

iBNCT 加速管冷却水システムの増強と調整

REINFORCEMENT AND TUNING OF A COOLING WATER SYSTEM FOR THE iBNCT ACCELERATOR

佐藤将春^{#, A)}, 久保田親^{A)}, 栗原俊一^{A)}, 小林仁^{A)}, 杉村高志^{A)}, 方志高^{A)}, 内藤富士雄^{A)},
熊田博明^{B)}, 田中進^{B)}, 大場俊幸^{C)}, 名倉信明^{C)}, 豊島寿一^{D)}

Masaharu Sato^{#, A)}, Chikashi Kubota^{A)}, Toshikazu Kurihara^{A)}, Hitoshi Kobayashi^{A)}, Takashi Sugimura^{A)}, Zhigao Fang^{A)},
Fujio Naito^{A)}, Hiroaki Kumada^{B)}, Susumu Tanaka^{B)}, Toshiyuki Ohba^{C)}, Nobuaki Nagura^{C)}, Toshikazu Toyoshima^{D)}

^{A)} High Energy Accelerator Research Organization

^{B)} University of Tsukuba

^{C)} NAT Corporation

^{D)} ATOX Co., Ltd

Abstract

An accelerator-based boron neutron capture therapy (BNCT) has been intensively developed in recent years after long-historical clinical research with neutrons from a nuclear reactor. In the iBNCT (Ibaraki BNCT) project, the accelerator consists of an RFQ and a DTL which have a proven track record in J-PARC linac. Meanwhile, a high duty factor is required to have a sufficient thermal neutron flux for the completion of BNCT treatments in an acceptable time, such as less than an hour. For the accelerator operation with a high duty factor, the cooling water system for the accelerator is quite important for its stability. In a conceptual design at the initial stage of the project, the accelerator cooling water system was designed to be minimum as possible to reduce construction costs and installation in hospitals that have limited spaces compared with ordinary accelerator laboratories. However, operation stability is one of the critical issues in the medical accelerator with a high duty factor, so the reinforcements of the accelerator cooling-water system have been upgraded gradually for the iBNCT project. The amount of the cooling water flow of the accelerator system was much increased from the original design, and tuning of the cooling water control, especially during the RF start-up time is studied with concerning cooling water upgrade. In this contribution, a history of the upgrade of the accelerator cooling water system of the iBNCT project is summarized and the recent tuning results are presented.

1. はじめに

ホウ素中性子捕捉療法 (Boron Neutron Capture Therapy; BNCT) はホウ素の高い中性子捕獲断面積並びにがん細胞に選択的に吸着するホウ素薬剤を利用する新たながん治療法として近年注目を集めている。その歴史は古く、長年中性子源として原子炉を用いた臨床研究が行われてきたが、原子炉を利用した治療ではその建設や長期保守を含めた規制により一般的な治療方法として普及する事は困難である。そこで近年では中性子源として加速器を用いる手法に移行しているが、中性子生成に必要な加速器構成や中性子生成標的の選択には未だ統一的な標準は無く、様々な手法で研究開発が行われているのが現状である。

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 iBNCT (いばらき BNCT) プロジェクト[1]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 まで加速する加速器構成及びビーム輸送系を設置している。中性子生成標的としてベリリウムを採用し、 ${}^9\text{Be}(p, n)$ 反応によって生成した高速中性子から治療に必要な熱中性子を得るためのコリメーター・モデレータ等の装置群を有している。加速器構成を簡単に述べると、マルチカスプ ECR イオン源か

ら 50 kV の静電場によって引き出された陽子ビームは後段の RFQ 及び DTL によって各々 3 MeV、8 MeV に加速される。RFQ 及び DTL からなる加速管構成は J-PARC で実績のある一方、1 台の 324 MHz クライストロン (東芝電子管デバイス E37619) により 2 つの加速空洞に合計で最大 1.2 MW の高周波を供給する。

BNCT の治療に必要な熱外中性子束として IAEA が策定した基準に $1 \times 10^9 \text{ n/cm}^2/\text{sec}$ という値があり[2]、iBNCT 加速管構成及び 8 MeV の陽子エネルギーで上記の値を達成するためには標的に照射する陽子平均電流として 1 mA を超える値が要求され、結果として J-PARC のそれよりも高いデューティーファクターが必要となる。iBNCT プロジェクトでは現在までに、繰り返し 75 Hz、陽子ビーム幅 920 μs で平均電流およそ 2 mA の安定運転を行っており、この条件で上記の熱外中性子束を達成している。2021 年 11 月より非臨床試験を開始し、2022 年度内に非臨床試験を完了の後、2023 年度には初発悪性脳腫瘍に対する第 I 相治験を開始する予定である。

上記に述べたように iBNCT 加速器には高いデューティーファクターが要求される為、その加速管冷却水システムは極めて重要なコンポーネントの一つであると言える。本稿では iBNCT プロジェクトで現在まで行ってきた冷却水システムの増強と調整に関して報告する。

[#] masaharu.sato@kek.jp

2. iBNCT 加速管冷却水システム

2.1 システム概要

Figure 1 に iBNCT 加速管冷却水システムのダイアグラムを示す。容量 400 L のバッファタンクから冷却水循環ポンプにより RFQ 及び DTL から構成される加速管系統並びにビームライン電磁石群へと冷却水が供給される。電磁石は加速器室及び照射室内に配置された電磁石群から構成され二系統に分かれているが、以降ではそれらを合計した一系統として記述する。加速管冷却水系統は RFQ 及び DTL に分岐した後、RFQ ではタンクとベーン、DTL ではタンクとドリフトチューブの各二系統に流路が分岐している。どちらの空洞もタンクの系統にはチューナーやカプラーなどの冷却系統が含まれている。各々二空洞二系統には 5 kW のヒーター (EH1~4) が設置されており入口水温の微調整を行っている。各々の冷却水流量は手動の流量調整弁で制御する事が可能であり、各空洞内の二系統で流量が同程度になるように調整している。各空洞の熱負荷はピークで RFQ が 340 kW、DTL が 320 kW である一方、電磁石系統は総量で 13 kW である。各系統の戻りの冷却水は冷却水循環システムユニット前で合流する。ユニット内部の三方弁で流量の一部が交換熱量最大で 200 kW の熱交換器に送られ、残りの流量は直接バッファタンクに戻る事でバッファタンクからの供給冷却水の水温 (TE102) を調整している。この三方弁は 2 台の電動ボール弁 (CMV-102, CMV-103) で構成され、2 台のバルブ開度の合計が 100 % になるように連動制御しており、熱交換器側が CMV-102、バッファタンク側が CMV-103 となっている。以後 CMV-102 側の開度をこの三方弁の開度として定義する。後述するが流量増加を目的として三方弁の制御方式を 2020 年に変更している。一方、バッファタンク内には出力 21 kW のヒーター (EH5) が設置されており、そちらを用いても供給水温の調整が可能となっている。

Figure 1 では詳細なダイアグラムは省略しているが熱

交換器の低温側は 600 L のバッファタンクを有するチラー水循環システムユニットがあり、循環チラー水は建屋屋上に設置されている空冷チラーによって冷却されている。プロジェクト開始時にはその冷却能力は 129 kW であったが、繰り返し 200 Hz 程度までの運転を許容できるように 2021 年 1 月に最大 85 kW のチラーを追加した[3]。

2.2 プロジェクト当初の加速管冷却水概念設計

iBNCT プロジェクトでは装置全体を病院内に設置できるようにコンパクトにする事を目指し、冷却水システムも可能な限り最小にする事が開始当初の基本概念設計であった。そのため、加速管冷却水量も最小限にし、各空洞に対し流量を 100 L/min 程度に制限し、繰り返し 200 Hz 運転時に空洞入口出口温度差 (ΔT) を最大で 10 °C まで許容する設計となっていた。RFQ の共振周波数は冷却水温を用いて調整するが、RF 立ち上げ時の空洞温度の変動に対しては冷却水入口と出口水温の平均を一定に保つ事で、空洞全体の温度を一定に保ちつつ徐々に空洞タンクレベルを定格まで上げるという考えであった。しかし空洞内部で放電が発生した際に、空洞保護のためのインターロックにより RF を一時停止した場合、温度差が大きいと RF 停止による温度変動も大きく、RF を短時間で投入する機能 (クイックリカバリー) [4] を用いても共振周波数からずれた事に起因し、反射過多により再投入できず、もはや RF が入らないと言った状況が生じていた。iBNCT プロジェクトでは空洞の温度変化を最小限にするため、J-PARC で使用されていたクイックリカバリーの RF 再投入時間を 20~30 ms 程度にまで短縮し実装している[5]が、それでも復旧できず再度、低い振幅から数十分かけて立ち上げる必要が何度も生じ、効率的な運転が出来ていなかった。このような症状は繰り返し 50 Hz の段階ですでに問題となっており、iBNCT プロジェクトでは RFQ の安定化のため、加速管冷却水システムの増強が重要な課題の一つであった。その為、次節で現在までに行った冷却水増強を述べる。

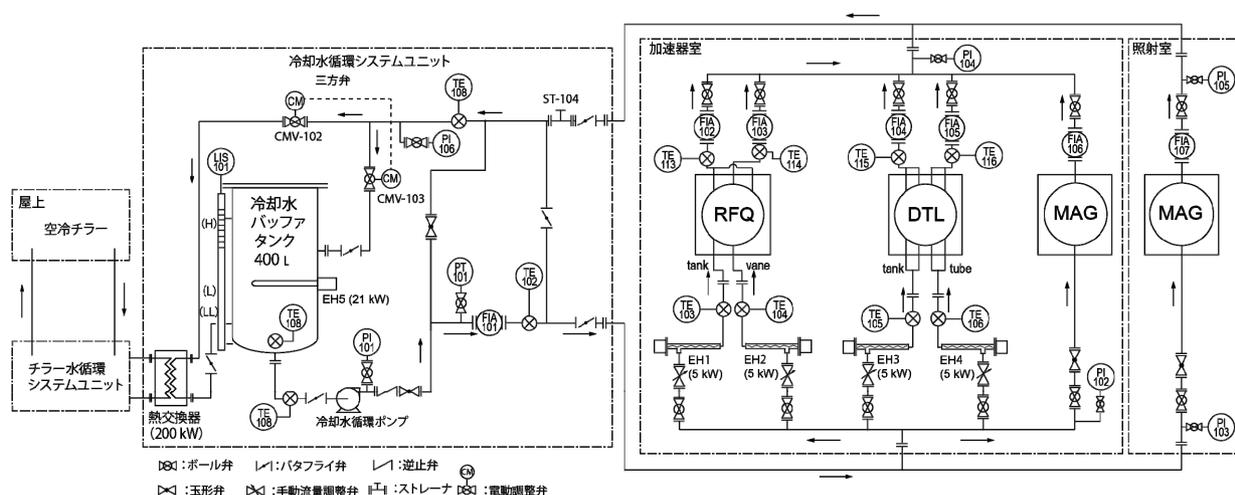


Figure 1: A diagram of the iBNCT accelerator cooling system. EH1 to EH5 are heaters for accelerators (EH1-4) and the buffer tank (EH5). Abbreviations, PI (PT), TE, LIS, and FIA, are sensors for pressure, temperature, tank liquid level, and water flow rate, respectively. A detail of the low-temperature side of a heat exchanger (a chiller-water circulation system unit and an air-cooled chiller system) is omitted for simplicity.

2.3 冷却水設備の増強

- 冷却水循環ポンプの出力増強
前節で述べたように冷却水全体の設計流量に合わせて当初出力 5 kW の循環ポンプ(グランドフォスポンプ社製 CRN24-4)を採用していた。冷却水量を増やすために 2018 年 5 月に出力 11 kW のポンプ(同社製 CRN32-4)に変更した結果、総流量がそれまでの 330 L/min から 600 L/min に増加した[5]。
- RFQ 内冷却水流路及び配管の変更
RFQ は本体が上流、中央、下流の 3 ユニットからなるが、冷却水は中央ユニットの中心から供給され上流、下流の端で折り返した後、再度中心まで戻る設計であった。ヘッダからの本数は増えるが、流路をユニット毎にすることで短くし、RFQ 内部での圧力損失を軽減させた。またヘッダと本体の接続には銅配管を用い 90 度エルボ継手を多用していたが、圧力損失を軽減させる目的から配管径の大きいシンプレックスチューブを用いかつ曲率を持たせる事とした[6]。
- RFQ 冷却配管の大口径化
RFQ の冷却水ヘッダの直前・直後の配管は設計流量に合わせて 25 A の流量計を使用し、直前まで 65 A で来ていた配管を 25 A の配管に絞っていた。そのため RFQ 流量を向上させるうえでその 25 A 配管がボトルネックとなっていた為、2021 年 1 月にはそれまで 25 A であった配管を全て撤去し、流量計及び配管を 65 A に増強し流量を増加させた[3]。
- 冷却水循環ポンプの再増強
2022 年 3 月には更なる流量増加を目指し、循環ポンプ出力を 11 kW から 22 kW に増強した。同時にバッファタンクから循環ポンプまでの配管径をそれまでの 65 A から 100A に大口径化した。その結果、総冷却水量がそれまでの 750 L/min から 1070 L/min と大幅に増加した。

2.4 冷却水流量の調整方法の検討

- 各系統の冷却水流量調整
共振周波数を冷却水で調整する RFQ に対し DTL は可動チューナーを有しているため、水温の変化に対する安定性の要求は RFQ の方が厳しい。また、DTL の放電頻度は極めて低い(2022 年 1 月から 7 月末で 0 回)事から、DTL に比較的大きな ΔT を許容する事で冷却水を絞り、その分の冷却水量を可能な限り RFQ に割り振る事で流量を確保する事としている。
- 三方弁制御方式の変更
Figure 1 の冷却水システムユニット内の三方弁は 2 台の電動ボール弁を熱交換器側(CMV-102)とバッファタンク側(CMV-103)に配置し、それらの開度を合計で 100 %になるように制御していた。一方、バルブの固有流量特性を元に、開度と冷却水総流量の関係を調べた結果、三方弁開度が共に 50 %の際に流量が最小となっていた。その原因として、開度 50 %では全開時の 15 %程度の Cv 値しかなく結果として、開度の連動制御では両バルブの Cv 値の合計として最小になっている事に起因する。そこで

2020 年 4 月に 2 台のボール弁の連動制御をやめ、独立制御とする方式を検討した。Figure 2 が独立制御方式を導入した際のバルブ開度の調整結果であり、初めの RF 投入から定格に至るまでにバルブ開度が 50 %に近づくにつれ前述の理由により、総流量(FIA101)が下がっている事が分かる。図中、定格到達後の 15:25 頃に三方弁を独立制御に切り替え、CMV-103 開度を上げると、バッファタンクに直接戻る流量が増えるために温度が上がりそれを制御するため、EH5 ヒーター出力が下がる。CMV-102 の開度は EH5 ヒーターの出力範囲が 20~80 %の範囲に入るように開度を調整する制御方式となっているため徐々に CMV-102 の開度が上がる。この一連の調整で最終的に CMV-103 が 75 %、CMV-102 が 60 %でバッファタンク出口水温(TE102)を一定に保つ事が出来ている。この方式をとる事により、それまでの冷却水流量を 600 L/min から 680 L/min に増加させることが出来た。その後は CMV-103 側の開度は冷却水流量により 75 %以上の開度で固定しており、2022 年 3 月のポンプ増強後は 85 %に固定している。

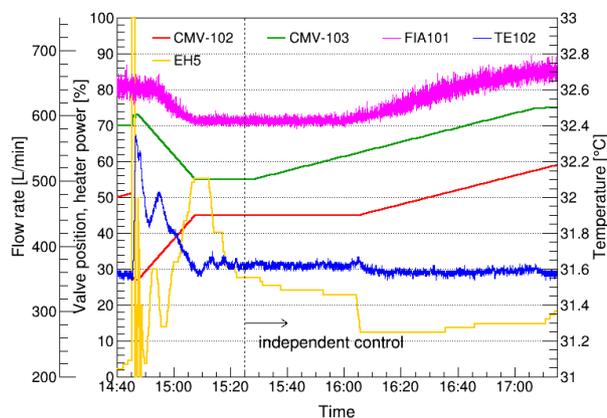


Figure 2: A trend of cooling water flow rate, buffer tank temperature, and EH5 heater output during a test of independent control of CMV-102 and CMV-103.

2.5 冷却水流量変化まとめ

Table 1 に設計流量と上記冷却水増強・調整を行った結果の現在の流量の比較を示す。安定運転に課題が

Table 1: Comparison in Cooling-water Flow Rates of the iBNCT Accelerator Between in Design and Present

path	design [L/min]	present [L/min]
RFQ tank	36.9	385
RFQ vane	53.1	385
DTL tank	57.2	70
DTL drift tube	42.9	70
Magnet	40	80
Total	260	1070

あった RFQ のタンク及びベーン両システムの冷却水流量を設計時の値に比べ大幅に増加させる事が出来た。増強後、繰り返し 75 Hz 運転での RF 定格時の ΔT はおよそ 0.35 °C であり次節で述べる冷却水温調整方式の簡略化に多大に貢献している。

3. RFQ 冷却水の水温調整

3.1 繰り返し 75 Hz の RF 立ち上げ時の水温制御

2018 年 12 月に RF 繰り返しをそれまで行ってきた 50 Hz から 66.7 Hz を経て 75 Hz に上げた。その際、RF が定格に到達する直前に RFQ 離調が徐々に大きくなり反射波過剰インターロックにより停止する事象が発生した。この事象は 66.7 Hz に繰り返しを上げた頃から始めたが、66.7 Hz 運転時には RF の立ち上げ速度を調整したところ回避できるようになった。しかしその後、繰り返しを 75 Hz に上げた際に頻発するようになった。Figure 3 にその事象発生時の典型的な RFQ 冷却入出水温、タンクレベル及び離調のトレンドを示す。図中、点線で示した時刻から RFQ 離調が徐々に大きくなるとともに空洞タンクレベルが下がり、最終的に RFQ 反射波過剰によるインターロックで RF が停止している。このような状況では放電による場合と異なり空洞共振周波数がずれてしまっているため、クイックリカバリーで復旧する事は出来ず、再度低い振幅からの立ち上げを余儀なくされる。空洞立ち上げ時の条件を色々試した結果、次節で説明する RFQ 水温特性を利用して RF 立ち上げ時の離調を低く保つ事で事象を大幅に回避できるようになった。

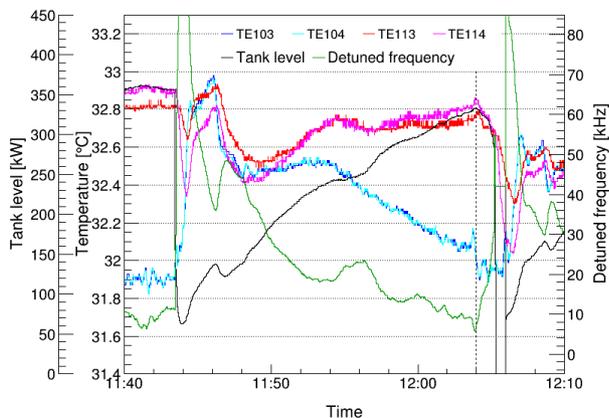


Figure 3: A trend of inlet and outlet temperature, the cavity tank level, and the detuned phase of RFQ at an RF startup. RF became unstable at around 12:05 and failed into RF interlock with over threshold of a reflection wave power of RFQ.

3.2 RFQ 水温特性

75 Hz 運転時に測定した RFQ 水温特性結果を Fig. 4 に示す。横軸はタンク及びベーンの冷却水入口水温であり縦軸は RFQ 離調である。図が示すように RFQ のタンク及びベーンで水温の変化と離調の応答が逆になっている。この特性の違いのため、RFQ 入口水温であるバッファタンク水温を変化させるだけではタンク及びベーン

の水温特性が打ち消しあい、結果的に離調を変化させるには大きな温度差が必要となる。RF 立ち上げ時間を考慮するとそのような大きな温度差は立ち上げ時間を長くする必要があり効率的ではない。そこで、立ち上げ時のタンクとベーンの水温を独立に設定し、タンクとベーンの設定温度に差をつけて立ち上げる事で離調を低く保ちつつ RF 投入を行う事とした。その調整結果を Fig. 5 に示す。RF 立ち上げ時の離調を導入前より小さく保つことが出来、前述の定格直前での離調が増大する事象は大幅に減少した。

尚、Fig. 5 の RF 立ち上げ時ではタンク及びベーンに温度差をつけているが、ビーム照射時にタンク及びベーンの温度差を如何に設定するかは RFQ 放電頻度及びクイックリカバリーの成功率などに関連しており、その評価に事象の発生数の統計が必要な為まだ最適化はできておらず今後の研究課題となっている。現状ではこれまでの 75 Hz 運転の安定性から定格到達後に温度差を無くしている。

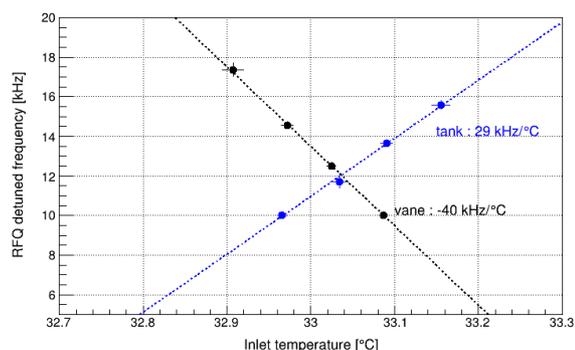


Figure 4: Correlation plot of properties of RFQ inlet water temperature of the tank and vane to detuned phase.

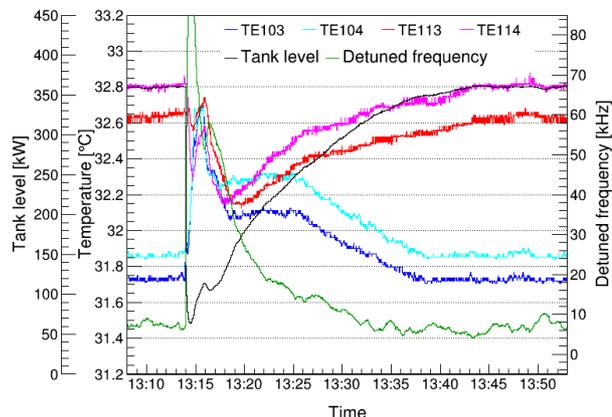


Figure 5: Legend is the same as Fig. 3, but different with TE103 and TE104 temperature settings.

3.3 RF 立ち上げ方式の簡略化と時間の短縮

RF インターロックによる停止後の RF 再立ち上げには Fig. 5 に示すように 75 Hz 運転時には 30 分弱かかっていた。これは空洞入口出口温度差 (ΔT) が依然として大きい事から、徐々に設定水温を変化させていきながら

RF 振幅を上げて行く必要がある事に起因している。前述の冷却水流量増加により ΔT が $0.6\text{ }^{\circ}\text{C}$ [5]と小さくなった事から RF 立ち上げ時間を短縮できるか検討する事とした。まず RF 振幅を上げる速度を徐々に短くしていき、それまでの 24 分から 6 分に大幅に短縮しても RF 投入可能である事が分かった。一方、定格に到達してから温度が安定するまで 5、6 分程度かかり RF 停止からビーム運転の再開まで合計で 11~12 分程度かかっていた。その後 2022 年 3 月に行った循環ポンプの増強による冷却水流量増加によって更に ΔT が $0.35\text{ }^{\circ}\text{C}$ 程度まで小さくなり、立ち上げ時間の短縮と合わせて、立ち上げ時の水温設定を簡略化する事を検討した。まず ΔT の減少により RF 立ち上げ時間をそれまでの 6 分から 2 分半に短縮する事ができた。更には、定格到達後の水温が安定する時間を短くするため、Fig. 3, 5 に示したような、それまで行ってきた RF 振幅に合わせて設定水温を動的に変更する方式を止め、入口水温は常に一定に保つ方式を試み、問題なく RF を立ち上げられる事が分かった。その結果、RF 定格到達後の水温が安定する時間を 3 分程度に短縮する事が出来、その結果としてビーム再開の時間が合計で 8 分に短縮できるようになった。Figure 6 が 2022 年 5 月に起こった RF インターロック停止の RFQ における入口・出口水温、空洞タンクレベル及び離調のトレンドである。RF 停止直後における入口水温 (TE103, TE104) の変動はおよそ $0.1\text{ }^{\circ}\text{C}$ と小さく、RF 定格到達後 1、2 分程度ですぐに温度の変動はおさまっている。その後の水温変動も標準偏差で $0.015\text{ }^{\circ}\text{C}$ 程度であり、入口水温の安定性は高い。運転再開までの時間短縮で現在ボトルネックになっているのは離調がどの程度一定になるのを待つかによっているが、今後回数を重ねる事により、ビーム運転の再開時間の最適化を行い、更なる時間の短縮が可能であると考えている。

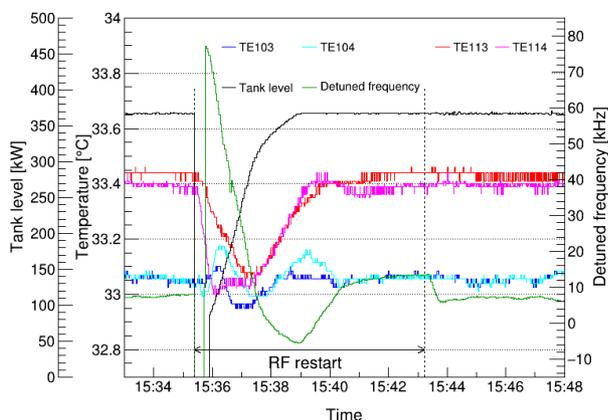


Figure 6: Trend of the inlet and outlet cooling water temperature, RFQ tank level, and detuned phase at beam resume after a suspension by an RF interlock.

4. まとめ

iBNCT プロジェクトでは RFQ 及び DTL の加速管構成で加速器ベース BNCT の実現を目指す。プロジェクト

当初より RFQ の安定性が問題となっていたが、加速管冷却水システムの循環ポンプの交換、配管・流路の変更などの装置の増強に加え、流量調整・制御方式の変更によって RFQ の冷却水流量を大幅に増加させ、水温の安定性が増した。また、入口・出口水温の温度差を小さくする事により RFQ 放電による停止時の復旧時間を大幅に短縮する事が出来、照射に対する RF 停止の影響を少なくする事が可能となった。iBNCT プロジェクトでは 2021 年度には繰り返し 75 Hz、ビーム幅 $920\text{ }\mu\text{s}$ での安定運転を実現し、2021 年 11 月より非臨床試験を開始し、2023 年度には第 I 相の治験を開始する予定である。

謝辞

iBNCT 加速器の研究開発を進めるにあたり、ご支援を頂いている筑波大学附属病院関係者の皆様に感謝を申し上げます。また、KEK 加速器研究施設並びに J-PARC 加速器の皆様には日頃ご協力頂き御礼申し上げます。いばらき中性子医療研究センター内、冷却水設備改修に関しては茨城県担当者の方々にはご尽力頂き有難うございます。冷却水設備増強に関しては大洋バルブ製作所の方々には設備改修に関して様々な議論をさせて頂き、誠に有難う御座います。また本稿では割愛させて頂きましたが、ストレーナー目詰まりによる流量低下が発生した際には、KEK 放射線科学センター環境計測グループの石田様並びに関係者の方々には御依頼させて頂いた化学分析に対して迅速に対応頂き、感謝致します。

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, 2014, pp. 211-215.
- [2] International Atomic Energy Agency, "Current status of neutron capture therapy", IAEA-TECDOC-1223, 2001.
- [3] M. Sato *et al.*, "iBNCT 加速器の現状", Proceedings of the 18th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan, online, Aug. 9-Aug. 12, 2021, pp. 585-589.
- [4] H. Suzuki *et al.*, "PLC control of J-PARC Low Level RF System", Proceedings of the 4th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan, Wako, Aug. 1-3, 2007, pp. 513-515.
- [5] M. Sato *et al.*, "iBNCT 加速器の現状報告", Proceedings of the 15th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan, Nagaoka, Japan, Aug. 7-10, 2018, pp. 1350-1354.
- [6] T. Sugimura *et al.*, "iBNCT 加速器の現状報告 2019", Proceedings of the 16th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan, Kyoto, Japan, Jul. 31-Aug. 3, 2019, pp. 1210-1214.