



Title	計算機制御X線走査による小児フントム股関節骨輪郭部の自動視測
Author(s)	桐谷, 滋; 伊藤, 憲治; 藤崎, 博也 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1976, 36(1), p. 43-46
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/20084
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

計算機制御X線走査による小児フントム股 関節骨輪郭部の自動視測

東京大学医学部・音声言語医学研究施設

桐 谷 滋 伊 藤 憲 治

藤 崎 博 也 沢 島 政 行

東京大学医学部附属病院中央放射線部

竹 中 栄 一

千葉大学医学部附属病院中央放射線部

館 野 之 男

(昭和50年8月11日受付)

(昭和50年9月22日最終原稿受付)

Automatic Identification of Bone Contour Around the Hip Joint in
Infant Phantom by Use of Computer-Controlled
X-ray Microbeam System

by

Shigeru Kiritani, Kenji Itoh, Hiroya Fujisaki and Masayuki Sawashima

Research Institute of Logopedics and Phoniatrics, Faculty of Medicine, University of Tokyo

Eiichi Takenaka

Radiological Center, The University of Tokyo Hospital

Yukio Tateno

Department of Radiology, Chiba University Hospital

Research Code No.: 208

Key Words: Computer-controlled radiography, Image processing, Bone contour tracing, Dosage technique

By means of a new radiographic method using on-line computer control of a flying-spot (random access) type X-ray microbeam system, automatic identification of the outlines of bones around the hip joint of an infant X-ray phantom has been performed. The tracing of the outlines of bones (Al plates of 3 mm thick) was successfully obtained by a selective exposure of the X-ray beam in the area of 5 mm in the width along the bone contour. The exposure dosage within this area was approximately 70 μ R.

1. はじめに

先天性股関節脱臼の早期発見を目的とした低線量のX線診断法の開発には、種々の努力がなされ

ている^{①②}。本研究では、計算機制御X線マイクロビーム装置によるレントゲン観察法を、小児ファントム (Mix DP ファントム, 腹厚約10cm, 3 mm

厚 Al 板骨模型) の骨輪郭自動追跡観測に適用して、低線量での先天性股関節脱臼診断方式を開発し、基礎実験を行つたので報告する。

2. 装 置

この実験に用いたレントゲン装置の詳細は他に報告した^{1)~5)}。本方式では直径 1 mm (被写体面上) の X 線ビームで被写体を照射し、透過 X 線強度を NaI 単結晶のシンチレーションカウンタで計測する。X 線ビームの走査は計算機により高速で任意の位置に制御され、同時に各計測点での X 線強度値が計算機に読みこまれる (Fig. 1)。従つ

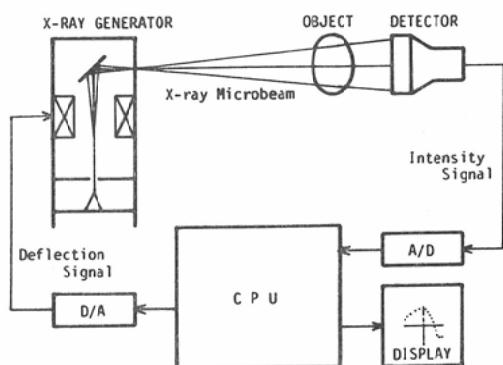


Fig. 1 Block diagram of computer controlled X-ray microbeam system. The X-ray transmitted through the subject is detected by a scintillation counter and the intensity data are sent to the computer, which processes the data to determine the next exposure points in real time.

て、時々刻々に計測された X 線強度分布の情報を基づいて、次の X 線走査の位置・方式を選定していくことができる。適当な制御方式を用いれば目的とする輪郭線の近傍の狭い領域にだけ X 線を照射しながら輪郭線を自動抽出していくことが可能となる。この X 線照射の局所領域への限定と、高感度 X 線検出器の使用の結果、低線量での診断の実現が期待される。

3. 方 法

ここでは、試験的に以下に述べる方法で、輪郭線の自動追跡観測を行なつた。まず、対象とする左右の腸骨、大腿骨の各々につき、その正中側の輪郭線と交差すると考えられる位置に、ほぼ

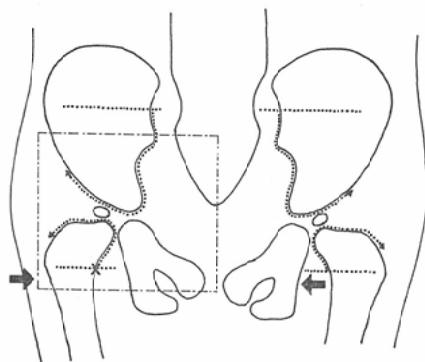


Fig. 2 Method of bone contour tracing (see text in detail).

体側より正中にいたる初期走査線を設定する (これら走査線の画面内上下方向に関する位置は、視察により定めた)。以下、左大腿骨について述べる。まず、初期走査線上の各計測点 (0.5mm 間隔) に順次 X 線を照射して強度分布を計測する。計算機により + x 方向の強度変化の勾配が最大となる位置を検出して正中側輪郭線の位置とする (Fig. 2 X 印)。次にその点を中心にして縦横各々 11 点が 0.5mm 間隔で十文字に並んだ計測点を選び、それらの点における強度分布を計測し、水平および

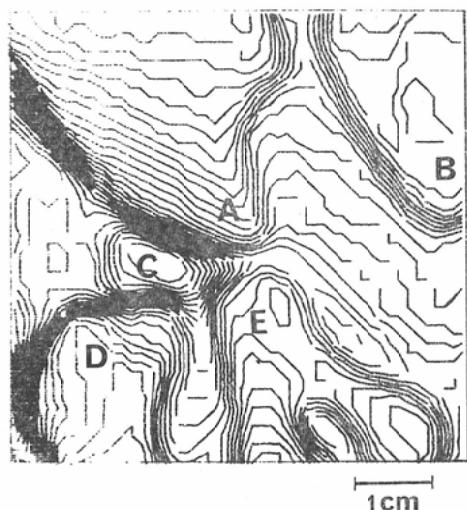


Fig. 3 Contour display of scanning X-ray image around a hip joint (square area enclosed with chain lines in Fig. 2). A : Os ilium, B : Os sacrum, C : Capt femoris, D : Femur, E : Os pubis.

垂直方向の各々につき、強度変化最大の位置とその勾配値を検出する。それらのデータをもとに、輪郭線の位置と方向を決定し^{注1)}、検出された輪郭線の方向に沿つて、反時計廻りに一定距離(1mm)移動した点を選ぶ。その点を中心に再びX線走査を行ない、輪郭線を検出する。以後同様の操作を繰り返しながら輪郭線を自動追跡していく。なお、輪廓追跡ができるだけ必要な部分に限定するため、ここでは抽出された輪郭線の走査方向を常に監視し、水平に近い走向がある程度以上持続すると、追跡を自動的に停止し、他の骨の観測に移るものとした。輪郭追跡の方向は各々の骨に応じて、時計廻り、または反時計廻りとなるように設定してある(Fig.2, 点線矢印)。Fig.3は、左の関節部位、6cm×6cmの領域の走査X線像をX線強度の等高線表示により示したものである。

4. 結 果

自動抽出された輪郭線の例をFig.4(a)に示す。一計測点あたりのX線照射時間を短かくして

輪郭追跡の速度をあげてゆくと、計測されるX線フォトン数の減少に従つて強度信号のゆらぎ(量子雑音)が大きくなるため、抽出される輪廓線が不規則となる。さらには輪郭追跡そのものが不安定となつて誤走向が生じてくる。Fig.4(b)は大腿骨および恥骨を通る水平走査線上(Fig.2→印)での強度変化を横軸にx座標、縦軸に強度値をとつて示したもので、Fig.4(a)の輪郭追跡実行時(1計測点あたりの照射時間4, 1, 0.5msec)の強度信後の雑音の様子を示す。この実験例では、照射時間0.5msecで、ほぼ安定に輪郭追跡可能であつた。この時のX線強度計測値における量子雑音によるゆらぎは、P-Pでほぼ±10%である。

本実験におけるX線発生装置の使用条件は電圧100kV、電流1.7mA、5mm厚ペリリウム窓付、フィルタなし、陽極ターゲットとピンホール間距離16cm、ピンホールと被写体面距離52cmであつた。X線の照射は輪郭線にそつた幅約0.5cmの領

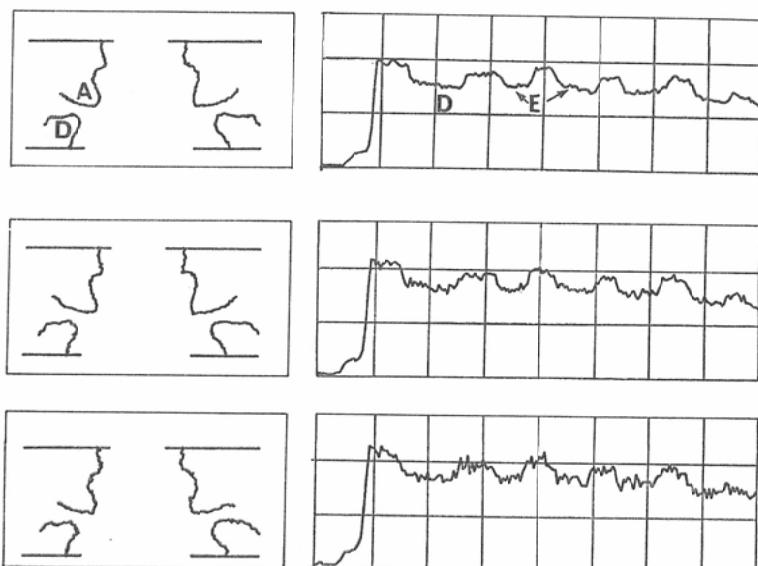


Fig. 4 Examples of the preliminary data. (a) Bone contours around the hip joint identified by this system. (b) Variations in the detected X-ray intensity along the horizontal scanning line. The location of the scanning line is indicated in Fig. 2 by →. In each of (a) and (b), three data obtained with exposure time of 4, 1, 0.5 msec/sample point are shown respectively. A, D, and E indicate corresponding bones in Fig. 3.

注1) この輪郭追跡の手法の詳細は文献5)に述べられている。

域に限定されており、輪郭追跡中の全照射面積は約 10cm^2 である。これは、通常のX線撮影時の照射野を $20\times 20\text{cm}^2$ とすると、その $1/40$ となつている。輪郭追跡中のX線照射時間は約0.6秒であつた。また、上記X線照射領域内での照射線量は、T.L.D.（大日本塗料製）による測定の結果 $70\mu\text{R}$ と算定された。

文 献

- 1) 藤村 靖：音声研究とオンライン計算機. 東京医学会誌, 75 (1967), 235—239.
- 2) Fujimura, O., Kiritani, S. and Ishida, H.: Computer Controlled Radiography for Observation of Movements of Articulatory and Other Human Organs, Comput. Biol. Med. 3 (1973), 371—384.
- 3) Kiritani, S., Itoh, K. and Imagawa, H.: A High Voltage Thin X-ray Beam Scanner for Computer Controlled Radiography, Ann. Bull. RILP, No. 8 (1974), 1—6.
- 4) 桐谷 澄, 伊藤憲治, 今川 博：舌上金属ペレットの自動追跡観測. 日本音響学会研究会資料, S 74—58, (1975).
- 5) Kiritani, S., Itoh, K., Imagawa, H., Fujisaki, H. and Sawashima, M.: Tongue Pellet Tracking and Other Radiographic Observations by a Computer Controlled X-ray Microbeam System. Ann. Bull. RILP, No. 9 (1975), 1—13.
- 6) 田中仁：極低線量での股関節脱臼X線検査法. 日本医学放射線学会雑誌, 34 (1974), 291—301.
- 7) 館野之男：X線写真—その診断目的と画質と被曝線量. 放射線科学, 17 (1974), 41—48.