特集

粒子ビームサイエンスの進歩と展望—HIMAC の成果を中心に—

2 章 【加速器と照射装置】重粒子線がん治療装置の研究開発

2.2.1 重粒子線がん治療装置 HIMAC —加速器の性能向上研究—

山田 聡[†], 北川敦志, 野田耕司

量子科学技術研究開発機構放射線医学総合研究所研究企画室

263–8555 千葉県千葉市稲毛区穴川 4–9–1

[†]yamada.satoru@qst.go.jp

重粒子線がん治療装置 (HIMAC) では1994年から炭素イオンビームを用いてがんの治療が開始されたが、装置自体は治療開始後も多くの改造・改良が行われてきた。本稿ではその中からイオン種の拡大など装置の利用効率向上のための開発研究や治療の高精度化など特徴的な加速器関連研究をいくつか取り上げて概説する。

Key Words: HIMAC (Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba), heavy ion radiotherapy, carbon beam treatment system, accelerator

1. はじめに (山田聡)

HIMAC (Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba) は高エネルギーの荷電粒子線を用いてがんの治療を行うことを主な目的として建設されたシンクロトロン施設である。当時は水素以外のイオンを核子あたり数百 MeV という高いエネルギーに加速する施設は世界的に見ても極めて少数だった。当然、治療に必要な基礎的データも十分とは言えず、治療室以外に治療方法の最適化や信頼性を獲得するための物理・生物学的なデータ収集に必要な設備が整備された^{1–3)}。

施設の建設は1987年に開始され、1993年に完成、1994年からは治療のための炭素イオンビーム供給が開始された。その後共同利用実験が開始されると治療サイドからだけでなく、多様なユーザーからの多様な要求が寄せられるようになった。これらの要求に応えるべく、さまざまな性能向上研究が行われ、結果的に装置の安定性、信頼性向上に大きく資することになった。

HIMAC が稼動を始めて10年程度のうちに多くの改造が施され、ほぼ現在の姿になったが、その時点での HIMAC 装置の全体図を Fig. 1 に示す。基礎実験で要求される幅広いイオン種を生成するために2台の ECR イオン源と1台の PIG イオン源が用意されており、必要とするイオンの種類により使い分けられている。イオン源から引き出された重粒子線は100MHzの大電力高周波を用いた線型加速器により6MeV/uまで予備的な加速が行われる。線型加速器は電氣的集束を用いる長さ7.2mのRFQ型線型加速器と、直径約2m、長さ24mで電磁石による集束を用いるアルバレ型線型加速器とで構成されている。アルバレ型線型加速器でイオンを加速するのに必要な高周波電力はピーク値で最大2.4MWに達する。

予備的な加速を終えた重粒子線は周長132mのシンクロトロンに入射される。シンクロトロンは通常1/3Hz程度の繰り返しで運転され、加速されたビームは加速周期ごとに1~1.5秒程度の時間をかけて取り出され、治療室や実験室

Fig. 1 Outline of the HIMAC facility (Color online).

Table 1 HIMAC Medical Parameters

Ions	$^4\text{He} \sim ^{40}\text{Ar}$
Max. Energy	800 MeV/u (for ^{28}Si)
Beam Intensity	2.0×10^9 ions/s (for ^{12}C)
Irradiation Area	22 cm in Diameter
Dose Uniformity	Better than $\pm 2\%$
Max. Range	30 cm in Water (for ^{28}Si)
Dose Rate	2 Gy/min. (Typical)

へ導かれる。シンクロトロン・リングは将来カスケード加速や蓄積リングとして利用することを考慮して全く同じものが2台製作され、それぞれ地下1階と地下2階に配置されている。治療装置としての主要性能を Table 1 に示しておく。

現在加速器は順調に稼動しており、定期点検などスケジュールされた停止期間を除く稼働率は極めて高い。共同利用実験に提供されるイオン種は陽子からキセノンまで、エネルギーはイオンの種類や照射室により異なるが、核子あたり 100~800 MeV と HIMAC の稼動開始直後に比べて幅広い。本稿では HIMAC 加速器本体の性能向上研究を中心に概観する。

2. 18GHz 電子サイクロトロン共鳴イオン源 (北川敦志)

HIMAC の計画時に重粒子線がん治療研究のパイオニアとして先行したカリフォルニア大学ローレンスバークレー研究所 (LBL) では、主としてネオンイオンを臨床研究に使用していたが、どのイオン種が最も適しているかは明らかでなかった。生物実験の結果などからも評価する生物学的効果の指標によっては最適なイオン種が異なるからである⁴⁾。電子サイクロトロン共鳴 (ECR) 加熱によって電子のエネルギー分布をより高くすることができる ECR イオン源は、同時に開発された PIG イオン源に比べ電離性能が高いことが期待され、ネオンより重いイオンの生成のために開発が進められた。臨床研究の開始にあたって腫瘍と正常組織の生物学的効果の比などから炭素イオンが選択されることとなったとき、生成時にイオン源内部に付着する炭素がイオン源の寿命を早めることとなり、各イオン源では寿命の延伸のための改良が行われた。10GHz のマイクロ波を用いる ECR イオン源 (NIRS-ECR) はほぼメンテナンスフリー化に成功して日常の治療供給に使用される

こととなり⁵⁾, PIG イオン源 (NIRS-PIG) も後に大幅に寿命を延伸した⁶⁾。

一方で HIMAC 稼動に先立ってシャットダウンした LBL の加速器施設 (BEVALAC) では, NASA をはじめとする生物ユーザーが鉄イオンを使用した実験を行っていた。これは, 銀河放射線の少数成分として鉄, コバルト, ニッケルが含まれており, 宇宙空間での人体への放射線影響の研究に重要であったためである。BEVALAC のシャットダウンによりこのような生物影響研究の継続が困難となったため, HIMAC でも当初計画したアルゴンイオンより重いイオンの利用が世界的に希望されることとなった。シンクロトロンは鉄イオンなどについても上記研究に必要なエネルギーまで加速する性能を有していたが, 線型加速器は既存のまま使用するため, 必要な入射エネルギーやビーム強度を得るにはより多価かつ大強度のイオン生成が要求された。当初建設された NIRS-ECR と NIRS-PIG は鉄イオンの実験供給に十分な性能を有していなかったことから, 鉄イオンの供給は, 重いイオンの生成に有利で, 運転が容易, メンテナンス性が高いなどの長所を持つ新しい ECR イオン源 (NIRS-HEC) の開発に委ねられた。

ECR イオン源の性能は, プラズマ閉じ込めの磁場の強さ, 加熱周波数の高さ, ビーム引出電圧の大きさに強く依存する。NIRS-HEC では, 磁場を 1.2T, 電圧を 60kV まで高め, 18GHz のマイクロ波を用いることで要求を解決した⁷⁾。耐電圧を高めるために, 電源を含めたイオン源として必要なほとんどの機器を高電圧プラットフォーム上に搭載して大地と絶縁する構造となっている (Fig. 2)。鉄などの金属イオンの生成は, 揮発性化合物を使用してガスとして供給することでメンテナンス性を高め, 化合物の温度をきめこまかく調整することでビーム強度などの再現性も高まることとなった⁸⁾。

NIRS-HEC は, 鉄イオンの順調供給に成功した以降もより重いイオン種への拡張が行われ,

Fig. 2 (a) Photo of 18GHz ECR ion source, NIRS-HEC, on a high-voltage platform (Color online).

Fig. 2 (b) NIRS-HEC (middle), NIRS-PIG (left), and NIRS-ECR (right) are shown in the model of the facility (Color online).

現在ではキセノンイオンまでを実験に供給している。より多価のイオンの生成のために周波数が異なる二種のマイクロ波を混ぜて加熱すること (二重周波数加熱) が効果を持つことが古くから知られていたが理由はよくわからなかった。マイクロ波のパワーを増加させていく過程においてプラズマの不安定性も増大してそれ以上パワーが投入できなくなる状況を, 周波数が 0.1% から数% 程度異なる二種のマイクロ波の微細な周波数調整により解決できることを世界で初めて実験的に実証し⁹⁾, この現象が kinetic instability により説明できることを示唆して各国で研究が盛んになるなど, ECR イオン源の改良にも影響を与えている。

3. 入射器の時分割加速 (山田聡)

入射器の出力ビームはピーク電流が高く、時間幅の短いものであるため通常の物理実験には使い勝手が良いとは言いがたいが、逆にこの特性を活かした実験が可能であることから入射器のビームを直接実験に使用するための中エネルギービーム照射室 (MEXP) を整備した。これは入射器とシンクロトロンをつなぐ中エネルギービーム輸送ラインに分岐電磁石を設置し、これを励磁して入射器ビームを照射室に導くことにより実現した。元々入射器は最大10Hz程度までの繰り返し運転が可能だったので、分岐電磁石をパルス運転することによりシンクロトロンへのビーム供給を止めることなく核子当たり6MeVの入射器ビームを実験に使用することが可能となった。

治療用ビームとしては当面炭素イオンを使用することとなったが、共同利用ユーザーの要望は多様で、多くのイオン種とエネルギーが求められていた。これに応えるために入射器の時分割加速 (Time Sharing Acceleration) が行えるように入射器を改造した¹⁰⁾。

一般に異なるイオンは異なる電価質量比 (電価/質量数) をもつため、これを加速するにはイオン種ごとに線型加速器の加速電圧やビーム輸送系の電磁石の電流値を変更する必要がある。TSAとはこれらの要素をパルス運転することによりパルスごとに加速するイオン種を変更しようと言うものだが、実際にイオン種ごとに加速やビーム輸送のパラメーターを最適化するにはイオン種ごとにビームの強度や形状などを測定することが必要になり複雑な制御系の開発が必要であった。

HIMACにはPIGイオン源10GHz ECRイオン源、HECと3台の独立したイオン源が整備されており、TSAを実現することで入射器、上リング、下リングと3種の加速器それぞれで異なるイオン種を供給することが可能となった。

Fig. 3 Time Sharing Acceleration of HIMAC

4. 呼吸同期照射法の開発 (野田耕司)

肺、肝臓がん等のように呼吸に伴い変動する部位を正確に照射するために呼吸同期照射システムを開発した。本システムは、拡大ビーム照射法 (第4章医学物理を参照) を基本として、(a) 標的部位が設定位置に入った時、照射許可信号を生成するための呼吸信号生成装置：患者に取り付ける赤外線発光源とその動きを検知する位置有感型検出器、(b) 不規則な呼吸に従うトリガー信号に対して高速応答するビーム取り出し法：応答速度1ms以下のRF-KO取り出し法、(c) 照射線量率を最大とする運転パターン：3.3秒周期 (HIMACシンクロトロンの最大周期)、ビーム取り出しデューティー55%、(d) 加速ビームによる不要な放射化を避けるためのビーム減速によるビームダンプ、(e) 照射許可期間以外にビームが照射された場合にビームを緊急停止するためのインターロックシステムから構成されている。'95年度からこの呼吸同期照射システムの基礎試験を開始した。動態ファントムによる試験から、固定ファントムに比べてペナンプラは約1/3に縮小し、照射時間の増加も許容内であった。最終総合試験終了後、'96年6月から実用の治療照射に用いられている。Fig. 4に本システムの概略図を示す。

Fig. 4 Compensation system for respiratory motion (Color online).

現在, 高速スキャンニング法による, 複数回の重ね塗りをを行うリペインティング法により呼吸同期照射を行っている(次世代照射システム)。この方法では, 上記, 拡大ビーム法に比べ, 5倍~10倍程度もビーム利用効率が高くなるために, 同じ入射ビーム強度でも一治療照射分のビーム強度以上を供給することが可能になった。そこで, フラットトップ延長運転が採用でき, 治療照射のデューティーファクターを大幅に向上させることができた。さらに, シンクロトロンによる可変エネルギー化によるビーム飛程の可変化も実現している。この呼吸同期照射は, 2015年から実用に供されている。

呼吸同期照射においては, 標的の位置に応じてビーム ON/OFF を高速に行う必要がある。そのため, 拡大ビーム照射法, スキャンニング照射法の両方の重要技術となるのが, シンクロトロンからの遅いビーム取り出し法である RF-KO ビーム取り出し法の開発である。この RF-KO 法が開発される以前の方法は, 収束要素の強度を変えていくことで, シンクロトロンの周回ビームの安定領域をゆっくり小さくしていき, ビームを取り出していた。この RF-KO 法は, 逆に, 周回ビームに横方向電場による摂動を与え, ビームエミッタンスを増大させるこ

Fig. 5 (a): (from top to bottom) Lateral electric fields, intensity of circulating beams, supplied beams, extracted beams, observed in an experiment of realizing constant intensity beams. Extracted beams fluctuate less than 6–7% (1 sigma). (b): Beam intensities are changed every 50ms. A response time is typically 0.5 ms (Color online).

とでビームを取り出している。そのため、電場の ON/OFF だけに応じて、ビーム ON/OFF が可能になり 1ms を切る応答性が達成でき、呼吸同期照射が可能になった。さらにスキニング照射による呼吸同期照射に必要なビーム強度変調も実現した。これの実験結果を Fig. 5 に示す。

5. 二次ビームコース (北川敦志)

患者に照射されたビーム位置が正確であるかどうかを体外からオンラインで検証することは、粒子線治療の開発初期の段階から熱望されていた。古くは陽子線治療において、陽子が入射するときに人体の構成元素と核反応を起こした (標的核破碎過程) 際に、生成される ^{15}O などの陽電子放出核からの陽電子が崩壊するときにその対消滅 γ 線を検出することで、照射されたビームの軌道に沿った画像が得られる手法が研究された¹¹⁾。重粒子線治療においては、LBL が、入射された原子核自身が陽電子放出核に変わる核反応 (自動放射化) から得られる対消滅 γ 線の検出により停止位置の推定を試みた¹²⁾。しかし、いずれの方法も入射された原子核そのものの停止位置とは異なる間接的な位置情報であり、また信号対ノイズ比も低いという欠点があった。

これらの課題を解決するため、そもそも陽電子放出核のビームを用いて治療を行って、停止位置近傍で放出される対消滅 γ 線を検出することが LBL で考案された。主に治療に用いられていた ^{20}Ne に代えて ^{19}Ne のビーム (RI ビーム) を生成し、犬を用いた動物実験で原理の実証が進められた¹³⁾。RI ビームの生成には、入射核破碎過程の手法が用いられた。これは、 ^{20}Ne のような加速器で加速された一次ビームを厚い標的板に入射した際、標的中で起こる核反応によって一次ビームから派生した様々な原子核がほぼ一次ビームと同じ速度を保ったまま標的板から出射されるビーム (二次ビーム) となる現象を利用したものである。本目的専用の対消滅

γ 線検出器も開発され、非常に興味深い研究であったが、残念ながら BEVALAC のシャットダウンにより中断された。それぞれの手法の違いを Fig. 6 に示す。

二次ビームには様々な核種が混合しているので、必要な核種のみを選別して患者に照射できるようにする必要がある。これを行う装置がオンライン同位元素セパレーターである。具体的には、同じ速度を持つ二次ビームを一段目の分析磁場により質量対価数比の異なりで選別し、選別された二次ビームをエネルギー減衰板に通過させることで価数に依存したエネルギー減衰が生じて速度に違いが生じたものを二段目の分析磁場によりさらに選別する装置である (Fig. 7)。HIMAC ではオンライン同位元素セパレーターとその照射装置を合わせ、二次ビームコースと呼んでいる。

HIMAC では LBL の助言もあり、計画段階から二次ビームコースのためのスペースを確保していた。臨床試験開始後の 1995 年から本格的な建設を開始し、1998 年にオンライン同位元素セパレーターが完成¹⁴⁾、2000 年にはペンシルビームスキニング装置を備えた照射設備が整備された¹⁵⁾。対消滅 γ 線の検出手法として、領域全体を照射した後に商用の PET に移動してオフラインで三次元画像を得る方法と、細く調整したビームをパイロット的に照射して対向する大面積の位置検出器によりオンラインで停止深さを含む二次元画像を得る方法の二つの手法が研究され、それぞれの手法でウサギを用いた動物実験を行った^{16, 17)}。 ^{11}C と ^{10}C という寿命の異なる同位元素を用いて得られた知見として、生体内の臓器ごとの代謝の違いが測定値を歪ませて停止位置の決定精度が悪くなること、代謝には速度の異なる成分があることなどを世界で初めて明らかにした。RI ビームの医学利用はいまだ実用化を目指して研究中であり、最近ではオンラインで三次元画像を得る検出器の開発と ^{15}O など異なる寿命を持った同位元素による動物実験が継続されている。

Fig. 6 Characteristics of online measurement methods for irradiated beams. Methods of production for β^+

1. In-vivo activation method: Stable beam produces β^+ -emitter as target fragment.
2. Autoactivation method: Stable beam changes to β^+ -emitter as projectile fragment.
3. Radioactive nuclear beam method: directly shows its position with high signal-to-noise ratio (Color online).

Fig. 7 Principle of the secondary beam course (Color online).

一方、二次ビームは、医学利用だけでなく、原子核物理学などの基礎研究においても関心が高いビームである。世界的にも本設備を備える施設は限られており、多くの実験ユーザーがその利用を希望したことから、第一分析磁石や電磁石電源類を共用として照射設備を持たない簡易的なコースが増設された。現在、主に医学用のSB1コースと上記基礎研究用のSB2コースの二つのコースが利用可能であり、一次ビームのイオン種の拡大とともに様々な同位元素の二次ビームが供給可能となって、これらを用いた研究成果が発表されるところとなっている。

6. 電子ビーム冷却 (野田耕司)

HIMACでは、 ^{12}C ビームを用いて、既に10,000名を超える患者の治療が行われて来た。同時に、粒子線の医学応用に関連した基礎研究にも活発に行われており、そのための高品質ビームの開発・研究も重要なテーマとなっている。一方、電子ビーム冷却法は、横・縦方向の

Fig. 8 (a) Outline of the HIMAC-EC (Color online).

エミッタンスを急速に圧縮できることから、放射線医学応用分野において、以下のような高品質ビームの生成が期待できる。

- (1) 宇宙空間における放射線被曝リスク評価のために、冷却蓄積法による Fe, Ni などの金属重イオンの高品質・大強度ビーム。
- (2) 環境放射線による低線量被曝リスク評価に関して細胞の放射線応答を調べるための重イオン高エネルギーマイクロビーム。
- (3) ラジカルの生成・消滅機構の解明など時間分解能を必要とする実験のための重イオン短パンチビーム。

このような高品質ビームの開発のために、電子エネルギー 3–30 keV の電子ビーム冷却装置 (HIMAC-EC) を設計・製作し、2000 年 3 月に HIMAC シンクロトロンに設置した。これを Fig. 8 に示す。HIMAC-EC は、横方向エミッタンスの冷却速度を上げるために断熱膨張ファクターを 1 から 10 まで可変とした。また、それに応じて、イオンビームとの合流部での電子ビーム径も 35–100 mm の範囲で変えることができる。また、横方向冷却特性の測定には MCP (Micro Channel Plate) 及びガスシートビー

Fig. 8 (b) Appearance of HIMAC-EC. Right: electron gun, center: cooling section, left: electron beam collector (Color online).

ムを利用した非破壊型プロファイルモニターを、縦方向特性の測定にはショットキーモニター及び静電型ピックアップモニターを用いている。

これまで、冷却時間の電子とイオンビームのミスアライメント依存性、横方向冷却時間の測定、誘導加速法による縦方向冷却力の測定、Intrabeam Scattering (IBS) 効果などの冷却特性に関する基礎的な測定のほか、冷却蓄積、冷却ビームの RF-KO 法による取出し、短パンチ

ビームの生成などの応用研究も進めてきた。ここでは、短バンチビームの生成を中心として、HIMAC-EC での電子ビーム冷却実験結果について述べる。

冷却実験の一部を紹介する。イオンビームは 6 MeV/n の Ar^{18+} ビームを用いて行われている。まず、Fig. 9 にシンクロトロン内を周回するイオンビームのサイズが冷却されて縮小していく様子を示す。次に短バンチビーム生成実験について簡単に紹介する。ビーム冷却を容易にするために、多重周回入射時のビーム時間幅をコントロールすることで Ar ビームの水平方向サイズを EC 中心で約 50 mm にしている。また、垂直方向は約 20 mm である。一方、電子ビームは、断熱膨張因子を 3.3 として、イオンビームを十分カバーする約 64 mm ϕ に設定している。電子エネルギーに関しては、リングに入射した Ar ビームのショットキー信号を測定し、それに一致するように調整している。電子とイオンビームの軸出しでは、一定時間の冷却後のプロファイルが最小になるように電子ビームの位置及び角度を調整しており、特に、イオンビームとの角度には敏感で、0.5 mrad 以下にする必要がある。このような調整後、鋸歯状波 RF と電子ビーム冷却を併用した短バンチビーム生成を行っている。その生成法には、(A) コースティングのまま冷却し $\Delta p/p$ が 10^{-4} 程度になった後、RF を急激に立ち上げ、バンチ回転法による短バンチ生成、(B) RF, EC を on にした状態でビームを入射し冷却することによる短バンチ生成、の 2 種類が考えられるが、バンチ特性が比較的容易に測定できる方法(B) で実験している。電子電流 50 mA、冷却時間 6 秒の場合、RF 電圧をパラメーターとしたバンチ幅 (FWHM) とイオンビーム強度依存性を Fig. 10 に示す。Fig. 10 から、イオンビーム強度が低下するに従い、バンチ幅も短くなって行く様子がわかる。これは、IBS による加熱が強度に比例し、バンチ幅に逆比例して大きくなる事に起因している。一方、RF 電圧が低くなるとバンチ幅が長

Fig. 9 Time dependence of circulating beam size. From top: beam profiles of 1, 2, 2.5, 3 seconds after the cooling started (Color online).

Fig. 10 Relation between bunch widths and beam intensities (Color online).

▲: 15Vp-p, ◆: 140Vp-p, ■: 350Vp-p, ●: 700Vp-p

くなっていく。これは、冷却により粒子密度が大幅に上昇するために、縦方向の空間電荷効果により有効電圧が下がり、その結果、低い電圧ほど Bunch Lengthening が生じやすくなるためと考えられる。

文 献

- 1) Hirao, Y., Ogawa, H., Yamada, S., Sato, Y., et al., Heavy ion synchrotron for medical use —HIMAC project at NIRS-Japan—, *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A*, **538**, 541c (1992)
- 2) 山田 聡, 高田栄一, 河野俊之, 野田耕司 (編集) HIMAC レポート, HIMAC-009 (1995)
- 3) Sato, K., Yamada, S., Ogawa, H., Kawachi, K., et al., Performance of HIMAC, *Nucl. Phys. A*, **588**, 229c–234c (1995)
- 4) Blakely, E. A., Ngo, F. Q. H., Curtis, S. B. and Tobias, C. A., Heavy-ion radiobiology: Cellular studies, *Adv. Radiat. Biol.*, **11**, 295–389 (1984)
- 5) Kitagawa, A., Muramatsu, M., Sasaki, N., Takasugi, W., et al., Multiply charged carbon-ion production for medical application, *Rev. Sci. Instrum.*, **79**, 02C3031-1–3 (2008)
- 6) Miyata, T., Miyoshi, T., Sakuma, T., Yamamoto, M., et al., Improvement of the yield of highly charged ions by a gas-pulsing technique and the current status of the NIRS Penning source, *Rev. Sci. Instrum.*, **75**, 1863–1865 (2004)
- 7) Kitagawa, A., Drentje, A. G., Fujita, T., Muramatsu, M., et al., Recent developments of ion sources for life-science studies at the Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba, *Rev. Sci. Instrum.*, **87**, 02C107-1–6 (2016)
- 8) Takasugi, W., Wakaisami, M., Sasaki, N., Sakuma, T., et al., MIVOC method with temperature control, *Rev. Sci. Instrum.*, **81**, 02A329-1–3 (2010)
- 9) Biri, S., Kitagawa, A., Muramatsu, M., Drentje, A. G., et al., Two frequency heating technique at the 18 GHz NIRS-HEC ECR ion source, *Rev. Sci. Instrum.*, **85**, 02A931-1–4 (2014)
- 10) Murakami, T., Yamada, S., Kitagawa, A., Muramatsu, M., et al., Proc. 18th Int. Linac Conf. Geneva, 830–832 (1996)
- 11) Bennett, G. W., Archambeau, J. O., Archambeau, B. E., Meltzer, J. E., et al., Visualization and transport of positron emission from proton activation in vivo, *Science*, **200**, 1151–1153 (1978)
- 12) Tobias, C. A., Benton, D. E. V., Capp, M. P., Chatterjee, A., et al., Particle radiography and autoactivation, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, **3**, 35–44 (1977)
- 13) Chatterjee, A., Alpen, E. L., Tobias, C. A., Llacer, J., et al., High energy beams of radioactive nuclei and their biomedical applications, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, **7**, 503–507 (1981)
- 14) Kanazawa, M., Kitagawa, A., Kouda, S., Nishio, T., et al., Present status of secondary beam courses in HIMAC, *Nucl. Phys. A*, **701**, 244–249c (2002)
- 15) Urakabe, E., Kanai, T., Kanazawa, M., Kitagawa, A., et al., Spot scanning using radioactive ¹¹C beams for heavy-ion radiotherapy, *Jpn. J. Appl. Phys.*, **40**(Part 1, No. 4A), 2540–2548 (2001)
- 16) Tomitani, T., Pawelke, J., Kanazawa, M., Yoshikawa, K., et al., Washout studies of ¹¹C in rabbit thigh muscle implanted by secondary beams of HIMAC, *Phys. Med. Biol.*, **48**, 875–889 (2003)
- 17) Mizuno, H., Tomitani, T., Kanazawa, M., Kitagawa, A., et al., Washout measurement of RI implanted by radioactive beams in the rabbit, *Phys. Med. Biol.*, **48**, 2269–2281 (2003)

Abstract

**Applications of Charged Particle Accelerators
—Impact of the NIRS-HIMAC Facility—
Section 2 [Accelerators and Irradiation Systems] Research and development of heavy-ion medical accelerators**

**2.2.1 Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba
—Accelerator Developments—**

Satoru YAMADA[†], Atsushi KITAGAWA and Kohji NODA: Research Planning and Promotion Office, National Institute of Radiological Sciences, 4–9–1 Anagawa, Inage-ku, Chiba 263–8555, Japan, [†]yamada.satoru@qst.go.jp

Heavy Ion Medical Accelerator, HIMAC, began cancer treatments in 1994. Many improvements and modifications of the accelerator and the treatment system have been achieved after the inauguration. This paper reviews research and development specific to medical systems, such as expansion of ion species, improved utilization of the accelerators, and a high accuracy treatment system.