistema di iniezione fu determinato in accordo ai parametri del fascio e alle sorgenti allora disponibili. Attualmente gli ioni usati per i trattamenti sono prodotti da una sorgente ECR, essa fornisce ioni da 8 keV, che non possono essere iniettati direttamente nel sincrotrone, perché non ancora completamente ionizzati.

Il sistema di preaccelerazione consiste di un acceleratore RQF (radiofrequency quadrupole) e di un Linac (linear accelerator). Il primo acceleratore, lungo 7.3 m, è disegnato per accettare ioni con un basso stato di carica, il rapporto carica massa è $q/m > 1/7$, e accelera ioni fino a un'energia di 800 A keV, che non è ancora sufficientemente alta per avere uno stripping totale.

Gli ioni vengono quindi iniettati in un acceleratore lineare, chiamato usualmente Linac. Tale dispositivo utilizza una tensione alternata di grande ampiezza per accelerare le particelle attraverso una struttura lineare.

Il linac usato a HIMAC (Alvarez linac) è lungo 24 m, ed è in grado di alzare fino a 6 A MeV l'energia delle particelle, che a questo punto incidono su un sottile foglio di carbonio, che funge da stripper, dopo di che le particelle sono iniettate nel sincrotrone.

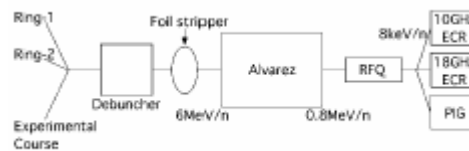


Figura 3 schema del sistema di preaccelerazione a HIMAC.

Il sincrotrone di Chiba ha un diametro di 130 m, il massimo campo magnetico applicato è di 1.5 T, con una velocità di salita di 2 T/s, ed un rate di ripetizione che può essere variato da 0.3 a 1.5 Hz, e un flat top fino a 400 ms.

Il sistema di scansione del fascio usato è quello standard.

Esso consiste di:

- ◇ due dipoli magnetici ortogonali tra loro, che permettono di coprire l'intera area del tumore,
- ◇ di un bersaglio, che allargando l'originale forma gaussiana del fascio, crea una larga zona dove il fascio è uniforme,
- ◇ di un collimatore, che ne controlla la dispersione laterale.

Con i protoni si possono ottenere anche sezioni di fascio di 30 cm di diametro, ma per ioni più pesanti, l'uso del diffusore è meno efficiente e viene usato un metodo di scansione 3D diverso.

Vengono usati dei sistemi magnetici detti “wobbling”, che muovono il fascio facendogli disegnare cerchi o rettangoli concentrici, che assicurano che l’energia rilasciata nel tessuto sia uniforme.

L’area massima che si può irraggiare è di $15 \times 22 \text{ cm}^2$; in entrambi i casi la modulazione in profondità è ottenuta utilizzando dei filtri di spessore variabile, che modulano l’energia del fascio e quindi la posizione del punto dove la massima dose è rilasciata. Attualmente si dispone di un’ampia varietà di filtri, che permettono di ottenere svariati profili di SOBP, picco di Bragg allargato (vedi capitolo precedente).

Una dose modulata con tale sistema ha una simmetria cilindrica; un ulteriore collimatore è interposto davanti al paziente, esso è modellato in modo da rendere il fascio quanto più possibile conforme alle dimensioni del tumore da trattare. Quest’accortezza migliora il rapporto tra la dose distribuita al tumore e ai tessuti sani, ma mantiene la simmetria cilindrica, che un tumore nella maggior parte dei casi non ha. Questo comporta che anche cellule sane verranno sicuramente irradiate e, se la zona da trattare è particolarmente delicata come il cervello, questa è un’enorme limitazione alla terapia.

Un altro fattore è stato anche considerato: la respirazione del paziente durante il trattamento. In questo tempo il paziente si muove per respirare quindi è possibile colpire aree fuori dal tumore, il che, come ampiamente evidenziato, è molto pericoloso, soprattutto se si trattano collo e testa.

Il sistema usato a Chiba è chiamato “beam gating”: sul paziente è attaccato uno speciale sensore collegato con il sistema che regola l’erogazione della dose. Con questa tecnica si riesce a colpire il bersaglio sempre nello stesso momento durante il ciclo respiratorio, e la precisione del fascio aumenta di un ordine di grandezza (qualche mm contro 1-2 cm senza beam gating)

Esiste tuttavia uno svantaggio: il tempo necessario per il singolo trattamento aumenta, anche se non in modo critico, al massimo di un fattore 2.

Nella figura seguente sono riportati il numero di bersagli in funzione della profondità per tipologia di tumore trattati dal 1994 al 2001 ad HIMAC.

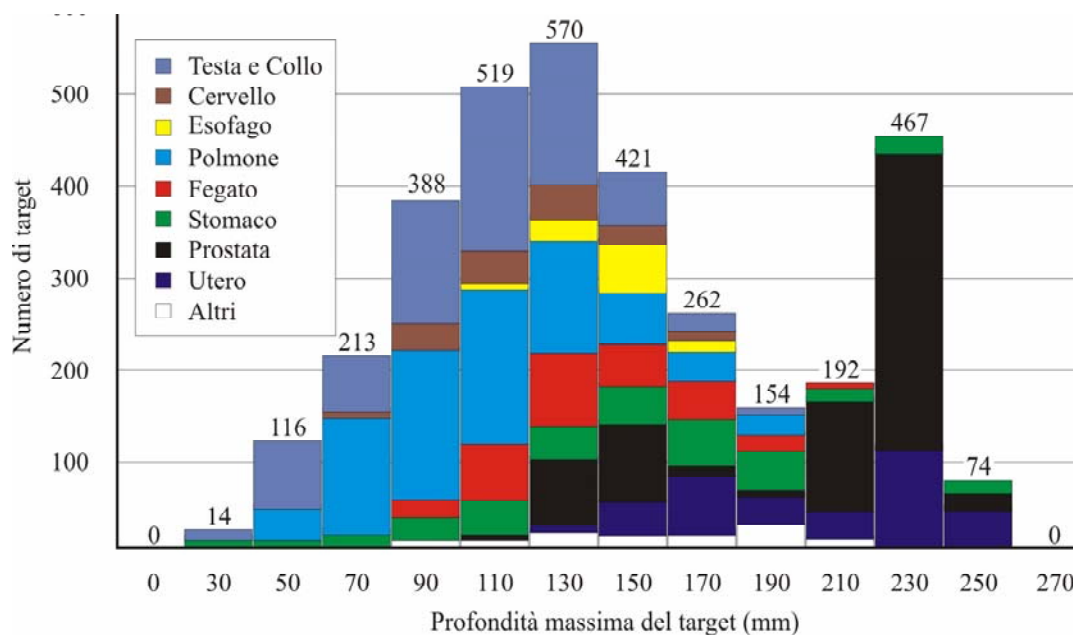


Figura 4 trattamenti eseguiti ad HIMAC dal 1994 al 2001.

2.2.2 GSI facility (Darmstadt, Germania)

L'utilizzo del sincrotrone SIS18 (al GSI) per scopi terapeutici era già stato considerato al momento della sua costruzione intorno alla metà degli anni ottanta, ma si dovette aspettare ancora qualche anno per l'inizio dei trattamenti ([Eic96], [Fra96], [Bla92], [Kra95], [Hab93]).

A quel tempo era già attiva la facility BEVELAC a LBL, che mostrava gli ottimi risultati della terapia con ioni pesanti rispetto alle radiazioni convenzionali.

I risultati di LBL mostravano che, per la loro esperienza, le particelle a basso LET risultavano più utili di quelle ad alto LET; questo era dovuto ad un non ottimale controllo della risoluzione spaziale del fascio, che si disperdeva anche in zone oltre il tumore, quindi, se non si volevano danneggiare tessuti sani, si dovevano somministrare dosi minori di quelle necessarie, il che portava ad una minore resa della terapia. Tra gli obiettivi del progetto del GSI c'era anche quello di migliorare il più possibile il sistema di distribuzione di dose, in modo da renderlo maggiormente conforme al tumore.

Come già detto, questa macchina non era stata costruita per la terapia oncologica, ma per ricerche nell'ambito della fisica nucleare, per questo è capace di accettare ioni pesanti come l'uranio, che non viene utilizzato per scopi clinici.

L'energia massima ottenibile è di 2 A GeV per particelle con un rapporto carica-massa, q/m , di 0.5 e di 1 GeV per l'uranio. Gli ioni usati attualmente nei trattamenti terapeutici sono $^{12}\text{C}^{+6}$.

Come ad HIMAC, è necessario che prima di entrare nel sincrotrone le particelle vengano completamente ionizzate. All'uscita della sorgente il fascio viene prima iniettato in un RFQ e in un Linac, e poi fatto incidere su uno stripper, che permette di strappare tutti gli elettroni.

Il RQF accetta ioni con A/q massimo 65 ed è capace di portare il fascio fino ad energie di 120 A keV, l'acceleratore lineare, lungo circa 6 m, è capace di fornire fasci di 2-10 A MeV.

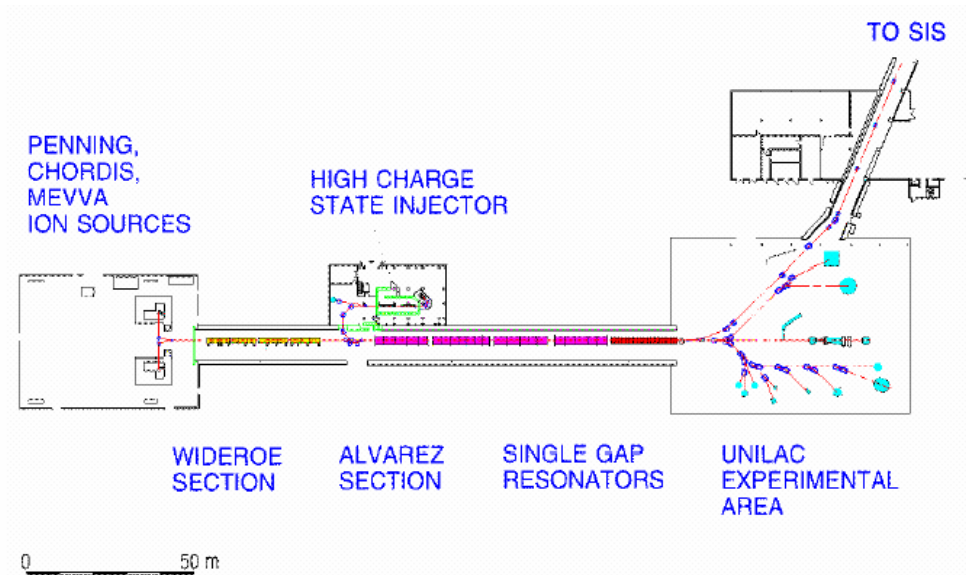


Figura 5 struttura del linac del GSI.

Dopo aver attraversato sullo stripper gli ioni possono essere iniettati nel sincrotrone. La circonferenza dell'anello di SIS è di 216 m, lungo i quali sono sistemati 48 magneti: 24 dipoli, 12 tripletti e 12 sestupoli. Il massimo campo applicato è 1.8 T, raggiungibile con un velocità di salita di 10 T/sec e un “repetition rate” che varia da 0.8 a 5.6 Hz.

A differenza di HIMAC, in questo laboratorio si è scelto un sistema di distribuzione del fascio tridimensionale detto “attivo” o “3D”, per limitare quanto più possibile lo spread in energia, che si ha quando particelle cariche attraversano uno spessore.

Con un sistema di irradiazione attiva, aumenta il rapporto tra dose assorbita dal tumore e dose assorbita dai vicini tessuti sani [Hab93], cosa molto importante soprattutto se si considera che le neoplasie trattate in questa facility sono solamente quelle che colpiscono testa e collo.

Il fascio incidente sul bersaglio ha una sezione molto piccola, $\approx 3 \text{ mm}^2$, pertanto il valore su cui viene rilasciata la dose massima, corrispondente al picco di Bragg, ha le dimensioni di 3 mm^3 . I voxel sono trattati in sequenza: i magneti deviano il fascio al prossimo volume non appena la dose richiesta è depositata su quello che si sta colpendo. Come si capisce facilmente, questa procedura permette di trattare masse tumorali anche molto irregolari.

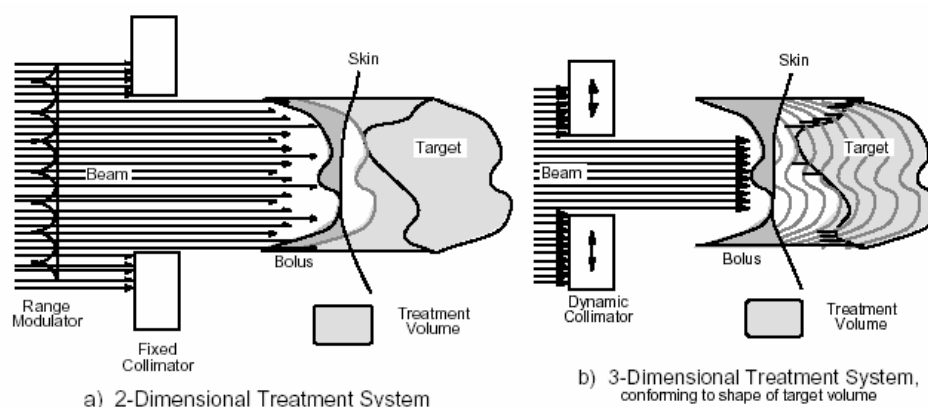


Figura 6 Differenza tra il sistema di scansione passivo e attivo, notare come con il metodo tridimensionale il volume irraggiato è più conforme al tumore rispetto al sistema 2D.

Tipicamente il voxel riceve la dose necessaria in un ms, il che implica che il sistema di controllo e monitoraggio del fascio e della sua energia deve essere estremamente rapido (maximum scan speed 2.0 cm/ms). Le zone trattate al GSI sono molto delicate perchè particolarmente inomogenee e critiche, ma i risultati fino ad ora ottenuti sono molto incoraggianti e sono probabilmente attribuibili all'elevato controllo della dose distribuita, permesso da questa tecnica del pencil beam.

Quando l'irraggiamento comincia, non è possibile ottenere altre particelle all'uscita di SIS; il trattamento ha inizio con un fascio di energia minima, che aumenta con passo costante fino ad arrivare al valore massimo prescritto. L'intera procedura relativa ad un singolo irraggiamento può durare fino a trenta minuti, durante i quali però qualsiasi altro esperimento parallelo è bloccato [Eic98].

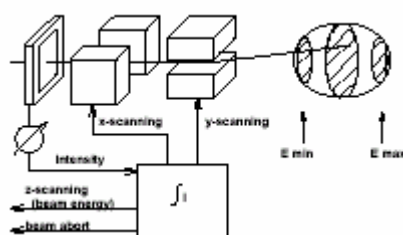


Figura 7 Schema che descrive il metodo di irraggiamento attivo.

Altra caratteristica importante dei trattamenti al GSI è la completa assenza di sensori o elettrodi collegati al paziente, non ci sono neppure assorbitori, collimatori o quant'altro serva a dare la corretta forma al fascio, esiste solo una maschera che immobilizza il paziente; quanto appena detto, come facilmente intuibile, semplifica le operazioni e riduce notevolmente i tempi necessari ogni volta che si comincia un nuovo irraggiamento.

Tabella 2 Parametri del fascio per la cura dei tumori al GSI.

	range	Numero di passi possibili	Variazione relativa
Isotopo	$^{12}\text{C}^{+6}$ (unico)	-	-
Energia del fascio	80-430 A MeV	255	Fissa
Intensità	$2 \cdot 10^6$ - $2 \cdot 10^8$	15	-50%, +30%
Diametro del fascio	4-10 mm	7	25%

I successi raggiunti con i trattamenti di questo genere al GSI hanno motivato la scelta della costruzione di una macchina (HICAT) a scopi esclusivamente medicali a Heidelberg, che dovrebbe essere attiva nel 2006.

Gli aspetti fondamentali del progetto si basano sull'esperienza accumulata in questi anni al GSI: è stato scelto un sistema di controllo energia e intensità del fascio attivo, ci saranno due sale per il trattamento e un sistema di gantry ruotante. Il gantry è un sistema di magneti che variano la direzione di incidenza del fascio. In pratica il tumore viene irraggiato da diverse direzioni ruotando il bersaglio e non la direzione di incidenza del fascio, così facendo i tessuti colpiti sono di più, ma diminuisce la dose assorbita dai tessuti sani circostanti ([Reg01],[Ben96],[Ben99],[Ama99]).

Questo acceleratore è stato disegnato sia per particelle a basso LET (p, He), che per ioni ad alto LET (C, O). Maggiori dettagli su questa facility sono riportate in [Eic1] e [Pet2].

La sorgente è un'ECR e produce¹: p (1.2 mA), $^3\text{He}^{1+/2+}$ (300 μA), $^{12}\text{C}^{4+/6+}$ (120 μA), $^{16}\text{O}^{5+/8+}$ (80 μA);

il range degli ioni in acqua è di 20 ÷ 300 mm;

le energie degli ioni accelerati sono: p, $^3\text{He}^{2+}$: 48 ÷ 220 MeV/u; $^{12}\text{C}^{6+}$, $^{16}\text{O}^{8+}$: 88 ÷ 430 MeV/u;

l'intensità nella stanza del trattamento: $1 \times 10^6 - 4 \times 10^{10}$ ions/spill (dipende dal tipo di ione).

¹ il primo stato di carica è relativo allo stato alla sorgente, il secondo a quello dopo il foglio di stripper

2.2.3 CATANA (Catania)

CATANA (Centre for Adrotherapy Advanced Nuclear Application) è nato dalla collaborazione tra l'INFN-LNS, la clinica oculistica, l'Istituto di Radiologia, il Dipartimento di Fisica e Astronomia dell'Università di Catania ed il CSFNSM (Centro Siciliano di Fisica Nucleare e Struttura della Materia).

Un fascio di protoni da 62 MeV prodotto dal ciclotrone superconduttore, CS dei LNS, è utilizzato per curare alcune neoplasie dell'occhio, come il melanoma coroidale, tumore oculare tra i più maligni. Attualmente Catania è l'unica città italiana a possedere un centro di adroterapia.

La sorgente usata è un'ECR, il ciclotrone è a tre settori; il polo ha un raggio di 90 cm e il campo magnetico nel piano mediano può variare da un minimo di 2.2 a un massimo di 5.4 T, ottenuto con delle bobine superconduttrici raffreddate a 4.2 K, temperatura dell'elio liquido.

La radiofrequenza opera entro un range tra 15 e 48 MHz, il massimo valore dell'energia ottenibile è di 100 A MeV per ioni leggeri completamente ionizzati e di 20 A MeV per gli ioni più pesanti, come $^{238}\text{U}^{38+}$.

Per estrarre i fasci si usano dei deflettori elettrostatici e l'emittanza è dell'ordine di $1\pi\text{ mm}\cdot\text{mrad}$.

Il fascio prodotto dal ciclotrone viene inviato alla sala di trattamento dove attraversa prima il sistema di diffusione, che ha il compito di allargare il fascio primario e renderlo omogeneo; tale sistema è di tipo passivo ed è costituito da due fogliolini di tantalio: il primo, di 15 micron, posto sotto vuoto funge da monitor della corrente, mentre il secondo, di 25 micron, è posto a 10 cm dalla finestra di uscita in aria del fascio. Tra i due fogliolini è interposto uno stopper cilindrico in ottone di spessore 7 mm e diametro 4 mm. La finestra di uscita del fascio in aria dello spessore di 50 micron è realizzata in kapton. Subito dopo il secondo diffusore è posto un collimatore da 30 mm.

La profondità del fascio di protoni, quindi la sua energia, viene variata utilizzando modulatori di percorso, detti range shifter, attualmente se ne hanno a disposizione una varietà tale da permettere uno spostamento del picco di Bragg tra 0 e 30 mm di acqua equivalenti, con un passo di 0,2 mm; si dispone anche di un modulatore ruotante, che permette di variare il picco di Bragg in modo variabile tra 5 e 30 mm in acqua equivalente. La linea CATANA fornisce una dose omogenea con una precisione del 2.5% su una superficie di 35 mm di diametro.

Dopo il modulatore sono poste due camere a ionizzazione a facce parallele che misurano indipendentemente la dose fornita al paziente, esse sono tarate prima di ogni trattamento per il confronto con la camera a ionizzazione usata come dosimetro di riferimento; una terza camera a ionizzazione verifica il centraggio del fascio durante il trattamento. L'ultimo elemento della linea in aria è il sistema per il posizionamento del led, che il paziente deve guardare per ruotare l'occhio nella direzione desiderata, e per il posizionamento del collimatore personalizzato.

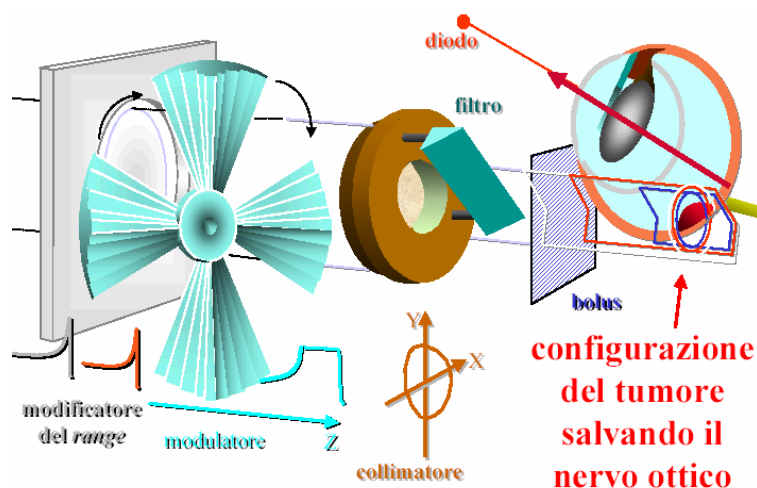


Figura 8 schema del sistema di scansione passiva ai LNS.

Due tubi a raggi X posti ortogonalmente fra loro permettono di verificare la posizione del paziente, tenendo come riferimento delle clip radio-opache, inserite in precedenza da un oculista e che circondano la parte da colpire.

Il tratto finale della linea di trattamento è costituito da un sistema di immobilizzazione realizzato con una sedia, capace di sei diversi movimenti nello spazio tutti programmabili e controllati elettronicamente, da un sistema di maschere termoplastiche per l'immobilizzazione del distretto testa-collo e da un sistema di bloccaggio della bocca mediante un morso modellato sulla forma delle arcate dentali del singolo paziente.

2.3 Catania: la proposta di un centro di adroterapia e progetto SCENT

Sulla base dell'esperienza acquisita ai LNS con CATANA per la cura di neoplasie oculari e dei successi registrati negli altri importanti centri di adroterapia del mondo, è stato avviato lo studio di un nuovo centro di adroterapia a Catania, che a differenza di quello attualmente attivo, sia completamente dedicato a scopi medicali.

Per un tale progetto sono previsti: un ciclotrone superconduttore come macchina acceleratrice e cinque sale per i trattamenti. Due di queste sale saranno fornite di testate rotanti (gantry), che permettono di bombardare il bersaglio da tutte le direzioni; i fasci prodotti saranno di protoni, ioni litio e carbonio.

Per la progettazione di questo nuovo centro sono richieste competenze di fisici, chimici, biologi, radiologi e altri medici specialisti; l'INFN, tramite la quinta commissione scientifica ha già finanziato il progetto SCENT (Superconductivity Cyclotron for Exotic Nucleos and Therapy), che mira allo studio di un nuovo ciclotrone superconduttore utile anche nel campo dell'adroterapia.

Questo lavoro di tesi rientra in questo progetto di ricerca. Nei capitoli successivi verrà illustrata la fisica dell'acceleratore studiato, un ciclotrone superconduttivo, e si scenderà più in dettaglio sulle scelte effettuate a proposito del circuito magnetico della nuova macchina.

Per il momento saranno illustrate solo le motivazioni che hanno spinto alla scelta di questo tipo di acceleratore e verrà fatta una panoramica generale sul progetto del centro.

L'obiettivo dei ricercatori dei LNS è progettare una macchina che permetta di accelerare ioni con energie sufficienti per trattare neoplasie presenti in qualunque parte del corpo. Molti sono i fattori da considerare.

Nella tabella successiva sono riportate le caratteristiche dei sincrotroni e dei ciclotroni delle facility di HIMAC, del GSI, dei LNS e del progetto SCENT.

Tabella 3 Parametri operazionali delle facility trattate in questo capitolo.

	Unità	<u>HIMAC facility</u>	<u>GSI facility</u>	<u>Lns facility</u>	<u>Progetto SCENT</u>
		Sincrotrone	Sincrotrone	Ciclotrone	Ciclotrone
Caratteristiche magnete					
Campo massimo	T	1.5	1.8	4	4.6
Peso del magnete	Tonn	>670	*	210	<350
Magneti usati		13 dipoli per ogni anello, 24 quadrupoli: 12 focalizzanti 12 defocalizzanti	24 dipoli, 1.8 T 12 tripletti 12 sestupoli	1	1
Diametro max	M	130	70	3.9	4.8
Raggio all'estrazione	M	-	-	0.87	1.30
Caratteristiche RF					
n. di cavità			2	3	4
Voltaggio massimo sulle cavità	KV	20	16	100	120
Repetition rate		1/3 – 1.5 Hz	0.8 – 5.6 Hz	Continuous wave	Continuous wave
Emittanza	mm*rad	10 π	3-30 π dipende dallo ione accelerato e dal tempo di estrazione	1 π	2 π (peggiora estraendo il fascio per stripping)
Varie					
Vuoto	Torr	$\approx 10^{-9}$	$\approx 10^{-10}$	$\approx 10^{-7}$	1-5*10 ⁻⁷
Caratteristiche fascio					
Energia massima	A MeV	800 per q/a=0.5	50-2000 per q/n=0.5 50-1000 per uranio	62 MeV	250 A MeV
Energia all'iniezione	A MeV	6	11.5	q *0.025	q *0.025
Tipo di ione accelerato per la terapia		Carbonio	Carbonio	Protoni	H ₂ ¹⁺ , He ²⁺ , ⁶ Li ⁺³ , B ⁺⁵ , C ⁺⁶
Intensità del fascio	NA	2	3.2 (per fasci con q/n= 0.5)	3	500 nA per protoni, 20 nA per ioni carbonio
Sorgenti					
Sorgenti		1 Penning 2 ECR	ECR	ECR	ECR
Elementi preacceleranti		RFQ, LINAC	RFQ, LINAC	-	-
Estrazione					
Tempo per l'estazione		Fino a 400 ms	Veloce $\approx 1 \mu$ sec Lenta $\approx 10 - 8000m$ sec	Continuous wave	Continuous wave

La prima caratteristica che si nota è la diversità nelle dimensioni tra i due tipi di macchine, lo spazio occupato da un ciclotrone è notevolmente più piccolo rispetto a quello di un sincrotrone, ciò comporta una grossa riduzione dei costi relativi alla realizzazione delle strutture che ospiteranno una tale macchina, oltre alla notevole semplificazione dei problemi logistici. Inoltre grandi dimensioni della macchina implicano maggiori costi per l'acquisto di materiale ferroso necessario per la costruzione dei magneti.

Oltre alla spesa di realizzazione iniziale, occorre valutare i costi di funzionamento dei magneti. La potenza necessaria per alimentare il magnete del CS di Catania è di 40 kW, mentre per un sincrotrone occorre una potenza $10 \div 100$ volte superiore.

Inoltre in un sincrotrone il fascio prima di entrare nell'acceleratore deve passare per un sistema di preaccelerazione e sono necessari numerosi elementi di diagnostica del fascio lungo il percorso, di contro in un ciclotrone un fascio con energie dell'ordine delle decine di keV è accettato e una sola sonda di diagnostica è necessaria per controllare le particelle dentro l'acceleratore.

All'uscita del ciclotrone il fascio è pulsato e continuo, mentre nei sincrotroni un solo impulso (pulse) di particelle per volta è accelerato e tra l'accelerazione di due pacchetti campo magnetico e frequenza devono tornare al loro valore minimo e quest'operazione richiede tempi dell'ordine del secondo.

Certo è da notare che l'energia in uscita da un sincrotrone è superiore rispetto a un ciclotrone, ma, per quanto detto fino ad ora, per applicazioni medicali fasci di ioni da 250 A MeV risultano ottimali per la cura di neoplasie in qualunque parte del corpo.

Considerando gli scopi che si vogliono raggiungere nel nuovo centro di Catania, nonchè i fondi e gli spazi a disposizione, si è scelto di progettare un ciclotrone superconduttivo per accelerare gli ioni. Un ciclotrone è la macchina che meglio risponde alle esigenze di adattabilità all'ambiente ospedaliero, inoltre per la sua compattezza risulta più affidabile e resistente anche nel caso di eventuali eventi sismici, non rari in Sicilia.

Il ciclotrone che si sta studiando ai LNS utilizzerà bobine superconduttive, che saranno capaci di creare nel piano mediano un campo magnetico medio di 3.8 T (per informazioni più dettagliate vedi capitoli successivi).

Una scelta di questo genere ridurrà consumi di energia e dimensioni; il diametro del ciclotrone che si sta progettando sarà di circa 4.8 m.

Saranno prodotti fasci di protoni e ioni leggeri di alta energia, in particolare protoni da 250 MeV, ioni litio da 1500 MeV e ioni carbonio da 3000 MeV, che corrispondono rispettivamente a profondità di penetrazione massima di 30, 24 e 12 cm.

I parametri con cui si intende costruire questa macchina e le caratteristiche dei fasci prodotti sono riportati nella seguente tabella.

Tabella 4 Proprietà del ciclotrone progettato per il centro di adroterapia di Catania.

Caratteristiche del magnete	
Numero di settori	4
Angolo di spirale massimo	70^0
Diametro massimo	4.8 m
Raggio all'estrazione	1.30 m
Campo medio all'estrazione	3.85 T
Peso totale	<350 Ton
Corrente nelle bobine superconduttive	$\approx 4330 \text{ A/cm}^2$
Sistema RF	
Armonica	$h=4$
Frequenza di lavoro	$\approx 91 \text{ MHz}$
Tensione massima sui dee	80-120 kV
Caratteristiche del fascio	
Ioni accelerabili	$\text{H}_2^{1+}, \text{He}^{2+}, {}^6\text{Li}^{+3}, \text{B}^{+5}, \text{C}^{+6}$
Q/A	0.5
Energia massima per tutti gli ioni	250 A MeV
Intensità del fascio	500 nA per protoni, 20 nA per ioni carbonio
Varie	
Vuoto operativo in camera di accelerazione	$1\text{-}5 \cdot 10^{-7} \text{ Torr}$
Estrazione	Stripping per i protoni, deflettore elettrostatico per gli altri ioni

La tecnica usata per estrarre il fascio dipende dal tipo di particella che si sta accelerando: i protoni saranno estratti per stripping, mentre gli ioni mediante deflettore elettrostatico (vedi figura 8).

Quando la tecnica di estrazione è quella di stripping, ad essere accelerata è la molecola di idrogeno ionizzata, H_2^+ .

L'uso di ioni H_2^+ implica un campo magnetico doppio (vedi equazione 3, se q/m è doppio serve B doppio per avere lo stesso raggio di curvatura), questo è facilmente realizzabile grazie all'uso delle bobine superconduttrici.

Il motivo per cui si preferisce accelerare H_2^+ al posto di H^+ , che hanno massa metà e quindi necessitano di metà campo, è che l'energia di legame dell'ultimo elettrone in H^+ è 0.755 eV, circa venti volte più piccola di quella di H_2^+ , 16.3 eV. Il campo magnetico nel quale si muovono le particelle deve essere tale da non strappare l'ultimo elettrone per evitare lo stripping elettromagnetico; nel caso di H^+ l'esperienza di TRIUMF, in Canada, insegna che il massimo campo magnetico applicabile è di 0.6 T, mentre che se si accelerano H_2^+ fino a 2 GeV è possibile applicare campi anche di 5 T e la probabilità di stripping elettromagnetico può considerarsi ancora nulla [Lof98].

Al raggio di estrazione è posto un foglio di carbonio molto sottile, quando il fascio lo attraversa l'elettrone di legame viene strappato e si liberano due protoni per ogni molecola.

Questa tecnica è più efficiente rispetto a quella con deflettore elettrostatico, perché riduce la radioattività all'estrazione e permette di estrarre fasci con potenza in uscita di decine di kWatt.

Un altro fattore da considerare è il tempo morto, per questa macchina non sarà troppo grande: per cambiare i parametri della macchina che permettono di passare da un fascio ad un altro necessitano quindici minuti, ovvero il tempo di posizionamento di un nuovo paziente in una delle sale per il trattamento.

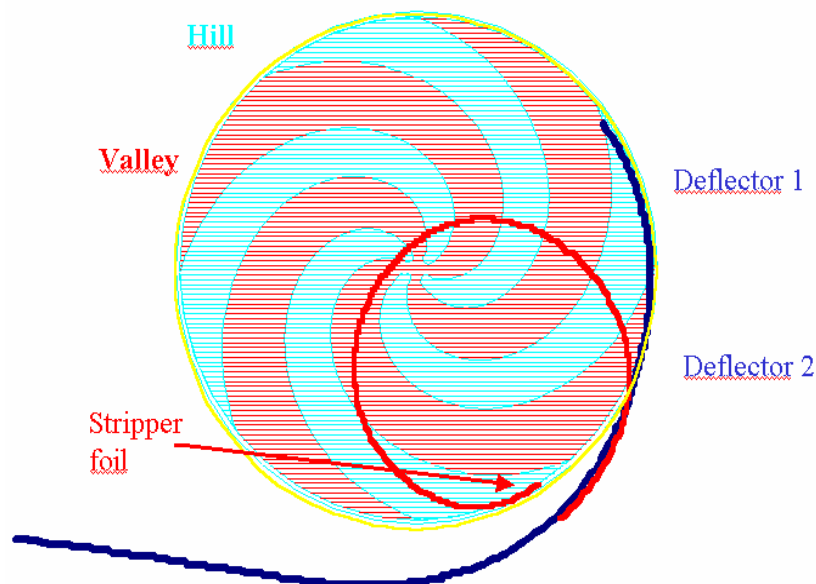


Figura 9 Schema esplicativo dei due metodi di estrazione del fascio nel ciclotrone che si sta progettando ai LNS.

All'uscita del ciclotrone il fascio viene trasportato nelle sale per il trattamento. Il sistema di scansione previsto è quello attivo a slice, simile a quello usato al GSI, sarà possibile irraggiare aree di dimensioni massime di $25 \times 25 \text{ cm}^2$, in profondità lo spessore del bersaglio da trattare potrà raggiungere i 5-10 cm, il che può richiedere fino a 50 variazioni di energia, che devono essere fatte per mezzo di sistemi che richiedano il minor tempo possibile ($< 1 \text{ sec}$).

Infine è bene sottolineare che saranno curabili neoplasie presenti sia in pazienti adulti che pediatrici ed anche in presenza di anestesia.

BIBLIOGRAFIA

- [Ama99] U. Amaldi, Nuclear Physics A654 (1999) 375c-399c
- [Ben96] M. Benedikit, C. Carli, Optical design of beam delivery system using a rotator, CERN/PS 96-41 (DI), CERN, (1996)
- [Ben99] M. Benedikit et al., NIM A 430 (1999) 534-541
- [Bla92] K. Blasche and B. Franczak, Proc. Third EPAC 92, p.9, 1992
- [Cat74] M. Catteral, British Journal of Hospital Medicine, 12, (1974) 853-860
- [Coh53] B. L. Cohen Rev. Sci. Instr., vol.24, 589 (1953)
- [Eic1] H. Eickhoff et al., HICAT- THE GERMAN HOSPITAL-BASED LIGHT ION CANCER THERAPY PROJECT
- [Eic96] H. Eickhoff et al., Proc. Fifth EPAC 96, p.2641, 1996
- [Eic98] H. Eickhoff et al., EPAC 1998
- [Fra96] B. Franczak., Proc. Fifth EPAC 96, p. 2647
- [Fut99] Y. Futami et al, Nuclear Instruments & Methods, A 430 (1999), 143
- [Hab93] Th. Haberer et al., Nuclear Instruments and Methods in Physic Research, A330 (1993), 296-305
- [Hir92] Y. Hirao et al., Nuclear Physics A538 (1992), 541c
- [Hir93] J. Alonso, First Int. Symp. On Hadrontherapy, Como, Italy (1993) 266
- [Kaw94] K. Kawachi, NIRS Int. Seminar on Appl. Of Heavy Ion Accelerator to Radiation Therapy of Cancer, p. 10
- [Ker54] D. W. Kerst, Physical Review, vol.60, 47 (1954)
- [Kra 95] G. Kraft, Ions Beams in Tumor Therapy, p341, 1995
- [Law36] J. Lawrence et al., Proc. National Acad. Sciences 22, (1936), 124-133
- [Liv] J. J. Livingood, "Principles of cyclic particle accelerators", D. Van Nostrand Company, Inc., Princeton, New Gersey
- [Lof98] G. Lo Friddo Tesi di Laurea in Ingegneria Elettronica: " Studio di un ciclotrone superconduttore ad alta intensità per i Laboratori Nazionali del Sud" , aa 1997-98
- [Mur96] T. Murakami et al., in Proc. XVIII Int. Linear Accelerator Conference, CERN 1996, p. 830
- [Pet2] A. Peters e P. Forck, BEAM DIAGNOSTICS FOR THE HEAVY ION CANCER THERAPY FACILITY
- [Reg01] M. Regler et al., CERN accelerator school, Sevilla, Spain, October 15-26.2001
- [Sto40] R. Stone Radiology 47, (1946), 487

[Tak96] E. Takada et al., Proc. Fifth EPAC 96, p. 2659

[Ued94] K. Ueda et al. , NIRS Int. Seninar on Appl. Of Heavy Ion Accelerator to Radiation Therapy of Cancer, p. 19

[Yam94] S.Yamada et al. , NIRS Int. Seninar on Appl. Of Heavy Ion Accelerator to Radiation Therapy of Cancer, p.13

[Yam98] S.Yamada et al., EPAC proceedings (1998)

	Unità	<u>HIMAC facility</u>	<u>GSI facility</u>	<u>Lns facility</u>	<u>Progetto SCENT</u>
		Sincrotrone	Sincrotrone	Ciclotrone	Ciclotrone
Caratteristiche magneti					
Campo massimo	T	1.5	1.8	4	4.2
Peso del magnete	Tonn	>670	*	210	<350
Magneti usati		13 dipoli per ogni anello, 24 quadrupoli: 12 focalizzanti 12 defocalizzanti	24 dipoli, 1.8 T 12 tripletti 12 sestupoli	1	1
Diametro max	m	130	70	3.9	4.8
Raggio all'estrazione	m	-	-	0.87	1.28
Caratteristiche RF					
n. di cavità			2	3	4
Voltaggio massimo sulle cavità	kV	20	16	100	120
Repetition rate		1/3 – 1.5 Hz	0.8 – 5.6 Hz	Continuous wave	Continuous wave
emittanza	mm*rad	10π	3-30 π dipende dallo ione accelerato e dal tempo di estrazione	1π	2 π (peggiora estraendo il fascio per stripping)
Varie					
vuoto	Torr	$\approx 10^{-9}$	$\approx 10^{-10}$	$\approx 10^{-7}$	$1-5 \cdot 10^{-7}$
Caratteristiche fascio					
Energia massima	A MeV	800 per q/a=0.5	50-2000 per q/n=0.5 50-1000 per uranio	62 MeV	250 A MeV
Energia all'iniezione	A MeV	6	11.5	q *0.025	q *0.025
Tipo di ione accelerato per la terapia		Carbonio	Carbonio	Protoni	H ₂ ¹⁺ , He ²⁺ , ⁶ Li ³⁺ , B ⁵⁺ , C ⁶⁺
Intensità del fascio	nA	2	3.2 (per fasci con q/n= 0.5)	3	500 nA per protoni, 20 nA per ioni carbonio
Sorgenti					
sorgenti		1 Penning 2 ECR	ECR	ECR	ECR
Elementi preacceleranti		RFQ, LINAC	RFQ, LINAC	-	-
Estrazione					
Tempo per l'estrazione		Fino a 400 ms	Veloce $\approx 1 \mu \text{ sec}$ Lenta $\approx 10 - 8000 \text{ m sec}$	Continuous wave	Continuous wave

*nota dato non pervenuto.

Capitolo 3

FISICA DEL CICLOTRONE

3.1 Il ciclotrone classico e la focalizzazione debole

In questo capitolo è trattata la fisica dei ciclotroni; per trovare le proprietà che caratterizzano un fascio in uscita da un ciclotrone, la procedura usata è la stessa sia nel caso di ciclotroni moderni, sia nel caso di ciclotroni classici. In generale si risolvono le equazioni della dinamica del fascio in un campo elettromagnetico per estrapolare i parametri necessari a determinare la stabilità del fascio.

Si consideri inizialmente che il campo elettrico sia nullo, cioè si supponga che la particella sia immersa solo in un campo magnetico B , l'orbita che essa percorre è una circonferenza di raggio r .

L'equazione fondamentale da cui partire è quella relativa alla forza di Lorentz generata su una particella di massa m , carica q e velocità v :

$$\vec{F} = q(\vec{E} + \vec{v} \times \vec{B}) \Rightarrow \vec{F} = q\vec{v} \times \vec{B}. \quad [1]$$

Da questa relazione, come dimostrato nel paragrafo 2.1.2, si ricava il periodo del moto τ , esso è legato alla frequenza di ciclotrone ω_0 tramite $\tau = 2\pi\omega_0$.

Si ottiene quindi $\omega_0 = \frac{qB}{m}$ e nei ciclotroni classici e per energie non relativistiche rimane costante durante tutta l'accelerazione.

Nei ciclotroni isocroni la frequenza del sistema RF è uguale o un multiplo intero della frequenza di rivoluzione delle particelle, cioè:

$$\omega_{RF} = h\omega_0 \quad [2]$$

dove h è chiamato numero armonico o armonica di funzionamento.

Nel caso di ciclotroni isocroni, campo elettrico e particella restano in fase, e quest'ultima attraversa il gap tra i dee, quando il campo elettrico assume il suo valore massimo. In verità vengono accelerate anche particelle con uno shift di fase rispetto a quella ideale, per la quale si ha la massima accelerazione (ad esempio nel CS dei LNS vengono accelerate particelle con una fase $\varphi \in [-20^\circ, 20^\circ]$).

Quando una particella è immersa in un campo magnetico non segue una traiettoria perfettamente circolare, ma compie delle oscillazioni sia sul piano verticale, sia su quello orizzontale attorno all'orbita di equilibrio. Queste oscillazioni sono note come oscillazioni di betatrone o oscillazioni libere e un loro studio accurato è fondamentale per il buon funzionamento di un ciclotrone.

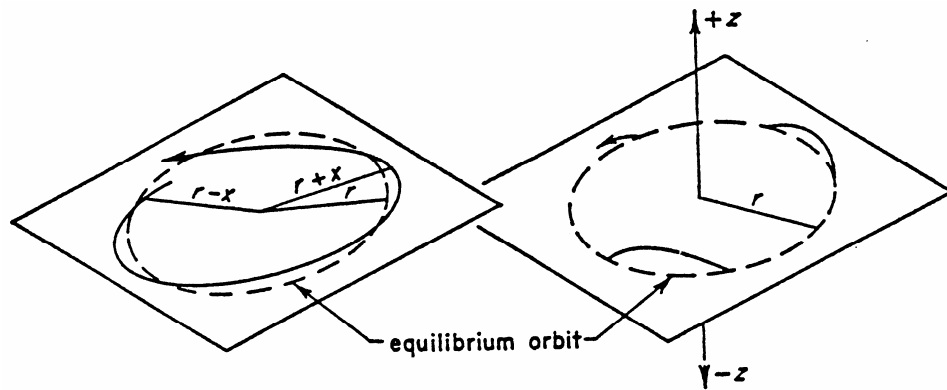


Figura 1 Rappresentazione schematica delle oscillazioni di betatrone attorno ad un'orbita circolare di equilibrio.

In figura 1 è mostrata una rappresentazione schematica delle oscillazioni di betatrone che la particella compie nel piano mediano e parallelamente all'asse del campo. I due moti sono rispettivamente indicati con gli aggettivi radiali e assiali. Per semplicità, in un primo momento, essi saranno trattati indipendentemente, cioè il moto radiale si supporrà avvenire solo nel piano mediano e quello assiale sarà ricavato considerando il raggio costante; naturalmente in realtà i due moti avvengono simultaneamente.

Si definisce indice di campo n la quantità:

$$n = - \frac{\frac{dB}{B}}{\frac{dr}{r}} . \quad [3]$$

Esso indica la variazione del campo magnetico con il raggio e caratterizza la differenza tra due tipi di focalizzazione:

- ◇ focalizzazione forte, che si ha quando $|n| \gg 1$. Un indice di campo negativo è caratteristico dei linac, dei RFQ e dei ring accelerator. Questi acceleratori sono caratterizzati da un elevato valore di campo e dall'essere formati da più pezzi connessi: dipoli, quadrupoli, sestupoli.. rispettivamente usati per i sistemi di guida, accelerazione e focalizzazione del fascio;
- ◇ focalizzazione debole, che è quella caratteristica dei ciclotroni classici, in cui il sistema di focalizzazione e accelerazione si riduce ad un solo elemento, il magnete. In questo caso l'indice di campo risulta compreso tra $0 < n < 1$.

Di seguito si analizzerà la focalizzazione debole, prendendo in considerazione la dinamica del fascio.

3.2 Principio di funzionamento del ciclotrone

Si consideri un sistema di riferimento $Oxyz$, l'equazione del moto di una particella di massa m e carica q , che si muove con velocità $\vec{v}$ in un campo magnetico con induzione $\vec{B}$ è data dalla forza di Lorentz :

$$\vec{F}_L = q\vec{v} \times \vec{B} \quad [4]$$

dove :

$$\vec{F}_L = \frac{d(m\vec{v})}{dt} \quad [5]$$

E' opportuno scrivere l'equazione (1.5) nelle sue tre componenti scalari:

$$\begin{aligned} \frac{d(m\dot{x})}{dt} &= q[\dot{y}B_z - \dot{z}B_y] \\ \frac{d(m\dot{y})}{dt} &= q[\dot{z}B_x - \dot{x}B_z] \\ \frac{d(m\dot{z})}{dt} &= q[\dot{x}B_y - \dot{y}B_x] \end{aligned} \quad [6]$$

che, utilizzando le coordinate cilindriche le [6], diventano:

$$\begin{aligned} \frac{d(m\dot{r})}{dt} - m\dot{\theta}^2 &= q[r\dot{\theta}B_z - \dot{z}B_\theta] \\ \frac{d(mr\dot{\theta})}{dt} + m\dot{r}\dot{\theta} &= q[\dot{z}B_r - \dot{r}B_z] \\ \frac{d(m\dot{z})}{dt} &= q[\dot{r}B_\theta - r\dot{\theta}B_r] \end{aligned} \quad [7]$$

La forma generale del campo magnetico in coordinate cilindriche ha la seguente espressione:

$$\vec{B}(r, \theta, z) = \hat{r}B_r(r, \theta, z) + \hat{\theta}B_\theta(r, \theta, z) + \hat{z}B_z(r, \theta, z)$$

Nei ciclotroni a campo azimutalmente uniforme, invece, si ha:

$$\vec{B}(r, \theta, z) = \hat{r}B_r(r, z) + \hat{z}B_z(r, z) \quad [8]$$

Qui di seguito verranno discusse le equazioni del moto radiale ed assiale facendo un'analisi al I° ordine. Per uno studio più rigoroso della dinamica delle orbite teoricamente è possibile far riferimento alla bibliografia riportata alla fine di questo capitolo ([Hag62], [Sta96], [Jog 96], [Bry84], [Hei1]).

Si consideri una particella con velocità costante e riscriviamo le [6] per il caso in esame:

$$\begin{aligned} m\ddot{r} - mr\dot{\theta}^2 &= qr\dot{\theta}B_z(r, z) \\ mr\ddot{\theta} + 2m\dot{r}\dot{\theta} &= q[\dot{z}B_r(r, z) - \dot{r}B_z(r, z)] \quad [9] \\ m\ddot{z} &= -qr\dot{\theta}B_r(r, z) \end{aligned}$$

3.2.1 Dinamica assiale

Si supponga che la particella, compiendo la sua orbita, rimanga su un raggio fisso r e che mantenga una velocità azimutale costante all'interno del gap tra i dee.

Si consideri lo sviluppo in serie di Taylor di punto iniziale $(r,0)$ di $B_r(r, z)$:

$$B_r(r, z) = z \left(\frac{\partial B_r(r, z)}{\partial z} \right)_{z=0} + \frac{z^2}{2} \left(\frac{\partial B_r(r, z)}{\partial z} \right)_{z=0}^2 + \dots \approx z \left(\frac{\partial B_r(r, z)}{\partial z} \right)_{z=0}$$

considerando l'approssimazione al primo ordine e sostituendo in [9] si ha:

$$m\ddot{z} = -qr\dot{\theta}z \left(\frac{\partial B_r(r, z)}{\partial z} \right)_{z=0} \quad [10]$$

In una regione dove è presente un campo magnetico statico e dove non ci sono correnti è possibile scrivere che il rotore del campo magnetico è nullo, $\vec{\nabla} \times \vec{B} = 0$, si può scrivere:

$$\left(\frac{\partial B_r(r, z)}{\partial z} \right)_{z=0} = \left(\frac{\partial B_z(r, z)}{\partial r} \right)_{z=0} \quad [11]$$

Nei punti del piano mediano il campo magnetico è solo assiale:

$$\vec{B}(r, \theta, 0) = -\hat{z}B_z(r, 0) = -\hat{z}B_z(r) \quad [12]$$

Dunque:

$$\left(\frac{\partial B_r(r, z)}{\partial z} \right)_{z=0} = -\frac{dB_z(r)}{dr} \quad \Rightarrow \quad \frac{dB_z(r)}{dr} = n \frac{B_z(r)}{r} \quad [13]$$

Sostituendo nella [10]:

$$\ddot{z} = -\frac{q}{m} B_z(r) \dot{\theta} n z \quad [14]$$

Infine, sfruttando le relazioni:

$$\begin{aligned} \dot{\theta} &= \omega \\ \omega &= \frac{q}{m} B_z(r) \end{aligned}$$

si ottiene:

$$\ddot{z} + \omega^2 n z = 0 \quad [15]$$

che è l'equazione di Kerst-Serber per le oscillazioni libere assiali.

La soluzione della [15] per valori positivi di n , è data dalla:

$$z = z_0 \sin(\sqrt{n} \omega t) \quad [16]$$

pertanto, il moto della particella lungo la direzione verticale è armonico con ampiezza z_0 e frequenza $\omega_z = \sqrt{n} \omega$.

Per $n < 0$ la soluzione è:

$$z = z_0 \sinh(\omega t) \quad [17]$$

che descrive una curva divergente.

Il numero di oscillazioni di betatrone assiali per rivoluzione è:

$$\nu_z = \frac{\omega_z}{\omega} = \sqrt{n} \quad [18]$$

Dunque, un fascio è assialmente stabile se e solo se l'indice di campo n è strettamente positivo ($n > 0$).

3.2.2 Dinamica radiale

Si consideri l'equazione [9] del moto radiale di una particella carica che si muove con velocità v sul piano $z=0$:

$$m\ddot{r} - mr\dot{\theta}^2 = -qr\dot{\theta}B_z(r, z) \quad [19]$$

Sia x la deviazione della particella dall'orbita di equilibrio (oe), la [9] in funzione di una nuova variabile così definita si riscrive :

$$x = r - r_{oe} \quad \Rightarrow \quad \ddot{x} = \ddot{r}$$

$$\dot{\theta} = \omega \text{ e per } r = r_{oe} \text{ si ha } \dot{\theta} = \omega \frac{r_{oe}}{r}$$

Quindi, si può scrivere:

$$r\dot{\theta}^2 = \omega^2 \left(\frac{r_{oe}^2}{r} \right) = \omega^2 r_{oe}^2 \frac{1}{r_{oe} + x} = \omega^2 r_{oe} \frac{1}{1 + \frac{x}{r_{oe}}} \approx \omega^2 r_{oe} \left(1 - \frac{x}{r_{oe}} \right) = \omega^2 (r_{oe} - x)$$

$$\omega = \frac{q}{m} B_z(r_{oe}, 0) = \frac{q}{m} B_z(r_{oe}) \quad [20]$$

Si consideri lo sviluppo in serie di Taylor di punto iniziale $(r_{oe}, 0)$ di $B_z(r, z)$ e si consideri un'approssimazione al primo ordine:

$$B_z(r, 0) = B_z(r) = B_z(r_{oe}, 0) + \left(\frac{dB_z(r_{oe}, 0)}{dr} \right) x + \dots \approx B_z(r_{oe}) - n \frac{B_z(r_{oe})}{r_{oe}} x$$

Facendo uso delle relazioni trovate, la diventa:

$$m\ddot{x} - m\omega^2(r_{oe} - x) = -q\omega r_{oe} \left[B_z(r_{oe}) - n \frac{B_z(r_{oe})}{r_{oe}} x \right]$$

$$\ddot{x} - \omega^2 r_{oe} + \omega^2 x = -\frac{q}{m} B_z(r_{oe}) \omega r_{oe} + \frac{q}{m} B_z(r_{oe}) \omega n x \quad [21]$$

$$\ddot{x} - \omega^2 r_{oe} + \omega^2 x = -\omega^2 r_{oe} + \omega^2 n x$$

Infine si trova:

$$\ddot{x} + \omega^2(1-n)x = 0 \quad [22]$$

che è l'equazione di Kerst-Serber per le oscillazioni libere radiali.

Similmente al moto assiale la soluzione della [22] porta ad un moto oscillatorio armonico:

$$x = x_0 \sin(\sqrt{(1-n)}\omega t) \quad [23]$$

dove la x_0 è l'ampiezza e $\omega_x = \sqrt{(1-n)}\omega$ è la frequenza di oscillazione.

In tal caso, il numero di oscillazioni radiali per rivoluzione è:

$$\nu_x = \frac{\omega_x}{\omega} = \sqrt{(1-n)} \quad [24]$$

Dalle espressioni di ν_x e ν_z si evince che un gradiente radiale del campo magnetico assiale può provvedere alla stabilità del fascio nei piani orizzontale e verticale se l'indice di campo soddisfa la condizione:

$$0 < n < 1$$

che è anche nota come criterio di stabilità di Steenbeck [Hei2].

In generale, maggiore è il numero delle oscillazioni, maggiore è l'effetto focalizzante sul fascio, ma il criterio di stabilità appena trovato impone che ν_x e ν_z siano sempre minori dell'unità, cioè il fascio non compie mai un'oscillazione completa in un giro.

3.3 La focalizzazione nei ciclotroni AVF: descrizione qualitativa

Il ciclotrone a campo variabile azimutalmente (Azimutal-Varying-Field, AVF) è sicuramente una fondamentale miglioria apportata ai ciclotroni a campo uniforme.

La presenza di una componente orizzontale del campo magnetico produce un effetto di focalizzazione verticale definita Thomas focusing ed è possibile, pertanto, tollerare la presenza di un gradiente radiale positivo. Con una opportuna scelta del gradiente radiale e della variazione azimutale è possibile bilanciare con l'incremento del campo magnetico l'aumento relativistico della massa delle particelle. In tal modo viene soddisfatta la condizione di sincronizzazione.

Un ciclotrone AVF che soddisfa le proprietà suddette è definito ciclotrone isocrono; esso presenta un ulteriore vantaggio: una migliore focalizzazione nella direzione verticale aumenta la possibilità di ottenere fasci ad elevata intensità.

La variazione azimutale del campo viene ottenuta dividendo il magnete in settori, ciascuno dei quali è costituito da due zone dove il campo ha intensità diversa.

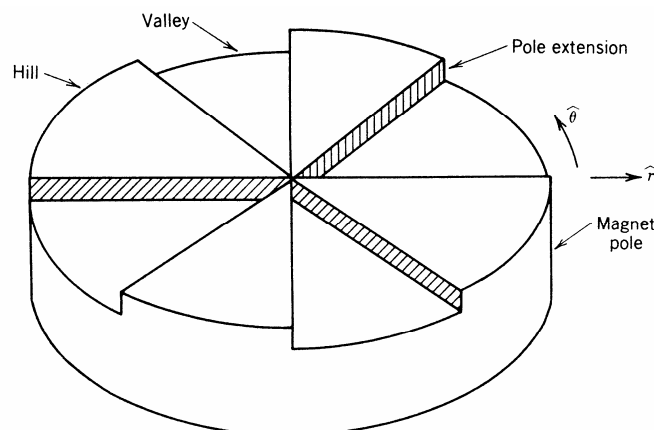


Figura 2 Schema di un ciclotrone AVF.

Le zone occupate dai settori in cui l'intensità del campo è maggiore sono definite creste (hill), mentre prendono il nome di valli (valley) le zone coperte dai settori dove il campo ha l'intensità minore.

La divisione del magnete in valli e creste viene ottenuta in due differenti modi, che permettono di classificare i ciclotroni AVF in:

- ◇ ciclotroni AVF a settori separati (Separated Sector Cyclotrons, SSC): la struttura magnetica è costituita da magneti indipendenti (separati), tanti quanti sono i settori previsti nel disegno della macchina. Invece il campo nelle valli, in approssimazione hard edge, è nullo.
- ◇ ciclotroni AVF compatti: la struttura magnetica non è separata come negli SSC e nelle valli esiste un campo non nullo.

Il ciclotrone, che si sta studiando ai LNS e il cui circuito magnetico verrà trattato in dettaglio nel prossimo capitolo, è un ciclotrone AVF compatto i cui settori magnetici hanno forma di spirale ed è alimentato da bobine superconduttive.

Il campo periferico, dovuto all'inclinazione a spirale, produce alternativamente, sulle particelle un effetto focalizzante e defocalizzante. L'azione complessiva è simile a quella di due lenti sottili di cui una focalizzante e l'altra defocalizzante, il cui effetto, come è noto dall'ottica, è globalmente focalizzante. In questo modo, si ottiene un'ulteriore forza focalizzante lungo la direzione verticale. La difficoltà nel costruire una simile macchina risiede nell'estrema accuratezza con la quale i settori devono essere lavorati. Si consideri un ciclotrone nel quale le facce dei poli abbiano un andamento sinusoidale in azimuth come mostrato in figura 3:

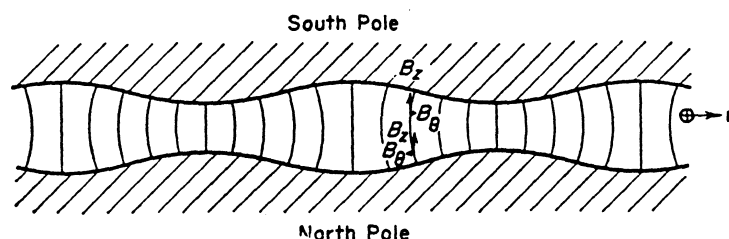


Figura 3 Linee di campo in un ciclotrone nel quale i poli hanno un andamento sinusoidale. L'osservatore è al centro e guarda verso fuori, per semplicità ciò che vede è "srtolato".

Il campo magnetico varia anch'esso in azimuth e le linee di campo sono convesse rispetto ai centri delle valli. Nel piano mediano il campo ha solo la componente verticale, invece nei punti che non giacciono nel piano mediano c'è una componente azimutale B_θ che cambia segno non appena la coordinata assiale attraversa lo zero.

In un simile campo, l'orbita di equilibrio di una particella con una data energia non è più un cerchio ed il raggio di curvatura ρ è più piccolo dove il campo è più intenso e viceversa:

$$mv = qB\rho \quad [24]$$

Se si idealizza l'andamento delle facce e si considera un andamento a gradino (o hard edge) come mostrato nella seguente figura:

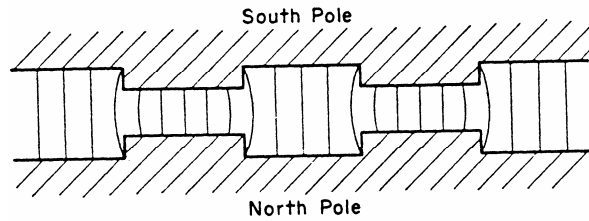


Figura 4 Visuale “srotolata” di un ciclotrone con i poli modellati come un’onda piana.

ρ assume solo due valori ed è semplice disegnare la forma dell’orbita che ha l’andamento mostrato in figura 5:

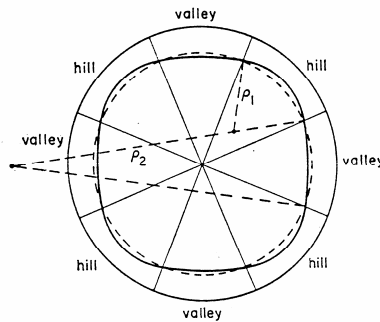


Figura 5 Ciclotrone a quattro settori con variazione ideale del campo a onda quadrata. I raggi di curvatura sono solo due.

La traiettoria della particella ha, rispetto alla traiettoria circolare, una componente radiale della velocità v_r alternativamente diretta verso l'interno e l'esterno del centro macchina.

La velocità radiale v_r , in presenza del campo azimutale B_θ , produce una debole forza assiale, chiamata forza di Thomas e diretta sempre verso il piano mediano.

L'aspetto di fondamentale importanza è la quasi indipendenza della forza di Thomas dalla presenza di un gradiente radiale.

Come già detto, è possibile ottenere una ulteriore forza assiale focalizzante se la forma dei settori ha andamento a spirale come indicato in figura 6.

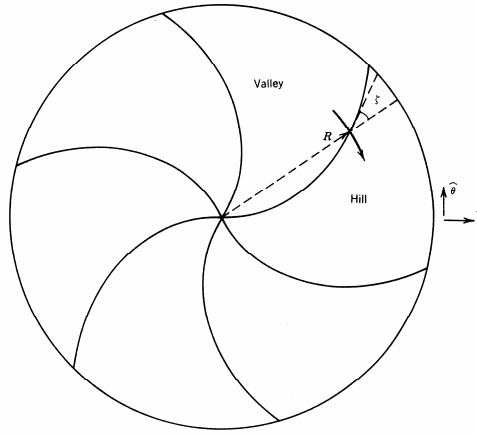


Figura 6 Visualizzazione dell'angolo di spirale.

L'angolo $\xi(R)$ è l'angolo di inclinazione tra il confine hill-valley e il raggio; più grande è questo angolo, maggiore è l'effetto focalizzante.

Poiché si necessita di maggiore focalizzazione verso i raggi esterni, dove l'energia del fascio è maggiore, il bordo delle hill e delle valley viene sagomato come una spirale, in modo da incrementare l'angolo di incidenza del fascio con l'aumentare del raggio. Per quanto appena detto l'angolo $\xi(R)$ è denominato angolo di spirale.

Passando da un confine all'altro il campo magnetico ha una componente radiale B_r , con un gradiente che punta alternativamente verso l'interno e verso l'esterno.

Quando una particella con velocità azimutale v_θ attraversa il confine valle-cresta agirà su essa una forza assiale focalizzante, invece detta forza sarà defocalizzante se la particella attraversa il confine cresta-valle.

L'effetto finale sarà globalmente focalizzante.

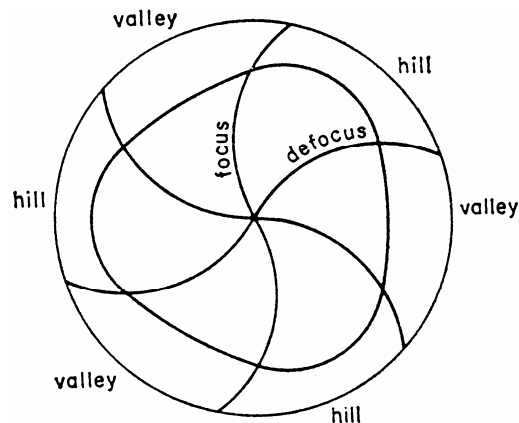


Figura 7 Schema di un ciclotrone con settori spiralizzati. Le forze focalizzanti e defocalizzanti agiscono nelle regioni di confine tra le zone con alto e basso campo magnetico.

3.4 Equazioni e definizioni

Il principio di funzionamento del ciclotrone AVF è alla base della maggior parte dei ciclotroni moderni. Con l'aumento dell'energia del fascio ci sono due problemi importanti da risolvere:

- ◇ gli effetti relativistici non possono più essere trascurati, l'aumento della massa della particella deve essere opportunamente controbilanciato da un aumento radiale del campo magnetico, al fine di non perdere l'isocronismo;

- ◇ l'aumento del campo lungo la direzione radiale implica un indice di campo minore di zero, con una conseguente defocalizzazione assiale del fascio.

3.4.1 L'isocronismo

Nei ciclotroni AVF spiralizzati isocroni si produce un aumento radiale del campo magnetico per compensare l'incremento in massa della particella a causa degli effetti relativistici [And95]. Infatti, poiché:

$$m = \frac{m_0}{\sqrt{1 - \beta^2}} \quad [25]$$

e poiché:

$$\omega = q \frac{B}{m}$$

affinché ω sia costante deve essere costante $\frac{B}{m}$ e quindi:

$$B(r) = \frac{B_0}{\sqrt{1 - \beta(r)^2}} = \frac{B_0}{\sqrt{1 - \left(\frac{v}{c}\right)^2}}$$

$$B(r) = \frac{B_0}{\sqrt{1 - \left(\frac{2\pi f r}{c}\right)^2}} \quad [26]$$

dove B_0 è il campo magnetico al centro del ciclotrone.

Esso è dato da:

$$B_0 = \frac{m}{qe} \omega = \frac{2\pi m_0 c^2}{c^2} \left(\frac{A}{q} \right) f = \frac{2\pi E_0}{c^2} \left(\frac{A}{q} \right) f \quad [27]$$

dove:

$E_0 = 931.4943 \text{ MeV}$ è l'energia a riposo per un protone;

$c = 2.9979245 \cdot 10^8 \text{ m/s}$ è la velocità della luce;

q è lo stato di carica della particella accelerata;

A è il numero di massa;

f è la frequenza di rivoluzione delle particelle.

3.4.2 La focalizzazione nei ciclotroni AVF

Facendo un'analisi simile a quella fatta per i ciclotroni a campo uniforme è possibile trovare le seguenti espressioni [Liv]:

$$\nu_z^2 = -k + \frac{N^2}{N^2 - 1} F(1 + 2 \tan^2 \xi) + \dots \quad [28]$$

$$\nu_x^2 = 1 + k + \frac{3N^2}{(N^2 - 1)(N^2 - 4)} F(1 + 2 \tan^2 \xi) + \dots \quad [29]$$

dove:

$-\nu_z$ e ν_x sono rispettivamente la frequenza di betatrone assiale e radiale;

$-k(r) = -n(r) = \frac{rd\langle B \rangle}{\langle B \rangle dr} = \gamma^2(r) - 1$ è l'indice di campo medio;

$-N$ è il numero di settori;

$-\xi$ è l'angolo di spirale;

$-F$ è il flutter del campo magnetico al raggio r .

Il flutter F è la grandezza che contiene le informazioni sulla variazione azimutale del campo magnetico; l'espressione di F è data dalla:

$$F = \frac{\langle B^2 \rangle - \langle B \rangle^2}{\langle B \rangle^2} \quad [30]$$

dove A_i e B_i sono i coefficienti dello sviluppo in serie di Fourier del campo magnetico.

3.5 Sistemi di iniezione ed estrazione del fascio

I sistemi di iniezione sono di diversi tipi e dipendono principalmente dalle sorgenti associate ai ciclotroni. Sia nel ciclotrone superconduttore attualmente funzionante ai LNS, che in quello previsto dal progetto SCENT (vedi capitolo precedente), la sorgente è un ECR, che è capace di produrre fasci di ossigeno o carbonio con solo due elettroni. Inoltre queste sorgenti sono facili da realizzare e da usare, pertanto sono quelle che si preferiscono per applicazioni medicali. L'iniezione caratteristica per i ciclotroni associati a questo tipo di sorgente è quella assiale; essa prevede l'iniezione del fascio direttamente nella zona centrale del ciclotrone per opera di magneti o deflettori elettrostatici di varie forme: a spirale, iperboloidi, paraboloidi...

Per quanto riguarda l'estrazione è bene notare subito che è uno dei processi più delicati degli acceleratori, infatti perdite di fascio sono sconvenienti sia perché si abbassa l'efficienza dell'acceleratore sia perché la perdita di fascio all'estrazione danneggia e rende radioattivi i componenti del sistema.

I principali metodi utilizzati sono:

- ◇ estrazione per stripping;
- ◇ estrazione per deflessione elettrostatica.

Tali metodi saranno oggetto di discussione nei sottoparagrafi successivi

3.5.1 L'estrazione per stripping

Nel processo di estrazione per stripping il fascio al raggio di estrazione passa attraverso un sottile foglio di carbonio, tipicamente da $50 \div 200 \mu\text{g} / \text{cm}^2$ ([Hei],[Bot]), il quale strappa elettroni agli ioni.

L'estrazione per stripping è il metodo di estrazione maggiormente utilizzato nei ciclotroni a scopo medicale e per la produzione di radioisotopi. Essa presenta diversi vantaggi, alcuni dei quali qui elencati:

- ◇ si può ottenere una efficienza di estrazione del 100% pur lavorando con fasci di elevata intensità, dai $300 \mu\text{A}$ ai $1500 \mu\text{A}$. L'attivazione dei componenti è minima e ciò permette di accedere alla macchina dopo breve tempo;
- ◇ il tempo di vita del foglio supera 20mAh ;
- ◇ c'è la possibilità di estrarre due fasci utilizzando due fogli corrispondenti a differenti energie e con differenti correnti di fascio (ad esempio, per la produzione nello stesso tempo di due differenti radioisotopi).

3.5.2 L'estrazione per deflessione elettrostatica

Oltre al metodo per stripping esiste un altro meccanismo di estrazione che fa uso di un canale elettrostatico e che storicamente è il primo metodo utilizzato per l'estrazione del fascio.

Le particelle che raggiungono l'energia finale possono essere deflesse da un campo elettrico diretto radialmente verso l'esterno. La forza da questi prodotta riduce parzialmente la forza verso l'interno dovuta al campo magnetico, con il risultato che il raggio di curvatura aumenta lungo una porzione dell'ultima orbita e le particelle deviano verso l'esterno.

In figura 9 è riportato un classico sistema di estrazione che fa uso di un deflettore elettrostatico.

Il campo elettrico è applicato tra due elettrodi curvati che formano un condensatore cilindrico. Il piatto interno è chiamato "setto" ed è a massa, mentre quello esterno è denominato "elettrodo" ed è a tensione.

Purtroppo non tutte le particelle che vengono accelerate ed arrivano al deflettore vengono estratte dal ciclotrone; infatti, una frazione del fascio accelerato andrà ad urtare il setto e sarà perso.

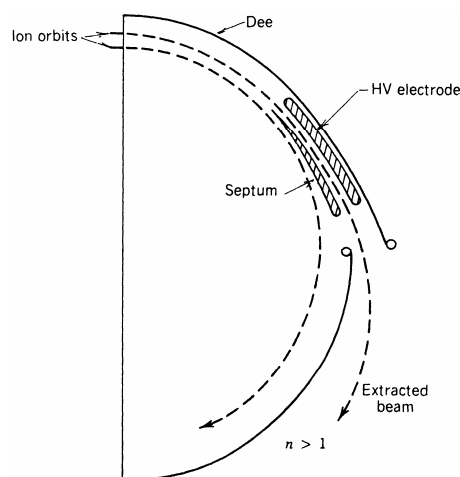


Figura 8 Schema dell'estrazione per mezzo di deflettore elettrostatico.

Oltre a penalizzare l'efficienza del sistema di estrazione, la perdita di fascio crea problemi di attivazione del setto e non solo ed è, pertanto, necessario minimizzarle.

E' evidente da quanto esposto che un aspetto fondamentale nell'estrazione è la separazione delle orbite al raggio di estrazione.

E' possibile dimostrare che la separazione delle orbite dR/dN è data dalla seguente espressione [Bot]:

$$\frac{dR}{dN} = R \frac{E_g}{E} \frac{\gamma}{\gamma + 1} \frac{1}{\nu_x^2} \quad [31]$$

dove:

R è il raggio medio dell'orbita;

E_g è l'energia guadagnata per rivoluzione;

E è l'energia cinetica;

E

$\gamma = (E_0 + E) / E_0$;

ν_x è la frequenza di betatrone radiale.

3.6 L'accelerazione nei ciclotroni

Prima di discutere dei problemi legati all'accelerazione nei ciclotroni, in particolare dei ciclotroni isocroni, ci occuperemo di definire alcuni concetti fondamentali dell'accelerazione delle particelle in generale.

L'accelerazione di particelle cariche avviene per mezzo di campi elettrici (per la relazione $F = q E$, con E campo elettrico applicato), direzionati parallelamente alla traiettoria della carica. Il campo elettrico applicato non è continuo, ma è alternato, ed è prodotto solitamente da cavità a radiofrequenza (RF). Negli acceleratori circolari, e in particolare nei ciclotroni, la frequenza è quella di ciclotrone, oppure un multiplo intero di questa:

$$\omega_{RF} = h \cdot \omega_o = h \cdot \frac{q \cdot B}{m} \quad [32]$$

h è definito come numero armonico.

Per comprendere in che modo le particelle vengono accelerate all'interno di un acceleratore bisogna introdurre il concetto di stabilità di fase.

Il guadagno di energia di una particella è legato al potenziale che genera il campo elettrico alternato, se U è l'energia che riceve una particella di carica q sottoposta ad un potenziale V allora :

$$U = q \cdot V \cdot \sin \phi \quad [33]$$

dove ϕ è la fase.

Le particelle però non giungono tutte allo stesso istante e tutte con velocità uguale nella zona in cui verranno accelerate, quindi non tutte arriveranno in fase con il campo elettrico e non tutte subiranno la stessa forza accelerante.

Il risultato è l'oscillazione della fase delle particelle intorno ad una fase stabile ϕ_s scelta ad hoc per il tipo di macchina che si considera.

Si considerino due particelle, una con momento p che compie un'orbita di lunghezza L , l'altra con momento $p + dp$ su un'orbita di lunghezza $L + dL$.

Si definisce “momentun compaction” la quantità:

$$\alpha = \frac{dp/p}{dL/L} \quad [34]$$

che nel caso di orbite circolari con $L = 2\pi r$ diviene:

$$\alpha = \frac{dp/p}{dr/r} \quad [35]$$

Dato che $p = q B r$ si ha (con q costante):

$$\frac{dp}{p} = \frac{dB}{B} + \frac{dr}{r} \quad [36]$$

Sostituendo nella [36] si trova:

$$\alpha = \left(\frac{dB}{B} + \frac{dr}{r} \right) \cdot \frac{r}{dr} = \frac{r}{B} \cdot \frac{dB}{dr} + 1 = 1 - n = 1 + k \quad [37]$$

dove si è considerato l'indice di campo scritto come:

$$n = -\frac{dB/B}{dr/r} = -k \quad [38]$$

Se le particelle percorrono le orbite di lunghezza L con velocità v nel tempo τ tale che $v\tau = L$ si ha:

$$\frac{d\tau}{\tau} = \frac{dL}{L} - \frac{dv}{v} = \frac{dL}{L} - \frac{d\beta}{\beta} \quad \text{con} \quad \beta = v/c. \quad [39]$$

Per ottenere la relazione che lega il periodo al momento delle particelle, si consideri $p = \gamma m_0 \beta c$.

Si ottiene:

$$\frac{d\tau}{\tau} = \left(\frac{1}{\alpha} - \frac{1}{\gamma^2} \right) \cdot \frac{dp}{p} \quad [40]$$

Questa relazione è molto importante, poiché si può identificare τ e p con il periodo e il momento delle particelle sincrone (in fase), e dt e dp con quelli delle particelle non sincrone.

La scelta della fase ϕ_s dipende sostanzialmente dal valore che assume la quantità tra parentesi: a seconda che essa sia negativa o positiva la fase nella quale le particelle verranno accelerate cambia [Liv].

Si consideri il caso in cui $(1/\alpha - 1/\gamma) < 0$, per cui un aumento della quantità di moto è seguito da una diminuzione del periodo.

La fase ϕ_s deve essere compresa nel tratto ascendente positivo ($0 < \phi < \frac{\pi}{2}$) della curva del potenziale come descritto in figura 10.

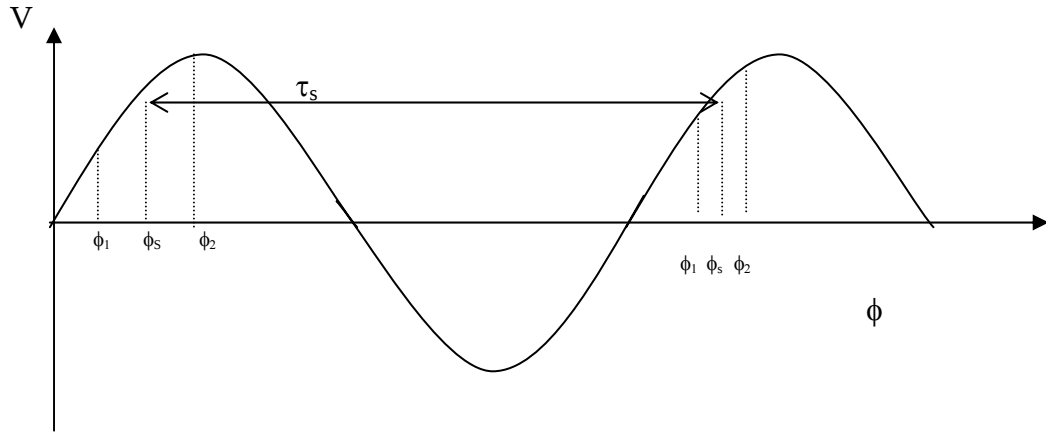


Figura 9 Andamento della tensione al variare della fase.

Infatti se ϕ_s è la fase relativa alla particella sincrona e ϕ_1 è la fase della particella che giunge in anticipo quest'ultima sarà soggetta ad una minore accelerazione, ma avendo una velocità maggiore rispetto alla particella sincrona, nel successivo gap la differenza $\phi_s - \phi_1$ sarà minore.

Per quanto riguarda la particella che giunge in ritardo riceverà un'accelerazione maggiore che compenserà in parte la sua minore velocità, in modo che la differenza di fase al successivo gap si riduca anche in questo caso. Questo tipo di accelerazione viene adottato negli acceleratori con un alto gradiente di campo ($1/\alpha \approx 0$) come i LINAC e i sincrotroni.

Nel caso in cui $(1/\alpha - 1/\gamma^2) > 0$ la fase ϕ_s si trova nel tratto discendente positivo della curva del potenziale poiché le particelle in anticipo hanno minore velocità che viene compensata da una maggiore accelerazione, mentre quelle in ritardo hanno maggiore velocità e subiscono una minore accelerazione. Tutto ciò comporta, come in precedenza, una riduzione della differenza di fase.

Nei ciclotroni isocroni la situazione è differente: la condizione di isocronismo impone che il campo magnetico cresca radialmente in proporzione all'incremento del fattore relativistico.

In teoria si dimostra [Liv] che $\gamma^2 = \alpha$, per cui $(1/\alpha - 1/\gamma^2) = 0$ su tutto il range di accelerazione. In questo caso quindi non si ha stabilità di fase. In pratica il campo magnetico non è perfettamente isocrono, quindi la quantità $(1/\alpha - 1/\gamma^2)$ assume sia valori negativi che positivi, con conseguente variazione della fase di accelerazione. Ogni discrepanza del campo magnetico dal valore teorico calcolato ha l'effetto di spostare la fase di accelerazione come descritto nella seguente relazione:

$$d(\sin \phi) = 2\pi \cdot h \frac{dB}{B_{iso}} \cdot n \quad [41]$$

con

h : numero armonico del ciclotrone

B_{iso} : campo isocrono

n : numero di giri

dB : imperfezioni del campo.

Il massimo valore dello spostamento di fase accettabile dipende dal tipo di particella, dagli elettrodi acceleranti e da h . La tolleranza normalmente accettata è circa 20° - 30° , che corrisponde ad un'incertezza $\Delta B/B$ di circa 10^{-4} .

Infine, è interessante notare che nei ciclotroni per favorire una maggiore focalizzazione assiale del fascio, si modellano i poli al fine di avere gradienti negativi del campo magnetico nella regione di iniezione e di estrazione, che sono le fasi più critiche dell'accelerazione.

3.7 Le risonanze

Nei paragrafi precedenti sono state risolte le equazioni del moto facendo delle ipotesi che hanno permesso di trattare i moti come se fossero indipendenti.

Nell'analisi del moto radiale si è assunto che esso giacesse sul piano mediano delle espansioni polari, dove il campo B ha solo la componente B_z e si è assunto che variasse solo al variare della posizione radiale, assegnando all'indice di campo il compito di quantificarne la variazione all'aumentare del raggio.

In verità, il campo B_z è funzione anche della variabile z , ed un'analisi matematicamente più rigorosa porta ad equazioni che dipendono contemporaneamente dalle variabili x e z e all'esistenza di termini del II° ordine che tengono conto dell'accoppiamento dei due moti.

L'accoppiamento può verificarsi quando le frequenze di oscillazione dei due moti sono multipli interi ed è pertanto possibile che l'energia di un moto si trasferisca sull'altro e viceversa. Tale fenomeno è simile allo scambio di energia che avviene nell'accoppiamento di due pendoli in risonanza.

Due classi di risonanza che generalmente si incontrano sono quelle che soddisfano le seguenti relazioni:

$$\begin{aligned} A\nu_x + B\nu_z &= C \\ D\nu_x - E\nu_z &= F \end{aligned} \quad [42]$$

dove A, B, C, D, E , ed F sono numeri interi.

Le $+$ e $-$ vengono rispettivamente chiamate risonanze somma e risonanze differenza; di queste le risonanze più distruttive sono riportate nel grafico seguente.

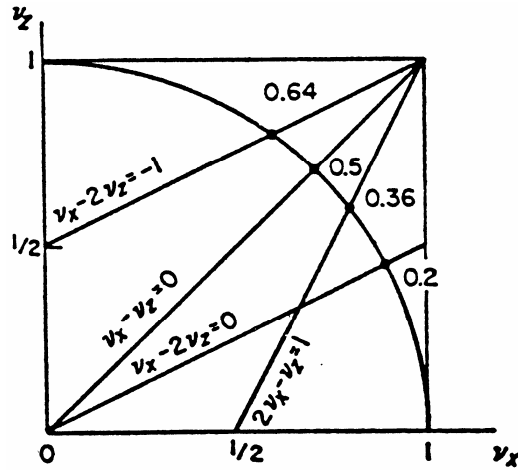


Figura 10 Alcune delle risonanze somma e differenza, che minano la stabilità del fascio.

Per i ciclotroni classici, ovvero i ciclotroni a campo uniforme, ad ogni istante i valori di v_x e v_z sono tali che:

$$v_x^2 + v_z^2 = (\sqrt{n})^2 + (\sqrt{1-n})^2 = 1$$

Il punto individuato dall'intersezione della circonferenza con la retta che definisce la risonanza individua un punto detto punto operativo.

Una particolare risonanza differenza che spesso si incontra è la Walkinshaw. Essa è chiamata risonanza fondamentale e deve essere evitata o perlomeno attraversata in pochi giri di accelerazione. La sua equazione è:

$$v_x = 2v_z \quad [42]$$

Un'altra classe di risonanze che si può incontrare è dovuta alle imperfezioni del campo magnetico.

Tali imperfezioni vengono incontrate dalle particelle ad ogni rivoluzione provocando, se persistente, la parziale o totale perdita del fascio.

Le più distruttive hanno equazione:

$$\nu_x = 0.25, 0.33, 0.5, 0.75$$

[43]

$$\nu_z = 0.25, 0.33, 0.5, 0.75$$

Il problema diventa serio quando la frequenza di betatrone è un multiplo intero o un sottomultiplo della frequenza di rivoluzione. In tal caso, le particelle incontrano il disturbo ripetutamente alla stessa fase dell'oscillazione; l'ampiezza viene amplificata, rivoluzione dopo rivoluzione, provocando seri problemi alla stabilità.

E' intuibile che il controllo, nonché lo studio delle risonanze è uno degli aspetti più critici da affrontare nello studio e, successivamente, nel funzionamento di un ciclotrone.

BIBLIOGRAFIA

- [Bot] J.I.M Botman and H.L.Hagedoorn, “Extraction from Cyclotron”, CERN Accelerator School: 5th General Accelerator Physics Course.
- [Bry84] P.J.Bryant, “Introduction to Transfer Lines and Circular Machines”, Lectures given in the Academic Training Programme of CERN, CERN 84-04.
- [Hag 62] H. L. Hagedoorn and N.F. Verster, “Orbits in an AVF Cyclotron”, Nuclear Instruments & Methods 18,19(1962) 201-228.
- [Hei1] P.Heikkinen, Cyclotrons, CERN Accelerator School: 5th General Accelerator Physics Course.
- [Hei2] P.Heikkinen, “Injection and Extraction for Cyclotrons”, CERN Accelerator School: 5th General Accelerator Physics Course.
- [Jog96] Y.Jongen and S.Zaremba, “Cyclotron Magnet Calculations”, CERN Accelerator School, Cyclotrons, Linacs and their Applications, 96-02.
- [Liv] J.J. Livingood, “Principle of Cyclic particle Accelerators”, Argonne National Laboratory.
- [Sta96] T.Stammmbach, “Introductions to Cyclotron”, CERN Accelerator School, Cyclotrons, Linacs and their Applications, 96-02.
- [Wie] Helmut Wiedemann, Particle Accelerator Physics, Springer-Verlag.

Capitolo 4

CALCOLO DEI PARAMETRI DEL CIRCUITO ELETTROMAGNETICO DEL CICLOTRONE SUPERCONDUTTORE

4.1 Introduzione al disegno

Per il nuovo centro di adroterapia a Catania, per accelerare ioni con energia di 250 A MeV è previsto l'uso di un ciclotrone superconduttore. In questo capitolo verranno riportati tutti i dettagli relativi alle varie fasi dello studio del campo magnetico creato dalle bobine superconduttrici e dal ferro presente nella struttura.

I parametri da considerare nella definizione di tale campo sono molteplici ed è di fondamentale importanza avere una visione globale della macchina. Le cavità acceleranti, i sistemi di iniezione ed estrazione oltre ad essere in relazione tra loro dipendono dalla struttura del magnete; pertanto imporre condizioni limiti nella scelta dei parametri di quest'ultimo potrebbe aumentare enormemente le difficoltà da affrontare nella progettazione degli altri sottosistemi necessari in un ciclotrone.

Il procedimento seguito è stato quello di partire da un modello preliminare semplice del magnete e ottimizzarlo attraverso un processo iterativo.

4.2 Obiettivi

In generale gli obiettivi principali che si devono perseguire nel disegno e nell'ottimizzazione del circuito magnetico di un ciclotrone sono:

- ◇ che il campo mantenga l'isocronismo del fascio durante tutta l'accelerazione;
- ◇ che venga garantita una focalizzazione radiale ed assiale del fascio accettabile;
- ◇ che il punto di lavoro di un ciclotrone sia lontano da risonanze pericolose, o quantomeno queste risonanze vengano attraversate il più velocemente possibile.

4.3 Parametri fondamentali del ciclotrone

Lo studio del ciclotrone superconduttore è basato sul modello del ciclotrone K1200 operativo alla Michigan State University negli USA, ma aumentando il raggio di estrazione circa del 20% ed il numero di settori.

Sono previsti:

- ◇ quattro settori;
- ◇ quattro cavità acceleranti;
- ◇ $K_{\text{bending}}=1600$ e $K_{\text{focusing}}=500$.

Questi ultimi due valori sono quelli che identificano un ciclotrone, infatti essi dipendono dal massimo campo magnetico (nel caso in esame ≈ 4.5 T), dal raggio di estrazione (130 cm), dall'angolo di spirale massimo ($\approx 70^\circ$) e dall'armonica principale¹ secondo le seguenti relazioni.

¹ L'armonica principale nel ciclotrone studiato è la C_4 , vedi anche paragrafo 4.4 e [Cos92].

$$K_{bending} = \frac{e^2 B^2 R^2}{2m_0} \quad [1]$$

e

$$K_{focusing} = \frac{eRc}{2} \sqrt{C^2 (1 + 2tg^2 \xi)} \quad [2]$$

Nel ciclotrone verranno accelerati H_2^+ e ioni elio, litio, boro e carbonio aventi $q/A=0.5$. L'energia massima prevista è di 250 A MeV e l'intensità dei fasci in uscita dalla macchina varierà tra 20 e 500 nA.

Per maggiore chiarezza è bene riportare la tabella 4 del capitolo due che riassume le principali caratteristiche di ciclotrone.

Tabella 1 Caratteristiche principali della macchina.

Caratteristiche del magnete	
Numero di settori	4
Angolo di spirale massimo	70^0
Diametro massimo	4.8 m
Raggio all'estrazione	1.28 m
Campo medio all'estrazione	3.85 T
Peso totale	<350 Ton
Corrente nelle bobine superconduttive	4330 A/cm ²
Sistema RF	
Armonica	H=4
Frequenza di lavoro	≈ 91 MHz
Tensione massima sui dee	80-120 kV
Caratteristiche del fascio	
Ioni accelerabili	H_2^{1+} , He^{2+} , ${}^6Li^{+3}$, B^{+5} , C^{+6}
Q/A	0.5
Energia massima per tutti gli ioni	250 A MeV
Intensità del fascio	500 nA per protoni, 20 nA per ioni carbonio
Varie	
Vuoto operativo in camera di accelerazione	$1-5 \cdot 10^{-7}$ Torr
Estrazione	Stripping per i protoni, deflettore elettrostatico per gli altri ioni

In questo paragrafo verranno riportati e motivati i valori scelti per il numero di settori, la frequenza operativa RF e il raggio del polo.

Nel paragrafo 6 verranno spiegati i metodi e le approssimazioni usate per l'ottimizzazione della struttura.

4.3.1 Il numero di settori

In un ciclotrone AVF con la parola settori si indica l'insieme di una cresta e di una valle.

La scelta del numero di settori dipende dall'energia finale che si vuole raggiungere. Per garantire la stabilità del fascio il valore della frequenza delle oscillazioni di betatrone assiale deve mantenersi sempre minore del valore corrispondente alla risonanza fondamentale cioè minore di $N/2$, dove N è il numero dei settori.

Se si indica con E_0 e T , rispettivamente l'energia a riposo e l'energia cinetica delle particelle, si trova che γ è legato all'energia delle particelle tramite la relazione:

$$\gamma = \frac{E_0 + T}{E_0} \quad [3]$$

In prima approssimazione la [28] del capitolo tre si può scrivere:

$$\nu_z \approx \gamma^2$$

Di conseguenza fissare un limite per ν_z implica fissare un limite superiore all'energia delle particelle.

Si trova quindi che a causa della risonanza fondamentale, l'energia massima raggiungibile da un fascio di protoni in un ciclotrone a tre settori è 469 MeV ($\gamma = 3/2$), mentre in un quattro settori si può arrivare fino a 938 MeV ($\gamma = 4/2$).

In realtà nella [28] compaiono altri termini che dipendono dal flutter, dal numero di settori e dall'angolo di spirale. Quindi, fissato il massimo valore per l'oscillazione di betatrone assiale, le massime energie cinetiche delle particelle saranno un più piccole di quelle riportate sopra².

Il fascio di ioni che si vuole produrre nel ciclotrone oggetto di questo studio, deve avere un'energia di 250 A MeV, che, per un fascio di protoni, corrisponde ad un γ di 1,133. In un tre settori un tale valore di γ corrisponde ad un valore di ν_r pericolosamente vicino alla risonanza fondamentale, inoltre un quattro settori presenta ulteriori vantaggi. sarà infatti inserire quattro cavità acceleranti, quindi le particelle verranno accelerate otto volte per giro, questo ridurrà il numero di giri necessari per arrivare all'energia finale. Si è pertanto scelto di studiare un ciclotrone a **quattro settori**.

.

4.3.2 La frequenza RF

Si è già parlato di campo isocrono, esso si può anche scrivere:

$$B(R) = \frac{B_0}{\sqrt{1 - \left(\frac{2\pi}{c} \frac{f_{RF}}{h} R \right)^2}} \quad [4]$$

² Fino ad ora non è mai stato costruito un ciclotrone a tre settori per energie superiori a 200 A MeV.

avendo sostituito $f = \frac{f_{RF}}{h}$.

E' nota, inoltre, l'espressione del campo magnetico al centro, B_0 :

$$B_0 = \frac{M}{q} \omega$$

e sostituendo $M = Am_0$ si ricava:

$$B_0 = \frac{2\pi m_0 c^2}{c^2} \left(\frac{A}{q} \right) \frac{f_{RF}}{h} = \frac{2\pi E_0}{c^2} \left(\frac{A}{q} \right) \frac{f_{RF}}{h} \quad [5]$$

dove:

$E_0 = 931.4943 \text{ MeV}$ è l'energia a riposo per un protone;

$c = 2.9979245 \cdot 10^8 \text{ m/s}$ è la velocità della luce;

$q = 1$ è lo stato di carica della particella accelerata;

$A = 2$ è il numero di massa;

Dalla [5] si deduce che il campo a centro macchina e quindi il campo isocrono è definito una volta scelta la frequenza operativa RF e il numero armonico h .

Fissando il numero armonico $h=4$, la frequenza RF scelta è intorno ai 90 MHz [Bat03].

L'uso della quarta armonica è conveniente in un ciclotrone a quattro settori. Infatti, in queste condizioni le quattro cavità RF acceleranti devono oscillare tutte con la stessa fase. Questo modo di operare delle cavità è molto semplice visto che eventuali accoppiamenti capacitivi tra le cavità non provocano nessuna perturbazione. La scelta di realizzare un ciclotrone a quattro settori permette di installare anche quattro cavità acceleranti. Ciò consente, a parità di tensione di picco, di aumentare il guadagno d'energia per giro ed aumentare quindi (vedi capitolo 3) la distanza tra le orbite al raggio d'estrazione.

Avere orbite ben separate facilita lo studio ed il disegno dell'estrazione per deflessione elettrostatica degli ioni che è una delle operazioni più delicate.

Come già detto, questa macchina è progettata per accelerare ioni H_2^+ e ioni carbonio e litio elio e boro con $q/A=0.5$. Per questi ultimi l'unica estrazione possibile è mediante deflettori elettrostatici.

Anche se l'estrazione degli ioni H_2^+ non necessita di deflettori elettrostatici e di orbite separate, è positivo avere un guadagno d'energia per giro quanto più alto possibile.

In questo modo si riduce il numero di giri che deve percorrere lo ione e quindi si riducono anche le perdite dovute all'interazione del fascio con le molecole del gas residuo presente in camera d'accelerazione.

Utilizzando un valore per la frequenza di 22.5 MHz, dalla [5] si ricava:

$$B_0 = 2.949 \text{ T}$$

nella figura che segue è riportato l'andamento del campo isocrono ricavato dalla formula [4].

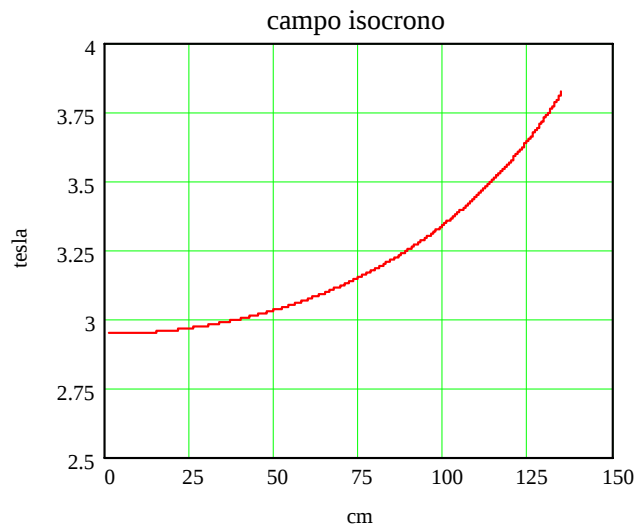


Figura 1 Andamento del campo isocrono nel piano mediano.

4.3.3 Il raggio di estrazione

Fissato il valore del campo al centro B_0 , è possibile conoscere l'energia del fascio ai vari raggi o viceversa si può conoscere a quale raggio la particella ha una data energia. Per comodità di rappresentazione si è scelto di esprimere il raggio in funzione dell'energia:

$$R(T) = \frac{c}{2\pi f} \frac{\sqrt{T^2 + 2E_0 T}}{T + E_0} \quad [6]$$

Dove $R(T)$ è espresso in metri e T è l'energia cinetica del fascio espressa in MeV .

Nel prossimo grafico è riportata la posizione radiale del fascio alle diverse energie:

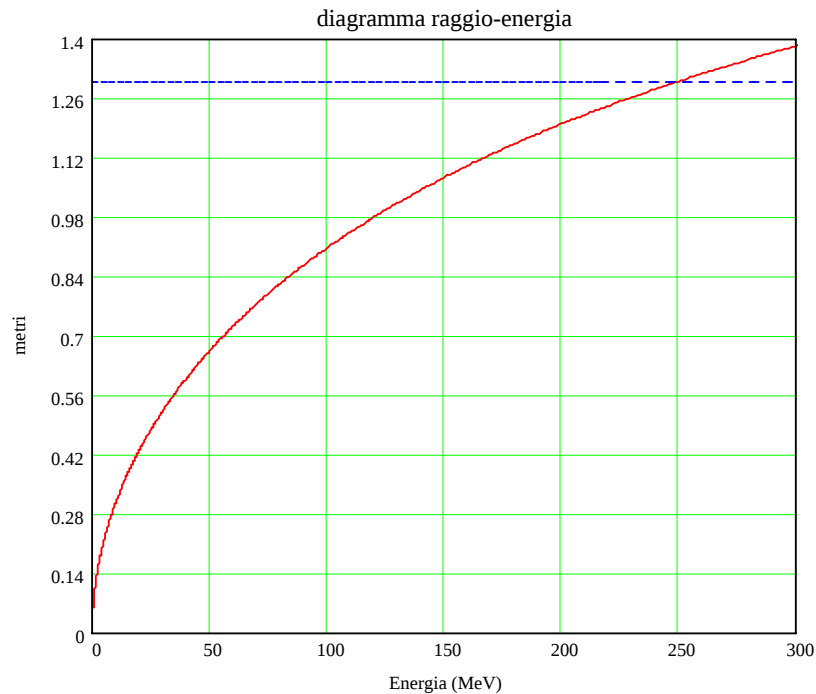


Figura 2 Variazione teorica del raggio in funzione dell'energia.

La linea retta indica il valore del raggio all'energia d'estrazione desiderata di 250 MeV e si ottiene:

$$R_{estr} = 1.30 \text{ m}$$

Il raggio del giogo si determina imponendo che il flusso su una superficie contenente il polo sia circa uguale al flusso sulla superficie del giogo³.

Semplici passaggi matematici portano ad affermare che lo spessore del giogo debba essere circa di 1.1 m. Si è pertanto deciso di fissare il raggio totale del polo a **2.40 m**.

La scelta dell'energia d'iniezione dipende da molti fattori e non è oggetto di studio del presente lavoro di tesi.

³ Si definisce giogo la struttura di ferro che si costruisce oltre il raggio del polo. Dal momento che le linee di campo magnetico sono linee chiuse, la funzione del giogo è di contenere le linee di campo uscenti dal polo.

4.4 Caratteristiche del campo magnetico in un ciclotrone compatto

Il campo magnetico totale sul piano mediano di un ciclotrone è considerato come la somma dei seguenti tre termini [Bel84]:

$$B(R, \vartheta) = B_C(R) + B_P(R, \theta) + B_G(R) \quad [7]$$

dove:

- ◇ $B_C(R)$ è il campo prodotto dalle bobine;
- ◇ $B_P(R, \theta)$ è il campo prodotto dai settori e dai poli supponendo il ferro saturo;
- ◇ $B_G(R)$ è il campo prodotto dagli altri volumi di ferro. Il contributo principale a questo fattore è dato dal giogo.

Si assume che il contributo del giogo abbia una simmetria cilindrica perché i volumi di ferro che vengono tolti per inserire i sistemi di iniezione ed estrazione del fascio e i sistemi di supporto della struttura e delle bobine sono trascurabili rispetto al volume totale del giogo stesso e, in ogni caso, sono troppo lontani per dare un contributo significativo al campo magnetico nel piano mediano.

Altre interessanti considerazioni sul campo magnetico possono essere fatte sviluppando il campo in serie di Fourier. Si può scrivere:

$$B(R, \theta) = \frac{A_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} (A_n \cos(n\theta / \lambda + \varphi_n) + B_n \sin(n\theta / \lambda + \varphi_n)) \quad [8]$$

dove con λ si indica la periodicità della funzione $B(R, \theta)$, φ_n la fase iniziale e con A_i e B_i i coefficienti di Fourier.

La [8] si può anche scrivere:

$$B(R, \theta) = C_0 + \sum_n C_n \sin\left(\frac{n\theta}{\lambda} + \varphi_n\right) \quad [8a]$$

Le due espressioni sono collegate tra loro tramite le relazioni:

$$C_n = \sqrt{A_n^2 + B_n^2}, \quad \tan \varphi_n = \frac{A_n}{B_n} \quad [9]$$

Il coefficiente A_0 corrisponde al campo medio e da A_i e B_i è possibile scrivere il flutter:

$$F = \frac{1}{2} \sum_i (A_i^2 + B_i^2) = \frac{1}{2} C_n^2 \quad [10]$$

ed avere informazioni su eventuali asimmetrie nella struttura del magnete.

Per le ragioni di cui si è già discusso, il ciclotrone che si sta studiando ha una simmetria quattro; questo implica che i termini più importanti nella formula [8] sono quelli con $n=4$ o multiplo di quattro, pertanto conoscendo questi coefficienti si possono avere interessanti informazioni sul flutter e quindi sulla focalizzazione.

Inoltre anche se per il momento il ciclotrone è perfettamente simmetrico, quando verrà costruito sarà necessario praticare dei fori ed introdurre sostegni o altro, questo incrementerà il valore delle armoniche con n non multiplo di quattro e diventerà fondamentale minimizzare il loro valore per non perturbare la simmetria.

4.5 OPERA 3D , il modulo TOSCA e il programma GENSPE

Il modello preliminare del ciclotrone contiene valori di parametri, quali l'angolo di spirale, la corrente delle bobine, l'ampiezza angolare delle creste, i cui valori iniziali sono stati derivati dal ciclotrone del K1200 del Michigan e da considerazioni analitiche, utilizzando l'approssimazione di saturazione uniforme del ferro e ipotizzando un valore costante per il flutter e l'ampiezza di betatrone assiale.

Partendo dalla struttura di base così derivata, calcoli dettagliati sul magnete possono essere eseguiti utilizzando un programma di simulazioni elettromagnetiche che utilizzi il metodo degli elementi finiti. Tale metodo permette di scoprire i punti deboli del disegno e correggerli. Ogni regione del modello è divisa in semplici elementi e l'unione di questi elementi forma un reticolo (mesh). Il programma calcola il campo magnetico in ogni punto della mesh.

Ai Laboratori Nazionali del Sud per disegnare e ottimizzare la struttura del ciclotrone è stato usato OPERA 3D [O3D00]. Questo programma è diviso in moduli; un primo modulo, il PRE-PROCESSORE permette di:

- ◇ disegnare la geometria del magnete,
- ◇ definire i materiali di ogni sezione del disegno,
- ◇ definire eventuali simmetrie presenti nella struttura, possibilità che permette di ridurre fortemente i tempi di calcolo,
- ◇ definire il tipo di potenziale in ogni regione del disegno,
- ◇ definire le condizioni al contorno sulle superfici esterne,
- ◇ definire eventuali sorgenti di campo elettrico e magnetico all'interno della struttura,
- ◇ settare le divisioni della struttura e le regioni dove si desidera un calcolo più accurato,
- ◇ definire i conduttori che alimentano il magnete,
- ◇ generazione del reticolo (mesh): divisione dello spazio del problema in elementi e posizionamento dei nodi.

Quando tutti questi passi sono stati effettuati, si può lanciare il programma TOSCA. Questo modulo di OPERA 3D risolve i problemi di magnetostatica (vedi Appendice 1).

All'interno del programma di analisi avvengono i seguenti passaggi:

- ◇ calcolo dei coefficienti della matrice: l'analisi consiste nella soluzione simultanea di un set di equazioni, una per nodo; i coefficienti delle equazioni sono assemblati in una matrice;
- ◇ soluzioni delle equazioni relative al problema magnetostatico per il calcolo del campo magnetico.

I risultati delle simulazioni si possono visualizzare tramite un altro modulo del programma, il POST-PROCESSORE, che legge i file contenenti i database creati nel PRE-PROCESSORE e aggiornati dai programmi di analisi.

Dal POST-PROCESSORE si può creare la mappa del campo nel piano mediano⁴, da cui è possibile calcolare il campo medio ed il flutter in funzione del raggio, che, come ampiamente evidenziato, sono i parametri fondamentali per la focalizzazione del fascio. Quando le differenze tra campo medio e campo isocrono scendono al di sotto dell'ordine di qualche percento è necessario cambiare funzione da ottimizzare. Il programma che si usa per calcolare il campo magnetico finale è GENSPE [Gor83].

Per lanciarlo servono carica e massa della particella, campo magnetico al centro, numero di settori del ciclotrone ed energia a riposo delle particelle in esame e mappa del campo magnetico prodotta da OPERA 3D. Utilizzando il valore del campo al centro, GENSPE calcola la frequenza di rivoluzione ideale ω_0 e utilizzando la mappa completa del campo integra le equazioni del moto e calcola per ogni energia l'orbita di equilibrio e la relativa lunghezza.

⁴ Nel presente lavoro di tesi il campo magnetico è calcolato con un passo di 1cm per il raggio e di 1 grado per l'angolo.

L'orbita di equilibrio è definita come la traiettoria che ha la stessa simmetria della macchina.

A questo punto calcola la lunghezza di quest'orbita e definisce un raggio "medio" e ricava la frequenza di rivoluzione ω .

Gli output forniti da GENSPE [Gor83] sono:

- ◇ il raggio medio;
- ◇ l'energia delle particelle in funzione del raggio medio;
- ◇ i valori delle frequenze di betatrone assiali e radiali calcolate ad ogni raggio medio;
- ◇ la differenza percentuale tra campo isocrono teorico e campo medio calcolato dal simulatore nel piano mediano in funzione dell'energia ovvero del raggio.

Quest'ultima differenza è la nuova funzione da ottimizzare se si vuole raggiungere un $\Delta B / B$ di 10^{-4} .

Lo scopo delle simulazioni è quello di ottimizzare la struttura in modo da definire tutti i parametri e garantire l'isocronismo del campo e la stabilità assiale e radiale del fascio.

4.6 Scelta dei parametri da ottimizzare

I parametri che si è scelto di ottimizzare sono:

- ◇ la corrente delle bobine superconduttrici che alimentano il magnete;
- ◇ l'ampiezza angolare delle creste;
- ◇ l'altezza di eventuali shim in cresta o in valle.

In questa sezione si discuteranno questi punti, specificando quali sono state le regole di ottimizzazione utilizzate.

4.6.1 *L'approccio con opera*

Il primo approccio con il programma è stato quello di disegnare il modello preliminare del ciclotrone sfruttando le simmetrie del ciclotrone (piano mediano e periodicità). Non è stato quindi necessario disegnare tutta la struttura, ma solo un ottavo, che comprende una cresta e una hill.

In un primo momento si è proiettata l'intera struttura sul piano base, quindi si è potuto procedere con l'estrusione lungo l'asse z.

Nella prossima figura è riportato una visione del piano base del modello, prima dell'ottimizzazione, è visualizzato solo il polo e non il giogo.

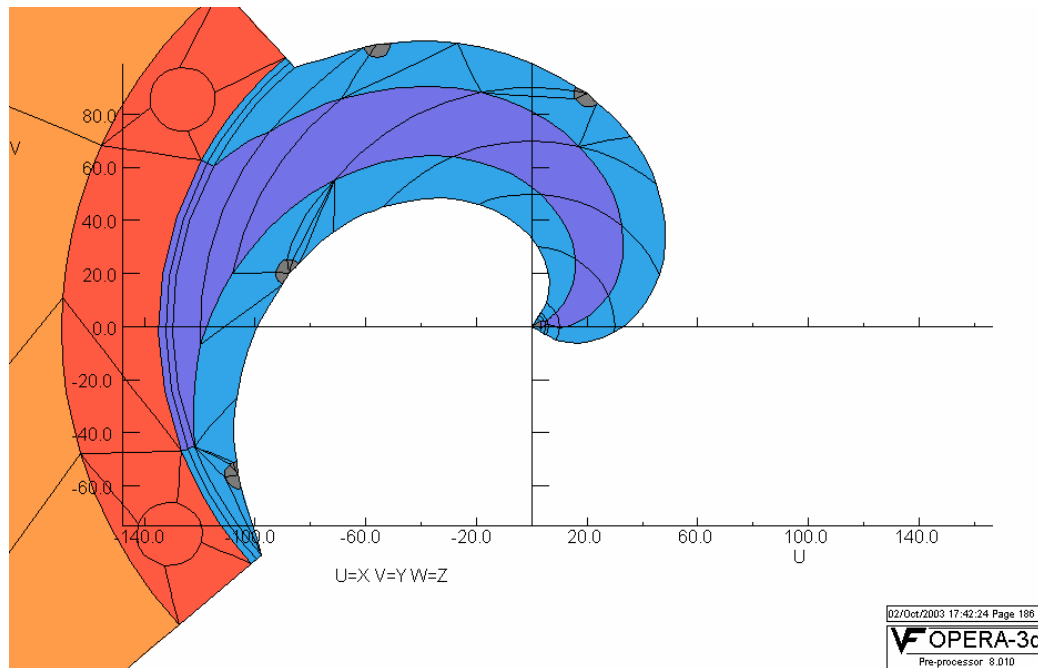


Figura 3 Proiezione della struttura sul piano base: in **BLU** è indicata la cresta; in **AZZURRO** la valle; in **ROSSO** la zona dove saranno collocati i conduttori; in **ARANCIO** il giogo.

Il passo successivo è stata la definizione dei materiali e delle condizioni al contorno. Sono state definite le zone che TOSCA doveva considerare con le proprietà del ferro, cioè le zone a potenziale scalare magnetico totale. Analogamente sono state definite le zone d'aria, che in base al fatto che fossero disegnate per ospitare o meno le bobine dovevano essere settate a potenziale scalare magnetico ridotto o totale.

In questa fase il programma permette anche di definire le zone dove si desidera che il campo venga calcolato con maggiore precisione, per esempio sul piano dell'orbita oppure dove i gradienti di campo sono elevati.

Semplici considerazioni fisiche hanno portato a definire le superfici dove il campo magnetico aveva direzione tangenziale o normale e dove andavano imposte le condizioni di simmetria.

Quindi è stato possibile definire le suddivisioni della struttura e i nodi in cui il solver risolverà le equazioni di magnetostatica .

Infine sono state caricate le bobine; i parametri con cui è possibile definirle sono:

- ◇ la geometria del conduttore;
- ◇ le coordinate a cui si vogliono posizionare;
- ◇ la corrente che le attraversa.

Una volta eseguite tutte le operazioni fin qui illustrate si è potuto lanciare il comando per creare il reticolo, che è l'ultimo passo prima di far partire TOSCA.

Nelle figure successive è riportata la prima struttura che ho mandato in simulazione: nella prima è riportata la sezione della struttura con un piano parallelo al piano mediano, nella seconda solo ottavo.

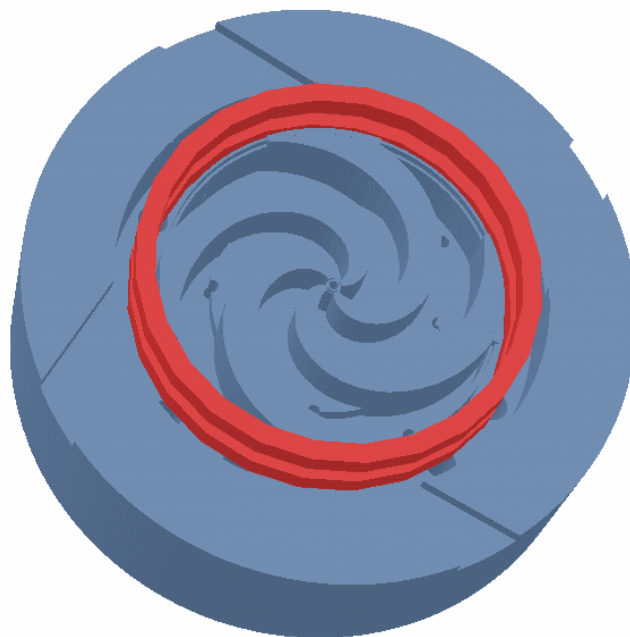


Figura 4 Disegno della struttura preliminare del ciclotrone.

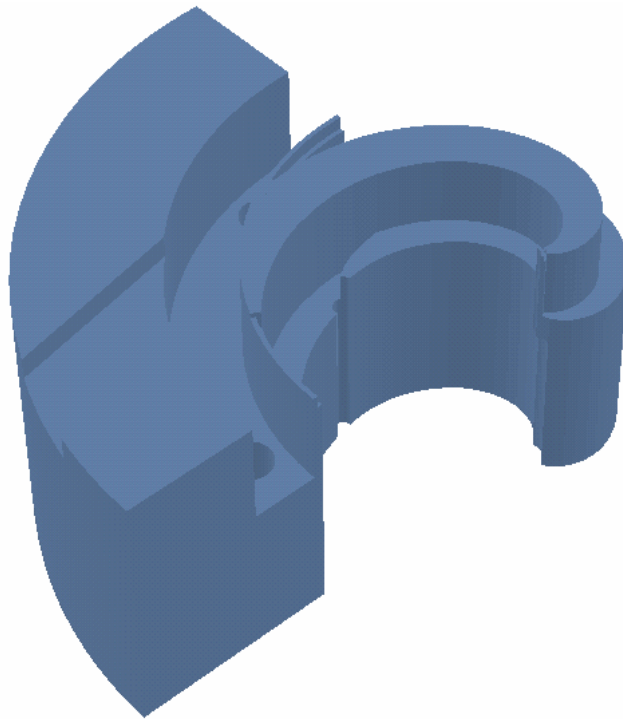


Figura 5 Disegno di un ottavo della struttura preliminare del ciclotrone.

Nella prossima figura è visualizzato il valore del campo magnetico nel piano mediano trovato con la prima simulazione (il piano su cui si visualizza il campo è idealmente sovrapposto alla struttura).

La figura 7 invece rappresenta il valore del campo magnetico medio e del campo isocrono nel piano mediano.

A questo punto sono disponibili tutti gli strumenti per cominciare il processo di ottimizzazione.



Figura 6 Visualizzazione del campo magnetico sul piano mediano.

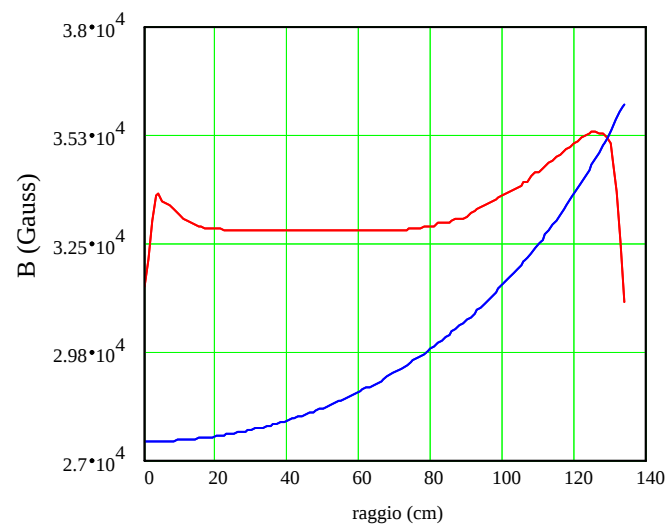


Figura 7 Rappresentazione del campo medio ottenuto con OPERA e del campo isocrono teorico nel piano mediano, rispettivamente in **ROSSO** e in **BLU**.

4.6.2 La corrente nelle bobine

Le bobine sono state definite aventi una sezione circolare perpendicolarmente all'asse z ; la loro sezione su un piano contenente quest'asse è di $15 \times 21 \text{ cm}^2$.

Nella prima simulazione mandata il valore della corrente era fissato a 5000 Amp/cm^2 , ma come si vede dalla figura 7 è troppo.

Simulazioni successive, dove il magnete aveva la stessa struttura base, ma variava il valore della corrente nelle bobine, hanno confermato che un aumento o una diminuzione della corrente alza o abbassa uniformemente il campo nel piano mediano. Un simile risultato era atteso dal momento che quando il ciclotrone è operativo il ferro è praticamente saturo, quindi il suo contributo al campo magnetico totale è circa costante. I tentativi effettuati hanno portato alla conclusione che la scelta migliore fosse $i=4150 \text{ A/cm}^2$.

Questa scelta non è stata definitiva, perché in un secondo momento analizzando i dati delle simulazioni si è ritenuto opportuno fissare la corrente a $i=4330 \text{ A/cm}^2$.

Si può immediatamente osservare come tale corrente porti ad una diminuzione delle differenze tra campo medio e campo isocrono, quest'ultimo è il valore che si vuole ottenere.

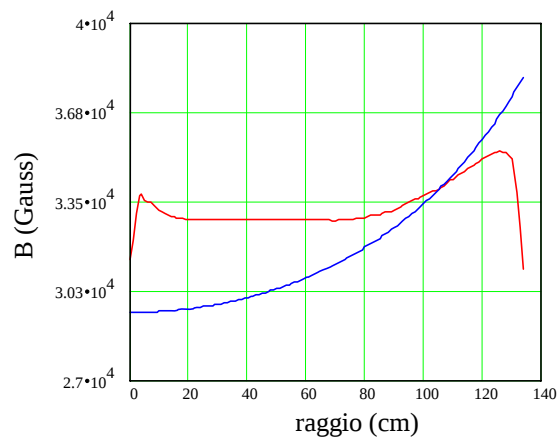


Figura 8 Campo medio e isocrono quando $i=4150 \text{ A/cm}^2$. In **ROSSO** il campo simulato, in **BLU** quello teorico.

4.6.3 L'ampiezza angolare delle creste

Il passaggio più importante e delicato del lavoro qui riportato è l'ottimizzazione dell'ampiezza delle creste. Il disegno del ciclotrone è tale che l'origine del sistema di riferimento è al centro della macchina. Dall'origine si dipartono i bordi delle creste.

Il primo passo che si è dovuto fare per iniziare l'ottimizzazione delle ampiezze è stato parametrizzare alcuni punti della struttura. In particolare si sono parametrizzati alcuni punti sulle creste e la distanza tra due punti successivi non è stata presa costante: ai raggi finali sono stati parametrizzati più punti rispetto alla zona centrale del ciclotrone, perché è necessaria una maggiore accuratezza nel calcolo del campo e delle energie.

Nel modello preliminare l'ampiezza angolare delle creste era fissato a 40° a qualsiasi raggio (vedi figura 3); quest'ampiezza viene variata da simulazione a simulazione, cercando però di evitare che assuma valori superiori a 50° . Infatti una tale scelta complicherebbe in maniera eccessiva lo studio delle cavità risonanti, che vanno sistemate nelle valli.

Se si indica con α il rapporto tra l'ampiezza della cresta e 90° per ogni valore del raggio considerato, è possibile scrivere la formula ([Liv61], [Jon]):

$$\langle B \rangle = \alpha B_{hill} + (1 - \alpha) B_{valley} \quad [11]$$

dove:

$\langle B \rangle$ è il campo magnetico ad un dato raggio mediato su 360° ,

B_{hill} e B_{valley} sono rispettivamente il campo magnetico delle creste e delle valli ai vari raggi, mediato sull'ampiezza delle creste e delle valli.

Si noti che α , $\langle B \rangle$, B_{hill} e B_{valley} dipendono tutti da R.

Questa formula è quella usata nel processo di ottimizzazione.

Si calcolano dal POST-PROCESSORE i campi di valle e cresta ai raggi prescelti e insieme ai valori del campo isocrono calcolato a quegli stessi raggi si mandano come input ad un programma, che calcola le nuove ampiezze angolari.

Questo programma usa la formula [11], sostituendo al posto del campo medio il campo isocrono ideale e al posto di B_{hill} e B_{valley} i valori calcolati dal POST-PROCESSORE. Il programma risolve il sistema [11] in funzione di R e dei campi magnetici e come output dà le ampiezze angolari delle creste, che serviranno per la prossima simulazione. Il processo si ripete iterativamente.

Riassumendo i passi dell'intero procedimento sono:

- ◇ caricamento della struttura nel PRE-PROCESSORE;
- ◇ creazione del database e lancio della simulazione con TOSCA;
- ◇ caricamento del file aggiornato da TOSCA nel POST-PROCESSORE;
- ◇ calcolo dei campi magnetici $\langle B \rangle$, B_{hill} e B_{valley} ;
- ◇ calcolo delle nuove ampiezze angolari delle creste;
- ◇ caricamento della nuova struttura e verifica delle sue proprietà;
- ◇ creazione del nuovo database e ripetizione del processo.

4.6.4 Il gap tra i poli

I fattori che sono stati considerati nella scelta del valore del gap tra i poli del ciclotrone sono due.

Scegliere un gap piccolo permette di ridurre la corrente necessaria nelle bobine che alimentano il ciclotrone e permette di estrarre le particelle ad un raggio più vicino al bordo del polo. Questo riduce il raggio del magnete e, conseguentemente, diminuisce il peso totale del magnete che è approssimamene proporzionale a r^3 .

D'altro canto un largo gap tra i poli del magnete aumenta lo spazio disponibile per le oscillazioni assiali (verticali) e facilita l'installazione di differenti elementi necessari in un ciclotrone, quali sonde per la diagnostica del fascio, stripper, componenti della regione centrale (sorgenti e inflettori) e deflettori elettrostatici.

Considerando questi vantaggi e svantaggi si è deciso di fissare un gap tra le creste di 4.6 cm e tra le valli di 110 cm.

Nel corso delle simulazioni si è notato che una tale configurazione del ciclotrone garantiva un'ottima focalizzazione assiale, si è perciò provato ad aumentare il gap tra le creste di 4 mm. Utilizzando il POST-PROCESSORE e GENSPE si vede che questo incremento non modifica in maniera pericolosa il flutter e il valore della frequenza dell'oscillazione di betatrone assiale, d'altro canto, seppur piccolo, un guadagno nella distanza tra le creste semplifica l'installazione dei sistemi di estrazione del fascio.

Si è pertanto deciso di fissare il gap tra le creste a **5.0 cm**.

Nel corso delle simulazione si è anche deciso di diminuire il gap tra le valli e di inserire uno shim in valle, il valore attuale del gap tra le valli varia da un minimo di **98 cm** ad un massimo di **104 cm**.

4.6.5 Shim in cresta o in valle

Un altro modo per modellare il campo per diminuire la differenza tra il campo medio ai vari raggi e il campo isocrono ideale è quello di aggiungere degli spessori (shim) di ferro in valle o in cresta in modo da aumentare il campo magnetico localmente. Inizialmente, come si può vedere dalle figure 5 e 6, era stato considerato uno shim nella valle, che alla fine si è rivelato non necessario ed è stato quindi rimosso.

Ne è stato però inserito uno più piccolo (fino al raggio 50 cm), di altezza 3 cm.

Nel corso delle varie prove si è anche pensato di aggiungerne uno nella cresta in corrispondenza dei raggi di estrazione, in modo da aumentare localmente il campo.

Tuttavia una scelta di questo genere ridurrebbe i vantaggi ottenuti aumentando il gap tra le creste. Si è così scelto di non utilizzare shim in cresta.

BIBLIOGRAFIA

- [Bat03] D. Battaglia, Tesi di Laurea per la facoltà di Ingegneria Elettronica “Studio elettromagnetico delle cavità risonanti di un ciclotrone superconduttore”, 2003
- [Bel84] G. Bellomo et al., INFN/TC-84/5, 1984
- [Cos92] S. Costa et al., “Origine classica della fisica moderna”, Libreria editrice universitaria Leprotto&Bella, 1992
- [Gor83] M.M. Gordon, Particle Accelerators, 1984 Vol.16 pp.39-62, 1983
- [Jon] Y. Jongen et al., « Cyclotron magnet calculations » Ion Beam Applications s.a., Louvain-la-Neuve, Belgium
- [Liv61] J. J. Livingood, “Principles of Cyclic Particle Accelerator”, D. Van Nostrand Comp., 1961
- [O3D] OPERA 3D user guide, Vector Field Limited, 24 Bankside Kidlington, Oxford OX5 1JE, England

APPENDICE

Il problema magnetostatico

Nei casi magnetostatici è richiesta la conoscenza su tutto lo spazio del campo magnetico $\vec{H}$ e della densità di flusso $\vec{B}$.

Si può scrivere:

$$\vec{H} = -\nabla \psi \quad [A1]$$

dove ψ è chiamato potenziale scalare magnetico (totale).

In una dimensione:

$$H_x = -\frac{\partial \psi}{\partial x} \quad [A2]$$

I vettori campo magnetico e densità di flusso sono legati tra loro per mezzo della permeabilità μ :

$$\vec{B} = \mu \vec{H} \quad [A3]$$

μ può dipendere dai campi stessi, ossia $\vec{B}$ e $\vec{H}$ possono avere una relazione non lineare.

Calcolando la soluzione in ψ è possibile risalire ai valori di $\vec{B}$ e $\vec{H}$.

Questa formulazione è valida qualora non siano presenti correnti imposte e la legge di Ampere possa essere scritta:

$$\oint \vec{H} \cdot d\vec{l} = I_s = 0 \quad [A4]$$

Le correnti di eccitazione in tre dimensioni

Se una regione 3D contiene una corrente di eccitazione $\vec{J}_s$ è possibile utilizzare ancora un approccio a potenziale scalare. Questo supponendo di avere valori e distribuzioni di corrente note, cioè correnti predefinite.

Un metodo per risolvere questo problema è dividere il campo in due parti. Queste parti si riferiscono all'intensità del campo magnetico dovuto alle sorgenti, $\vec{H}_s$ e alla magnetizzazione del materiale, $\vec{H}_m$:

$$\vec{H} = \vec{H}_s + \vec{H}_m \quad [A5]$$

Per una sorgente conosciuta, l'intensità del campo magnetico a lei dovuta, $\vec{H}_s$, è nota dalla legge di Biot-Savart. Per un volume Ω contenete correnti, il campo è dato da:

$$\vec{H}_s = \int_{\Omega} \frac{\vec{J} \times \vec{r}}{r^3} d\Omega \quad [A6]$$

Seguendo la stessa tecnica utilizzata per il potenziale totale, dato che $\vec{H}_m$ è irrotazionale e la sua circuitazione non concatena correnti, è possibile definire un potenziale scalare come:

$$\vec{H}_m = -\nabla \phi \quad [A7]$$

dove ϕ è noto come potenziale scalare ridotto.

Il campo totale è dato da:

$$\vec{H} = \vec{H}_s - \nabla \phi \quad [A8]$$

Risolvendo per ϕ con $\vec{H}_s$ noto, i campi $\vec{H}$ e $\vec{B}$ possono essere determinanti.

Capitolo 5

CONFIGURAZIONE ATTUALE DEL CICLOTRONE

5.1 Risultati ottenuti

Per questo lavoro di tesi è stato disegnato e ottimizzato un ciclotrone superconduttore, che potrà essere utilizzato nel nuovo centro di adroterapia in progetto a Catania.

Nel capitolo verranno riportati i risultati a cui si è arrivati con le simulazioni.

In particolare sono stati ottenuti i parametri della macchina quali:

- ◇ corrente per alimentare le bobine;
- ◇ ampiezze angolari di creste e valli;
- ◇ calcolo del flutter e dell'armonica principale;
- ◇ oscillazioni di betatrone assiali e radiali.

Infine verrà mostrata la configurazione meccanica e magnetica attuale del ciclotrone.

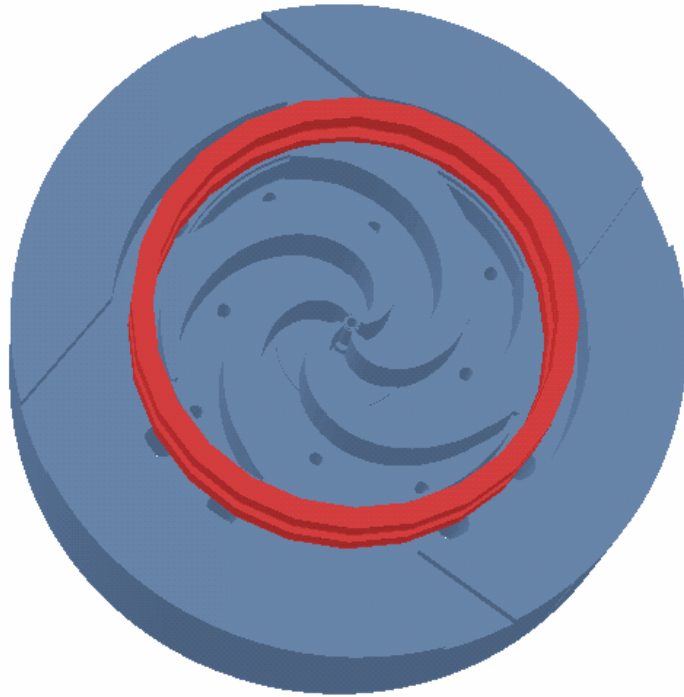


Figura 1 Configurazione attuale del ciclotrone. Questa è una sezione del ciclotrone con piano passante per il piano mediano.

5.2 La corrente nelle bobine

Come anticipato nel capitolo precedente, il valore della corrente nella coppia di bobine che alimentano il magnete è stato il primo parametro ad essere fissato.

La bobina inferiore è stata definita con le seguenti dimensioni:

$$R_{iniziale} = 1420 \text{ mm}, \quad R_{finale} = 1570 \text{ mm},$$

$$z_{iniziale} = -310 \text{ mm}, \quad z_{finale} = -100 \text{ mm}$$

Quella superiore è stata definita simmetrica a questa rispetto al piano mediano. La loro sezione è quindi $15 \times 21 \text{ cm}^2$.

Il valore della corrente che attualmente si è ritenuto essere il migliore è:

$$i = 4330 \text{ A/cm}^2 \Rightarrow 2.728 \cdot 10^{-4} \text{ Ampere spire.}$$

Usando OPERA, è possibile simulare il campo magnetico prodotto dalle sole bobine, l'andamento di tale campo nel piano mediano è mostrato in figura 2.

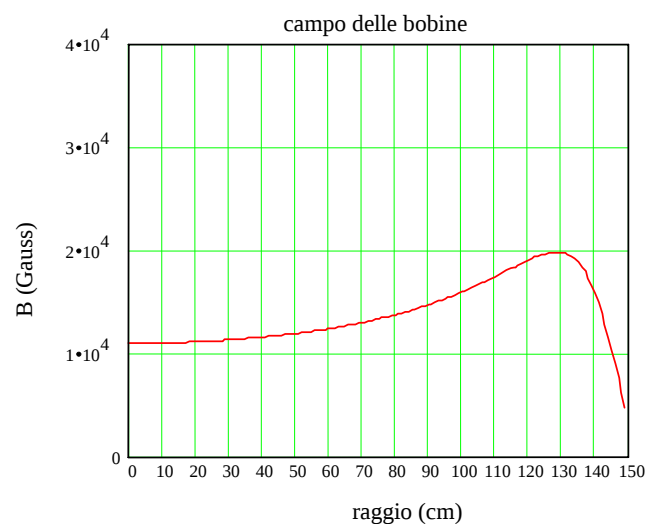


Figura 2 Campo prodotto dalle bobine attraversate da una corrente di $4330/\text{cm}^2$ sul piano mediano.

5.3 L'ampiezza angolare delle creste e delle valli

Il processo di ottimizzazione di cui si è ampiamente discusso, ha portato alla determinazione dei valori dell'ampiezza angolare delle creste e delle valli.

Tali valori sono riportati nella tabella 1 dove con θ_1 e θ_2 sono indicati l'angolo di inizio e fine della cresta.

Tabella 1 Angoli ed ampiezze angolari di creste e valli ai vari raggi.

θ_1 (gradi)	θ_2 (gradi)	ϑ_{hill} (gradi)	ϑ_{valley} (gradi)	R (cm)
6.06	21.06	15.00	75.00	5
6.06	21.06	15.00	75.00	6
-3.43	30.56	34.00	56.00	10
9.63	44.63	35.00	55.00	20
22.59	58.79	36.20	53.80	30
35.96	72.56	36.60	53.40	40
49.32	86.32	37.00	53.00	50
62.44	100.34	37.90	52.10	60
75.95	113.96	38.00	52.00	70
88.67	128.37	39.70	50.30	80
101.83	142.33	40.50	49.50	90
115.36	155.93	40.58	49.42	100
128.80	169.61	40.81	49.19	110
135.54	176.45	40.91	49.09	115
142.319	183.22	40.91	49.09	120
147.03	192.08	45.04	44.96	125
152.34	200.34	48.00	42.00	130
152.34	200.34	48.00	42.00	132.5

L'ampiezza angolare delle creste cresce quasi linearmente con il raggio come si può facilmente notare dalla figura 3. Questo è un buon risultato perché in generale se la struttura non presenta particolari discontinuità geometriche neanche il campo magnetico ne avrà.

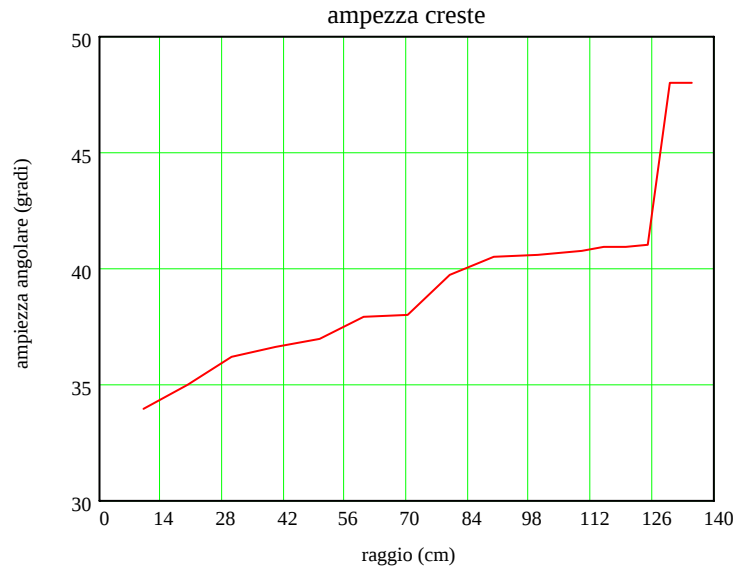


Figura 3 Apertura angolare delle creste avariare del raggio.

Di seguito sono riportati i grafici che rappresentano i risultati che si ottengono simulando una struttura in ferro con queste geometrie e considerando una corrente delle bobine di 4330 A/cm^2 .

Nel primo è mostrato l'andamento del campo medio calcolato dal simulatore e del campo isocrono ideale, entrambi calcolati sul piano mediano.

Nel secondo grafico è riportata la differenza percentuale tra queste due quantità. Questi risultati sono stati ottenuti con il processo iterativo che utilizza la formula [11]:

$$\langle B \rangle = \alpha B_{hill} + (1 - \alpha) B_{valley}$$

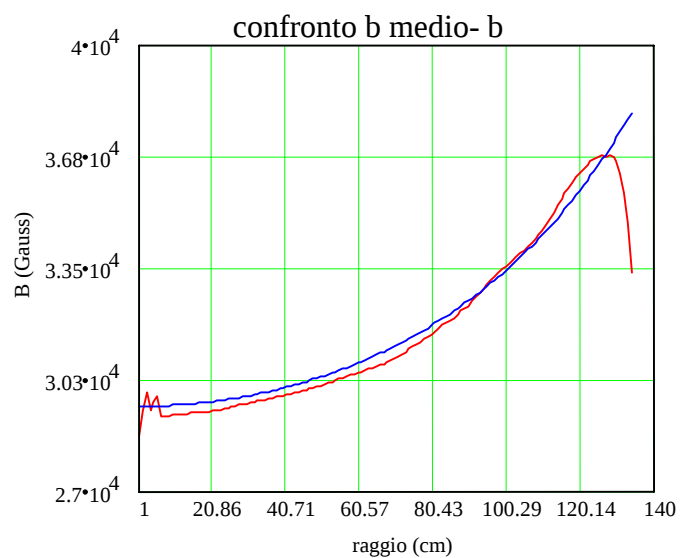


Figura 4 Confronto tra campo medio isocrono e simulato. In **ROSSO** è riportato il campo simulato, in **BLU** il campo teorico.

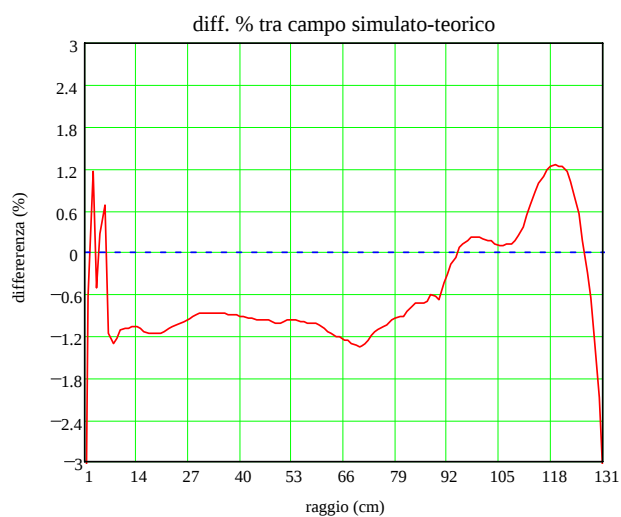


Figura 5 Differenza percentuale tra campo simulato e teorico.

Come si può osservare con l'utilizzo del processo e attraverso la formula [11] si riesce ad arrivare a determinare un campo magnetico che differisce circa dell'1% da quello isocrono. Se si vuole aumentare la precisione, come in realtà è necessario per quanto visto nel capitolo 3 paragrafo 6, non è opportuno considerare come campo isocrono teorico quello descritto dalla [4].

Si deve infatti considerare che in un ciclotrone a settori la presenza di creste e valli modifica leggermente il valore del campo isocrono. La formula [4] del capitolo precedente va modificata, considerando anche il flutter del campo magnetico, in questo modo si ottiene:

$$B(R) = \frac{B_0}{\sqrt{1 - \left[2\pi f \frac{R(1-F)}{c} \right]^2}} \quad [1]$$

dove B_0 è il campo al centro, f la frequenza di rivoluzione ed F il flutter del campo magnetico.

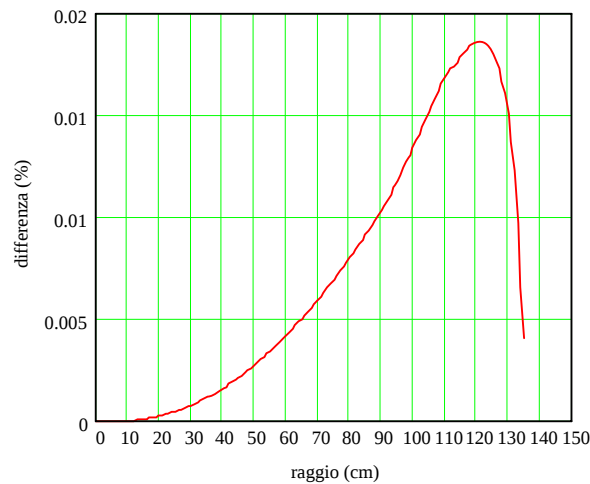


Figura 6 Differenza percentuale tra campo isocrono calcolato considerando e trascurando il flutter.

Va osservato comunque che la formula [1], benché più accurata della [4] del capitolo 4, è pur sempre un'approssimazione.

In figura 6 è mostrato il confronto tra il campo isocrono calcolato con e senza il flutter, da cui si evince che per una prima ottimizzazione del campo magnetico medio la [4] fino ad ora utilizzata è più che sufficiente. Se si vuole un campo veramente isocrono il campo teorico va calcolato sulla traiettoria dell'orbita di equilibrio vera e per fare ciò si deve usare il codice di calcolo GENSPE.

Questo programma, come spiegato nel capitolo precedente, calcola l'orbita di equilibrio della particella di data energia ed utilizzando la mappa del campo magnetico simulata dà come output la differenza percentuale tra la frequenza di rivoluzione teorica e la frequenza di rivoluzione lungo l'orbita d'equilibrio.

Se si manda in esecuzione GENSPE con la mappa di campo relativa alla simulazione da cui si sono ricavati le figure 4 e 5, impostando carica e massa degli ioni H_2^+ e una frequenza f di 23.24 MHz, si ottengono i valori delle differenze percentuali tra frequenza teorica e simulata, che sono riportati per maggiore chiarezza nel grafico seguente.

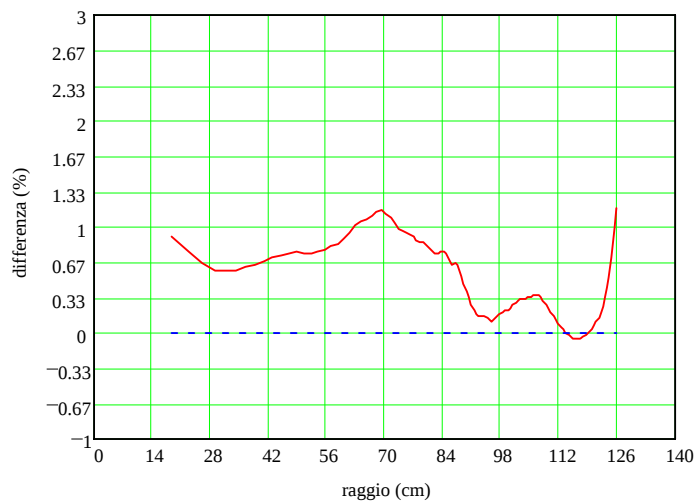


Figura 7 Differenza percentuale tra la frequenza teorica e quella simulata. Il calcolo è eseguito con GENSPE. La linea blu indica lo zero.

Con i parametri utilizzati fino a questo momento, l'ultima orbita chiusa che il codice di calcolo GENSPE trova è quella a raggio 126 cm, che corrisponde ad un'energia degli H_2^+ di 232 MeV. Per le terapie oncologiche, come spiegato nel primo capitolo, l'energia necessaria è di 250 AMeV, pertanto il successivo obiettivo è stato il raggiungimento di tale energia. Per ottenere questo risultato è stato ottimizzato il gap tra le valli.

Successivamente è stato anche necessario l'inserimento di uno shim in valle fino a raggio 50 cm per aumentare il campo medio nei primi raggi.

Le larghezze finali del gap tra le valli e creste sono riportate nella tabella 2.

Tabella 2 Larghezze finali del gap tra le valli e creste.

Raggio (cm)	Gap tra le valli (cm)	Gap tra le creste (cm)
<50	98	5
>50	104	5

Alla fine di questo processo di ottimizzazione l'ultima orbita di equilibrio è stata trovata a raggio medio di 129.56 e l'energia delle particelle è quella cercata di 250 AMeV. La figura 8 mostra anche che la precisione di 10^{-4} è stata raggiunta in corrispondenza dei raggi intermedi.

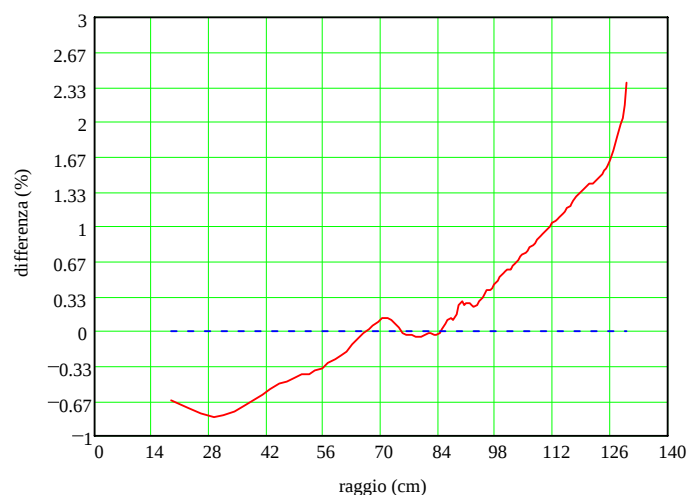


Figura 8 Differenze percentuali tra le frequenze di rivoluzione delle particelle.

Continuando questo processo di correzione della geometria dei poli ed effettuando ulteriori simulazioni si potrebbe pervenire alla configurazione dove le differenze percentuali tra i due campi sarebbero dell'ordine di 10^{-4} su tutti i raggi.

Tuttavia, gli studi sui parametri del cavo superconduttore, eseguiti presso la sezione dell'INFN di Genova, hanno recentemente permesso la definizione delle dimensioni del cavo e, conseguentemente, delle dimensioni delle bobine [Fer03]. Queste ultime risultano leggermente maggiori di quelle attuali, di conseguenza la struttura della zona destinata ad ospitare le bobine dovrà essere variata leggermente e ciò comporterà una variazione del valore del campo magnetico nel piano mediano.

Inoltre altre modifiche dovranno essere introdotte nel circuito magnetico per simulare i fori reali delle cavità RF e dei canali di estrazione, di conseguenza si ritiene che in questa fase non sia il caso di continuare ulteriormente questo processo di ottimizzazione.

Per questa fase di studio della macchina il risultato conseguito è un buon traguardo.

In futuro sarà anche importante considerare un altro output di GENSPE per il momento trascurato: la fase delle particelle in funzione della loro energia. questo parametro è strettamente legato alla tensione da applicare ai dee ed al guadagno di energia per giro, conseguentemente più la tensione è alta meno ampio sarà lo sfasamento della particella di riferimento e viceversa. Comunque abbiamo già verificato che se il campo magnetico oscilla attorno al campo isocrono con differenze dell'ordine di 10^{-4} ed assumendo un guadagno di energia per giro intorno ad 1 MeV per unità di carica, la variazione di fase si manterrà entro pochi gradi.

5.4 Il flutter e l'armonica principale

Attraverso il POST-PROCESSORE è possibile ottenere anche la mappa completa del campo magnetico nel piano mediano. Utilizzando questi dati è possibile estrapolare il valore del flutter e dell'armonica principale a tutti i raggi. Come osservato in precedenza queste quantità sono di grande importanza per la focalizzazione del fascio, perché sono direttamente legate alle oscillazioni di betatrone assiali e radiali.

In figura 9 è riportato l'andamento del flutter e di C_4 in funzione del raggio, naturalmente la mappa del campo è quella che si ottiene quando la struttura caricata ha le caratteristiche discusse in questo capitolo.

Si può notare che sia il flutter che l'armonica principale non presentano particolari discontinuità al variare del raggio, anzi mantengono quasi lo stesso valore per gran parte dei raggi. Questo è un ottimo risultato ai fini della focalizzazione del fascio.

Si noti inoltre che il flutter diminuisce ai raggi prossimi a quello di estrazione, questo non ha effetti distruttivi sulla focalizzazione perché è proprio a questi raggi che l'angolo di spirale è massimo ed il gradiente di campo cambia segno. Ciò è sufficiente a compensare la diminuzione del flutter (vedi formule [28] e [29] del capitolo 3)

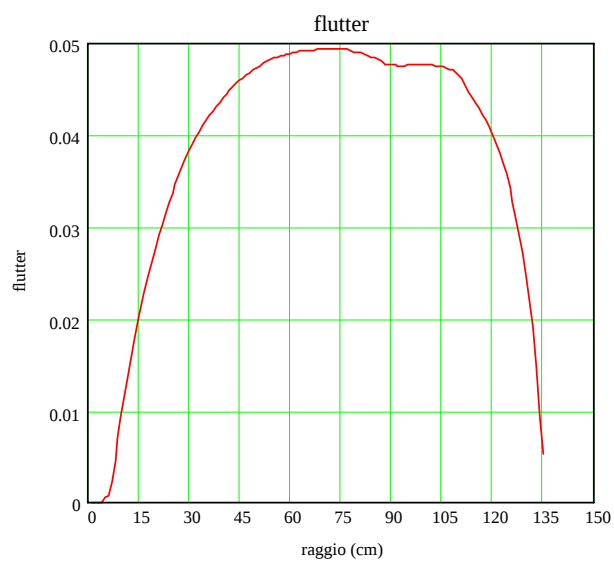


Figura 9 Andamento del flutter in funzione del raggio.

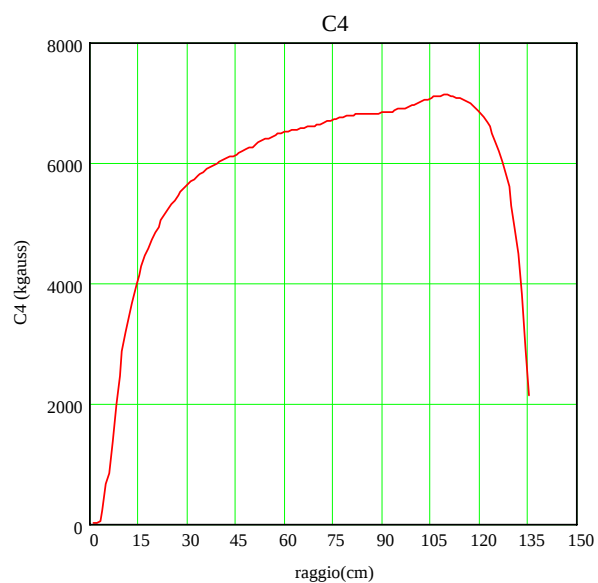


Figura 10 Andamento in funzione del raggio dell'armonica principale.

5.5 Le oscillazioni di betatrone assiali e radiali

Si è ampiamente sottolineata l'importanza di conoscere i valori delle ampiezze di betatrone assiali e radiali quando si vuole studiare la focalizzazione del fascio.

I valori relativi di queste grandezze si possono trovare per ogni simulazione come output di GENSPE (vedi appendice a fine capitolo).

Nei grafici che seguono sono riportati i valori ottenuti con la simulazione finale. Nel primo sono graficate le coppie (ν_x, ν_z) relative ad ogni energia degli ioni H_2^+ superiori a 2 MeV fino ad un massimo di 250 MeV, con passo di 2 MeV.

Sono inoltre riportate le curve che rappresentano le risonanze più distruttive per la focalizzazione del fascio.

In verde tratteggiato sono disegnate le risonanze accoppiate di equazioni:

$$\nu_x - 2\nu_z = -1$$

$$\nu_x - \nu_z = 0$$

$$\nu_x - 2\nu_z = 0$$

$$2\nu_x - \nu_z = 1$$

mentre in verde continuo le risonanze dovute all'imperfezione del campo magnetico (vedi ultimo paragrafo del capitolo 3). Le equazioni delle linee continue in verde sono:

$$\nu_x = 0.75$$

$$\nu_x = 1$$

$$\nu_x = 1.25$$

$$\nu_z = 0.25$$

$$\nu_z = 0.5$$

$$\nu_z = 0.75$$

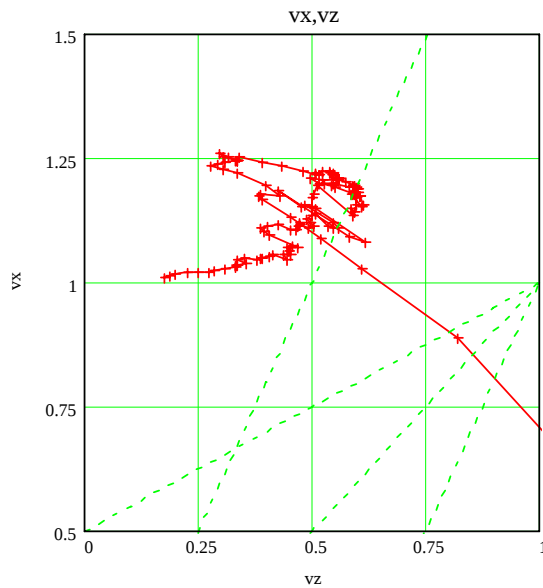


Figura 11 Coppie (v_x, v_z) per ogni valore dell'energia superiore a 2 MeV fino ad un massimo di 250 MeV con passo di 2 MeV. Le curve tratteggiate rappresentano le risonanze accoppiate, quelle continue le risonanze imperfette.

Come si può vedere le curve delle risonanze più distruttive per la focalizzazione del fascio sono attraversate in pochi giri e questo garantisce una buona focalizzazione del fascio. Inoltre, come si vede dalla figura 11, il valore dell'oscillazione di betatrone assiale è abbastanza alto, questo vuol dire che si possono ancora fare modifiche alla struttura senza temere una perdita di focalizzazione.

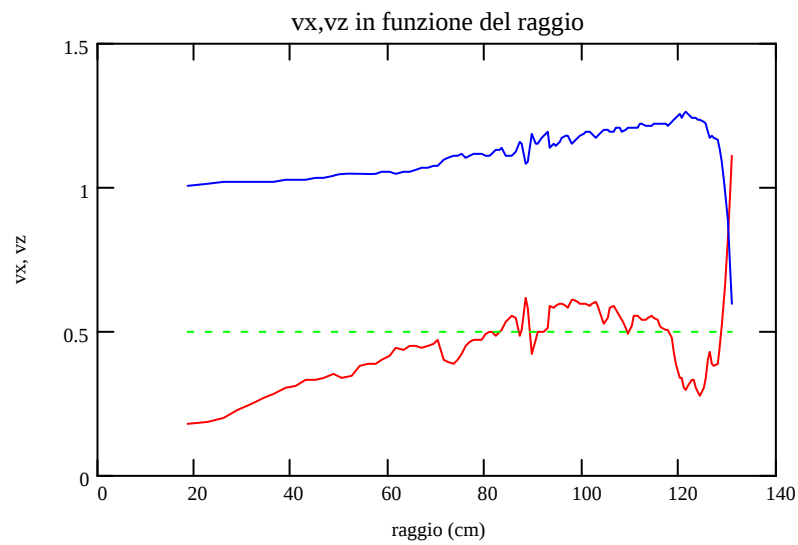


Figura 12 Valori per le frequenze di betatrone assiale e radiale in funzione del raggio. La linea orizzontale rappresenta la risonanza fondamentale: $\nu_z = 0.5$.

5.6 Campo magnetico simulato

In questo paragrafo si riporteranno infine le figure relative alla configurazione attuale del ciclotrone e si mostrerà il campo magnetico simulato nel piano mediano e sulla struttura.



Figura 13 Campo magnetico simulato, calcolato nel piano mediano.

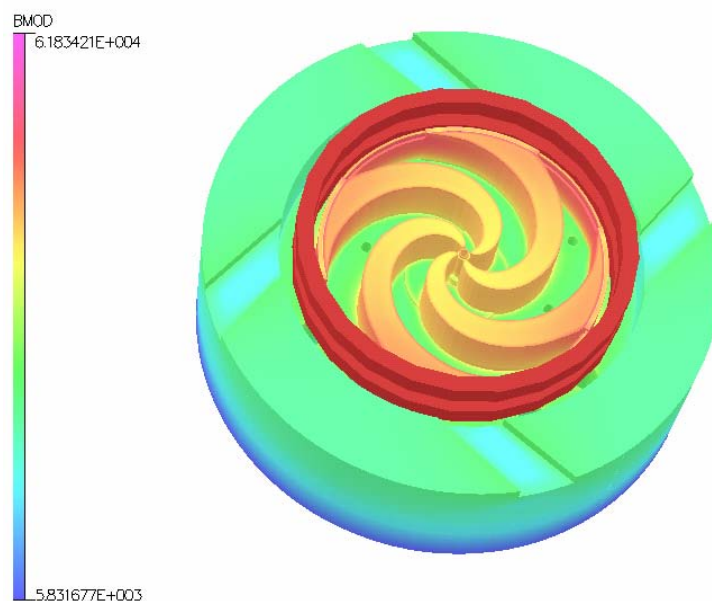


Figura 14 Visualizzazione del modulo del campo magnetico sulla struttura. In rosso sono disegnati i conduttori.

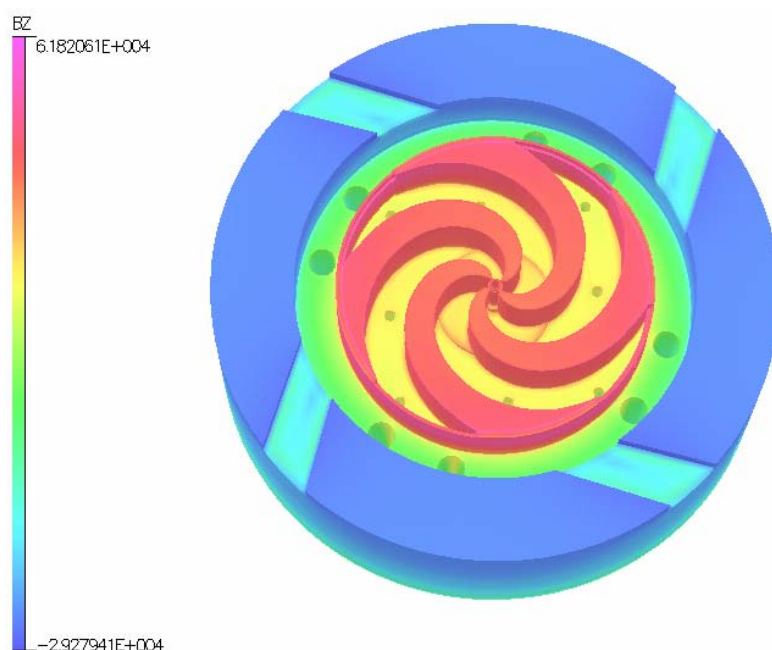


Figura 15 Visualizzazione della componente z del campo magnetico. Si noti che nelle creste assume il massimo positivo, nel giogo il massimo valore negativo (nota 3 capitolo 4). In rosso sono disegnate le bobine.

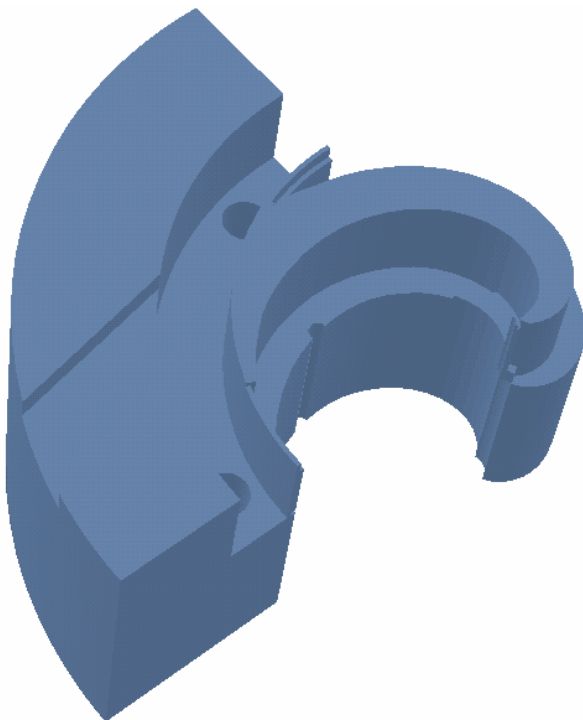


Figura 16 Configurazione attuale di un ottavo del ciclotrone.

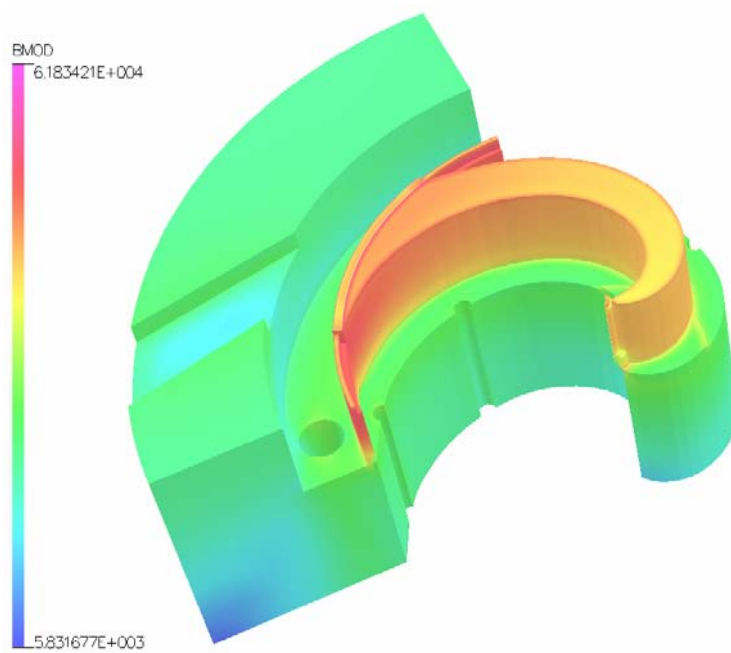


Figura 17 Visualizzazione del modulo del campo magnetico sulla struttura.

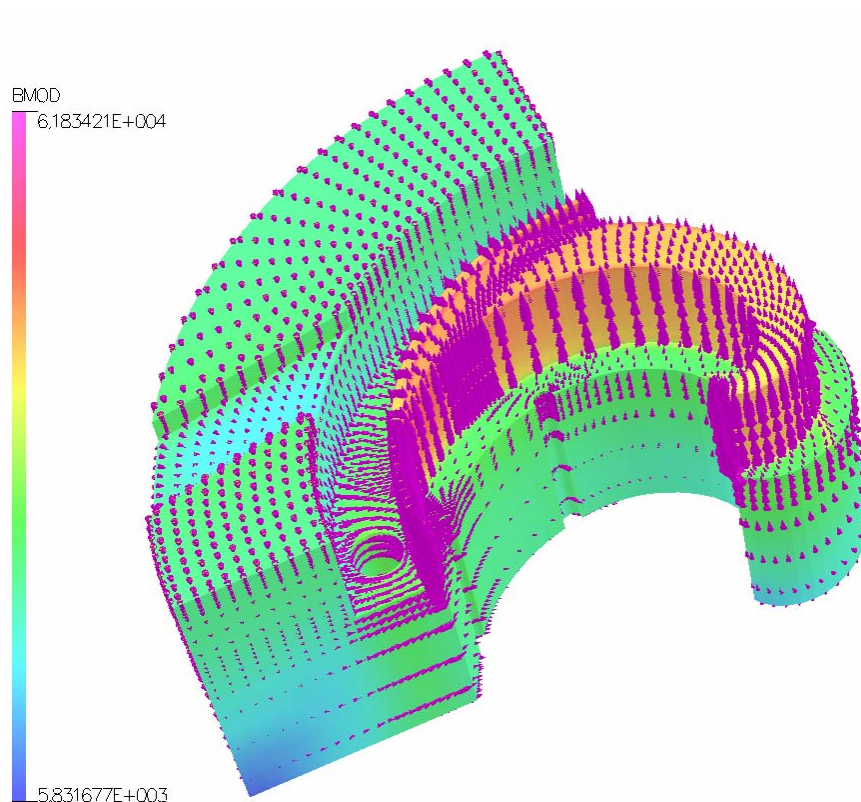


Figura 18 Stessa visione delle figura 17, in **VIOLA** sono disegnati i vettori del campo magnetico, si noti che in corrispondenza delle creste il campo è diretto e perpendicolare al piano mediano, mentre nel giogo ha verso opposto (vedi nota 3 capitolo 4).

BIBLIOGRAFIA

[Far03] S. Farinon, comunicazioni private, 2003

APPENDICE *Output di Genspe*

Di seguito è riportato l'output di GENSPE relativo alla simulazione finale di cui si è discusso nel capitolo.

E (MeV)	Raggio medio (cm)	R(0)	PR(0)	$\omega_0 / \omega - 1$	v_x	v_z	F(E)	F*(E)
4	18.76847	18.68414	1.01391	-0.009566	1.00911	0.17713	-124.836	-35.763
6	22.92889	22.69752	1.04156	-0.010288	1.01489	0.18656	-249.583	-71.5
8	26.41614	26.0491	0.81571	-0.010824	1.0178	0.19974	-382.232	-109.501
10	29.47189	28.99766	0.46668	-0.011245	1.0215	0.22697	-520.893	-149.225
12	32.24086	31.69163	0.05278	-0.010955	1.02028	0.24981	-660.381	-189.185
14	34.77723	34.18493	-0.44476	-0.010669	1.02265	0.27323	-796.254	-228.11
16	37.13862	36.53411	-0.95571	-0.010124	1.02329	0.28608	-926.901	-265.538
18	39.34653	38.76307	-1.51265	-0.00966	1.02787	0.30684	-1051.204	-301.148
20	41.4312	40.89665	-2.07487	-0.009116	1.02754	0.31053	-1169.172	-334.943
22	43.40804	42.95121	-2.64535	-0.008571	1.03077	0.33156	-1280.302	-366.779
24	45.28873	44.93909	-3.20597	-0.008082	1.03519	0.33196	-1384.935	-396.755
26	47.07882	46.85559	-3.71286	-0.007762	1.03693	0.33778	-1484.487	-425.274
28	48.79764	48.72103	-4.12911	-0.007386	1.03898	0.35366	-1579.664	-452.54
30	50.44957	50.53273	-4.40064	-0.007023	1.04705	0.337	-1670.194	-478.475
32	52.02315	52.26962	-4.51279	-0.007018	1.04903	0.35029	-1758.412	-503.748
34	53.5517	53.96595	-4.44772	-0.006818	1.04778	0.38017	-1845.345	-528.652
36	55.03705	55.61712	-4.217	-0.006491	1.05061	0.39045	-1928.969	-552.609
38	56.48125	57.21326	-3.86937	-0.006079	1.05142	0.3885	-2007.946	-575.234
40	57.88043	58.75067	-3.42333	-0.005717	1.05391	0.40611	-2082.062	-596.467
42	59.23727	60.2303	-2.91451	-0.005407	1.05806	0.41435	-2151.956	-616.49
44	60.56849	61.66745	-2.36783	-0.004915	1.04804	0.44494	-2216.810	-635.069
46	61.87748	63.06521	-1.79605	-0.004234	1.05635	0.43801	-2274.295	-651.537
48	63.14791	64.40564	-1.20107	-0.003669	1.05769	0.45261	-2323.954	-665.764
50	64.38679	65.69654	-0.58866	-0.003133	1.06551	0.44866	-2366.697	-678.009
52	65.58158	66.9242	0.02534	-0.002843	1.07064	0.44358	-2404.245	-688.765
54	66.75259	68.11078	0.64352	-0.002504	1.07046	0.45274	-2437.838	-698.389
56	67.89648	69.25358	1.26423	-0.002189	1.07574	0.4551	-2467.327	-706.837
58	69.01984	70.35954	1.88629	-0.001822	1.07297	0.46884	-2492.531	-714.057
60	70.10434	71.41332	2.4825	-0.00168	1.09636	0.40503	-2514.533	-720.36
62	71.13565	72.40116	3.04728	-0.001972	1.10464	0.39304	-2537.475	-726.933
64	72.14075	73.35	3.59738	-0.002323	1.11007	0.38722	-2564.459	-734.663
66	73.12243	74.26332	4.13596	-0.002704	1.1142	0.4026	-2596.045	-743.712
68	74.08209	75.14246	4.66504	-0.003107	1.11695	0.42388	-2632.557	-754.172
70	75.03642	76.00459	5.18036	-0.00332	1.10615	0.4534	-2672.937	-765.74

72	75.98969	76.85505	5.66966	-0.003304	1.10801	0.46413	-2714.555	-777.662
74	76.92027	77.67303	6.116	-0.003358	1.11497	0.46897	-2756.415	-789.655
76	77.83115	78.46309	6.50706	-0.003452	1.11969	0.47159	-2799.205	-801.913
78	78.72301	79.22859	6.83663	-0.00358	1.11917	0.47105	-2843.390	-814.571
80	79.61292	79.98804	7.10833	-0.003535	1.11114	0.49025	-2888.094	-827.378
82	80.49996	80.73985	7.3126	-0.00334	1.11282	0.50307	-2931.291	-839.753
84	81.36903	81.47104	7.43976	-0.003195	1.12006	0.49776	-2972.351	-851.516
86	82.21208	82.17831	7.48366	-0.003202	1.1289	0.48633	-3012.540	-863.029
88	83.03639	82.86723	7.45916	-0.003274	1.13527	0.50131	-3053.225	-874.685
90	83.84522	83.54119	7.37853	-0.003375	1.13866	0.50831	-3094.998	-886.652
92	84.66006	84.2223	7.24841	-0.003253	1.11376	0.53602	-3136.643	-898.582
94	85.49533	84.92579	7.0669	-0.002753	1.109	0.54848	-3174.384	-909.394
96	86.31509	85.61848	6.83163	-0.002303	1.11067	0.55711	-3206.155	-918.496
98	87.11703	86.29992	6.54998	-0.001934	1.12317	0.54647	-3232.779	-926.123
100	87.88625	86.95978	6.24753	-0.001819	1.15651	0.48507	-3256.359	-932.878
102	88.62061	87.59364	5.94731	-0.001978	1.14986	0.50785	-3280.216	-939.713
104	89.40639	88.27415	5.59813	-0.001432	1.08319	0.61713	-3301.642	-945.851
106	90.21912	88.98361	5.21507	-0.000478	1.09342	0.58173	-3313.641	-949.288
108	90.96143	89.64111	4.86267	-0.000212	1.18605	0.42632	-3317.975	-950.53
110	91.64766	90.25449	4.51831	-0.000464	1.15282	0.47477	-3322.223	-951.747
112	92.35472	90.8917	4.15534	-0.00038	1.1551	0.50128	-3327.527	-953.266
114	93.04625	91.51862	3.7774	-0.000366	1.17298	0.4992	-3332.217	-954.61
116	93.72057	92.13314	3.39477	-0.000437	1.17806	0.50336	-3337.262	-956.055
118	94.36986	92.72747	3.00662	-0.000678	1.19598	0.51352	-3344.270	-958.063
120	95.04647	93.35313	2.58834	-0.000539	1.13731	0.58971	-3351.922	-960.255
122	95.73717	93.99802	2.15306	-0.000168	1.15016	0.58497	-3356.365	-961.528
124	96.42507	94.64687	1.71543	0.000255	1.14399	0.59315	-3355.820	-961.372
126	97.09521	95.28485	1.27575	0.000569	1.15698	0.59726	-3350.645	-959.889
128	97.75426	95.91814	0.82868	0.000845	1.17085	0.59651	-3341.757	-957.343
130	98.3954	96.53963	0.38331	0.001014	1.17795	0.58971	-3330.077	-953.997
132	99.02184	97.15195	-0.05883	0.001107	1.18033	0.58659	-3316.750	-950.179
134	99.66569	97.78723	-0.50735	0.001449	1.15244	0.60773	-3300.689	-945.578
136	100.30915	98.4279	-0.95808	0.001854	1.15793	0.6125	-3279.938	-939.633
138	100.94031	99.06191	-1.40965	0.002201	1.1746	0.60583	-3254.462	-932.335
140	101.55495	99.68513	-1.85975	0.002447	1.18255	0.59971	-3225.257	-923.968
142	102.15663	100.30112	-2.30722	0.002629	1.18944	0.60029	-3193.362	-914.831
144	102.75281	100.917	-2.75263	0.002818	1.19141	0.59597	-3159.135	-905.026
146	103.33936	101.52811	-3.19157	0.002975	1.19469	0.5887	-3122.737	-894.598
148	103.92337	102.14147	-3.62611	0.003166	1.18918	0.59586	-3084.157	-883.546
150	104.51263	102.76549	-4.05995	0.003463	1.17609	0.60585	-3042.509	-871.614
152	105.10315	103.39552	-4.4905	0.003827	1.17886	0.59226	-2996.704	-858.492
154	105.67963	104.01502	-4.91134	0.00411	1.19116	0.55161	-2946.836	-844.206
156	106.24197	104.62352	-5.32107	0.00431	1.19873	0.52741	-2893.936	-829.052
158	106.79577	105.22781	-5.7302	0.00448	1.20059	0.54739	-2838.707	-813.23
160	107.35198	105.83988	-6.14651	0.004725	1.19379	0.58231	-2780.870	-796.661
162	107.90623	106.45522	-6.56514	0.005	1.19733	0.59182	-2719.770	-779.157

164	108.45383	107.06755	-6.97783	0.00526	1.20512	0.57546-2655.306	-760.689
166	108.99116	107.67292	-7.3821	0.005471	1.2055	0.55786-2587.878	-741.372
168	109.53003	108.28301	-7.77364	0.005741	1.19592	0.5431-2517.429	-721.19
170	110.06572	108.89278	-8.15185	0.006023	1.19878	0.51574-2443.511	-700.014
172	110.59176	109.49483	-8.51895	0.006261	1.21037	0.49566-2366.328	-677.903
174	111.11034	110.09312	-8.88409	0.006473	1.20553	0.52372-2286.321	-654.983
176	111.63259	110.69991	-9.24936	0.006761	1.20674	0.55353-2203.169	-631.161
178	112.14724	111.30389	-9.61184	0.007021	1.21103	0.55885-2116.575	-606.354
180	112.65699	111.90555	-9.95952	0.007276	1.21949	0.5472-2026.749	-580.621
182	113.1551	112.49855	-10.28773	0.007465	1.22416	0.53968-1934.134	-554.088
184	113.65338	113.09374	-10.59056	0.007694	1.2174	0.54288-1838.891	-526.803
186	114.14991	113.68995	-10.85301	0.007944	1.21679	0.54785-1740.634	-498.655
188	114.64725	114.28899	-11.0843	0.008239	1.21229	0.55837-1638.953	-469.525
190	115.13858	114.88393	-11.27025	0.008515	1.2232	0.54665-1533.684	-439.368
192	115.62398	115.4733	-11.41503	0.008775	1.22084	0.53972-1425.048	-408.246
194	116.10616	116.05927	-11.51488	0.00904	1.22388	0.52394-1313.116	-376.18
196	116.58563	116.64154	-11.56872	0.009315	1.21889	0.51483-1197.790	-343.141
198	117.06374	117.22157	-11.5727	0.00961	1.22135	0.50772-1078.882	-309.077
200	117.53835	117.79684	-11.52648	0.009907	1.21759	0.50595-956.254	-273.947
202	118.01022	118.3674	-11.43752	0.010211	1.22619	0.47949-829.853	-237.735
204	118.47037	118.92235	-11.31079	0.010445	1.23527	0.43329-700.066	-200.554
206	118.92229	119.46523	-11.15272	0.010641	1.24261	0.38879-567.579	-162.6
208	119.36281	119.99284	-10.96085	0.010768	1.2536	0.33967-433.063	-124.063
210	119.79955	120.51325	-10.74133	0.010894	1.24634	0.33766-296.953	-85.071
212	120.23521	121.02912	-10.50257	0.01104	1.2535	0.30404-159.137	-45.589
214	120.66265	121.53372	-10.24628	0.011145	1.26086	0.29696-19.743	-5.656
216	121.08817	122.03384	-9.96229	0.011263	1.25447	0.31497 121.051	34.678
218	121.51595	122.53311	-9.65352	0.011426	1.24639	0.33672 263.604	75.517
220	121.94458	123.02988	-9.32832	0.011622	1.24466	0.33317 408.415	117.002
222	122.37074	123.51937	-8.98879	0.011823	1.2429	0.30781 555.723	159.203
224	122.79614	124.00368	-8.64182	0.012043	1.23875	0.29267 705.678	202.162
226	123.22008	124.48206	-8.28965	0.012276	1.2367	0.27623 858.478	245.936
228	123.64487	124.95727	-7.93247	0.01254	1.2277	0.30569 1014.397	290.603
230	124.07269	125.43227	-7.56469	0.012851	1.22244	0.33781 1173.933	336.307
232	124.50772	125.91013	-7.18326	0.013243	1.19736	0.39986 1337.892	383.278
234	124.95972	126.40083	-6.7944	0.013794	1.1755	0.42825 1507.774	431.945
236	125.41334	126.88855	-6.42235	0.01438	1.17837	0.38732 1684.795	482.658
238	125.86367	127.36915	-6.06466	0.014961	1.17404	0.38381 1869.146	535.471
240	126.31518	127.84631	-5.69578	0.01557	1.16723	0.39055 2060.977	590.426
242	126.77846	128.32959	-5.31409	0.016292	1.13253	0.45332 2261.171	647.778
244	127.27299	128.83685	-4.9132	0.017277	1.08804	0.5192 2472.094	708.203
246	127.80846	129.37524	-4.49357	0.0186	1.02915	0.61076 2697.517	772.782
248	128.4447	129.9968	-4.00615	0.020722	0.88935	0.81859 2944.582	843.56
250	129.55876	131.03737	-3.18864	0.026571	0.5988	1.11294 3241.728	928.687

CONCLUSIONI

L'obiettivo di questo lavoro di tesi è stato il disegno e l'ottimizzazione del circuito magnetico di un ciclotrone superconduttore che potrà essere usato per applicazioni medicali. Esso sarà in grado di accelerare ioni H_2^+ , ioni elio, litio, boro e carbonio aventi $q/A=0.5$ fino ad energie di 250 AMeV.

Il disegno è stato effettuato grazie al programma OPERA 3D, che permette anche di simulare, visualizzare e scrivere su file il modulo e le componenti del campo magnetico su un piano e sulla struttura.

I dati ricavati da ogni simulazione sono stati analizzati con dei codici di calcolo, che hanno permesso di ottenere una stima delle correzioni da apportare alla struttura meccanica per minimizzare le differenze tra campo magnetico ideale e campo magnetico simulato nel piano dell'orbita delle particelle.

I risultati che si sono ottenuti sono soddisfacenti per questa fase dello studio della macchina.

Il primo obiettivo raggiunto è stato che l'energia delle particelle dopo aver compiuto l'ultima orbita chiusa è di 250 AMeV, ovvero quella necessaria per i trattamenti oncologici. Inoltre con la configurazione finale l'ampiezza angolare delle creste cresce quasi linearmente con il raggio e questo è un buon risultato perché in generale se la struttura non presenta particolari discontinuità geometriche neanche il campo magnetico ne avrà.

L'obiettivo di ottenere una precisione dell'ordine di 10^{-4} nella differenza tra campo teorico e simulato è stato raggiunto in corrispondenza della zona centrale del ciclotrone; questo implica che è stata raggiunta una buona conoscenza delle correlazioni tra le variazioni alla struttura meccanica del ferro e le conseguenti variazioni sulle configurazioni dei campi magnetici.

Un altro risultato importante che è stato raggiunto a seguito del processo di ottimizzazione è che si sono ottenuti valori del flutter circa costanti per tutti i raggi e valori dell'oscillazione di betatrone assiale abbastanza alti.

Si potranno quindi fare ulteriori modifiche alla struttura meccanica del magnete senza temere conseguenze distruttive sulla focalizzazione del fascio.

Studi recenti (ultime settimane) sul cavo superconduttore, eseguiti presso la sezione dell'INFN di Genova, hanno permesso una nuova definizione delle dimensioni dello stesso e, conseguentemente, delle dimensioni delle bobine.

Queste ultime sono leggermente maggiori di quelle attuali, di conseguenza la struttura della zona destinata ad ospitarle dovrà essere leggermente variata e ciò comporterà una variazione del valore del campo magnetico nel piano mediano.

Sarà necessario quindi definire nuovamente la forma del magnete e ridisegnare tutto il ciclotrone, poiché la versione del programma OPERA 3D da me utilizzata non permette variazioni di tale portata sulla geometria.

Questo tipo di problematiche sono naturali nello studio di una macchina complicata come un ciclotrone, infatti il tempo previsto per una definizione finale della macchina è di alcuni anni.

RINGRAZIAMENTI

Vorrei riuscire a ringraziare tutte le persone che mi hanno aiutato a raggiungere un traguardo per me così importante, ma so già che non sarà un compito semplice.

Inizierei col ringraziare il Professore Lo Nigro per avermi proposto di sviluppare questo lavoro di tesi e fatto conoscere il Dottore Luciano Calabretta, che è stato in grado di offrirmi un enorme supporto scientifico in primo luogo, ma anche morale, devo ammetterlo è sempre riuscito a dire la parola giusta con il sorriso giusto.

Ringrazio mio fratello, mia madre e mio padre per il sostegno e la comprensione dimostrata, e con me ce ne vuole tanta...

Ringrazio tutte le persone speciali che ho conosciuto al laboratorio, che mi hanno saputo coccolare e aiutare ad affrontare il passaggio tra l'ambiente universitario e il luogo di lavoro. Mi riferisco ad Antonio Caruso, a Carla Di Stefano (non dimenticherò mai che c'eri tu ad aiutarmi a stampare), a Salvo Tudisco, che non ha mai smesso di ripetermi che credeva nelle mie capacità, a Mario Maggiore, senza dubbio la persona più competente di OPERA 3D, a Daniele Battaglia, che è stato sempre disponibile nei miei confronti, a Giuseppe Privitera e a Sachie Kimura, a Mimmo Santonocito e a tante altre persone di questo laboratorio, che spero di conoscere meglio.

Inoltre un grazie speciale va alle persone che mi sono state vicine durante tutti questi anni universitari: Alessandra, Anna, Ludovica, Cristina, Rosario, Andrea, Fausto (ancora canto la canzoncina di rambo prima di un esame...), Maria, Anna, Gisella, Laura, Clara, Nadia, i ragazzi con cui sono partita quest'estate e tutti gli amici vecchi e nuovi, che per qualche motivo imperdonabile non sono scritti sopra.

Grazie di cuore a tutti.

ALESSANDRA CALANNA

STUDIO DEL CIRCUITO MAGNETICO DI UN CICLOTRONE MEDICALE DA 250 AMeV

Relatori:

Prof. S. Lo Nigro, Dott. L. Calabretta

SCENT

Superconductivity Cyclotron for Exotic Nuclei and Therapy

ADROTERAPIA

$Q/A=0.5$

fino ad 250 AMeV

C^{6+}

B^{5+}

Li^{3+}

He^{2+}

H_2^+

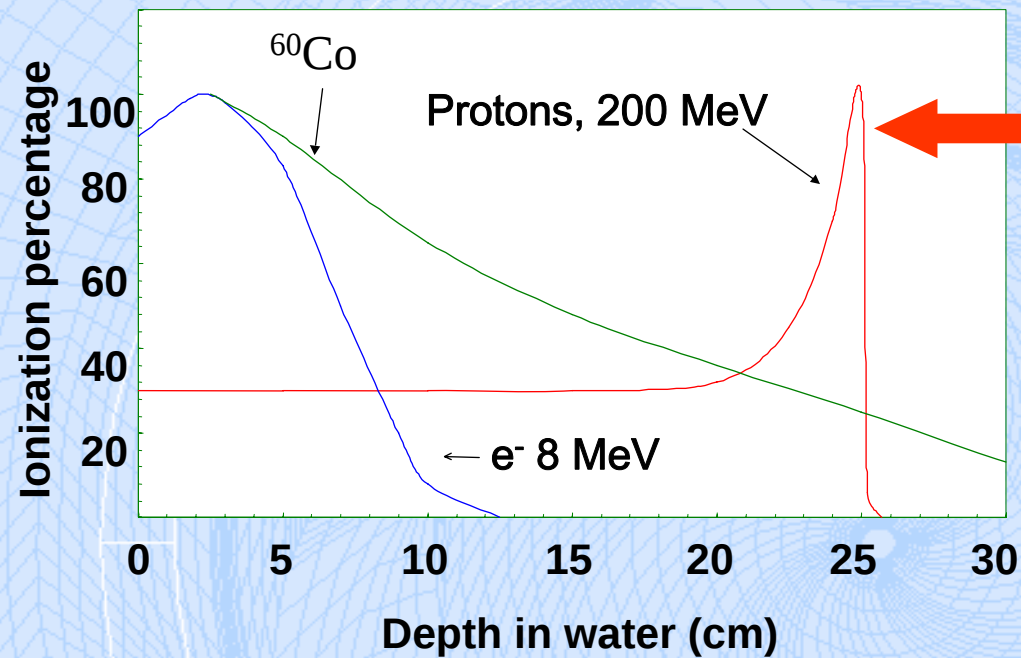
ESTRAZIONE:

Deflettore
elettrostatico

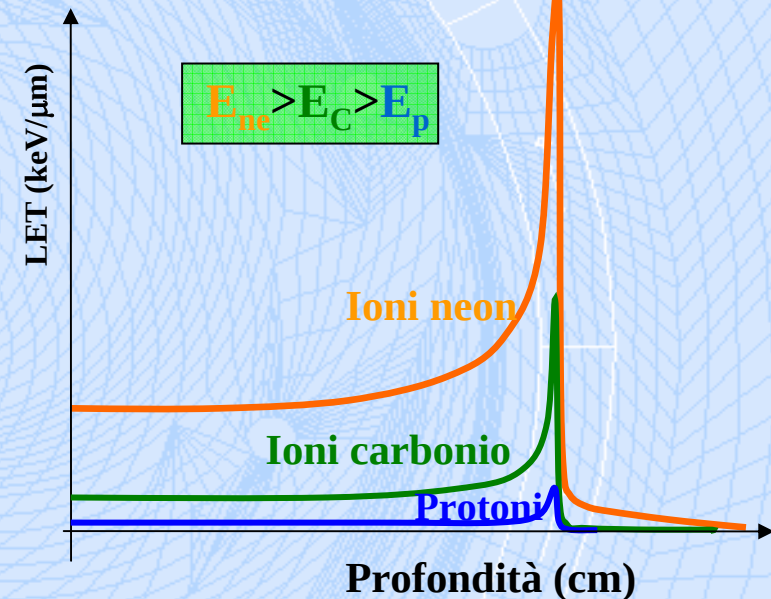
per stripping
Alta intensità

FASCI-ESOTICI Radioisotopi

L'adroterapia



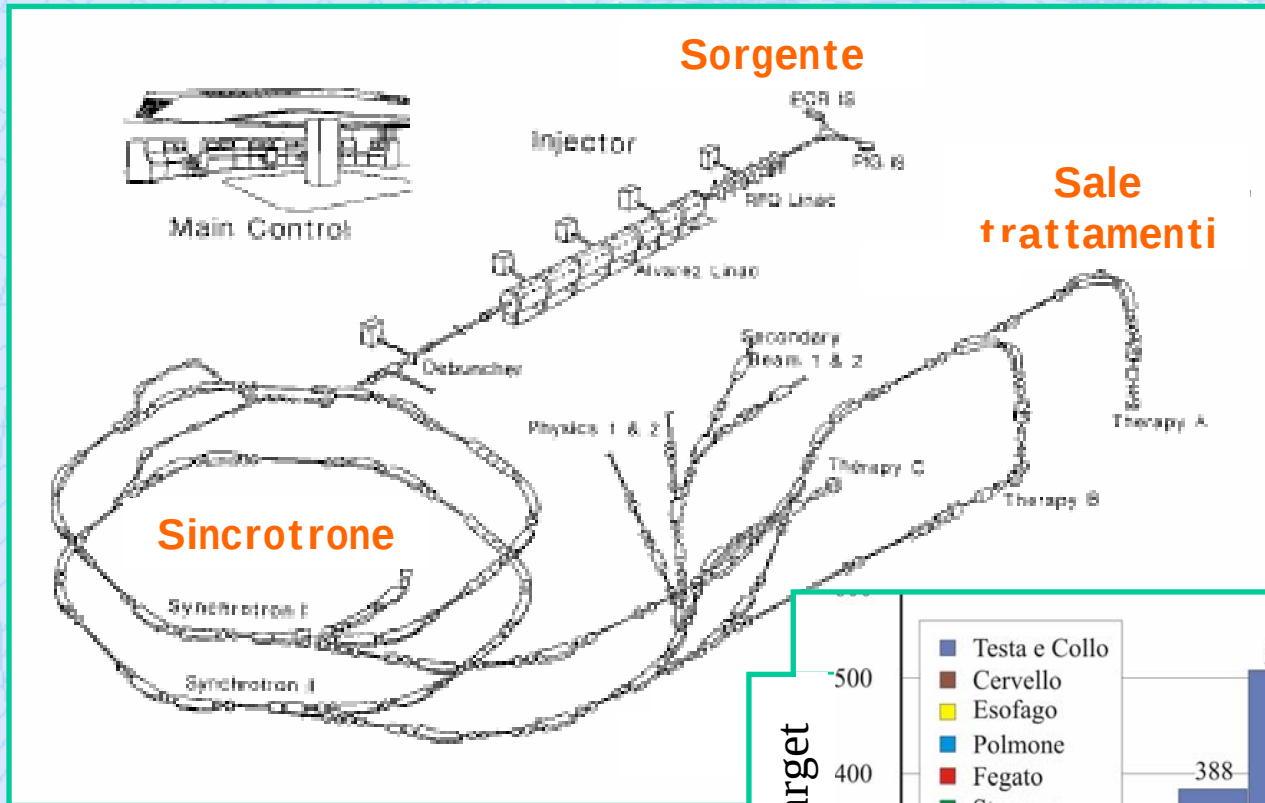
Picco di Bragg



Radiazioni da 250 AMeV di:

Protoni	Arrivano a	37.4 cm (full body)
Litio	profondità di	25 cm
Carbonio		12.8 cm

HIMAC facility



Scansione:

Magneti di wobbling e degrader di spessore variabili

Beam gating

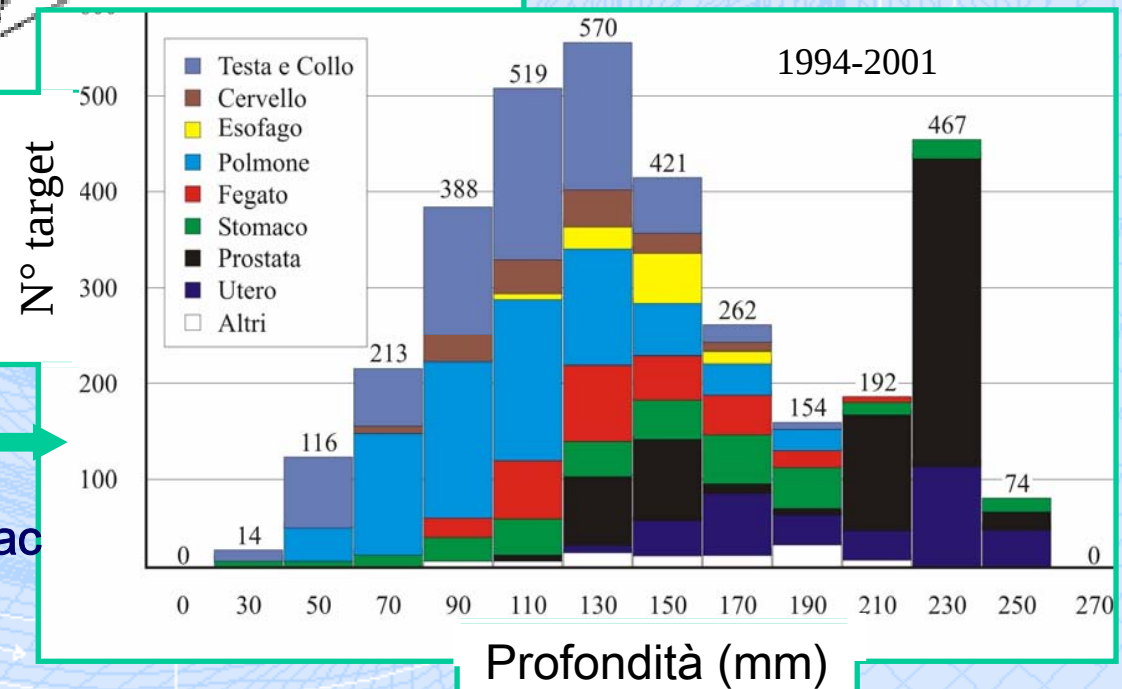
Energia max: 800 A MeV $q/A=0.5$

ione usato nelle terapie: Carbonio

Intensità di fascio: 2 nA

Elementi preacceleranti: RFQ, Linac

Diametro max: 130 m



CATANA

Centre for Adrotherapy Nuclear Application

Ciclotrone superconduttore tre settori

Energia max: 62 AMeV

Ione usato nelle terapie: protoni

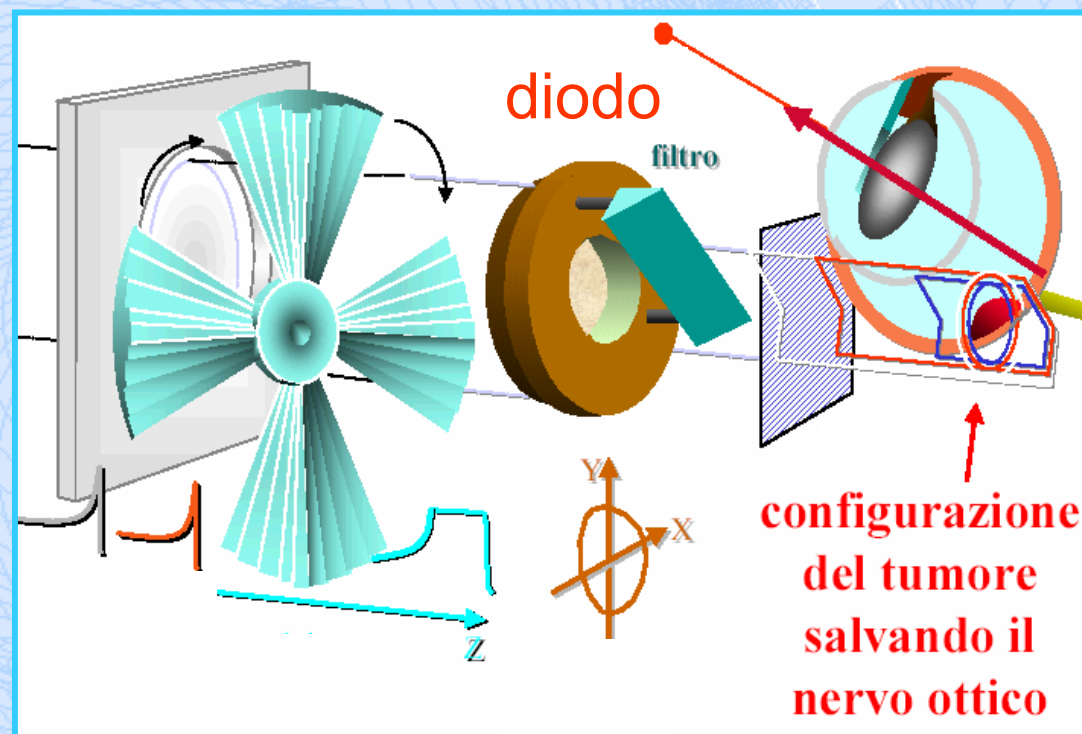
Intensità di fascio: 3 nA

Elementi preacceleranti: nessuno

Diametro max: 3.9 m

Zone trattate: occhio

Scansione del fascio: passiva



Profondità massima: 30 mm

Perché un ciclotrone superconduttore?

Ciclotrone

- Occupa spazi ridotti rispetto ad un sincrotrone
- Non necessita di sistemi di preaccelerazione
- Costi di costruzione e gestione contenuti

Superconduttore

- Campo magnetico medio più alto
- Raggio max più piccolo → **Compatto**

4 settori

- Vantaggi nella stabilità del fascio
- Quattro cavità acceleranti → **8 acc./giro**
- Estrazione meno critica

Adatto per una struttura ospedaliera

Parametri fondamentali di funzionamento di un ciclotrone

Forza di Lorentz:

$$\vec{F} = q\vec{v} \times \vec{B}$$

Frequenza di
rivoluzione

$$\omega_0 = \frac{qB}{m}$$

Frequenza del
sistema accelerante

$$\omega_{RF} = h\omega_0$$

Numero
armonico

Effetti relativistici:

$$B(R) = \frac{B_0}{\sqrt{1 - \left(\frac{2\pi}{c} \frac{f_{RF}}{h} R \right)^2}}$$

Campo isocrono

$$\frac{2\pi E_0}{c^2} \left(\frac{A}{q} \right) \frac{f_{RF}}{h}$$

Indice di campo:

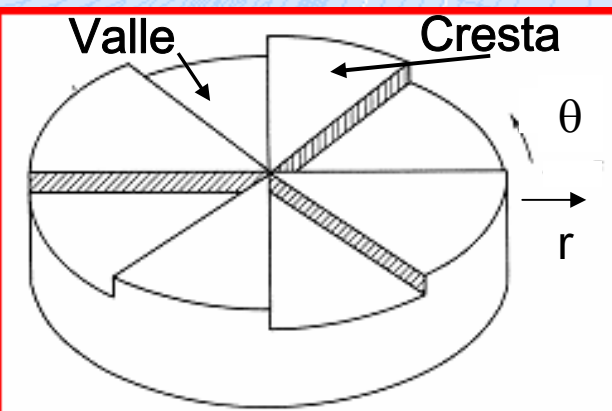
$$n = - \frac{dB/B}{dr/r}$$



Flutter:

$$F = \frac{\langle B^2 \rangle - \langle B \rangle^2}{\langle B \rangle^2}$$

Fondamentale per la focalizzazione



Oscillazioni di betatrone

Supponiamo un ciclotrone classico

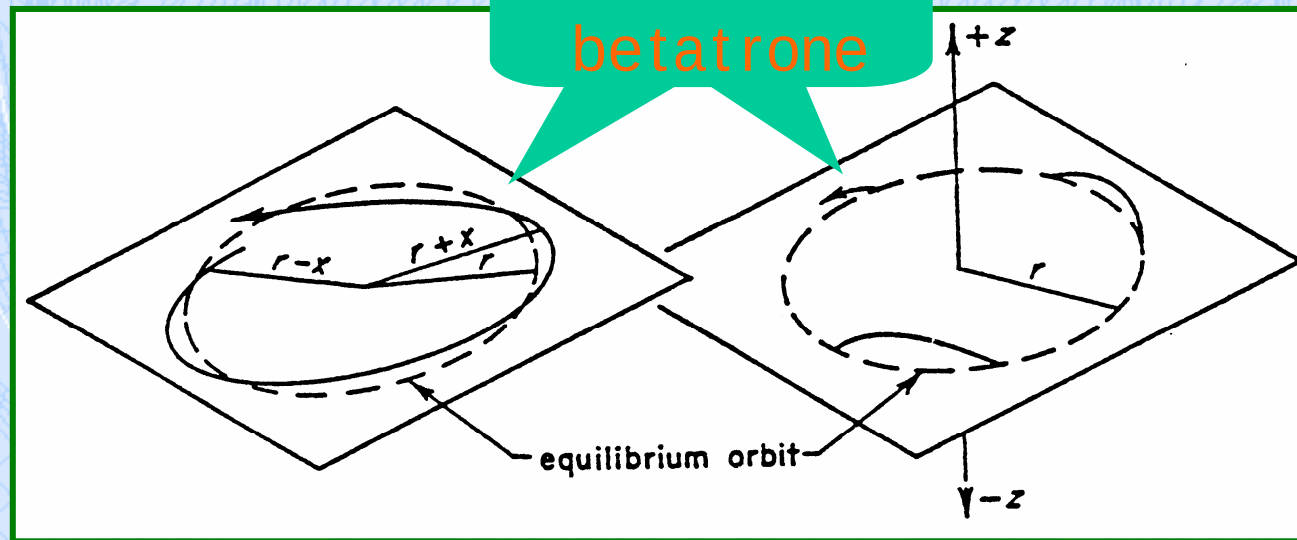
$$m\ddot{r} - mr\dot{\theta}^2 = qr\dot{\theta}B_z(r, z)$$

$$m\ddot{z} = -qr\dot{\theta}B_r(r, z)$$

$$mr\ddot{\theta} + 2m\dot{r}\dot{\theta} = q[\dot{z}B_r(r, z) - \dot{r}B_z(r, z)]$$

Dinamica del fascio

Oscillazioni di
betatrone



Disaccoppiando il moto sul piano da quello lungo l'asse $\vec{z}$

Oscillazioni di betatrone

$$\begin{cases} \ddot{z} + \omega^2 n z = 0 \\ \ddot{x} + \omega^2 (1-n) x = 0 \end{cases}$$

**Moti
armonici le
cui
soluzioni**

$$\begin{cases} z = z_0 \sin(\sqrt{n}\omega t) \\ x = x_0 \sin(\sqrt{1-n}\omega t) \end{cases}$$

$$x = r - r_{oe}$$

$$\begin{cases} \omega_z = \sqrt{n}\omega \\ \omega_x = \sqrt{1-n}\omega \end{cases}$$

**Il numero delle
oscillazioni di
betatrone**

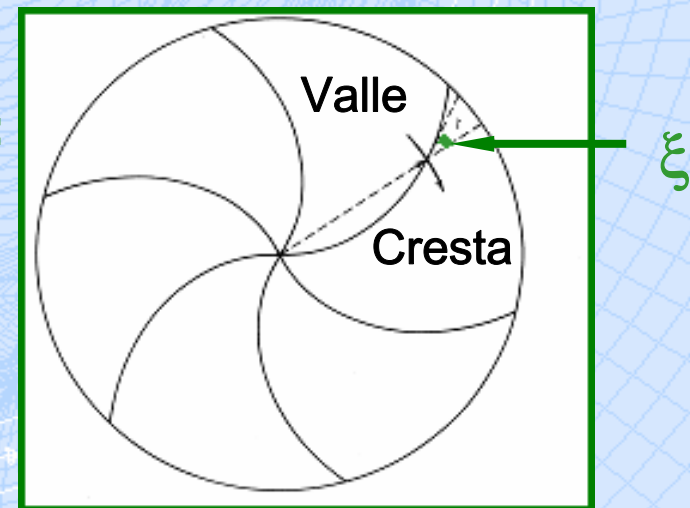
$$\begin{aligned} \nu_z &= \frac{\omega_z}{\omega} = \sqrt{n} \\ \nu_x &= \frac{\omega_x}{\omega} = \sqrt{1-n} \end{aligned}$$

**n indice di
campo**

**In un ciclotrone a settori spiralizzato
bisogna definire l'angolo di spirale ξ e si ha:**

$$\begin{aligned} \nu_z^2 &= n + \frac{N^2}{N^2 - 1} F(1 + 2 \tan^2 \xi) + \dots \\ \nu_x^2 &= 1 - n + \frac{3N^2}{(N^2 - 1)(N^2 - 4)} F(1 + 2 \tan^2 \xi) + \dots \end{aligned}$$

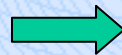
n° settori



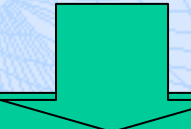
Lo studio del ciclotrone

- **Disegno** della struttura preliminare della macchina
- **Ottimizzazione della struttura magnetica:**
 - Definire la corrente che attraversa le bobine
 - Definire il gap tra i poli ed eventuali shim
 - Definire l'ampiezza angolare di creste e valli
 - Mantenere l'isocronismo del fascio durante tutta l'accelerazione
 - Garantire la focalizzazione radiale ed assiale del fascio

Processo iterativo

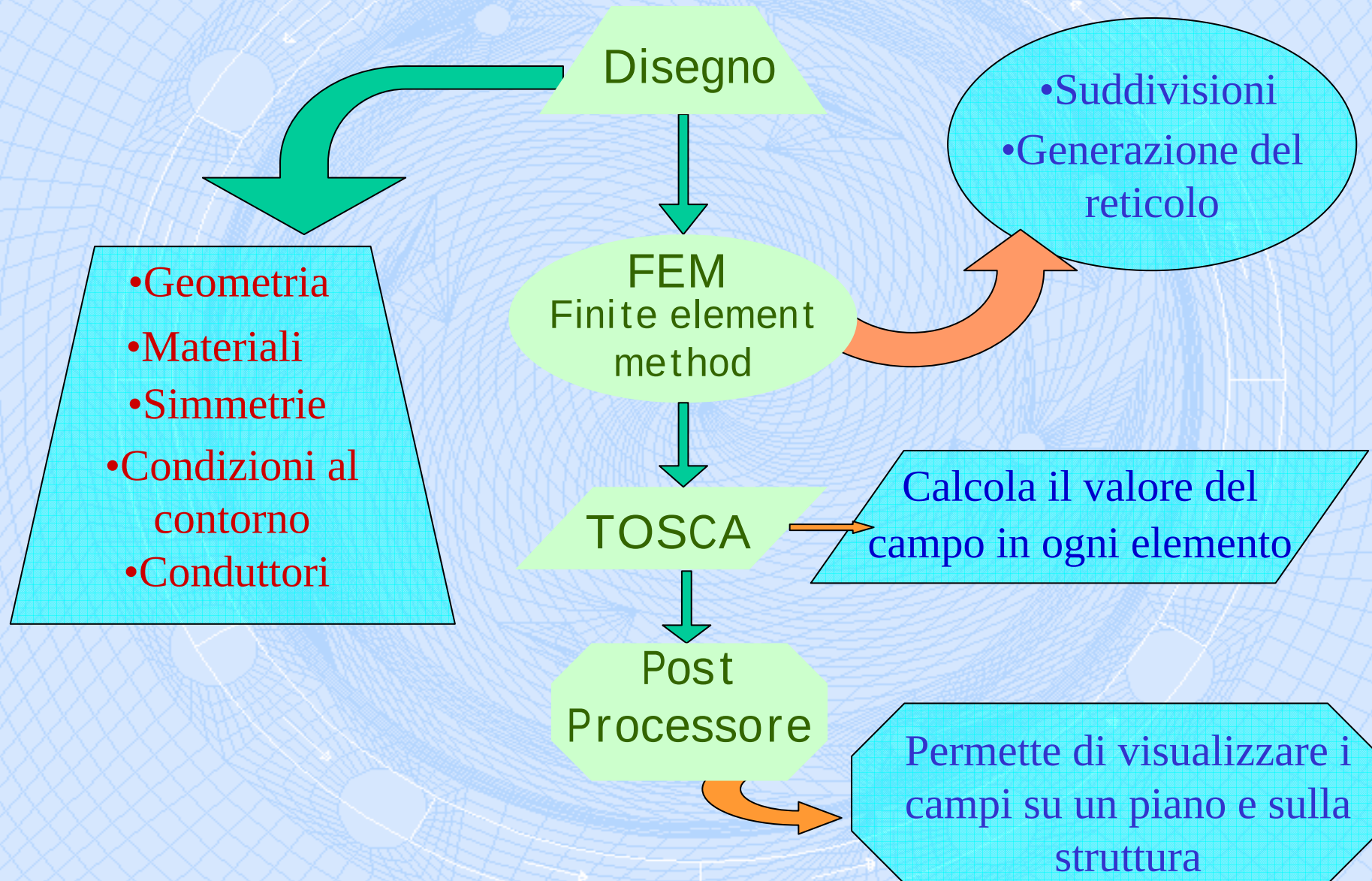


Precisione richiesta: 10^{-4} nella
differenza tra campo isocrono
teorico e campo simulato

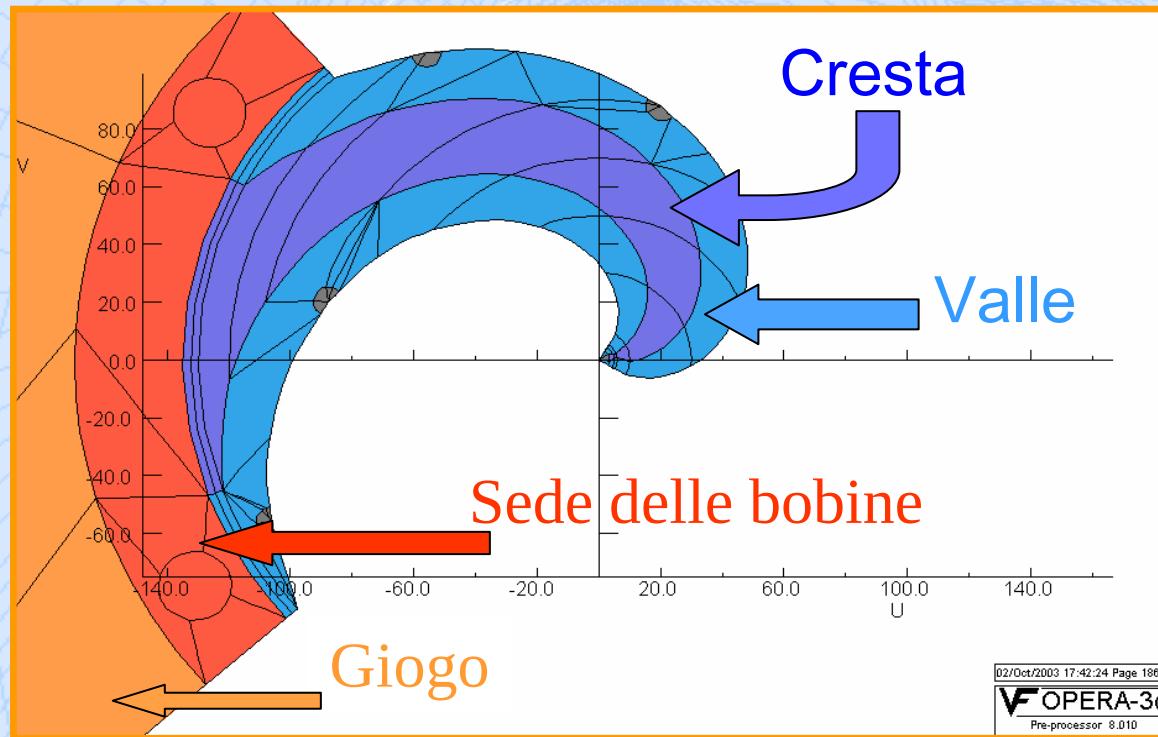
A green arrow pointing from the precision requirement to the final step.

Fissare i parametri di definizione della struttura meccanica

OPERA 3D



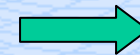
II disegno



- Ampiezza angolare cresta costante: $\theta_c = 40^\circ$
- No shim
- gap creste 4.6 cm gap valle 110 cm
- corrente 5000 A/cm²

Parametrizzazione
punti sulla cresta

$$\langle B \rangle = \alpha B_{\text{cresta}} + (1 - \alpha) B_{\text{valle}}$$

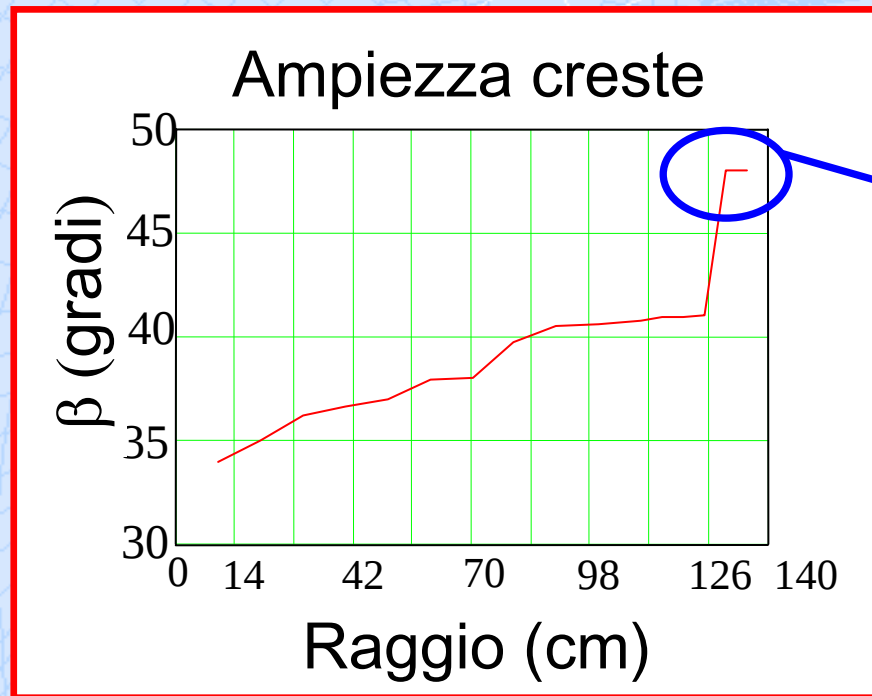


$$\alpha = \theta_c / 90^\circ$$

$\langle B \rangle$ Campo magnetico
mediato su 360°

Si sostituisce il campo isocrono teorico,
si trova α e si ripete iterativamente

Il risultato del processo iterativo



Andamento monotono

$$\theta_c < 50^\circ$$

Condizioni meno critiche
per la definizione delle
cavità acceleranti

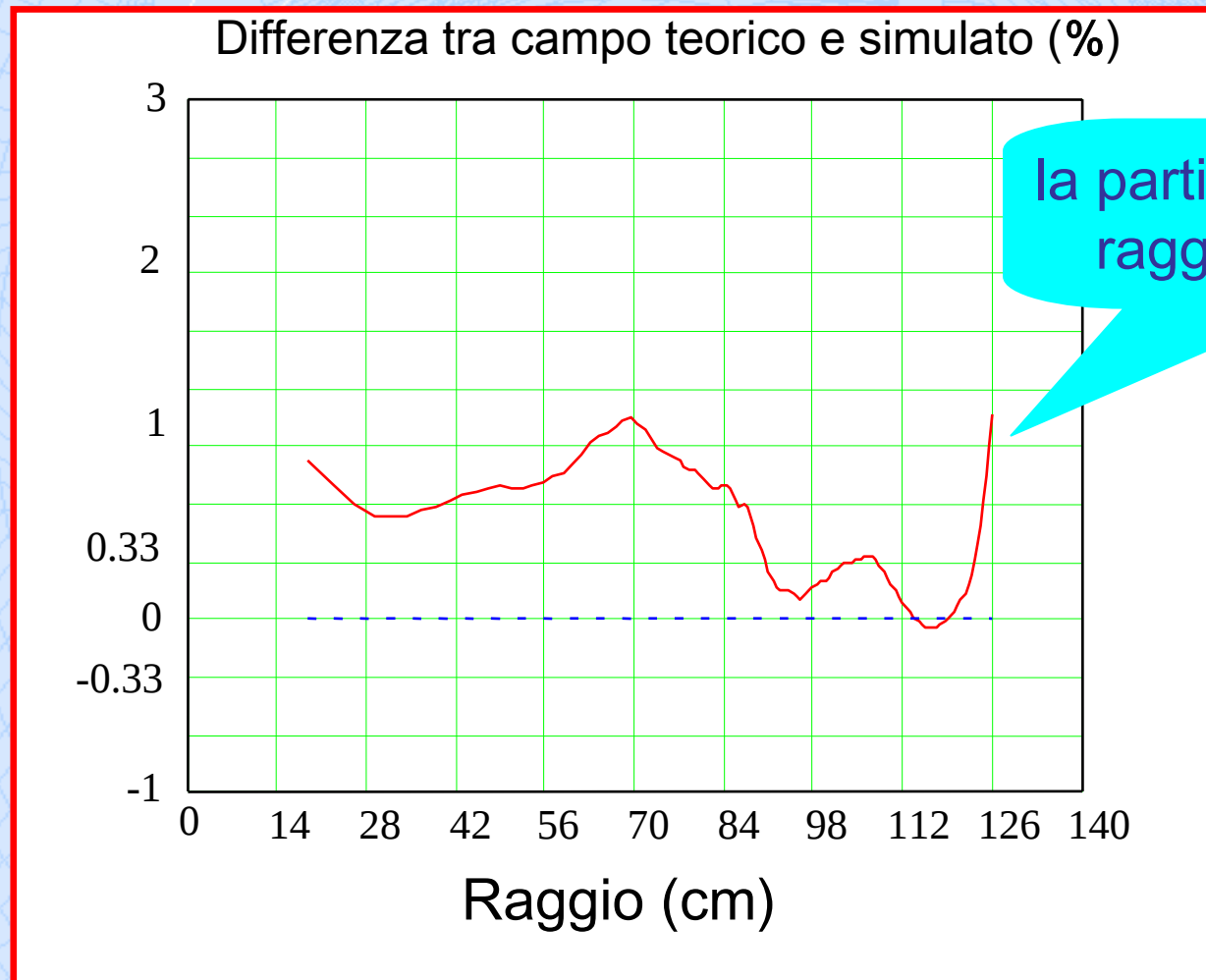
Per calcolare le differenze tra
campo simulato e teorico (F e ξ)
bisogna usare **GENSPE**

q/A , B_0 , N , E_0 , mappa di B dal POST-PROCESSORE



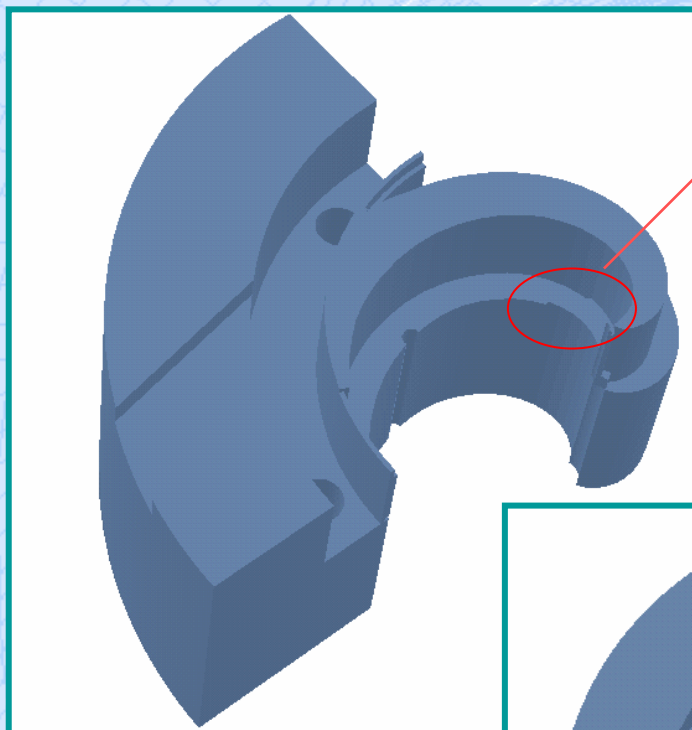
Il risultato del processo iterativo

Per H_2^+ e $f=23.24$ MHz si ottiene



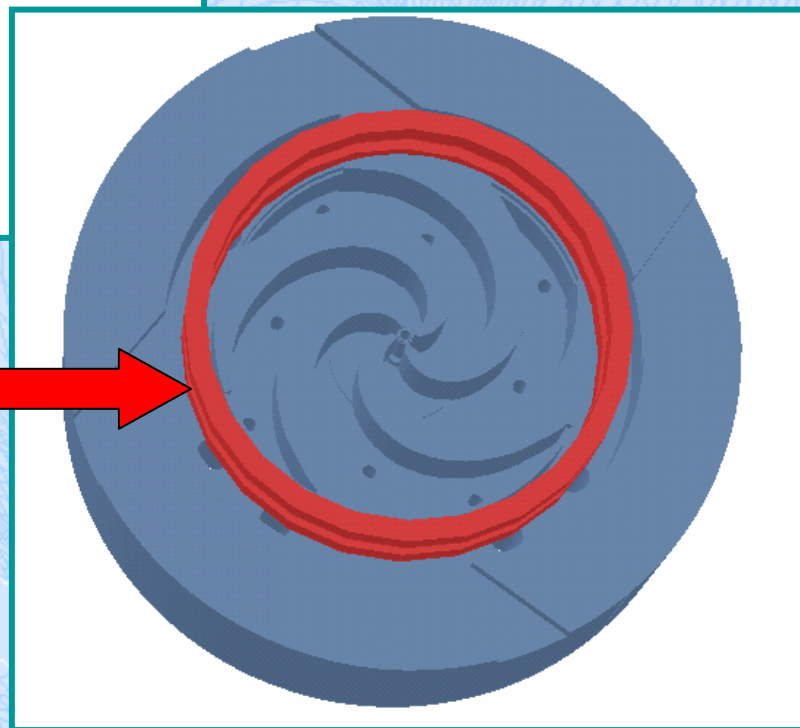
la particella non ha ancora raggiunto i 250 AMeV

Gap tra i poli e shim



- Shim alto 3 cm fino a raggio 50 cm
- $98\text{ cm} < \text{Gap valli} < 104\text{ cm}$
- Gap creste 5 cm

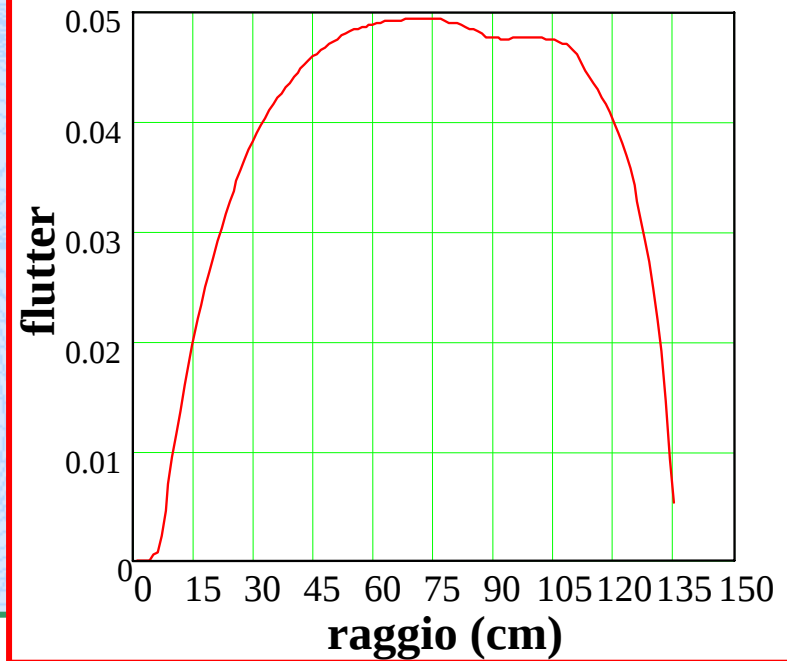
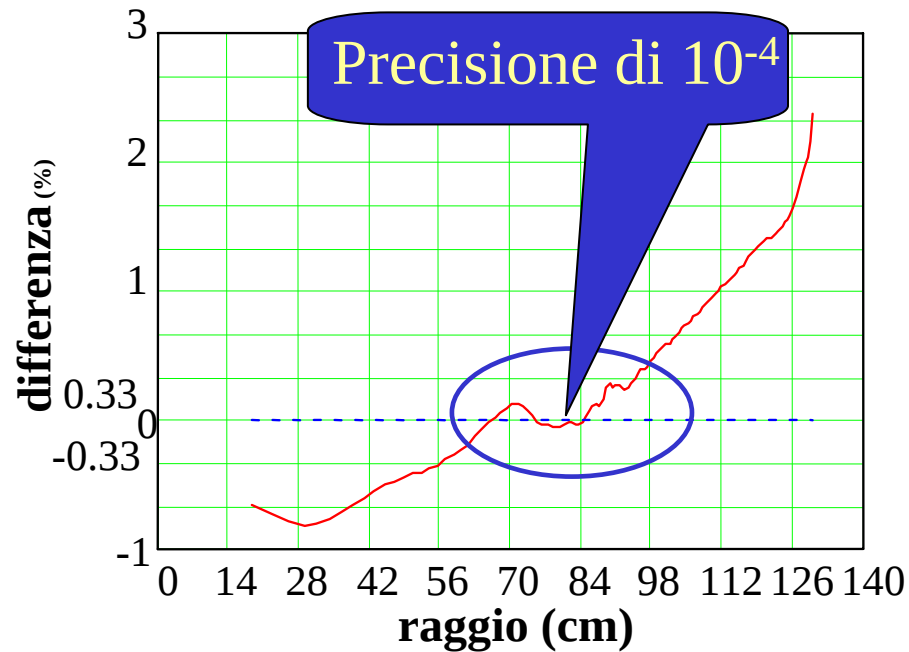
Conduttori
simmetrici
rispetto al
piano
mediano



Raggio medio
dell'ultima
orbita chiusa
131 cm

H_2^+ a 250
AMeV

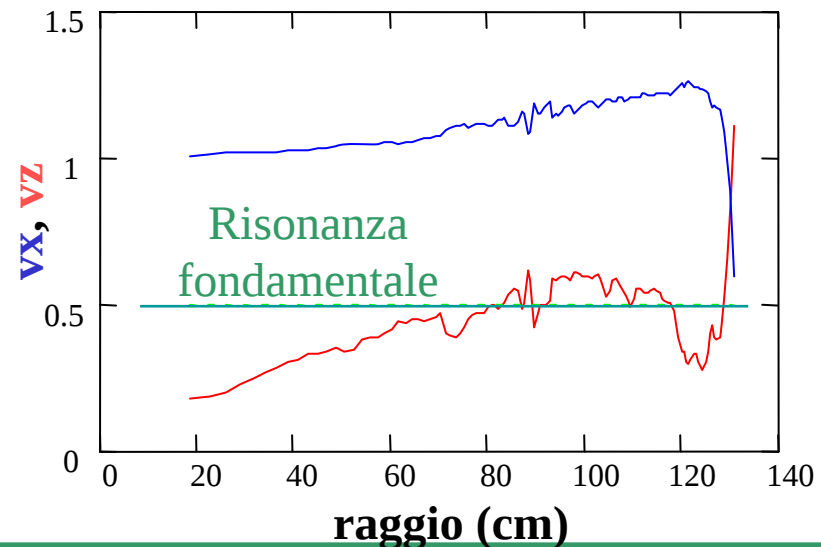
Il risultato del processo iterativo



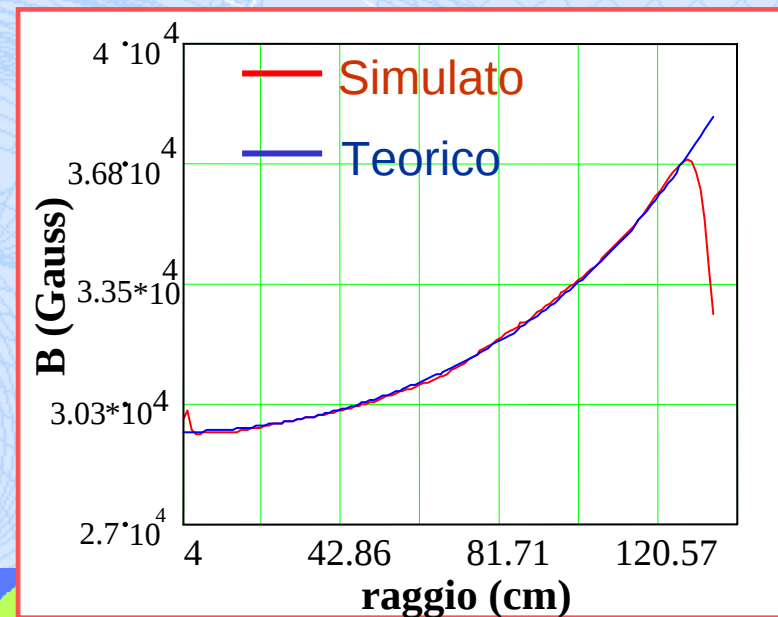
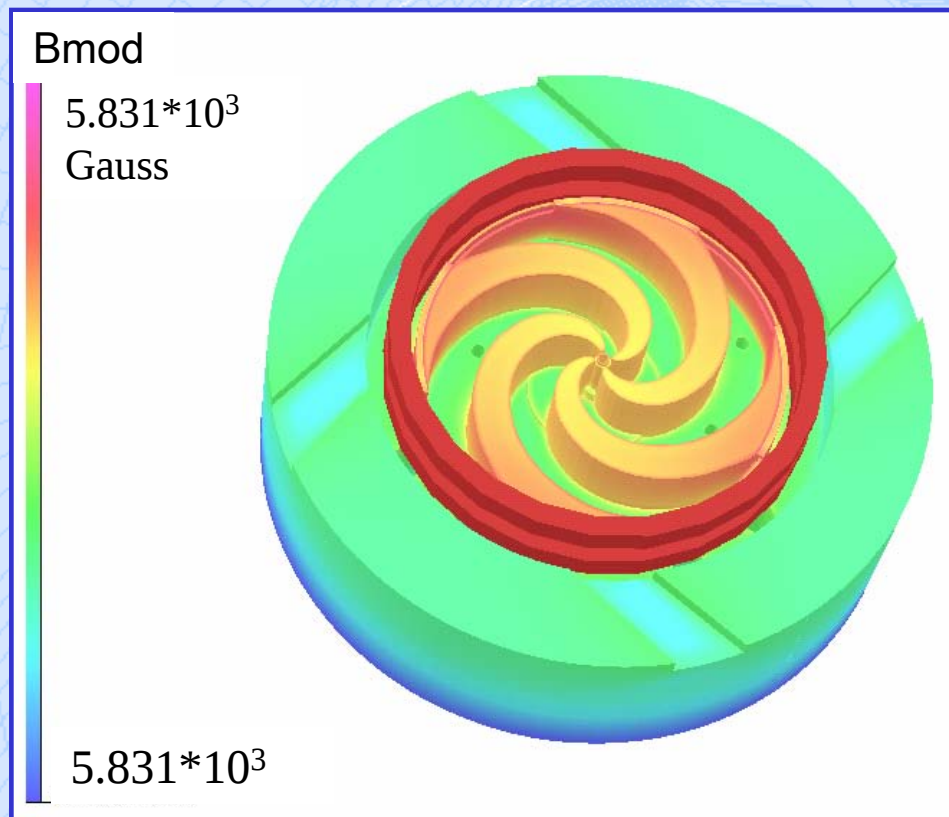
$$d\phi = 2\pi \cdot h \frac{dB}{B_{iso}} \cdot \frac{dE}{E}$$

$$v_z^2 = n + \frac{N^2}{N^2 - 1} F(1 + 2 \tan^2 \xi) + \dots$$

$$v_x^2 = 1 - n + \frac{3N^2}{(N^2 - 1)(N^2 - 4)} F(1 + 2 \tan^2 \xi) + \dots$$



Campo simulato



La corrente scelta è 4330 A/cm^2
→ $2.728 \cdot 10^6$ Ampere spire



0.11 Gauss

23000

46022

Conclusioni

- Diametro massimo del ciclotrone minore di 5 m
- Densità di corrente delle bobine non critica
- L'energia di 250 AMeV è stata raggiunta
- Andamento monotono dell'ampiezza angolare delle creste con il raggio e sempre inferiore a 50°
- La precisione di 10^{-4} nella differenza tra campo teorico e simulato è stata raggiunta nella zona centrale del ciclotrone
- Ottima focalizzazione del fascio (flutter e risonanze)



Altre modifiche andranno fatte: bobine e fori

LET Linear Energy Transfer è l'energia trasferita per unità di lunghezza e si esprime in keV/μm

Dose è la misura dell'energia assorbita per unità di massa dal tessuto e si misura in Gray o rad

RBE Relative Biological Effectiveness o dose equivalente è la dose media assorbita in un determinato tessuto o organo del corpo umano, opportunamente pesata in base al tipo e alla qualità della radiazione; l'unità di dose equivalente è il sievert (Sv): $D_e = D \cdot Q$

Dove Q è un fattore di qualità

OER Oxygen Enhancement Ratio è il rapporto tra le dosi richieste per produrre un dato effetto in presenza e in assenza di ossigeno

Dose efficace È la somma delle dosi equivalenti nei diversi organi o tessuti del corpo umano

Effetti biologici delle radiazioni ionizzanti

- **Danno diretto**: effetto diretto sul DNA; la radiazione lo ionizza e ne eccita atomi e molecole
- **Danno indiretto**: la radiazione interagisce con l'acqua producendo radicali liberi, che interagiscono con il DNA danneggiandolo

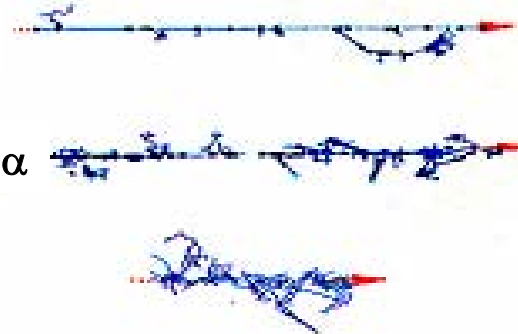
Doppia rottura dell'elica: difficile da riparare

Altà densità di energia

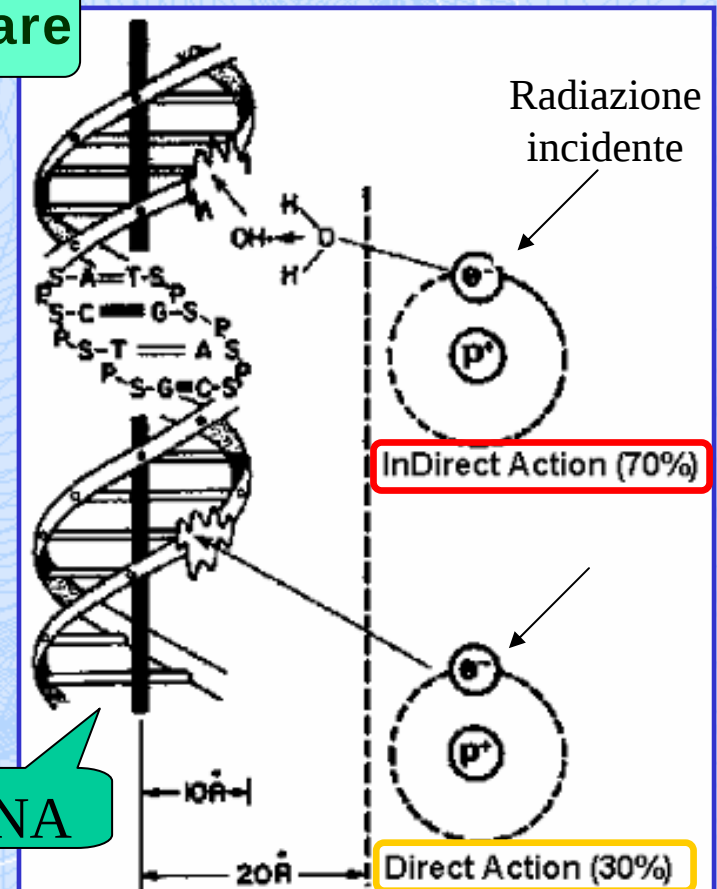
1 MeV protoni

1 AMeV particelle α

1 AMeV C

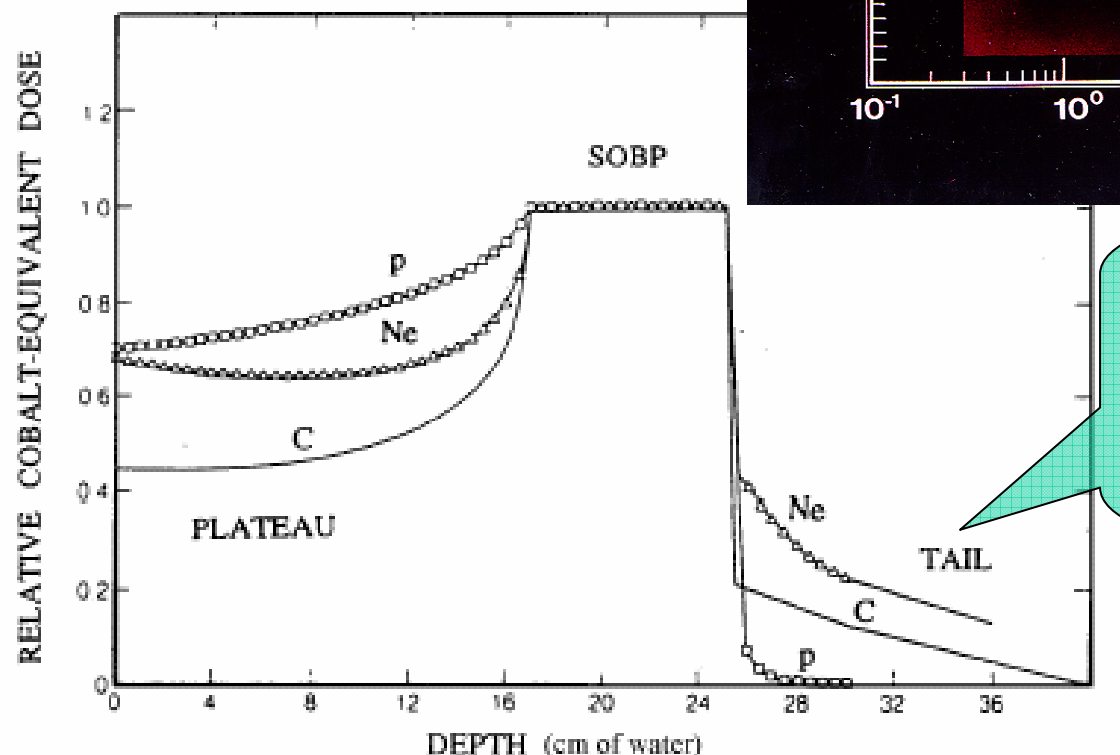
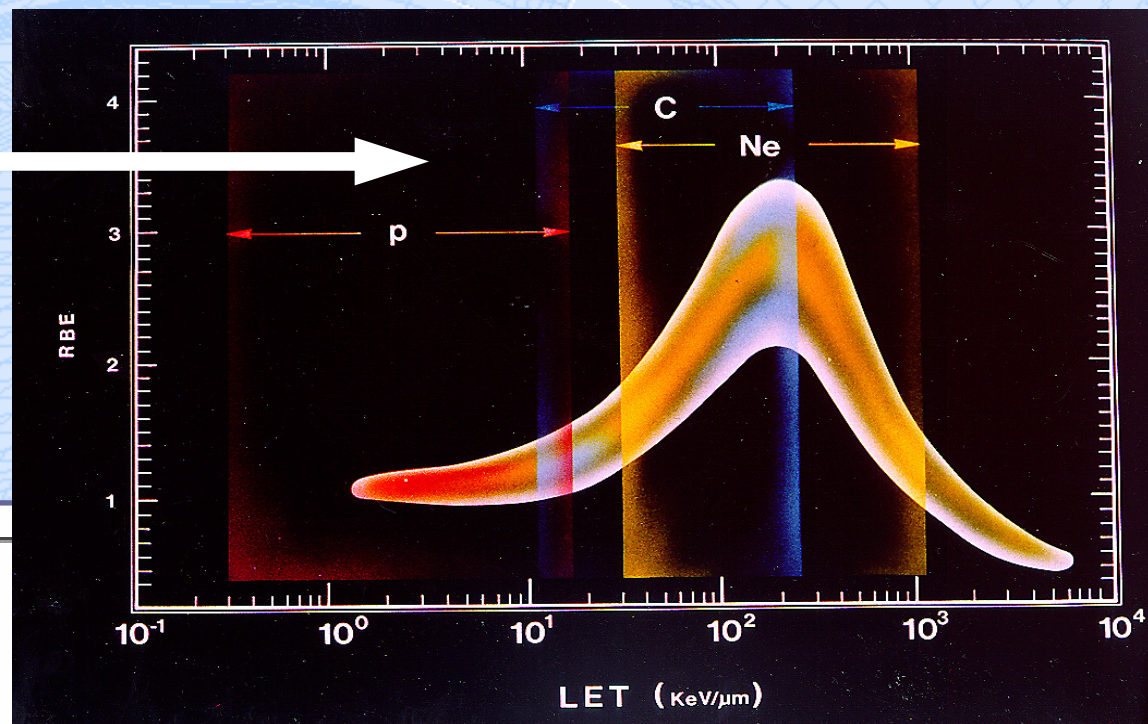


DNA



Effetti biologici delle radiazioni ionizzanti

C, Ne alta efficacia
biologica



Dose oltre il picco di Bragg:
p ~ 1-2 %
Li, C ~ 15 %
Ne ~ 30 %

GSI Facility

Sincrotrone

Energia max: 430 AMeV $q/A=0.5$

Ione usato nelle terapie: Carbonio

Intensità di fascio: 3 nA

Elementi preacceleranti: RFQ, Linac

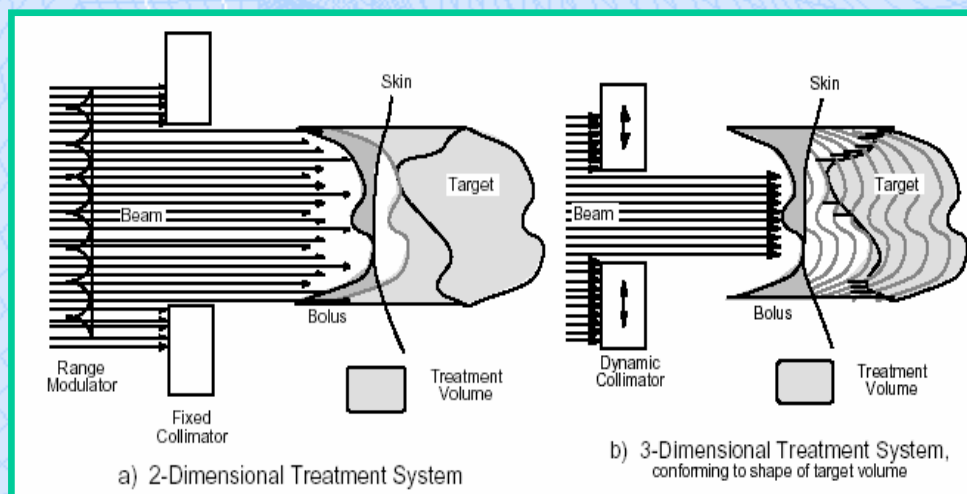
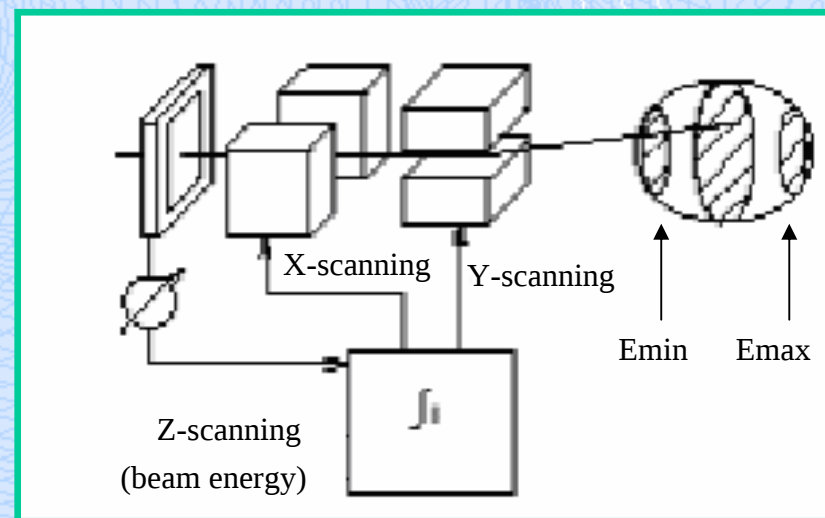
Diametro max: 70 m

Zone trattate: testa e collo

Scansione attiva:

Energia aumenta con passo costante,

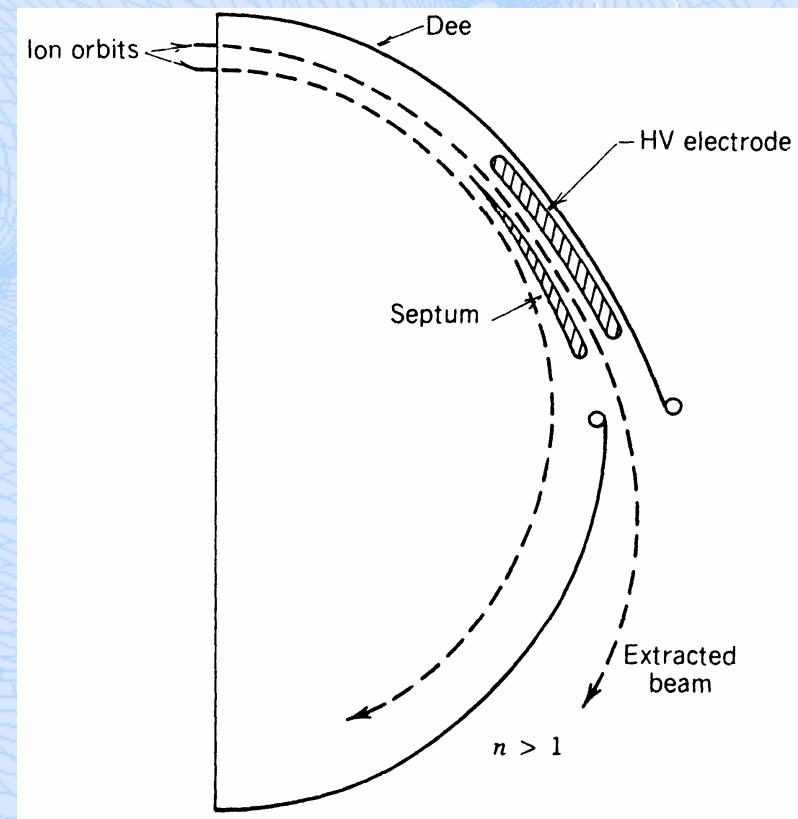
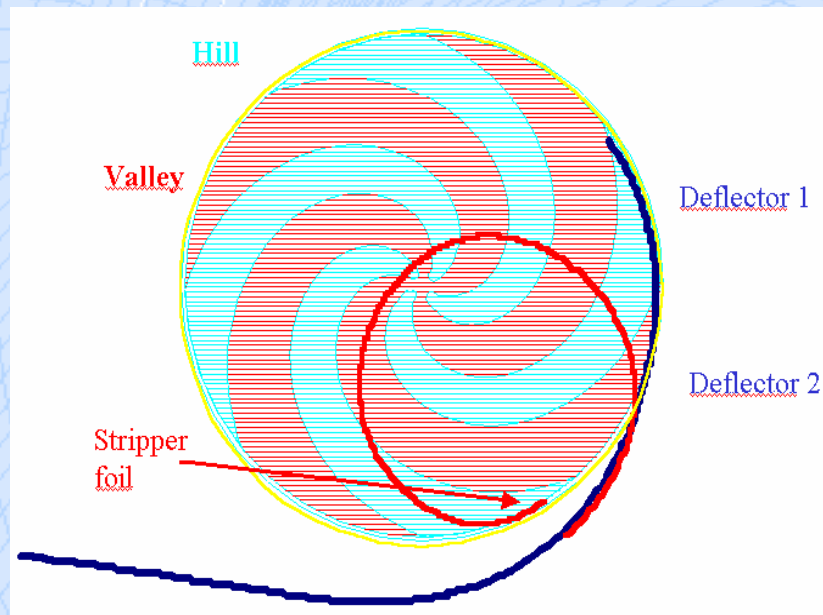
I magneti deviano il fascio per colpire tutti il volume da trattare



**Tumori trattabili
anche irregolari**

Dose più conforme

deflettore

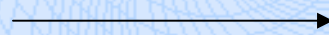


eq dinamica

$$\frac{d(m\dot{z})}{dt} = q[\dot{x}B_y - \dot{y}B_x]$$

$$\frac{d(m\dot{x})}{dt} = q[\dot{y}B_z - \dot{z}B_y]$$

$$\frac{d(m\dot{y})}{dt} = q[\dot{z}B_x - \dot{x}B_z]$$

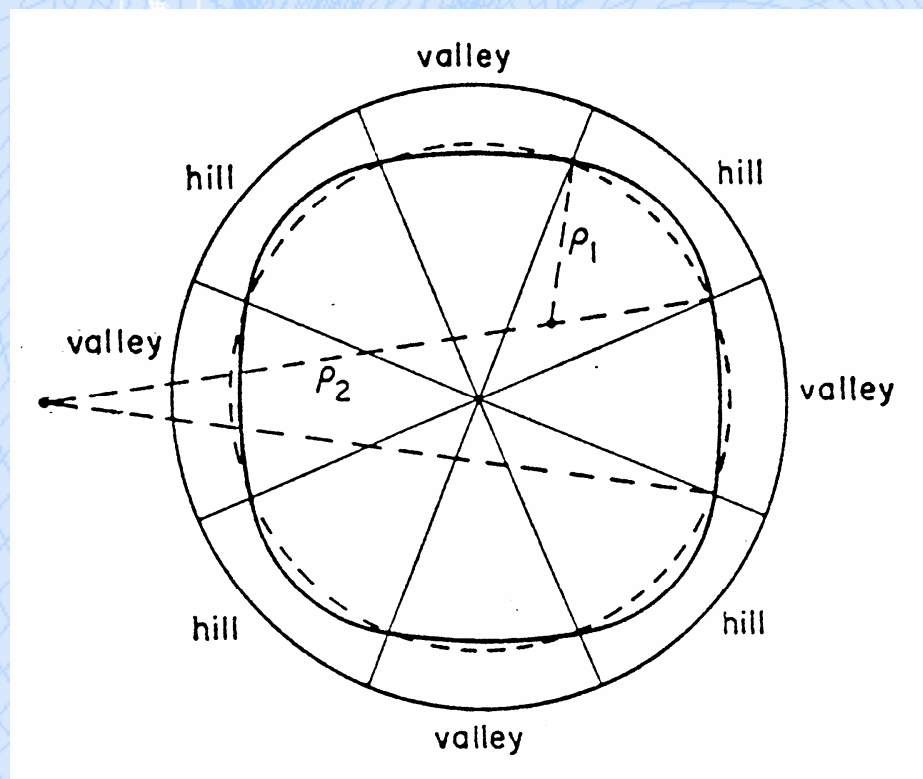
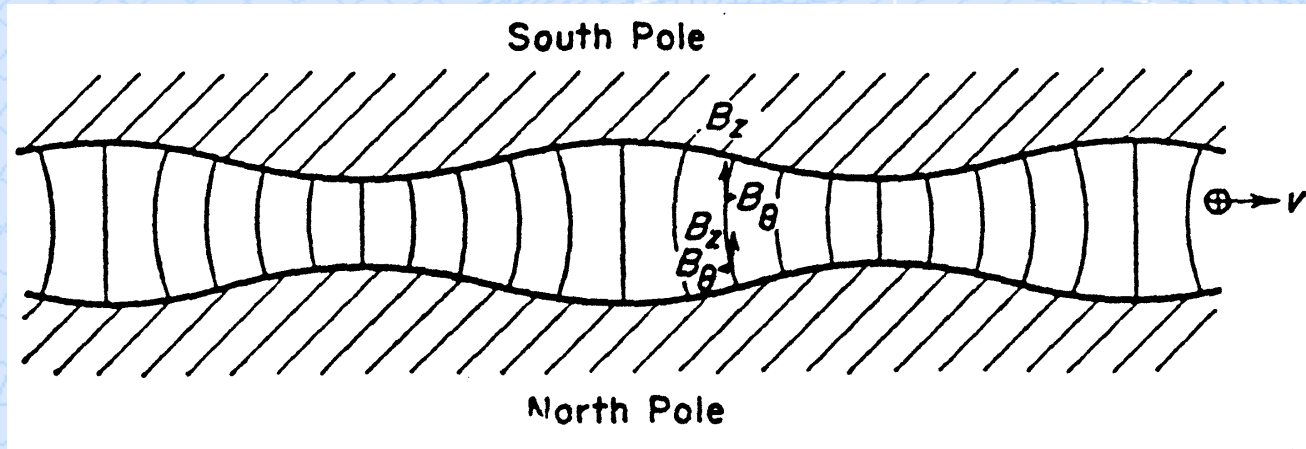


$$\frac{d(m\dot{z})}{dt} = q[\dot{r}B_\theta - r\dot{\theta}B_r]$$

$$\frac{d(mr\dot{\theta})}{dt} + mr\dot{\theta} = q[\dot{z}B_r - \dot{r}B_z]$$

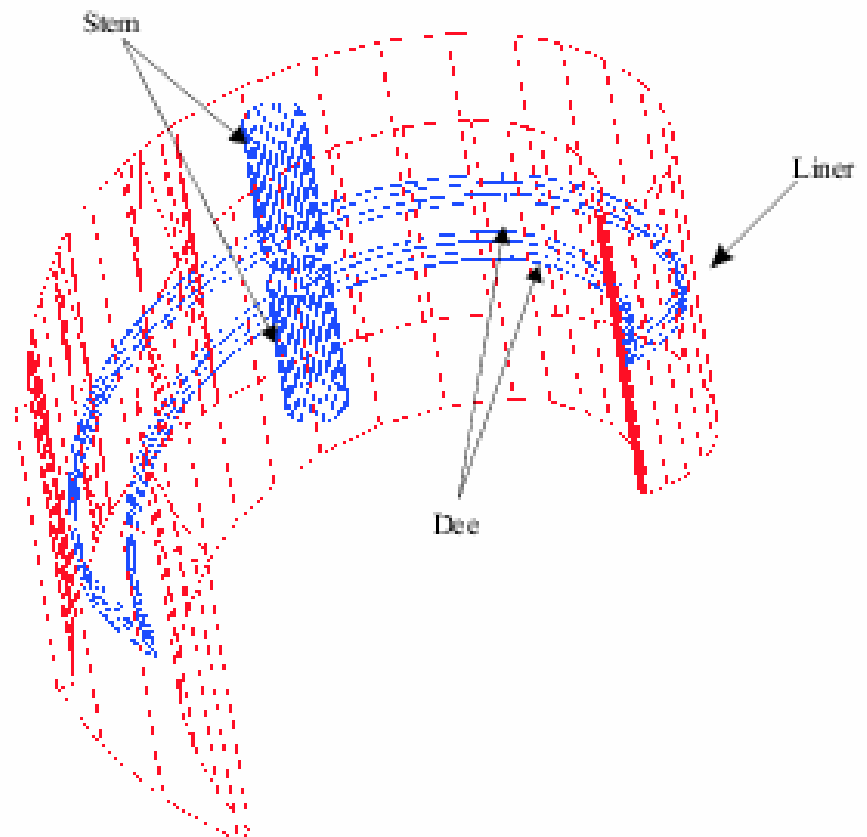
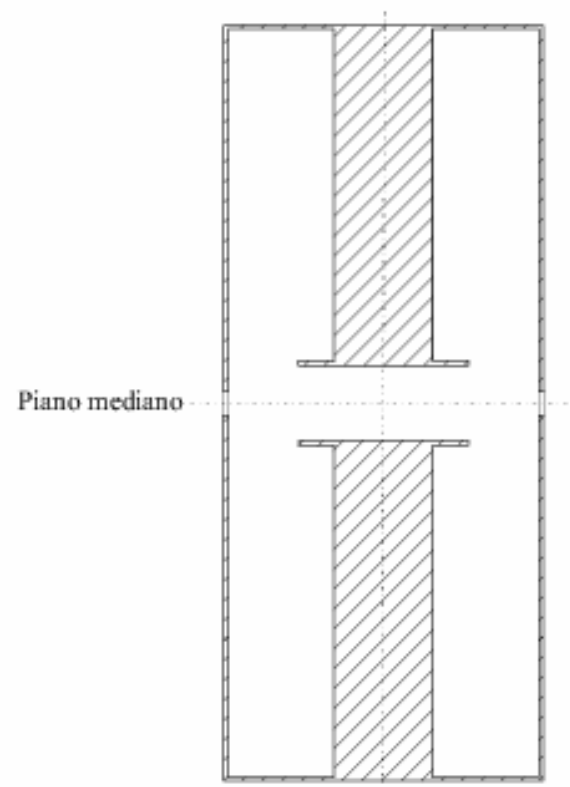
$$\frac{d(m\dot{r})}{dt} - mr\dot{\theta}^2 = q[r\dot{\theta}B_z - \dot{z}B_\theta]$$

$$\vec{B}(r, \theta, z) = \hat{r}B_r(r, z) + \hat{z}B_z(r, z)$$



hill valley

cavità



caratteristiche macch

$$K_{focu \sin g} = \frac{eRc}{2} \sqrt{C^2 (1 + 2tg^2 \xi)}$$

$$K_{bending} = \frac{e^2 B^2 R^2}{2m_0}$$

Caratteristiche del magnete

Numero di settori	4
Angolo di spirale massimo	70°
Diametro massimo	4.8 m
Raggio all'estrazione	1.28 m
Campo medio all'estrazione	3.85 T
Peso totale	<350 Ton
Corrente nelle bobine superconduttive	4330 A/cm ²

Sistema RF

Armonica	H=4
Frequenza di lavoro	91 MHz
Tensione massima sui dee	80-120 kV

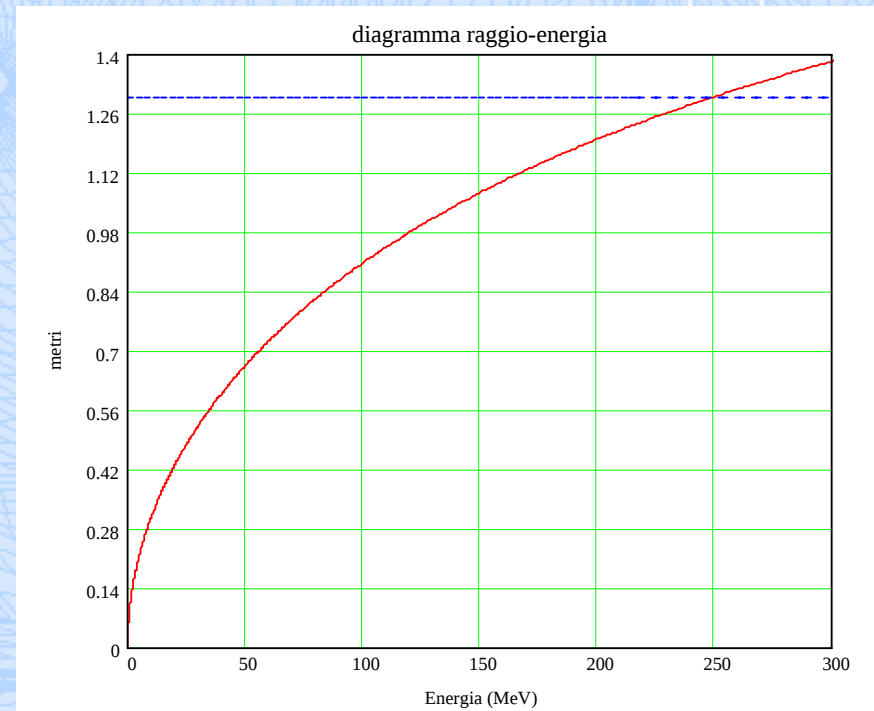
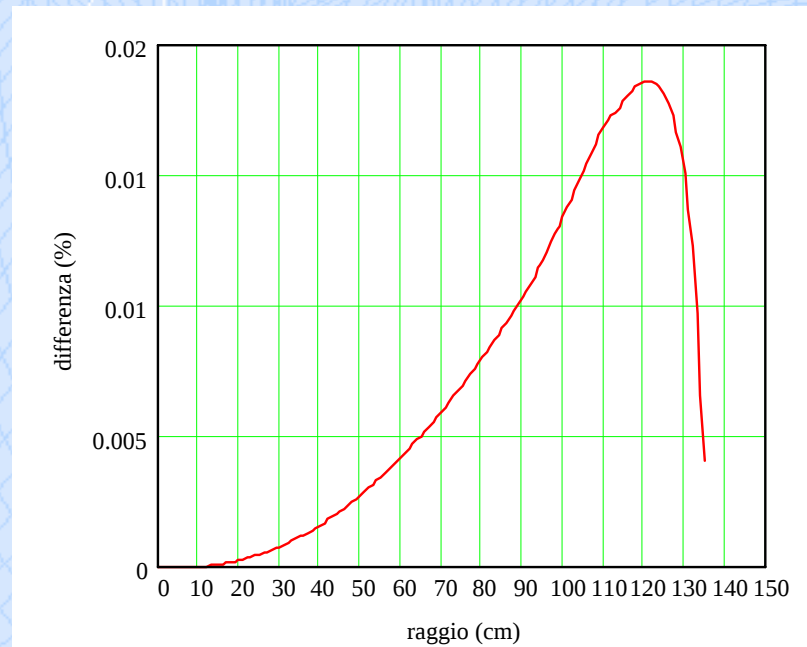
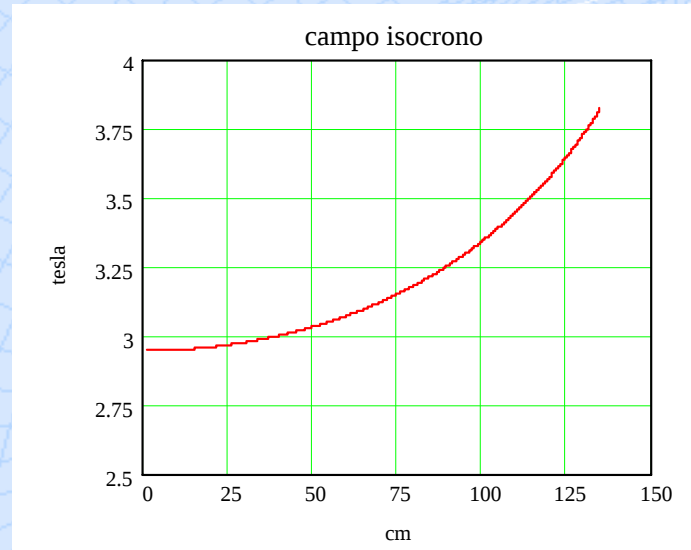
Caratteristiche del fascio

Ioni accelerabili	H ₂ ¹⁺ , He ²⁺ , ⁶ Li ⁺³ , B ⁺⁵ , C ⁺⁶
Q/A	0.5
Energia massima per tutti gli ioni	250 A MeV
Intensità del fascio	500 nA per protoni, 20 nA per ioni carbonio

Varie

Vuoto operativo in camera di accelerazione	1-5*10 ⁻⁷ Torr
Estrazione	Stripping per i protoni, deflettore elettrostatico per gli altri ioni

grafici mtc



eq opera

$$\vec{H} = -\nabla \psi$$

$$\vec{B} = \mu \vec{H}$$

$$H_x = -\frac{\partial \psi}{\partial x}$$

$$\oint \vec{H} \cdot d\vec{l} = I_s = 0$$

$$\vec{H} = \vec{H}_s + \vec{H}_m$$

$$\vec{H}_s = \int_{\Omega} \frac{\vec{J} \times \vec{r}}{r^3} d\Omega$$

$$\vec{H}_m = -\nabla \phi$$

$$\vec{H} = \vec{H}_s - \nabla \phi$$

fig post

