

# 動体追尾・画像誘導放射線治療装置 VERO 用電子リニアック開発の実際例

## 1. はじめに

VERO は、画像追尾誘導を行って、心拍まで含めたあらゆる体動を補償し、目標とする腫瘍等に最新の治療技術である IMRT(Intensity Modulated Radiation Therapy)まで含めた全ての光子線治療が施行可能な世界で唯一の放射線治療装置であるが、このような優れた機能を実現するために、VERO の電子リニアックには従来には無い厳しい技術要求があり、これを克服するために日本の高度な電子リニアック技術を駆使して開発した経緯がある。本編では、キー技術の加速管と AFC (Automatic Frequency Controller) に焦点を当ててこの実際について例示した。

## 2. VERO の概要について

VERO はイタリア語で「真実」を意味する言葉であり、弊社の放射線治療装置の世界商標である。

図 2.1 に本装置の全体図を示す。

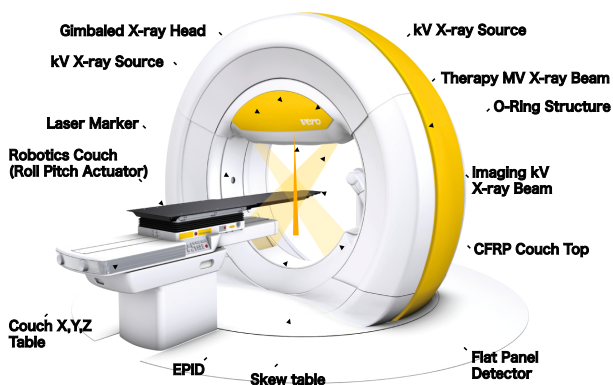


図 2.1 VERO の全体図

全体の構造は、図 2.2 に示す通り、直径約 3.3m の O-Ring の構造体に、ジンバル支持された X 線ヘッドと、2 組の kV X 線透視装置が装備された構造となっている。本装置はアイソセントリックな装置であり、O-Ring の中心にアイソセンタ

ーがある。図 2.2 に示す通り、O-Ring はアイソセンターを中心として 360° 以上 portal 回転し、治療線の入射方向（門）を決定する。O-Ring 自体は、その中心を通る垂線を軸として、カウチと接触しない範囲で回転（skew 回転）して、治療線のノン・コプラナー角度を決定する。

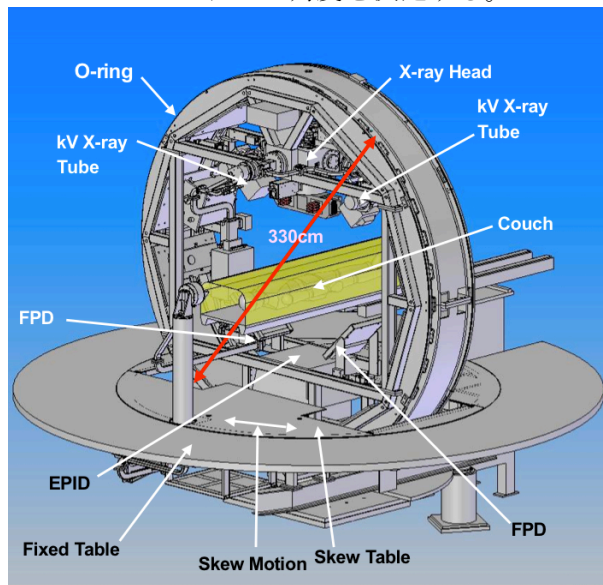


図 2.2 VERO の全体の構造

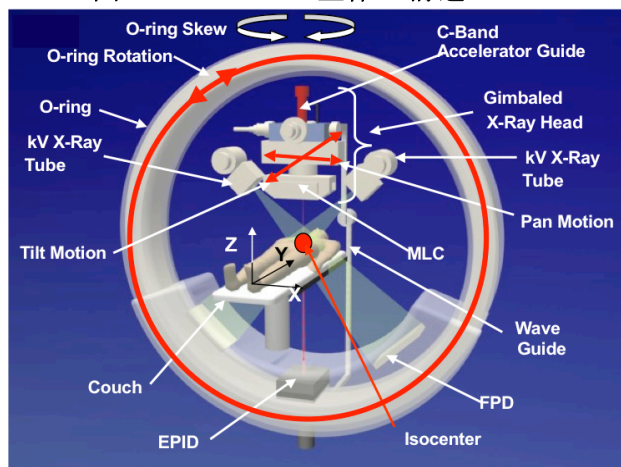


図 2.3 O-Ring 構造の説明図

O-Ring は Outer Frame と Inner Frame から構成されており、Outer Frame は skew 回転はするものの固定であり、Inner Frame が Outer Frame に沿って Portal 回転する。Inner Frame は、Outer Frame からリニア・モーション・ベアリングを介して取り付けられており、従来の医療用電子リニアックや CyberKnife のような「片持ち支持梁構造」は一切無く、双方で剛性の高い機械系を構成する。

Outer Frame は、地上の台座にベアリングを介して固定されており、Skew 回転を支持する。

Inner Frame には X 線ヘッドが Pan、Tilt の 2 軸ジンバルを介して支持されるとともに、その両脇には、イメージング・サブシステムの構成部品である 2 個の kV X 線管球を装備している。2 個の kV X 線管球に対向する位置には、それぞれ FPD(Flat Panel Detector)を O-Ring に固定装備している。X 線ヘッドに対向する位置には EPID(Electronic Portal Imaging Device)を装備しており、その背後には鉄及び鉛製の遮蔽板(ビーム・ストッパー)を取付けている。遮蔽板は、X 線ヘッドから放射される治療線を減衰して、治療室に要求される X 線遮蔽能力を軽減して治療室の建設費用を低減するとともに、Inner Frame のカウンタ・ウェイトの役割も持っており、X 線ヘッドやイメージング・サブシステム等も含めた Inner Frame の重心位置を調整し、O-Ring の回転中心であるアイソセンターに Inner Frame 全体の重心位置が一致するようにしている。

Outer Frame 内面には、マグネスケールを設置して Inner Frame 位置を精密に検出し、この信号を基にフィードバック制御で、Outer Frame に設置したステップ・モータから減速ギアを介して、Inner Frame の O-Ring 回転を駆動している。Outer Frame は、台座に取付けられたステップ・モータから減速ギアを介して Skew 回転駆動され、ロータリー・エンコーダで Skew 回転角度を検出してフィードバック制御している。

O-Ring は、Inner Frame 及び Outer Frame で構成されて高い剛性を持っているが、O-Ring 回転角度に応じて若干の機械的歪みが発生する。このため、装置組立て後に各 O-Ring 回転角度に対応した X 線ビーム軸のアイソセンターからのずれ量を計測し、これを補正テーブルとして制御装置内に記憶して、ジンバルの Pan 軸の駆動により、機械歪み補償を行っている。これにより、アイソセンター照準精度としては 0.1 mm 以下の照準精度が確保可能となっている。イメージング・サブシステムについても O-Ring 回転位置に対応した機械歪みが発生するが、これについても同様にず

れ量の補正テーブルを取得して、画像処理アルゴリズム内で電子的に補正している。

以上の通り、X 線ヘッド及びイメージング・サブシステムともに、アイソセンターを原点とする座標軸を基準として精度が確保されている。アイソセンターは空間固定の点であり、装置全体としては慣性空間に固定された絶対座標を基準としていることになる。動体追尾照射の際に、イメージング・サブシステムは絶対座標に対する目標の位置を追尾し、X 線ヘッドに対して絶対座標基準の位置をコマンドすることになるが、これは後述の通り、臓器運動と機械系の運動をデカップリングでき、臓器運動のモデル化が容易になる利点がある。また、他のイメージング・センサと組み合わせる場合でも、座標の原点と方向さえ一致させておけば、容易に位置情報の交換が可能となり、将来的に、超音波イメージング・センサや RF コイル位置検出装置等の照準装置と組み合わせる場合にも、照準位置情報の受け渡しが容易になる利点がある。

X 線ヘッドは図 2.4 に示す通りジンバルで支持されており Pan 及び Tilt の 2 軸方向に駆動され、アイソセンター周辺で約  $\pm 40$  mm ( $\pm 2.5^\circ$ ) の範囲で治療線をふる。

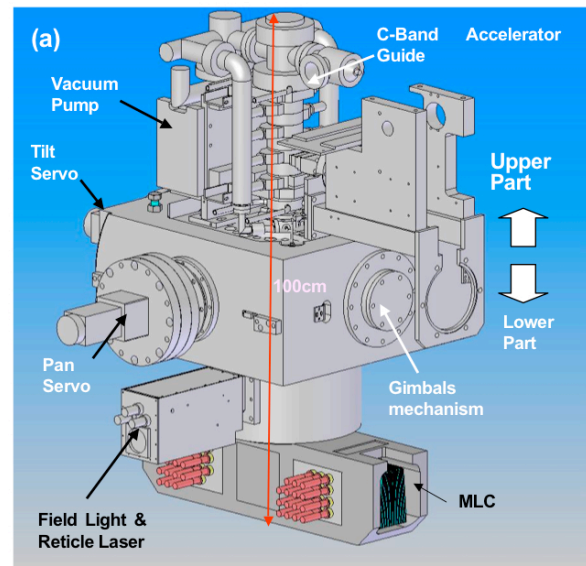


図 2.4 X 線ヘッドの説明図

X 線ヘッドは、超小型の C バンド電子加速管と X 線ターゲットから構成される治療用 X 線源、X 線ターゲット周囲の X 線遮蔽及び 1 次コリメー

タ、透過型線量計及び、MLC(Multi Leaf Collimator)からなる X 線ビーム・ライン系から構成される。X 線ヘッドの全長は約 1 m であり、その重心において、Pan 及び Tilt の 2 軸ジンバルで支持されている。本装置のフォトン・ビーム・エネルギーは、後述の通り、6 MV とした。また、照射野サイズは、15 cm x 15 cm とした。一般的な汎用型医療用電子リニアックの照射野は、脳腫瘍のブーストのための全脳照射や、白血病等の全身照射に用いるため、アイソセンターにおいて 40 cm x 40 cm が通常である。これに対して、脳や頭頸部の定位治療に用いられる照射野サイズは 10 cm x 10 cm が通常である。本装置の主要な治療用途は IMRT であり、全身照射を行うことはない。一方、前立腺腫瘍や肺腫瘍等の治療の際には、所属リンパまで含めた照射野の形成が必要となるため、医師チームからの提言により、15 cm x 15 cm の照射野サイズを選択した。MLC の照射野に加えて、Pan 及び Tilt のジンバル動まで含めれば等価的な照射野サイズは 23 cm x 23 cm となり、広域照射も含めた高い汎用性が確保できる。

SAD(Source Axis Distance)は 100 cm であり、X 線ターゲットから MLC の出口までの距離は、50 cm、MLC 出口からアイソセンターまでの距離は 50 cm であり、標準的な医療用電子リニアックのビーム・ライン諸元と同じである。

### 3. 電子リニアックのシステム設計

#### 3. 1 電子加速器システムに対する要求事項

##### 3. 1. 1 加速エネルギー

従来型の医療用電子リニアックは、X 線の光子モードと、電子線モードの 2 モードを持っている。光子モードは、前述の通り、高エネルギーの電子線を金属ターゲットに入射させて発生する制動輻射 X 線を使用するモードである。制動輻射 X 線は、入射電子線のエネルギーを上限とした帯状のエネルギー・スペクトラムを有する。このため、特定のエネルギー値で呼称することはできないが、例えば、6 MeV の電子線により発生する制動輻射 X 線を 6 MV 光子線と呼ぶ。制動輻射 X 線はターゲットの材質やその後のフラットニン

グ・フィルタ等の材質、形状にも依存するため、6MV 光子線と言ってもそのエネルギー・スペクトラムを一意に規定できる訳ではなく、基準校正水槽における 20 cm 水深の吸収線量を 10 cm 水深の吸収線量で除したものを線質係数(Quality Index)と呼んでこれで線質を規定する。光子モードは、4~6 MV の低エネルギー X 線モードと、10~18 MV の高エネルギー X 線モードに分かれる。1980年代後半の米国での統計<sup>2)</sup>によれば、4~6 MV の低エネルギー X 線モードの利用率が 71 %と圧倒的に多いが、前立腺や膀胱等の深部臓器でしかもリンパ節も含めて広い照射野を確保する必要がある場合には、10~18 MV の高エネルギー X 線モードが好まれる傾向にあり、23%の利用率となっている。X 線モードのエネルギー選択の要素としては、深部線量(Depth dose)、ビルドアップ、ビーム半影、骨組織への線量、中性子の発生等がある<sup>2)</sup>が、表 3.1 に示す通り、脳、頭頸部、肺野、リンパ節症例及び小児科症例等、大多数の症例で 6 MV が好まれている<sup>3)4)</sup>。

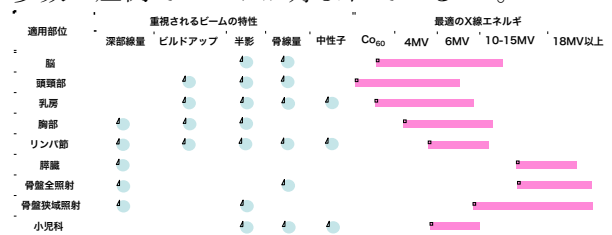


表 3.1 症例と光子線エネルギーの関係

また、従来型の治療では 10 MV 以上の高エネルギー X 線モードの適用であった膀胱や前立腺等の骨盤領域の症例でも、9 門以上の門数で IMRT を前提とすれば、6 MV の X 線モードでも高エネルギー X 線モードとの有意差無く治療可能であることが報告されている<sup>5)6)</sup>。医療用電子リニアックでの中性子の発生は光子の巨大共鳴吸収によるものであり、閾値は電子エネルギーにして 8~10 MeV で、この電子エネルギーを境に急激に増加して 20 MeV 以上ではプラトーに達する。中性子は、X 線ターゲットやフラットニング・フィルタ、コリメータで発生し、これらの放射化を招くとともに、強い透過力で漏洩線となって周囲の環境に悪影響を与える。また、治療ビームを汚染して、晩発性障害の原因ともなる。一方、6 MV の X

線モードであれば、中性子発生の恐れは一切無く、中性子遮蔽は不要であり、X線ヘッドの小型化に好都合である。以上の点から、電子の加速エネルギーとしては6 MeVを選定し、X線ヘッドの小型・軽量化の観点から加速エネルギー固定とした。

### 3. 1. 2 照射野及び線量率

照射野サイズについては前述の通り 15 cm x 15 cm とした。

効率的な治療のためには、線量率が高いことが必要である。特に、SRS(Stereo-tactic Radiation Surgery) や SRT(Stereo-tactic Radiation Therapy)等のように1フラクシオン当たり10 Gyを越えるような大線量を投与する場合には、この必要性が高い。一方、低エネルギーのX線モードでは、X線ターゲットでのX線への変換効率が低く、大線量率を得ようとすればX線ターゲットの熱負荷が高くなり、40 cm x 40 cmの平坦照射野の場合、300 cGy/min (MU)が限界であった。本装置では、高精度放射線治療の観点から、照射野を15 cm x 15 cmに絞り、ピーク深において500 cGy/minの線量率を要求値とした。一方、Dynamic Conformal Arc照射、Dynamic IMRT照射及びVMAT(Volumetric Modulated Arc Therapy)を可能とするため、線量率の変化は無段階に連続的に行える必要がある。

### 3. 1. 3 ビーム・エネルギー・スペクトラムの安定性及び立ち上がり特性

医療用電子リニアックでは、治療計画時に目標での吸収線量を計画し、実測されたビーム・エネルギー・スペクトラムに関するデータで空気層での減衰効果及び体内での減衰効果を補正してX線ヘッド部分での線量を求め、実際の治療照射時には、X線ヘッド内部に備えられた透過型線量計のモニタ線量 (MU: Monitor Unit) で投与線量を制御する。このため、ビーム・エネルギー・スペクトラムの安定性は、正確な線量投与のために必須である。制動輻射X線は、前述の通り、電子ビーム・エネルギーを最大値として、それより低エネルギーに帯状に分布する。このため、透過型線量計の読み値(MU)と、基準校正水槽の10 cm水

深における基準線量計の読み値の比を、線量校正係数と定義して、透過型線量計の読み値と実際の体内での吸収線量を関係付けている。医療用電子リニアックの規格としては、IEC 60977<sup>7)</sup> 及び JIS Z 4714<sup>8)</sup>に線量校正係数の安定度として、短期及び長期に渡って±2%以内を推奨値としているが、本装置では高精度の線量投与を目標として、その1/4の±0.5%を要求する。

Step & Shoot IMRTで使用する場合、1フラクシオン当たり2 Gy程度の処方線量を、9門に分割して更に10以上のセグメントに分割し、各セグメント毎にMLC開口形状を変更して照射する。この場合、1セグメント当たりの投与モニタ線量は3~5 MUに過ぎず、500 MU/minの線量率で照射すれば、ビーム・オン時間は僅かに0.5秒程度に過ぎない。このような運転で線量校正係数の誤差が大きければ、これが積み重なって1フラクシオンでは大きな投与誤差を発生させる。このためビーム・オン後のビーム・エネルギー・スペクトラム特性の立ち上がりが重要であり、3 MU投与時に上記 IEC 規格と同等の±2%の精度とし、5 MUでは±1%の精度を要求する。

図3.1に、6 MV X線モードにおける、電子ビーム・エネルギーと基準校正水槽の10 cm水深における吸収線量の実測値を示す。

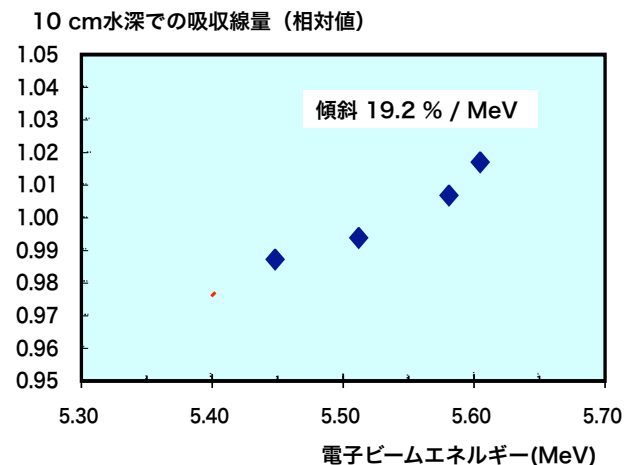


図 3.1 ビーム・エネルギーと 10cm 深吸収線量

本測定は、本電子加速器システムの試行段階で、加速管の電子ビーム電流を変化させて加速管のビーム・ローディングを変えることにより、電子

ビーム・エネルギーを変化させて実施した。吸収線量の測定は、基準校正水槽内で基準線量計をアイソセンターに一致させ、水深を 10 cm にして実施した。電子ビーム・エネルギーは、直接求めることはできないが、10 cm 水深の吸収線量と 20 cm 水深の吸収線量を比較することにより、別途測定されたデータ<sup>9)</sup>から間接的に求めた。5.45 MeV から 5.60 MeV の 0.15 MeV の電子ビーム・エネルギーの変化に対して、10 cm 水深での吸収線量は 3 % 変化している。即ち、 $\pm 0.5$  % の線量校正係数の安定度を達成するためには、電子ビーム・エネルギーの変動を、 $\pm 0.025$  MeV 以内に抑える必要がある。

### 3. 1. 4 機械的特性

図 3.2 に O-Ring を含めた主要構造を示す。

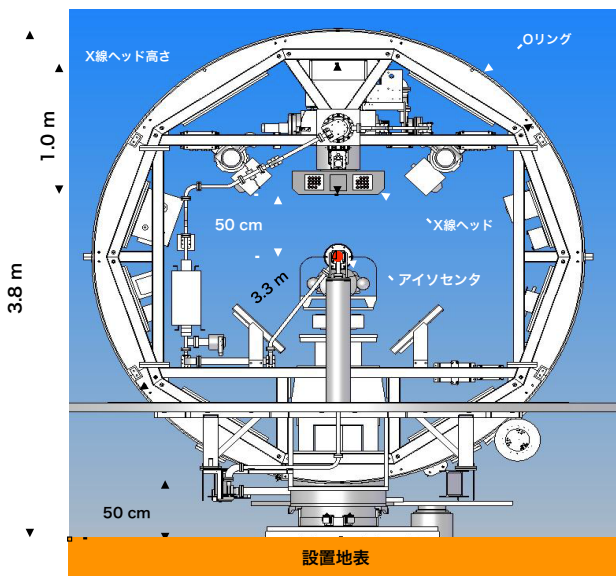


図 3.2 O-Ring の主要構造

前述のように、X 線ヘッドはジンバル上に支持され、O-Ring に装備される。X 線ヘッドと患者との間に十分な間隔を取ることは、患者への圧迫感や治療時の安全性の点で重要である。また、ノン・コプラナー照射の場合に、患者と X 線ヘッドの機械的な接触を避けて、患者の体軸と治療線ビームのなす角度の範囲を広く取るためにも、X 線ヘッドと患者との間隔は重要である。一方、この距離を大きくとれば、O-Ring の直径も大きくなり、通常の治療室への設置は困難となる。患者は種々の体形や体位を取るため、X 線ヘッドと患者との間隔を表す指標として、X 線ヘッド端とア

イソセンターの距離を用いている。従来型の医療用電子リニアックでは、X 線ヘッドとアイソセンターの間隔は約 50 cm となっており、本装置でも従来型の医療用電子リニアックと同程度の値として、X 線ヘッド端とアイソセンターの距離として約 50 cm (MLC 出口とアイソセンターの距離が 50 cm) を採用した。

一方、通常の治療室の天井高は図 3.3 に示す通り約 3 m である。従来型電子リニアックでは、治療線が遮蔽壁を直撃する場合を考慮して、X 線ヘッドの周辺に追加の遮蔽壁を設ける必要があるが、本装置ではビーム・ストッパーにより治療線の治療室遮蔽壁への直撃を防止しているため、追加遮蔽は不要である。この場合でも治療室の天井高さは約 4 m であるため、O-Ring 支持機構の高さを約 50 cm として、O-Ring 径は 3.3 m とした。O-Ring の機械的成立性の点から、O-Ring の厚みとしては 15 cm 程度は必須であり、X 線ヘッドの高さとしては 100 cm が限界となる。

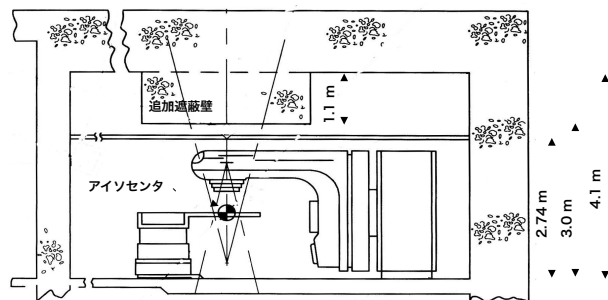


図 3.3 通常の治療室の立面図

### 3. 2 電子加速器システムの全体構成

図 3.4 に電子加速器システムの全体ブロック図を示す。

電子加速器システムは、O-Ring 上に装備されて O-Ring とともに回転する部分及び Skew Table に装備されて Skew Table とともに回転する部分と、それ以外の電源、制御を行う盤類から構成されている<sup>10)</sup>。

O-Ring 上には、X 線ヘッドがジンバル支持されている。X 線ヘッドは、加速管、コリメータ類、透過型線量計、MLC 等から構成されている。

この他、O-Ring 上には、AFC 関連で加速管の近傍に装備する必要がある、AFC マイクロ波セクション、AFC アナログ・セクションが装備され

る。また、電子銃関連で電子銃近傍に装備する必要のある、電子銃駆動用パルス・トランス、電子銃ダミー・ロード、及び透過型線量計からの微弱電荷をパルス列に変換する線量計アンプ（主及び副のアンプ）や、MLC 直近で MLC 各リーフの制

御及び位置モニタを行う MLC ドライバ&モニタが装備される。

Skew Table 上には、C バンド・クライストロン及びクライストロン駆動用のパルストランス、C バンド・クライストロンにドライブ RF パルスを供給するシグナル・ジェネレータ&パルス・ア

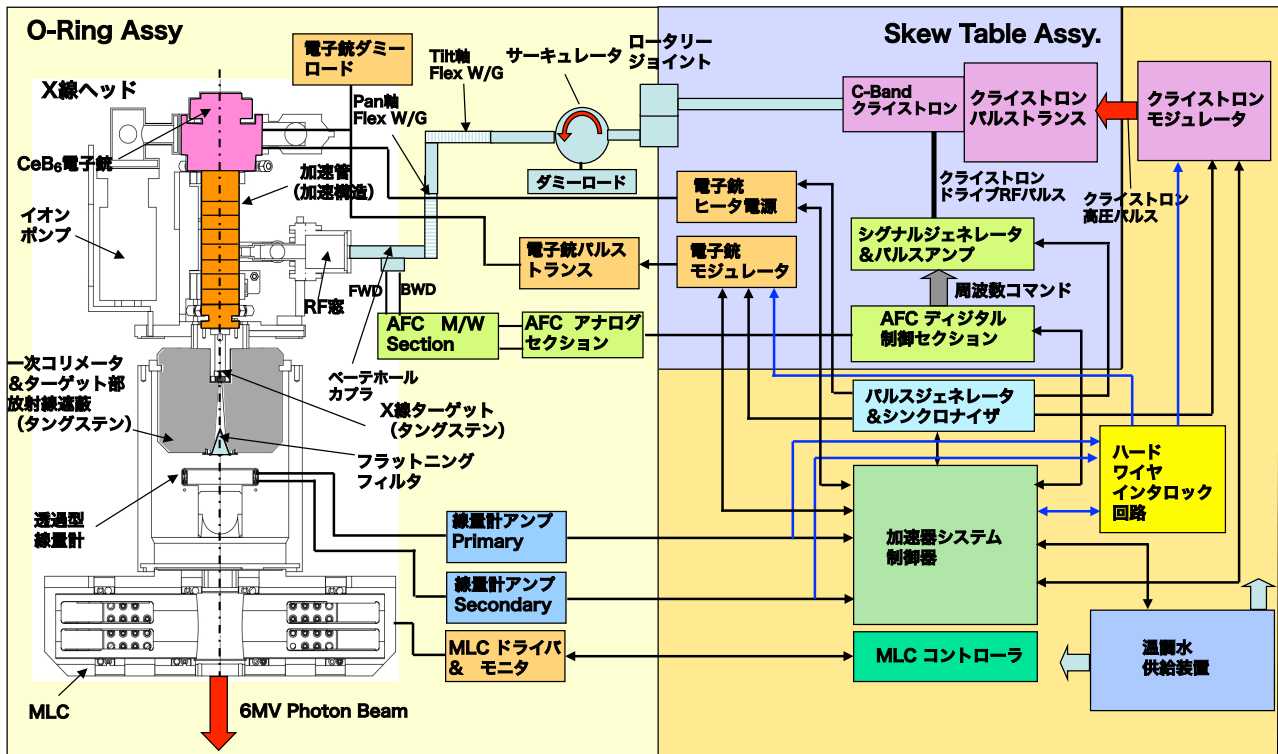


図 3.4 電子加速器システムの全体ブロック図

ンプ、及びクライストロン周波数を加速管共振周波数に同調させるための AFC デジタル・セクションが装備される。また、電子銃用モジュレータ及び電子銃ヒータ電源も Skew Table に装備される。大型のパルサー電源であるクライストロン・モジュレータは電源盤として機械室に設置され、それ以外のコントローラ類、及び温調水供給装置も機械室に設置される。

### 3.3 X線ヘッドの構成

図 3.5 に X 線ヘッドの構造図を示す。X 線ヘッドは、加速管、X 線ターゲット、1 次コリメータ、フラットニング・フィルタ、透過型線量計、照準用のレチクル・レーザーやフィールド・ライト、MLC から構成される。

X 線ターゲットは、タングステン板として、EDMULT Code<sup>11)</sup>を用いて最適の厚みを求め、1.45 mm とした。X 線ターゲットとアイソセンタ

一の距離は、SAD(Source Axis Distance)と呼ばれ、治療計画時に重要なパラメータである。従来型の医療用電子リニアックの代表的な SAD は 100 cm であり、旧型の装置では一部 80 cm のものもあったが、近年は全ての機種が 100 cm を採用している。このため、SAD については、既存の治療計画システムとの整合性を確保するため、本装置でも SAD=100 cm を採用した。後述の通り、X 線ヘッド高さは 100 cm 以下でアイソセンターから MLC 出口までの距離は 50 cm であるから、X 線ターゲットから MLC 出口までの距離は 50 cm となり、X 線ターゲットから X 線ヘッド後端までの距離も 50 cm 以下となる。X 線ターゲットと加速管の出口の距離は 77 mm とし、X 線ターゲットは細いビーム・フライト・チューブの末端に取り付けて、1 次コリメータ内に挿入するように配置した。従来のインライン型の医療用電子リ

ニアックでは、加速管の出口にそのまま X 線ターゲットを装着するのが通常であるが、X 線ターゲット周辺の放射線シールドを兼ねた 1 次コリメータが、径の太い加速管を取り囲んだ上で遮蔽に必要な厚み分必要となるため、重量の点で不利である。また、1 次コリメータの材質は小型で十分

な遮蔽性能を確保するために、比重の大きなタングステンとする必要があるが、タングステンは高価な金属であるため、製造原価の点でも不利になる。これに対して、本装置の設計では、法定の漏洩線量特性を確保しつつ、1 次コリメータの重量を必要最小限度に抑えることができる。

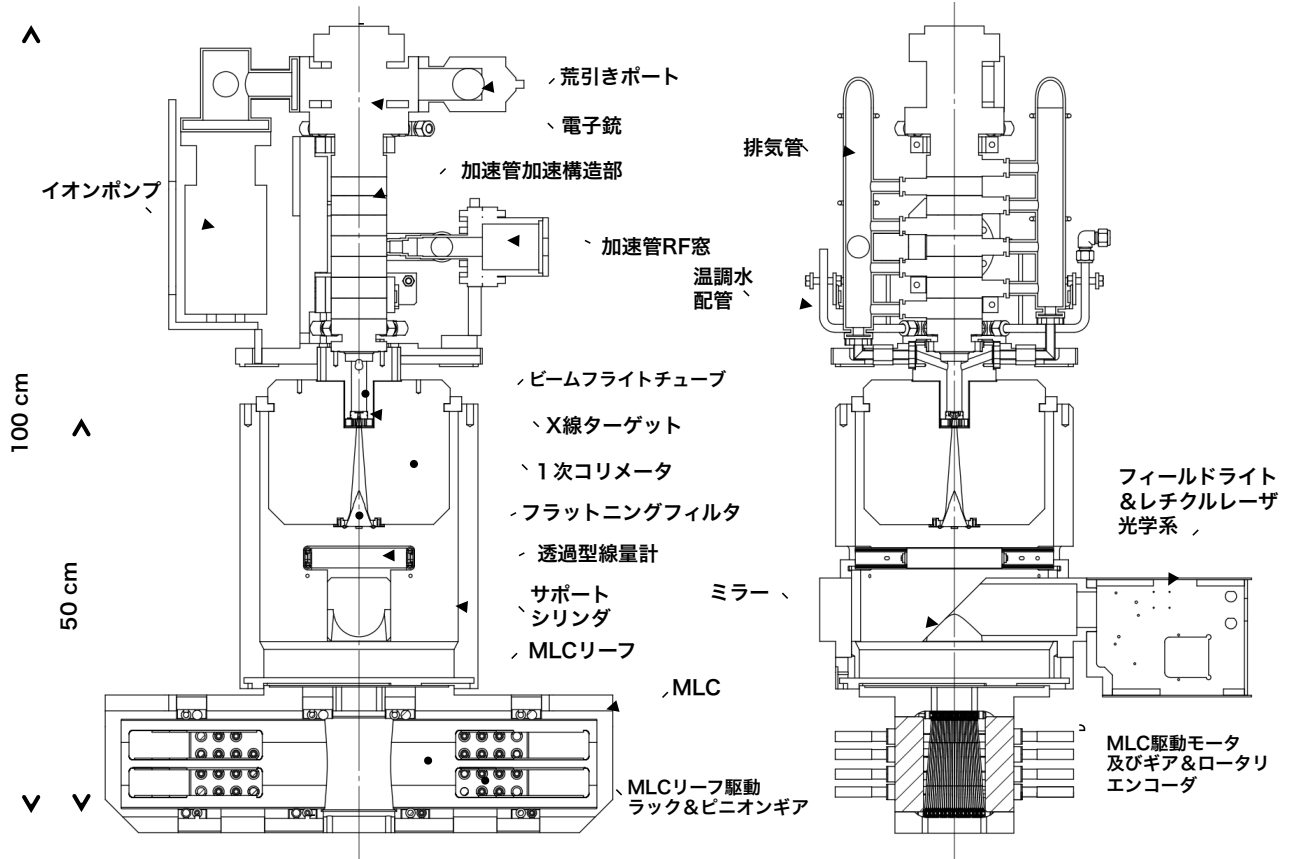


図 3.5 X 線ヘッドの構造図

ビーム・フライト・チューブは、中途にセラミック製の絶縁セクションを設けて、先端部をフローティング構造のファラデー・カップ構造とし、ターゲットに入射するビーム電流を、コア・モニタで直接計測することができるようにして、後述のビーム・エネルギー制御に用いる設計とした。

電子銃まで含めた加速管の長さは、50 cm-8 cm=42 cm 以下とする必要があり、更に電子銃用の高圧配線の配線余裕を考えれば、電子銃まで含めた加速管の長さを 38 cm 以下とする必要がある。1 次コリメータの開口は、X 線ターゲットを頂点とする角錐とし、本装置の最大の照射野である 15 cm x 15 cm を形成するのに必要な開口とした。1 次コリメータの終端部には、Al 製のフラッ

トニング・フィルタを取り付けている。従来型のマルチ・エネルギーの医療用電子リニアックでは、ビーム・エネルギーに応じてフラットニング・フィルタを変更する必要があるため、1 次コリメータ外に、駆動機構を備えた一連のフラットニング・フィルタを装備する必要があるが、本装置の場合、6 MV の光子モードのみであり、フラットニング・フィルタは 1 種類である。このため、フラットニング・フィルタを 1 次コリメータ内に装備することが可能であり、またこのように装備することにより、フラットニング・フィルタから発生する 2 次電子や光子の遮蔽を 1 次コリメータに兼ねさせることが可能となって、重量の点で有利である。

フラットニング・フィルタの形状は、IEC 60976 の規定通り、アイソセンターにおいて 10 cm の水深で背後に 20 cm の水層がある場合に、15 cm x 15 cm の最大照射野で平坦な線量分布が得られるように、ビーム輸送計算用のモンテカルロ・シミュレーション計算コードの一種である MCNP コード<sup>12)</sup>で計算して概略の形状を決め、更に実測によって形状を修正して決定した。

1次コリメータの直後には、投与線量制御のための透過型線量計が配置され、続いてフィールド・ライト及びレティクル投射用のAL蒸着マイラ薄膜のミラーがある。この薄膜は、治療X線は透過するが、ビーム軸に直交する方向に装備されたフィールド・ライト光及びレティクル用のレーザ光は反射して、治療X線と同軸で投射する。フィールド・ライト用ランプはその輝点から薄膜までの距離が、X線ターゲットから薄膜までの距離と一致するように取り付けしており、光フィールドがX線のフィールドと一致している。

更にX線ヘッドの終端には、2次コリメータとしてMLCを装備しており、従来型の医療用電子リニアックが2次コリメータとして装備しているX、Yの2軸の可動ジョーは備えていない。従来型の医療用電子リニアックでは、X、Y2軸の可動ジョーで照射野を絞り込んだ上で、3次コリメータとしてのMLCで最終的に照射野を形成する。タングステン合金でできたMLCのリーフ厚みは通常、5 cm～6 cm程度であり、同じくタングステン合金の可動ジョーの厚み(約5 cm～6 cm)と併せて、所要の遮蔽減衰量を達成する。このため、MLCだけでは遮蔽減衰率が不足し、可動ジョーで絞り込まれた形状の範囲で、漏洩線量の高い領域(照射野外漏洩)が存在する。これに対して、本装置では、1次コリメータで15 cm x 15 cmに絞り込まれた照射野から2次コリメータとしてのMLCでいきなり照射野を形成する。MLCのリーフ厚みは、11 cmとしてMLCリーフのみで所要の遮蔽減衰量を達成するため、上記の漏洩線量の高い領域は存在しない。IMRTでは、MLCの形状を頻繁に変更して所要の空間線量分

布を形成するが、従来型の医療用電子リニアックでは、これに加えて、矩形の被曝領域が存在するのに対して、本装置ではこのような被曝領域が存在せず、晩発性の副作用の防止に有効と思われ、臨床上のメリットは大きいと考えている。また、X線ヘッド内の可動機構がMLCのみとなるため、機構的に簡素で、MLC自体の重量は増えるが、可動ジョー及びその駆動機構が無くなるため、X線ヘッドの全体としての軽量化を図ることが可能である。

## 4. 電子加速管の開発

### 4.1 加速周波数の選定

電子加速管は、実用的には、LバンドからXバンド帯のいかなる周波数に対しても製作可能であるが、實際上、MWオーダの高ピーク出力のマイクロ波源の入手可能なLバンド(1～1.5 GHz)、Sバンド(2.5～3 GHz)、Cバンド(5～6 GHz)、Xバンド(9～12 GHz)の各周波数帯域で開発され、実用化されてきた。この中でも、最も古くから用いられてきたのがSバンドである。

Sバンドは、軍事用の早期警戒レーダの帯域であり、このレーダ用のマイクロ波源として、2856 MHzや2999 MHzのクライストロンが開発され、これが電子リニアック用加速管の加速周波数として広く用いられてきた。現時点でも、医療用や工業用の電子リニアックは殆どがこの周波数を使用しており、科学技術用の電子リニアックでも、大多数がこの周波数帯を使用している。特に医療用や工業用の電子リニアック用途には、クライストロンに引き続き、高ピーク出力のマグネトロンも開発され、低価格の電子リニアック・システム用のマイクロ波源として広く用いられてきた。

クライストロンは勿論のこと、加速管や導波管の寸法は、波長に比例して大型化する。また、冷却能力は概略、加速管や導波管の寸法の二乗に比例する。このため、電子滅菌や改質等の工業用途や、放射性物質の消滅処理実験等の一部の科学技術目的で、大出力や長パルス幅(大平均電力)を得るために、Lバンド帯域の電子リニアックが開



発された。Sバンド帯域の電子リニアックの大半が数 $\mu\text{s}$ ~数十 $\mu\text{s}$ のパルス幅で、パルス繰り返し周波数とパルス幅の積であるデューティ比が、最も高いものでも1%以下であるのに対して、Lバンド帯域の電子リニアックでは、パルス幅としてmsのオーダーが通常であり、Continuous Wave (CW)のリニアックも開発されており、デューティ比も10%~100%となっている。Lバンド帯域としては、高ピーク出力のクライストロンが入手可能な1300 MHzが、大多数の電子リニアックで採用されている。

加速管の加速勾配は、加速管内の放電電界により制約される。一方、真空中の放電開始電界 $E_{\text{max}}$  (MV/m)については、マイクロ波の周波数を $f$  MHzとして、Kilpatrickにより<sup>13)</sup>周波数依存性が経験的に与えられている。 $f$ と $E_{\text{max}}$ の関係を図4.1に示す。本論文で注目する周波数域(1 GHz~20 GHz)では、放電開始電界 $E_{\text{max}}$ はほぼ周波数 $f$ の平方根に比例する。

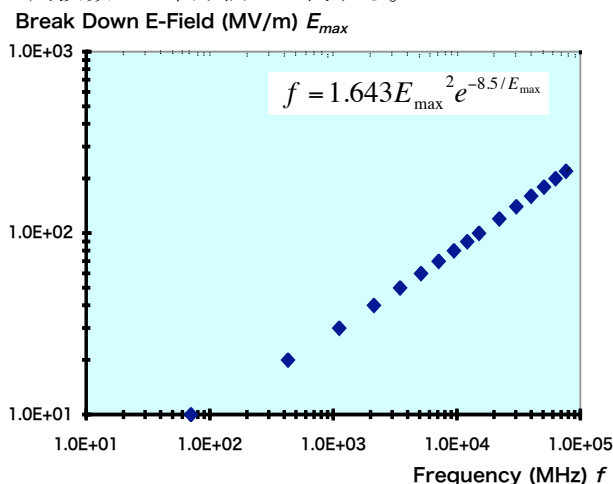


図 4.1 Kilpatrick の経験則

即ち、Xバンド(9~12 GHz)を使用すれば、Sバンドの場合の約2倍の放電電界が得られ、加速管の加速勾配を倍に上げることが可能である。このように、Xバンド加速管は、高い加速勾配により、限られたスペースで高エネルギーを必要とする、科学技術用途に開発が進められてきたが、Sバンドの電子リニアックと比較して4倍の工作精度が必要とされ、 $2/3\pi$ 進行波型加速管やXバンド・クライストロンとともに実験室的には製作で

きても工業的に安定して製造できる状況にはなっていない。

同じXバンドでも、 $1/2\pi$ 定在波型加速管では、各加速空洞が結合空洞を介して密結合となっていて加速空洞の位相が固定されているため、比較的工作精度に対する要求は緩く、油田開発用の中性子源等の用途に「ポータブル・リニアック」<sup>14)</sup>として開発されたものが民生品として販売されており、放射線治療装置にも応用されている。これは、Xバンドのリニアック用マイクロ波源として市販で唯一入手可能な、Xバンドパルス・マグネトロン(周波数9.4 GHz、ピーク出力1.8 MW<sup>15)</sup>)を使用しており、低いピーク出力で所要の6 MVの加速電圧を得るために、58 cmの長さの加速構造を備えている<sup>16)</sup>。電子銃を含めた加速管全体でも約65 cmと、Xバンド使用の本来の目的である、高加速勾配による省スペースを実現したものはなっていない。

放電電界を検討する際には、加速管だけではなく、導波管についても検討する必要がある。最も放電電界の高い導波管は、導波路が高真空に保たれた真空導波管であるが、特に、医療用途や工業用途の電子リニアックの場合、ロータリー・ジョイント等の可動部が存在する他スペースや製造原価の制約で、導波管内を高真空に保つことができず、 $\text{SF}_6$ 等の絶縁ガスを加圧封入して所要の放電電界を達成するケースが多い。一方、導波管の開口部の寸法は、波長に比例して小さくなり、導波管内の電界は、これに反比例して上昇する。 $\text{SF}_6$ ガスの封入圧を上昇させれば放電電界も上昇するが、高いガス圧による導波管の変形や破損、サーキュレータや結合器等の導波管途中のマイクロ波素子の変形や破損、及び加速管、マグネトロンやクライストロン等の真空装置の接続部に必須のRF窓の破損等を考えれば、ゲージ圧で1.5気圧程度がガス封入圧の上限と思われる。筆者の経験では、 $\text{SF}_6$ 加圧封入の導波管で、Sバンドの場合は、実用的な上限が7~8 MWであり、Cバンドの場合は、その半分の3.5 MW~4 MWで、Xバンドでは、更にその半分の1.75 MW~2 MWが実用的な上限と思われる。即ち、加速構造の小

型化を狙って高い周波数帯を選択しても、導波管の放電電界が制約要因となって加速管の入力電力が制約を受け、加速構造の小型化は図れない。

Cバンド帯(5~6 GHz)は、従来から軍事用の追尾レーダに用いられており、CFA (Cross Field Amplifier)等のマイクロ波源が開発されてきたが、近年、電子リニアック用途の高ピーク出力のパルス・クライストロンが、新竹・松本等により開発され<sup>17)</sup>、2 MW ~50 MW の範囲で種々のパルス・クライストロンが東芝電子管デバイス(株)により製造されており、市販で入手可能である。

マグネトロンは自励発振型のマイクロ波源素子であり、周波数や位相の制御が、基本的には、マグネトロン共振空洞の機械的チューニングによっており、ボイス・コイル等を用いて高速に制御可能なものもあるが、概して高速の制御には不向きである。一方、クライストロンは基本的に増幅素子であって、外部にドライブ用 RF 源を必要とするが、周波数や位相の制御は、この RF ドライバの電子的制御により可能で、高速でかつ高精度の制御が実現でき、IMRT 等の精密放射線治療用途に好適である。また、加速管に要求される工作精度は、Sバンド加速管の場合の2倍程度であり、上記の通り工作精度要求の緩い  $1/2\pi$  定在波型加速管は勿論のこと、高い工作精度が要求される進行波型加速管についても、在来の工作技術の範囲で製造可能であり、工業製品として成立する。更に、3 MW 程度のピーク出力があれば、30 cm 以下の短い加速構造で、所要の 6 MV 程度の加速電圧が得られる。以上の点から、加速周波数としては、Cバンド帯の 5712 MHz を選定した。

#### 4. 2 加速管に対する要求事項

##### 4. 2. 1 加速管の機械的な特性

前述の通り加速管の全長は、電子銃を含めて 38 cm 以下とする必要がある。また、加速管周囲の放射線遮蔽も含めて、加速管の重量を極力小さくする必要がある。加速管自体からの漏洩 X 線の主な原因は、加速管内部での高エネルギーのビーム損失に起因する制動放射 X 線であるが、後述の通り、加速管出口付近の高エネルギー領域での加速管内部でのビーム損失を極力少なくして、加速

管自体からの漏洩 X 線を減らし、加速管周囲に必要な放射線遮蔽の厚みを薄くする必要がある。また、通常の医療用電子リニアックでは、加速管の周囲にビーム収束用のソレノイド・コイルを配置したり、ビーム・ライン上に4重極磁気レンズ等のビーム収束用の磁気デバイスを設置したりすることもあるが、これらの磁気デバイスも X 線ヘッドの重量増や、ビーム・ライン長の増加に繋がるため、使用しないこととする。

##### 4. 2. 2 加速エネルギー及びエネルギー・スペクトラム

前述の通り加速エネルギーとしては 6 MeV 帯として、中性子の発生を根絶するため、6 MeV 以下で全エネルギー・スペクトラムが 5~6 MeV に分布するようにする。

##### 4. 2. 3 出力ビーム電流及びパルス繰返し

前述の通り加速器システムの照射野として、15 cm x 15 cm が要求され、この条件で、線量率としては、IEC 60976<sup>18)</sup>の規定の基準校正水槽中で、ピーク深において、500 cGy/min を要求されている。図 4.2<sup>19)</sup>は、10 cm 水深においてフラットニング・フィルタで 15 cm x 15 cm の照射野に平坦化した場合の平坦化損失を示しており、線量率は約 80 %となる。また、図 4.3<sup>19)</sup>は 10 cm 水深における平均ビーム電流 1  $\mu$ A 当りの線量率のビーム・エネルギー依存性を示しており、5.3 MeV の電子ビームの場合の線量率は、平坦化後で 8.0 cGy/min/ $\mu$ A と求められる。以上は全て 10 cm 水深での値である。

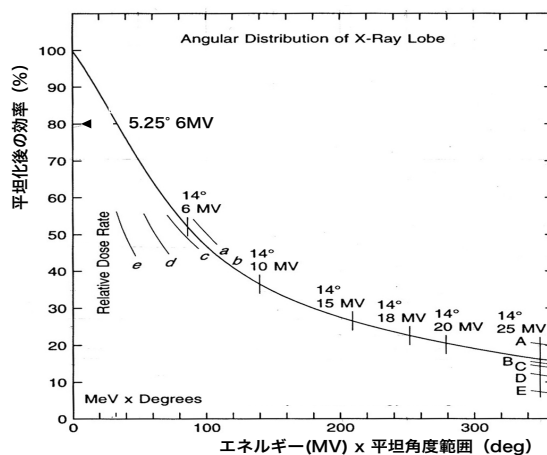


図 4.2 15cmx15cm 照射野の平坦化損失

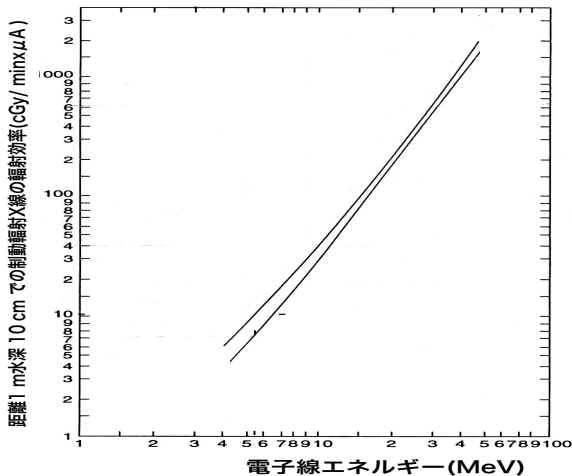


図 4.3 制動放射 X 線の輻射効率

図 4.4 は、実際の 6 MV X 線モード電子リニアックに深部線量分布特性 (PDD: Percent Depth Dose) であり、10 cm 水深での線量率はピーク深での線量率の約 75%程度となっているため、ピーク深で 500 cGy/min を要求した場合 10 cm 水深では 375 cGy/min、従って、加速管からの電子ビームの平均電流値としては、約 47  $\mu$ A と求められる。

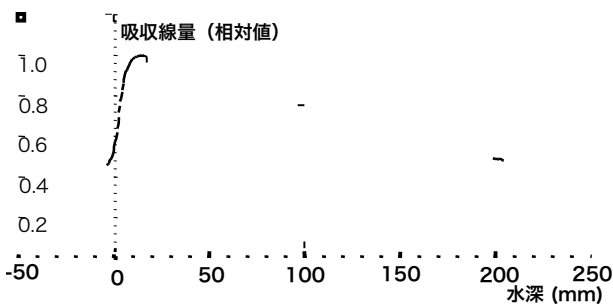


図 4.4 水中での吸収線量特性

電子ビームのパルス幅を 3  $\mu$ s とし、パルス繰り返し周波数を 280 Hz とすれば、各パルスの電子ビーム電流として約 55 mA が必要である。実際には、X 線ターゲットでの X 線の損失や、フラットニング・フィルタでの X 線の減衰等があるため、30 %程度の余裕を見て、75 mA を出力ビーム電流として要求し、75 mA~100 mA 程度を運転の範囲と想定する。また、100 cGy/min~500 cGy/min の範囲で、線量率の無段階変化が要求されているが、ビーム電流やパルス幅を変化させれば、加速エネルギーやビーム・オプティクスへの影響が大きいため、パルス繰り返し周波数を変化させて線量率の無段階変化を実現する。

#### 4. 2. 4 ビーム・ローディング特性

ビーム・オン時の加速管のエネルギー・スペクトラムの立ち上がり特性は、主に加速管の熱膨張による共振周波数のドリフトにより支配されるが、これについては後述の AFC により、加速管の共振周波数の変化を追尾し、加速マイクロ波源の周波数が常にその時点の加速管の共振周波数に同調するように制御することによって補正できる。

加速管は、等価的に、内部抵抗を有する定電圧源とみることができ、ビーム電流を増加させると直線的にビーム・エネルギー (ビーム電圧) が低下する。これを加速管のビーム・ローディング特性と呼んでいるが、ビーム・オン時に電子銃電流が変動して、出力ビーム電流が変化すれば、そのエネルギー・スペクトラムも変動する。後述のように、本加速管では、CeB<sub>6</sub> 単結晶の直熱型カソードを用いたダイオード型電子銃を使用する必要があり、制御グリッドの電圧制御により容易にビーム電流の制御が可能なトライオード型電子銃とは異なって、ヒータ電流の制御によりカソード温度を制御して、温度制限領域でビーム電流を制御する必要がある。本加速管に使用した CeB<sub>6</sub> カソードの熱的な時定数は 5~6 秒程度であり、また、後述のように、加速管に入力された電子ビームの一部がバンチャ部で加速位相から外れ、減速位相で逆に加速されて電子銃側に戻ってカソードに衝突して熱入力となるバック・ボンバードメント現象もあり、ビーム・オン時の素早い電流制御は難しく、ビーム電流が変動しても極力ビーム・エネルギーが変動しないように、ローディング直線の傾斜が極力小さい (即ち等価的な内部抵抗が低い) 設計とする必要がある。

#### 4. 2. 5 ビーム・オプティクス

X 線ターゲット上のビーム・スポット径は、MLC での散乱や遮蔽特性とともに、照射野の半影を決定する重要な要素であり、小さければ小さいほど良いが、X 線ターゲットの温度上昇や繰り返し昇温による熱的なストレスにより制約がある。実際のパルス状の繰り返し入熱を仮定して、温度分布や熱膨張による繰り返し応力及び X 線

ターゲットのタングステン材の降伏メカニズムのシミュレーション評価を行った結果、X線ターゲットが許容可能な直径 1 mm (ビーム電流の 1  $\sigma$  値) を設計目標とする。但し、実際には、シミュレーション計算だけでは評価できない点も多く、実機の耐久試験により最終確認を行うこととする。前述のように、X線ターゲットは、加速管の出口から 77 mm の位置に設置するが、この点で上記のビーム・スポット径が得られるようにビーム・オプティクスを設計する。

#### 4. 2. 6 加速管からの漏洩 X 線

加速管内の、特に高エネルギー部分でのビーム損失は、加速管内面での制動輻射 X 線による漏洩 X 線の発生に繋がる。ビーム自体の分布に加えて、加速位相に乗れなかった電子や、管内の表面電界が高い場合や表面処理が不適切な場合に発生するダーク・カレントに起因する電子等が、ビーム本体の分布に加えてビームの周囲にハローとして分布し、ビーム自体の損失に加えてこれらも漏洩 X 線発生の原因となる。

医療用電子リニアックに関しては、IEC 60601-2-1<sup>20)</sup> に装置からの漏洩線量に対する規定があり、本来の X 線出力 (利用線錐出力) に対して、装置から 1 m の距離で最大で 0.2 % 以下、平

均で 0.1 % 以下の漏洩線量に抑えることが義務付けられている。加速管からの漏洩線量がこの規定を満足しない場合には、加速管の周囲に X 線遮蔽が必要となるが、X 線ターゲットと比較して加速管は寸法が大きく、これを全体に覆う X 線遮蔽は、X 線ヘッドの重量面で不利な要素となる。

このため、ビーム・ダイナミクスシミュレーションによって、加速管内部の加速電圧及び加速位相の最適化を図って、高エネルギー部分でのビーム損失を極小化すると同時に、加速管内の表面電界を必要以上に上げることを避けるとともに、加速管内面の表面処理に配慮してダーク・カレントの発生を極力抑え、加速管からの漏洩 X 線を、X 線遮蔽が不要となるレベルに抑制することを目指す。

#### 4. 3 加速管の構成

図 4.5 に電子銃部も含めた加速管の全体構成を示す。加速管全体は、電子ビームの発生源である電子銃と、電子銃からの直流ビームを加速位相に合わせたバンチ状にバンチングし、加速電界の適切な位相に載せるインジェクタ部、更にバンチングされた電子を所要のエネルギーまで加速する、サイド・カップル加速空洞部から構成されている。

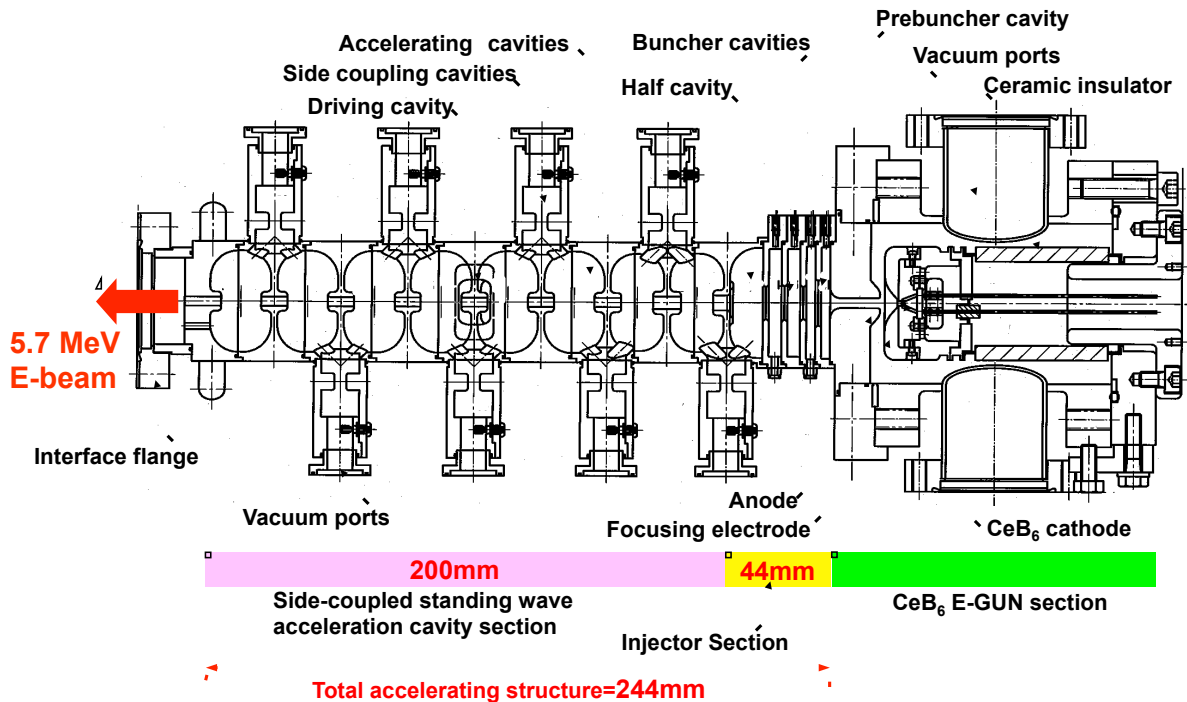


図 4.5 加速管の全体構成図

メンテナンス上、カソードは臨床の現場で交換できる必要がありまたその際のダウンタイムを2日以内に抑えるため、電子銃部を分解及び再組み立て可能なボルト止め構造とし、また、大型の排気管を取り付けたために、加速管と比較して大型の構造となっている。

インジェクタ部及びサイド・カップル加速空洞部は、定在波型とした。加速構造のエネルギー効率の指標として、加速構造の単位長さ当たりのエネルギー・ゲインの二乗をその加速構造の内面でのRF損失で除した値をシャント・インピーダンスと定義して用いるが、高いシャント・インピーダンスを得ることが可能な $1/2\pi$ 型の定在波型構造とし、更に、加速空洞部は、加速構造の軸方向の長さを最小化できる、サイド・カップル方式を採用した。

インジェクタ部については、後述の通りアキシャル・カップル方式としている。

#### 4. 4 電子銃部の詳細設計

空間電荷効果を緩和して良好なビーム・オプティクスを得る点でも、また、加速管のインジェクタ部で良好なキャプチャ特性やバンチング特性を得る点でも、電子銃カソード電圧は高い方が望ましく、特に進行波型加速管の場合には、高電圧が選定される傾向にあり、進行波型加速管の採用が多い科学技術用の電子リニアックの場合、80 kV以上が通常<sup>21)</sup>で、中には500 kVに及ぶカソード電圧を採用しているものもある<sup>22)</sup>。これに対して、工業用や医療用の電子リニアックでは、定在波型加速管を採用し、10 kV~30 kV程度の低いカソード電圧で、高電界のバンチャー空洞へ直接電子を入射することが多い。この場合、インジェクタ部でのキャプチャ特性は余り良好ではなく、電子銃から出力された電子ビームの1/3程度しかキャプチャされて加速されず、残りの2/3程度の電子ビームは加速位相から外れて<sup>23)</sup>加速管内壁で消滅してしまうが、一方、電子銃自体や、カソード配線、電子銃電源等の絶縁処理面で大きな利点がある。

本加速管でも、X線ヘッドの一部として2軸のジンバル上に装備し、Pan/Tiltの2軸で駆動する

必要があるため、可撓性の高圧ケーブルでカソード電圧を供給する必要があり、高圧ケーブルの実用的な絶縁の限界を考慮して、カソード電圧を25 kVとした。

電子銃は、直熱型のカソードと、フォーカス電極及びアノード電極から構成されている。アノード電極は、後段のインジェクタ部のプリバンチャー空洞の一部を形成しており、プリバンチャー空洞の変形を防止する目的で十分な剛性を確保できるように16 mmの板厚としていて、アノード電極の入り口からプリバンチャーでRFの加速電界がかかる電子銃出口の位置までの距離は約22 mmある。

後述の通り、加速管出力ビーム電流としては、75 mAを設計電流値とし、100 mAを実用上の上限値としているが、上記のように高電界の定在波型バンチャー空洞に直接電子を入射させる場合、その3倍の電子銃電流が必要となって設計電流値でも225 mA、カソード特性のばらつきや加速管運転条件の余裕等を勘案すれば、400 mA~600 mAの電子銃出力電流が必要となる。600 mAの電子銃出力電流を必要とする場合の電子銃のパービアンスは、 $0.15 \mu\text{P}$ となり、アノード電極入り口付近で、ビームが最小径(Beam Waist)で1 mmとなるとすれば、図4.6に示す電子銃に関するユニバーサル・カーブから、プリバンチャー空洞の位置でのビーム径は2.5 mmを越えており、空間電荷効果によるビーム・オプティクスの劣化を補償するため、電子銃出口から加速管のインジェクタ部分に収束用のソレノイド磁場等の磁気デバイスが必要となる。これに対して、300 mAの電子銃電流の場合、電子銃のパービアンスは $0.075 \mu\text{P}$ であり、プリバンチャー位置でのビーム径は約1.6 mmであり、許容の範囲と考えられる。このため、後述の通り、インジェクタ部での電子のキャプチャ特性を改善して、加速管の電流透過率(加速管出力ビーム電流を電子銃電流で除したものの)の設計値を50%とし、電子銃の出力電流の設計値を150 mA、実運用の上限を200 mAとし、最大出力電流は設計値の2倍の300 mAを想定した。

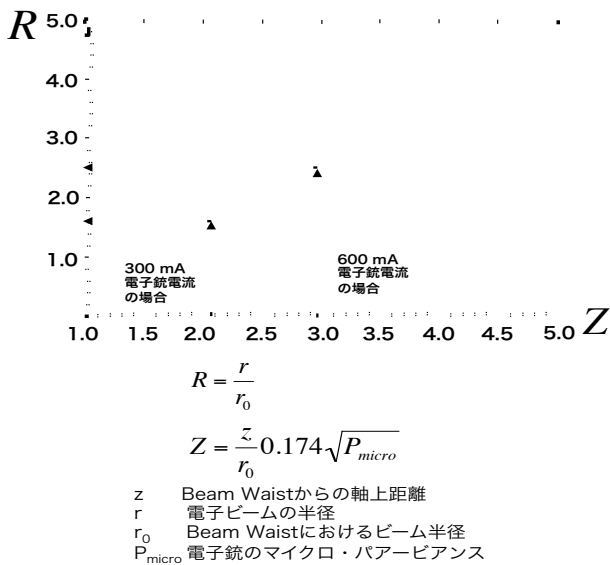


図 4.6 電子銃のユニバーサル・カーブ

電子銃の電極構成は、図 4.5 に示す通り、カソードとフォーカス電極（ウェーネルト電極）及びアノード電極から構成されており、アノード電極の入り口から約 22 mm の電子銃出口直近の位置で、設計電流値 150 mA の時に、直径 1 mm（正規分布の  $1\sigma$  値）の Laminar Flow が得られるよう、E-GUN Code<sup>24)</sup>を用いて繰り返しシミュレーション計算を実施して決定した。

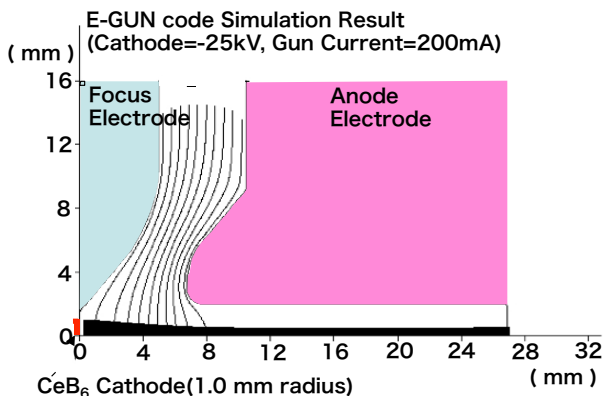


図 4.6 E-Gun Code シミュレーション結果

通常の電子銃では、ピアース型電子銃の例にあるように、電子はビーム径よりも比較的大径のカソード表面で生成され、フォーカス電極とアノード電極で収束されてアノード入り口直後で設計目標径になるが、収束電界が無くなると、その後直ぐに空間電荷効果によって発散に向かう。特

に、大径のカソードの場合、電子銃としてのパービアンスが大きいと、前述のユニバーサル・カーブに示す通り、急速に発散に向かい、この収束を保つためには、ソレノイド収束磁場により Brillouin Flow を達成する必要がある。また、大径のカソードの場合、カソード上の中心から離れた位置で放出された電子は、フォーカスされる際に径方向の運動量を持ってしまい、ソレノイド磁場無しでは、収束状態を保つことが難しい。このため、300 mA の設計最大電流値に見合ったパービアンスの小さな電子銃とし、また電子銃内で電子ビームを収束しすぎないように、E-GUN Code による電子ビーム軌跡のシミュレーション計算を繰り返し実施して直径 2 mm のカソード径を選択した。図 4.6 に、実運用の上限値である 200 mA の時のシミュレーション結果を示す。

電子銃の形式としては、ダイオード・タイプとトライオード・タイプの 2 種類がある。トライオード・タイプは、グリッド電圧によりビーム電流の制御が可能であり、ヒータ電流の増減によりカソードの熱電流制限領域で出力電流を制御する必要のあるダイオード・タイプと比較して遥かに時定数が短く、制御性が良好であるため、バリウム含浸型のカソードを持つ最近の医療用電子リニアックでは、多くがこのタイプの電子銃を使用している。グリッド電極は、通常、細いワイヤー・メッシュでできており、ビームの一部はグリッド電極に妨げられて吸収されてしまい、これによる入熱に耐える必要があるが、直径 2 mm 程度の小径のカソードの場合、非常に細いワイヤーが必要となって、機械的にも熱的にも成立しない。また、後述の通り CeB<sub>6</sub> カソードを選択するが、その表面温度は、バリウム含浸型カソードよりも大幅に高い 1800° K 程度であり、この点でもグリッド電極は熱的に成立しない。収束電極とアノード電極の間に更に 1 段の電極を設けてこの電位を制御したり、フォーカス電極自体の電位を制御したりすることによって電子ビーム電流を制御する、アノード変調型電子銃の採用も考えられるが、アノード電位は、カソード電位に対して 1 kV のオーダーで変調をかける必要があり、その絶縁のため

に電子銃の構造は複雑となり小型化できない。また、カソード電位にフローティングされた高圧のパルス発生装置が、アノード変調用に必要となつて、回路面でも複雑化して適切ではない。このため、ダイオード・タイプの電子銃を選択し、ヒータ電流によりビーム電流を制御することとした。

上記の通り、最近の医療用電子リニアックでは、バリウム含浸型のカソードを使用するものが多いが、このタイプのカソードの、通常の運用カソード温度での実用的なエミッション電流密度は  $70 \text{ mA/mm}^2$  程度であり、直径  $2 \text{ mm}$  のカソードで  $300 \text{ mA}$  の設計電流に必要な  $96 \text{ mA/mm}^2$  のエミッション電流密度は得られない。このため、通常の運用カソード温度で  $200 \text{ mA/mm}^2$  のエミッション電流密度が得られる CeB6 単結晶のカソード<sup>25)</sup>を選択した。このカソードは、エミッション面が直径  $2 \text{ mm}$  の円筒形となっており、CeB6 の単結晶をグラファイトのパッドを介してヒータ電極で挟みこんでいて、熱的な時定数は約  $5 \sim 6$  秒程度である。

電子銃電極は、プリバンチャー空洞の一部を兼ねたアノード電極を無酸素銅で製作し、それ以外の電極は全て非磁性のステンレスで製作した。経験的に、電極上の電界強度が  $10 \text{ MV/m}$  を越えると放電が発生しやすくなるため、SUPERFISH Code<sup>26)</sup>により電極上の静電界強度のシミュレーション計算を行って電極形状の修正を繰り返し、電子銃内の静電界が全ての部分で  $10 \text{ MV/m}$  以下となるようにした。

#### 4. 5 加速構造の詳細設計

図 4.5 に示す通り、加速構造は  $44 \text{ mm}$  のインジェクタ部と、 $200 \text{ mm}$  のサイド・カップル型の定在波加速空洞部から構成されており、インジェクタ部では、 $0.3 \text{ MeV}$  のエネルギー・ゲインを期待し、定在波加速空洞部では、 $5 \text{ MeV}$  のエネルギー・ゲインを期待し、加速管トータルとして、 $5.3 \text{ MeV}$  の加速エネルギーとなるように設計する。

##### 4. 5. 1 定在波加速空洞部の設計

定在波加速空洞は、サイド・カップル型の定在波加速空洞及び結合空洞から構成されている。図 4.1 によれば、 $5.7 \text{ GHz}$  では  $65 \text{ MV/m}$  が真空の放

電電界である。一方、Tanabe<sup>27)</sup>は、 $2997 \text{ MHz}$  のノーズ・リエントラント型半空洞に、 $4.4 \mu\text{s}$  の高ピーク・パワー・マイクロ波を入力して、その半空洞からの反射波により空洞内の真空放電の状況を観察し、 $240 \text{ MV/m}$  の真空放電電界を提案している。これに図 4.1 の周波数依存性を適用して  $5.7 \text{ GHz}$  での真空放電電界を求めれば、 $330 \text{ MV/m}$  となる。一方、松本<sup>28)</sup>は、加速空洞内壁でのダーク・カレントが、真空放電電界よりも更に低い電界でも発生すると述べている。これは、加速管内壁の全体としては滑らかであっても、微細な局所構造に注目すれば、電界集中を招くような突起等が存在し、この部分の電界が平均的な加速管内表面電界よりも高くなって、真空放電にまでは至らなくても、ダーク・カレントのエミッションが発生するとするものである。ダーク・カレントの問題点は、光学特性の悪い電子であるため、ある程度のエネルギーまで加速された後に加速管内面に衝突し、ビーム損失と同様に制動放射 X 線を発生して、漏洩 X 線の線源となることである。稲垣等<sup>29)</sup>は、C バンドの高加速電界の進行波 Constant Gradient 型加速管のダーク・カレントの測定を行い、 $110 \text{ MV/m}$  の表面電界強度でも無視できない量のダーク・カレントが発生することを示している。また、ダーク・カレントは、従来型の S バンド医療用電子リニアックでも、 $6 \text{ MV}$  を越える高エネルギー・モードで、加速マイクロ波と電子銃パルスの位相をずらせて頻繁にビームのオン・オフ制御を行う Step & Shoot IMRT を実施する際に、患者の不要被曝の一因となることが、Chen<sup>30)</sup>により報告されており、加速管内の電界強度は極力抑制することが望ましい。但し、これを低く抑えると所要の加速管長が達成できない点と、加速空洞内面でもこの電界レベルに達するのは、電界集中が発生するリエントラント・ノーズ部等のごく一部の場所に限られる点から、加速管内面の表面電界最大の箇所の上限として、「 $120 \text{ MV/m}$  以下」を設計目標とした。加速管内面の電界分布を SUPERFISH Code により計算し、図 4.7 に示す通り、表面電界の最大値はリエントラント・ノーズ先端部のビーム・ホールとは

反対側の面であることを求め、また、この部分の表面電界は、加速空洞の加速勾配（ビーム・ホール軸上の平均的な加速電界で電子のトランジット・タイム効果も含めたもの）の4.3倍であることが判明しているため、加速空洞の加速勾配の上限値は 28 MV/m となる。

**リエントラント・ノーズ部**

軸上の加速電界の4.3倍の局所電界が発生する。

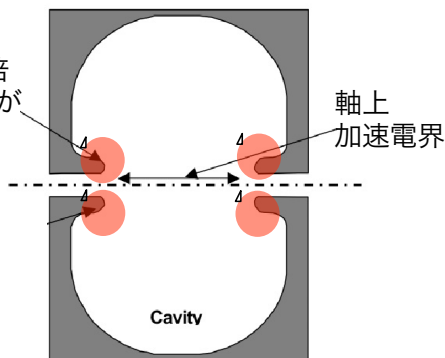


図 4.7 空洞内部電界の SuperFish 解析結果

本加速管では、加速位相上での電子バンチを安定化させ、加速管内でのビーム損失を極力減少させるため、加速位相上の電子バンチの位置を、加速電界の頂点から約 20° 進んだ位相に配置させる設計とする。このため、電子バンチが受ける加速電界は 26 MV/m となる。この条件で、5.0 MeV の設計加速ゲインを得るためには、19 cm の加速空洞セクション長が必要となる。 $\pi/2$  モード空洞の 5712 MHz での空洞軸長は、 $\lambda/2=2.624$  cm であるため、空洞数は 8 個となる。但し、定在波加速空洞部の入り口では、インジェクタ部からの電子ビームの速度が光速に達しておらず、 $\beta = 0.78$  程度であるため、後述のビーム・ダイナミクス・シミュレーションに基づいて空洞長を調整して、電子バンチと加速電界の位相速度が同期するようにする。

**4. 5. 2 インジェクタ部の設計**

図 4.8 に本加速管のインジェクタ部を示す。

前述の通り、従来の医療用電子リニアックや工業用電子リニアックの定在波型加速管と比較して、電子のキャプチャ特性を大幅に改善するために、電子銃の直後にプリバンチャー空洞を置く。プリバンチャー空洞の目的は、電子銃からの約  $\beta = 0.3$  の低エネルギーの電子の速度変調であるた

め、後続のバンチャー空洞と比較して、プリバンチャー空洞のギャップ電圧は大幅に低い。

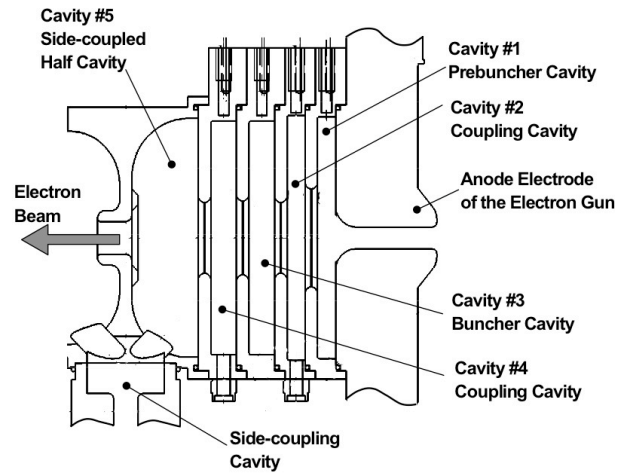


図 4.8 インジェクタ部の構造

このため、プリバンチャーは通常、後続のバンチャー空洞や加速空洞とは独立に、主幹のマイクロ波給電系統から方向性結合器等で分割したマイクロ波を、ギャップ電圧調整用の可変減衰器及び駆動位相調整用の可変位相器を介して駆動するのが通常であるが、これらのデバイスは大型で重量もあり、2 軸ジンバル上に搭載することはできない。また、駆動時に、同軸ケーブルや可変減衰器、可変位相器が機械的な変形を受けてマイクロ波電力や位相が変動し、ビーム・エネルギーや光学特性に無視できない影響を与える恐れがある。このため、後続のバンチャー空洞からの加速空洞内の内部結合で駆動する設計とした。

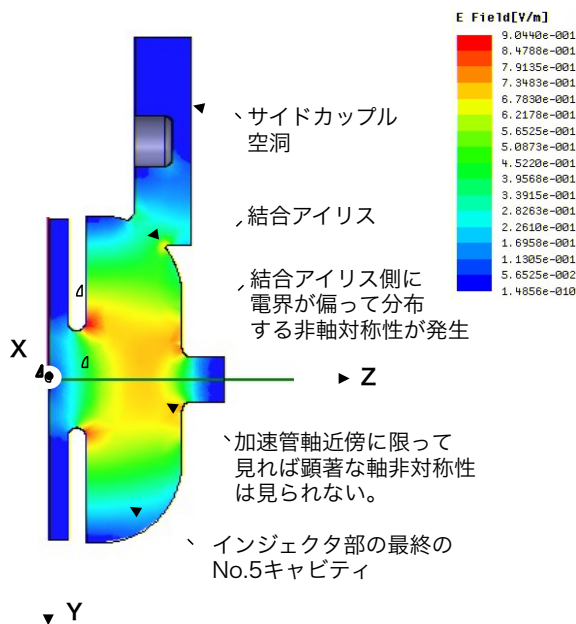
プリバンチャー (Cavity #1) の後段には、結合空洞 (Cavity #2)、第 1 バンチャー空洞 (Cavity #3)、結合空洞 (Cavity #4) 及び第 2 バンチャー空洞 (Cavity #5) の順で同軸結合空洞が続く。

インジェクタ部では電子の速度が遅く、これに合わせて各空洞長も短い。このため、サイド・カップリング空洞は機械的にまた製造面でも成立せず、結合空洞が同軸上にある同軸結合を採用した。また、サイド・カップル空洞は、結合空洞の影響により、内部の電界分布に軸非対称な成分がある。これが電子銃からの低エネルギーの電子に影響して光学特性を歪ませる恐れがあり、電子の光学特性の観点からも、インジェクタ部の同軸結合化は望ましい。但し、同軸結合は、加速に寄与



しない結合空洞が加速管長に加算され、加速管長短縮の点からは不利である。結合空洞 (Cavity #2)には加速電界が存在せず、プリバンチャ空洞の後のドリフト・スペースとなっている。第1バンチャ空洞 (Cavity #3)は後続の結合空洞 (Cavity #4)により駆動される。第2バンチャ空洞 (Cavity #5)は、サイド・カップル型のハーフ・キャビティであり、後段の定在波加速空洞部からサイド・カップルで駆動している。

この空洞は、ギャップ電圧を上げる必要がない点、及び前段部分への同軸結合孔の形状の点で、リエントラント・ノーズの無い空洞としているが、リエントラント・ノーズが無いために、サイド・カップル空洞の影響を受けやすい。空洞内の電界は、図 4.9 の HFSS Code <sup>31)</sup>シミュレーション計算結果の通り、全般的には軸対称にはなっていない。



**図 4.9 #5Cavity 電界シミュレーション結果**  
 加速管軸近傍の領域についてみれば、顕著な軸非対称性は見られないが、ビーム・ホールより外周に近づくに従って、結合アイリスに偏って高電界部分が存在する軸非対称性が顕著となっている。この非軸対称電界の影響がビーム軌道に与える影響の定量的なシミュレーション計算評価は難しいが、後述のビーム・プロファイルの軸対称性の崩れや、大電流運転条件でのビーム径の増加の原因となっているものと思われる。

#### 4. 5. 3 ビーム・ローディング効果

加速用マイクロ波は、定在波加速空洞部のほぼ中央部に設けた、サイド・カップル空洞と直交する軸のドライブ空洞から、RF 窓を經由して供給しており、加速管と外部のマイクロ波供給回路の結合量は、ドライブ空洞と定在波加速空洞の間を隔てる結合アイリスの開口寸法により調整する。ビーム・ローディングが無い場合の加速管を外部からみた時の VSWR を加速管の結合定数  $\beta_0$  と呼んでおり、外部のマイクロ波供給回路との結合量の指標となっている。この場合、ビーム・ローディング・カーブは、以下の式で表される。

$$V = \frac{2\sqrt{\beta_0}}{1 + \beta_0} \sqrt{P_{RF} r l} \cos \phi - \frac{r l}{1 + \beta_0} I_b$$

本式で、V は加速管のビーム・エネルギー、PRF は外部から供給するマイクロ波電力、r はシャント・インピーダンス、l は等価的な加速管長、 $\phi$  は電子バンチの加速電界頂点からの位相角、 $I_b$  はビーム電流である。設計値としては、PRF=2.0 MW、 $l=0.21$  m、 $\phi=20^\circ$  である。また、シャント・インピーダンス r は、SUPER FISH Code の計算値からは 150 M $\Omega$ /m が得られるが、実際には表面切削精度の影響により、C バンドで約 80 % 程度となることが経験的に判っている。また、インジェクタ部は更にシャント・インピーダンスが低く、加速管全体のシャント・インピーダンスの値としては、100 M $\Omega$ /m と想定した。ビーム電流が 75 mA の場合に外部回路とインピーダンス・マッチングがとれる条件は、 $\beta_0=1.4$  であるが、ビーム・ローディング・カーブの勾配をなるべく少なくするため、若干オーバー・カップルとして設計し、 $\beta_0=1.6$  とした。これらを、上式に入れて、ビーム・ローディング・カーブとしては、下式に示す通りとなる。この式によれば、ビーム電流がゼロの時のビーム・エネルギー (ノーロード・エネルギー) は 5.925 MeV である。また、ビーム電流が定格運転条件の 75 mA の時 5.319 MeV であり、10 mA のビーム電流の変動に対して、0.08 MeV のエネルギー変動にとどまっている。

$$V(\text{MeV}) = 5.925(\text{MeV}) - 0.00808I_b(\text{mA})$$

#### 4. 5. 4 数値シミュレーションによる最適化設計

加速空洞及び結合空洞の個々の空洞の形状決定及び表面電界の評価については、SUPER FISH Code を使用して実施した。

また、加速空洞と結合空洞の結合アイリスやドライブ空洞と加速空洞の結合アイリス部については、MAFIA Code <sup>32)</sup>を用いて製作仕様を評価した。

更に、各空洞のギャップ電圧値については、EMSYS Code <sup>33)</sup>を用いて最適化設計を行った。EMSYS Code は、PIC(Particle In Cell)による電子軌道のシミュレーション機能を持ったFCI(Field Charge Interaction) Code である。電子リニアックのビーム・ダイナミクスのシミュレ

ーション計算に通常使用されるのは、PARMELA Code <sup>34)</sup>であるが、これは、ギャップ電圧を使用者が指定してやる必要があり、電子バンチのローディングによるギャップ電圧の変化を使用者側で計算して求める必要がある。一方、本加速管では、複雑な空洞構成のインジェクタ部が、定在波加速空洞部に結合されて内部フィードで駆動されており、電子バンチのビーム・ローディング効果が陽に求まらないため、PARMELA Code は適用できない。一方、EMSYS Code は、FCI Code であり、ビーム・ローディング効果を含めてギャップ電圧を補正して計算してくれるため、本加速管のビーム・ダイナミクス評価が可能である。EMSYS Code によるシミュレーション結果の図 4.10 に示す。

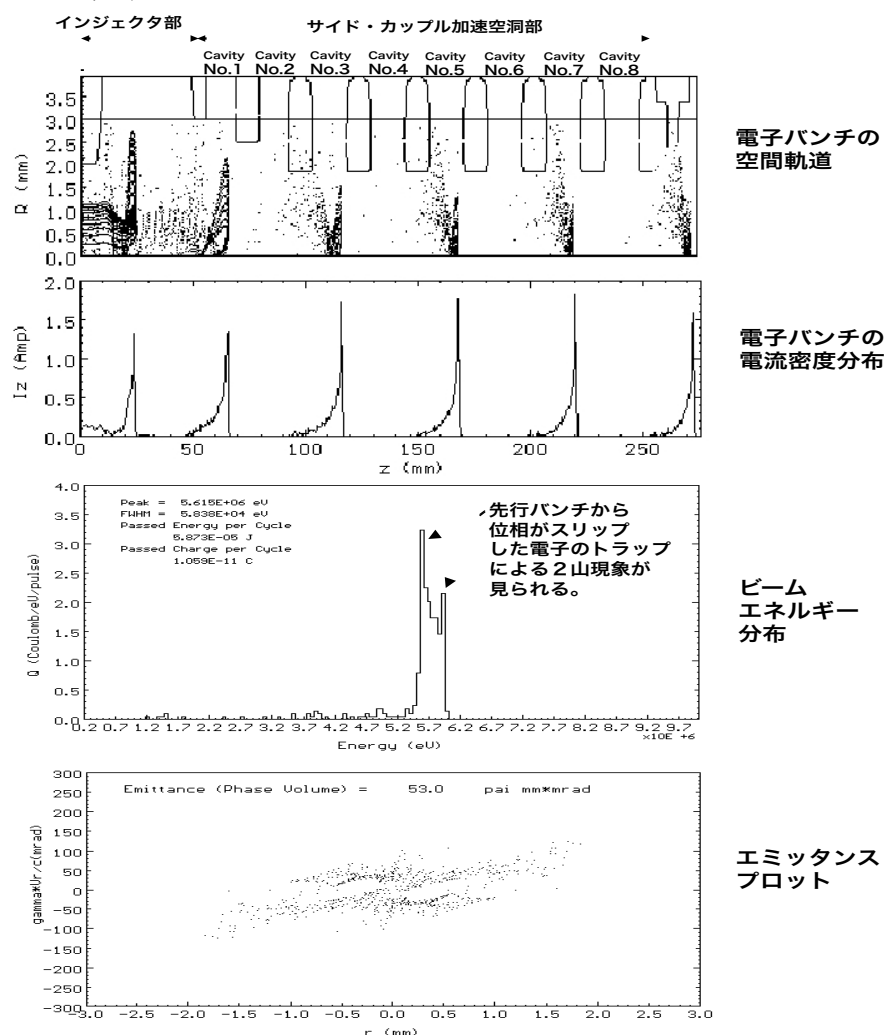
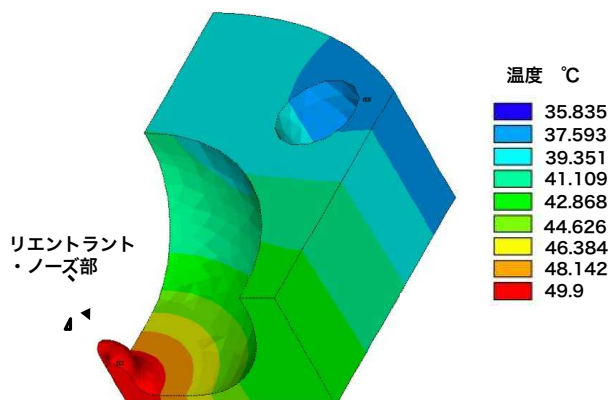


図 4.10 EMSYS Code によるビーム・ダイナミクスのシミュレーション結果

但し、EMSYS Code は加速管の各空洞に軸対称性を仮定しているため、軸に非対称な電界の歪みの効果は評価できない。

各空洞の温調設計については ANSYS Code<sup>35)</sup> を使用して評価した。加速空洞モデルとしては、最も熱負荷の高いサイド・カップル加速空洞部の加速空洞を評価し、軸対称な半空洞の 1/4 をモデル化した。熱入力については、SUPER FISH Code による空洞内面の表面電流によるオーム損失を熱入力とした。この結果を図 4.11 に示す。

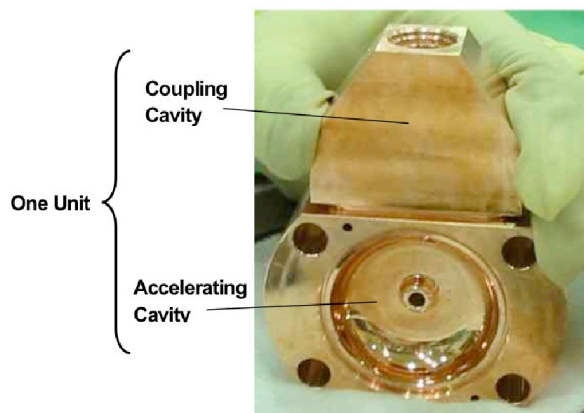


**図 4.11 空洞内の温度シミュレーション結果**  
 図中、水経路は 8 mm として加速空洞の 4 隅に配置し、冷却水は 30°C で流速は 5 m/sec とした。この場合の冷却水壁の熱伝達率は、17000 kcal/m<sup>3</sup>/h/°C となるが、冷却水路内面の汚れの影響を考慮して 10000 kcal/m<sup>3</sup>/h/°C と仮定した。ビーム・ローディングのある場合の最大の熱負荷の条件と思われる、1 空洞当り 240W の熱損失の場合でも、図 4.11 に示す通り、最も高温となるリエントラント・ノーズ部で約 50 °C であり、特に問題無い見通しが得られた。

#### 4. 6 加速管の製作

1 ユニット分の結合空洞と加速空洞の写真を図 4.12 に示す。図中上部の結合空洞は、2 分割の部品が合わさって、完成した形となっているが、加速空洞は、半空洞同士が背中合わせに組み合わさった形となっている。このユニットを加速管軸に沿って重ねて真空ロー付けすることにより加速空洞が完成し、加速管全体を構成する。各空洞は、無酸素銅とし、Q 値やシャント・インピーダンスの低下を防ぎ、また真空放電を防止する

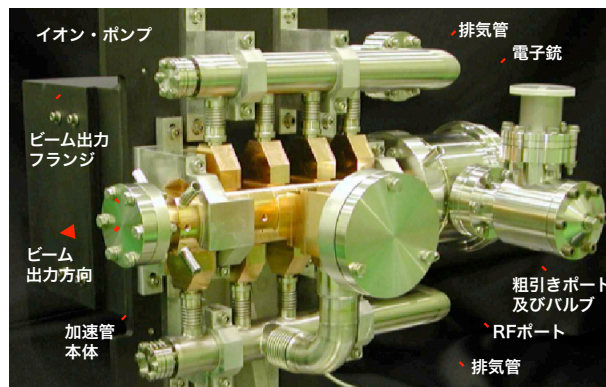
ため、空洞内面は、ダイヤモンド・カッターの超精密旋盤仕上げとした。



**図 4.12 1 ユニット分の空洞の写真**

また、加速空洞と結合空洞間の結合アイリス及び、加速空洞とドライブ空洞間の結合アイリスは、超精密の 5 軸マシニング・センターで設計形状に仕上げた。結合アイリスは、加速管軸に対して 45° の角度をなすように設計し、アイリス周囲にシャープ・エッジが残らないように工夫して、真空放電の問題を回避した。

製作した加速管全体の写真を図 4.13 に示す。



**図 4.13 加速管全体の写真**

通常の医療用電子リニアックの定在波型加速管では、加速管 RF 窓部のみから排気を行っている設計が多いが、C バンド加速管では、ビーム・ホール径が小さく排気系のコンダクタンスが悪いため、加速管内や電子銃部で到達真空度不足の恐れがある。このため、本試作管では、アウトガス量の多い、X 線ターゲット部、RF 窓部及び電子銃部に直接排気管取り付け付けて排気するのに加え、結合空洞頂部から小型のベローズを介して排気

管に接続して真空排気を行って前述の厳しいメンテナンス上の要求を満足している。図中、加速管の上下に設けた配管は、この排気管である。

#### 4.7 加速管全体の特性評価<sup>36)</sup>

##### 4.7.1 測定の方法

加速管の出口直後には、ビームの電流分布を計測するための、ビーム・プロファイル・スキャナを配置した。高エネルギーのビームの場合、ワイヤ・スキャナではビームがそのまま透過してしまうため、6 MeV エネルギーの電子をフル・ストップするのに十分な厚さ 2.5 mm タングステン板をビーム・ストッパーとして、ビーム軸に直交する平面内で X 軸又は Y 軸方向に、マイクロメータで移動する構造にしている。実機での X 線ターゲットの位置は、加速管出口から 77 mm であるが、ビーム・プロファイル・スキャナの機械的な制約で、ビーム・ストッパーの加速管軸上の位置は加速管出口から 88 mm と若干遠目になっている。ビーム・ストッパーを通過した電子ビームは、その後段にあるビーム電流計（コア・モニタ）で測定される。ビーム・ストッパーを移動してビーム電流を計測し、ビーム・ストッパーの移動量でビーム電流を微分すれば、その軸方向のビーム電流分布が求まる。

ビーム・プロファイル・スキャナの直後には、ビーム電流計を配置した。このビーム電流計は、加速管の出力ビーム電流を求めるとともに、上記の通り、ビーム・プロファイル・スキャナと組み合わせて、ビーム電流分布を求めるのに使用した。

ビーム・エネルギーの分析用として加速管の出口から 1380 mm の位置に 90° のビーム偏向磁石を配置し、この後段にエネルギー分析用のスリットを配置してエネルギー分解能は約 0.08 MeV のエネルギー分析系を構成した。

テスト・ベンチ用での加速管の運転には実システムと同じ、マイクロ波パルス幅 = 5  $\mu$ s、電子銃パルス幅 = 3  $\mu$ s としているが、安全上、実システムの 1/30 のパルス繰り返し周波数の 10 Hz (一定) でとした。

##### 4.7.2 ビーム透過率

加速管マイクロ波入力 が 2.0 MW の時の、出力ビーム電流 = 75 mA の時のビーム透過率が 58 % で最も良く、100 mA でも 56 % の透過率が得られており、ほぼ設計通りの結果であった。これは、前述の通り、一般的な医療用電子リニアックの加速管のビーム透過率である約 30 % よりも遥かに良好な値であり、インジェクタ部の最適化の効果が出ていると考えられる。出力ビーム電流が 125 mA の時にはビーム透過率が 44% まで低下しているが、後述の通り、ビーム・ローディングの変化により、インジェクタ部内部のギャップ電圧が低下して、バンチング時のキャプチャ効率が低下するとともにビームの光学特性が劣化して、加速管内でのビーム損失が増加したためと思われる。

##### 4.7.3 ビーム・プロファイル

加速管軸に垂直な平面上のビーム電流分布（ビーム・プロファイル）は、加速管出口から、加速管軸上で 88 mm 及び 175 mm の位置で測定した。

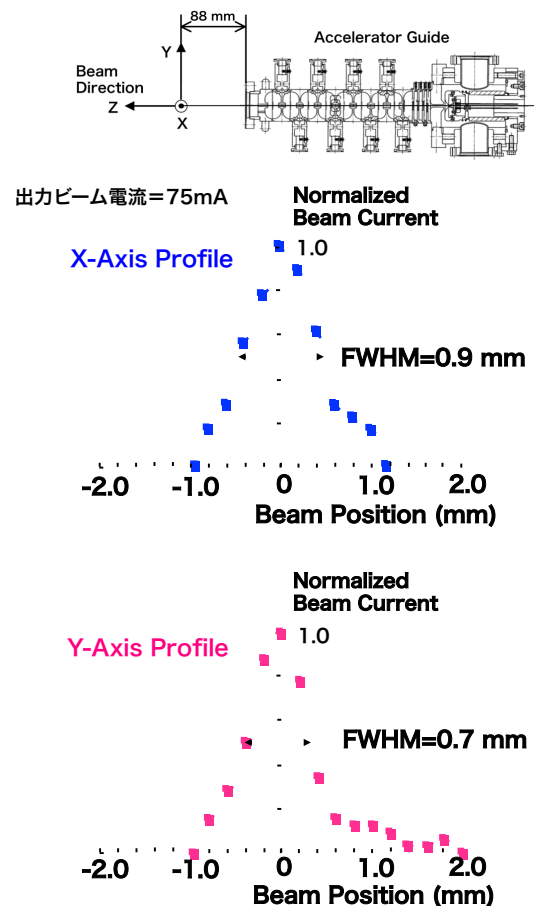


図 4.14 88 mm 位置のビームプロファイル

X線ターゲット位置は、加速管出口から 77 mm の位置にあるため、「88 mm」がほぼ X線ターゲットの位置に対応している。加速マイクロ波入力 は 2.0 MW で、出力ビーム電流は 50 mA、75 mA、100 mA、125 mA とした。

設計出力ビーム電流値である 75 mA の時の 88 mm 位置でのビーム・プロファイルを図 4.14 に示す。X 軸の FWHM 値は 0.9 mm で、Y 軸の FWHM 値は 0.7 mm である。電流値がそれぞれの軸で正規分布となっていると仮定した場合、X 軸の 1  $\sigma$  値は、0.8 mm に相当し、Y 軸の 1  $\sigma$  値は 0.6 mm に相当し、設計値よりも若干細めのビームとなっている。X 軸と Y 軸ではビーム・プロファイルが若干異なっており、楕円形となっているが、これは、前述ように主にインジェクタ部のバンチャー空洞 No.2 における電界の軸対称性の乱れによるものと考えられる。

88 mm 位置で出力ビーム電流を、50 mA、75 mA、100 mA、125 mA と変化させて測定を行いビーム電流が、50 mA から 100 mA までの範囲では、ほぼ光学特性の劣化無く、良好なビーム形状が得られているが、125 mA の出力ビーム電流では、Y 軸で明らかにビーム・プロファイルの顕著な劣化（ビームが太くなる現象）が現れた。これは、電子銃からのビーム電流が 285 mA と設計上限値に近くて空間電荷効果によりビーム径も大幅に広がり、電子銃からの電子ビームが図 4.9 に示す電界の非対称領域に入り込むことにより、Y 軸において選択的にビーム幅の顕著な増加が観察されたものと考えている。

88 mm の位置と 175 mm の位置で測定したビーム・プロファイルの比較では両方の位置で、ビーム・プロファイルはほぼ同じであり、発散性の少ないビームであることが判る。出力ビーム電流を 50 mA 及び 100 mA として同様の測定を実施した結果、両方ケースともに 75 mA の場合とほぼ同様の結果が得られており、出力ビーム電流 = 50 mA ~ 100 mA は安定した運転領域であることが判った。

#### 4. 7. 4 ビーム・エネルギーの分布

図 4.15 にエネルギー分布の測定結果を示す。

加速管の出力ビーム電流の増加とともに、エネルギー分布は低下しており、ビーム・ローディング効果を示している。但し、出力ビーム電流が少ない場合には、ビーム・エネルギーの分布は広がって双山の傾向が強くなり、出力ビーム電流の増加とともに、一山の良好な特性を示すようになる。これは、EMSYS Code によるビーム・ダイナミクス・シミュレーションによる検討の結果、次のような理由で発生していると推定できる。即ち、出力ビーム電流が少ない場合には、ビーム・ローディングが軽く、従って加速管内の電界が高い状態となっている。この場合、インジェクタ部の電界も高く、先行の電子バンチから位相スリップにより遅れた電子が次の電子バンチに捕捉されやすくなり、この電子が加速電界のクレストからより離れた位相位置にトラップされて低エネルギー成分を形成する。

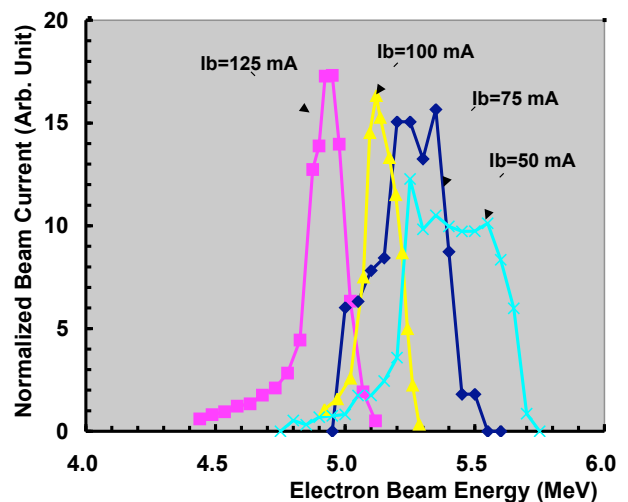


図 4.15 ビーム・エネルギーの分布

#### 4. 7. 5 ビーム・ローディング特性

前述のビーム・エネルギー分布測定からそれぞれのエネルギー  $E_b$  に対応するビーム電流成分  $\Delta I_b$  を求め、下式の通り平均化したものを出力ビーム・エネルギー  $E_{out}$  として求めた結果を図 4.16 に示す。  $I_b$  は出力ビーム電流の総量である。

$$E_{out} = \frac{\sum \Delta I_b E_b}{I_b}$$

$I_b = 75 \text{ mA}$  の設計出力ビーム電流の場合、  $E_{out} = 5.24 \text{ MeV}$  となっており設計値の 5.3 MeV と良好な一致を示している。図中には、ビーム・

ローディング・ラインの設計値を示すが、実測値と良好な一致を示している。即ち、設計目標通り、勾配の緩いビーム・ローディング・カーブが実現できており、例えば、±10%の出力ビーム電流の変動でも、±0.06 MeVのエネルギーの変動にとどまることが判る。

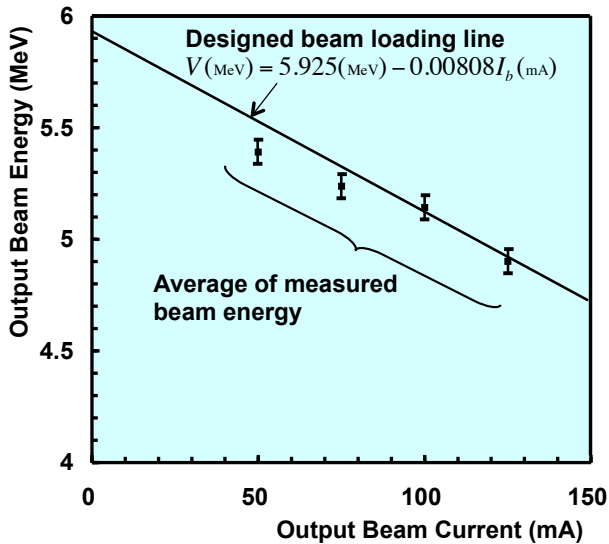


図 4.16 ビーム・ローディング・カーブ

#### 4. 7. 6 加速管からの漏洩放射線

加速管からの漏洩 X 線の分布は、テスト・ベンチで、加速管直上で加速管軸から 35 cm の距離に図 4.17 に示すような鉛製のコリメータに 6 MV 用のビルドアップ・キャップと取り付けた Farmer Ionization Chamber (PTW 社製 Model 30013) を使用して測定した。またビーム・ダンプの周辺は、鉛ブロックで十分に遮蔽した。図中、左の縦座標軸には、前記の測定条件であるパルス繰り返し周波数 = 10 Hz の時の漏洩線量率の実測結果を示す。右の縦座標軸には、本加速管の定格の運転条件である「線量率 = 500 cGy/min」を与えるパルス繰り返し周波数 = 300 Hz 時に、加速管から 100 cm 離れた測定位置での換算値を示す。漏洩線量は、電子銃付近からインジェクタ部、そして後続のサイド・カップル加速構造部の初段では低く、サイド・カップル加速構造の後段でビームエネルギーが高い領域で増加している。但し、最大の漏洩線量でも、実測値で 0.9 mGy/min 定格運転条件での換算値で 0.33 cGy/min となっており、定格の X 線出力の 0.066 % である。これ

は、IEC60601-2-1 の要求基準（平均で利用線錐出力の 0.1 % 以下 最大で利用線錐出力の 0.2 % 以下）を十分に満足しており、加速管自体の遮蔽は不要なレベルの漏洩線量特性である。

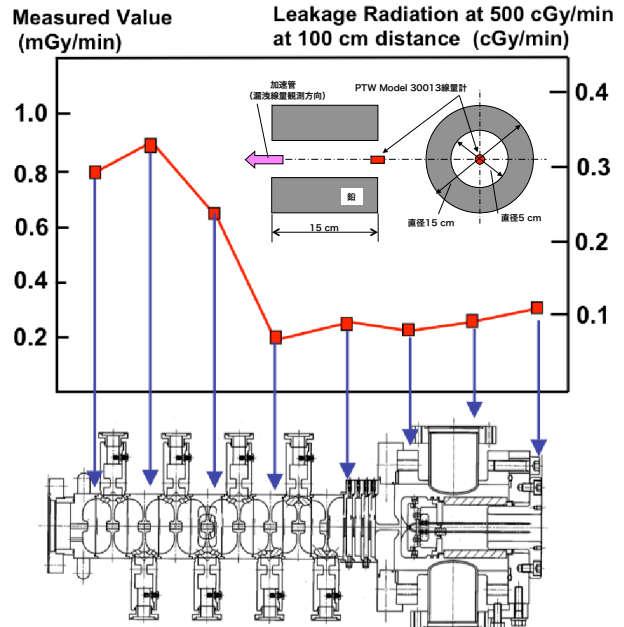


図 4.17 加速管からの漏洩放射線

### 5. AFC の開発

#### 5. 1 従来の AFC

医療用電子リニアックでは、投与線量の制御は、X 線ヘッド内に装備される透過型線量計により行っており、予め計測した透過型線量計の読み値と吸収線量の比を用いて、実際の病巣への投与線量を計画している。このため、ビーム・エネルギーが変動すれば、透過型線量計の読み値が同じでも、実際の病巣へ投与される線量変動し、投与誤差に繋がる。このため、ビーム・エネルギーの安定性は、高精度照射にとって本質的に重要であり、前述の通り線量校正係数の安定度として、本装置では JIS Z 4714 6 章の規定<sup>8)</sup> (±2%) の 1/4 である、±0.5% を設計目標としている。

ビーム・エネルギー変動の原因としては以下の 3 つがあるが、特に、加速管の共振周波数の変動の影響が大きく、従来型の医療用電子リニアックでも、加速管の共振周波数に合わせて加速マイクロ波の周波数を追従させて同調を保つ AFC は、必須のコンポーネントである。

### (1) 加速管の共振周波数の変動

主に加速管の熱膨張により、加速管の共振周波数が変動して加速マイクロ波との同調が外れ、加速管内に加速マイクロ波が入らなくなって、加速管内の加速電界が低下する。

### (2) 加速マイクロ波の変動

加速マイクロ波の電力自体が変動し、加速管内の加速電界が変動する。

### (2) 出力ビーム電流の変動

電子銃から加速管に入力される電子銃ビーム電流が変動すると、加速管からの出力ビーム電流が変動し、ビーム・ローディング効果によって加速管内の加速電界が変動する。

一方、本装置に使用する C バンド定在波型加速管は、前述の通り総重量は約 10 kg であり、主要な加速部であるサイド・カップル加速構造は約 20 cm の長さで約 4 kg の重量である。このため、従来型の医療用電子リニアックの S バンド加速管の熱密度が約 2 W/cm<sup>3</sup> であるのに対して、本加速管の熱密度はその 3 倍以上の 7 W/cm<sup>3</sup> 以上となっている。また、加速構造の線膨張に対する共振周波数変化の感度は、周波数に比例するため、結果的に従来型の加速管と比較して 6 倍以上の共振周波数の変動が発生する。実測結果では、30℃の温調水温度からのコールド・スタートから、約 30 秒の加速管の熱的時定数の間に約 1 MHz の共振周波数の変化が発生する。

この共振周波数の変動をリアル・タイムに検出し、加速マイクロ波の周波数をこれに追従させなければ、加速エネルギーやビーム・オプティクスの変動はおろか、ビーム加速さえ不可能となる。

本装置では、IMRT を基本とした治療を想定している。特に Step and Shoot IMRT ではビームのオン／オフを頻繁に繰り返す、1 回のビーム・オンでの投与線量が数 MU 程度でビーム・オン時間が 1 秒に満たないこともある。このため、加速マイクロ波の周波数がビーム・オン後直ちに加速管の共振周波数に同調し（セトリング・タイム）、この後は安定に加速管の共振周波数に対して追従を継続する必要があるため、高速でかつ安定した AFC が必要となる。

また、真空電子デバイスである加速管は、コミッショニング終了の後でも、高電界のマイクロ波のために真空放電を起こす可能性がある。大規模な真空放電の場合、真空インタロック等で検出されて装置は安全に停止するが、小規模な真空放電の場合には真空インタロックでは検出されず、AFC に異常な入力が入って AFC の挙動が不安定になることもあり、真空放電に対するロバスト性も重要な項目である。

共振空洞の一般的な特性として、オーバー・カップルの状態では、入射波と反射波の位相差を  $\phi$  とした場合、共振周波数以下では  $\phi$  は正の値をとり、周波数がゼロに近づくにつれて  $\pi$  に漸近する。共振周波数以上では  $\phi$  は負の値をとって、周波数が無限大に近づくにつれて  $-\pi$  に漸近する。共振周波数付近では位相差は正から負に反転し、共振周波数では位相差はゼロとなる。共振周波数付近のこれらの挙動の急峻性は、共振空洞の Q に依存する。

図 5.1 に、従来の医療用電子リニアックの代表的な AFC の構成図を示す<sup>23)</sup>。加速管としては定在波型のものが使用されており、加速管への入射波と反射波が、加速管の RF 窓近傍にある方向性結合器によりサンプルされる。サンプルされるマイクロ波のピーク電力が MW オーダと極めて大電力であるため、この方向性結合器としては、ベータ・ホール・カップラ (BHC: Bethe Hole Coupler) 等の低結合係数 (-60 dB 程度) のものが用いられる。サンプルされた入射波と反射波は、それぞれロー・パス・フィルタ (LPF: Low Pass Filter) で高調波成分が除去された後、位相ディスクリミネータに入る。可変フェーズ・シフタは、加速管から BHC までの導波管や、BHC から 3 dB ハイブリッド・カップラまでの導波路における光路差を補正するためのものであり、可変アッテネータは、クリスタル検波器に入力されるマイクロ波の振幅を調整して、2 乗検波特性が正しく得られるようにするためのものである。後段の位相ディスクリミネータは、3 dB ハイブリッド・カップラ、クリスタル検波器及び差動アンプから構成されている。入射波サンプル及び反射波サンプルは 3 dB

ハイブリッド・カップラに入り混合された後、これがクリスタル検波器で検波されて、ビデオ信号となり、差動アンプに入力される。

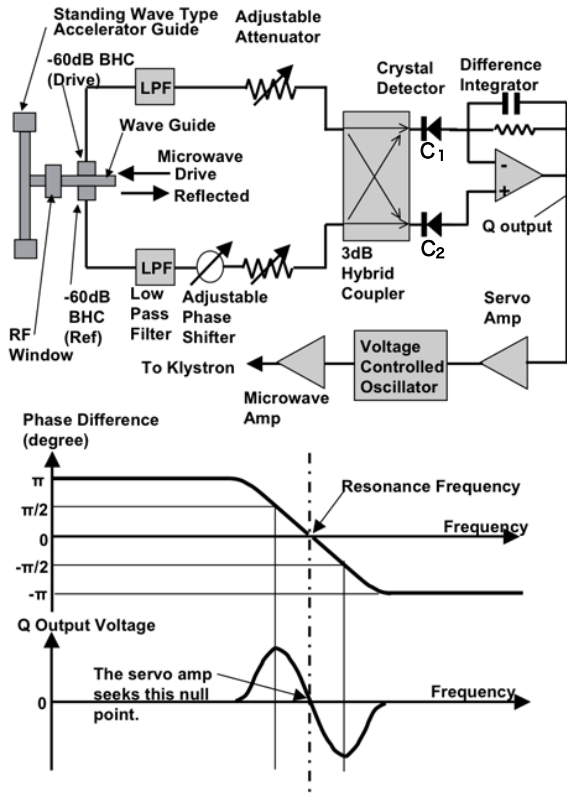


図 5.1 従来の医療用電子リニアック AFC

入射波を  $V_F e^{j\omega t}$ 、反射波を  $V_B e^{j(\omega t - \phi)}$  とし、 $\omega$  は加速マイクロ波の角速度、 $\phi$  は入射波を基準とした反射波の位相シフト量、 $V_F$  及び  $V_B$  は、それぞれ入射波と反射波の振幅とすれば、3 dB カプラの出力 C1、C2 端子はそれぞれ以下の通りとなる。

$$V_{C1} = \frac{1}{2} \{ V_F e^{j(\omega t - \pi/2)} + V_B e^{j(\omega t - \phi)} \}$$

$$V_{C2} = \frac{1}{2} \{ V_F e^{j\omega t} + V_B e^{j(\omega t - \phi - \pi/2)} \}$$

またクリスタル検波器で2乗検波された結果は、それぞれ以下の通りとなる。

$$V_{D1} = \frac{1}{4} \{ V_F^2 + V_B^2 + 2V_F V_B \sin \phi \}$$

$$V_{D2} = \frac{1}{4} \{ V_F^2 + V_B^2 - 2V_F V_B \sin \phi \}$$

これを差動アンプに入力すれば、 $V_F V_B \sin(\phi)$  が得られ、入射波と反射波の位相差に応じた正弦波出力が得られることが判る。 図 5.1 に示す AFC

では、正弦波のゼロ点を追従するようにサーボ・ループを組み、加速用マイクロ波源がクライストロンの場合には電圧制御オシレータを制御し、加速用マイクロ波源がマグネトロンの場合には、モーターやボイス・コイル等でマグネトロンの共振空洞のダイアフラムを駆動して発振周波数を制御している。しかし、サーボ・ループで制御可能な範囲は  $-\pi/2 < \phi < \pi/2$  の範囲に限られ、加速管のような Q の高い制御対象の場合には数十～数百 kHz の比較的狭い周波数範囲（キャプチャ・レンジ）でしか使用できなかった。また、差動アンプのフィードバック回路の時定数で AFC の時定数が決まるが、これを小さくすると雑音の影響を受け易く不安定な AFC となり、逆に大きくすれば、安定ではあるが追従性に欠け、本装置で狙っている Step and Shoot IMRT 等の頻繁なビーム・オン/オフには適さない AFC となる。以上の通り、従来の AFC はキャプチャ・レンジの点でも、セトリング・タイムの点でも本装置での要求を満たさず、革新的な AFC 開発が必要であった。

## 5. 2 新コンセプト AFC

従来型の AFC で、キャプチャ・レンジが狭かった原因は、位相ディスキリミネータの振幅出力を使用してサーボ・ループを組んだためであり、位相ディスキリミネータ出力の符号のみを、周波数同調のための「方向指示器」として使用することとした。このため、従来使用していた差動アンプを2つのビデオ信号のレベルを比較するコンパレータに変更した。図 5.2 に全体の構成を示す<sup>37)</sup>。コンパレータの出力は、Binary Quantized Quadrature Output と呼び、これが正であれば、加速用マイクロ波源の周波数が、加速管の共振周波数より低いことを示しており、加速用マイクロ波の周波数を上げる必要がある。また、これが負であれば、加速用マイクロ波の周波数が、加速管の共振周波数より高いことを示しており、加速用マイクロ波の周波数を下げる必要がある。

また、加速管の動作が、連続動作ではなく、デューティ比の小さなパルス動作である点に着目して、1パルス毎に加速管共振周波数と加速用マ



マイクロ波周波数の差を判定して、加速用マイクロ波の周波数をカウント・アップもしくはカウント・ダウンして制御する。本電子加速器システムは、定格 X 線出力の時に、パルス繰り返し周波数約 300 Hz で動作する。このため、パルス間隔は約 3.3 ms である。ビーム・パルス幅は約 3  $\mu$ s であり、AFC 回路はこの間に入射波と反射波の位相差の符号の判定を完了する。この後、AFC 回路は Signal Generator に対する周波数コマンド値を生成し、Signal Generator 回路は、これに基づいて次のパルスがトリガされるまでに発振周波数を整定させる。これを繰り返すことにより、パルス毎に加速管共振周波数と加速用マイクロ波周波数の一致判定が行われ、加速用マイクロ波周波数が加速管共振周波数に追従する。

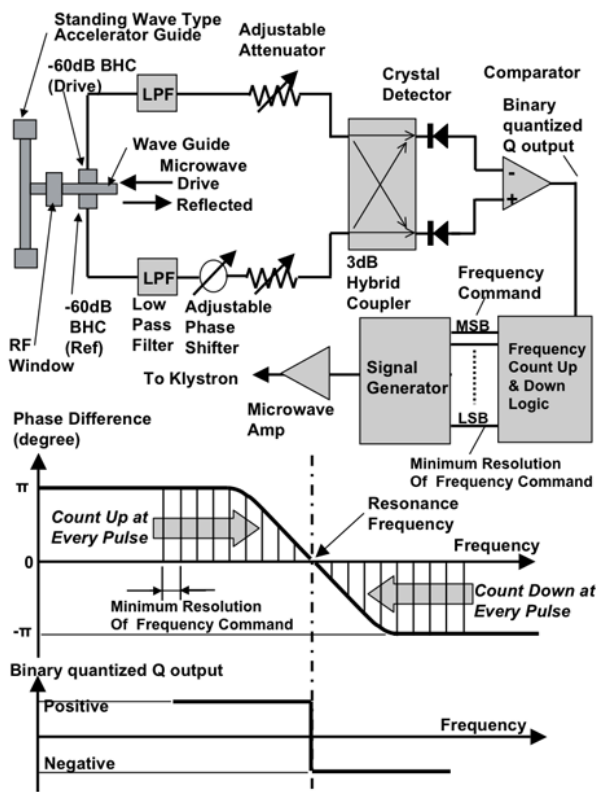


図 5.2 新コンセプト AFC

### 5. 3 キャプチャ・レンジに関する検討

図 5.3 に、従来型の AFC を本加速管と組み合わせた場合のキャプチャ・レンジの評価結果を示す。前述では反射波と入射波の位相差  $\phi$  の範囲として  $-\pi/2 < \phi < \pi/2$  と述べたが、この範囲の上下限付近では位相ディスキリミネータの出力の

微分値がゼロとなって感度を失うため、実用的には  $-\pi/3 < \phi < \pi/3$  程度である。

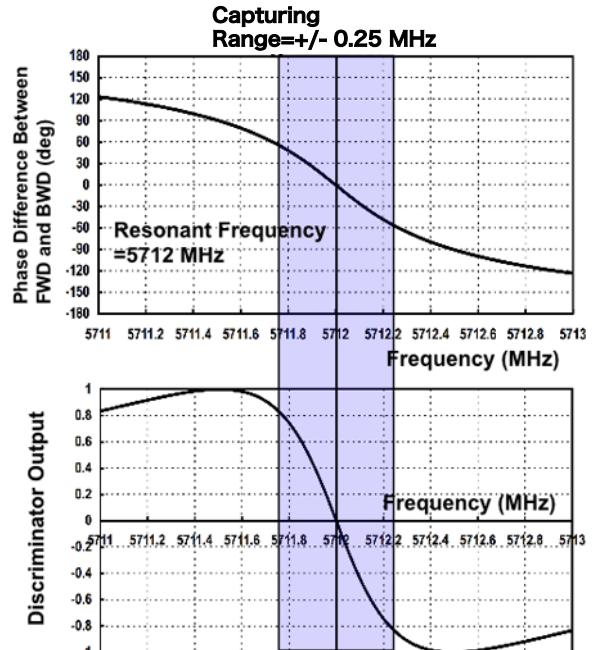


図 5.3 従来型 AFC のキャプチャレンジ

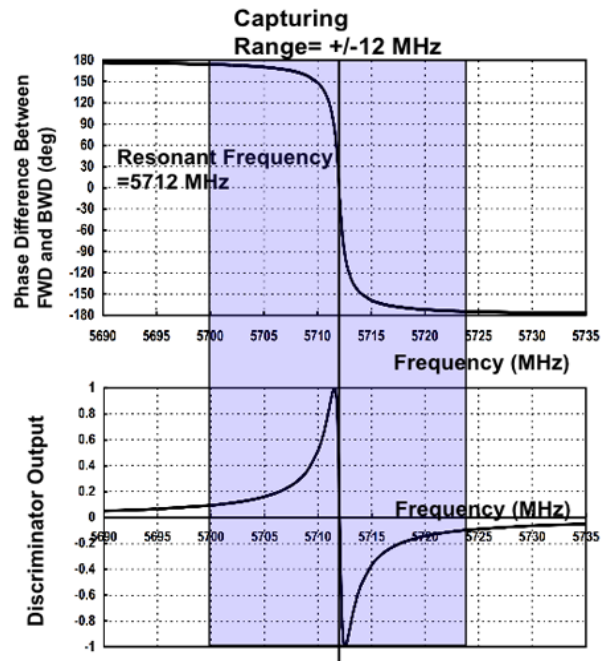


図 5.4 新 AFC のキャプチャレンジ

このため、実用的なキャプチャ・レンジとしては、 $\pm 250$  kHz となる。これに対して、図 5.4 には、本 AFC と本加速管を組み合わせた場合のキャプチャ・レンジの評価結果を示す。キャプチャ・レンジを制約する要因は、コンパレータのダイナミック・レンジである。図 5.2 では、コンパレー

タのダイナミック・レンジとして 20 dB（振幅では全振幅の 1/10）を仮定し、±12 MHz のキャプチャ・レンジを得ているが、最近のコンパレータの実力値としては、40 dB 程度は問題無く得られ、これを勘案すれば、更に広大なキャプチャ・レンジが得られ、実用的にはキャプチャ・レンジの制約を考えなくても良い程度の性能が得られる。

### 5. 4 AFC の試験評価

前述の加速管を用い、パルス繰り返し周波数 = 300 Hz で AFC の評価を実施した結果を図 5.5 に示す。図中、縦軸は、周波数コマンド・レジスタの読み値であり、シンセサイザの最小分解能である 20 kHz を 1 カウントとしている。ビーム・オン時の加速管の共振周波数は、周波数コマンド・レジスタよりも 42 カウント (840 KHz) 高い状態にあり、ビーム・オンとともに AFC は、カウント・アップを開始し、約 0.15 s 後に AFC ロック状態となっている。カウント・アップの途中、53 カウント付近から周波数コマンド・レジスタの周波数カウント・アップの直線の傾斜が変化しているが、加速管のエイジングが十分に完了していない時点での評価試験であったため、真空インタロックにかからないような微小な真空放電等により、位相判定のミスが発生しているのではないかと推定している。その後、AFC は加速管の共振周波数を安定に追従し、約 1 分後には、カウント・アップ・コマンドもカウント・ダウン・コマンドも発生しないゼロ状態となって定常状態に達している。グラフ上、微小なスパイクが見られるが、これは、周波数コマンド・レジスタの値を記録するデータ・ロガーの読み取りミスか、もしくは、微小な真空放電等による位相判定ミスが原因であると考えている。加速管の共振周波数はビーム・オンのスタート時点である 62 カウントから 50 カウント低下（即ち、1 MHz）して、12 カウントで定常状態に達している。

### 5. 5 ロバスト性に関する検討

本 AFC では、1 パルスでの現象は、次の 20 kHz 分のコマンドに影響するだけである。例えば、あるパルスで、微小な真空放電等が発生して、BHC のサンプル値に異常な値が入力された場合

でも、これは次のパルスでの 20 kHz 分の加算若しくは減算に影響するのみで、それ以降のパルスには影響しない。

これに対して、従来の AFC では、1 パルスの異常な入力、差動アンプのフィードバック回路の時定数及びサーボ・ループの時定数の期間影響し、この期間は治療線の特性が影響を受ける可能性がある。

また、AFC のセtring・タイムも 0.15 s と十分に短く、ビーム・オン/オフが頻繁に発生する Step & Shoot IMRT のような用途にも問題なく対応できる性能を有することが示された。

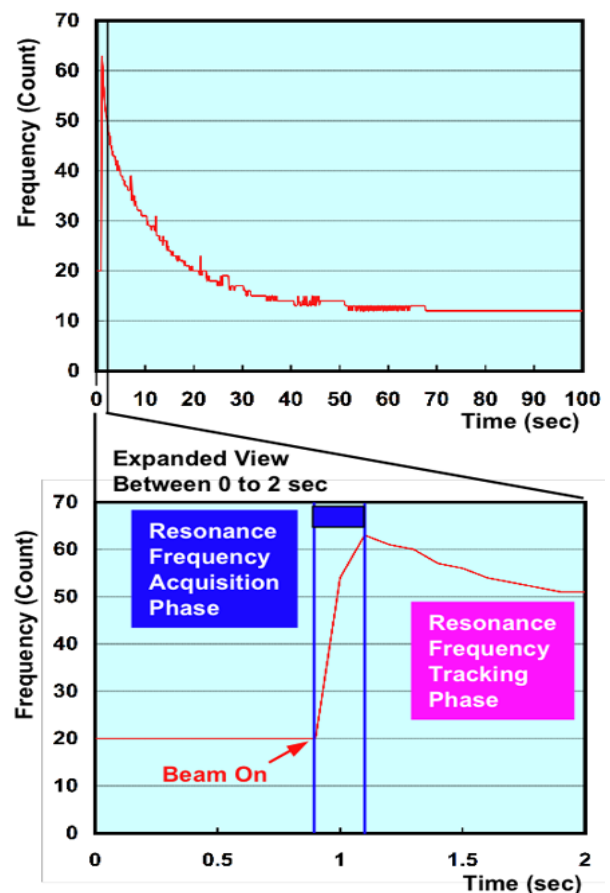


図 5.5 AFC の総合性能評価結果

## 6. まとめ

本装置は、動体追尾照射機能を除いて、2007 年 10 月 26 日付で米 FDA (Food and Drug Administration) の型式承認を取得 (MHI-TM2000 LINEAR ACCELERATOR SYSTEM 510(k) No.K072047 (TRADITIONAL))

し、続いて2008年1月16日付で厚生労働省の薬事承認を取得（線形加速器システム MHI-TM2000 承認番号 22000BZ00028000）。その後も CE Marking 及びこれに続く各国の薬事承認を次々に取得し、動体追尾照射機能の厚生労働省薬事承認を得た後2011年9月14日には京都大学病院において世界初のコンフォーマル動体追尾による肺がんの治療にも成功している。また、日本では京都大学病院、米国では University of Texas South Western Medical Center、欧州ではベルギー自由大学病院を主要研究医療機関として確保し、動体追尾治療のみならずその高度な画像誘導照準能力及び自由度の高いビーム照射能力を活かして従来の医療用電子リニアックでは考えられないような多彩な臨床技術が開発されつつあり、最先端の放射線治療装置として成長し、世界中に普及しつつある。

本稿では、「加速器のための加速器」ではなく、「医療のための加速器」という観点から、最先端の実用医療機器としての要求事項がどのように加速器技術に展開され、実際のハードウェアが設計・開発されたかを述べた。これを参考として、日本の優れた加速器技術が次々と革新製品を生み出し、日本のものづくり産業復活の一助となることを祈っている。

## 謝辞

本開発は医工連携の賜物であり、医学・臨床面から懇切な御指導を戴いた京都大学大学院医学研究科医学専攻 平岡 真寛教授、同 溝脇 尚志准教授、同 成田 雄一郎准教授（元）、広島大学病院放射線治療部部長 永田 靖教授、先端医療センター放射線治療科部長 小久保 雅樹医師に深く感謝致します。更に、システム開発を御指導戴きました京都大学工学研究科電子工学専攻 石川 順三教授（元）に感謝します。

本装置の中核部品である C バンド超小型加速管は、沖縄科学技術大学院大学 新竹 積教授及び高エネルギー加速器研究機構 松本 浩教授（元）との共同研究の成果から生まれたものであり、C バンド・クライストロンや導波管系等、加

速管以外にも両先生の研究成果を活用させて戴いています。両先生の開発された C バンド加速器技術は、片や、将来のタンパク質分析の有力なツールである理研 X 線自由電子レーザー SACLA を生み出して分子生物学の地平を切り開く研究に活用が期待されており、他方、本稿の VERO でがん治療の最前線で多数のがん患者に福音をもたらす臨床機器として結実し、加速器技術という物理・工学分野の技術が、学際を越えて最先端の生物学・医学に寄与している点に深い感銘を覚えます。また、両先生の、「ものづくりの原点を極めた」御指導に深く謝意を表します。

(2012年7月31日 三菱重工業 機械・鉄構事業本部 神納 祐一郎)

## 参考文献

- [1] Kamino Y., Takayama K., Kokubo M., Narita Y., Hirai E., Kawada N., Mizowaki T., Nagata Y., Nishidai T. and Hiraoka M., “Development of a four-dimensional Image-guided Radiotherapy System with a Gimbaled X-ray Head”, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* Vol 66(1) (2006) pp. 271-278.
- [2] Gabriel S., Stanton R. and Berkowitz D. A., “Linear accelerator selection for the one machine for the one machine department”, Preprint of paper presented November 1987 at RSNA.
- [3] Laughlin J. S., Mohan R. and Kutcher G. J., “Choice of optimum megavoltage for accelerators for photon beam treatment”, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 12 (1986) pp. 1551-1557.
- [4] Garrison H., Anderson J., Laughlin J. S. and Harvey R. A., “Comparison of dose distributions in patients treated with X-ray beams of widely different energies”, *Radiology* 58 (1952) pp. 361-368.
- [5] Söderström S., Eklöf A., and Brahme A., “Aspects on the optimal photon beam energy for radiation therapy,” *Acta. Oncol.* 38 (1999) pp. 179-187.
- [6] Pirzkall A., Carol M. P., Pickett B., Xia P., Roach M. III. and Verhey L. J., “The effect of beam energy and number of fields on photon-based IMRT for deep-seated targets”, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 53 (2002) pp. 434-442.

- [7] IEC 60977 (1989) Medical electrical equipment Medical electron accelerators in the range 1 MeV to 50 MeV - Guidelines for functional performance characteristics.
- [8] JIS Z 4714 (2001) 医用電子加速装置一性能特性.
- [9] BJR Supplement 25; Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy: 1996 British Institute of Radiology, London.
- [10] Kamino Y., Takayama K., Kokubo M., Narita Y., Hirai E., Kawada N., Mizowaki T., Nagata Y., Nishidai T. and Hiraoka M., "Development of a four-dimensional Image-guided Radiotherapy System with a Gimbaled X-ray Head", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* Vol 66(1) (2006) pp. 271-278.
- [11] Ito R., and Tabata T., "Semi-empirical code EDMULT for depth-dose distributions of electrons in multilayer slab absorbers: revisions and applications," Radiation Center of Osaka Prefecture Technical Report No. 8 Radiation Center of Osaka, Osaka Japan, (Nov. 1987).
- [12] Goorley T., Bull J., Brown F. B., Booth T. E., Hughes G., Mosteller R. D., Forster R.A., Post S. E., Prael R. E., Selcow E. C., Sood A. and Sweezy J. E., "Release of MCNP5\_RSICC\_1.30", LA-UR-04-4519 (2004) Los Alamos National Laboratory.
- [13] Kilpatrick W. D., "Criterion for Vacuum Sparking Designed to Include Both RF and DC," UCRL-2321 Lawrence Berkeley National Laboratory (Sept. 1953).
- [14] Mishin A. V., "Portable Linear Accelerators for Commercial Applications", Preprint for Proceedings of Electron Beam Curing of Composites Workshop Oak Ridge, Tennessee (1997).
- [15] Deruyter H., Mishin A. V., Roumbanis T., Schonberg R. and Skowbo D., "Latest Results on Portable X-band LINAC Development", Proceedings European Accelerator Conference Barcelona (1996) pp. 819-821.
- [16] Mishin A. V., "Advances in X-Band and S-Band linear accelerators for security, ND, and other applications", Proceedings of 2005 Particle Accelerator Conference Knoxville, Tennessee, USA (2005) pp. 240-244.
- [17] Shintake T., Akasaka N., Matsumoto H., Ohkubo Y. and Yonezawa H., "Development of C-band 50 MW Pulse Klystron for e+ e- Linear Collider," KEK Preprint 97-94 (1997).
- [18] IEC 60976 (1989) Medical electrical equipment - Medical electron accelerators - Functional performance characteristics.
- [19] Karzmark C. J., Nunan C. S. and Tanabe E., "Medical Electron Accelerators", (1993) pp. 276 - 277.
- [20] IEC60601-2-1, "Medical electrical equipment -Particular requirements for the safety of electron accelerators in the range of 1 MeV to 50 MeV" (1998).
- [21] Brunet P. and Buffet X., "Injectors," in "Linear Accelerators", edited by Lapostolle P. M., and Septier A. L., North-Holland Publishing Company, Amsterdam, (1969) pp. 237-264.
- [22] 新竹 積 1,水野 明彦 "SASE-FEL 用 500 kV 電子銃のビームシミュレーション電子銃のビームシミュレーション電子銃のビームシミュレーション" 26th Linac Technohlogy Meeting (August, 2001, Tsukuba) <http://lcdev.kek.jp/Conf/LAM26/1P-16web.PDF>.
- [23] Karzmark C. J., Nunan C. S. and Tanabe E., "Medical Electron Accelerators", McGraw-Hill, Inc., New York, (1993) pp. 276 - 277 and p. 83 and pp.102-104.
- [24] Herrmannsfeldt W. B., "EGUN - An Electron Optics and Gun Design Program", SLAC-Report-331 Stanford Univ. (1988).
- [25] Cathode Catalog <http://www.fei.com>
- [26] Billen J. H. and Young L. M., "SUPERFISH/Poisson Group of Codes", LA-UR-96-1834, Los Alamos National Laboratory, (1996, Rev. 2003).
- [27] Tanabe E., "Voltage Breakdown in S-Band Linear Accelerator Cavities," *IEEE Trans. Nuclear Science NS-30 No.4* (1983) pp. 3551-3553.
- [28] Matusmoto H., "Dark Currents", Proceedings of the 18th International Linac Conference Geneva (1996) pp. 626-630.
- [29] Inagaki T., Onoe K., Shintake T., Baba H., Marechal X., Takahashi S., Matsumoto H., and Miura S., "High Gradient Test on the C-Band Choke-mode Type Accelerating Structure", Proceedings of the 2nd Annual Meeting of

Particle Accelerator Society of Japan. Saga Pref. Japan (2005) pp. 343-345.

- [30] Cheng C-W., "Suppression of dark current radiation in step-and-shoot intensity modulated radiation therapy by the initial pulse-forming network", *Med. Phys.* 29 (9) (2002) pp. 1974-1979.
- [31] <http://www.ansoft.com>
- [32] Bartsch M., Dehler M., Dohlus M., Fischerauer A., Fischerauer G., Hahne P., Klatt R., Krawczyk F., Schütt P., Steffen B., Wipf S., Weiland T. and Zhang M., "MAFIA Release 3: The New Version of the General Purpose Electromagnetic Design Code Family," *Proceedings of the 2nd European Particle Accelerator Conference Stockholm.* (1990) pp. 249-251.
- [33] Shintake T., "Recent Status of FCI: PIC Simulation of Coupled-Cavity Structure," *Proceedings of the 18th International Linac Conference Geneva* (1996) pp. 181-183.
- [34] Young L. M., "PARMELA," LA-UR-96-1835, Los Alamos National Laboratory (1996 rev. 2004).
- [35] <http://www.ansys.com>
- [36] Kamino Y., Miura S., Kokubo M., Yamashita I., Hiraoka M. and Ishikawa J., "Development of an Ultra-small C-band linear accelerator guide for a four-dimensional image-guided radiotherapy system with a gimbaled X-ray head", *Med Phys.* 35, (2007) pp. 1797-1808.
- [37] Kamino Y., Tsukuda K., Miura S., Hirai E., Hiraoka M. and Ishikawa J., "Development of a new concept automatic frequency controller for an ultrasmall C-band linear accelerator guide", *Med. Phys.* 34 (8), (2007) pp. 3243-3248.