



Title	ヘリカルスキャンによる3次元表示画像ゆがみの評価
Author(s)	和田, 真一; 堅田, 勉; 前多, 一雄
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1996, 56(8), p. 588-594
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/15499
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

ヘリカルスキャンによる3次元表示画像ゆがみの評価

和田 真一 堅田 勉 前多 一雄

日本歯科大学新潟歯学部歯科放射線学教室

The Evaluation of Three Dimensional Image Distortion of Helical Scanning CT

Shin-ichi Wada, Tsutomu Katada
and Kadzuo Maeda

We developed a computer algorithm to simulate distortion in the three-dimensional (3D) displays obtained by helical scanning. The algorithm constitutes calculation of the image profile in the longitudinal direction, which is assumed to be a convolution of the object function with the slice sensitivity profile (SSP) of helical scanning. Experiments were performed to examine the algorithm for its validity with the use of a K_2HPO_4 phantom. Simulated results and measurements was in a good agreement. The distortion was investigated by the computer simulation. The model simulated was a high density object (O_1) surrounded by low density tissue (O_s). The helical interpolation used was 360-degree linear interpolation. Two parameters were defined: ΔL_z , which is the difference in length between the 3D image and the actual object O_1 in the longitudinal direction, and the cut level index (CLI), which is defined as $CLI = (Cut\ Level\ CT\ Number - CT\ Number\ of\ O_s) / (CT\ Number\ of\ O_1 - CT\ Number\ of\ O_s)$.

We found that $|\Delta L_z|$ increased depending on the table feed distance per 360-degree scan (D_t). When O_1 was twice as long as D_t , ΔL_z directly depended on CLI, but was independent of O_1 length. When O_1 length was longer than D_t , ΔL_z was shown to be 0 at $CLI \approx 0.5$ at every D_t . When O_1 was shorter than D_t , ΔL_z decreased remarkably depending on the length of O_1 in higher CLI. The simulations, with the use of a newly developed algorithm, were demonstrated to be useful for evaluating the amount of distortion and for better understanding the characteristics of 3D displays of helical scanning.

Research Code No. : 206.1

Key words : Helical CT, Three-dimensional display,
Distortion, Slice sensitivity profile, Convolution

Received Nov. 4, 1994; revision accepted Sep. 6, 1995

Department of Oral and Maxillofacial Radiology, School of Dentistry at Niigata, The Nippon Dental University

はじめに

患者テーブルを体軸方向にスライドさせながら連続的にスキャンする高速螺旋方式CT(以下、ヘリカルスキャンと呼ぶ)は、従来のテーブルを静止させたスキャン法(以下、コンベンショナルスキャンと呼ぶ)と比較して短時間で連続した患者ボリュームデータを得ることができ、それに伴う数々の利点が報告されている¹⁾⁻⁴⁾。こうしたヘリカルスキャンの特徴の一つに3次元表示画像(以下、3D画像と略す)が挙げられ、撮影時間の短縮と体軸方向の連続性から得られる精密な3D画像は、コンベンショナルスキャンを超えるヘリカルスキャンの優れた点とされる。

しかし、テーブルスライド方向にスライス厚が増加することや、3D画像の患者体軸方向にゆがみを伴うことが指摘されており⁴⁾⁻⁹⁾、3D画像による形態の判断や計測の際の問題点となっている。

そこで、著者らはヘリカルスキャンによる3D画像のゆがみの生じ方を明らかにするために、3D画像のテーブル移動方向(Z方向と呼ぶ)のゆがみを数学的に記述する方法を考案し、それを用いてゆがみのシミュレーションを可能にするとともに、有用な知見を得たので報告する。

理論的検討

ヘリカルスキャンにより得られた3次元画像データのZ方向プロファイル $I(Z)$ は、被写体CT値分布関数 $O(Z)$ と、ヘリカルスキャンのSlice Sensitivity Profile(SSPと略す)の正規関数 $S_h^*(Z)$ とから、convolution演算を用いて次のように記述されると考えた。

$$I(Z) = \int_{-\infty}^{\infty} O(Z') \cdot S_h^*(Z-Z') dZ' \\ \equiv O(Z) * S_h^*(Z) \cdots \cdots (1)$$

このうち $S_h^*(Z)$ は、ヘリカルスキャンのSSP: $S_h(Z)$ より

$$S_h^*(Z) = S_h(Z) / \int_{-\infty}^{\infty} |S_h(Z)| dZ \cdots \cdots (2)$$

により計算され、さらに $S_h(Z)$ はコンベンショナルスキャンのSSP: $S(Z)$ とテーブル移動関数 $f(Z)$ とのconvolution,

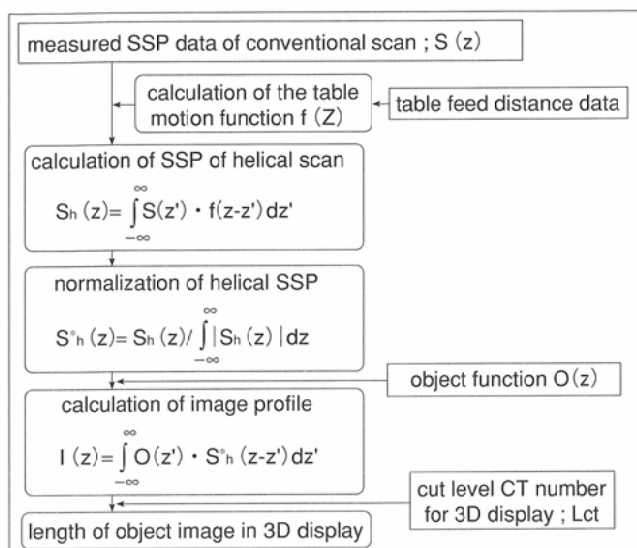


Fig.1 Flow of simulation program for longitudinal image distortion of helical scanning 3D CT.

$$S_h(Z) = \int_{-\infty}^{\infty} S(Z') \cdot f(Z-Z') dZ' \cdots \cdots (3)$$

によって求められる⁶⁾。

以上の流れをまとめると、コンベンショナルスキャンのSSPとテーブル移動関数から(3)式によりヘリカルスキャンのSSPを求め、(2)式により正規化する。次いで、この正規化されたヘリカルスキャンのSSPと被写体CT値分布関数から、(1)式によりヘリカル画像プロファイルを計算によって求める。

求めた $I(Z)$ と3D画像を得る際のカットレベルCT値(L_{CT})により、 $I(Z) = L_{CT}$ を満たす2点から、被写体3D画像のZ方向の2点間の距離が求められ、Z方向のゆがみをシミュレーションできる。

以上のアルゴリズムによるコンピュータプログラムを作成し、以下のシミュレーションに用いた(Fig.1)。

材料と方法

1) 装置

CT装置はヘリカルスキャン仕様 Xforce(東芝社製、東京)であり、管球の回転速度は1回転1.5秒で、ヘリカルスキャンにおけるビーム厚は公称1, 2, 5, 10mmである。実験は通常の患者撮影条件に合わせて、ヘリカルスキャンの管球1回転あたりのテーブル移動距離と、ビーム厚を同一として行った。したがって、以下に用いる「ビーム厚」は、管球1回転あたりのテーブル移動距離をも意味する。また、本装置におけるヘリカル補間法は360度線形補間法が可能である。本研究では、ヘリカル補間計算後の画像再構成は全てシステム保守用再構成関数を使用した。

2) ヘリカルスキャンのSSP

前章(3)式によってヘリカルスキャンのSSPを求めるためにコンベンショナルスキャンのSSPの測定を行った。

コンベンショナルスキャンのSSP測定にはアルミ板傾斜フ

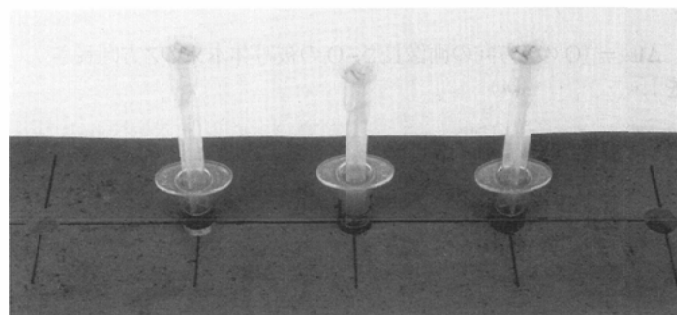


Fig.2 K_2HPO_4 phantom. The phantom is composed of three different concentration of K_2HPO_4 solutions in plastic syringes which are embedded in a Mix-DP block.

ァントム(CTテストファントムCT・200型：京都科学標本株式会社製)を用いた。頭頸部領域での利用に合わせフィールドサイズをSサイズ($\phi 240\text{mm}$)とし、ビーム厚1mm, 2mm, 5mmについてSSPを測定し、以下のシミュレーションに使用した。表示マトリクスは 512×512 、画素サイズは0.469mmである。

3) ファントム実測値と計算値の比較

シミュレーションの精度を評価するために、ファントムの3D画像のゆがみを測定し、計算値と比較した。ファントムは、磷酸水素二カリウム(K_2HPO_4)濃度を3段階に変えた水溶液をディスプレイザブルシリンジ(内径8.8mm, 外径10.8mm)に入れ、これらをMix-DPブロックに埋入して作成した(Fig.2)。ファントムはシリンジの軸をZ方向に垂直に固定し、ビーム厚1mm, 2mm, 5mmでヘリカルスキャンを行った。再構成間隔は扱う画像枚数を考慮してできる限り小さくし、それぞれ0.2mm, 0.3mm, 0.5mmで360度線形補間・再構成を行い画像を得た。3D画像構成には画像処理装置 Xtension(東芝社製)を用い、シリンジ内径に沿った円筒状の K_2HPO_4 水溶液を3D画像に表示し、そのZ方向の最大径を測定し計算値と比較した。シミュレーションで被写体CT値分布関数 $O(Z)$ として必要なファントム各部のCT値は、コンベンショナルスキャンによって得られた画像から測定した(Table 1)。この際、Z方向分解能によるCT値の低下を避けるため、ファントム各部のZ方向の広がりをビーム厚に対して十分に厚くなるように注意し配置した。

計算値と実測値の比較は、3本の円筒状水溶液の3D画像でカットレベルCT値を238H.U.(Xtensionで骨3D表示の際の初期設定値)一定にした場合と、またCT値932.3H.U.の水溶液については、カットレベルCT値を50H.U.ずつ段階的に変化させた場合について行った。

4) シミュレーションによるゆがみの検討

前節の評価結果に基づいて、種々のパラメータを変化させ、ゆがみの生じ方を検討した。シミュレーションは均一な低CT値の周囲組織 O_s の中に、高CT値の被写体を O_i が存在するモデルで行い、ビーム厚を変え、CT値とカットレベルCT値の変化、 O_i のZ方向サイズ(以後、 O_i サイズと呼ぶ)により3D画像のゆがみがどう変化するかを検討した。

ここで ΔL_z を

$\Delta L_z = (O_i \text{のZ方向の画像長さ} - O_i \text{の被写体本来のZ方向長さ}) \cdots \cdots (4)$

と定義し、これを O_i のゆがみの程度を示す量として用いた。
また、cut level index (CLI)を

$CLI = (\text{カットレベルCT値} - O_s \text{のCT値}) / (O_i \text{のCT値} - O_s \text{のCT値}) \cdots \cdots (5)$

と定義して、3D画像における被写体CT値とカットレベルCT値の指標として用いた。シミュレーションでは O_s のZ方向サイズの広がりをビーム厚さに対して十分に広いものとして検討を行った。

5) ゆがみのスライス面内位置依存性

本論文のシミュレーションでスライス面内でゆがみに位置依存性がある場合、SSPの位置依存性に対する考慮が必要になる。このことを検討するために次の実験を行った。ガラス球(径: 17.0mm)を水中に沈めたファントムを、ガントリーの中心から距離0mm, 40mm, 80mm(フィールドサイズの1/3, 2/3)に置き、ビーム厚2mmでヘリカルスキャンした。3D画像上で球のZ軸方向の長さを測定し、実際の長さ

(17.0mm)との差を ΔL_z として、CLIとの関係のスライス面内の位置依存性の有無を検討した。

結 果

1) SSPについて

各ビーム厚におけるコンベンショナルスキャンのSSPの測定値と、ヘリカルスキャンのSSPの計算値をFig.3は示す。

2) ファントム実測値と計算値の比較

Fig.4は、カットレベルCT値を238H.U.一定としたときの、3種類の濃度(932H.U., 706H.U., 304H.U.)の K_2HPO_4 水溶液の3D画像で、円柱状の K_2HPO_4 水溶液はビーム厚が厚い場合にZ方向に大きくゆがんでおり、CT値が高くカットレベルCT値との差が大きい被写体ではZ方向に著しく伸び、CT値が低くカットレベルCT値に近い被写体では逆にZ方向に短縮している様子が示されている。Table 2はそれぞれのCT値の円筒状水溶液の径を3D画像上で、ビーム厚ごとに測定した値と計算値を比較して示した。円筒状水溶液の本来の径(径8.8mm)に対して測定値と計算値はともに、ビーム厚、水溶液CT値に応じてFig.4のZ方向への伸縮を裏付ける数値を示した。測定値と計算値は互いによく一致し、両者

Table 1 Sizes and CT numbers of respective components of K_2HPO_4 phantom. These data were used in the computer simulations as the object function $O(z)$. CT numbers were measured on the CT image obtained by conventional scan.

component and size	CT number (H.U.)		
K_2HPO_4 solutions (8.8mm ϕ)	303.7 (SD 13.8),	706.3 (SD 16.1),	932.3 (SD 15.2)
wall of plastic syringe (8.8~10.8mm ϕ)	-142.3 (SD 10.1)		
Mix-DP block (10.8mm ϕ ~)	23.9 (SD 13.0)		

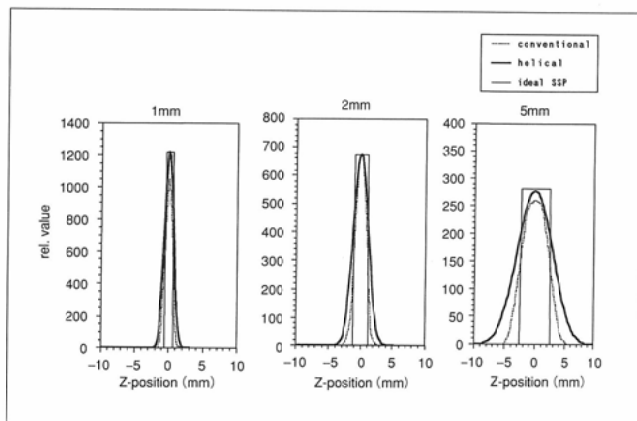


Fig.3 Conventional SSP (measured), helical SSP (calculated) with 360° linear interpolation and ideal SSP of respective beam thickness. In helical scan the table feed distance per 360° scan was equal to beam thickness.

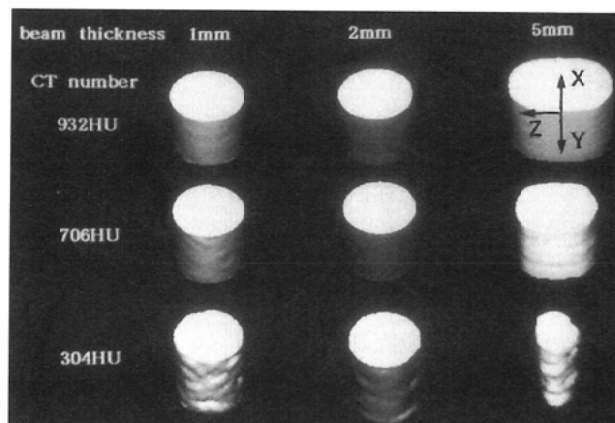


Fig.4 3D displays of syringical K_2HPO_4 solution of K_2HPO_4 phantom ($\phi = 8.8$ mm). The image shows remarkable distortion towards the longitudinal (Z) direction especially in 5mm beam thickness (table feed distance per 360° scan).

Remarkable elongation and shrinking in 5mm beam thickness were observed in 932H.U. and 304H.U. solution respectively. The cut level CT number in all these displays were 238H.U..

の差(dL)の標準偏差は0.25mmで、画像測定誤差と同程度となった。

Fig.5は、CT値923H.U.の水溶液についてカットレベルCT値を変化させたときの実測値(●)と計算値(実線)を示す。1mm,2mm,5mmのそれぞれのビーム厚で水溶液CT値の約1/2のカットレベルCT値460H.U.で画像長さは円筒状水溶液の径である8.8mmを示し、それを中心に前後で画像長さが伸縮した。伸縮の程度はビーム厚が厚いほど顕著となり、各ビーム厚でカットレベルの変化に対して計算値と実測値はよく一致した値を示した。

以上の結果から、本シミュレーションアルゴリズムが3D画像のZ方向のゆがみを高い精度でシミュレートできるものと考えた。

3)シミュレーションによる検討

Fig. 6は、3D画像のカットレベルCT値の変化によるCLIの変化に対して、1mm,2mm,5mmのそれぞれのビーム厚によるスキャンで画像のゆがみがどう変化するかを O_i サイズを

10mmとしてシミュレートした結果である。

その結果、 $|\Delta L_z|$ はCLI ≈ 0.5 でビーム厚に関わらず最も小さく、その前後で増加する傾向がみられ、ビーム厚が大きいほど歪みは顕著となった。すなわちビーム厚5mmのとき、CLI 0.2で ΔL_z は5mm、CLI 0.7mmで-3mmとなり著しい伸縮が生ずるのに対し、ビーム厚1mmではCLI 0.2で1.3mm、CLI 0.7で-0.5mmと伸縮はわずかであった。

また、 O_i と O_s のCT値の差を1300H.U.,500H.U.と変えた場合、各ビーム厚での計算結果は同一曲線上の値となり、 ΔL_z が、 O_i や O_s のCT値そのものに依存するのではなく、先に定義したCLIに依存して変化することが示された。

Fig.7(A)-(C)は、それぞれのビーム厚で O_i サイズを変えた場合の ΔL_z の変化を示す。サイズの変化に対して、1mm, 2mm, 5mmのビーム厚でいずれもビーム厚のおよそ2倍以上の O_i サイズで同一曲線上の値となった。これは O_i サイズがビーム厚の2倍以上になると、画像の伸縮は被写体サイズに依存せず、CLIの値によってある決まった値となること

Table 2 Comparisons of measured and calculated length of 3D displays of K_2HPO_4 phantom in the longitudinal direction. Measurements and calculations are in a good agreement with less than 0.5 mm error.

CT number of K_2HPO_4	beam thickness	1mm	2mm	5mm
	length (mm)			
932 (H.U.)	measured (calculated)	9.6 (9.6)	10.2 (10.3)	12.5 (12.7)
	dL	0.0	-0.1	-0.2
706 (H.U.)	measured (calculated)	9.2 (9.2)	9.6 (9.6)	11.0 (11.2)
	dL	0.0	0.0	-0.2
304 (H.U.)	measured (calculated)	8.1 (7.7)	7.0 (6.7)	4.1 (3.7)
	dL	0.4	0.3	0.4

dL=measured length -calculated length

・ actual length of the phantom : 8.8mm
 ・ error in measurement : 0.2mm
 ・ cut level CT number : 238 H.U.
 ・ S.D. of dL : 0.25mm

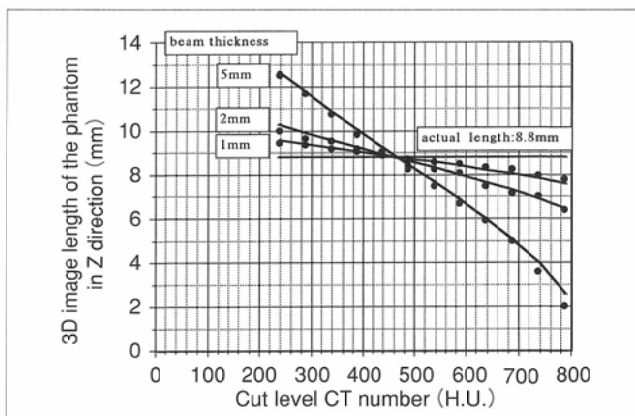


Fig. 5 Comparison of calculated (—) and measured (●) length on 3D displays of the phantom (932H.U. : K_2HPO_4 solution, $\phi = 8.8$ mm : actual length). Decrease of the length on the phantom image as the function of cut level CT number was showed in respective beam thickness. Simulations and measurements were found to be in a good agreement.

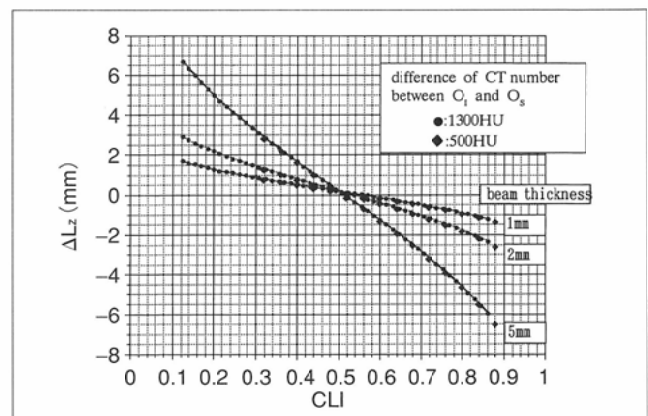


Fig.6 Relationships between CLI and ΔL_z in respective beam thickness. Quantity of image distortion was able to be evaluated from the values of CLI and beam thickness (table feed distance per 360° scan). The relationships were not affected by the difference between CT number of O_i and O_s .

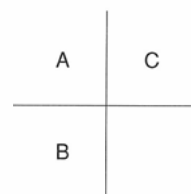
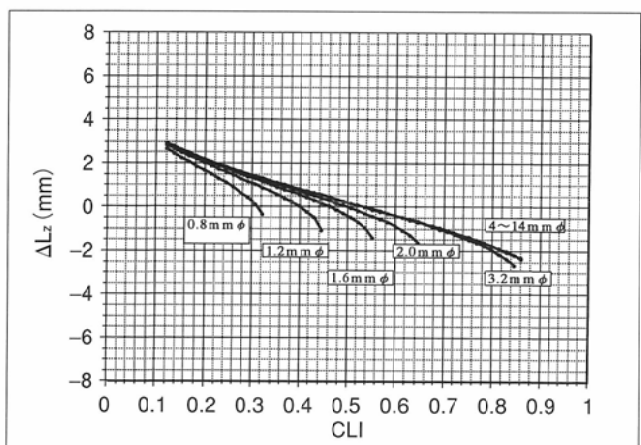
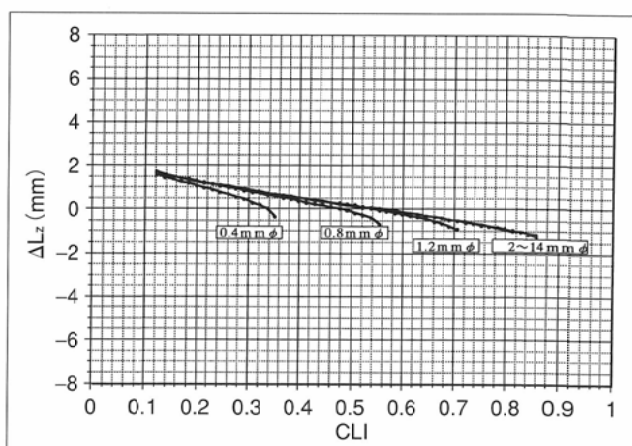
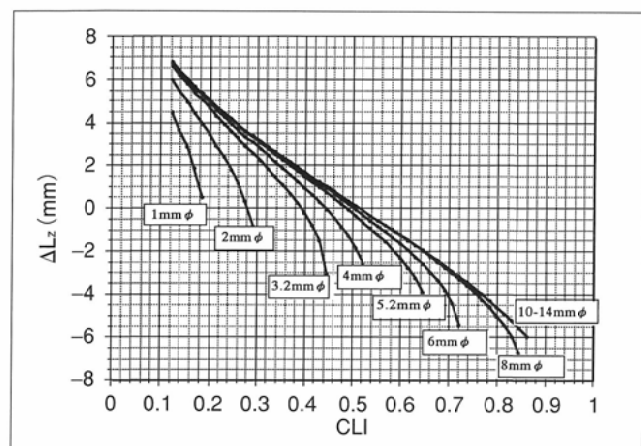


Fig.7 Relationship between CLI and ΔL_z with respect to the change of the object size of O_i in longitudinal direction.

(A) : 5mm beam thickness

(B) : 2mm beam thickness

(C) : 1mm beam thickness

When the object length was longer than twice the table feed distance per 360° scan, CLI and ΔL_z relationship was independent of the object size. However when the object size was smaller than twice the table feed distance per 360° scan, ΔL_z decreased depending on the size of the object.

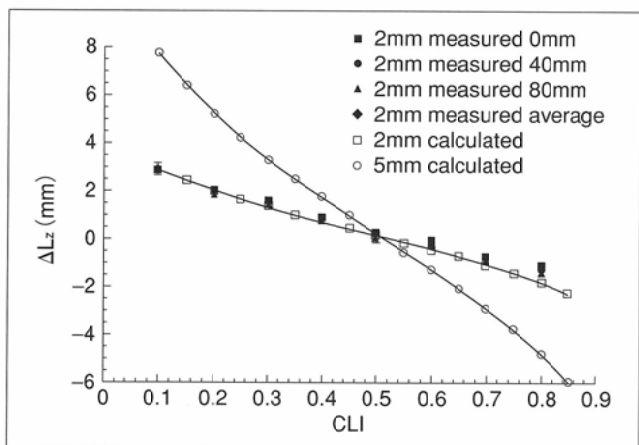


Fig.8 Relationship between CLI and ΔL_z . 3D displays of the phantom consist of a spherical glass (ϕ : 17.0mm) in water were obtained by 2mm beam thickness helical scanning in every location of slice plane (0mm, 40mm and 80mm from center: radius of field size: 120mm). Relationships were not affected by the object position in slice plane.

を示す。また O_i サイズがビーム厚の2倍以下ではCLIが高くなると、 ΔL_z が低下する傾向がみられたが、 O_i サイズがビーム厚以上では一様に $|\Delta L_z|$ はCLI $\div$ 0.5で最も小さい値となった。すなわち、被写体Z方向サイズがビーム厚以上ではCLIがおよそ0.5で伸縮のない画像となり、ビーム厚の2倍以上になるとCLIの全域にわたって伸縮の量は被写体のZ方向サイズに依存しないことを示す結果となった。

4) ゆがみのスライス面内位置依存性

Fig.8は、ビーム厚2mmのヘリカルスキャンによる3D画像のZ軸方向の歪 ΔL_z とCLIの測定結果と比較のために2mmビーム厚、5mmビーム厚のシミュレーション結果を同時に示

す。0mm、40mm、80mmのガントリー中心からの位置の変化に対して、測定およびシミュレーション結果は互いによく一致しており、ゆがみがスライス面内で一様と見なせることが示された。

考 察

ヘリカルスキャンの特徴の一つに、コンベンショナルスキャンと比較して短い撮影時間で連続性の高い精密な3D画像が得られることがある¹⁾⁻⁴⁾。しかし、その3D画像では、いわゆる"きしめん現象"⁴⁾に代表されるように脳血管造影像が

扁平な形にゆがんだり、頭頸部領域の画像が全体では比較的实际の形態に近いのに、歯が異常に伸びるなどの現象が観察される。これは、患者テーブルをスライドさせながら画像を得ることから生ずる実効スライス厚の増加などに関連して説明されている^{4)~6)}が、ゆがみを定量的に扱った報告は未だ見られない。こうした画像のゆがみは3D画像の肉眼的判断に混乱をもたらすのみならず、3D画像を用いて距離の計測を行う際の障害となり、3D画像の信頼性における重要な問題点と考えられる。

そこで、著者らはこの3D画像の患者体軸方向へのゆがみを数学的に記述し、シミュレーションを試みた。この方法は、使用するCT装置のコンベンショナルスキンのSSPの測定と被写体のCT値の分布と、管球1回転あたりテーブル移動量を設定することによって、Z方向のゆがみの量をシミュレートしようとするものである。

このシミュレーションアルゴリズムにおいて、本報告の(1)式は、Z方向に垂直な平面(スライス面)をX-Y面とし、ヘリカルスキンにより得た3次元画像データ $I(X, Y, Z)$ が、被写体CT値関数 $O(X, Y, Z)$ とSSP(Z)およびX-Y平面のpoint spread function, PSF(X, Y)を用いて

$$I(X, Y, Z) = [O(X, Y, Z) * SSP(Z)] * PSF(X, Y) + \text{noise} + \text{artifact} \cdots \cdots (6)$$

とする、Polacin¹⁰⁾等のモデルをZ方向について記述し、noise, artifactを無視したものと等しい。*は1次元、**は2次元convolutionである。

ヘリカルスキン3次元画像データのboxelサイズは、Z方向で1~10mm、X-Y平面内で0.5mm以下と大きく差がある。そこで、本報告では、Z方向へ画像の伸縮が3D画像の歪みの主要な因子となっていると考え、Z方向に限定して検討を行った。

コンベンショナルスキンのSSPの測定は、頭頸部領域のスキンに用いるフィールドサイズ240mm ϕ の場合についてアルミ板傾斜ファントムを用いて行った。シミュレーションアルゴリズムで、コンベンショナルスキンのSSPを用いずにヘリカルスキンのSSPを直接測定して用いることも原理的には可能だが、その測定にアルミ板傾斜ファントムを用いることには問題があることが指摘されている¹⁰⁾。そこで本報では、すでに確立された測定法によりコンベンショナルスキンのSSPを測定し、Kalender⁶⁾が報告した方法によりヘリカルスキンのSSPを算出して使用した。また、Wang G¹¹⁾らはX-Y面内でのSSPの変動について、厳密には位置依存性はあるもののその変動はわずかで、中心軸上のSSPを代表として用いることができることを報告している。著者らの検討でも、X-Y面の中心とフィールドサイズの1/3および2/3の位置でゆがみの量は互いによく一致しており、コンベンショナルスキンのSSPはX-Y面中央で測定し、これを任意の(X, Y)点を通るSSPとして3D画像のシミュレーションに使用できると考えられた。

こうして行った、 K_2HPO_4 ファントムの3D画像歪の実測

と、シミュレーション結果の比較では、両者は平均0.25mmの誤差で一致する結果を得た。このことは、コンベンショナルスキンSSPの測定と、これを用いて求めたヘリカルスキンSSPの計算結果の正しさ、本論文で提唱するアルゴリズムが、被写体3D画像のZ方向のゆがみを高い精度でシミュレートできることを示すものと考えられた。

そこでこのヘリカルスキン3D画像ゆがみのシミュレーションアルゴリズムを用いて、画像ゆがみの生じ方について検討した。その結果、ゆがみは問題とする組織のCT値や3D画像作成におけるカットレベルCT値そのものではなく、それぞれの値から周囲組織のCT値を差し引いた値の比として(5)式に定義したCLIに依存することが明瞭になった。このことは、ゆがみの量は、問題の組織と周囲組織のCT値の差に対してカットレベルCT値が何%であるかによって決定されることを示す。

また、問題とする組織のZ方向サイズでは、ビーム厚の2倍以上になると、サイズが大きくなっても画像の伸縮長さは変わらず、それ以下では被写体Z方向サイズに応じて変化すること、被写体Z方向サイズがビーム厚以上ではCLIが0.5のとき3D画像と実際に被写体のZ方向長さが一致し、ゆがみが起らないことを示唆した。

以上のシミュレーション結果は、ヘリカルスキンによる3D画像上での計測をはじめ、被写体の画像から形態のゆがみを判断する上できわめて重要な結果であると考えている。

本論文でのシミュレーションは、ゆがみの傾向を明らかにする意味で、CT値が均一の被写体とその周囲の組織について行い、また周囲組織の広がりもビーム厚に対して十分に広いという比較的単純なモデルを用いたが、CT値が一樣でない場合や、問題の組織の周囲に一層異なるCT値の層が存在するといった場合も臨床で稀でなく、さらに、(6)式におけるPSF(X, Y)の影響の考慮が必要な複雑な形状の被写体についても、今後検討する必要があると考えている。

また、本論文では(6)式のnoise, artifactを無視した。ゆがみの量(ΔL_z)がCLIによって決定されることを示したが、noise, artifactのCT値の変動がゆがみにどう影響するかは、CLIの分母(O_1 のCT値- O_2 のCT値)の大きさに依存する。この値が大きい場合には、CT値の変動がCLIおよびゆがみの量に与える影響を無視できるが、小さくなるにしたがってCT値の変動はCLI、ゆがみの量に影響することになる。Fig.4において、CT値932H.U.および706H.U.の K_2HPO_4 円柱では表面が滑らかなのに対し、304H.U.では表面に微妙な凹凸が観察された。これはCLIの分母が減少し、CT値の誤差がゆがみに影響したためと考えられる。このように、3D画像におけるゆがみはCLIの分母が小さくなると、本論文での検討項目に加えて、種々の原因から生ずるCT値の変動の考慮が必要になると考えられる。3D画像の応用例の多くは皮質骨と軟組織、軟組織と空気などCT値の差の大きな場合で行われているが、今後3D画像の利用の拡大に伴って、より小さなCT値の差を持つ被写体でも3D画像構成が必要になる。その際には、上に述べたCT値の微妙な変動とゆがみの関係につ

いてにさらに検討が必要になると考えられる。

シミュレーションの基礎データとなるコンベンショナルスキャンのSSPは、管球の焦点サイズ、ビームコリメーションで変化すると考えられるから、装置の違い、フィールドサイズの違いなどによって異なる可能性がある。したがって、ゆがみの傾向だけでなく、詳細なシミュレーションを行うためには、それぞれの装置で必要とするフィールドサイズのSSPを測定する必要がある。また、本実験で用いたヘリカルスキャンのSSPは、360度線形補間のテーブル移動関数^{6), 12)-13)}を用いて求めた。ヘリカルスキャン装置にはこの他に、180度線形補間法や180度高次補間法など^{5), 7)}を選択できる装置があるが、それらにおけるシミュレーションには、補間法に応じたテーブル移動関数⁷⁾によりヘリカルスキャンのSSPを算出するか、実測¹⁰⁾して用いることになる。

ヘリカルスキャンによる現在の3D画像は、SSPの劣化がそのまま3D画像に波及したものとなっている。本論文では、3D画像のゆがみの量を算出する方法を提唱したが、今後SSPを求め、これを用いて画像のゆがみを高い精度で除去し、歪の無い被写体本来のCT値の分布を3D画像として再現するための演算が実用化すれば、ヘリカルスキャンによる3D画像の信頼性はさらに向上し、画像診断の進歩に少なからず影響を与え得るものと考えられる。

ま と め

ヘリカルスキャンによる3D画像の患者体軸方向のゆがみをシミュレートするコンピュータアルゴリズムを開発し、

それを用いて画像ゆがみの生じ方を研究した。

開発したアルゴリズムは、コンベンショナルスキャンのSlice Sensitivity Profile (SSP)の測定値を用い、被写体CT値の体軸方向分布関数とスキャン条件および3D画像のカットレベルCT値の設定によって、ヘリカルスキャン3D画像のゆがみの量を計算するもので、 K_2HPO_4 水溶液を用いたファントム実験で、アルゴリズムの妥当性と、ヘリカルスキャンの体軸方向画像プロファイルが、CT値分布関数とヘリカルスキャンSSPのconvolutionによって高い精度でシミュレートできることを示した。

このアルゴリズムを用いて360度線形補間法によるヘリカルスキャン3D画像のゆがみについて、一定のCT値を持つ被写体とその周囲に一樣の組織が存在する場合についてシミュレートし、以下の結論を得た。

- 1) ΔL_z は、ヘリカルスキャン1回転あたりのテーブル移動距離に大きく依存した。
- 2) 被写体サイズがビーム厚の2倍以上のとき ΔL_z は、被写体サイズに依存せずCLIに依存して変化した。
- 3) 被写体サイズがビーム厚以上のときCLIが約0.5で $|\Delta L_z|$ は、最も小さく、それ以下で像は伸び、それ以上で短縮する傾向を示した。
- 4) 被写体サイズがビーム厚の2倍以下ではサイズに応じてCLIの高値側で画像が短縮する傾向を示した。

本論文の要旨は第35回日本歯科放射線学会総会(1994年,盛岡), 日本医学物理学学会第12回研究発表会(1995年,東京)にて発表した。

文 献

- 1) Kalender WA, Seissler W, Klotz E, et al: Spiral Volumetric CT with single-breath-hold Technique, continuous Transport, and Continuous Scanner Rotation. *Radiology* 176: 181-183, 1990
- 2) 橋本直人, 緑川重夫, 藤田徹夫, 他: ヘリカルボリュームCT (HVCT)の臨床的応用—肺野腫瘍性病変への有用性. 断層撮影会誌 17: 158-163, 1990
- 3) 市川太郎, 森山紀之, 高安賢一, 他: Helical scanning CTの上腹部への臨床応用. 日本医放会誌 51: 942-949, 1991
- 4) 小倉祐子, 片田和廣, 辻岡勝美, 他: ヘリカルスキャンCT (HES-CT)による3次元血管造影法の頭部領域における臨床応用. 神経放射線学の進歩 4: 37-44, 1992
- 5) 東木裕介, 利府俊裕, 荒舘 博, 他: ヘリカルスキャンにおける補間再構成法の検討. *Med Imag Tech* 8: 247-250, 1990.
- 6) Kalender WA, Polacin A: Physical performance characteristics of spiral CT scanning. *Med Phys* 18: 910-915, 1991
- 7) Polacin AK, Kalender WA, Marchal G: Evaluation of Section Sensitivity Profiles and Image Noise in Spiral CT. *Radiology* 185: 29-35, 1992
- 8) 堅田 勉, 羽山和秀, 江口 徹, 他: ヘリカルスキャンによる3次元画像の基礎的検討(第2報: 画像の歪みについて). 歯学 82: 208, 1994
- 9) 片倉俊彦, 田中 隆, 辻岡勝美, 他: ヘリカルスキャンの基礎と臨床. 木村和衛, 古賀佑彦 監修, 第一版, p.122-131, 1993, (株)医療科学社, 東京
- 10) Polacin A, Kalender WA: Measurement of slice sensitivity profiles in spiral CT. *Med Phys* 21: 133-140, 1994
- 11) Wang G, Vannier MW: Spatial Variation of section sensitivity profile in spiral computed tomography. *Med Phys* 21: 1491-1497, 1994
- 12) 郷野 誠, 堀内哲也, 馬場 節: 螺旋状スキャンの現状と問題点. 日獨医報 38: 122-128, 1993
- 13) 花井耕造, 井原文子, 勝田昭一, 他: ヘリカルCTにおけるコントラスト分解能と最適画像再構成間隔に関する研究. 日放技学誌 50: 1950-1959, 1994