2 方向 CT スカウト撮影によるせき柱の三次元計測*

玉 木 保^{*1}, 高 橋 和 久^{*2}, 山 縣 正 庸^{*2}
三 村 雅 也^{*2}, 松 本 忠 男^{*2}, 加 藤 英 幸^{*2}

Three-Dimensional Measurement of the Spine by Bidirectional CT Scout Imaging

Tamotsu TAMAKI, Kazuhisa TAKAHASHI, Masatsune YAMAGATA,
Masaya MIMURA, Tadao MATSUMOTO and Hideyuki KATO

The three-dimensional configuration information of each vertebra is essential for surgery of a scoliotic spine. The authors have developed biplane X-ray photogrammetry for the configuration measurement and analysis. XCT (X-ray computer tomography) is generally applied to these patients, and more than two scout images of them from different angulations of the tube are taken to determine which part of the body is suitable for tomography. Two scout images from different angulations are sufficient for the reconstruction of the 3D configuration of the vertebra in the line of biplane X-ray photogrammetry. This new method will be called bidirectional CT scout imaging by the authors. This paper shows its basic equations and its accuracy. It was concluded that this is an effective clinical method for the reconstruction of the configuration of the spine.

Key Words: Biplane X-Ray Photogrammetry, Bidirectional CT Scout Imaging, Spine, 3D Measurement

1. は じ め に

医療分野における生体の硬組織(骨), 軟組織(各種臓器)の形状測定は CT (Computer Tomography, コンピュータ断層撮影法), MR (Magnetic Resonance, 磁気共鳴), 超音波に代表されるように近年急速な発展をみせている。これらはコンピュータを用いて画像の再構成を行うものであり, 生体組織の様相を視覚的に示すことから, 診断技術を飛躍的に向上させるものである。しかしこの方法は基本的に三次元の生体組織の2次元面での画像情報であり, これから定量的データをを得るには, さらに画像解析が必要であるが, 今の所満足すべき解析システムは存在しない。これは一枚の画像自体が大変大きな情報をもっており, その自動化は容易でないことによるものである。ところで骨はそれぞれに三次元的な解剖学的特徴を有している。そこで2方向同時のX線撮影を行えば, 特徴となる点や面は単純な幾何学的関係から, その三次元形状の再構成が可能である。著者はこの測定法を開発し^{(1)~(3)}, せき柱を中心に大たい骨, ひざの三次元形状測定を行い,

その結果を用いた側わん症せき柱の手術シミュレーションの開発など多くの成果を得ている。しかしこの2方向同時のX線撮影の目的だけのために患者を基準フレーム内に位置させ撮影を行うものである。ところで最近ではせき柱手術を行う患者には XCT 撮影も行っている。よって通常の XCT 撮影に付随して同時に骨の三次元計測も行うことができれば, 患者の臨床検査の負担の軽減となる。そこで2方向同時X線撮影法の原理を XCT 撮影時に得られるスカウト像に応用することを試みた。本報はその概略を述べるものである。

さて通常の CT 撮影を行う際にはどの部位の断層像を得るかを判断するため, 準備として事前にスカウト撮影と呼ばれるものを行い, スカウト像を得る。これはX線源をその回転を固定し, CT 装置軸(体幹軸)方向にのみ平行移動して得られる画像である。X線源を任意に選んだ二つの異なる回転角に固定して2枚のスカウト画像を撮れば, 2方向同時X線撮影法と同様な手法で三次元再構成が可能である。以下三次元再構成の計算式, 解析システム, 測定精度などについて述べる。

本稿で述べた XCT のスカウト画像を用いた骨の三次元再構成に関する報告は著者の知る範囲ではほかに存在しない。よって本報はこの分野を新しく開拓した

* 原稿受付 平成3年12月2日。

^{*1} 正員, 日本工業大学(〒345 埼玉県南埼玉郡宮代町学園台4-1)。

^{*2} 千葉大学医学部(〒260 千葉市中央区玄鳥1-8-1)。

3. 三次元再構成

3・1 三次元再構成の基本関係式 図3に示すようにCT装置の x (水平), z (垂直) 軸に対してCT源が z 軸から一つは時計まわりに α_a , もう一つは同じく α_b 回転していたとしよう。なおこのときのCT源の位置を T_a, T_b とする。今測定対象の物体がP点にあったとして、この点の座標成分 (x, z) を求めるのが目的である。CT装置の中心を0とする。 OT_a および OT_b に垂直な方向を座標軸とするCT源Aに対応する局所座標系 (x_a, z_a) を導入する。同様にCT源Bに関しても局所座標系 (x_b, z_b) を導入する。図3に示す角度 θ_a, θ_b は、管球からセンサー(検出器)までの距離を R として、

$$\theta_a = S_a/R, \theta_b = S_b/R \quad \dots\dots\dots(1)$$

で与えられる。ただし S_a, S_b はCTスカウト画像上で測定される距離(長さ)である。管球の回転半径を r とすると、図3からCT源Aについて

$$(r - z_a) \tan \theta_a = x_a \quad \dots\dots\dots(2)$$

の関係がある。ところで (x_a, z_a) 座標系は (x, z) 座標系を時計まわりに α_a だけ回転させたものであり、

$$\left. \begin{aligned} x_a &= x \cos \alpha_a - z \sin \alpha_a \\ z_a &= x \sin \alpha_a + z \cos \alpha_a \end{aligned} \right\} \quad \dots\dots\dots(3)$$

となる。この x_a, z_a を式(2)に代入して整理すると、

$$\begin{aligned} x(\cos \alpha_a - \tan \theta_a \sin \alpha_a) \\ + z(\sin \alpha_a + \tan \theta_a \cos \alpha_a) = r \tan \theta_a \quad \dots\dots(4) \end{aligned}$$

となる。同様にCT源Bについても次の関係が得られる。

$$\begin{aligned} x(\tan \theta_b \sin \alpha_b + \cos \alpha_b) \\ + z(\tan \theta_b \cos \alpha_b - \sin \alpha_b) = r \tan \theta_b \quad \dots\dots(5) \end{aligned}$$

式(4)と式(5)は x, z を未知数とする連立1次方程式であり、

$$\begin{aligned} D &= \sin(\alpha_b - \alpha_a)(1 + \tan \theta_a \tan \theta_b) \\ &\quad + \cos(\alpha_b - \alpha_a)(\tan \theta_b - \tan \theta_a) \\ D_1 &= r\{(\tan \theta_b \sin \alpha_a - \tan \theta_a \sin \alpha_b) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} &+ \tan \theta_a \tan \theta_b (\cos \alpha_b - \cos \alpha_a)\} \\ D_2 &= r\{(\tan \theta_b \cos \alpha_a - \tan \theta_a \cos \alpha_b) \\ &\quad - \tan \theta_a \tan \theta_b (\sin \alpha_b - \sin \alpha_a)\} \end{aligned} \quad \dots\dots\dots(6)$$

とおくと、結果は

$$x = D_1/D, z = D_2/D \quad \dots\dots\dots(7)$$

として与えられる。

3・2 円周角と軸方向の距離の倍率の計算 使用したXCT装置(CT9800)はファンビーム(Fan beam)の有効扇角は 45.92° であり、この範囲内に730個のアクティブセンサー(これをチャンネルと呼ぶ)が並べられている。よって1チャンネル当りの扇角は $45.92^\circ/730 = 0.0629^\circ$ である。ところで撮影像をCRT表示する際にはこの730チャンネルを512ピクセルに圧縮して表示する。よって1ピクセル当りの扇角は $89.682 \times 10^{-3} = 1.565 \times 10^{-3} \text{ rad}$ である。撮影フィルムの円周方向1mm中に含まれるピクセル数を k_c ピクセルとすると、フィルム上において円周方向にデジタル化した長さ $S \text{ mm}$ に対応する円周角 θ は

$$\theta = S \times 1.565 \times 10^{-3} k_c \text{ rad} \quad \dots\dots\dots(8)$$

となる。この θ が与えられれば3・1節に従ってこの点の (x, z) 座標が求められる。

次に装置の軸方向(y)のフィルム上でデジタル化した長さと実際の長さの関係は撮影フィルムに実際の長さが表示してあるので、これをデジタル化してその倍率 $k_a \text{ mm/mm}$ を求めればよい。

4. 解析システム

4・1 装置構成 本法はCTスカウト画像上の解剖学的特徴点をデジタル化し、骨の三次元再構成を行う。用いたデジタル化装置はカルコン社製のバックライト付きのもの(91360)で、有効エリア: $610 \times 914 \text{ mm}^2$, 読取方式: 電磁誘導方式, 分解能: 0.02

図4 解析システム

(a) 管球位置 45° (b) 管球位置 90°

図5 スカウト画像の再現

mm, 読取精度: 0.254 mm, 通信方式: RS-232C, 転送データ: 100 ポイント/秒である。これにパソコン PC9800 を接続して測定, 解析を行う (図4)。

4.2 解析プログラム せき柱の三次元再構成の結果が正しく行われているかどうかをチェックするプログラムとして再構成のデータから逆にスカウト画像を再現し, はじめに用いた実際のスカウト画像のせき柱の形状と一致するかどうかを調べるプログラムを作成した(図5)。さらに再構成したせき柱を任意の視点から見た透視図の表示も可能とした(図6)。これによりせき柱の変形状態を詳細に知ることが可能となる。また数値的には各つい骨の中心の座標および骨相互の三次元的回転角が出力される。なおこの角度は著者が

臨床的な使いやすさを目的に考案した角度表示法である平均回転角⁽⁵⁾⁽⁶⁾である。

5. 検 討

5.1 測定精度⁽⁷⁾⁽⁸⁾ 図7は従来の2方向同時X線法で撮影したせき柱像であり, 図8は本課題のCTスカウト法によるものである。ただし両者の被験者は異なっている。これらの像からX線フィルム画像に比べてCT画像の画質が低いことが理解される。このことが後述する両者の測定精度の違いとなって現れるものと考えられる。そこで本法と2方向同時X線法の測定精度の比較を行う。

プラスチック製の3つい骨を模擬したせき柱モデル

(a) 視点 (0, 1000, 0)

(b) 視点 (1000, 1000, 1000)

(c) 視点 (0, 0, 1000)

(d) 視点 (1000, 0, 0)

図6 四つの異なる視点から見た透視図の表示

(a) a-フィルム像

(b) b-フィルム像

図7 2方向同時X線撮影法による撮影像

(a) 0° スカウト像

(b) 315° スカウト像

図 8 2方向CTスカウト撮影法による撮影像

図 9 精度測定に用いたせき柱モデル

(図9)の骨特徴点に対応する点に1~2mm直径の鋼球を埋め込み、この鋼球を上記の二つの方法で測定した。

CTについては45°間隔で8枚の撮影を行い、交さ角45°となる組合せ合計8とおりについて再構成を行った。二方向同時X線撮影法についても同じせき柱モデルについて角度差30°~40°の異なる8方向から撮影を行い、任意の8とおりの組合せで再構成を行った。このようにして両方法によるつい骨相互の三次元

表 1 2方向同時X線法および2方向CTスカウト法により測定される移動および回転角の標準偏差
(移動の x, y, z 成分と移動の大きさ d , および平均回転角の x, y, z 成分)

Method of reconstruction	Standard deviation						
	Translation (mm)				Mean rotation angle (deg.)		
	Component			Mag.	Component		
	x	y	z		x	y	z
Biplane X-ray	0.14	0.11	0.22	0.22	0.22	0.33	0.33
Bidirect. CT scout	0.48	0.26	0.47	0.28	0.41	1.23	0.83

座標、平均回転角を求めその標準偏差から測定精度を検討する。表1はその結果である。距離の x, y, z 成分およびその大きさ d と平均回転角の x, y, z 成分について示した。先に述べたフィルムの解像度の違いにより、2方向同時X線撮影に比べてCT撮影の標準偏差

が2～3倍大きくなっている。

しかし骨の三次元再構成を臨床的に利用する場合の精度は距離で2mm, 角度で5°程度が保証されていれば十分であり, 表1の結果は本CTスカウト撮影が実用上問題のないことを示しているものと考える。

5・2 実用化に向けての課題 本計測法の問題点はディジタイズのための骨特徴位置の判定にある程度の熟練を必要とすることである。一被験者のディジタイズに要する時間は15分程度であり, この負担を軽減するには画像処理が必要であるが, 第1節で述べたように現状ではその実現は難しい。

ところで本システムではCT装置とディジタイザーは互いに独立したものとなっているが, CT装置の製作時において装置内にディジタイズの機能が含まれ, 解析プログラムを組込むことができれば, 一層使いやすくなる。これは今後の課題である。

6. おわりに

本報ではせきつい骨の三次元位置を求めるため2方向CTスカウト撮影を行うことを提案し, 開発した測定・解析システムについて述べた。その要点は以下のとおりである。

(1) CTスカウト画像からの骨の三次元再構成の関係式, またこの式をXCT装置(GE社製CT9800)にあてはめる場合の関係について述べた。

(2) 開発したシステムはスカウト画像の再現, 再構成したせき柱を任意の視点から見た透視図の表示お

よび骨の相対距離や回転角の数値データの出力を可能とする。

(3) 本法は通常のCT撮影に付随した検査として骨の三次元計測を処理でき, 精度的には臨床で要求される条件を満たしている。したがって本法は骨の三次元計測に関して, 従来の2方向同時X線法に較べて患者の負担を軽減するものである。

文 献

- (1) 玉木・梅崎・井上・高橋・三村, 2方向同時X線撮影による骨形状解析, 非破壊検査, 34 別巻(1985), 698.
- (2) 玉木, 2方向同時X線撮影による骨形状解析, 整形外科, 35-4(1984), 438.
- (3) 玉木・高橋・山縣・中田・三村・松本, 2方向同時X線撮影による側わん症せき柱の形状測定とDiscrete Model解析, 日本非破壊検査協会第4分科会資料, 4776(1988), 13.
- (4) 山岸・荒館・平尾, X線コンピュータ断層法(XCT), 日本ME学会雑誌BME, 3-2(1989), 6.
- (5) 玉木・梅崎・井上・高橋・三村, 2方向同時X線撮影によるせき柱形状解析(第2報, せきつい骨の回転状態を表す3方法の呈示), 日本機械学会論文集, 52-480, A(1986), 2103.
- (6) Mimura, M., Moriya, H., Watanabe, T., Takahashi, K., Yamagata, M., Tamaki, T., *Three dimensional motion analysis of the cervical spine with special reference to the axial rotation*, 14(1989), 1135, Spine.
- (7) 玉木・梅崎・窪田・井上・高橋・三村, 2方向同時X線撮影によるせき柱形状解析(第3報, せきつい骨配置の解析精度), 日本機械学会論文集, 52-481, A(1986), 2125.
- (8) 玉木・高橋・山縣・三村・松本・三村・加藤, 2方向CTスカウト撮影によるせき柱の三次元計測, 日本機械学会講演論文集, 913-1(1991-2), 24.