

## 放射線治療計画装置へCT写真から体輪郭を 入力するための図形入力器の試作

\* 川崎医療短期大学 放射線技術科

\*\* 川崎医科大学附属病院 中央放射線部

\*\*\* 川崎医科大学 放射線医学教室(治療)

松 宮 昭\* 長 瀬 尚 己\*\* 沼 口 健 治\*\*

森 本 美 貴 子\*\*\* 村 上 昌 雄\*\*\* 吉 田 岑 雄\*\*\*

(昭和58年9月10日受理)

### Contour Input Device Designed for Use of CT Film for Radiation Treatment Planning System

Akira MATSUMIYA\*, Naomi NAGASE\*\*, Kenji NUMAGUCHI\*\*,  
Mikiko MORIMOTO\*\*\*, Masao MURAKAMI\*\*\*, Mineo YOSHIDA\*\*\*

\* Dept. of Radiological Technology, Kawasaki College of Allied Health Professions

\*\* Dept. of Central Radiology, Kawasaki Medical School Hospital

\*\*\* Div. of Radiotherapy, Dept. of Radiology, Kawasaki Medical School

Kurashiki 701-01, Japan

(Received on Sep. 10, 1983)

**Key words :** 放射線治療計画, 電算機, 輪郭入力

#### 概 要

放射線治療計画には、実物大の正確な患者横断面の輪郭に関する情報が不可欠である。

著者らは治療計画装置 PC-12 へ、約 1/5 縮小 CT 写真から直接輪郭を入力するための図形入力器を試作した。

試作器の基本的な精度を求めめるために、直径 20 cm の円を用い、その 1/5 縮小図形を入力し、プロッター出力図形と元の円とを比較した。その結果、誤差は約 4 mm 以内に納まり、実用に供し得ることが確かめられた。更に臨床応用上の精度を調べるために、胸部の縮小 CT 写真から直接輪郭を入力し、その出力図形と、CT 写真を光学的に実物大に拡大して得られた輪郭とを比較した。誤差は約 5 mm 以内に納まった。

試作図形入力器により、臨床上十分な精度で縮小 CT 写真から、直接輪郭を入力することが出来た。

## 1 はじめに

放射線治療計画においては、正確な輪郭に関する情報、すなわち外輪郭および腫瘍と重要臓器の位置と形を知る必要がある。治療計画装置への輪郭の入力は、最近 CT からオンライン<sup>1)</sup>で、または MT 経由で自動的に行われるようになった。<sup>1)</sup>しかしまだ多くの装置では、回転横断写真または CT 写真を、何らかの方法で実物大に拡大した輪郭から入力しているのが現状である。

川崎医大附属病院に設置されている米アトロニクス社製治療計画装置 PC-12<sup>2)3)</sup>では、セータ・ファイ (Theta-Phi Transducer)<sup>4)</sup>と呼ばれる専用の図形入力装置が用いられている。輪郭はこの装置を用いてトレースすることにより、PC-12 へ入力される。入力された輪郭は、プログラムにより自在に拡大縮小が可能である。しかしこのセータ・ファイは、CT の出現以前に製作されたものであり、またプログラムによる拡大率の変換機能は、わずかの拡大率の修正を目的としたものである。したがって CT 写真のように、極端に約 1/5 にまで縮小された図形を予め拡大することなく直接入力し、実物大に拡大すると輪郭の歪みが大きくなる。

著者らはセータ・ファイの特性を検討し、入力前に CT 写真を実物大に拡大することなく、直接輪郭を入力することの出来るセータ・ファイを試作したので報告する。

## 2 セータ・ファイの特性

PC-12 附属のセータ・ファイは図1に示すように、長さ30cm、可動範囲約 110 度のセータアームに、同じく長さ30cm、可動範囲約 140 度のファイアームを連結し、その先端で図形をトレースする仕組みである。セータ、ファイそれぞれの回転軸には約 3.5 k $\Omega$ /180°の可変抵抗器が組み込まれ、抵抗両端には約 5 V の電圧が印加されている。すなわち任意の点 P の位置は関数  $P(\theta, \phi)$  により決定され、それに対応する電圧  $P(V_\theta, V_\phi)$  が PC-12 への図形の入力信号となる。入力後、直交座標に変換され  $P(x, y)$  として記憶される。したがって、図形は前以って設定しておいた間隔の点線として入力される。

図形入力の基本的な精度を知る目的で、直径20cmの円を入力し、そのプロッター出力を元の円と比較した。結果は図2(a)に示すように、よく一致し誤差は 2 mm 以内に納まり、原点のず

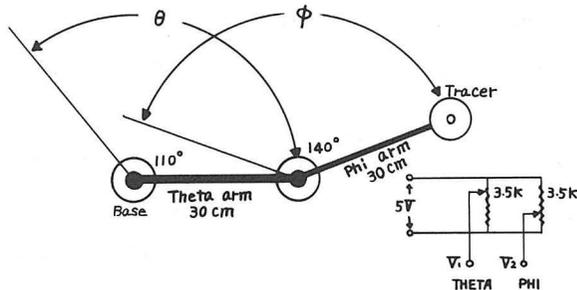


Fig. 1 Schematic diagram of the Theta-Phi Transducer.

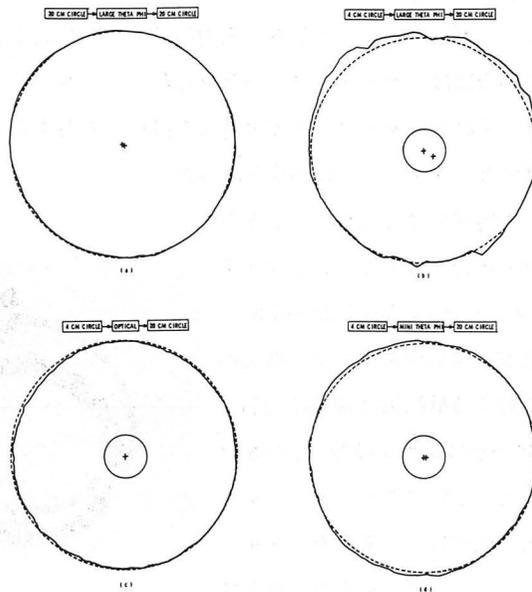


Fig. 2 Difference between the original (-----) and the plotter output (——) curves on test circle.

れも無視し得る程度であった。

次に1/5に縮小した図形、つまり直径4cmの円を入力し、プログラムにより5倍に拡大したプロッター出力図形と元の円とを比較した。結果は図2(b)に示すように大きな歪みを生じた。誤差は最大10mmに達し、原点の変位も大きくなった。これらの結果より、比較的極端な縮小図形を入力し、元の大きさに拡大すると誤差が大きくなり、実用に供し難いことがわかった。

### 3 フリーハンドによる図形の追従性

セータ・ファイに限らず、フリーハンドによる図形入力法の精度の限界は、トレースの追従能力により決定される。

図形を5倍に拡大する場合の追従能力を知る目的で、直径4cmの円を注意深くフリーハンドでトレースし、その図を光学的に5倍に拡大して直径20cmの円と比較してみた。結果は図2(c)に示すように誤差は約3mm以内に納まった。この程度の歪みなら許容範囲内であると判断された。

この結果から、セータ・ファイによる5倍拡大図形の大きな歪み(図2b)は、フリーハンド入力による人為的なものではなく、セータ・ファイ自身の精度に起因することが判明した。すなわち入力図形が小さくなると、入力信号が小さくなり分解能が低下する。これをプログラムで無理に拡大することによると考えられた。

#### 4 小型セータ・ファイの試作

縮小図形の入力に際し、セータ・ファイからの入力信号の精度を上げるためには、原理的に1/5の図形を入力する場合には、セータ、ファイそれぞれのアームの長さを共に1/5に短縮すればよい。そうすれば従来のセータ・ファイで実物大の図形を入力するのと信号の大きさは同じになる。そこで小型のセータ・ファイの製作を試みた。

試作にあたり工作を容易にするために、とりあえず従来のセータ・ファイの1/3（セータ、ファイ共にアームの長さ10cm）のものを製作した（図3）。可変抵抗器は5k $\Omega$ （B型）通信機用カーボン抵抗器を使用した。回転角に対する抵抗値は約5k $\Omega$ /270°であったので、約180°の所に接点を特設し、約3k $\Omega$ /180°となるようにした。この試作セータ・ファイを用いた場合の図形入力信号は、従来のセータ・ファイの3倍となる。したがって図形を5倍に拡大するには、図形入力後プログラムにより更に5/3倍に拡大する必要がある。

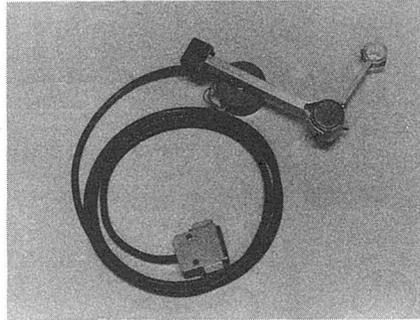


Fig. 3 Appearance of the trial Theta-Phi Transducer.

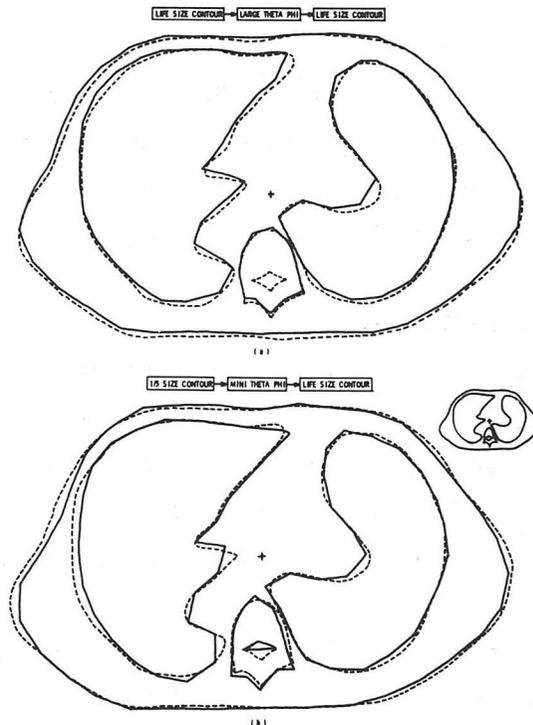


Fig. 4 Difference between the life size (-----) and the plotter output (——) curves on thorax contour.

試作セータ・ファイを用いて直径 4 cm の円を入力し、5 倍に拡大した。結果は図 2 (d) に示すように誤差は 4 mm 以内に納まり、フリーハンドによる図形の追従限界とほとんど変わらぬ精度が得られた。

## 5 臨床応用

臨床応用例として胸部 CT 写真を用いた。一般的な手法として CT 写真を光学的に 5 倍に拡大し、従来のセータ・ファイを用いて入力した場合、および試作セータ・ファイを用いて 1/5 縮小輪郭から直接入力した場合について比較した。結果をそれぞれ図 4 (a), (b) に示した。誤差はいずれも約 5 mm 程度であり、相方にほとんど差は認められなかった。

## 6 考察およびまとめ

放射線治療における病巣線一計算の精度は  $\pm 5\%$  が要求されている。高エネルギー X 線の場合、輪郭の空間分解能が 5 mm 程度であれば、3% 程度の誤差で線量計算が行えると言われている。<sup>5)6)</sup>

縮小図形を入力する場合、図 5 に示すようにその縮小率に一致させてセータ、ファイそれぞれのアームの長さを調節できるように工夫すれば、実物大から縮小図形まで、縮小率にかかわらず入力信号の精度を一定に保つことができ、応用範囲を広げることが出来ると考えられる。ただしこの場合、縮小率の限界はフリーハンドによる図形の追従能力に制約される。著者らの実験では、5 倍程度が限界であろうと思われた。

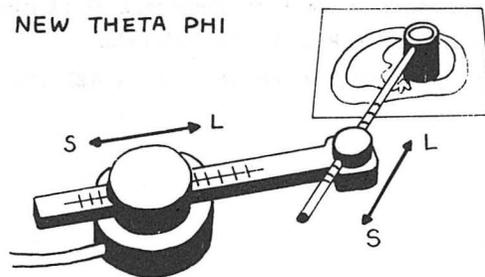


Fig. 5 Schematic diagram of the ideal Theta-Phi Transducer.

試作セータ・ファイは基礎的な円形輪郭に対しては誤差は約 4 mm 以内に納まったが、臨床応用例としての胸部輪郭に対してはやや精度が劣った。PC-12 では輪郭を表す点の数が 117 点以内に制約されている。胸部は肺や胸椎など比較的多くの輪郭を必要とする部位であり、自づから点線の間隔が粗くなり、本来の精度が埋もれたと考えられる。しかし临床上十分な精度で輪郭を入力することができた。

セータ・ファイの試作に際し、目的にかなった可変抵抗器、すなわち  $3\text{ k}\Omega/180^\circ$  のものが入手できなかったこと、その他の材料は院内で入手できた廃材を再利用したことなど、機械的精度にも問題があると思われた。より精密に製作すれば更に精度の向上がはかれると思われた。

これまで PC-12 へ CT 写真から輪郭を入力する際には、まず CT 写真をオーバーヘッドプロセクターにかけて患者の実物大に拡大し、輪郭を一旦治療計画用紙へ写しとり、それからセータ・ファイを用いて入力する方法をとっていた。試作セータ・ファイが完成してこの煩わしい過程が省略でき、縮小 CT 写真から直接輪郭を入力することが出来るようになった。現在実地臨床に活用されている。

### 謝 辞

図形入力器の試作に際し、赤代博司氏（兼松エレクトロニクス株式会社技術部）のご指導を受けた。記して感謝の意を表します。

### References

1. Cunningham, J. R. and Van Dyk, J. : Recent developments in CT and radiotherapy, Y. Umegaki ed. Computers in Radiation Therapy. Proceedings of the 7th ICCR (1980), pp. 28-37, The Japan Radiological Society, 1981.
2. Cunningham, J. R., Milan, J. : Radiation treatment planning using a display oriented small computer, Computers in Biomedical Research, 3 : 159-179, 1969.
3. Holmes, W. F. : External beam treatment planning with the programmed console, Radiol. 94 : 391-400, 1970.
4. PC-12 users manual "External Beam Treatment Planning" Artronix, Inc.
5. Stewart, J. R., Hicks, J. A., Boone, M. L. M., Simpson, L. D. : Computed tomography in radiation therapy. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 4 : 313-324, 1978.
6. 松宮 昭：PC-12による外照射線量分布計算の精度に関する考察。神戸大学医学部紀要，41(4)：41-54，1980.