

DEVELOPMENT OF RF ACCELERATING SYSTEM FOR ION THERAPY SYNCHROTRON

Takamitsu Hae^{A)}, Kazuyoshi Saito^{A)}, Hiroaki Sakurabata^{B)}, Tsuneo Hayashi^{B)}, Mamoru Katane^{B)}

^{A)} Power & Industrial Systems R & D Laboratory, Hitachi, Ltd.

7-2-1 Omika-cho, Hitachi-shi, Ibaraki-ken, 319-1221

^{B)} Particle Beam Applied Medical Systems Design Department, Hitachi works, Hitachi, Ltd.

3-1-1 Saiwai-cho, Hitachi-shi, Ibaraki-ken, 317-8511

Abstract

Hitachi developed the RF accelerating system for the facility of HIT (Heidelberg Ion Beam Therapy). HIT is the clinical-based project by collaboration between Heidelberg university clinic and GSI, and the basic specification of the accelerator components were defined by GSI. As an RF accelerating system suitable for ion therapy synchrotron, Hitachi developed following technologies, untuned cavity loaded with FINEMET cores, and multiple power feeding method with all solid-state power amplifier. The RF accelerating system for HIT was designed and fabricated by these technologies. The high power test of the RF accelerating system has been successfully carried out. And based on the development of this RF accelerating system, a new cavity structure to realize more compact size by improving the multiple power feeding method is now under study.

粒子線治療用シンクロトロンの高周波加速装置の開発

1. はじめに

粒子線治療用シンクロトロンに要求される高い信頼性と保守性を実現するため、ファインメットコアを装荷した加速空洞、および、その励振方式として、マルチフィード励振方式を用いた高周波加速装置を開発した^{[1][2]}。ファインメットは、高い複素透磁率と飽和磁束密度を持ち、Q値が0.5程度と低いため、非同調型加速空洞に最適である。また、キュリー温度が570℃と十分高く、コア冷却は空冷方式のみで十分である。粒子線治療向けに要求される加速電圧は6kV_p以下と低いため、真空管増幅方式よりも低コストで信頼性、保守性のよい半導体増幅方式の電力増幅器を最終段に適用可能である。マルチフィード励振方式は、真空管増幅方式と比べ増幅素子当りの出力が小さい半導体増幅方式の電力増幅器に適した励振方式である。図1に示すように、ファインメットコア毎に1ターンで鎖交する励振ループを設け、励振ループ数と同数の出力chを持つ半導体増幅方式の電力増幅器より高周波電力を供給する。この励振方式では、コア1個当りのインピーダンスを電力伝送用同軸ケーブルのインピーダンス（電力増幅器出力インピーダンス）と同程度の50Ωとなるよう設計することで負荷整合が図れるため、インピーダンス変換トランスなどの負荷整合器が必要ない。また、電力を空洞内部で合成するため、増幅器出力段にkWオーダの合成器を設置する必要がなく、システムを簡素化することができる。

我々は、これらの技術を用いて開発した高周波加速装置を筑波大学陽子線医学利用研究センターなど、主として陽子線治療用シンクロトロンに適用してきた。今回は、同技術を適用し、GSI主導の重粒子線

治療プロジェクトHIT（旧称:HICAT）^[3]において独ハイデルベルク大学病院に建設中のシンクロトロンに適用する高周波加速装置を開発した。本報告では、HIT向け高周波加速装置の開発結果と、それを基に、現在検討中の、より粒子線治療シンクロトロンに適した小型加速空洞の構造と仕様について報告する。

2. HIT向け高周波加速装置

2.1 システム構成

高周波加速装置のシステム構成を図1に示す。本高周波加速装置は、炭素イオン（C⁶⁺）他を最大430MeV/uまで加速する。高周波発振器にDDSを用い、その出力信号の電圧振幅を変調し、加速空洞内部に発生する加速電圧が設定値と一致するようフィードバック制御している。加速電圧の振幅設定値および周波数設定値は、中央制御システムより伝送される。PLCは、中央制御システムからの命令信号を受信して各コンポーネントのON/OFF制御、インターロック制御などを行う他、各コンポーネントの状態信号を中央制御システムに送信する。低電力高周波制御系及びPLCは、加速器室外に配置され、高周波信号は、長さ35m程の同軸ケーブルで加速器室内に配置される高周波電力増幅器へ伝送する。加速空洞は、同一構造の空洞2台からなり、それぞれ別の高周波電力増幅器より独立に高周波電力が供給される。一方の高周波電力増幅器及び空洞に故障が生じた場合も、加速電圧は半減するが正常なもう一方のみで運転継続が可能である。この場合でも、出射ビーム電荷量は最大値の2/3程は確保できる。

2.2 加速空洞の構成

加速空洞の設計仕様を表1に、装置外観を図2に示す。 C^{6+} など重粒子をハーモニック数 $h=2$ で加速することから、加速電圧は陽子線治療向けの2倍にあたる $2.5kV_p$ が必要である。加速空洞は、陽子線治療向けに実績のあるリエントラント型の空洞2台を用いた。内導体径が陽子線治療向け仕様より1.5倍大きい、空洞1台当たりの間隙静電容量を $40pF$ 以下に抑え、周波数帯において必要なシャントインピーダンス(合計 650Ω 以上)が十分確保できるような設計した。また、使用したファインメットコア毎の複素透磁率の個体差(最大値-最小値=平均の約20%)によるシャントインピーダンスのばらつきを考慮し、2台の空洞間で加速電圧が等しく、間隙を中心とした加速電圧分布が対称になるようにコアの配置を決定した。

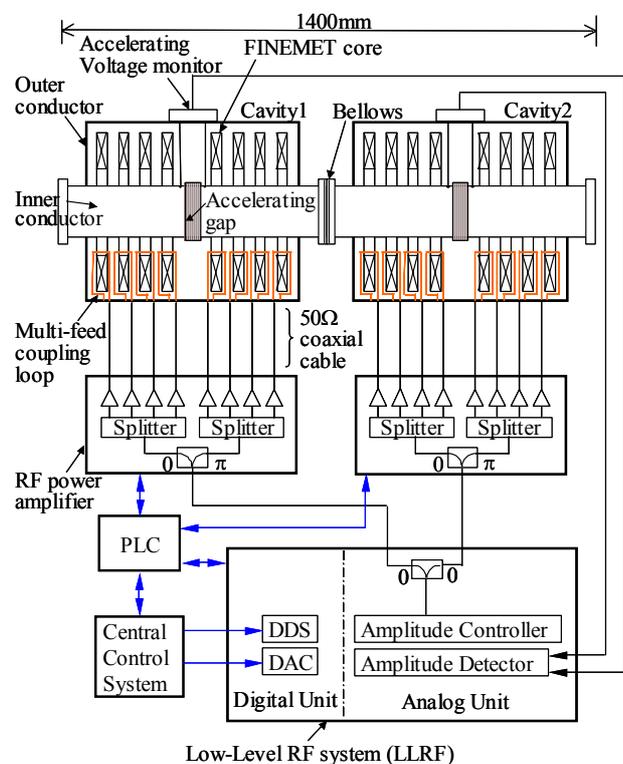


図1: HIT向け高周波加速装置システム構成

表1: HIT向け加速空洞の設計仕様

周波数帯	1MHz~7MHz
加速電圧	$2.5kV_p$ 以上(基本波のみ)
VSWR	2以下
加速空洞寸法	$\Phi 580$ (外導体径)- $\Phi 200$ (内導体径)-1400mm(フランジ間)
コア材質	FT-3M(日立金属)
コア寸法、個数	$\Phi 500$ (外径)- $\Phi 330$ (内径)-25mm(厚さ) $\times 16$ 個
インピーダンス	$50\sim 70\Omega$ /コア
消費電力	4.8kW(300W/コア)
冷却方式	強制空冷



図2: 加速空洞の外観

2.3 試験結果

図3に空洞2台のインピーダンス特性をそれぞれネットワークアナライザで測定した結果を示す。2台の空洞共に計算値とよい一致を示している。次に空洞2台それぞれに定格 $2.4kW$ ($300W$ /コア)の高周波電力を供給した場合の加速電圧、及び電圧定在波比(VSWR)の測定結果を図4に示す。加速空洞1台当り $1.3kV_p$ 以上、合計で $2.5kV_p$ 以上発生できることを確認した。VSWR < 2 (電力反射率 $< 10\%$)の領域は8MHz以上まで伸びていることも確認できた。その他、定格運転時のコア温度測定試験や、PLC及び低電力高周波制御系(アナログユニット部分のみ)との連携運転も実施し、加速電圧振幅制御の精度や応答性などに問題ないことを確認した。

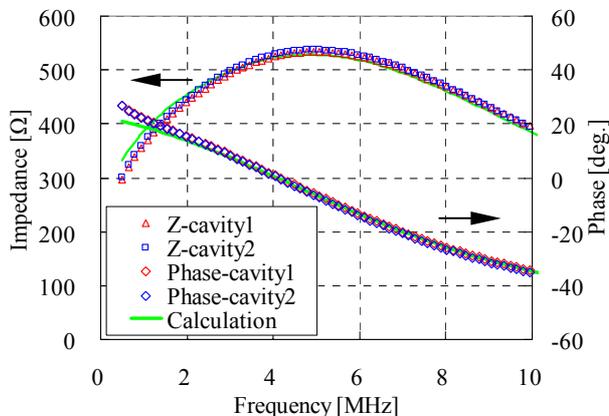


図3: 空洞1台当たりのインピーダンス測定結果

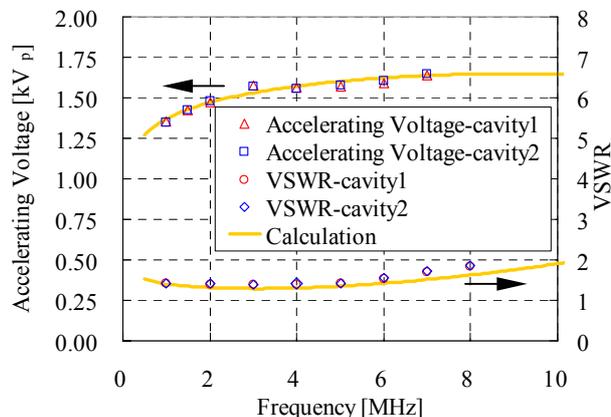


図4: 空洞1台当たりの加速電圧及びVSWR測定結果

3. 加速空洞小型化の検討

3.1 小型化の方法

シンクロトロン小型化を目指し、次のような方法を用いて、HIT向け設計よりも空洞長を更に短縮することを検討している。まず、コア1個当たりのインピーダンスをHIT向け設計の倍の100Ω程度となるよう設計し、コア装荷数をHIT向け設計の半分とする。このとき、負荷整合されていれば、必要電力は変わらないため、真空管増幅方式を用いることなく半導体増幅方式の電力増幅器を適用できる。負荷整合のために、マルチフィード励振方式を図5に示すように改良する。励振ループをコア毎にワンターンで鎖交させる点は同じであるが、位相が180°異なる2ch分の電力増幅器出力を励振ループの両端より供給するプッシュプル方式とする。これにより、従来のマルチフィード方式と同様に負荷整合を図ることができる。

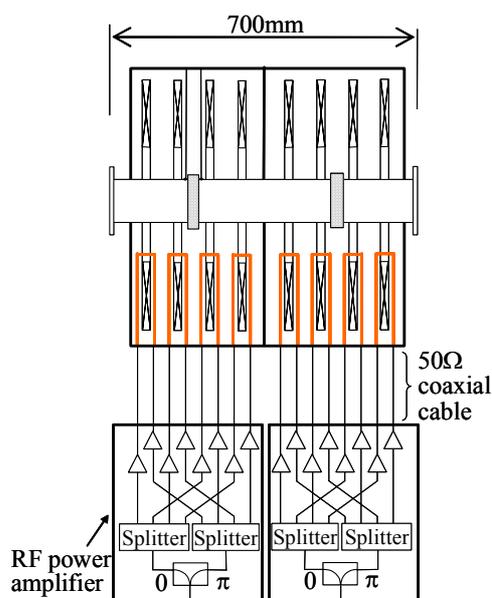


図5: 小型加速空洞構造

3.2 小型加速空洞の仕様検討

HIT向けと同程度の重粒子線治療シンクロトロンへの適用を考え、図5の方式で設計した加速空洞の仕様を表2に示す。空洞1台に8つのコアを装荷すると、インダクタンスが過大となり共振周波数が低下するため、HIT向け設計と同様、空洞2台を連結した構成とする。図1に示した空洞連結部のベローズは省略可能である。コア1個当たりのインピーダンス増加のためにコア外径を大きくする必要があり、加速空洞は半径方向に多少大きくなる。しかし、シンクロトロン周長低減により重要なビーム進行軸方向の加速空洞長さはコア装荷数が半減した分短くなり、フランジ間でHIT向け設計の半分の700mmに短縮できる。

本設計では、基本波のみで2.5kV₀の加速電圧を発生させるために必要な電力は520W/コアであり、電力増幅器出力1chあたりでは260Wとなる。これは、半導体増幅方式の電力増幅器において、電力合成器を用いずに発生可能な1ch分の最大出力600Wに対し、十分余裕のある数字である。そこで、我々の開発した多重高調波印加法^[4]を本設計に適用し、増幅器出力の余剰分で基本波以外に2倍、3倍高調波を重畳し加速空洞に印加することが可能である。加速時間500ms、偏向磁場変化率3T/sを想定し、基本波から3倍高調波までを印加してフィリングファクタ0.8以下を確保するために必要な電力は880W/コア（電力増幅器出力1chあたり440W、合計7.0kW）と見積もられる。このとき、コア発熱密度はHIT向け設計と同等の0.12W/cm³であり、冷却は空冷方式で十分達成できる。

表2: 小型加速空洞の仕様

周波数帯	1MHz~7MHz
加速電圧	基本波2.5kV _p に対し、2倍、3倍高調波印加可能(基本波のみであれば3.3kV _p 以上)
VSWR	2以下
加速空洞寸法	Φ750(外導体径)-Φ200(内導体径)-700mm(フランジ間)
コア材質	FT-3M(日立金属)
コア寸法、個数	Φ675(外径)-Φ300(内径)-25mm(厚さ)×8個
インピーダンス	100~140Ω/コア
消費電力	7.0kW(880W/コア、440W/ch)
冷却方式	強制空冷

4. まとめと今後の課題

我々の開発技術であるファインメットコア装荷の加速空洞とマルチフィード励振方式を適用することで、重粒子線治療プロジェクトHIT向けに低コストで信頼性の良い高周波加速装置を開発し、基本性能の確認試験を終えた。さらに、空洞長をHIT向け設計の半分に短縮可能な加速空洞構造を示し、その仕様を検討した。今後、仕様に基づき試作機を製作して実証試験を行う予定である。

参考文献

- [1] K. Saito, J. Hirota, F. Noda, "An Untuned RF Cavity Loaded with Fe-based Nanocrystalline FINEMET Cores", Beam Science and Technology, Kyoto Univ. 2, 1997, pp15-19.
- [2] K. Saito et al., "FINEMET-core Loaded Untuned RF Cavity", Nucl. Instr. and Meth. A402, 1998, pp1-13.
- [3] H. Eickhoff, T. Haberer, B. Schlitt, U. Weinrich, "HICAT - The German hospital-Based Light Ion Cancer Therapy Project", Proc. of EPAC2004, Lucerne, Switzerland.
- [4] H. Nishiuchi et al., "Multi-harmonic Acceleration system for Ion Synchrotron", Proc. of 1st. Particle Accelerator Society of Japan, 2004, Funabashi, Japan.