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 (花井・他)

原 著

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

花 井 耕 造・井 原 文 子・勝 田 昭 一
村 松 禎 久・村 上 勉・井 原 完 有
藤 田 智 之・川 合 英 夫・田 仲 隆*
森 山 紀 之**

国立がんセンター中央病院放射線診断部

国立療養所神奈川病院*

国立がんセンター東病院放射線診断部**

(論文受理 1993年 6 月25日)

(最終論文受理 1994年 8 月19日)

(Code No. 313, 484)

Key words: X-ray computed tomography, Helical CT, Reconstruction interval, Contrast resolution, Section sensitivity profile

STUDY ON CONTRAST RESOLUTION AND THE OPTIMUM RECONSTRUCTION INTERVAL IN THE HELICAL CT

KOUZOU HANAI, FUMIKO IHARA, SYOICHI KATSUTA
TSUTOMU MURAKAMI, TOMOYUKI FUJITA, KANYUU IHARA
YOSHIHISA MURAMATSU, HIDEO KAWAI, TAKASHI TANAKA*
NORIYUKI MORIYAMA**

Department Radiology. National Cancer Center Central

National Sanatorium Kanagawa*

National Cancer Center East**

Summary

This report describes the position dependence of contrast resolution accompanying change in Section Sensitivity Profiles in z-position (SSPz) in physical properties in the helical CT scan method and describes the optimum reconstruction interval which should be determined by the position dependency in z-direction.

In helical CT scanning, data are collected while moving the table, so that the SSPz shows mountain peak shape like a Gaussian distribution. As a result, the visibility of the object varies with the position of the lesion

inside the section thickness.

The optimum reconstruction interval in Helical CT scanning must be determined by fully considering the position dependency of contrast resolution.

In order to evaluate the position dependency of contrast resolution regarding the above problem, we prepared a new phantom. From experimental results obtained with this phantom

1. はじめに

従来の標準 CT における感度プロファイル (section sensitivity profiles in Z-position¹⁾: 以後, SSPz と略する)^{*1)} は, 理想的には僅かに裾野の広がる矩形波に近い形状を示した。しかしヘリカル CT ではベース^{*2)}の広がりと共にその矩形形状は崩れ, 山形の形状を示して行く^{2,3)}。

問題点はベースの広がりに伴い, パーシャルボリューム効果と SSPz の矩形形状の崩れが顕著となり, スキャン画像上において, コントラスト分解能の変化^{4,5)}となって現れることにある。

本研究の目的は, 特に X 線ビーム幅に比べ寝台移動速度の比率 (この比率をピッチと呼ぶ)^{*3)} が大きくなるスキャン条件に着目し, パーシャルボリューム効果と SSPz の形状の変化に伴うコントラスト分解能²⁾の変化と画像再構成間隔の関係について検討を行うことにある。

※1) スライス厚内感度プロファイル (section sensitivity profiles-Z position: SSPz): 以後, SSPz とは, **Fig. 1** に示すごとく特定のスライス断面においてス

ライス面 (X-Y 平面) の中心軸 (Z-Z' 軸) 上において体軸方向に生じる感分布の変化を示す。また SSPz のピークの中心部を特にスライス厚中心 (Fig. 1 中, C の位置) と定義する。

※2) ベース: SSPz の始点より終点までの長さを示す。1 スキャン画像を再構成するために必要なデータ収集領域⁶⁾の長さと同じ。

※3) ピッチ = (寝台移動速度/X 線ビーム幅) で表われ, X 線ビーム幅に対する寝台移動速度の比率を表わす。

2. 方 法

2.1.1 使用装置およびファントム

(1) 使用 X 線 CT 装置として東芝製 TCT-900S: SUPER HELIX 対応型を使用した。

(2) コントラスト分解能の評価は, 新たに作成した分解能評価用ファントム^{7,8,9)}を使用した。

2.1.2 スキャン条件

(1) スキャン条件は 120 kVp, 150 mA 一定。撮影領域: 210 mm。ビーム幅は: 5 mm および 10 mm とした。

Fig. 1 The Relationship of the co-ordinates for SSPz in helical CT.

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 (花井・他)

テーブル速度は：5 mm, 7.5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm の 5 通りとした。

(2) 再構成補間方法は、1) 求める断面位置の前後180度分のデータを用いる対向 (180度) 補間法と、2) 隣接する360度分のデータを用いる360補間法^{10,11)} の 2 通りを用いた。再構成画像に対するフィルター関数は全て一定とした。

2.2 SSPz の理論と測定方法

ヘリカル CT におけるコントラスト分解能を評価するには SSPz の形状を知ることが不可欠な要素となる。本報告では、SSPz の形状の評価に計算機によるシミュレーションとコイン法による測定を用いた。

2.2.1 SSPz のシミュレーション法

ヘリカル CT において360度補間法を用いた場合の SSPz のシミュレーション法¹¹⁾ について述べる。

Fig. 2 Idea of SSPz (section sensitivity profiles) in helical CT and simulation method.

W: Slice Width. $\beta(z)$: projection data.
 $\omega(z)$: Weight Function. S: Table feed.
 T: 1 Scan time

ただし本シミュレーションでは、検出器中央部でスライス面中心部の体軸方向 (Fig. 1 の Z-Z' 軸) に対する感度プロファイルについてのみ議論する。またその詳細は本文末 (付録) において述べることにする。

シミュレーションを行うにあたり任意の位置における投影データに含まれる信号をビーム幅: W に等しい矩形波: $\beta(z)$ と近似する。次に各投影データの位置に対して与えられる補間重み関数を $\omega(z)$ と定める。

この場合に、Fig. 2 に示す如くヘリカル CT における SSPz は、関数: $\beta(z)$ と $\omega(z)$ を重畳積分¹²⁾ した関数に比例する結果となる。また付録に述べる如く、SSPz の形状の内、そのベースの広がり、補間方法と寝台移動速度、およびビーム幅に依存し、そのピークの高さは、補間重み関数と寝台移動速度に依存する。

2.2.2 コイン法 (パーシャルボリューム法) による SSPz の実測方法

コイン法は円形の薄い金属箔をスライス面と平行に置き、スキャンを行うことで、SSPz の形状の変化を実測する方法¹¹⁾ である。その原理は、金属箔がスライス厚内を移動して行った場合に、その CT 値の変化が SSPz の形状の変化に比例することを利用する。

実験的には、銅板 (0.2 mm 厚: 40 mm 径) を中空の亚克力円筒ではさみ、水ファントム内に固定した後、金属箔部のスキャンを行う。次にその前後を細かく再構成することでスライス厚内の金属箔部を移動させて行くのと同様な結果を得る。

SSPz は各スキャン画像の寝台位置を X 軸にとり、その時の金属箔の CT 値の変化をプロットすることにより得られる。

2.2.3 コントラスト分解能測定用ファントム

コントラスト分解能を評価するために下記の構造を有するファントムを作成した。ファントムの外径は JIS ファントムに準じ、1 個の共通容器の中に、複数のセクションを挿入できる構造となっている。Fig. 3 に低コントラスト用ファントムの概要の一部を示す。

セクション内には、腫瘍性病変^{13,14)} を模擬した異なる直径を持つ球体ファントムがスライス面と平行に配置されている。各球体は 2 mm より 15 mm までの 11 通りの異なる径を持ち、各球体と支持体との CT 値差は、10 より 800 まで 12 通りの違いを有するように作成されている。

2.2.4 コントラスト分解能の評価方法

コントラスト分解能の評価は、新たに作成した Contrast-Detail-Sensitivity Diagram^{15,16)} (以後、CDS 曲線と呼ぶ) を用いて行った。

Fig. 3 Outline of newly prepared phantom for contrast resolution evaluation.

CDS 曲線は Y 軸に物質が持つ CT 値差を、X 軸にその限界識別径の大きさを表わしたグラフである。

その内容は、1) 固有の CT 値差を持つ物質が、2) 何 mm 径の大きさまで、3) 見えるかという 3 つの要素を表現している。ヘリカル CT ではパラメータとして X 線ビーム幅とピッチ、スライス厚中心からの距離の 3 つを設定することで任意の CT 値差と径を持つ物質に対し、その限界識別径の大きさを表わすことができる。

CDS 曲線における限界識別径の判定基準は、各球体の最大断面のプロフィール曲線を作成し、その半値幅を測定した後、球体径に対し 1/3 以上の欠損を生じた場合をもって識別不可と判断した。また低コントラスト領域においてプロフィールによる半値幅の測定が困難な場合には、目視による球体径の欠損と球体像に対する円形性の欠損を判定の基準に加えた。

3. 結 果

3.1 シミュレーションとコイン法による SSPz

Fig. 4, (A)にシミュレーションによるヘリカル CT の SSPz を示す。補間再構成法は 360 度補間とした。同(B)はシミュレーションと同様のスキャン条件で、コイン法により測定した SSPz の実測値である。

シミュレーションと実測値の SSPz の形状はほぼ一致した。実測値とシミュレーションによる SSPz の形状の

Fig. 4 Comparison of SSPz measured by simulation and SSPz measured by coin method.

(a) SSPz measured by simulation.

(b) SSPz measured by coin method.

Fig. 5 Comparison of SSPz shape according to interpolation methods.
 (1) 180° subtend interpolation method, (2) 360° interpolation,
 (3) no-interpolation.

違いはX線ビーム内における感度分布の違いとコインに厚みと径の大きさが存在するためと考える。

Fig. 5 は、コイン法を用いて測定したピッチが同じ場合での、再構成補間方法の違いによる SSPz の形状を示している。

測定結果が示すごとくヘリカル CT における SSPz は、スライス厚中心において最も高い感度ピークを持ち、スライス厚中心より離れるに従い、その感度は低下して行った。またそのベースの広がり、X線ビーム幅とピッチ、補間方法の3つに依存し、ピークは、ピッチと補間重み関数に依存した。

SSPz のベースの広がり、360度補間では2回転の角度データが用いられることより寝台移動速度の2倍に、対向補間法では1回転の角度データ、ファンアングルの2倍に相当する角度データを必要とすることより：
 $[\text{寝台移動速度} + \alpha]^{*4)}$ の値にそれぞれX線ビーム幅を加えた値とほぼ等しくなった。

*4) α : 対向データを作成するために必要な回転角度で、寝台移動速 $\times (2 \times (\text{再構成ファンアングル}) / 360 \text{ 度})$ の大きさで定まる値。

3.2 コントラスト分解能

3.2.1 スライス厚中心でのコントラスト分解能

ヘリカル CT では Fig. 4 の結果に示すごとく、補間方

Fig. 6 CDS (Contrast Detail Sensitivity Diagram) curve on peak in SSPz using helical CT scan.

Fig. 7 Contrast resolution change in CDS curve off peak in SSPz using helical CT scan. (10 mm-slice width)
 (A): 10 mm-SW, pitch: 0.5. (B): 10 mm-SW, pitch: 1. (C): 10 mm-SW, pitch: 2

法が一定の場合にピッチが大きくなるに従い、スライス厚中心における SSPz のピークの高さが低下する。

Fig. 6 に X 線ビーム幅と補間方法が一定の条件下で、ピッチの違いをパラメータとした場合のスライス厚中心における CDS 曲線を示す。

ピッチの増加に伴う SSPz のピークの低下は CT 値の低下となって現われ、その変化は CDS 曲線上においてコントラスト分解能の低下として表わすことができた。

作成された CDS 曲線上において、高コントラスト領域ではピッチの違いによるコントラスト分解能の違いは少なく、低コントラスト領域に移るに従い、コントラスト分解能はピッチの大きさに顕著に依存した。

3.2.2 スライス厚中心より外れた位置でのコントラスト分解能

Fig. 7-A, B, C. および **Fig. 8-C, D** に補間方法と X 線ビーム幅、ピッチが一定の条件下において球体ファントムが体軸方向に向かい、スライス厚中心より外れて行った場合の CDS 曲線を示す。

球体ファントムの位置が SSPz のピークを外れるに従い、そのコントラスト分解能は低下して行った。またその割合はスライス厚とピッチの大きさに依存した。

CDS 曲線を用いることで、ベース内において発生するコントラスト分解能の位置依存性の割合を定量的に表わ

すことができた。

4. 考 察

ここでは特にヘリカル CT におけるスキャン条件の 1 つである再構成間隔の考え方をコントラスト分解能の位置依存性と CDS 曲線の立場から考察する。

4.1 コントラスト分解能の位置依存性と CDS 曲線

Fig. 9 は SSPz の形状の変化に伴い、ベース内に存在する腫瘍性病変の位置により発生するコントラスト分解能の変化と CDS 曲線との関係を表わした模式図である。

SSPz はピッチが大きくなるに従い、ベースの広がりと共にその矩形形状は崩れ、高さが低下して行く。この時、**Fig. 9** に示す如く、病変部が SSPz 内のスライス厚中心: Z_0 に存在する場合には、その CT 値はピッチの増加と共に S_0 から S_1 まで低下する。この影響は図右に示される CDS 曲線上において S_0 から S_1 へのコントラスト分解能の変化として表われる。

同様に、スライス厚中心: Z_0 より外れ、 Z_1 の位置に病変部が移動した場合には、その CT 値の低下は、CDS 曲線上において Z_0 から Z_1 へのコントラスト分解能の変化として表われる。

重要なことの 1 つは、スライス厚中心より病変部が離れて存在した場合に、SSPz の傾斜に沿ってコントラ

Fig. 8 Contrast resolution change in CDS curve off peak in SSPz using helical CT scan. (5 mm-slice width)
 (D) 5 mm-SW, pitch: 1.
 (E) 5 m-SW, pitch: 2

Fig. 9 SSPz shape in helical CT scan and position of lesion in the section thickness.

ト分解能が低下し識別不可能となる距離が存在することにある。この識別不可能となるスライス厚中心からの距離（以後、限界識別距離と呼ぶ）は、CDS 曲線に示されるところ、スキャン条件および病変部の持つ径の大きさと CT 値差により異なる。

第 2 に重要なことは、ヘリカル CT において再構成間隔は、この限界識別距離の 2 倍以内に設定しなければならない点にある。即ち、検出すべき病変部が持つ CT 値差と径に応じて限界識別距離を求め、その距離以内に常に次のスキャン画像が存在するように再構成間隔を設定して行かなければならない（以後、この再構成間隔を最適再構成間隔と定義する）。

ヘリカル CT において再構成間隔が、最適再構成間隔より大きく設定された場合には、病変部の見逃しが生じる場合がある。また逆にこの値より小さく設定された場合は、複数の画像にわたり同一病変部が繰り返し、描出される結果となる。

Fig. 10 に肺野内腫瘍性病変に対するヘリカル CT 画像¹⁷⁾を、**Fig. 11** に肝内腫瘍性病変に対するヘリカル CT

画像を示す。スキャン画像上において病変部がスライス厚中心より離れるに従い、コントラスト分解能は低下し、その識別が困難となる限界識別距離が存在している。ヘリカル CT における再構成間隔は、この限界識別距離の 2 倍以内に設定して行かなければならない。

4.2 CDS 曲線の持つ特徴

CDS 曲線の特徴は、SSPz の形状の変化に起因するコントラスト分解能の位置依存性を評価し、最適再構成間隔を求められる点にある。この特徴は CDS 曲線の作成において使用したファントム形状とグラフにおける Y 軸の設定値にある。

ヘリカル CT において SSPz の形状変化に伴うコントラスト分解能の変化を測定するためのファントム形状は、スライス面内の同一位置上で、かつ体軸方向に対し連続した同一形状を持つてはならない⁸⁾。この条件を満足するために我々は、そのファントム形状を球体とした。

第 2 に、グラフ上の Y 軸の設定において球体ファントムが周囲物質に対して持つ固有の CT 値差を設定した。即ち、CDS 曲線上の Y 軸の CT 値差はパーシャルボリュ

Fig. 10 Changes of Contrast resolution in the chest case due to distance from section center of helical CT. Number in right bellow coner represents distance from section center. The more away from center of section the less contrast resolution of region was decrease.

※ 0 mm : center of section. 3→15 mm : distance from center

Fig. 11 Changes of Contrast resolution in the abdomen case due to distance from section center of helical CT. Number in right bellow coner represents distance from section center. Contrast resolution of region was decrease.
※ 0 mm : center of section. 1→8 mm : distance from center

ーム効果の含まれない球体ファントムと周囲物質との固有の CT 値差が表示されている。これはヘリカル CT のような SSPz の形状とベースの広がりが変わるスキャン方式では、病変部が周囲物質に対して持つ CT 値差を評価の基準としなければならないためである。

ヘリカル CT におけるコントラスト分解能を評価するための CDS 曲線は以上の 2 つの特徴を有している。

4. ま と め

本研究では Axial 像を中心に、ヘリカル CT における再構成間隔と腫瘤性陰影の描出能の関係をコントラスト分解能の違いから述べた。

ヘリカル CT では、検査目的に応じて最適な再構成間隔を定めることで、体軸方向に対する情報量をいかに効率良く、かつ最大限に得るかが重要なスキャン条件の選択となる。今後、3 次元画像表示への対応も含めて最適再構成間隔の設定基準を定めて行きたい。

謝 辞

本研究の施行において、厚生省：対がん 10 年総合戦略：森山班より援助を戴いたことに対し感謝申し上げます。

す。

(付 録)

スライス厚中心における感度プロファイルの計算

ここでは、スライス面中心軸上 (Fig. 1 の Z-Z' 軸) の感度プロファイルについて議論する。対象を中心軸上と限った理由は X 線ビームの幾何学的な広がり、逆投影法のアルゴリズムの違いなどの影響を受けにくいためである。

Fig. 2 に示す如く、個々の投影データは実際には、中心軸上におけるビーム幅：W に相当する区間の情報が同時に測定されたものとなる。中心軸上に座標系：Z をとり、X 線管位置：Z=0 におけるデータ収集が $\beta(z)$ のように均等な比率で行われると仮定する。現実的な $\beta(z)$ の形状は焦点の大きさの影響を受けてわずかに矩形形状の崩れた形となるが、その影響は焦点サイズの 1/2 程度であり、十分に厚いスライス厚について考える場合には、その結果に大きな影響を及ぼさない。

ヘリカル CT ではスライス厚の中心位置で実際に収集される角度データは 1 個のみである。スライス厚中心上

にない角度データはスライス厚中心の前後に対応する角度データより補間によって作成される。補間を行う場合には重み付けが行われることが多く、このとき 1 つのスライスを形成する全情報の分布は $\beta(z)$ と補間時の重み関数を重畳積分したものとなる。

360度直線補間を例にとると補間はスライス厚中心の前後に360度、位相が離れた角度データをスライス中心位置からの距離の逆比を重みとして加算することで行われる。SSPz の形状を考える場合には、重み関数の変数を角度から Z 軸上の位置に変換すると理解しやすい。この時、寝台移動速度を：S、X線管の 1 回転に要する時間を：T とすると、この場合の重み関数の範囲は $-ST \leq Z \leq ST$ で表わされる。

得られた分布関数

$$P(z) = \int \omega(z-u)\beta(u)du \quad - (A1)$$

は再構成画像を作る全情報に対する Z 軸上の各点からの寄与を表わしたものとなる。Fig. 2 はこの過程を模式的に表したものである。

実際の投影データは一定の時間間隔で収集されるために 1 秒間のデータ収集回数を N とすると、1 個の投影データを収集する間に寝台が移動する距離は $\Delta L = S/N$ となる。このとき ΔL を用い (A1) 式を整数：K についての和の形に書き換えることができる。

$$P(Z) = \sum \omega(k\Delta L)\beta(Z-k\Delta L) \quad - (A2)$$

ここで X 線管 1 回転当たりのデータ収集回数は NT なので、K の範囲は $-NT \leq k \leq NT$ である。

(A2) 式中には ΔL が SSPz の形状を変化させる因子であることが示されている。

(A1) 式は一般的な重畳積分であり、360度補間法以外の場合にも $\omega(z)$ を定式化した上で、同様に SSPz を計算することが可能である。またビーム幅が比較的小さく焦点サイズの影響が無視できない場合は $\beta(Z)$ の形状を性格に求めた上で同様に計算すればよい。

参考文献

- 1) Kalender WA, Seissler W, Vock P: Single Breath-hold Spiral Volumetric CT by continuous patient translation and scanner rotation (abstr), Radiology 1989, 173: 414
- 2) 香山二郎, 羽鳥 昇, 井田義弘他: ラセン状ダイナミック CT スキャンの基礎研究. 日放技学誌, **46**(8), 1063 (1990)
- 3) 井田義宏, 沢田武司, 辻岡勝美他: 高速 CT 装置によるヘリカルスライスの基礎的研究第 3 報. 日放技学誌, **47**(8), 1218, (1991)
- 4) 星野 進, 花井耕造, 他: ヘリカルスキャン方式の性能評価. 日放技学誌, **47**(8), 1215, (1991).
- 5) 辻岡勝美, 安野泰史, 井田義弘他: 高速 CT 装置によるヘリカルスキャンの基礎的研究—第 2 報—スライス厚とテーブルスピードによる分解能の変化—, 日放技学誌, **47**(8), 1219, (1991)
- 6) 山岸一郎, 伴 達也: 全身用 X 線 CT 装置 TCT-900S/HELIX, 東芝レビュー, **47**, (1), 67-70, (1992)
- 7) 花井耕造, 井原文子, 藤田智之他: ヘリカルスキャンにおける性能評価ファントムに関する研究—特に高コントラスト分解能について—. 日放技学誌, **49**(2), 133, (1993).
- 8) 花井耕造, 井原完有, 藤田智之他. ラセン状 CT スキャン装置における性能評価ファントムに関する研究. 日放技学誌, **50**, 722-732, (1994).
- 9) 竹中栄一, 他: X 線コンピュータ断層撮影装置の性能評価に関する基準 (第 2 次勧告). 日本医放会誌, **88**, 759-771, (1982).
- 10) 東木裕介, 他: ヘリカルスキャンにおける補間再構成法の検討, Total Medical Imaging Technology, **8**(3), 253-254, (1991)
- 11) 郷野 誠, 堀内哲也, 馬場 節: 螺旋状スキャンの現状と問題点. 日独医報, **38**(3), (1993)
- 12) 内田 勝, 金森仁志, 稲津 博. 放射線画像情報(1). 診療放射線技術学体系. 113-114 通商産業研究社, 東京, (1981)
- 13) 大谷匡史, 田仲隆他: ヘリカルスキャン方式による胸部 CT への応用, 日放技学雑誌, **47**(2), 145, (1991).
- 14) 森 清志, 片山信二, 奥山 厚他. Helical scan CT による肺結節性病変の存在診断—転移性肺腫瘍を中心に—. 日本医学放射線学会雑誌, **53**(7), 38-45, (1993)
- 15) 東村亨治, 伊藤 武: Partial Volume 型低コントラスト用ファントムの使用方法とその評価. 日放技学誌, **40**(7), 1054-1059, (1984).
- 16) G Cohen, FA Dibianna. et al: The use of Contrast Detail Dose Evaluation of Image Quality in a CT, Journal of Computer Assisted Tomography. **3**(2), 197-203, (1979)
- 17) 田仲 隆, 大谷匡史他: ヘリカルスキャン方式による腹部 CT への応用. 日放技学雑誌, **47**(2), 148, (1991)