高能率の小形電子ライナック

小 野 勝 弘 (東京芝浦電気株式会社)

序 医用電子ライナックが研究手段としてよりも診療手段として一般の病院で使用されるように なるにつれて,高い信頼性と小形軽量化が特に重要になってきた。この必要性を満すために筆者 らはシャントインピーダンスが高い磁界結合形二重周期加速構造を使用して,1.4 MWの高周波 パワーで100mAの電流を4MeVまで加速する全長350mの小形電子ライナックを開発した。

<u>加速構造</u> 開発の初期には図1(a)に示す磁界結合形二重周期加速構造を採用したが、この構造の Z_{eff/Q_0} 値は $4500\Omega/m$ であった。次に図1(b)に示す側結合形二重周期加速構造を採用して各パ ラメータをそれぞれ R₁ = 23.5 mm, d = 6 mm, $\theta = 30^{\circ}$, r = 2 mm, $\ell = 50$ mm に決めた後にノーズコ ーン長 H_N を変化して図2に示すような Z_{eff/Q_0} の最大化を行なった結果, $H_N = 10$ mm の場合に Z_{eff/Q_0} は最大値 6350 Ω/m となった。

<u>バンチャー部</u>使用目的から電子銃,ターゲットを含む全長が35 cm以下で,入力マイクロ波パワ - Poが1.8 MW以下,入射電圧 V_{inj}が25 kV以下の場合に加速電流 ig が100 mA以上,加速エ ネルギー eVが4 MeV以上という厳密な制限があり,正確な設計が要求された。第一加速空胴 ($\beta_1 = 0.4$)および第二加速空胴($\beta_2 = 0.9$)の形状および電界強度分布を図3に示す。これら は周囲の空胴を利用するために,その中間の薄い結合空胴を通して結合されている。

<u>加速管</u>図1(a)および(b)の加速構造をレギュラー部に持つ加速管をそれぞれモデルM,モデルS と称し、図3に示している。これらの分散特性を図4に示す。モデルSでは周期性がずれている。 エネルギースペクトルはPoによって図5(a)のように変る。これによると動作点の近くでスペク トルが最良であることがわかる。入射電圧Vinjの影響を図5(b)に示している。^Vinjが5kVから 35 kVまで変化してもエネルギーおよびそのスペクトルがほとんど変らないことを示している。 電子銃 電子ビームはカソードから20~25mmの位置で最小径0.9mmとなるが、この点は、第一 加速空胴のほぼ中央に位置する。3.6mm¢のバリウムインプレカリードを使用し、Vinj = 22.5kV で~500mAの電流が得られる。

電子加速試験 加速試験に用いたモデルS加速管の外観を図6に示している。高周波発生源として2MWマグネトロン,M5015(EEV)又はM190(JRC)を使用し,加速管との間に挿入損失0.3~0.5 dB,逆方向損失23~27 dBのサーキュレータを挿入した。 外部に収束コイルを用いないでモデルSで加速した電子ビームの直径はおよそ1mmである。モデルSの加速電流波形を図7に示す。この測定で使用したサーキュレータの逆方向損失が少ない(~20 dB)のでパルスの中央での反射が認められる。ビームローディング効果を計算値と比較して図8に示している。加速管モデルSの入射電圧による加速エネルギーの変化を図9に示している。 $V_{inj} \ge 5kV$ ではほとんどエネルギーの変化がなく;計算値とよく一致している。

謝辞 終始御指導下さった高エネルギー物理学研究所助教授の高田耕治博士に深く感謝致します。 参考文献 K.Ono, K.Takata and N.Shigemura: Particle Accelerators, Vol. 5, No. 4, (1973) 207

-95-





加速電流波形 (0.5 µS/div)



 10^{10} $10^{$



図3 高能率の小形加速管



図4 分散特性



図6 加速管モデルSの加速管



図8 加速管モデルSのビームローディング



図5 加速管モデル8のエネルギースペクトル



図9 加速管モデルSの入射電圧と エネルギーの関係



