

は異なる照射野に対して複数のウェッジを有している。そのため、小照射野では線量率の低下は最小限にされることが $^{60}\text{Co}$ 装置では通例である。決められた照射野サイズに対して1つのウェッジが利用された最大照射野を超えないように、装置には照射野サイズに対するウェッジシステムのインターロックを設けるべきである。他の技術は、照射野が大きくなった場合にウェッジの厚さが最小となるように、片側の絞りに対してウェッジを固定することである。この状況では、出力は照射野とともに急激に変化し、線量計算において注意深く適切に考慮されなければならない。

### V.7.7 線源サイズと放射能

様々な線源サイズが使用されている：直径 15, 17, 18, 20, 22 mm がある。同じ放射能で小さいサイズの線源は高価であるが、半影をより小さくすることができる。高放射能とするためには、大きな線源が必要とされるだろう。

$^{60}\text{Co}$ 線源は半減期 5.26 年で減衰する。この影響は Fig. 3 に示すように、基準線量率は最初 2.5 Gy/min から始まっている。

線源放射能の明記に関して異なる方法があることに気付くことは重要である。治療装置の線源強度は TBq (もしくは Ci)<sup>9</sup> で示されるかもしれない<sup>9</sup>。重要な仕様は線源からの 1 m の距離における装置ヘッドの線源出力であり、1 m における照射線量率 RMM で表される。照射線量率は試験区画における自由空气中で測定され、RMM として表示されるかもしれない。全ての 3 つの数字は製造業者によって規定されるべきである。1 m における自由空气中の線量率は (1 m における cGy/min と示される) 約 15% 高く、1 年間の減衰と一致する。

TBq での最大放射能は $^{60}\text{Co}$ 装置ヘッドの設計によって制限され、同じ放射能でもより出力の高い線源を入手することが可能である。

参考文献[37]は 10 cm×10 cm の照射野におけるアイソセンタの線量率は 1.5 Gy/min 以上と規定している。

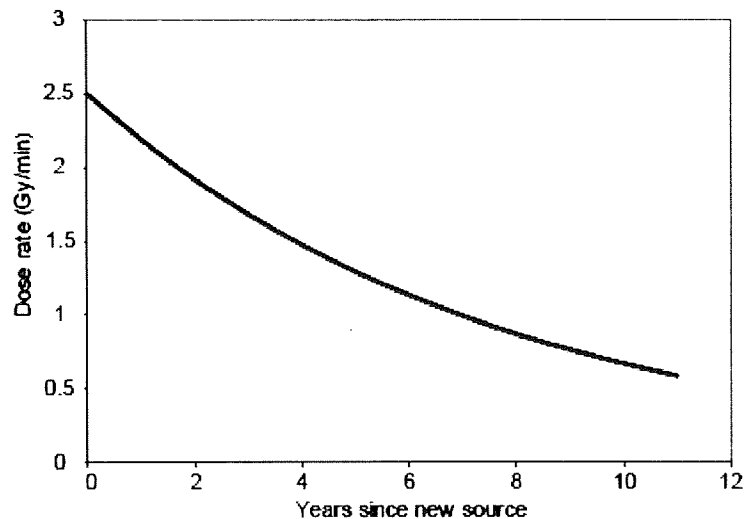


FIG. 3.  $^{60}\text{Co}$ 線源の減衰

<sup>9</sup> 1 TB = 27 Ci であることに注意。

Table 9 に SAD 80 cm の特定の  $^{60}\text{Co}$  装置における放射能と線量率の関係を示す（そのデータは、施設の線量測定に使用しないこと。ただし、予想に対する参照として有用かもしれない）。

TABLE 9.  $^{60}\text{Co}$  装置の放射能と線量率の関係例

参照放射能	355.2 TBq (9601 Ci)	
1 mにおける参照照射線量率	空气中：152.5 RMM	ヘッド内：176.6 RMM
照射野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ における最大線量深さの測定値	SSD 80 cm：257.6 cGy/min (測定値)	SSD 100 cm：167.0 cGy/min (計算値)

#### V.7.8. 線源交換費用

$^{60}\text{Co}$  装置を購入する時は、一定の間隔で線源交換および古い線源の廃棄する対策を行うべきである。 $^{60}\text{Co}$  ビームでは、ファントム表面のアイソセンタにおける最大線量深、 $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$  照射野における最低基準線量率が  $0.4 \text{ Gy/min}$  以下になった場合、交換が推奨される。安全対策は点検と線源付近の装置の部分修理を行うことで、多くは5年ごとに行われ、安全理由により線源が撤去される前に線源の線量率を測定することが求められるかもしれない。5年点検で線源容器に相当する部分の撤去が要求される。有資格線源取扱者が作業を行わなければならない。これは適切な時期に線源交換を行うかもしれない。線源交換作業の過程で適切な貯蔵施設への線源処分が行われなければならない。重大な過線量によって引き起こされる一般人の死は不適切な廃棄計画によって引き起こされる[26]。線源交換手順は、要求されるヘッドの取り外しや $^{60}\text{Co}$ 装置の再コミッショニングを含めて約1週間で行われるだろう。特筆すべき事項として1国から他国へ移動する場合は、 $^{60}\text{Co}$ 線源の費用は10倍以上変化する。国際的な $^{60}\text{Co}$ 線源の供給業者は、現在（2005）価格のリストを用意している。それらはTBq当たりUS \$250 USからUS \$300以上であり、線源放射能と直径の大きさによる。

#### V.7.9. 廃止

廃止は $^{60}\text{Co}$ 装置にとって特別な問題であり、放射線源と照射ヘッド内の構造物として使用された劣化ウランの両方が関係している。実施権者は、国内安全規則にしたがって装置の安全廃棄を行う責任がある。購入契約の内容には線源撤去と廃棄が含まれるべきである。将来会社が倒産した場合には、銀行保証が安全対策としてなされ、これは廃棄費用に対して銀行口座が利用できることを意味する（これに対する法的な規制が存在する[46]）。地域の状況によるが、廃棄にはかなりの費用がかかる（例えば、最低US \$20 000～30 000）。線源の廃棄や撤去／処分を行う会社および運搬者は核物質の取扱資格を有していなければならない。

## 付録VI

### 直線加速器の仕様

#### VI.1 技術的な仕様

全ての性能仕様と試験は、IECの装置に対する標準[30, 38]に従わなければならない。ここに示されている仕様は最低限許容されるものである。より先進的な放射線治療に対し、より高性能な仕様を望ましく、それに対する推奨は以下の括弧に示される。

##### VI.1.1 架台と照射ヘッド

架台と照射ヘッドは以下の特性を有すること：

- (a) 架台はアイソセントリック中心で駆動する設計であること；
- (b) 架台回転は $\pm 190^\circ$ であること；
- (c) 線源アイソセンタ間距離 (SAD) は 100 cm であること；
- (d) アイソセンタの高さは床のレベルから 135 cm 以下であること；
- (e) アイソセンタとのクリアランス (器具を挿入したとき) が 30 cm 以上であること；
- (f) アイソセンタは最大直径 2.0 mm 以下の球内であること；
- (g) 治療室内に手動でパラメータ操作ができる制御器があること；
- (h) コリメータ：
  - (i) コリメータ内の絞りは、機械的および電子的に表示すること；
  - (ii) コリメータ回転は少なくとも $\pm 100^\circ$ であり、手動および/または電動で回転すること；
- (i) 光学距離計の表示範囲は SAD  $\pm 20$  cm で機械的なバックアップを有すること；
- (j) 2次コリメータ (鉛ブロック) のための透過シャドウトレイは 20 kg まで保持できること。ブロックを用いて任意の角度で治療ができるようにするため、手作業での位置調整をせずにコリメータをブロックトレイに固定できること。標準的なブロックが準備されていること。ブロックとウェッジは同時に使用できること。ブロックトレイはコントロール上でインターロックが動作すること。

##### VI.1.2. 光子の照射野

光子の照射野は以下の特性を有すること：

- (a) 1種類の光子エネルギーは 6 MV と等価であること (VI.8 節)。
- (b) アイソセンタにおける最大照射野は 40 cm $\times$ 40 cm 以上であること (50%等線量レベル)。
- (c) アイソセンタにおける最小照射野は 4 cm $\times$ 4 cm 以下であること (50%等線量レベル) (3 cm $\times$ 3 cm が望ましい)。
- (d) 対称性は $\pm 3\%$ よりも良いこと。
- (e) 均一性は 80%線量域以上で $\pm 3\%$ よりも良いこと。
- (f) 光照射野/実照射野の一致は 2 mm 以下であること。
- (g) 半影は 8 mm 以下とすること。
- (h) 照射野 10 cm $\times$ 10 cm に対するアイソセンタ (最大深  $d_{\max}$ ) における出力は 0.5 Gy/min から 3 Gy/min 以上であること。

- (i) 15, 30, 45, 60° の公称ウェッジ角が必ず利用できること。拡張されたウェッジ角（各ビームで利用できること）が利用できることが望ましい。ウェッジの照射野は少なくとも 20 cm（幅）×30 cm であること（傾斜のない方向は全照射野を含むことが望ましい）。ウェッジの挿入により 2 次コリメータの使用を妨げないこと。ウェッジ使用時の最大照射野に対し、装置のインターロックが作動すること。ウェッジはコリメータや架台回転に対して固定されること。ブロックとウェッジが同時に使用できること。操作者が確実に正しいウェッジを選択できるようにインターロックを設けること。理想的には、ウェッジは絞りの動きによって作り出される電動ウェッジあるいは‘ダイナミックウェッジ’を利用し、治療室の外から選択できるようにすべきである。

### VI.1.3. 線量モニタ

線量モニタは以下の特性を有すること：

- (a) 独立した 2 種類の電離箱システムで高電圧供給を監視すること；
- (b) 2 チャンネル間の線量率の違いを検出するインターロックを有すること；
- (c) 過剰な線量率を防ぐため、高線量率インターロックを有すること；
- (d) 独立したバックアップタイマを有すること。

### VI.1.4. 寝台

寝台テーブルは：

- (h) テーブル上面は最大照射野を超える透過窓を有すること。
- (i) 上面の回転角限度は± 180° であること。
- (j) アイソセントリック回転限度は± 90° であること。
- (k) 患者の横方向への移動範囲は± 20 cm であること（寝台にかかわらず、最初の位置から患者が移動することなく側方の照射野が必要なため）。これは寝台上面を横方向に移動するか、アイソセントリック回転および寝台回転の組み合わせで可能なこと。
- (l) 垂直方向の移動は電動式に行われ、最低高は 80 cm 以下でアイソセンタより 40 cm 以下とはならず、少なくともアイソセンタよりも 3 cm まで上昇できること。
- (m) 頭尾方向の移動は 70 cm 以上であること。
- (a) 体重 80 kg の患者で寝台上面の沈みは 5 mm 以下であること（3 mm 以下が望ましい）。

### VI.1.5. 操作コンソール

操作コンソールは一般的なオン／オフの鍵を有すること。

### VI.1.6. オプションとアクセサリ

オプションとアクセサリは以下のものが含まれる。

- (a) カウンターウエイトあるいは対向板を有すること；
- (b) 中心に脊椎照射部を設けた寝台テーブルを有すること；
- (c) 線量率に対する音響的／視覚的な信号を出力できること；
- (d) 患者センタリングのため、3 つのレーザーを有すること；
- (e) ポータルフィルムに対する 35 cm×43 cm のカセットホルダを有し、4 つのカセットを収納すること；
- (f) 閉回路テレビを有すること；

- (g) 上肢や下肢，頭部の固定具を有すること；
- (h) バックポインター光学式が望ましい；
- (i) 患者と会話ができる装置を有すること（2機）；
- (j) R & V システムとの接続ができること；
- (k) 患者にとって危険であり，動的照射において損傷あるいは動的照射の中断を引き起こすかもしれないような，加速器の他の一部が衝突する事態を回避するため，防護機能を有すべきである

## VI.2. 安全準拠

BSS[1]や IEC の標準による安全要求に関する準拠は，参考文献[38]に従った試験方式の結果を引用し，実証すること。

## VI.3. 添付文書

添付文書は BSS[1]と同様に IEC 標準[30, 38]に従うべきである。BSS の付録 II.13(b)に従い，“性能仕様および操作，保守管理の説明... は，使用者の理解できる言語で提供すること”。治療計画装置の使用者は主に放射線治療技師および保守人員だけでなく，物理士および放射線腫瘍医である。

添付文書には以下の事項が含まれること：

- (a) 性能仕様
- (b) 操作手順；
- (c) 通気孔やケーブルを通す導管，装置や寝台を固定するための留め具の計算に必要な質量，引っ張り強さ，モーメントおよび遮蔽計算データを含む導入文書；
- (d) 予防保守管理の通達とサービスマニュアル；
- (e) 線量分布図。

## VI.4. 受入試験

現在の仕様に準拠しているか照合する受入試験は，熟練した放射線医学物理の専門家が行うことが望ましい。満足する受入試験の結果は納入の必須条件である。

## VI.5. 保障とサービス

治療患者に有害な影響と事故に繋がる可能性のある長期的な休止を防ぐため，病院の管理者は一般的に以下のリストに類似した条件の保証およびサービスを要求する：

- (a) 納期は 4 ヶ月を超えないこと。
- (b) 業者に導入に必要な時間を提示させること。この導入は価格に含まれること。
- (c) 保証は 1 年間で正式な受入が終了してから開始すること。
- (d) 保守管理とサービス状況（装置購入の必須条件）は以下の事項が含まれること：
  - (i) 施設内の技術者に対する現地の言語による訓練費用は価格に含められること；期間，場所，プログラム等は明記すること（第一線サービス）。
  - (ii) 国および地域レベルにおいて業者によるサービスが可能であること；最も近いサービス所在地の住所，およびその場所における保守管理技術者の人数および資格が示されること（第二線サービス）。
  - (iii) 上記のものがサービス要求を解決できない場合には，一週間以内に工場の技術者

- が応じること（第三線サービス）。
- (iv) 電話（電話サービス）および／あるいは電子メールによって即時に特別な対応が可能な恒久的サービス支援を受けられること；修理や維持の相談はユーザーが理解できる言語で行われること（BSS） [1]。
  - (v) 予備部品一式が含まれること。どの予備部品が必要であるか明記すること。
  - (vi) サービス価格と条件が示されること；1 時間当たり，1 日当たりの費用，返信回数など。
  - (vii) 保守管理契約は，使用可能時間 95 %以上とし，導入の遅延あるいは装置仕様に準拠し，サービス提供が遅れた場合や初期の性能不十分がある場合は，その期間に対する罰則を設けること。
- (e) 装置の使用に関するスタッフ（医師，物理士および操作者）への訓練が含まれること。

## VI.6. 一般的な所見

その国での用途に関する全体の機能を果たすために必要な装置を，装置の入札では提案するべきである。

## VI.7. 追加項目

以下の追加機能や性能も必要とされるかもしれない：

- (a) 光子エネルギーの追加（関連する因子の議論は付録VII.2 を参照）。
- (b) 電子線治療（電子線に対する要求の議論は付録VII.3 を参照）：
  - (i) 電子線アプリータは 6 cm×6 cm から 20 cm×20 cm（最小）の範囲とし，カスタムブロックを挿入できること。
  - (ii) エネルギーおよびアプリータサイズは電子的に表示されること。
  - (iii) 光子線モードにおいて電子線使用を防止するインターロックを有すること。
  - (iv) もし線量率が 10 Gy/min を超える場合には，治療を停止する HDR インターロックを有すること。治療の中止は 5 Gy を照射される前に作動しなければならない。
- (c) マルチリーフコリメータ（付録VIII）。
- (d) 保証期間の延長（VI.8.2 節）
- (e) R&V システム（VI.8.4 節）
- (f) 水ファントムシステム（VI.8.5 節）

## VI.8. 仕様解釈における考慮

### VI.8.1. アイソセンタの高さ

アイソセンタの高さは装置の設計に依存する。ベンディングマグネット無しの加速器かあるいは 270° ベンディングマグネットがある加速器では，アイソセンタの高さが他の設計よりも高くなるだろう。アイソセンタが低いと放射線治療技師は患者の位置合わせが容易になるという利点があり，もしアイソセンタの高さが 127 cm を超えるようであれば，放射線治療技師は踏み台が必要になるかもしれない。しかし，低エネルギー装置で‘まっすぐな’（ベンディングマグネット無しの）直線加速器は，より単純でビームステアリングの問題を排除することができる。

### VI.8.2. サービス支援

直線加速器が適切なサービス支援を要求することは過度な強調ではないだろう。数日であれ放射線治療の中断は治療の成功を危うくするだろう。製造業者から有効なサービス支援を受けられることは、装置選択の重要な要素とすべきである。直線加速器を購入する（あるいは寄付を受け入れる）前に、継続したサービス支援に対する取り決めをしておくべきである。様々なサービス形態が可能であり、これは施設内の訓練された技術者との信頼から製造業者の長期間にわたるサービス協定にまで及ぶ。もし施設内の技術者と信頼関係が築ければ、彼らを訓練するための対策は適切でなければならない。ある製造業者から直線加速器に関する十分な訓練を受けた技術者は、他の製造業者から供給される装置に対してサービスができるようになるには約 6 週間の訓練期間が必要とされるかもしれない。製造業者に対して、最初からサービス代表者を訓練するには訓練の基本レベルにもよるが 3 年を要するだろう。加えて、サービス技術者は予備部品を容易に入手することが求められ、それらの幾つかは非常に高価かもしれない (Table 10)。より好ましい解決策は、製造業者による十分余裕のある部品および人員供給であり、現場で求められる技術者が到着するまでの最大遅延時間に対する保証契約を行うことかもしれない。このような契約は直線加速器に係る全費用の 15 % を占めるだろう。もしかすると、購入時において装置の実質的な寿命を考慮して決済を交渉できるかもしれない。しかし、病院に訪問してヒューズや電球の交換など単純な問題の扱いや訪問技術者の支援が可能な程度訓練された病院内の第一線技術者の訓練無しには、多くの製造業者はそのようなサービスの同意に対して消極的となるだろう。

TABLE. 10 直線加速器の主な構成要素の交換

部品 <sup>a</sup>	予想寿命	費用 (US \$)
クライストロン	5年	60 000-170 000
マグネトロン	2年	10 000-15 000
導波管 <sup>b</sup>	5-15年 加速管のデザインによる	70 000
交換可能な電子銃 <sup>b</sup>	1年	2 000
加速管 (取り付け) <sup>b</sup>	3年	20 000

<sup>a</sup> これらの部品交換は保守管理人員が訪問して行われる。予備部品の見積りは発展途上国のほうが産業国よりも高くなる可能性があることに注意。

<sup>b</sup> 交換部品に含まれる導波管の撤去は真空ポンプ装置が必要となる（費用：約US \$8000）。真空部品には貯蔵寿命があり、このような部品は長期保存を推奨しない。

### VI.8.3. 基礎基盤の要求

直線加速器は適切なサービスを要求し、それぞれの製造業者の要求事項に依存する。代表的な要求事項は：

- (a) 電荷供給に対して：
- 適切な電圧および周波数であること；
  - 電圧安定性は±10%であること；
  - 電圧変動が 7 % を超える場合は電圧調整器を有すること；
  - 連続した恒久的な電力供給、これは予備の発電機が要求されるかもしれない；
  - 直線加速器の幾つかの部品は 24 時間稼働可能であること（例えば、イオンポンプ）；

- 適切な温度，防塵，湿度管理が行われること；
- (b) 水の供給に対して：
  - 水冷式であること；
  - 脱イオン水を可能であれば利用できること；
  - 適切な水圧，流量率，純水の供給
  - 望ましくは，冷却設備を有する閉回路水冷システムを有すること；

#### VI.8.4. 記録および照合システム

記録および照合（R & V）システム（Ⅷ.9 節も参照のこと）は，特に初回照射前に治療を慎重に確認するための代用ではないが，放射線治療照射の安全面では有益な追加システムかもしれない。供給業者は特に特定の治療計画装置，検証システム，直線加速器の相互間でデータ転送が可能かどうか実証するように依頼すべきである。このような転送エラーは稀なことではなく，系統的な経路内で発生しやすい。もし注意深く系統的な確認を実施しなければ，電子システム無しで発生するエラーよりも多くエラーは発生するだろう。例えば，単純な治療は R & V システムがなくても行える。

#### VI.8.5 線量測定機器

要求される標準的な線量測定機器に加え（付録Ⅹ），直線加速器に対する必要不可欠な要求事項は線量測定用の水ファントムシステム（放射線照射野アナライザー）である。装置の受入れとコミッショニングに対して少なくとも 1 ヶ月は完全な 3 次元システムが要求されるだろう。この要求事項に対する解決策は多く存在する：

- (a) 購入すること（費用は US \$ 50 000 - 80 000）。直線加速器の更新や修理が行われる際には，線量測定に対する更なる要求事項が生じる可能性があるため，これは理想的な解決策である。
- (b) 借りること。
- (c) 異なる施設間で共有すること。
- (d) 2 次標準線量測定研究所（SSDL）が保有すること。このアプローチは，ある人がシステム維持に責任を持つという点で，一般的な共有よりも利点がある。

院内のスタッフはそのような装置を使用するために適切な訓練を受けるべきである。実地訓練を含む 1 ヶ月以上の期間が要求されるだろう。

#### VI.8.6 装置コミッショニング

同じ機種のあるいは同じ公称エネルギーの 2 台の直線加速器でも，明らかに線量分布パラメータが異なるかもしれない。そのため，治療計画装置で正確な患者線量計算を行うのに必要な一連の様々な測定が要求される（付録ⅩⅣ）。

生産されている近代的な直線加速器の品質保証はここ数年かなり向上しており，幾つかの製造業者は現在お互いに一致する直線加速器を提供している。これはかなりの量のコミッショニング時間を削減できる可能性があり，特にもし治療計画装置の利用に対する適切なビームデータが信頼された線源から取得される場合には，更に時間を削減できる可能性がある。しかしながら，ビーム一致の必要性に関する制約は十分理解されなければならない。満足したビームデータを得るためには，基準装置はその装置のパラメータ範囲の中間で調整されなければならない。そのため，製造業者にとって 2 台の装置を見越してビームデータを一致させることはかなり容易であり，全ての装置のパラメータを 1 % 以内（もし



くは測定誤差)で一致させることが可能である。しかしながら、以前の装置や異なる機種  
の装置、特に元の装置が数年前のものだった場合、うまく一致させられるとは限らない。  
そのような幾つかの装置の組み合わせによる試行は、最初からビームデータを取得する以  
上に時間を浪費するかもしれない。

ビームデータの照合やそのようなデータの使用は、施設内の医学物理士が責任を有して  
おり、この責任は他の人物あるいは組織に転嫁することはできない。

## 付録Ⅶ

### 外部放射線治療装置の選択時における考慮事項

#### Ⅶ.1. 加速器あるいは<sup>60</sup>Co装置

この節では<sup>60</sup>Co装置よりも直線加速器を購入した方が良いかどうかに関する判断が考慮される。比較は6MVの直線加速器とする。高エネルギーの利用可能性は、直線加速器の購入を判断したときの唯一の妥当性である。

##### Ⅶ.1.1. 臨床的な考慮

遠隔治療装置の選択に関する判断は、期待される臨床の利益が基本となっている。残念なことに、高ビームエネルギーについての疑問に関して、この問題に直接取り組まれている医学研究はほとんどない。そのため、この決定はしばしば費用（初期投資や使用に係る費用）と休止時間という別の理由が基本となっている。発展途上国では患者1人当たりの治療費用は一般的に<sup>60</sup>Co装置による治療の方が直線加速器による治療よりもかなり低い（Table 11）。更に発展途上国の経験では<sup>60</sup>Co装置よりも直線加速器の方が休止時間が長いとされている。したがって<sup>60</sup>Co装置を選択することによって、より多くの患者により有益な放射線治療を行うことが可能になるのであろう。どのような治療の中断であれ、装置の故障は外来患者に不都合な影響を及ぼす。故障期間の延長や頻度が増すようであれば印象が悪くなってしまう。適切な支援の準備がなされていなかったために、直線加速器を導入した後に治療する患者がいなかったといった事例は数多くある。

TABLE. 11 1治療コース当たりの放射線治療費用

（その地域の労働費用も組み込まれ、IAEAの研究を基本としている。費用は2002年のUSドル価格で、比較目的のみである。）

国	姑息的放射線治療（1分割）		根治的放射線治療（30分割）	
	Co-60装置	6MV リニアック	Co-60装置	6MV リニアック
インド	3	11	90	330
インドネシア	10	17	300	510
オランダ	34	32	1020	960

##### Ⅶ.1.2. ビルドアップ

深部 X 線の最大線量は皮膚表面である。これは腫瘍が皮膚に直接含まれていない限り有害である。一方で、MV 単位的光子線は皮膚表面下に高線量が与えられる。この現象は照射された線量の2次電子平衡領域によって起こり、‘ビルドアップ効果’と呼ばれている。直線加速器の6MVでは最大線量は深さ16mmに対し、<sup>60</sup>Coでは深さ5mmで最大線量となる。腫瘍が皮膚表面か皮膚表面を含んでいる場合以外は、最大線量深のより深い方が一般的に有利とされる。しかし、治療範囲が皮膚を含んでいる場合には人工物質を皮膚上に置くことでこの影響を取り除くことが可能である（しかし、高エネルギーの最大線量で物質の使用によって深さを減らすことは低エネルギーの場合とは同じではない。なぜならば、初めの数mmにおける線量増加の割合は最大線量に近ければ近いほど、十分高くなるからである）。

### VI.1.3. 半影

メガボルト単位の光子線の半影は 10 cm 深における 20 %線量と 80 %線量間の距離と定義される。半影の大きさは実効中心の大きさによって依存し、線源とコリメータと患者の距離によっても依存する。より小さい実効線源で、コリメータと患者の距離が近ければ半影はより小さくなる。小さい半影は正常臓器を避けるために必要とされるが、この有益性を得るためには、正常臓器の正確な位置決めと患者固定の信頼性が要求される。

一般的には、高エネルギー光子線の半影は、 $^{60}\text{Co}$   $\gamma$ 線よりも小さい。最新の直線加速器では、小照射野に対して 6 mm 程度である。装置に搭載される MLC の実効半影幅は 9 mm 程度かもしれない。特に 10 MV 以上では、半影は光子線のエネルギーが増加すれば僅かに増加する。 $^{60}\text{Co}$   $\gamma$ 線では、半影は一般的には加速器の 2 倍以上である。

$^{60}\text{Co}$  装置の半影幅はより直径の小さい線源を選択すること、また SSD 80 cm の装置や追加の絞りを使用することによっても小さくできる（最大線量率の制限が犠牲となる）。（V.7.3 節）。

### VII.1.4. 透過

高エネルギーの直線加速器であればあるほど強い透過力を生じ、深部にある腫瘍を治療する患者の際には不必要な線量を減少させられる。Table 12 に、照射野 10 cm の  $^{60}\text{Co}$  装置の透過量と直線加速器 6 MV での透過量の比較を示す。平行して向かい合う照射野（乳房の治療に使用するような）透過力が弱まれば弱まるほど相殺され、広がりをもたせ、透過線量が減少する。Table 12 の線量は皮下の最大線量深の線量で正規化されている。しかし、より弱い透過力は多くの場合、照射野数が増えることによって改善されることに注意すべきである。

### VII.1.5. 線量率

直線加速器と異なり  $^{60}\text{Co}$  線源は時間とともに放射能が減衰するため、治療時間は徐々に長くなっていく（月に 1.1 %ずつ）。そのため定期的に線源交換する必要がある（VII.7.9 節を参照）。これは Fig. 4 に示される。

メガボルト装置の線量率は、照射野サイズと測定位置の深さに依存する。基準線量率はたいてい測定ファントムの表面中心における最大線量深で決定される。直線加速器の基準線量率は 6 Gy/min まで高くすることができるが、たいてい 3 ~ 4 Gy/min であり、 $^{60}\text{Co}$  装置では線源強度や照射ヘッドの設計に依存するが、およそ 2.5 Gy/min である。

直線加速器では、線量率を 1 日ごとに若干変えることができ、毎日治療開始前に確認しなければならない。変動は 2 %以内にしなければならない。 $^{60}\text{Co}$  装置の線量率の減弱は予想することができる。必然的な現象の確認頻度は毎月行う（線源製造業者[49]の問題は、線源の放射能が予想できない変化を起こすことがあり、定期的な確認が必須とされる）。

線量率（および透過率）の低下は、患者の治療期間に影響するだろう。減弱の影響が異なる装置を使用した時の典型的な骨盤の腫瘍（深さ 14 cm）へ 2 Gy 与えるための治療時間、ならびに典型的な頭部や頸部腫瘍（深さ 7.5 cm）を Fig. 4 に示す。治療時間の増加は、患者固定に影響を与え、不確かな線量投与が増加することになる。直線加速器の治療時間は一定であることが注目される。Fig. 5 は 1 人の患者の位置決めで 10 分かかると仮定し、8 時間で治療できる患者の人数を示す。

TABLE 12.  $^{60}\text{Co}$  装置と直線加速器の透過力 (%) の比較  
(data は BJR より引用[48])

深さ (mm)	単一照射野			対向 (分割=2つの深さ)		
	Co-60 80cm SSD	Co-60 100cm SSD	6MV リニアック 100cm SSD	Co-60 80cm SSD	Co-60 100cm SSD	6MV リニアック 100cm SSD
	5	100	100	≒80	100	100
18	95.5	96.0	100	—	—	100
50	78.8	80.4	86.9	99.5	100.1	102.7
100	56.4	58.7	67.5	87.8	90.0	96.2
150	39.4	41.6	51.7	69.2	72.3	83.8

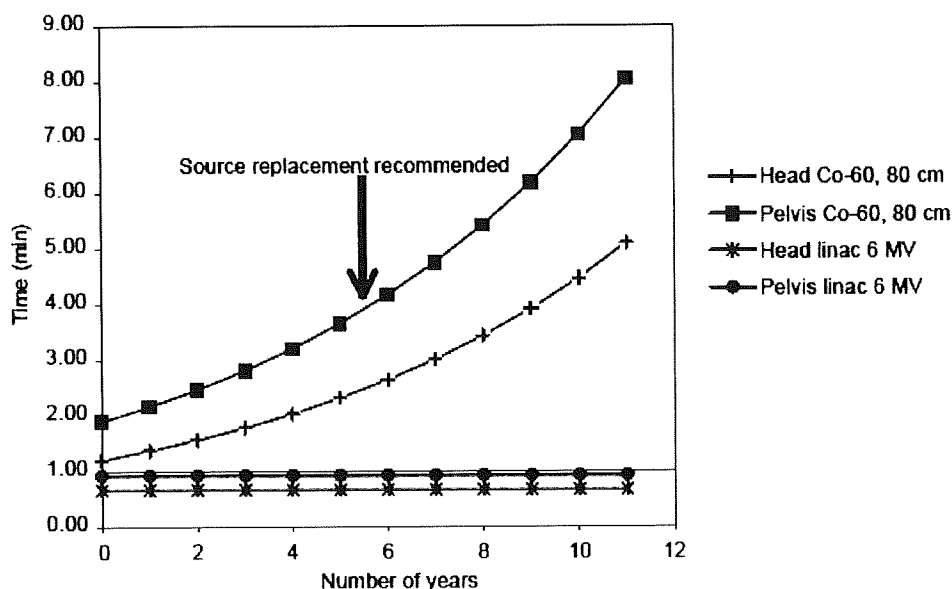


FIG. 4. 治療時間に関する線量率の影響

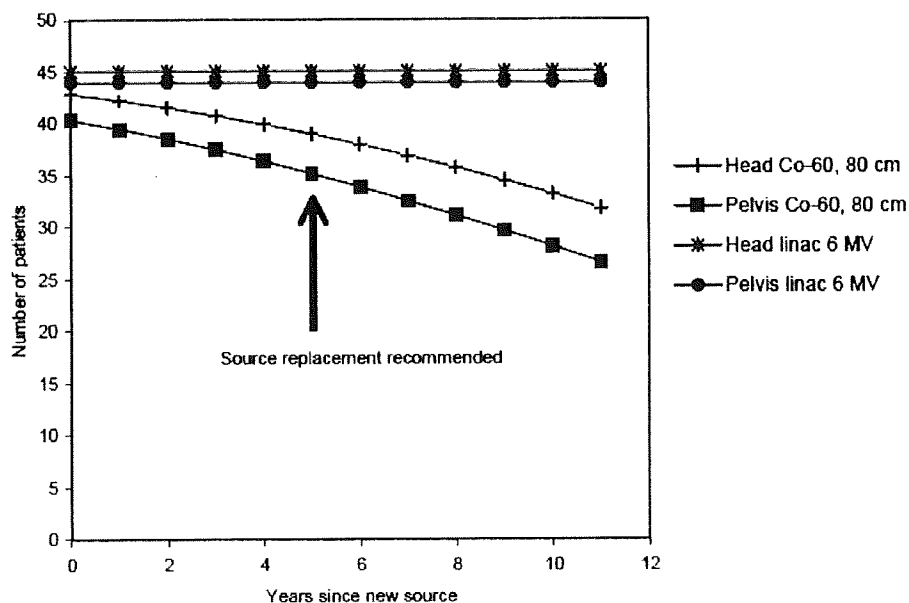


FIG. 5 Fig. 4 と同じ線源に対し 8 時間あたりに治療される患者数における線量率の影響

### VII.1.6. 汎用性

直線加速器は<sup>60</sup>Co装置と比べて一般的には用途に広い装置であるが、追加機能を装備すると品質管理、訓練、保守管理という点で費用がかかる。非対称コリメータは現在、直線加速器では最も利用されており、最近はオプションとして<sup>60</sup>Co装置に対しても製造されている。照射野の繋ぎ目を分けることなく照射可能なことや照射野を縮小する方法など多くの方法で使用でき、治療期間中、同じ中心を保ち続けることが可能になった。

直線加速器は通常、幾つかの種類の自動ウェッジシステムを搭載しており、自動化されたウェッジもしくは‘ダイナミックウェッジ’といった自動のウェッジシステムを装備している。これは絞りがビームを遮りながら移動することによりウェッジ線量分布が作成できる。ダイナミックウェッジの問題解決には、更なる測定と検証が要求される。

照射ヘッドと患者との間の距離、SADが80 cmである<sup>60</sup>Co装置は減少している。頭部や頸部の治療の際に寝台の角度が取りにくいためである。したがって、SADが100 cmの<sup>60</sup>Co装置がこの分野で優位に立っているが、高放射能の線源の費用は高い。全ての直線加速器ではSADは100 cmである。

マルチリーフコリメータ（付録Ⅷ）は一般的に利用されている。しかし、個別に形作った遮蔽用ブロックは多くの状況において満足する代替として利用できるので、本質的に十分なブロック分割は幾つかの状況では有利になるかもしれない。MLCが装備されている装置は遮蔽用ブロックを使用する場合よりも与えられた時間内でより多くの患者を治療することができる。その理由はブロックを設置する時間を除くことができるからである。

### VII.1.7. ビームプロファイル

フラットニングフィルタを使用しているため、適切に管理されている場合は大照射野も小照射野も<sup>60</sup>Co装置に比べて直線加速器の方が線量均一性は優れている。

### VII.1.8. 保守管理

#### VII.1.8.1. 技術的な基盤

良好に調整された電力供給と適切な空調が直線加速器に対して必要条件であるのに対し、<sup>60</sup>Co装置は環境の変化に寛容である。<sup>60</sup>Co装置あるいは直線加速器に関する第一線の保守管理ができるように訓練された施設内の技術者が必要不可欠である。直線加速器の修理や保守管理ができるために必要な技術レベルはより高いとされる（付録Ⅵ）。直線加速器の技術者は電子工学や電子関係の工学技術と同様に機械工学的な技術の理解も要求される。地方病院の保守管理要員は直線加速器と関連する技術に対処できる前はかなり訓練が必要とされるだろう。

#### VII.1.8.2. 修理と保守管理

VII.1.1節で議論したように、直線加速器の休止時間は<sup>60</sup>Co装置の休止時間と比べて長いと予想されている。もしその地域に1施設しかなければ、<sup>60</sup>Co装置が選択されるべきである。<sup>60</sup>Co装置のアイソセンタにおける線量率が2.0 Gy/minならば、1年間当たり好ましくは500人の治療が可能である、もし、主な治療が姑息的である場合は1000人までの患者を治療できるかもしれない。

もし適切なバックアップが確保されるならば直線加速器だとしても治療スケジュールに中断がないかもしれない。適切なバックアップを評価する際に、以下の事項が考慮される。

- (a) バックアップ施設におけるスタッフの訓練；
- (b) 予備時間が利用できること；
- (c) バックアップ施設が異なる場所であるときの輸送能力

最寄りの製造業者の支援場所が装置施設から遠いほど、支援を受けることが困難となる。故障は直線加速器のほうが起こりやすいため、このことが多くの問題となりがちである。

#### VII.1.8.3. 支援費用

直線加速器は<sup>60</sup>Co装置に比べてより頻繁に故障するだろう。長期間での保守管理契約(ガラス製品を除いた)の年間費用は直線加速器の購入値段に対して15%、<sup>60</sup>Co装置では8%以上を計上するかもしれない。直線加速器に関係する多くの予備部品は高価である(付録VI)。そして、供給は故障に必要な緊急の資金のために初めから準備しておくことが必須である。

#### VII.1.8.4. 線源交換

<sup>60</sup>Co線源はほぼ5年置きに交換する必要がある(付録V)。主要な費用に加えて、外部のサポート業者の支援を受け線源交換には約1週間の休止時間がかかる。直線加速器ではこのようなことはない。

#### VII.1.9. コンピュータ制御

コンピュータ制御は幅広く直線加速器では利用されているが、<sup>60</sup>Co装置にも利用されている。R & Vシステムとの関係については付録VIIIに示す。

#### VII.1.10. 廃棄

<sup>60</sup>Co装置も加速器も照射ヘッドの遮蔽やコリメータに劣化したウランが使用されている場合、本質的に問題がある。放射線治療装置は成分物質が記載された劣化ウラン(全てはIAEA)がたいてい1.5-4 kg含まれており、核物質を扱う資格を持った業者によって廃棄されなければならない。高エネルギー直線加速器(10MV以上)を廃棄する前には、汚染物質が含まれていないか確認を行うべきである。<sup>60</sup>Co線源の廃棄は線源購入の費用の中に含まなければならない。

#### VII.1.11. 安全と保障

直線加速器はより安全であると一般的に仮定されている。理由は一度電源を切ってしまうと危険がなくなるからである。しかし、Table 13に示す危険への考慮は、<sup>60</sup>Co遠隔治療装置も直線加速器も機械的な、電気的な、そして放射線事故の可能性から考えると本質的には危険であるという結論に導かれる。基盤整備を行い、正しい手順をふみ、十分にスタッフを教育することが重要である。

TABLE 13. <sup>60</sup>Co 装置と直線加速器の安全性に関する比較

内容	Co-60	リニアック
<b>スタッフの安全</b>		
<i>装置関係</i>		
Co-60の固定	有	無
電氣的振動	わずか	有
不完全なトレイによるブロックの落下	有	有
ブロックを持ち上げることと重いアプリケーションによる被害	有	有
<i>不適當か不十分な用具の手順</i>		
スタッフを照射室に残しての偶然の照射	有	有
ドアの開閉に伴う危険	有	有
メンテナンスや修理中の重い装置の交換時の事故	有	有
Co-60線源交換時の偶然の照射	有	無
<b>患者の安全</b>		
<i>装置関係</i>		
Co-60の固定	有	無
不正確な照射モードによる患者への過線量照射	無	有
インターロックの不調による不十分な照射線量		
たとえば不適當なビームの平坦度やウェッジの不十分な設置	有	有
制御系ソフトウェアの不調	わずか	有
寝台の不調	有	有
間違ったデータ転送	わずか	有
<i>不適當か不十分な用具の手順</i>		
間違ったビーム調整	有	有
間違ったモニター線量の計算や治療時間	有	有
不適當な品質保証の手順	有	有
ウェッジの挿入間違いや照射野係数の間違い	わずか	有
間違ったデータ転送や治療計画装置からの転送	有	有
間違った治療計画データの理解	有	有
間違った幾何学的照射の理解(SAD/SSD)	有	有
ブロックやウェッジの落下	有	有
インターロックの解除	有	有
治療の中断	わずか	有
伝達不良	有	有
間違った患者の識別やプロトコール、治療部位やポジション	有	有
治療プロトコール規定の誤解	有	有
スタッフの不十分な育成	有	有
許可されていない改修や治療装置	有	有
<b>一般への安全</b>		
<i>装置関係</i>		
特になし		
<i>不適當か不十分な用具の手順</i>		
Co-60線源の廃棄を含んだ間違った廃棄	有	有
不十分な部屋の設計による不測の照射	有	無

## VII.2. エネルギーの選択

この節では、購入する直線加速器を決定するためのエネルギーの選択方法を検討する。様々な製造業者は 2 つの異なる低エネルギーと高エネルギーの加速器を提供している。幾つかの製造業者は X 線の提供の他に、低エネルギー X 線と一緒に電子線を提供している。電子線による臨床上的利点は VII.3 節で検討する。複数のエネルギーと複数のモダリティの

直線加速器は本質的により複雑であり、そのため保守管理も難しい。これらは技術者の間では困惑する可能性があるために、本質的に更に危険である。もし国内に既にある直線加速器でなければ、エネルギーは1つで装置の形式は1つである装置の購入を勧める（もしくはこれまでに $^{60}\text{Co}$ 装置については既に検討されている）。

高エネルギーのX線を所有することによって、一般的により深い透過力とより表面線量が低くなることから、深部の腫瘍に有利になり、皮膚の線量も少なくなる。しかし、半影は広がり、組織と空洞との間の相互作用により骨への吸収線量が高くなることが起こる。加えて、中性子の遮蔽の設備が必要となり、10MV以上では治療室の費用が増加する。これらの要素は15MV以上の直線加速器では費用がかなり増加することは正当化されず、より高いエネルギーは多くの患者に対して臨床的に有益なものを減少させるかもしれないということを導いている。6MVと10MVの組み合わせが適切な組み合わせである。

これらの文章と討議はVII.2.1-VII.2.7で行う。

### VII.2.1. 深部線量

より高いエネルギーはより透過し、そのため深い腫瘍の治療ができる。しかし、緻密なIMRTが増加することによって低エネルギービームで不可欠な線量を深部の腫瘍に常に与えることができるようになると、意味がなくなってしまうかもしれない。Fig. 6に体厚が30 cmの患者の対向照射による中心の線量の割合を示す。10MVより下のエネルギーでは最大線量よりも10%以上線量が下がってしまう。しかし、この場合では、追加のビームを使用することによって、対向照射で胸部腫瘍の中心線に理想の選択化できるかもしれない。小さい患者にはエネルギーを選択することで中心線を見つけられ、6MVを選択することで満足いき、実は6MVが最も幅広く使用できるエネルギーである。財源に制限があるならば、6MVの装置が満足できる回答かもしれない。

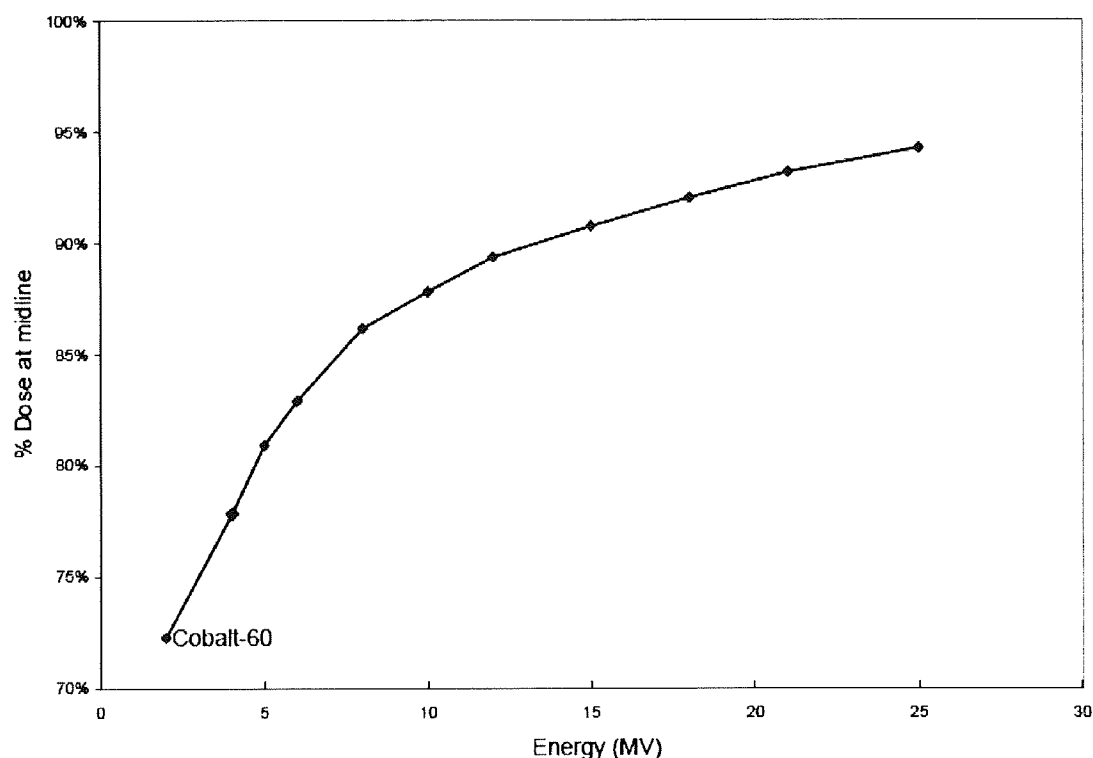


FIG. 6 体厚 30 cm の患者の対向照射による中心線量の割合 (Br.J.Radiol[48]より)。



## VII.2.2. ビルドアップ

Table 14 に示すように、最大線量の深さはエネルギーによって増加する。腫瘍がビルドアップ範囲の中に位置している時は低いエネルギーを使用することが望ましい。ボールスを利用する結果で最大線量の深さを減らすこと（反対に、表面が最大になってしまう）は満足できない(VII.1.2 節)。

TABLE 14. エネルギーの異なる直線加速器の最大線量深 (Br.J.Radiol[48]より)

エネルギー (MV)	4	5	6	8	10	12	15	18	21	25
最大線量での深さ (mm)	10	12.5	15	20	23	26	29	32	35	38

## VII.2.3. 半影とビルドアップとの相互作用

エネルギーが増加すると、2次電子の影響でビームの半影の幅も増加する。これは非常に高いエネルギーで意味のあるビーム幅の広がりにはビームの端で線量の増加を得るために必要となることかもしれない。電子平衡の損失によっても肺と組織境界線で線量減少が起きている。これは皮膚表面で観察される影響と似ている。理由としては、何人かの著者は例えば肺がんの治療については6MVを使用するといった低エネルギービームを使用することを推薦している。しかし、対向照射で腫瘍中心の時は適切であるが、高いエネルギーを使用することでの幾つかの有益を議論されている。従事者の中には腫瘍の外側の層は浮腫であり、したがって中心を放射線治療する必要はないという議論もある。1つの要素を考慮することで多くの放射線治療装置は境界線による十分な影響を模範にしておらず、表される線量分布は誤解されるかもしれない。

## VII.2.4. 骨の吸収線量

10MV を超えて電子対生成が起こると、骨小柱に照射される高い線量によって骨内に異なった吸収が起こる。これは深部 X 線での放射線治療との影響に似ている（記録はないが）。増加した線量は幾つかの場合に望ましいかもしれない（白血病のための TBI）。しかし、たいの事例では望ましくない影響である。

## VII.2.5. 放射線防護

光子ビームのエネルギーが増加すると、照射室内の壁の遮蔽が求められる。加えて、多くの (n,  $\gamma$ ) 反応の境界は 6-8MV の範囲であり、ターゲット、フラットニングフィルタやコリメータ等の含まれる照射ヘッドの構成成分に使用されている多くの同位体が発生源となっている。逆の反応である( $\gamma$ , n)反応はほぼ 25 MeV で最大になる。

中性子は臨床の光子ビームではほぼ 10MV 以上で作りに出される。理由として照射ヘッドの内部構造や光子ビームのエネルギーの増加によって中性子の数が増加することなどが挙げられる。中性子の発生に伴い、施設は公衆やスタッフを保護するためより複雑や遮蔽の設計を要求される。最も関係する場所は治療室のドアである。散乱線はたいの中性子によるものであり、壁は遮蔽するように設計される。高エネルギーの治療装置(10MV 以上)の治

療室のドアはたいていホウ酸を混合したポリエチレンとの混合構造であり、外側の表面を木材で挟んでいる。  
高エネルギー装置の防護設備は 6MV の装置よりもかなり費用がかかってしまう。

### Ⅶ.2.6. 装置費用

高エネルギー装置の装置費用は装置製造業者次第である。複数のエネルギーを持つ装置は同等な装備を持った単一エネルギーの装置よりもかなり高額になるだろう。

### Ⅶ.2.7. 電子エネルギー

光子エネルギーの選択は電子線のエネルギーの選択よりも影響を与える必要はない。良く使用するエネルギーは 6 から 12 MeV の間のエネルギーである。15 MeV 以上では有用性はほとんどない（たまに頭部や頸部の治療で 18 MeV が必要になることがあるかもしれない）。なぜならば、80%線量深を超える深さでの減少率は非常にゆっくりであり、電子線ビームの有用性を否定するからである。低い組織密度の部位で高エネルギーの電子線を用いて治療するべきである。このような低い組織密度の部位では電子線の範囲はかなり増加する。乳房照射による不適切な電子線のエネルギーは健康な肺に過剰な線量を与えることになる。適切な電子線の線量計算アルゴリズムを使用することは重要であり、組織の密集した部位では予想外の高線量になってしまうかもしれない。いくら疾患に効果のある治療法でも、医師の診察は電子線を使用している患者の場合には、特に 12 MeV 以上のエネルギーの際には、患者ひとりひとり診察をするべきである。混合のモダリティを持つ装置の優位点は、場合によっては、患者は装置間を移動することなく電子線-X 線の組み合わせた治療を行える点である。

## Ⅶ.3. 電子線あるいは深部 X 線

電子線の主体の使用は表面上の病変の場合である。これらは深部 X 線装置の X 線でも治療できる。深部 X 線装置は比較的安価で、長期間使用することができる。そのため、高エネルギー電子線装置よりも深部 X 線装置を好んで購入するという選択する状況があるだろう。最も進んだところでさえ、電子線は治療全体の 10-15%の割合で使用される程度にすぎない。

### Ⅶ.3.1. 臨床上の考慮

電子線を使用するという特別な指示は、骨や軟骨状態にある表面上や皮下の腫瘍や、乳がん、頭部や頸部の腫瘍の場合である。電子線は単独か、X 線と組み合わせて使用される。これらの治療に電子線を使用するメリットは電子線の制限が備わっているからである。もし電子線を使用しない時は、多くの場合、小線源治療、接線照射や斜入照射の MV 単位の光子線、深部 X 線で代用することができる。眼球に近い病変の治療では、眼球の遮蔽が必要であり、場合によっては、眼球のような临床上不必要な線量は、電子線の方が深部 X 線装置と比較して高くなるだろう。眼球の遮蔽を電子線の使用で行う時は、遮蔽の後ろの線量測定は使用前に行うべきである。電子線の施設による本当の臨床的なニーズは装置の複雑さの増加に反してバランスを保てるからである。考察とは別に、空洞と軟部組織、骨と軟部組織間の相互作用による不均一な線量は問題であるが、これらの場合、電子線はモダリティの選択にないであろう。そのうえ、このような場面で線量分布を予想するためには高度な線量アルゴリズムは治療計画装置に求められる。これで更に費用がかかる。

### VII.3.2. 様々な深部線量

電子線ビームは深さによって非常に急勾配な線量減少があり、治療線量以上の深さは常に深部 X 線よりも低い。深さが範囲以上の 2 つのおおよその同等な X 線と電子線ビームの比較を Fig. 7 に示す。

### VII.3.3. 表面線量

Fig. 7 でわかるように、電子線は皮膚表面で広がる。これは臨床上の状態によって優位な点あるいは不利な点となるだろう。しかし、皮膚線量を増加させるために常にボースを使用する可能性がある。実際の皮膚線量は装置やアプリケーションに非常に依存し、測定する際には注意が必要である。

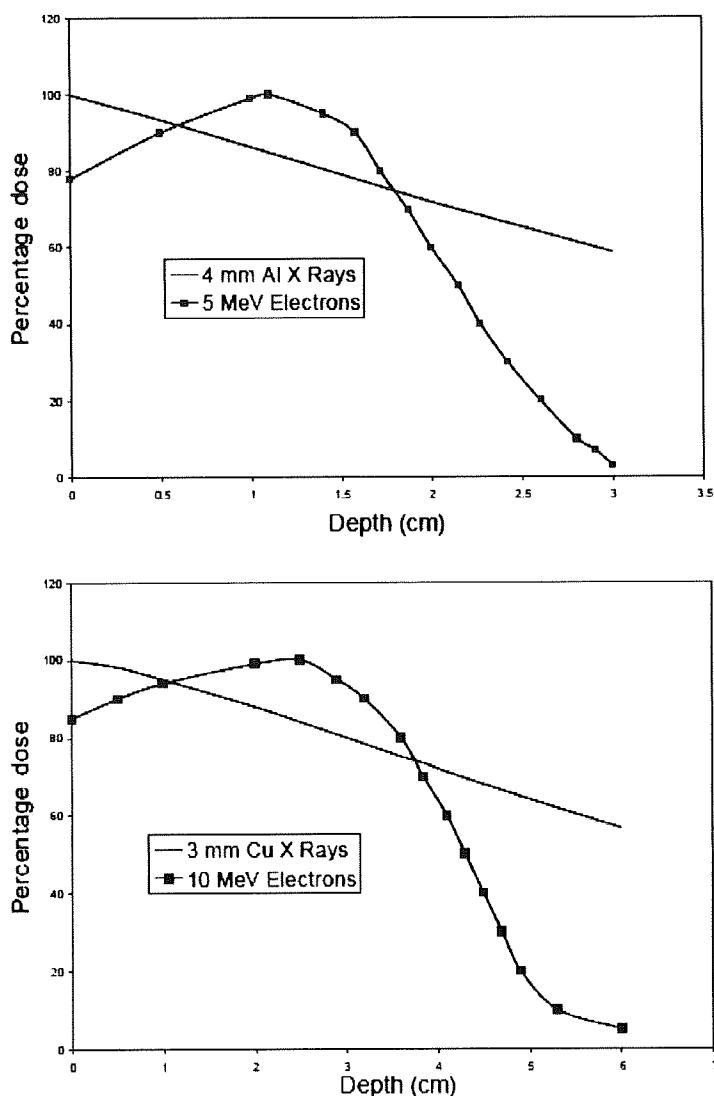


FIG. 7 深部 X 線と電子線による深部線量の比較.

### VII.3.4. 線量測定

電子線と深部 X 線の両方の線量測定は簡単ではない。深部 X 線のビームにおいて生物学的効果比(RBE)は電子線やメガボルト単位の光子ビームよりも非常に大きいらしい。電子線の測定は、特に不均一の場合や表面付近の急峻な変化のある部分では難しい。患者体内に空洞が存在する場合には、電子線の領域は大きく増加する。このような場合、深部 X 線はこれらの影響がでることがないためシンプルである。

### VII.3.5. 半影

一般的には、通常の SSD の電子線の半影は最大線量深において 1 cm を超えることはない。小さい半影はアプリケーションの使用によって得ることができる。半影の大きさはエネルギーや照射野サイズ、アプリケーションと患者皮膚間の距離によって変化する。治療されるために必要な隣接した照射野での半影は異なったものを作成することができる。

深部 X 線におけるビームと電子線の両方でも、製造業者は長方形の基本的なアプリケーションのセットを準備するが、他の照射野の形やサイズにしたい時にはには使用者によって照射口を変更することができる。この目的のため、特に材料や設備に追加の費用がかかるが作業室が必要となる。

### VII.3.6. 大照射野による照射

表面の大きな病変への照射に、電子線がしばしば簡便に用いられる。しかし、表面が平坦でない場合の大照射野では、電子線のビームを一致するためには正確な線量計算アルゴリズムが要求されるが、深部 X 線では医師のサポートはより少なくても済むかもしれない。低エネルギーの深部 X 線には短い SSD を使用し、高エネルギーの場合には SSD 50 cm を使用することが通常である。もし大照射野で深部 X 線ビームを頻繁に必要とする時には、アプリケーションは SSD 50 cm を使用するのが良いだろう。同じフィルタの組み合わせで 2 つの異なる距離のアプリケーションを使用することは望ましくない。加えて、間違った SSD を使用した場合には使用を妨げるようインターロックが働くべきである。

### VII.3.7. 小照射野治療

小照射野の電子線は側方散乱の損失により等線量曲線が大きく変調し、線量最大深は皮膚表面に移動する。そのような治療に対しては、深部 X 線の使用が好ましい。

## VII.4. 単独製造業者 対 複数製造業者

しばしば施設内で単独製造業者を選択するか複数製造業者を選択するかのジレンマが生じる。直線加速器のような類似した装置は単独製造業者にする方が有利である。幾つかの予備部品を保管し、装置の使用方法に関する訓練の負担を減らすことができる。一方、単独製造業者に委託することによって、製造業者が独占的立場を感じたり、その型の装置の進展を怠るといった問題が起こるかもしれない。

シミュレータと治療計画装置といったような異なる装置間での接続性も問題である。DICOM RT (放射線治療パラメータ通信の基本) の発展により、DICOM の一致が保証されず接続性や情報の正確な転送は保証されないとはいえ、この問題はより厳しくなくなっている。お互いしっかりした作業で購入契約を結ぶべきである。