

# X線CTの基礎知識

日本放射線技術学会中部部会CT研究会(東海ブロック)

X線CTビギナーズセミナーテキスト

2001年7月29日

藤田保健衛生大学衛生学部

藤田保健衛生大学衛生学部診療放射線技術学科

辻岡 勝美

## はじめに

### このテキストを作った理由

「気まぐれ」。放射線機器工学、放射線機器管理工学、放射線技術学特論の講義ノートをまとめてみようというところから始まりました。実際は放射線機器工学の内容がほとんどです。なんとなく作り始めてみたら、もう大変です。何かって、構成をどうしようか。目次を決めるのに2日もかかってしまいました。結局、思いつくままに項目を挙げ、独断と偏見で書きまくったというのが事実です。新幹線の中や喫茶店でも書いていました。(落ち着いては書いていません)。目次の決定から完成まで1週間かかっていません。解説の不足しているところは各所に(いっぱい!)あると思っています。エキスパートの人、ビギナーの人、いろいろ意見をお寄せ下さい。参考にさせていただきます。

### このテキストの使い方

本書はCT検査の経験の浅い「ビギナー」のためのテキストとして作成しました。1ページ1項目。アラカルトタイプの用語集です。どこからでも暇を見つけて読んでいただけるようにしました。簡素に、簡素に。いちばん簡単な入門書のつもりで用語の紹介を中心に記述したつもりですので、内容は参考程度に、詳しくは専門誌などへ進んでください。

対象が若い「ビギナー」ということを言い訳にして、文字サイズが8ポイントと小さくなってしまいました。そのぶん、手軽なA5サイズにできました。良かったのか悪かったのか...

たぶんこの小冊子の製本(コピーして折り曲げてホッチキス...)は、我々の研究会「藤田CT研究会」のメンバーと卒業研究の学生がやってくれると思います。明日の研究室はコピー紙でいっぱいです。作業を黙々とこなしてくれる彼らの顔を思いながら、感謝、感謝。

1999年7月吉日  
辻岡勝美

本テキストは1999年7月25日に開催されたビギナーズセミナーにて配布されたものを一部訂正したものです。2年も経っているのに進歩がなくてすみません。

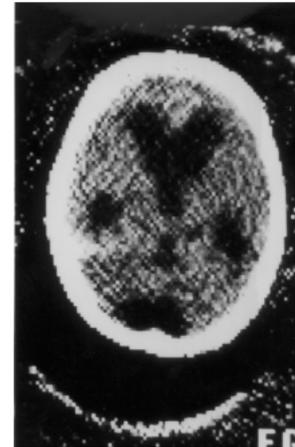
2001年7月吉日  
辻岡勝美

## 目次

- 1 X線CTの歴史
- 2 スキャン方式の世代分類・交互回転方式と連続回転方式
- 3 CT装置の構成・装置に要求される条件
- 4 CT値
- 5 ウィンドウ機能
- 6 スライス感度プロフィール(SSPz)
- 7 パーシャルボリューム効果(部分体積効果)
- 8 ビームハードニング(線質硬化)
- 9 CTの性能評価
- 10 CTの3つの分解能(空間分解能・コントラスト分解能・時間分解能)
- 11 空間分解能に關与する要素と改善策
- 12 コントラスト分解能に關与する要素と改善策
- 13 時間分解能に關与する要素と改善策
- 14 スループット(検査処理能力)
- 15 検出器のオフセット配置(Q-Q配置)
- 16 シフト機構
- 17 スタックスキャン
- 18 BHC(Beam Hardening Correction)
- 19 アーチファクト
- 20 アーチファクトの解析

## 1.X線CTの歴史

- 1917年 J.Radon(オーストラリアの数学者)  
画像の再構成について数学的に証明(ラドンの画像再構成則)  
「二次元あるいは三次元物体はその投影データの無限集合から一意的に再生できる」  
電波天文学
- 1945年 高橋信次(名古屋大学)  
回転横断撮影法の開発(X線CTの基礎となった技術)
- 1967年 Hounsfield(英国・EMI社)  
X線CT装置の開発
- 1973年 EMIスキャナの商品化
- 1975年 国産CT第1号機(日立CT-H)
  
- 1987年 ヘリカルスキャンの基礎実験開始
- 1990年 TCT-900S/HELIX(東芝)商品化
  
- 1998年 マルチスライスCTスキャナの開発



国産1号機「日立CT-H」による画像      最新のCT装置「東芝 Aquilion4DAS」による3D画像

### CT開発の裏話:「X線CTの開発はビートルズの功績?」

ハンスフィールドがX線CTを開発したのは1960年代から1970年代。彼はEMI社の技術者であった。EMI社といえばレコード会社。当時の人気グループ「ビートルズ」のアップルレーベルもEMI傘下。ハンスフィールドのCT開発もビートルズのお陰というお話。あなたは信じますか?

## 2. スキャン方式の世代分類

- ・開発された順序により世代(generation)に分類される。
- ・投影データの違いを表すものであり、一般的に新しいものほど短時間でスキャンが可能である。ただし、装置の優劣を表すものではない。

### 第一世代 (Translate/Rotate 方式)

Single pencil beam

検出器 : 1個あるいは2個

スキャン時間: 約 300 秒

### 第二世代 (Translate/Rotate 方式)

Narrow fan beam (fan 角度は 3 ~ 15 度)

検出器 : 数個から数十個

スキャン時間: 20 ~ 120 秒

### 第三世代 (Rotate/Rotate 方式)

Wide fan beam (FOV 全体をカバー)

検出器 : 数百個

スキャン時間: 1 ~ 10 秒

### 第四世代 (Stationary/Rotate 方式)

Wide fan beam (FOV 全体をカバー)

検出器 : 約 2000 個以上

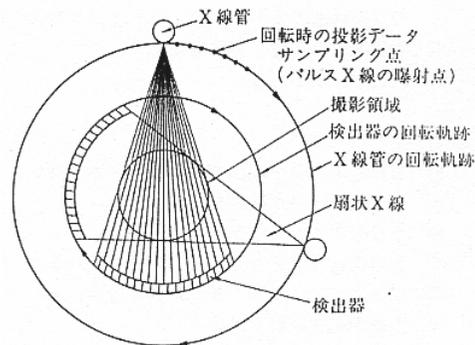
スキャン時間: 1 ~ 10 秒

### 第五世代 (電子ビーム偏向型)

CVCT(Cardio Vascular CT)

IMATRON 社

スキャン時間: 0.05 秒



現在の主流は第三世代CT装置の連続回転方式

## 3. CT装置の構成

X線発生装置 (高電圧発生装置・X線管)

X線検出器

データ収集装置

(DAS: Data Acquisition System)

コンピュータ

画像表示装置

システム制御装置・操作台

架台 (ガントリー)

寝台

### CT装置に要求される条件

高電圧発生装置・X線管

- 1) リプル (管電圧脈動率) が小さい
- 2) 管電圧の安定性、再現性がよい。
- 3) 管電圧波形の立ち上がり、立ち下がり時間が短い。
- 4) 管電流の安定性、再現性がよい。
- 5) 大出力、大熱容量。

X線検出器

- 1) 広いエネルギー範囲で高い検出効率を持つ。
- 2) エネルギー依存性が小さい。
- 3) 十分なダイナミックレンジを持つ。
- 4) 直線性 (リニアリティ) が優れている。
- 5) 立ち上がり、立ち下がり時間が短い。
- 6) 空間的配置が容易である。

### CT検出器のアフターグロウ (検出器の立ち上がり、立ち下がり時間の問題)

CTではX線管がX線を照射しながら被写体の周囲を回転して透過データ (ビュー) を収集している。検出器から見れば、透過データは次々に変化している。最新の装置では1回転 0.5 秒も可能であり、1ビューのための時間は極めて短時間になっている。このとき、検出器の出力の立ち上り、立ち下りの時間が長かったらどうなるであろう。せっかくの透過データがとなりの透過データと重なってしまう。このような状態をアフターグロウと呼ぶ。瞬時の信号なのにしばらくのあいだ蛍光を発しているという意味である (蛍光式検出器の場合)。これは空間分解能の劣化の要因となる。高速回転が行われる最新のCT装置では、検出効率と同様に立ち上がり、立ち下がり (レスポンス) が装置性能の重要な要素となっている。

### 交互回転方式と連続回転方式

交互回転方式・・・ 右回転、左回転を交互に繰り返し、その間には停止時間が存在する。

X線管の回転した数しか画像が得られない。

連続回転方式・・・ スリッピングの採用により同一方向に連続して回転する。

停止時間が存在しない。

画像再構成の開始角度を調節することによりX線管の回転した数以上の時間的にオーバーラップした多数の画像を得ることができる。

## 4. CT値 (HU: ハンスフィールドユニット)

水を0、空気を-1000とする臨床目的のための単位で、X線吸収係数に比例した数。

$$\text{CT値} = \frac{\mu_t - \mu_w}{\mu_w} \times K$$

$\mu_t$ : 組織のX線吸収係数  
 $\mu_w$ : 水のX線吸収係数  
K : 1000

水のCT値は...

$$\frac{\mu_w - \mu_w}{\mu_w} \times 1000 = 0$$

空気のCT値は...

$$\frac{0 - \mu_w}{\mu_w} \times 1000 = -1000$$

水の2倍の吸収係数のCT値は...

$$\frac{2\mu_w - \mu_w}{\mu_w} \times 1000 = +1000$$

水の3倍の吸収係数のCT値は...

$$\frac{3\mu_w - \mu_w}{\mu_w} \times 1000 = +2000$$

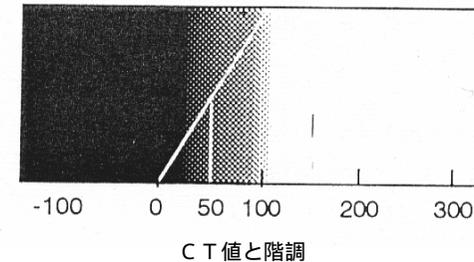
### キャリブレーション

CT装置は始めからCT値を測定できる装置ではありません。水ファントムのスキャンを行い、「これが水だよ!」と教えてやらなければCT値が正しく表示されません。最近では水キャリブレーションはメーカーメンテナンスで、日常は空気キャリブレーション (air cal.)が行われます。空気キャリブレーションでOKと言わずに、定期的に水ファントムのスキャンを行い、CT値、SDの変動に注意することが大切です。これはCT値による質的診断を行うためにも重要な事項です。

## 5. ウィンドウ機能

X線CTは優れた低コントラスト分解能を持つといわれるが、これはCT装置のウィンドウ機能があるからである。ウィンドウ設定は、診断価値の高い画像を提供をする上で重要な作業である。

CT装置の濃度スケールは8ビット( $2^8 = 256$ )階調で行われる。CT値は-1000から3000、4000と上方までCT装置内に記憶されているが、これをどのように濃淡表示しようかというのがウィンドウ機能である。記憶されたCT値のうちどの範囲を濃淡表示するかがWL (ウィンドレベル)、WW (ウィンド幅)で決定される。下図のようにWL = 50、WW = 100に設定した場合、CT値50を中心として幅100の範囲、つまり、CT値0から100の範囲が濃淡表示される。この場合、CT値0未満のものは黒く、CT値100を越えるものは白く表示され区別できない。階調数が256であるから、ウィンド幅を狭くすれば濃淡表示されるCT値の範囲は狭くなるが、小さなCT値差をくっきり表現できる。逆に、ウィンド幅を広くすれば濃淡表示されるCT値の範囲は広がるが、小さなCT値差は区別できない。実際には、目的臓器について、画像ノイズ (画像のザラザラ感) 目的臓器のコントラストにより経験的にWWを決定する必要がある。WLは目的臓器の濃度に関係する。これも経験的に設定しているのが現状である。



WW (ウィンドウ幅) を狭くする...コントラスト分解能が向上する。  
(小さなCT値の差を濃淡表示できる)  
しかし、観察できるCT値の範囲は狭くなる。

WW (ウィンドウ幅) を広くする...コントラスト分解能が低下する。  
(小さなCT値の差を濃淡表示できない)  
しかし、観察できるCT値の範囲は広がる。

### ウィンドウ設定の固定化

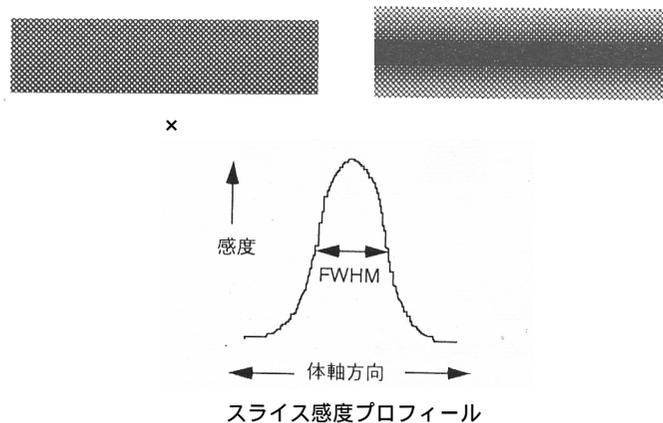
腹部、頭部など、部位ごとに設定するウィンドウを決めてしまっている施設がある。別患者の比較のために良い方法のように思えるが、画像ノイズの変化とWWの関係から見たらどうであろうか。小児のような小さい患者の場合、透過X線量は多くノイズの少ない画像となる。逆に、肥満型の大人の場合、透過X線量は少なく、ノイズの多い画像となる。これらの場合、それぞれについてWWを調整したほうが病巣の検出は向上する。また、ビームハードニング (線質硬化) によりCT値が変化する。WLも症例によって調整する必要がある。設定ウィンドウ (WW、WL) を固定化するならば、同一患者の経時的な観察を行う場合のみと考えるのがいいでしょう。

## 6. スライス感度プロフィール ( SSPz: Slice Sensitivity Profile )

CT画像は断面像(切り口の画像)ではなく、スライス厚を有する断層像である。

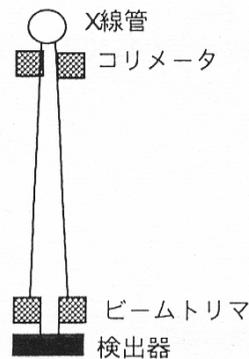
では、スライス厚とはどんなもの?

5mm、10mmといっても、ちょうど5mm、10mmという厚さでなく、中央と辺縁では感度が異なる山形の形状を持つ。これをスライス感度プロフィールと呼ぶ。



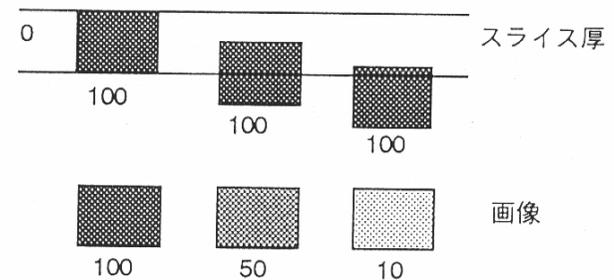
ビームトリマ:

従来のCT装置ではX線管の近くでのみコリメーションが行われていた。1mm以下の極薄スライスの場合、検出器の直前に遮蔽スリット(ビームトリマ)を設置し、スライス感度プロフィールの加工が行われる。この場合、画像作成に関与しない被曝が存在する。



## 7. パーシャルボリューム効果(部分体積効果)

CT画像で表される吸収値(CT値)は単位体積(ボクセル=ピクセル×スライス厚)に含まれる組織の平均吸収値である。もし、単位体積中に様々な吸収値のものが含まれている場合、その内容物が占める割合に応じてCT画像で表現される吸収値(CT値)は変化する。



パーシャルボリューム効果のCT画像への影響

- ・組織の境界で吸収値(CT値)が不正確になる。
- ・組織の辺縁が不明瞭になる。

パーシャルボリューム効果の影響を小さくする方法

- ・画像の基礎となる単位体積(ボクセルの大きさ)を小さくする。

そのためには・・・

- (1)スライス厚を薄くする。
- (2)ピクセルサイズを小さくする。(マトリクス数を増加させる)

パーシャルボリューム効果の功罪

スクリーニングでは・・・

1枚の断層像である程度の病巣の走行が読み取れる「厚いスライス」は有効であろう。

パーシャルボリュームがなかったら、血管の走行を追うのは難しいこともある。

精密検査・三次元画像では・・・

「画像のキレ」が重要視される。特に、微細構造の臓器では5mmよりも2mm、2mmよりも1mm、さらには0.5mmと薄いスライスの画像が必要とされる。

実効スライス厚

ヘリカルスキャンでは従来スキャン法の場合とは異なったスライス感度プロフィールとなる。そのため、それぞれのヘリカルスキャン条件におけるスライス厚を実効スライス厚と呼んでいる。

設定スライス厚 < 実効スライス厚

## 8. ビームハードニング (線質硬化)

連続X線が物質を通過するとき、低エネルギーの方がより多く吸収され、結果的にエネルギーピークが高い側に移動(シフト)すること。

X線CTでは、補正データと比較するとき、様々な異常画像(アーチファクト)が発生する。また、CT値を不正確なものとする。

(メモ)

## 9. CTの性能評価

### 1. 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(第一次勧告)

CT性能評価委員会(竹中栄一)  
日本医師会雑誌, 82: 1175-1185 (1979)

### 2. 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(第二次勧告)

CT性能評価委員会(竹中栄一)  
日本医師会雑誌, 88: 759-771 (1982)

### 3. X線CT装置性能評価に関する基準(案)

日本放射線技術学会専門委員会X線CT装置性能評価検討班(速水昭雄)  
日本放射線技術学会雑誌, 47: 56-63 (1991)

### 4. ラセンCTの物理的な画像特性の評価と測定法に関する報告

日本放射線技術学会学術調査班(花井耕造)  
日本放射線技術学会雑誌, 53: 1714-1732 (1997)

---

### X線CT装置性能評価に関する基準(案)

第1段階(Phase1)メーカーの出荷時テスト

第2段階(Phase2)使用施設側の初期テスト

第3段階(Phase3)使用施設側のルーチン検査

性能評価項目(第2段階)

- 1) 雑音(noise)
- 2) コントラストスケール(contrast scale)
- 3) 空間分解能
- 4) スライス厚
- 5) コントラスト分解能
- 6) 被曝線量
- 7) アーチファクト
- 8) 寸法依存性
- 9) 位置依存性
- 10) 吸収係数とCT値の直線性
- 11) 表示装置の性能
- 12) テーブルの移動性能

性能評価項目(第3段階)

- 1) 雑音(noise)
- 2) コントラストスケール(contrast scale)
- 3) コントラスト分解能
- 4) 空間分解能
- 5) スライス厚
- 6) 表示画像管理
- 7) テーブルの移動精度

---

### シェーディングアーチファクト

ビームハードニングを原因とするアーチファクトで、内側が白く、その内側が徐々に黒く表示される(カップリングエフェクト)。ハードおよびソフトによる低減が行われるが、過補償となった場合、中央が白く表示されることもある(キャッピングエフェクト)。

## 10. CTの3つの分解能（空間分解能・コントラスト分解能・時間分解能）

### 空間分解能

どれだけ小さいものまで区別して見えるか。

この場合、対象はX線吸収係数の差の大きな組織間であり、高コントラスト分解能とも呼ばれる。

### コントラスト分解能（密度分解能）

どれだけX線吸収係数の差の小さいもの、大きさの小さいものまで区別して見えるか。

低コントラスト分解能とも呼ばれ、対象の大きさとX線吸収差について評価される。

### 時間分解能

どれだけ短時間でスキャンが可能か。

(1) スキャン時間

(2) スキャンの時間間隔（スキャンレート）

### CT画像と他のモダリティとの比較

	一般X線撮影	X線CT	MRI
画像の種類	透過像	断層像	断層像
空間分解能			
コントラスト分解能	×		
時間分解能			×

主観的なものであるし、装置の進歩も著しい。参考程度。

(メモ)

## 11. 空間分解能に関する要素と改善策

### 空間分解能を向上させるために・・・

幾何学的なボケを小さくする。

投影データの数を多くする。

画像表示を細かくする。

パーシャルボリューム効果によるボケを小さくする。

投影データの精度を向上させる。

### 幾何学的ボケ

X線焦点サイズ	小焦点化
X線拡大率	拡大率低減

### 投影データ数

検出器チャンネル数	多チャンネル化
ray数	ray数の増加
view数	view数の増加
画像再構成アルゴリズム	オフセットディテクタ(Q-Q配置)
シフト機構	シフト機構の採用

### 表示方法

画像再構成関数	高域強調関数の採用
画像マトリクス数	マトリクス数の増加

### パーシャルボリューム効果

スライス厚	薄いスライス厚の採用
-------	------------

### 検出器

検出器の性能	立ち上がり、立ち下がりの短縮
--------	----------------

### 頭部CTにおける設定スライス厚とスキャン条件

頭部CTは、下部に比較的微細な構造の組織が集中している。また、断面形状の変化もこの部分で大きい。微細構造の観察、そして、後述する「ハンスフィールドのダークバンド」の軽減のために薄いスライスのスキャンが必要となる。

実際には、下部を5mmスライス、上部を10mmスライスでスキャンが行われる。ただし、単に設定スライスを薄くしただけでは、画像ノイズが増加し、低コントラスト分解能が劣化する。理想的には、スライス厚を2分の1にしたとき、X線出力（管電流またはスキャン時間）を2倍にする。これにより、下部から上部まで画像ノイズを均一にすることができる。

(例) 下部：5mmスライス、120kV、300mA

上部：10mmスライス、120kV、150mA

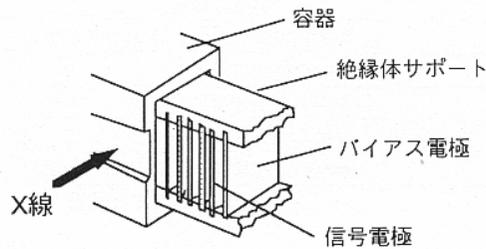
## 12. コントラスト分解能に関する要素と改善策

コントラスト分解能を向上させるために...

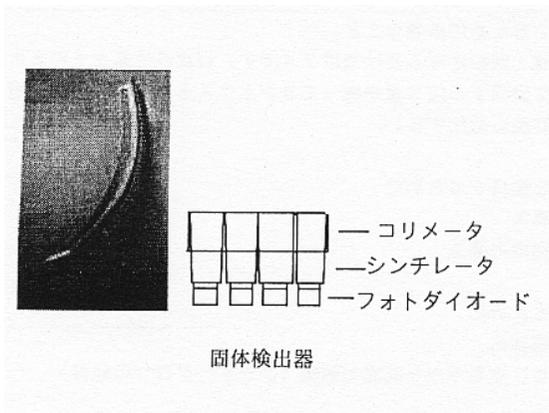
投影データがより大きな電気信号となってDASに送られるべき。

(DAS = データ収集装置 : Data Acquisition System)

X線出力	X線出力の増大 (高 kV、大 mA)
X線検出効率	X線検出効率増大 (Xe 固体)
X線検出系の電気ノイズ	電気ノイズの低減
検出器のエネルギー特性	X線エネルギーとのマッチング
X線エネルギー	検出器のエネルギー特性とのマッチング
スライス厚	厚いスライス厚の採用



Xe電離箱



## 13. 時間分解能に関する要素と改善策

時間分解能を向上させるために...

速く回転して速く画像再構成する。

ただし、画像の質 (空間分解能、コントラスト分解能) を維持することも重要である。

スキャン時間に関する要素と改善策

単位時間あたりのX線出力	X線出力の増大 (高 kV、大 mA)
X線利用率	広いファン角度 (第1世代 第3世代)
X線検出効率	X線検出効率増大 (Xe 固体)
データ収集速度	データ収集速度の高速化
スキャン機構	第5世代 (電子ビーム偏向スキャナー)
画像再構成アルゴリズム	360度未満のスキャン (ハーフスキャン)
検出器の性能	立ち上がり、立ち下がりの短縮

スキャンの時間間隔 (スキャンレート) に関する要素と改善策

スキャン時間	スキャン時間の短縮
X線管	陽極熱容量の増大、冷却効率の増大
データ容量	データ容量の増大
データ収集速度	データ収集速度の高速化
スキャン機構	連続回転方式 (スリップリングの採用)
患者寝台	寝台の高速移動 (従来スキャン法)

連続回転方式では問題とならない。

スキャン時間を短縮するために必要なこと

X線管、検出器を速く回転させるだけではダメです。装置の性能をそのままにして短時間スキャンを行えば、検出器に到達する信号量が減ってコントラスト分解能の劣化を招く。また、アフターグロウにより空間分解能も劣化する。

コントラスト分解能を維持するために

- 大出力のX線管の導入
- 高い検出効率の検出器の導入

空間分解能を維持するために

- データ収集速度の高速化
- 検出器の立ち上がり、立ち下がり時間の短縮 (アフターグロウの軽減)

## 14. スループット (検査処理能力)

一般的な要素

- 1) 患者の搬送
- 2) 医療体制 (スタッフの数)
- 3) 患者の構成
- 4) 検査内容
- 5) 装置の性能

装置の性能

- 1) X線管の陽極熱容量
- 2) X線管の冷却効率
- 3) スキャン時間
- 4) 画像再構成時間
- 5) 寝台・架台の動き
- 6) 操作性
- 7) イメージャ撮影

(メモ)

## 15. 検出器のオフセット配置 (クォータ・クォータ方式、Q-Q方式)

検出器を 1/4 素子分だけ左右にずらして配置することにより、180 度回転したときに 0 度のときとは異なるサンプリングが得られる構造とした方式。対向する投影データと組み合わせて一つの投影データとすることにより、1/2 のサンプリング間隔が得られる。

(メモ)

### 焦点位置シフト (フライングフォーカス)

数学的にはオフセット検出器方式と同じであるが、検出器を 1/4 ずらして配置する代わりに、焦点位置を切り替えながらスキャンを行い、オフセット検出器と同等の効果を得ようとする方式。

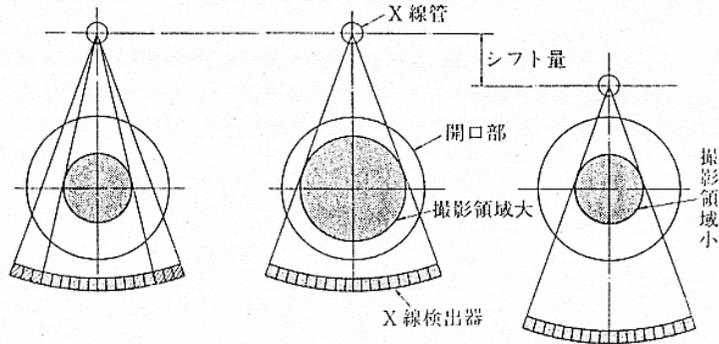
---

### ハーフスキャン時のオフセット検出器の問題点

ハーフスキャンは動きを有する患者で短時間スキャンを行う場合有効なスキャン法である。これは対向する投影データが同一であるとして画像再構成をするものであり、片側 180 度のスキャン時間が可能である。しかし、検出器がオフセット配置された装置では検出器が完全に対向していないため、360 度スキャンに比べ空間分解能が劣化するという問題がある。モーションアーチファクト低減には極めて有効なスキャン法であるが、問題もあるのである。後述する対向ビーム補間 (ヘリカルスキャン) でも対向ビームを同一の投影データとして補間が行われている。これも前述の場合と同様に空間分解能の劣化の原因となる。ただし、CT におけるボクセル形状から考えれば、極薄スライス以外では、実効スライス厚の方が画像を左右するのが現状である

## 16. シフト機構

全身用CTでは小児の頭部から成人の胸部・腹部までさまざまな大きさの被写体のスキャンが行われる。小さな被写体のスキャンでは、下図のように画像再構成にまったく関与しない検出器素子が存在することになり、X線の利用効率も低下する。そこで、撮影領域によって、焦点-検出器間距離を一定に保ったまま、焦点-回転中心間距離を切り替える(シフトする)機構とする。その結果、小さい被写体(撮影領域)で狭いサンプリング間隔が得られる。小さい被写体に対する空間分解能向上の手法である。



- 撮影領域の切り替えを行わない場合、小さい被写体を撮影すると、斜線で示す検出器の両端部はCT像の再構成にまったく寄与しない。
- システムが取り扱い得る被写体をもファンビームX線が内包し得るように、X線管と検出器は配置されるべきである。
- 小さい被写体をスキャンする場合、図のようにX線管-検出器管距離を一定としたままシフトし、撮影領域を切り替える。これによりすべての検出器を有効利用できるうえ、同時に、投影データのサンプリング間隔を狭くすることができる。結果的に画像の空間分解能が向上する。

## 17. スタックスキャン

### ハンスフィールドのダークバンド

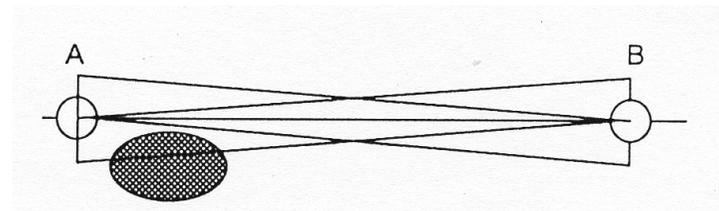
後頭蓋のCT画像中央部に横方向に黒い帯状のアーチファクトが発生する。これは、ビームハードニング、クリッピングが原因である。これを軽減させるためにスタックスキャン(薄層画像の重ね合わせ)がある。

- 従来のスキャン法: 1 cm スライス × 1 枚
- スタックスキャン: 2 mm スライス × 5 枚、1 mm スライス × 10 枚

近年では、ヘリカルスキャンにより薄いスライスの画像が短時間で多数枚得ることができる。スキャンでは3D表示も可能なように薄いスライスを多数獲得し、イメージャ撮影ではスタックにより撮影枚数を少なくしながら、画質の向上を求めるといった考え方が一般化している。

### クリッピング

X線CTのビーム形状はファンビームといっても、体軸方向で見れば、焦点側は狭く、検出器側は広がっている。スライス厚が厚ければ、その広がりも大きくなる。体軸方向で被写体形状の変化が大きい場合、同一のスライスであっても、対向する投影に含まれるデータが異なる場合がある。この「対向するデータの異なり」がアーチファクト発生の原因となる。



### ヘリカルスキャナーにシフト機構は?

上記のように、シフト機構は小さな被写体の空間分解能を向上させるために有効な手法である。しかし、連続回転スキャナーでは回転バランスの問題からなのか、実機では行われていない。

## 18. BHC ( Beam Hardening Correction )

ビームハードニングによるCT値の変化を補正する技術である。通常の画像再構成で得られた画像中でビューごとに存在する臓器の存在割合を計算し、それに見合った単色エックス線での投影データを計算により求めた後、再度、画像再構成を行う。当然、画像再構成時間は長くなる。

実際には、計算に用いる臓器の吸収は連続的に変化させることは困難であり、数種類の離散的な値を用いている。

(メモ)

## 19. アーチファクト

CTでは膨大な投影データ(プロジェクションデータ)から数学的手法(アルゴリズム)で画像再構成が行われ目的部位の断層画像が得られる。投影データに何らかの理由で異常が発生したとき、特有の擬似画像(異常画像)が発生する。この擬似画像をアーチファクトと呼ぶ。

### CT装置が原因のアーチファクト

- 1) リング状アーチファクト
- 2) シャワー状アーチファクト
- 3) ストリーク状アーチファクト
- 4) シェーディングアーチファクト
- 5) キャリブレーション不良によるアーチファクト

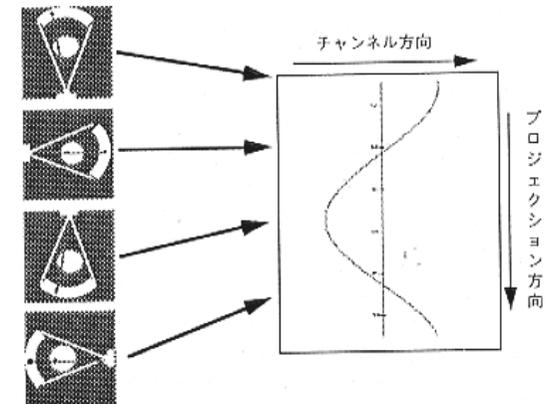
### スキャン状況が原因のアーチファクト

- 1) メタルアーチファクト
- 2) モーションアーチファクト
- 3) 後頭蓋のアーチファクト
- 4) 不完全投影データによるアーチファクト

### サイノグラム

サイノグラムとは、スキャン時に収集された各投影位置( projection )における検出器( channel )の出力データを示すもので、各検出器の出力データを輝度表示とし、時系列で表したものである。これはCT画像として画像再構成される前のデータ列である。

第3世代CTでは撮影領域内の1点の投影データは、投影ごとに検出器を正弦往復運動する。異常データが混入した場合、投影位置( projection )、検出器( channel )の特定が可能となる。



X線管と被写体の位置関係

サイノグラム

### Reduction と Correction ( 低減と補正 )

頻繁に用いられている用語ですが、Reduction は現象の発生を発生源から「低減」させようとする技術。それに対して、Correction は現象の発生はそのまま、結果を「補正」しようとする技術です。最終的な目的は同じですが、取り組み方が違います。

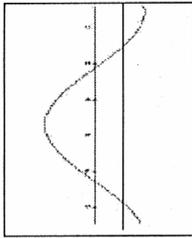
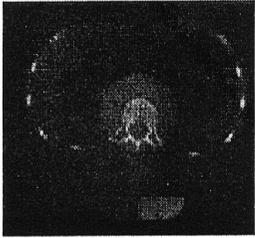
## 20.アーチファクトの解析

### リング状アーチファクト

特定の検出器から信号が出力されなかった。

(常に特定の検出器が死んでいる)

原因：特定の検出器の不良

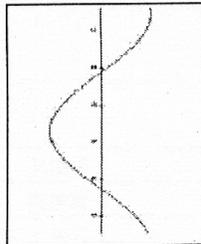
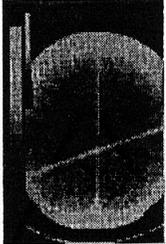


### シャワー状アーチファクト

特定の投影方向からの信号が出力されなかった。

(ある時、全部の検出器が死んだ)(ある時、X線が出力されなかった)

原因：X線発生部での異常、DASの不良

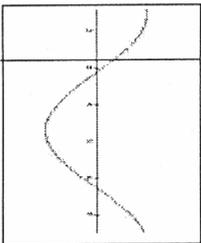


### ストリーク状アーチファクト

特定の検出器で、特定の投影方向からの信号が出力されなかった。

(ある時、ある検出器が死んだ)

原因：特定の検出器の不良、DASの不良、画像再構成回路の不良



## X線CTの基礎知識

日本放射線技術学会中部部会CT研究会(東海ブロック)

X線CTビギナーズセミナーテキスト

(藤田CT研究会ホームページバージョン)

藤田保健衛生大学衛生学部診療放射線技術学科

辻岡勝美