

## CONSTRUCTION OF HIMAC INJECTOR

S. Yamada, A. Kitagawa, T. Kohno, H. Ogawa, Y. Sato,  
T. Yamada, T. Hattori<sup>†</sup>, K. Sawada<sup>†</sup> and O. Morishita<sup>†</sup>

National Institute of Radiological Sciences,  
4-9-1 Anagawa, Chiba 260,

<sup>†</sup> Tokyo Institute of Technology,  
Ohokayama, Meguro-ku, Tokyo 152,  
and

<sup>†</sup> Sumitomo Heavy Industries, LTD.,  
Soubiraki-cho, Niihama-shi, Ehime 792

**Abstract:** The heavy ion therapy is characterized by very high value of the linear energy transfer and excellent dose localization. On the basis of the long experience with x-ray, protons and neutrons, NIRS has adopted heavy ions as a therapeutical beam for the cancer treatment. This paper describes an outline of the heavy ion accelerator complex for this purpose, HIMAC. The construction of the major components of the injector system started in 1987 and will be completed within 1992. The first beam from the HIMAC will be obtained during 1993.

### HIMAC 入射器の建設

#### 1. はじめに

がんは 1981 年に日本人の死亡原因の第 1 位となって以来年々増加を続け、現在では日本人の全死亡原因の 1/4 を占めるに至った。現在がんの治療法の一つとして一般的に行われている放射線療法は、高エネルギーの電子ライナックの発達に伴い一気に普及したもので、これを用いて発生させた X 線の照射は、全がん患者の 1/3 に対して行われている。しかしながら、X 線には線量の集中性などに限界があるために、現在以上の治療成績の向上は困難だと言われている。一方、放射線療法には手術と異なり機能の欠損が少ないという大きなメリットがあるため、新しい放射線を用いた治療方法の開発が強く望まれている。

X 線は物質中で吸収され易く、吸収線量は深部に行くにつれ指数関数的に減少する。従って深部のがんを治療する場合でも、身体表面での放射線被曝量が最も高く、これによる障害の発生が治療を制限してしまう場合が多い。これに対し重イオンの場合は飛程の終端部付近で LET が高くなり、いわゆる Bragg ピークを形成する。このことは重イオン線が体表面付近より身体内部で治療効果の大きい放射線であることを意味しており、深部がんの治療には極めて有効な手段であることを示唆している。一方、がんなどの活発な細胞集団の内部には酸素濃度の低い部分がかかなりの確率で存在する。このような低酸素状態のがん細胞は低 LET の放射線に対し、高い耐放射線性をもっていることが知られている。これに対して重イオンの場合は、効果が比較的酸素濃度によらないため、低酸素部を含むがんの場合には極めて有効である。

このように重イオンは X 線などに比べて優れた治療用放射線としての性質を備えており、またその効果は米国 LBL での臨床テストによって実証済みである。

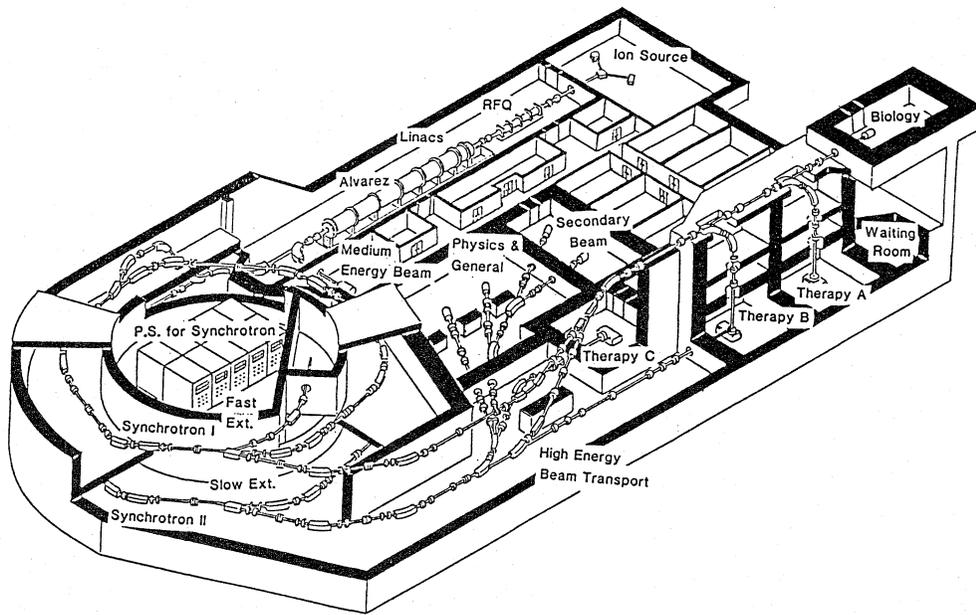


Fig. 1: 放射線医学総合研究所で建設中の医用重粒子線がん治療装置、HIMAC ( H e a v y I o n M e d i c a l a c e r a t o r i n C h i b a )

## 2. 加速器の概要

放射線医学総合研究所では、治療ビームとして優れた性質をもつ重イオンを実際の治療に用いるために、図 1 のような医用重粒子線がん治療装置、愛称 HIMAC を千葉市内の放医研敷地内に建設中である。装置の建設は 1987 年から始められ、1993 年度内には初ビームが得られることが期待されている。

図 2 に HIMAC 入射器系の全体配置図を示す。重イオンを生成するためのイオン源には PIG と ECR という異なるを 2 台用意している。PIG は主として Si 程度までの比較的軽いイオンを、また ECR は Si より重いイオンの生成に使用される。治療用には He から Ar までのイオン種が想定されており、イオン源強度として例えば  $C^{2+}$  なら  $160 \mu A$ 、 $Ne^{3+}$  なら  $140 \mu A$  程度得られれば、一回の治療時間を一分程度以下に抑えることができる。

イオン源を出た直後に、重イオンは  $8 \text{ keV/u}$  のエネルギーに加速されるが、 $N^{2+}$  や  $Si^{4+}$  などイオン

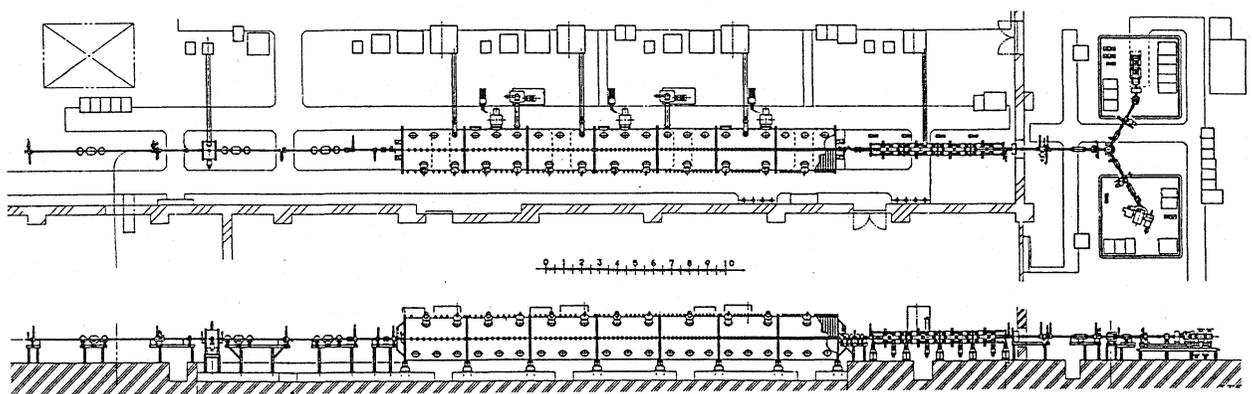


Fig. 2: HIMAC 入射器系全体配置図

価数と質量数の比が  $1/7$  より大きい値をもつものが、次段以降の加速を受けることができる。次の段階で重イオンは 100 MHz の高周波電場により加速され、合計約 30 m の長さをもつ線型加速器の出口では 6 MeV/u のエネルギーとなる。加速には RFQ 型とアルバレ型ライナックが使用されることになっているが、そのうちアルバレ型ライナックの直径は、およそ 2 m である。

HIMAC は医療専用加速器として極めて安定した動作が要求されており、これに応えるために入射器系としてはイオンの価数あるいは強度など、比較的ゆとりのある設計としてある。また荷電変換器も、6 MeV/u に一ヶ所だけ置くことにして Ar までの全てのイオンを全電離状態として後段のシンクロトロンに入射することにしてある。

シンクロトロンは平均直径約 40 m (周長約 130 m) の円に近い軌道に沿って、重さ 24 トンの偏向電磁石を 12 台、約 3 トンの四重極電磁石を 24 台並べたものを二組、それぞれ地下 2 階と地下 1 階とに配置する。この 2 リング系で消費される電力は最大 5 MW 程度である。

このシンクロトロンで到達し得るエネルギーは、炭素・珪素など比較的軽いイオンを全電離状態にすれば、最大 800 MeV/u である。また各リングは最大繰返し 1.5 Hz で運転することができ、主として第一リング (地下 1 階) は垂直ビームを用いた治療用に、また第二リング (地下 2 階) は水平ビーム治療などに使用することになっている。このようにシンクロトロンを二重系とすることにより、アルゴンより重いイオンをカスケード加速して高いエネルギーを得ることができる他、第一リングで加速されたイオンを用いて陽電子発生核を生成し、それを第二リングに貯蔵・加速して治療や診断に応用することができるなどの拡張が可能となっている。

高エネルギー・ビーム輸送系は、総延長 380 m に及ぶ巨大なものである。偏向電磁石 22 台、四重極電磁石 105 台を用い、治療室 3 室 (1 室は水平・垂直の同時照射が可能である) と実験照射室 3 室に必要な応じてビームを配分できるようになっている。特に治療効率を上げるために、異なる治療室に 5 分程度以内にビームを切り変えて照射することができるように工夫されている。陽子線を用いた治療施設ではビームの照射方向を自由に変えられるようにしたガントリーが必要とされているが、重イオンの場合には線量の集中性がよいために、垂直方向からの照射が可能となっていればよいとされる。

治療すべきがんの大きさや形状は患者毎に異なっており、これに応じて照射する重イオン・ビームの形状をミリメートルなどを用いて変化させる。深さ方向の位置を制御するためには、原則的には加速器のエネルギーを変えることになるが、微小な変更はビームの進路に必要な厚さの銅板などを挿入することによって調整する。このように照射目的によってビームを整形するのが照射系とよばれるシステムである。

### 3. おわりに

1991 年 7 月現在、建屋を含めた全体工程はほぼ順調に進行している。特に入射器系は 1992 年初から建設中の建屋への搬入を開始する予定であるが、十分実現可能なスケジュールとなっている。イオン源・ライナックを含め、主要なコンポーネントの大部分はほぼ製作を終っている。またその一部はすでにビーム・テストなどを完了しており、ほぼ所期の性能を発揮することが確認されている。本年中には工場内で、計算機を用いた制御系のテストを含めて完了する予定である。