ノート

マイクロセレクトロン HDR システムの使用経験と検討

伊 藤 慎 弥・藤 埜 浩 一・川 越 康 充
松 本 光 弘・桜 井 邦 昭・菊 池 利 邦
森 嘉 信

大阪大学医学部附属病院中央放射線部

(論文受理 1992年 6 月29日)

(最終論文受理 1992年10月23日)

(Code No. 747, 748, 713)

Key words : Iridium source, Applicator, Remote after-loading, Reconstruction method, Brachytherapy planning

CLINICAL EXPERIENCE OF MICRO-SELECTRON HDR SYSTEM AND
CONSIDERATION

SHINYA ITO, KOUICHI FUJINO, YASUMITU KAWAGOE
MITSUHIRO MATSUMOTO, KUNIAKI SAKURAI, TOSHIKUNI KIKUCHI
and YOSHINOBU MORI

Department of Radiology, Osaka University Hospital

(Article received : Jun. 29, 1992)

Summary

Osaka University Hospital introduced a high dose rate remote after-loading system — micro-Selectron HDR — in April 1991 for the first time in Japan. This report discusses and evaluates the system :

- 1) Structure and function of the micro-Selectron HDR System.
- 2) Output measurement and position check of iridium source.
- 3) Application examples and therapy planning.

Data of radiation source is important for dose calculation in brachytherapy ; so, we here discuss the measurement method and result. We achieved an accuracy of ± 1 mm for loaded source position. We believe that in an output measurement of an iridium source, it is possible to maintain reproducibility with an accuracy of within $\pm 1\%$ when the exclusive output measuring instrument is used. We have applied this system to about 40 cases. As for therapy planning, we used an X-ray simulator and therapy planning computer. Then, we found that, even with complicated source arrangement, we could obtain dose distribution suitable to such case. Using

the function of this system and our originality, we realized to expand application of brachytherapy.

1. 結 言

1991年, 本邦第1号機として, 当院に導入した単体小型 ^{192}Ir 370GBq (10Ci) を放射線源とする高線量率リモートアフターローディング・システム (機種名・マイクロセレクトロン HDR・オランダ国・Nucletron 社製) の使用経験と下記の事項を検討したので報告する。

1) システムの構成と機能

マイクロセレクトロン HDR システムの構成と各機器の機能及び特徴を述べる。

2) 放射線源の出力測定と位置確認

線源出力は, 密封小線源治療の線量計算をおこなうときの重要なデータである。線源の出力を求める場合, その測定方法は簡単で精度の高いことが要求される。そこで, イリジウム線源の位置確認と出力測定について, その方法と精度を検討する。

3) 適応症例と治療計画

本システム導入以来, 1992年3月現在までの症例は胆道4例, 子宮頸部11例, 気管支8例, 舌7例, 口腔3例, 会陰部2例で照射延べ回数は200回を超えた。気管支を中心に, その治療計画を述べる。

2. システムの構成と機能

2.1 システムの構成

本システムは, 下記の a~d から構成されている。

- a) マイクロセレクトロン本体
- b) 各種アプリケーション
- c) 遠隔操作用コントロール・ユニット
- d) 治療計画用電算機 (NPS または PLATO)

2.1.a. 本体の内部構造

Fig. 1 は, マイクロセレクトロンの本体を示す。その大きさは高さ90 cm, 重さ100 kg で, ヘッド部は40 cm 上下動できる。キャスターが付いているので前後左右に移動させることができる。Fig. 2 は, 本体の構造と駆動部を示す。図中, (d)で示すタングステン容器に, 370GBq イリジウム単体線源が格納されている。(b)は線源駆動部, (c)がチェックケーブル駆動部である。(b), (c)は, 同じ駆動機構を持つ。ソースケーブルが駆動する場合, 治療ユニット内にある(a)のコンピュータからのパルス信号が①のシャフトエンコーダーを通じて②のステッパーモータに伝達され回転する (1パルスで0.36度回転し, それにより線源ケーブルは0.25 mm 移動する) その回転運動は③の

Fig. 1 Micro Selectron-HDR Unit

Fig. 2 Structure of micro Selectron-HDR
 (a) Computer
 (b) Source cable drive
 (c) Check cable drive
 (d) Storage container
 (e) Automatic calibration
 (f) Indexer
 (g) Optical verification of applicator connection
 ① Shaft encoder, ② Stepper motor, ③ Cable drum

ソースケーブルドラムに作動しケーブルが駆動する。チェックケーブルとは、放射線源の安全な移動を確実にするために、本線源を送り出す前にチェック用ケーブルをガイド内に通してアプリケーションの接続部やアプリケーションのねじれ、および不適当な湾曲などを点検するためのものである。(e)の自動目盛は、プログラムした放射線源位置を光学系方式により監視するものである。(f)のインデクサは、アプリケーションの接続により単体の線源を18チャンネルまで自動的に振り分ける。(g)のアプリケーション接続部分には、接続確認用光センサーが内蔵されている。

2.1.b. 各種アプリケーション

- 1) 気管支用：気管支治療には、ファイバースコープを通して直接挿入できる直径1.9 mm のフレキシブルカテーテルを使用する。
- 2) 頭頸部用：フレキシブルカテーテルを使用し専用のアダプターにより本体と接続する。
- 3) 胆管用：予め胆管に挿入したT字導管に直径1.9 mm のフレキシブルカテーテルを通す。
- 4) 食道用：内視鏡を通してセットしたガイドワイヤを用い挿入した直径6 mm 軟質カテーテルを使用する。
- 5) 子宮頸用：子宮頸及び腔用アプリケーションを使用する。タンデム用（ステンレス製）には子宮軸傾斜角の異なる3種類がある。
- 6) 鼻咽頭用：アプリケーションは鼻孔から挿入し小型のバルーンで固定する。
- 7) 口腔用：フレキシブルカテーテルを使用し専用のアダプターにより本体と接続する。
- 8) 前立腺：テンプレートの硬質針を使用する。
- 9) 乳房：硬質又はフレキシブル針を使用する。

2.1.c. コントロール・ユニット部

Fig. 3 Layout of control unit

1. Program card, 2. Printer, 3. Display

Fig. 3 は、コントロール・ユニットを示す。治療条件の設定には、通常治療計画用電算機でプログラムしたプログラム・カードを使用する。プリンターは、治療条件の設定内容や治療中のデータ、トラブル内容を打ち出す。ディスプレイは、各アプリケーション（接続チャンネル）の治療経過をデュアルタイムで表示する。線源の移動間隔は、2.5 mm または 5 mm ステップのいずれかを選択できる。線源の有効な治療移動範囲は、アプリケーションの先端から24 cm (5 mm ステップの場合) 以内で最大48点の設定が可能である。

2.1.d. 治療計画用電算機 (NPS または PLATO)

ハードウェアは、パーソナルコンピュータを中心に演算用の副プロセッサ、ディジタイザー、プロッタ、プリンターから構成されている。主なソフトウェアには、放射線源データの登録、3次元線源座標再構成、挿入アプリケーションの位置情報の作成及び特異数値分解法を用いた最適化プログラム等がある。これらのプログラムを使用して組織内、管腔内、体腔内、モールドの治療計画を

Fig. 4 Safety features

マイクロセレクトロン HDR システムの使用経験と検討 (伊藤・他)

行う。

2.2 マイクロセレクトロン本体の安全機構

Fig. 4 は、治療時の安全機構を示す。コントロール・ユニットの電源を ON にすると、まずアプリケーションの接続が確認される。確認はインデクサに内蔵された光学式センサーでおこなわれる。接続不良があればモニター上にエラー表示されプリントアウトされる。次に線源と同じ動きをするチェックケーブルによりテスト駆動を行なう。アプリケーション内に不具合があれば安全装置が作動する。線源駆動後にトラブルが生じると自動的に線源は回収され、エラーコード表示、照射内容、残り時間等がプリントアウトされる。

3. 方 法

3.1 線源の出力測定と位置確認

Fig. 5 は、単体小型370 GBq イリジウム線源の形状と大きさを示す。線源はペレット型でその大きさは直径0.6 mm、長さ3.5 mm である。線源の位置精度は、線源停止位置確認用ルーラ (Fig. 6 に示す) とフィルム (Fig. 7 に示す) とで確認する。Fig. 6 のルーラには、線源が進出し移動するための溝がある。溝内は、線源停止位置を確認する為のインディケータが入っている。それは線源に押されて計画位置で停止する。その停止位置 (図に示

Fig. 5 Shape and size of source

Fig. 6 Source position check ruler

す矢印の位置) を線源中心の位置として読み取る。つぎに、計画した線源の移動間隔とその停止 (中心) 位置は、X-ray catheter (ワイヤーの線上に線源位置を同定するための1 cm 間隔のマーカがある) を用いてX線写真 (フィルム: Kodak X-Omat V film) で確認する。

RALS 用線源の出力測定^{1,4)} には、川島らのサンドイッチ法がある。イリジウム線源の出力^{5,6)} は、Fig. 8 の出力測定器具を用いて測定した。図において、C は JARP 型線量計の設定位置を示す。S 及び S' は、線源の中心位置を示す。線源の中心位置は、X-ray catheter とフィルムを使用して確認する。線源-線量計間距離は、常時10 cm

Fig. 7 Auto Radiograph of Iridium-192 sources

Fig. 8 Calibration jig

¹⁹²Ir source calibration: a standard geometry calibration jig for use with a JARP type chamber at 10 cm separation from two applicators C: JARP type chamber S, S': ¹⁹²Ir source position

に設定できる。線源出力は、まず線源を S 位置に設定し単位時間 (min) あたりの線量 (C/kg, R) を測定する。S' 位置の線量も同様におこなう。

3.1.1. 出力 (OP) の計算式

$$OP = 1/2 (Ms/Ts' + Ms'/Ts) \cdot Nc \cdot kg \cdot k_1 \cdot S \quad \cdots (1)$$

$$A = OP \cdot (L/100)^2 \cdot 60 \cdot \Gamma \quad \cdots (2)$$

ただし、

OP : 出力 ($Rmin^{-1}cm^2$, $Ckg^{-1}min^{-1}cm^2$)

A : 放射能 (Ci, Bq)

Ms, Ms' : S, S' の各線量値 (R , Ckg^{-1})

Ts, Ts' : 各々の照射時間 (min)

L : 線源-線量計間距離 (10 cm)

kg : 幾何学的補正係数

Nc : 線量計のコバルト校正定数

Γ : 照射線量率定数 ($RCi^{-1}hr^{-1}m^2$)

k_1 : 大気補正係数

S : 散乱係数 (測定具からの散乱線の影響)

(1), (2)式より求めた放射線源データと校正年月日は、治療計画用電算機とコントロールユニットの線源データに入力する。その後、線源の減衰は各々の電算機で自動的

Fig. 9 Reconstruction method of catheter localisation

1. Orthogonal reconstruction
2. Semi-orthogonal reconstruction
3. Isocentric reconstruction
4. Stereo shift reconstruction
5. Variable angle reconstruction

に補正される。

3.2 適応症例と治療計画

適応症例の1つである気管支を中心に、その治療計画を述べる。

1) 前処置

患者に局所麻酔を施したのち、気管支鏡を鼻腔から挿入する。気管支鏡を通じてフレキシブルアプリータ (1.9 mm ϕ) を挿入し、テープで鼻に固定する。アプリータ内へ透視下で X-ray catheter を挿入する。

2) 3次元線源座標再構成の取得^{2,3,7,8)}

治療計画用電算機の線源座標の取得法は、5種類のアルゴリズムがある。Fig. 9 は、その模式図である。図に於て、①直交座標法：直交フィルムから入力する。②疑似直交座標法：専用枠のマークと直交軸のズレから座標を取得する。③アイソセントリック法：円弧式ステレオ撮影法。④ステレオシフト法：X線管焦点を図のP点に対し水平に等距離移動する。⑤任意角度撮影法：左右の任意角度で撮影する。③、④の方法は、一枚のフィルムに各々線束位置を変えて撮影する。

日常、線源位置同定撮影は、X線シミュレータ (Oldelft 社製・SIMULIX-MC) を使用している。当院のX線シミュレータは、焦点-回転中心間距離 (FID)、焦点-フィルム間距離 (FFD)、拡大率、架台回転角度等の幾何学的条件が容易に精度よく設定できる。主として、直交座標法を適用している。直交座標法で重要なことは、複数個のアプリータを挿入設定時、正側とも互いに線源位置が重ならないように透視像で患者の体位を工夫して撮影する (Fig. 10)。このことにより線源位置の同定が容易となり線量計算の精度につながる。

Fig. 10 Radiographs by orthogonal reconstruction

照射条件の計算とその線量分布の作成は、治療計画用電算機を利用する。手順は Fig. 11 に示す。図に示すキーボード入力の〔1〕で基準点の設定、拡大率、フィルム-アイソセンター間距離等を入力する。アプリータの軌道は、正側X線フィルムから、デジタイザーにより入力する。キーボード入力の〔2〕で線源停止位置、基準点線量の入力を行う。つぎに、至適照射条件 (線源配置、照射時間) とその線量分布を、最適化計算プログラムで求める。上記の手法で得られた治療データ (アプリータの接続チャンネル番号、線源配置、照射時間等を含む全て) を、プログラムカードに入力する。そのカードから、オフラインでコントロール・ユニットにデータを入力し治療を開始する。Fig. 12 は、ディスプレイに表示された線量分布図を示す。表示方法には空間座標、フィルム座標、3点座標表示があり、3次元の線量分布が同時に得られる。

Fig. 11 Procedure of dose calculate and dose distribution

Fig. 12 Dose distribution

1. Lateral view
2. A-P view
3. Axial view

Table 1 The uncertain of measurements of source strength

(a) Source-chamber distance	0.2%
(b) Slip of source axis direction	0.2%
(c) Slip of source perpendicular direction	0.2%
(d) Scatter factor	0.2%
(e) Dose gradient correction factor	0.3%
(f) Temperature and pressure correction	0.2%
(g) Exposure calibration factor	0.4%
(h) Timer error	0.2%

$$\text{Total uncertain (error)} = \sqrt{a^2 + b^2 + \dots + h^2} \\ = \pm 0.73\%$$

4. 結果・考察

マイクロセレクトロン HDR システムを導入して以来、現在迄約40症例施行した。各症例から得た知見をもとに、 ^{192}Ir を放射線源とする高線量率マイクロセレクトロンについて、システムの構成と機能、線源の位置確認と

出力測定、適応症例と治療計画等の事項について検討と評価をした。

計画したイリジウム線源位置の精度は、線源停止位置確認用ルーラとフィルム法により求めた。計画した線源停止位置の精度は、線源の軸方向、垂直方向とも最大1 mm 以内であった。線源位置確認用ルーラは、フィルム法のように現像処理を必要とせず線源位置が確認できる。しかし、フィルム法はアプリケーション内の連続した各線源間隔とその位置とを検出できる利点がある。

川島らは、RALS 用線源（主に、 ^{60}Co ）出力の誤差を不確定度により評価している¹⁾⁴⁾。我々は、Fig. 8 に示す器具を使用し ^{192}Ir 線源出力測定時の不確定度 (Table 1) を求めた。例えば、線源-線量計間距離の誤差は、 $(10.00 \pm 0.01)^2 / 10^2$ の計算から $\pm 0.2\%$ になる。その結果、出力測定の全不確定度は、 $\pm 0.73\%$ であった。このことは、毎回簡便な手法により測定しても再現性 $\pm 1\%$ 以内の精度で測定することが可能であることを示している。

治療計画には、X線シミュレータと治療計画用電算機

マイクロセレクトロン HDR システムの使用経験と検討 (伊藤・他)

を活用した。治療計画用電算機を使用した場合、基準点、関心点、各アプリケーション内の線源の位置とその軌道は、線源位置同定用 X 線フィルムからデジタイザーとキーボードによって手順よく正確に設定できる。複雑な線源配列の場合、最適化プログラムの利用で症例に適した線量分布が作成できる。X 線シミュレータを使用し複数のアプリケーションを挿入した症例では、線源位置を同定するときの正側像で、各 X-ray catheter のマークが重ならないように患者の体位を工夫し撮影することが必要である。また、呼吸による体動を伴う患部では正側像で基準軸のズレが生じ線源位置同定が不正確となる。そこで、2 管球同時 2 方向撮影が必要と考える。

5. 結 論

密封小線源治療の適用範囲は、本システムを導入することにより拡大した。本システムは、従来の RALS にはない機能と特徴を備えている。しかし、現時点で問題点もあり今後これらを一一つ創意工夫し改善する必要性がある。そこで、本システムの主な特徴と問題点について述べる。

1) コントロールユニット、マイクロセレクトロン本体には、各々マイクロコンピュータが内蔵されている。このコンピュータによって線源の駆動等が精度よく遠隔制御できる。

2) チェックケーブルラン機構は、照射前にシステム全体の安全性を確認する働きをする。一方、この機構はプログラムした線源位置をコントロールユニットのディスプレイでシミュレートするのに役立つ。

3) 治療計画用電算機で作成した治療データの全ては、プログラムカードに記録される。治療は、このカードの利用で円滑に施行できる。

4) 治療中の線源位置、照射時間などは、コントロールユニットのディスプレイ上に表示されプリントアウトすることができる。それにより、常に治療データとトラブル時の内容が即座に確認できる。

5) 線源の交換作業は、遠隔操作で被曝することなく短時間で完了する。

6) 現在、線源が外国製であるため早くからの納入準備が必要である。

7) 主要臓器に適用できるアプリケーションが各種ある。しかし、今後各施設でアプリケーションの改良を含めた考案が必要と考える。

8) 3 次元線源座標再構成の精度に大きく影響する要素には、線源位置を取得する撮影時の幾何学的条件の設定と患者の呼吸による体動がある。従って 2 管球同時撮影装置か精度の良い X 線シミュレータが必須の装置となる。

9) 線源代、メンテナンス料、その他消耗品にも費用を要しランニングコストが高つく。

謝 辞

稿を終えるにあたり、本研究の御指導と本文の御校閲を賜りました集学放射線治療学・井上俊彦教授に深謝致します。また、御協力をいただいた中放部技師諸兄にお礼を申し上げます。なお、本文の要旨は、第35回近畿部会及び第48回日本放射線技術学会総会に於て報告した。

参考文献

- 1) 森田皓三：新しい密封小線源治療マニュアル，1989.
- 2) 速水昭宗：線量計算法。密封小線源治療-腔内・組織内照射の実際-重松康編，pp. 109-152，篠原出版，東京，1980.
- 3) 尾内能夫，入船寅二：線源位置の同定法。放射線物理学。放射線医学大系，第34巻。p. 235 (田坂皓他編)，中山書店，1984.
- 4) 川島勝弘，星野一男，他，：高線量率アフタローダの出力測定。日本医放学会物理部会誌，1：3-10，1981.
- 5) Ezzell G: Evaluation of calibration techniques for the micro Selectron-HDR. IN: Brachytherapy 2, Mould RF (Ed), pp. 61-69, Nucletron: Leersum, 1989.
- 6) Jones CH and Bidmead AM (1989): Calibration of the micro Selectron-HDR system. in: Brachytherapy 2, Mould RF (Ed), pp. 75-82, Nucletron: Leersum, 1989.
- 7) Van der Laarse R: Computerized high dose rate brachytherapy treatment planning. in, Brachytherapy HDR & LDR, Martinez AA, Orton CG & Mould RF (Eds), pp. 169-183, Nucletron, 1990.
- 8) Van der Laarse R and Prins T.P.E: Computerised brachytherapy treatment planning for lung cancer. Selectron Brachytherapy Journal, 5 (4): 27-32, 1991.