

iBNCT 加速器における医療照射用制御システムの構築

BUILDING A CONTROL SYSTEM FOR MEDICAL IRRADIATION IN THE iBNCT ACCELERATOR

佐藤将春^{#, A)}, 方志高^{A)}, 門倉英一^{A)}, 栗原俊一^{A)}, 小林仁^{A)}, 杉村高志^{A)}, 内藤富士雄^{A)}, 福井佑治^{A)},
二ツ川健太^{A)}, 帯名崇^{A)}, 熊田博明^{B)}, 田中進^{B)}, 大場俊幸^{C)}, 名倉信明^{C)}
Masaharu Sato^{#, A)}, Zhigao Fang^{A)}, Eiichi Kadokura^{A)}, Toshikazu Kurihara^{A)}, Hitoshi Kobayashi^{A)}, Takashi Sugimura^{A)},
Fujio Naito^{A)}, Yuji Fukui^{A)}, Kenta Futatsukawa^{A)}, Takashi Obina^{A)}, Hiroaki Kumada^{B)}, Susumu Tanaka^{B)},
Toshiyuki Ohba^{C)}, Nobuaki Nagura^{C)}

^{A)} High Energy Accelerator Research Organization

^{B)} University of Tsukuba

^{C)} NAT Corporation

Abstract

The iBNCT project aims to realize an accelerator-based boron neutron capture therapy (BNCT) by irradiating a beryllium target with protons accelerated to 8 MeV using an accelerator configuration consisting of a radio-frequency quadrupole linac (RFQ) and a drift tube linac (DTL). It has already a proven track in the J-PARC linac, meanwhile, to obtain a neutron intensity needed for a BNCT treatment, a higher duty factor than J-PARC is required. The iBNCT project has achieved stable operation with an average proton beam current of 2 mA with a repetition of 75 Hz and a beam width of 920 μs . After the completion of the non-clinical studies in the fiscal year of 2022, the project started preparation for a clinical study in the year 2023. In parallel with procedures on the medical side, a doctor-operated control system combines the iBNCT accelerator and the medical system must be incorporated. It also allows medical doctors who are unfamiliar with accelerator operation to easily perform start and stop irradiation. Furthermore, an additional interlock system was prepared to prevent excessive irradiation of the subject to due to malfunctions of devices and/or dose integration. The iBNCT project began a Phase-I Investigator-initiated clinical trial in January 2024. In this contribution, we introduce the present status of the accelerator control system and the newly built system for clinical trials in the iBNCT accelerator.

1. はじめに

近年注目を集めている加速器ベースのホウ素中性子捕捉療法 (Boron Neutron Capture Therapy; BNCT) を J-PARC で実績のある RFQ (Radio Frequency Quadrupole linac) 及び DTL (Drift Tube Linac) からなる加速管構成をベースにその実現を目指す iBNCT (いばらき BNCT) プロジェクトは筑波大学、高エネルギー加速器研究機構、近隣民間企業及び茨城県が協力して発足した産学官連携プロジェクトである[1]。iBNCT プロジェクトでは東海村のいばらき中性子医療研究センター内に陽子を 8 MeV まで加速する陽子線形加速器及びビーム輸送系を設置しており、中性子生成標的として採用したベリリウムに陽子を照射し、 ${}^9\text{Be}(p, n)$ 反応によって生成した高速中性子をその下流にあるモデレータ・コリメータによって減速かつ治療に不要なガンマ線及び高速中性子を減弱した後、BNCT に必要な熱外中性子を得る。必要な中性子束は IAEA によって策定された指針があり[2]、 $1 \times 10^9 \text{ n/cm}^2/\text{s}$ という高い強度が必要である。この値は BNCT で治療中にがん細胞内のホウ素濃度の維持の観点から 1 時間以内に治療を完了する事が望ましいとされていることから策定されているが、結果としてその中性子強度を得るために高い陽子ビーム強度が必要となり、iBNCT プロジェクトで採用した 8 MeV の陽子ビームエネルギーにおいては

平均電流値としては 1 mA 以上の値が必要となる。そのため iBNCT 加速器では設計のベースとされた J-PARC リニアックより高い陽子ビーム強度が必要とされ、得られるイオン源のピーク電流を考慮すると、デューティーファクターを上げる必要があった。現在の iBNCT プロジェクトの加速器運転パラメータは、繰り返し 75 Hz、RF 及びビーム幅は各々 990 μs 及び 920 μs であり、標的上流での陽子平均電流値はおよそ 2 mA である。

プロジェクト当初の計画では、いばらき中性子医療研究センターでの加速器コミッショニングは、8 MeV 陽子リニアックを用いた BNCT の実現可能性を証明することが目的であり、その後商用機を筑波大学に導入し治療を開始する予定であったが、進捗状況等を鑑みて、当該施設で治療を開始する事とした。それに向けて 2022 年 12 月までに非臨床試験を完了し、その後治療開始へ向けた手続きを進め、2023 年 10 月に治療届の提出を完了し、2024 年 1 月から第 I 相医師主導治療を開始した。

本稿では iBNCT 加速器における制御システムの現状を紹介した上で、当該施設で治療を開始すべく新たに構築した医師が加速器操作を行える医療用加速器制御システムや別途追加したインターロックに関して報告する。

2. iBNCT 加速器制御システム

Figure 1 に iBNCT プロジェクトの加速器制御システム全体の模式図を示す。イオン源、電磁石、冷却水系統などから構成される合計 14 のサブシステムと、トリガー信号

[#] masaharu.sato@kek.jp

を供給するタイミングシステム、各種サーバー機能と EPICS がインストールされたサーバー計算機、EPICS アーカイバー用のデータストレージと NFS サーバーを兼ねている NAS (Network Attached Storage)、加速器運転員が操作をするバックエンドの制御端末が主な構成要素となる。各サブシステム内の機器を制御するフロントエンドの Input/Output Controller (IOC)には横河電機株式会社製 PLC プラットフォーム (FA-M3V) を採用している。各々の PLC サブシステムにはシーケンス CPU モジュール (F3SP71-4S) と Linux 対応 CPU モジュール (F3RP61-2R/F3RP71-2L) を搭載したマルチ CPU 構成によって CPU 間の共有メモリを介してラダープログラム及び EPICS IOC プログラム間のデータの入出力を行っている。PLC サブシステム内への入出力モジュールへのアクセスはシーケンス CPU モジュールで実行しているラダープログラムのみから行い、Linux CPU モジュールからのアクセスを制限している。PLC ベースの IOC に加えて RS-232C インターフェースを持つ多くの制御機器はシリアルデバイスサーバー[3]を使用した IOC プログラムがサーバー上で実行されており、EPICS StreamDevice[4]により独自のプロトコルファイルを作成し、機器とのシリアル通信を行っている。

iBNCT 加速器におけるタイミングシステムは Micro Research Finland (MRF)[5]社製の Compact PCI(cPCI)規格のタイミングシステムを採用し、イベントジェネレーター (PXI-EVG-230) およびイベントレシーバー (PXI-EVR-230) で構成されている。基準信号を生成するシグナルジェネレータからの 50 Hz のパルスを入力後、制御信号はファンアウトモジュールにより、各々 4 チャンネルのパルス出力を持つ計 4 台のイベントレシーバーに送られる。イベントレシーバーではイオン源、LLRF、クライストロン電源などの各サブシステムに出力幅、ディレイ、極性を個別に決定し光信号を送っている。現状の繰り返し 75 Hz 運転では基準となる 50 Hz を 1/2 に分周し、13.3、26.6 ミリ秒遅らせて出力する事で 3 通倍し、繰り返し 75 Hz を実装し、IOC は同じ cPCI クレート内の Single Board Computer (SBC) 上で実行されている。MRF 社のタイミングシステムは導入から 10 年経過して尚安定動作しているが、一方で cPCI 規格のイベントジェネレーターは既に製造中止となっているため、タイミングシ

ステムの更新が今後の課題の一つとなっている。

iBNCT 加速器での EPICS データアーカイバーに関してはプロジェクト当初に整備された CSS archiver を使用していたが、その運用では保存先のディスク容量が小さく、定期的にディスクスペースを空ける必要があったため、2016 年に平行して Channel Archiver が導入され、2018 年に CSS archiver の運用を停止し、以降は Channel Archiver の単独運用に移行した。しかし Channel Archiver は 32 bit の PC 上で実行されているため不意な停止に備え、アーカイバーを冗長化する目的で 2023 年に Archiver Appliance を導入した。現在は Channel Archiver と Archiver Appliance を並行して運用しており各アーカイバーがアーカイブしているレコード点数としてはおよそ 1900 であり、データレートとしては合計で年間およそ 550 GByte である。

アーカイバーのデータ保存を主な目的として 2016 年に導入した NAS (QNAP TS-653A) は、当初 6 台の 2 TB HDD を使用した RAID6 による構成であったが、アーカイバーのデータの増加により 2020 年に容量の 90% に到達したため、個々の HDD を 2 TB から 6 TB に増加し、総ディスク容量は 20 TB に増加した。現在は NAS 自体のバックアップの目的で同メーカーの後継機を導入し、毎日 0 時にレプリケーションにより同期を行っており、本体の故障に備えている。

加速器運転員が操作するユーザーインターフェースとして Control System Studio (CSS) [6] を採用している。各サブシステム用に OPI (Operator Interface) ファイルが作成されており、Windows 及び Linux 制御端末で操作及び状態監視のための表示が行われている。

以上が簡潔ではあるが、iBNCT 加速器制御システムの現状であり、以降の章では iBNCT 加速器で治験の開始へ向けて昨年新たに構築した医師用加速器制御システムに関して記述する。

3. iBNCT 加速器制御システム

3.1 システムの概要と要請

加速器運転のビームの照射に関わる操作はプロジェクト当初のコミッショニングの段階から建屋 1F の加速器制御室で行われてきたが、治験を当該施設で開始するにあたり、治験時の照射の制御をどこで行うのかの検討

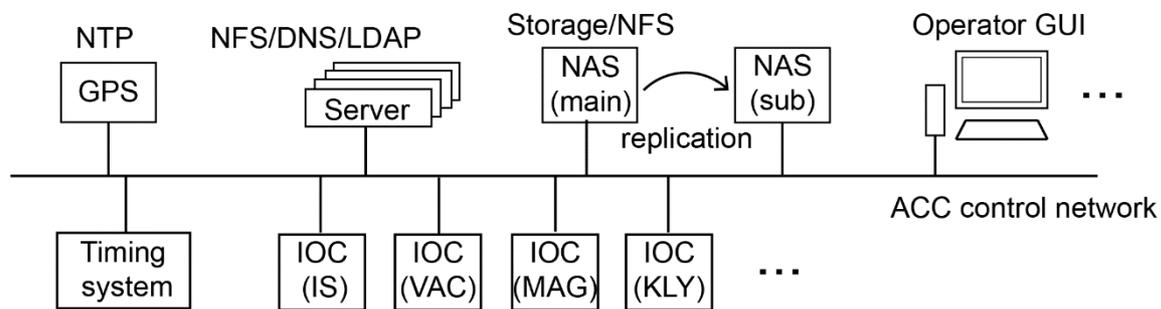


Figure 1: Schematic of the control system in the iBNCT accelerator. The abbreviations of IS, VAC, MAG and KLY stand for the ion source, vacuum, magnet and klystron for each PLC sub-system.

が行われた。結果、患者の不測の事態に即座に医師が対応できるように、照射室の前室にあたる患者モニタリング室で医師により照射の制御を行う方針とした。一方で、当該施設ではビームの照射に関わる操作は加速器制御室のみで行うことを想定して規制庁に申請が行われていたため、2023年6月に患者モニタリング室でのビーム運転を可能とする変更申請を行い同9月に承認を得た。並行して患者モニタリング室には加速器制御に関連した機器は整備されていないため、医師による加速器操作を可能とする医師照射用の制御システムを新たに整備する必要があった。

まず治験時に患者の治療に必要な中性子照射量は筑波大学が独自に開発した治療計画システムによって導出される。しかし現状では中性子照射量を直接計測・積算する手法が確立していないため、前もって中性子量との関係が実測されている陽子ビームの積算の電荷量によって中性子照射量を決定することにした。この陽子電荷量は筑波大学のサーバー計算機上で実行されている治療管理システム(Treatment Control System; TCS)から照射前に加速器制御側に設定され、計測している陽子の積算電荷量が設定値に到達した際に、直ちに照射を停止する必要がある。そのため、TCSと加速器制御との独立したシステム間でデータのやり取りが必要となった。また照射中の積算電荷量や、平均電流値をTCSの画面上にリアルタイムで表示したいという筑波大学からの要請により、加速器制御側から照射中に逐次データを提供する必要があった。一方で、TCSのサーバーやクライアント計算機が存在するLAN(以後TCS LAN)は外部ネットワークから切り離したいという要求があったため、以下の方法を採用することとした。

・Figure 2 に示すマルチCPU構成のPLCサブシステム(以降、照射PLCサブシステム)を新たに整備し、シーケンスCPUモジュールをTCS LANにLinux CPUモジュールを加速器制御LANに接続する事とした。

・設定された電荷量はTCSサーバー上で実行されているプログラムからソケット通信によりシーケンスCPUモジュールのデータレジスタに直接書き込みを行う。設定された電荷量をラダープログラム内で別のデータレジスタにコピーし、TCS側からはコピーされたレジスタ値の読み返しを行うことで電荷量の確認を患者モニタリング室の医療従事者側で行い、かつ加速器側からは電荷量の変更ができないようにした。また電荷量の設定及び確認が完了していない場合には後述する照射可能な運転モードへの移行は不可とした。

・医師による照射の開始、停止だけでなく、照射開始前の運転モードの変更や照射室への入室準備などが可能な後述の医師操作盤を整備した。操作盤はタッチパネルを有し、画面プログラムを新規に作成した。医師操作盤は加速器操作が不慣れな医師が容易に使用できるよう可能な限りシンプルにした。

・治療前の加速器立ち上げや試運転は加速器運転員が実施するが、それ以降の準備を含めた治療の段階では加速器運転員の手動による操作は可能な限り省略することとした。治療時に加速器運転員が行う作業としては、照射開始が可能状態になった際の照射開始の許可信号の発行及び照射室への入室の許可信号の発行のみ

とした。また、従来の運転モードに加え、通常の加速器運転時の「加速器単独運転モード」及び治療を実施する際の「治療モード」を作成し、治療モード時には加速器運転員の操作を制限し、加速器単独運転モード時には医師操作盤の操作を無効とした。次節以降で整備したシステムについて報告する。



Figure 2: Photograph of the newly installed PLC subsystem for the irradiation in the patient-monitoring room. From left to right, power supply, sequence CPU, Linux CPU, and digital input modules, respectively.

3.2 医師操作盤の整備

前述したように治療時は照射室で直前まで医療スタッフが準備を行う必要があることから、照射の開始・停止のみならず加速器の運転モードの切り替えを医師操作盤による操作に集約することとし、加速器運転員の操作は最小限に留めることとした。iBNCT加速器の運転モードで治療に関連するものはクライストロンの高圧を保持したままで照射室内に入室が可能な「マイクロ波コンディショニングモード」(以降コンディショニングモード)と照射が可能な「180度モード」の2つがある。このモードの切り替えを行うためには、ビームラインゲートバルブの開閉、DTL下流にある偏向電磁石01のON/OFFなどいくつか条件がある。またイオン源の加速用高圧電源は180度モードが確立した状態でなければ昇圧できない。それらの操作を全て医師操作盤で個別に行うことは操作を煩雑にしまうため、医師操作盤のタッチパネル画面内のボタンを一つ配置し、それを押すことで自動にできるようにした。具体的には照射PLCサブシステムのLinux CPUモジュール上でEPICSシーケンサ[7]で作成したプログラムを用いて実装した。

Figure 3 に医師操作盤の外観を示す。医師操作盤はタッチパネル(Pro-face GP-4601T)とその右隣に緊急停止ボタンを配置している。Figure 4 に画面作成ソフト(Pro-face GP-Pro EX)で作成したタッチパネル画面を示す。画面は上部(青色部分)が状態の表示部、下部(肌色部分)が操作部としている。医師操作盤での表示と操作としては以下の通りである

治療モードに移行した後は表示部①の“加速器単独運転”が消灯し“治療モード”が点灯する。前述のTCSにより設定電荷量の確認完了の通知を受け取ると②の箇所に“TCS準備完了”が表示される。その状態で照射室の退避確認と照射室の扉を閉鎖した後、操作部⑤に表示された“照射READY”ボタンを押す事で運転モードがコンディショニングモードから180度モードに移行し

オン源高圧が自動で立ち上がる。加速器運転員による照射開始許可信号が発行された後、操作部⑥の“照射開始”ボタンが点灯し押せるようになり(Fig. 4 の状態)、押した後再度確認がなされた後、照射が開始される。照射中は表示部④が“照射中”となり、かつ照射開始ボタンはグレーアウトし、押せなくなり、代わりに⑦の“照射停止”ボタンが点灯し、押すことで照射を途中で停止することが可能となる。



Figure 3: Photograph of a developed doctor-operated control panel which equips a touch panel and an emergency stop button to stop irradiation.

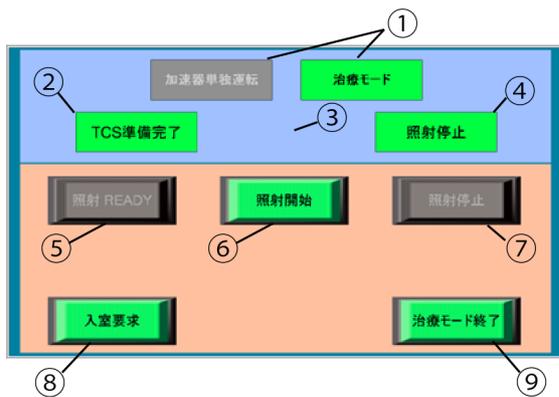


Figure 4: Display of the touch panel of the doctor-operated control panel. The upper part with a blue-colored background is to show status, and the lower part with a skin-colored background is to control irradiation with touch-panel operation.

積算電荷量が設定電荷量に到達した際には治療が完了となったことは明らかであるため、医師が操作盤上で操作する必要がないよう自動で照射を停止しかつ入室準備を行うこととした。積算の電荷量は後述するモニターPLCサブシステムで積算されており、照射PLCサブシステムのLinux PLCモジュールからラダーCPUモジュールのデータレジスタに書き込まれラダープログラム内で比較が行われ、到達した際に照射完了のレジスタをセットすることにより前述のEPICSシーケンサプログラムが照射停止を加速器制御側へ通知し、タイミング信号及び水素ガスを停止させ、イオン源の高圧電源の立ち下げ及びコンディショニングモードに移行する。コンディショニングモード確立後、加速器運転員が照射室入室許可信号

を発行すれば、入室が可能となる。入室可能になったことがわかるように表示部③の箇所“入室可能”の表示が出て、治療モードが自動で終了し加速器単独運転モードに移行する。

上記の通常時の照射の操作に加え、患者の状態の変化等の理由により、照射を中断し一時的に照射室に入室するケースや、途中で治療自体を終了するケースを考慮する必要があるため、操作部の⑧及び⑨に“入室要求”と“治療モード終了”を配置している。どちらも電荷量到達時と同じ手順でイオン源高圧の立下げとコンディショニングモードへの移行が自動で行われるが、入室要求の際には治療モードは保持され、照射室退避確認後、再度“照射READY”のボタンを押す事により照射再開が可能である。

医師が緊急に照射を停止し、照射室に入室する必要があると判断した場合には操作盤の緊急停止ボタンを押し下げることで照射を即座に停止する事ができる。この緊急停止ボタンはハードワイヤードによりイオン源室内のプラズマ生成用のマグネトロンが無電圧接点の外部停止入力に結線され、直ちにイオン源マイクロ波の出力を停止する。同時に Fig. 2 の照射 PLC サブシステム内の接点入力モジュール(F3XD16-3F)により取り込まれ、医師操作盤上には表示部③に“緊急停止”の表示が出る。更に加速器制御側に緊急停止を通知し、シーケンサプログラムによりイオン源の水素ガス及びタイミング信号を停止した後、イオン源の高圧の立下げとコンディショニングモードへの移行が行われ、およそ10秒程度でコンディショニングモードに切り替わり、放射線レベルが閾値より下がり次第自動で入室可能状態となる。

緊急停止や医師操作盤による手動停止以外にも、加速器側のトラブルが原因で照射が中断もしくは停止する可能性がある。例としてイオン源の50 kV加速電圧の放電時やRFQの放電時のインターロックでビームを停止する事象が挙げられるが、停止の時間や自動復旧の有無に関して各々医師操作盤上の表示方法を決定した。イオン源放電による停止の際には、一度加速電圧電源の出力をOFFし、電圧の再立ち上げ後に照射を自動で再開するが、復旧に30秒程度かかるため、医師操作盤上の表示部③に“加速器中断”の表示を出すようにした。一方、RFQの放電による照射の停止の場合はLLRFのクイックリカバリー機能が働き、RFが即時に復旧した際には、照射は停止から1, 2秒後には自動で再開されるため、医師操作盤上に特段表示はしていない。しかしクイックリカバリーに関してはその回数に制限を設けており、規定回数の上限に達した際には一度RFの出力を停止して低い振幅から再度立ち上げる必要がある。定格到達後、照射が開始可能となるまで最短で4分程度かかるため、その間は医師操作盤に“加速器停止”の表示を出し、照射再開は加速器運転員が照射再開可能と判断したのち許可信号を発行することで、医師操作盤での照射の再開が可能となる。その他、加速器の装置故障により照射が停止した際にも“加速器停止”の表示を出すこととした。“加速器停止”の表示となった際には、加速器運転員が状況と復旧までの時間を医師に報告し治療の継続の問い合わせを行うこととしている。

3.3 過剰照射防止の対策

前述の通り照射は積算電荷量が設定値に到達した際に自動停止するが、機器の誤作動や電荷計測の不備による過剰照射となることは避けなければならない。電荷量の積算は ACCT[8]の波形をモニターPLC サブシステム内で高速データ収集モジュール(F3HA12-1R)により5 μ s のサンプリングレートで計 210 点取り込み、ラダープログラム内で各点の値を積算する事により行い、積算された値は内部のデータレジスタにより値が保持されている。その値を Linux CPU モジュールからスキャン周期 1 秒ごとに読み込んでいる。一方でこのデータ収集モジュールでは繰り返しや波形が正常であることを監視しておらず、トリガー抜けやトリガータイミングのずれによる波形の取りこぼしなどの積算電荷量の計測上の不具合が発生した場合には、過剰照射につながる為、それを検知し照射を停止する対策を講じる必要があった。そこで積算電荷量の計測の二重化として、2 つの ACCT の積算値で差異が生じた場合には、照射を停止するインターロックを構築した。まず ACCT に関しては本来であれば、ビームラインの近い箇所に新規に追加し、両方の値に差異が無いことで健全性を担保する事が望ましいが、増設には大規模なビームラインの改造が必要であり予算とスケジュールの観点から困難であったため、DTL の下流にある既設の ACCT を利用することとした。波形の積算に関しても同じデータ収集モジュールを使用せずに、波形を別途横河計測の高速データアキュイジションユニット SL1000 により 1 μ s のサンプリングレートで計 1600 点取り込んで、それを EPICS 側から waveform レコードで取得し、Array Subroutine (aSub)レコードを用いて波形を積分し平均電流値を導出しているため、その値を用いて積算の電荷量を計算する事とした。別途、サーバー上で EPICS シーケンサプログラムを作成し電流値レコードの値を 1 秒毎にサンプリングし、電流値と直前のサンプリングとのタイムスタンプの時間差から電荷量を計算し積算値を導出した。これによって、積算方法を含めて独立した ACCT で積算電荷量の計測を二重化することができ、ACCT やアンプ、波形デジタイザモジュールのどれかでも不具合が生じた場合に検知することが可能である。比較の値の判定には設定電荷量の 2%を絶対値として、各 ACCT の 10%を相対値として採用した。動作試験では設定電荷量 3.6 クーロン(およそ 30 分の照射の積算電荷量)の運転データで絶対値、相対値ともに 1%以下で一致していた。

また、積算電荷量の計測が正確であった場合でも、ラダープログラムの不具合により設定値を積算値が超えても照射が停止せず過剰照射となる可能性がある。その際は医師操作盤のタッチパネル画面上の照射停止ボタンも正常に動作しない可能性があるため、ラダープログラムによる自動停止に加えて、自動で照射停止する機構を整備した。制御室で治療中に電荷の積算や電流値を表示している CSS の制御画面のウィジェットにスクリプトを設定し、設定電荷量から 3 mC を超えた時点でなお照射が継続している場合に照射が停止するようにし、自動

停止の二重化の対策を行った。

4. まとめ

iBNCT プロジェクトでは 8 MeV 陽子リニアックベースの BNCT の実現を目指し、茨城県東海村のいばらき中性子医療研究センター内に加速器群を導入しコミッションを行ってきた。現状の加速器運転パラメータである繰り返し 75 Hz、ビーム幅 920 μ s、平均電流値 2 mA で安定運転を実現した後、当該施設で治験を開始すべく準備を進めてきた。治験の照射時に医師が滞在する患者モニタリング室での加速器制御を可能とする規制庁への変更申請と並行して治療時に医師が容易に照射の開始及び停止、照射前後での必要な加速器操作を行える医師操作盤の整備や筑波大学が導入した医療サイドの機器と加速器制御側とのデータのやり取りが可能な制御システムを構築した。合わせて治療の照射で極めて重要な陽子電荷量の積算の計測の誤作動等による過剰照射を防止する目的でインターロックを実装した。2024 年 1 月に第 1 相の医師主導治験を開始し、本報告で報告した医師操作システムを用いて治験を継続している。

謝辞

iBNCT 加速器の研究開発において、日頃からご協力頂いている筑波大学附属病院の皆様はこの場をお借りして感謝を申し上げます。医師操作盤の開発に関して貴重なご意見を頂いた同病院放射線腫瘍科中井啓先生をはじめ議論に参加頂いた皆様にはこの場をお借りして感謝を申し上げます。医療システムとの連携にあたり議論を重ねて頂いたペンギンシステム株式会社の皆様にはご御礼申し上げます。KEK 加速器研究施設並びに J-PARC 加速器の関係者の皆様には日頃から iBNCT プロジェクトに多大なるご支援を頂き感謝を申し上げます。いばらき中性子医療研究センター内での装置維持管理に関しては茨城県担当者の方々にはご尽力頂き誠に有難うございます。

参考文献

- [1] H. Kumada *et al.*, "Project for the development of the linac based BNCT facility in University of Tsukuba", Applied Radiation and Isotopes, 88, 2014, pp. 211-215.
- [2] International Atomic Energy Agency, "Current status of neutron capture therapy", IAEA-TECDOC-1223, 2001.
- [3] MOXA シリアルデバイスサーバー,
<https://www.moxa.com/jp/products/industrial-edge-connectivity/serial-device-servers>
- [4] <https://paulscherrerinstitute.github.io/StreamDevice/>
- [5] <http://www.mrf.fi/>
- [6] <https://www.controlsystemstudio.org/>
- [7] <https://github.com/epics-modules/sequencer>
- [8] Bergoz instrumentation ACCT,
<https://www.bergoz.com/products/acct/>