

博士論文

スロットスキャンニング技術を利用した
平行走査トモシンセシスの開発研究

平成 27 年 3 月

柴田幸一

徳島大学大学院 先端技術科学教育部
システム創生工学専攻 博士後期課程

指導教員 仁木登教授

要旨

目的：筆者らは X 線管とフラットパネルディテクタ (FPD) が同方向に同一速度で走査する方式の、新しいトモシンセシス技術である平行走査トモシンセシス (parallel scanning tomosynthesis : 以下 PS-TS) を開発した。PS-TS は、長尺画像の収集が可能で、かつ、直線断層機構の持たないシステムでもトモシンセシス画像が得ることができる方式である。PS-TS の画像再構成方法と画質評価結果について述べる。

方法：PS-TS の画像再構成方法は以下のステップにより成っている ; (1)投影画像から短冊画像への分割、(2)再構成断層面に応じた短冊画像のステッチング、(3)ステッチング画像のフィルタリング処理、(4)フィルタリング処理画像の逆投影。PS-TS の固定焦点的再構成方法 (PS-TS-F) は、上記プロセス(1)~(3)を繰り返さず、1組のステッチング画像で全ての再構成断面像を作成する簡略化された再構成方法である。PS-TS-F の物理的画質評価を X 線透視撮影システム (Sonialvision safire、島津製作所、京都、日本) を用い、従来のトモシンセシス (tomosynthesis : 以下 TS) と比較しながら行った。理論的に最も良い空間分解能を示す再構成断層面 (in-focus plane : 以下 IFP) を透視撮影台テーブル表面から 100 mm に設定した。まず、IFP から -100、-50、0、50、100、150 mm での空間周波数応答を 0.3 mm 厚 Cu 板のエッジを用いて測定した。次に同じ高さで X 線テストパターン (Model No.38, PTW, Freiburg , Germany) で視覚的に空間分解能を測定した。さらに 0.1 mm 径のタングステンワイヤを用い断層厚さを測定した。最後に膝と全身の人体ファントムを用い総合評価を行った。

結果：空間周波数応答は IFP にて最良の結果を得た。IFP からずれるにしたがって空間周波数応答は劣化していった。X 線テストパターンによる視覚的空間分解能の評価では、IFP にて 1.8lp/mm、IFP から -100mm、100mm においては 1.2lp/mm の結果となった。IFP を中心とした 200 mm の範囲では臨床上十分な結果が得られることが確認された。断層厚さの評価では、IFP から -50 mm ~ 100 mm の範囲で 11.1 mm ~ 13.8 mm と

なり、IFP を含めた 150 mm の範囲で大きな変化がないことが確認された。人体ファン
トムでの評価では、臨床上十分な画質で、長尺のトモシンセシス画像が得られること
確認できた。

結論：PS-TS-F は臨床上十分な画質を確保し、近接走査型透視撮影台や汎用撮影装置
のように直線断層機構の持たない安価なシステムでもトモシンセシスを提供できる
技術である。

目次

I. 序論	
II. X線アプリケーションの開発経緯	5
II.1. FPDの出現	5
II.2. FPDを用いたX線アプリケーションの開発	8
II.3. 新規アプリケーションの開発	11
II.3.A. エネルギーサブトラクション	11
II.3.B. スロットラジジオグラフィ	12
II.3.C. デジタルトモシンセシス	14
II.3.C.a. フィルム断層	15
II.3.C.b. シフト加算による画像再構成	15
II.3.C.c. FBP法による画像再構成	16
II.3.C.d. 逐次近似再構成法	28
II.3.D. コーンビームCT	29
II.3.E. まとめ	30
II.4. 胸部トモシンセシスの画質と線量に関する研究	30
II.4.A. 評価実験	32
II.4.A.a. 撮影条件の設定	32
II.4.A.b. 実効線量計算	33
II.4.A.c. 模擬腫瘍の視認性評価	33
II.4.A.d. CNRの測定	35
II.4.B. 物理ファントムによるFOM評価	36
II.4.C. 最適撮影条件の決定	37
II.4.D. 画像処理前後の視認性評価について	38
II.4.E. 新規FOM評価方法策定の必要性	39

II.4.E.a.	信号の設定	40
II.4.E.b.	CNRと視認性の関係の設定	40
II.4.E.c.	視認可能な限界CNRの設定	40
II.4.F.	まとめ	40
III.	スロットスキヤニング技術を応用した平行走査トモシンセシスの開発	42
III.1.	開発の背景	42
III.2.	方法	43
III.2.A.	撮像システム	43
III.2.B.	PS-TSの再構成理論	44
III.2.C.	PS-TS-Fの物理的評価	56
III.2.D.	人体ファントムによる総合評価	60
III.3.	結果	60
III.3.A.	固定焦点的再構成の影響	60
III.3.B.	PS-TS-Fの物理的評価	62
III.3.C.	人体ファントムによる総合評価	65
III.4.	考察および結論	68
III.4.A.	従来のトモシンセシスとの比較	68
III.4.B.	他の乳房トモシンセシス装置との比較	72
III.4.C.	PS-TSの応用分野	73
IV.	今後の研究課題	74
	謝辞	75
	参考文献	76

I. 序論

筆者らは X 線管とフラットパネルディテクタ (FPD) が同方向に同一速度で走査する方式の、新しいトモシンセシス技術である平行走査トモシンセシス (parallel scanning tomosynthesis : 以下 PS-TS) を開発した。PS-TS は、長尺画像の収集が可能で、かつ、直線断層機構の持たない安価なシステムでもトモシンセシス画像が得ることができる特徴を有する。II 章にて本方式の開発に至るまでの X 線アプリケーションの開発経緯、III に本方式の詳細について述べる。

II. X 線アプリケーションの開発経緯

II.1. FPD の出現

フラットパネルディテクタ (flat panel detector : 以下 FPD) の登場により、X 線画像診断の分野は新しい時代を迎えた。従来の X 線診断はリアルタイム診断 (透視) と精密診断 (撮影) の大きく二つに分かれて進化してきた (図 1)。撮影の方は言うまでもなくフィルムスクリーン系の歴史であったが 1980 年代になって CR (computed radiography) が出現してきた。一方、リアルタイム診断の方は蛍光板透視から始まり、イメージインテンシファイア (image intensifier:以下 I.I.) の開発という歴史的転機を経て、現在は CCD カメラやデジタル画像処理装置との組合せにより、DSA (digital subtraction angiography) 等で広く使用されている。そして近年、撮影に関して FPD が出現し、その後更なる高速化、高感度化、低ノイズ化の努力により動画対応 FPD が開発され、これが現在普及するに至っている。このように X 線診断機器の歴史は X 線検出器の歴史と言っても良く、医用診断機器における X 線検出器の持つ役割は大きいものがある。筆者らは、「X 線検出器の進歩が X 線の新時代を創る」という認識の下、透視、撮影と用途が異なってきた検出器をひとつに統合すべく努力してきた。この統合を実現するには、動画対応でありながら、従来の高画質を誇るフィルムスクリーン系と同等以上の高画質を実現するという、極めて高い目標を達成することが重要なポイントである。これが達成できるのは、従来の I.I.の

画質を踏襲する間接変換方式ではなく、直接変換方式 FPD のみであり、これこそが我々が直接変換方式 FPD の開発に注力してきた所以である。また FPD はその優れた諸性能により、新規アプリケーション技術の開発にも大きな可能性をもたらした。

以下に FPD の特徴についてレビューをし、次に従来のアプリケーションの開発の背景、そして新規アプリケーションの開発の考え方、つまり成熟した X 線透視撮影の分野でどのように新規アプリケーション技術を開発していくか考え方を述べる。

検出器の進歩が新時代を作っていく・・・

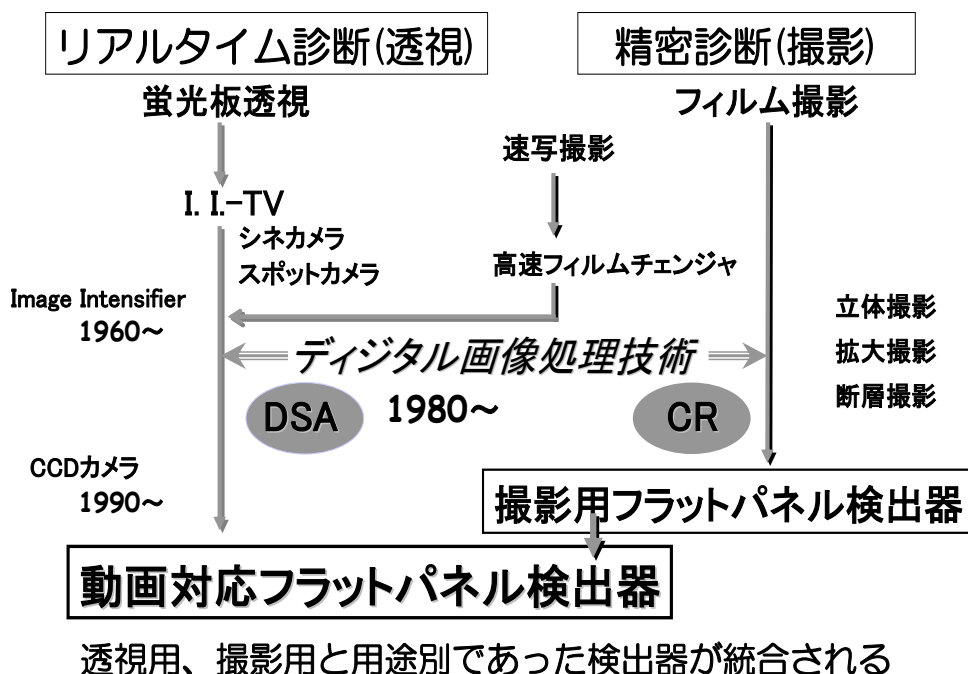


図 1 検出器の進歩

動画対応型フラットパネルが透視・撮影用検出器を統合した。

FPD には図 2 に示すように直接変換方式と間接変換方式の 2 種類の方式がある。間接変換方式は X 線を CsI 蛍光体により、いったん光に変換し、それをさらにフォトダイオードにより電気信号に変換するタイプである。2 段階の変換を経る中で、光の散乱が生じて画像の劣化を生じるため、フィルムと同等以上の画質を得るのは困難である。この変換プロセスや蛍光体材料は I.I.+CCD カメラのいわゆる I.I.-DR (digital

radiography) と同じであり、当然画質も I.I.-DR と同じレベルにならざるを得ない。これに対して直接変換方式はアモルファスセレン膜により直接、X線から電気信号に変換するタイプであり、技術的にはかなり高いレベルが要求されるものの、画質面で理想的な方式といえる。

FPD変換方式の比較

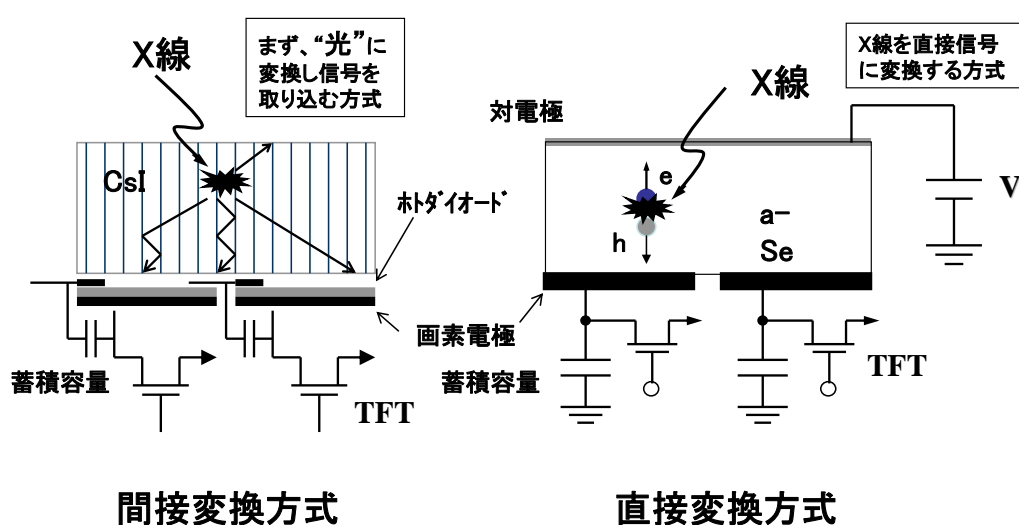


図2 FPD変換方式の比較

間接変換方式はCsI層でX線を一旦光に変えた後電気信号に変換するが、直接変換方式はアモルファスセレン層でX線を直接電気信号に変換する。直接変換方式は光の散乱がなく空間分解能に優れる。

図3はその直接変換方式FPDの構造を示したものである。直接変換方式FPDは、高電圧を印加したアモルファスセレンのX線変換層でX線を電荷に変換し、TFTパネルに形成された電荷収集電極から蓄積容量に電荷量として蓄積する。電流としての読み出しはゲートラインの走査によりデータラインから行なわれる。読み出されたア

ナログデータは、低雑音の読み出しアンプと A/D コンバータによりデジタルデータに変換され、パラレルーシリアル変換されたのち光リンクにより画像処理プロセッサに送られる。

直接変換方式FPDの構造

X線変換膜で吸収されたX線信号は、吸収された位置で入射X線強度に比例した電荷信号に変換され、内部電界により直下の画素電極に移動した後、薄膜トランジスタ(TFT)マトリクス内の電荷信号蓄積されるTFTが蓄積された電荷信号を読み出すスイッチとして働き、二次元画素信号を読み出す。

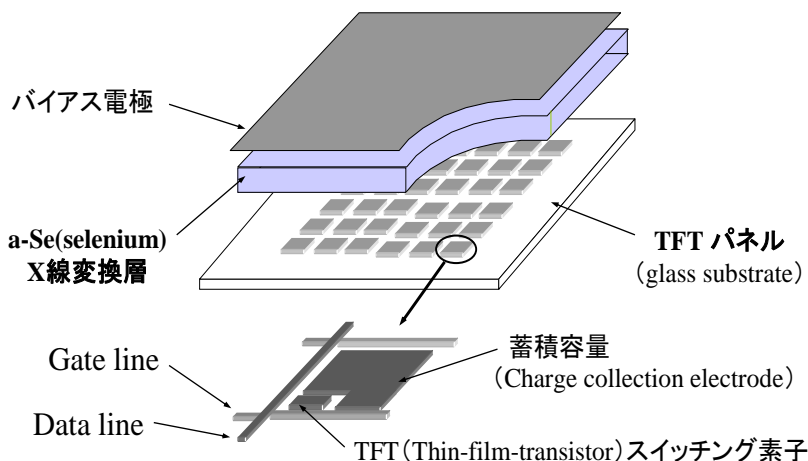


図 3 直接変換方式 FPD の構造

X線変換層で得られた電気信号は TFT 状に構成された電気回路で読み取られる。

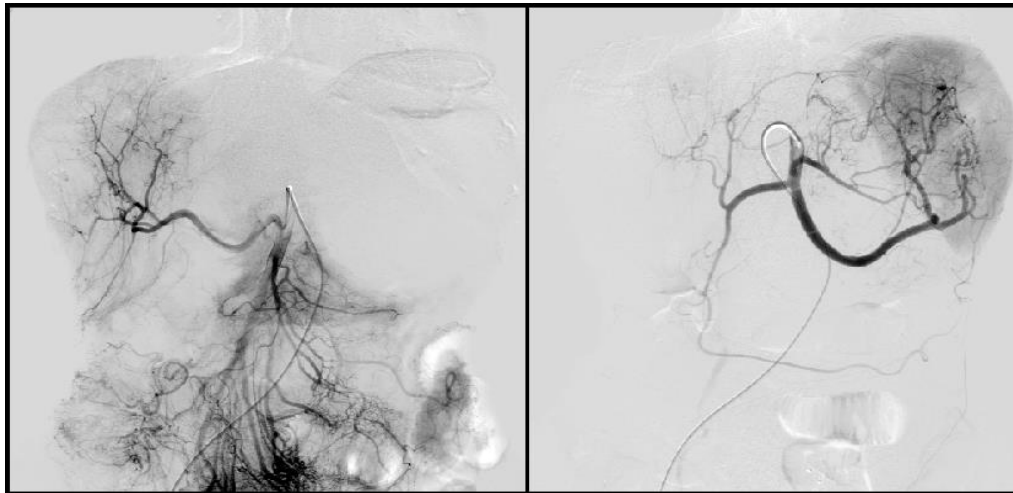
2003年、FPD (フラットパネルディテクタ) を搭載した X線システム (島津 Safire シリーズ) を開発して以来、筆者らは FPD の X線センサとしての優れた特性を利用して、様々なアプリケーションの開発に注力してきた。FPD は空間分解能が高い、ダイナミックレンジが広い、画像に歪みが無いなど、従来の X線センサには見られない優れた特徴を有する。

II.2. FPD を用いた X線アプリケーションの開発

FPD の特徴はまず、高い空間分解能、特に直接変換方式では従来のフィルム・スクリーンシステムを超える空間分解能が得られることにある。これは増感紙を使わな

いで生フィルムのみで X 線撮影したと想像すれば良い。また広いダイナミックレンジ、広い視野でかつ歪がなく透視、連続撮影などの高速収集が可能であるなどの特徴を有し、これらは画像計測に加え、複数の画像から画像再構成するアプリケーションの開発には非常に重要な要素である。従来にない総合的に優れたセンサ、これが従来不可能であったアプリケーションを可能にした。

従来からの代表的なアプリケーションのひとつである DSA (digital subtraction angiography) (図 4) について考えてみる。DSA は 1980 年頃、従来からあったフィルムサブトラクションが、当時発展しつつあったデジタル技術に伴って装置化されたものでしかない。造影剤注入前と後の画像を引き算し、血管像のみを抽出するという概念自体は当時なんら新しいものではなかった。デジタル画像処理によって薄い造影剤でも血管を抽出できるということで、腕からの静脈注入でも動脈の造影が可能であるということを歌い文句に発売されるに至った。しかし実際には画像のコントラストが不足して安定して良い画像が得られなかったこと、使用造影剤が多くなってしまふことなどで、装置としては挫折しかかった。だがその一方では、臨床の現場で IVR (Interventional Radiology) が出現し、診断から治療に即座に移行するという必要性に DSA の持つリアルタイム性がマッチすることになり、また本来の高コントラスト分解能という性能が IVR の主たるターゲットである腫瘍濃染像の描出に活用され、DSA 装置が現在まで発展してきたという経緯がある。



(a) SMA～門脈、

(b) 脾動脈～門脈

図4 全肝 DSA (15 インチ視野) (参考文献 12 から引用)

I.I.-DR というのは、DSA 技術の延長で消化管検査の分野に進出が図られたといえる。当初は I.I.間接撮影程度の画質しか出せず、消化管集団検診をターゲットに装置化された。その後 I.I.-TV チェインのセンサとしてのたゆまぬ改良により、直接撮影の分野まで適用範囲が広がり、また非血管 IVR の分野に DSA と同様にリアルタイム性がマッチして発展してきた。現在 X 線の分野で広く普及している装置、DSA、DR、X 線 CT (computed tomography) 等にみられるように、従来からある考え方がセンサ技術の発展、デジタル技術の発展に伴って装置化され、普及してきたわけである。さらに重要なことは、臨床現場での臨床技術の発展に伴って生じる装置側への要求にマッチしていくことが新規アプリケーションの成功への鍵であるといえる。

これを考えると、従来からアイデアはあるが、装置側に実現する能力がなかったもの、または装置化はしたが挫折してしまったアプリケーションが、FPD という優れたセンサの出現によって可能になってきたものがあること、またそれを最新のデジタルハードウェア技術、ソフトウェア技術によってブラッシュアップし、これを臨床現場に紹介して、臨床的意義を再度問うことが新規アプリケーションを開発する側のひとつの姿勢ではないかと思われる。

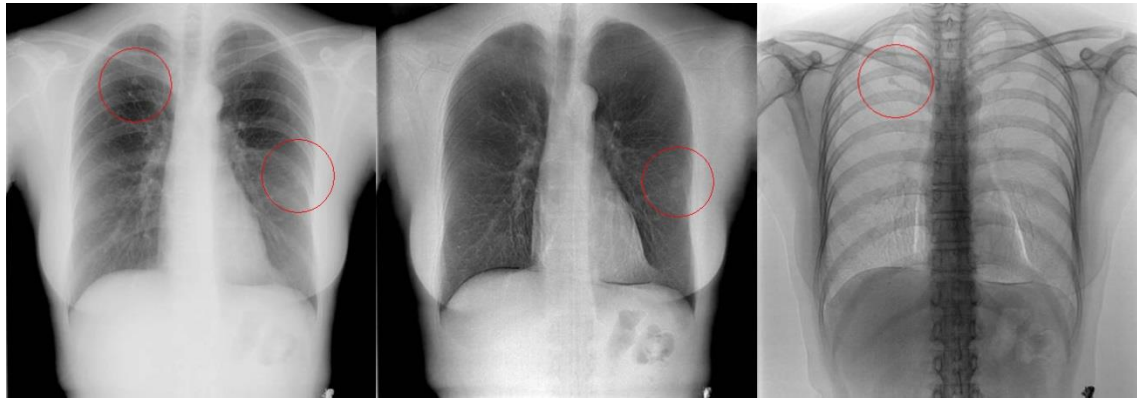
II.3. 新規アプリケーションの開発

II.3.A. エネルギーサブトラクション

エネルギーサブトラクションには 1 回撮影方式と 2 回撮影方式があり、過去一定の研究開発が試みられてきた。1 回撮影方式は薄い銅板等のフィルタをはさんだ 2 層構造の X 線センサを用いるもので、1 回の X 線ばく射で撮影するため心拍によるアーチファクトは生じないが、エネルギー分離度の面で画質の確保に問題があった。2 回撮影方式は 1 つのセンサで高圧撮影と低圧撮影を 2 回に分けて撮影するもので、撮影間に時間差があり心拍によるアーチファクトが生じやすいという欠点はあるが、画質の確保に有利な手法である。2 回撮影方式は高速連続撮影機能が必要なため、従来それが可能な I.I.-DR で試みられてきたが、主な対象となる胸部に要求される広い視野、広いダイナミックレンジ、高い空間分解能などの諸性能を満足できず、FPD の出現によって初めて実用化の目処が立ったのである。

図 5 にエネルギーサブトラクションの臨床例を示す。前述の 2 回撮影方式で高圧撮影と低圧撮影を撮影後、Log-Subtraction 法により骨像と軟部組織像を抽出したものである。従来的一般撮影に相当する高圧撮影と軟部組織像、骨像の比較を示す。結節陰影等の病変の見え方が軟部組織像のほうが優れており、エネルギーサブトラクションにより精度よく診断を支援できるといえる。

軟部組織像は骨などの障害陰影を除去するので、より胸部 CAD との結合に有利ではないかと考える。高圧 X 線パルス、低圧 X 線パルスを連続的に交互に発生させることによって動的なエネルギーサブトラクション、エネルギーサブトラクショントモシンセシスも可能である。



(a) 高圧画像(140kV)

(b) 軟部組織像

(c) 骨像

図 5 エネルギーサブトラクション像 (参考文献 12 から引用)

- ・軟部組織像：高圧画像では見えない腫瘍陰影が観察できる。
- ・骨像：高圧画像で見られる陰影が骨片であることが分かる。

現状のエネルギーサブトラクションの課題は、2回撮影方式のため通常の一般撮影に比べて、若干被ばく線量が多いことが上げられる。サブトラクション処理により低コントラスト物体の抽出を行うため、X線ノイズによる画像の粒状性が粗くなるのを防ぐため、現状では一定以上のX線量が必要であるからである。被ばくを下げるには画像の鮮鋭度を確保しつつ粒状性を改善することが重要である。

II.3.B. スロットラジオグラフィ

スロットラジオグラフィの撮像の原理を図 6 に示す。FPD と X線管の対向した位置関係を保持したまま、下方へ映像系を全体的にスライドさせながら連続撮影する。画像はスリット部分のみを収集して、映像系移動速度から算出された画像間の移動距離分、画像メモリー上でシフトしながら画像結合処理を行なっていくわけである。スロットラジオグラフィによる長尺撮影は、従来の長尺カセットを使った撮影より、より平行光に近いX線ビームで撮影できるので、画像歪が少なくより正確な計測が行なえる。またスロット状のファンビームによる撮影のために、散乱線が少なく、コントラストの高い画像が得られる利点がある。

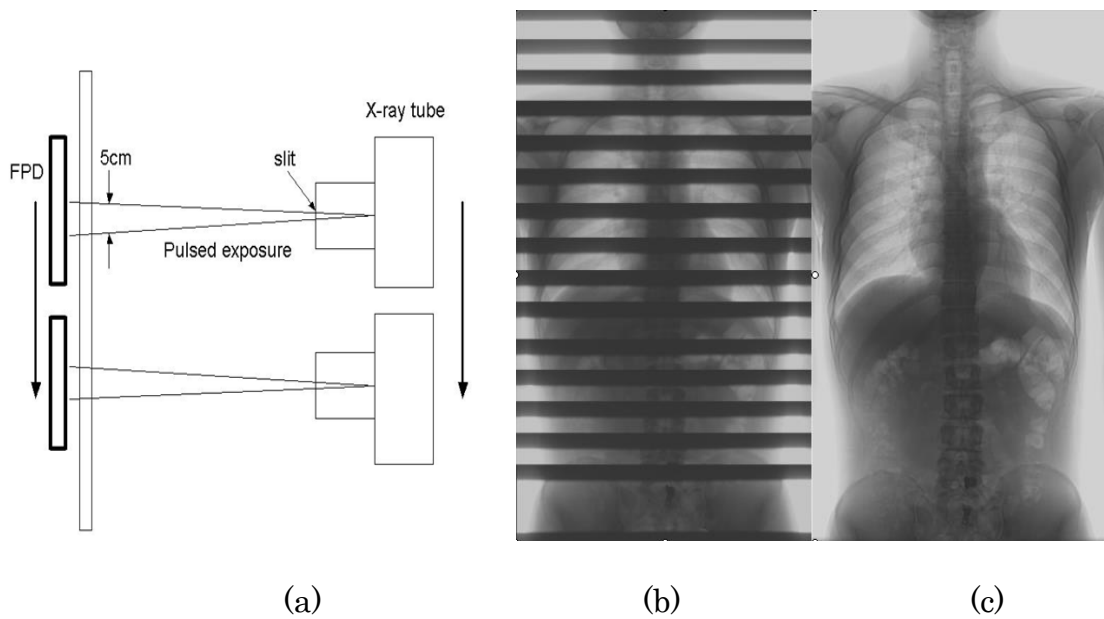


図 6 スロットラジオグラフィによる長尺画像（参考文献 12 から引用）

- (a) 撮影原理図（X線管、FPD を同時に移動し連続撮影する）
- (b) 連続撮影画像（短冊状の画像の連続撮影、黒い部分は重複部）
- (c) 合成画像



(a) DR 圧縮なし (b) DR 圧縮（弱） (c) DR 圧縮（強）

図 7 スロットラジオグラフィによる脊柱側湾症例（参考文献 12 から引用）

図 7 は全脊柱の臨床例である。対象となる脊柱側湾症の患者は殆どが子供や若い女性である。従来のフィルムシステムではフィルム感度の制限から、撮影線量は一定の線量以下には下げられなかった。FPD は高感度であるから、被ばく線量の低減には非常に有効であるといえる。

スロットラジオグラフィは散乱線が少ないため、X線グリッドを用いない、いわゆるグリッドレスシステムの構築が可能である。X線グリッドを除くと一次線が増加する分、これも被ばくの低減にもつながる。

II.3.C. デジタルトモシンセシス

従来のフィルム、CR による断層撮影は一回のスキャンで 1 断面の画像しか取れず、いわゆる流れ像と呼ばれる障害陰影が生じて見づらい画像であった。デジタルトモシンセシスは一回のスキャンで多くの異なった断層面を再構成するもので、また画像処理により障害陰影のない画像を提供する撮影法である。

トモシンセシスの再構成処理には、過去、シフト加算と呼ばれる手法が一般的に用いられてきた。X線入射角度を変えながら撮影された一連の画像に対し、それぞれの画像を走査方向に適量シフトし、結果を重ね合わせることで特定裁断面に焦点をあわせた断層像が得られ、画像ごとのシフト量を調整することで、任意に裁断面を変更できた。この従来の再構成法に対して、筆者らは、断層撮影とコーンビーム CT との類似性に注目し、直線軌道断層撮影が、コーンビームの CT 走査の一部であるととらえ、CT 再構成の代表的手法であるフィルタ逆投影法 (Filtered Back Projection 法 : FBP 法) を拡張した再構成手法を導入した。コーンビーム CT と比較した場合、直線軌道断層走査では、理想的な一周分のデータを得ることができず、断層像上のアーチファクト (障害陰影) となって現れることになる。従来は断層像へのフィルタリング処理によって障害陰影の低減を行っていたが、現在の手法では再構成関数の投影角度による調整により障害陰影の低減を行なっている。

II.3.C.a. フィルム断層

X線CTが出現する以前、断層像はX線フィルムによるX線断層装置によってとられていた。X線管とX線フィルムを反対方向に移動させながら、連続X線を発生させ、X線フィルムには、求める断面以外はぼかすことで、断層像が得られた。図8にその概要を示す。X線管とX線フィルムは○印で示す物体を中心に移動して撮影することによって、X線フィルム上では○印の撮影位置は固定される。また離れた場所に存在する△印の物体はX線フィルム上にぼけて撮影されるのがこの原理である。気管支、腎臓、胆のうなどの診断に用いられてきたが、異なった断層面をとるためには患者テーブルを上下させて、再度X線撮影を行うため、患者被ばくが多く、検査時間も長くなるという欠点があった。また画像自体もボケの方向が走査方向に直線状にのびる、いわゆる流れ像というアーチファクト生じ、優れた画質ではなかった。

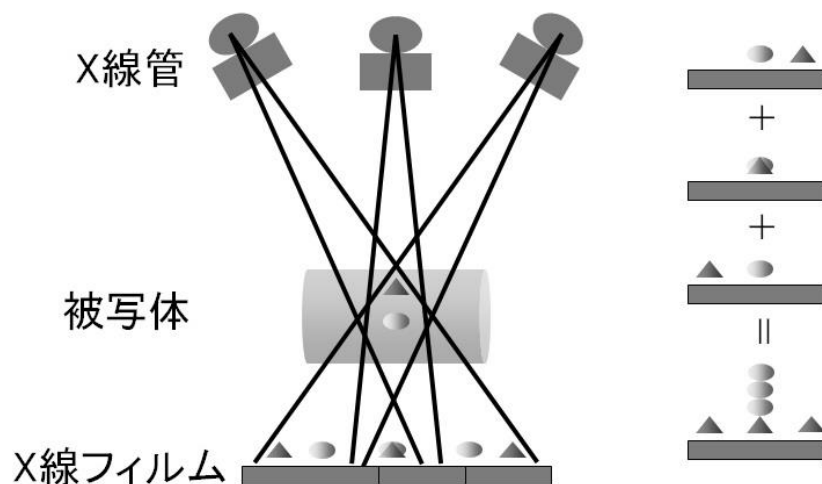


図8 X線フィルムによる断層撮影

X線はパルス状ではなく連続X線で走査される。直線軌道の中心の物体（図中○印）のコントラストが強まり、他の断面の物体（図中△印）はボケてX線フィルム上に投影される。

II.3.C.b. シフト加算法による画像再構成

デジタルトモシンセシスはI.I.-DRシステムを使って開発が始まった。X線管・画像センサを駆動しながら、X線をパルス状でばく射しながら多数の連続画像を得て、

これらの連続 X 線画像から任意の高さの断面を再構成するものである。画像再構成はシフト加算法が当初用いられた。

シフト加算法は、図 9 に示すように再構成したい断面の物体が重なるように、各画像を撮影角度に応じてシフトして加算していく方法である。この方法によって任意の高さの断層像が得られるようになった。上述のアーチファクト(流れ像)は、走査方向に低周波カットを行うフィルタ処理でかなりの低減がみられた。

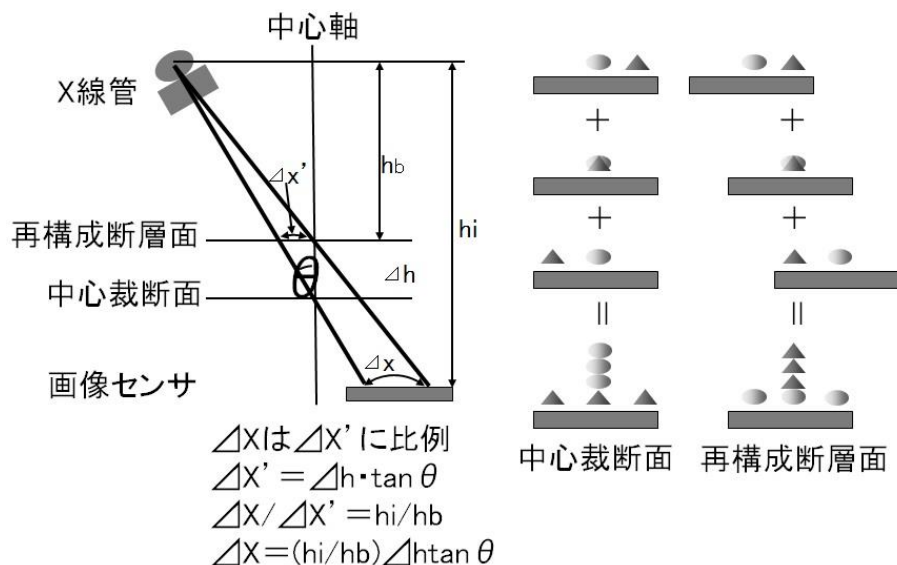


図 9 シフト加算法による画像再構成

複数の投影画像をシフトしながら加算すると、求める断面の信号が強調された画像が得られる。

シフトの量を変えることによって任意の高さの断層像が得られる。

しかしながら、I.I.は X 線を受光する面が凸面構造をしており、これが原因の画像ひずみ(糸巻き状ひずみ)をもつ。従って、ひずみの少ない I.I.の中心部分だけしか使用できず、FPD (flat panel detector) の出現までこれ以上の発展はなし得なかった。

II.3.C.c. FBP 法による画像再構成

直線軌道走査では、X 線管、画像センサは直線運動をするが、画像変換を行うことで X 線 CT と同様な円軌道の走査としてとらえることができる (図 10)。

投影切断面定理から、各角度の投影画像のフーリエ変換は、周波数空間では、その角度における物体の全周波数分布の断面に相当する。トモシンセシスでは撮影角度が数 10° に限定されているため、周波数空間では図 10(b)の灰色の部分だけにデータが存在し、それ以外の領域ではデータが欠損している。

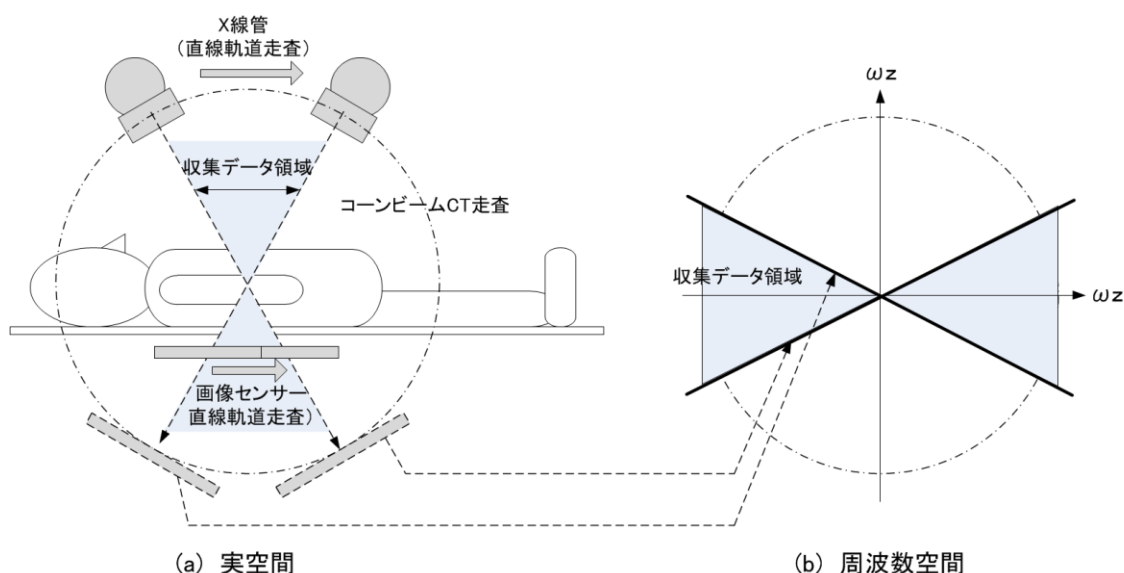


図 10 投影画像のフーリエ変換データの分布

投影データのフーリエ変換は、周波数空間での投影角度での切断面のデータに等しい。限定された角度内の投影データしか無いトモシンセシスでは、周波数空間では投影角度内の限定された領域内（図(b)中灰色部分）のみにデータが存在する。

FBP 法では、周波数空間（図 10(b)）の各角度の断面データにフィルタ処理を行い、逆フーリエ変換を行った後、実空間に逆投影して、画像を再構成する。このフィルタ処理のフィルタの形状によって、トモシンセシス画像の画質を変えることができる。

フィルタ処理は、以下のように 3 次元周波数空間で表される。図 11 はそのディメンジョンを示す。

$$FM(\omega_x, \omega_y, \omega_z) = F(\omega_x, \omega_y, \omega_z) \cdot M(\omega_x, \omega_y, \omega_z) \quad (1)$$

$FM(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ はフィルタ処理後、 $F(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ はフィルタ前の周波数空間データ、

$M(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ はフィルタ関数である。フィルタ関数 $M(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ は3つの成分によって、以下のように構成される

$$M(\omega_x, \omega_y, \omega_z) = M_{depth}(\omega_z) \cdot M_r(\omega_r) \cdot M_\omega(\omega_R) \quad (2)$$

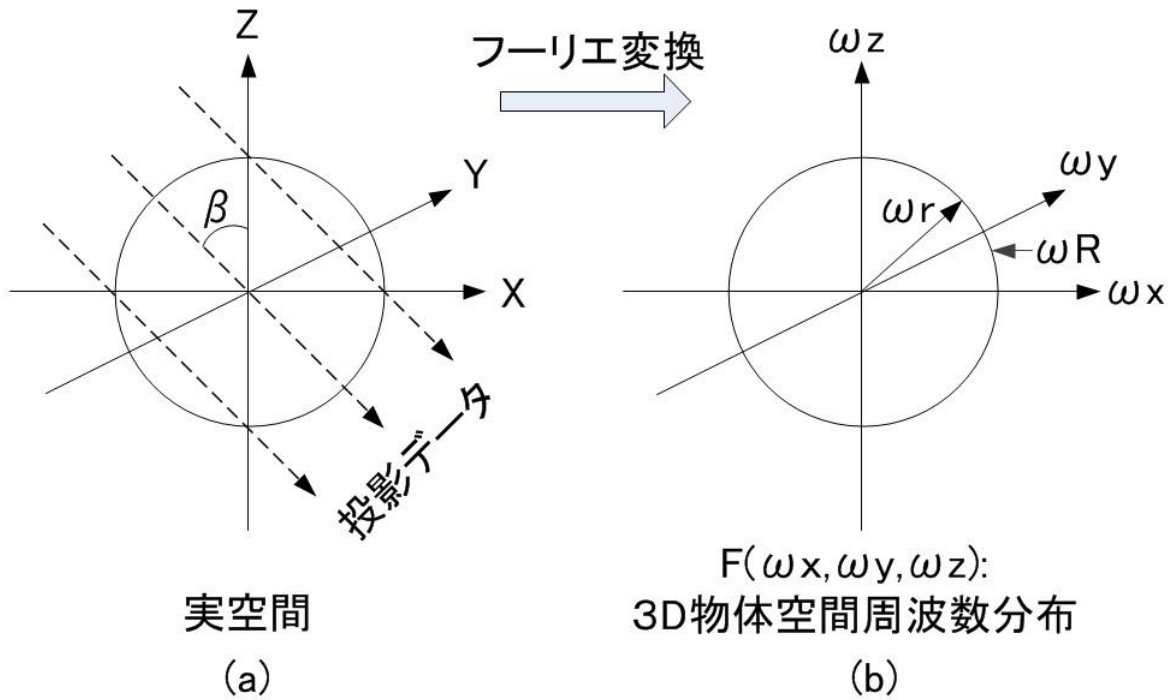


図 11 実空間と周波数空間のディメンジョン

ω_z は断層高さ方向、 ω_r は投影データ方向（投影角度と垂直方法）、 ω_R は中心から周辺方向を示す。

各成分 $M_{depth}(\omega_z)$ 、 $M_r(\omega_r)$ 、および $M_\omega(\omega_R)$ は(3)式のように表される。

$$M_{depth}(\omega_z) = \exp\left(-0.693 \cdot \left(\frac{\omega_z}{CFD}\right)^2\right) \quad (3)$$

$$M_r(\omega_r) = 1 \quad : \quad \omega_r < \left(CFR - \frac{WFR}{2}\right) \text{ のとき} \quad (4)$$

$$M_r(\omega_r) = \frac{1 - \sin(\omega_r - CFR)\pi/WFR}{2} \quad : \quad \left(CFR - \frac{WFR}{2}\right) < \omega_r < \left(CFR + \frac{WFR}{2}\right) \text{ のとき} \quad (5)$$

$$M_r(\omega_r) = 0 \quad : \quad \omega_r > \left(CFR + \frac{WFR}{2}\right) \text{ のとき} \quad (6)$$

$$M_\omega(\omega_R) = |\omega|, \quad \omega = \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2} \quad (7)$$

この中で、 $M_{depth}(\omega_z)$ は(4)式のように ω_z 方向の関数で、ガウシアン分布で表されローパスフィルタの性質をもつ。その形状を図 12(a)に示す。CFD はガウシアン分布を半値にするパラメータで、CFD の値を変えることで ω_z 方向の帯域を制限する。

$M_r(\omega_r)$ は(4)式、(5)式、(6)式で表され、投影データ方向（投影角度と垂直方向）である ω_r 方向に変化する図 12(b)に示す形状のフィルタである。CFR はカットオフ周波数、WFR はフィルタ強度が減衰していく幅を表す。このフィルタは実空間での画像の高周波数成分を制限する機能を有する。

$M_\omega(\omega_R)$ は中心から円周方向に変化する関数で(7)式で表される。

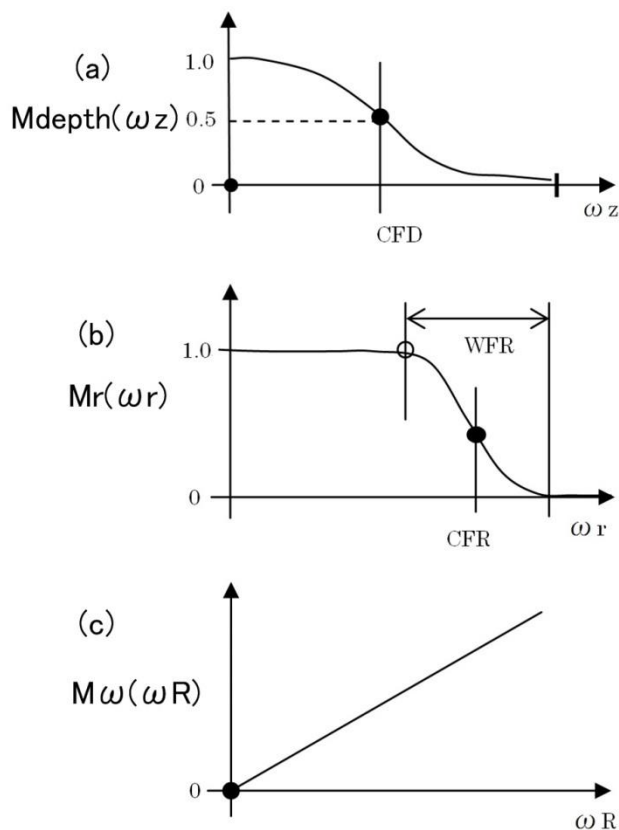


図 12 フィルタ関数の構成

最終フィルタ関数 $M(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ は(a)~(b)の乗算で構成される。

画像再構成は(8)式に従い、フィルタ処理後の $FM(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ を3次元フーリエ変換して行われる。

$$fm(x, y, z) = \frac{1}{8} \pi^3 \iiint FM(\omega_x, \omega_y, \omega_z) \cdot \exp(j(\omega_x x + \omega_y y + \omega_z z)) d\omega_x d\omega_y d\omega_z \quad (8)$$

$M_{depth}(\omega_z)$ は、図 13 に示すように周波数空間では ω_z 方向の帯域を制限する機能を有する。 ω_z 方向は、実空間の z 方向の情報を含む。帯域制限することは、角度のある撮影方向からの高周波成分の情報が制限され、結果として断層厚さは厚くなっていく。

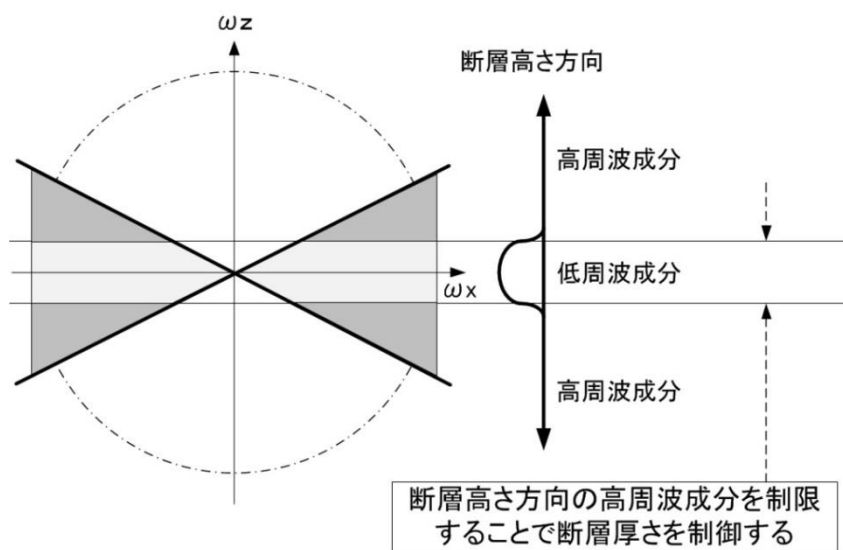


図 13 関数 $M_{depth}(\omega_z)$ の幅による断層厚さの制御

関数 $M_{depth}(\omega_z)$ の幅を変えることで断層厚さを変えることができる。例えばその幅を小さくすれば周辺角度の高周波成分が制限され、断層厚さが厚くなる。

図 14 に示すように、断層厚さを薄くするため $M_{depth}(\omega_z)$ による帯域制限幅を広げれば、フィルタ関数は図 14(a) のように ω_x 軸に沿った減衰は遅くなる。また、断層厚さを厚くするため $M_{depth}(\omega_z)$ による帯域制限幅を狭めれば、フィルタ関数は図 14(a) のように ω_x 軸に沿った減衰は速くなる。極端な例をあげると、帯域制限を非常に強めれば、周波数空間の残るデータは ω_x 上だけになり、これをフーリエ変換したものの投影角度 0° の一般撮影に相当する画像になる。

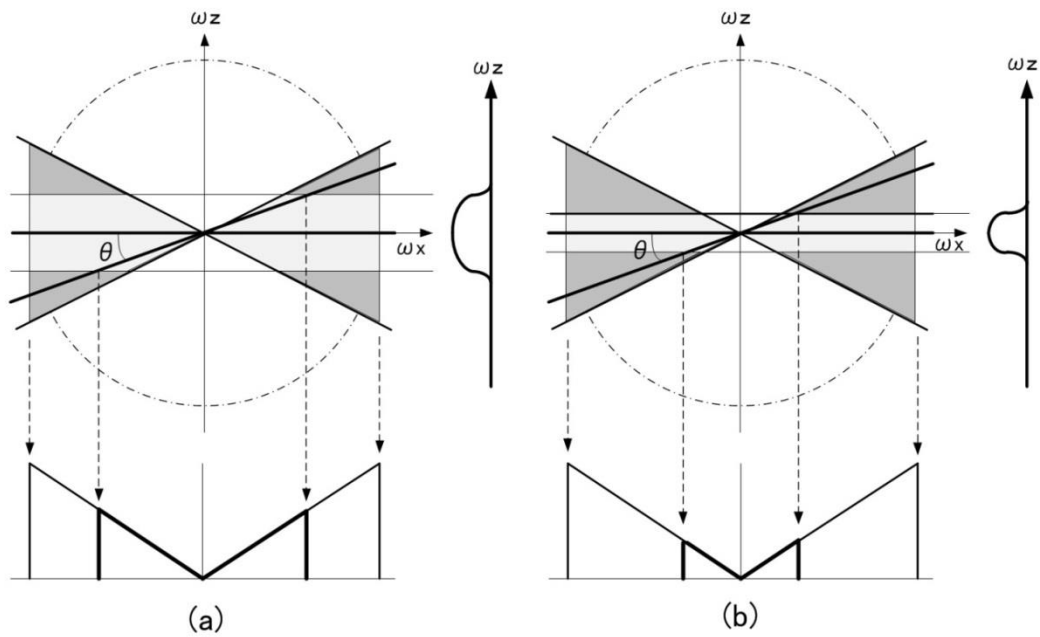


図 14 関数 $M_{depth}(\omega_z)$ の幅によるフィルタ関数の変化

関数 $M_{depth}(\omega_z)$ の幅を変えると最終的なフィルタ関数 $M(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ は変化する。

実際には 3 次元フーリエ変換の代わりに、各投影データのフーリエ変換に角度に応じたフィルタ関数を乗じた後フーリエ変換し、実空間に逆投影する方法をとる。フィルタ関数は(3)~(7)式にて変形され、図 15(b)に示すように、投影角度に応じて形状が変化している。

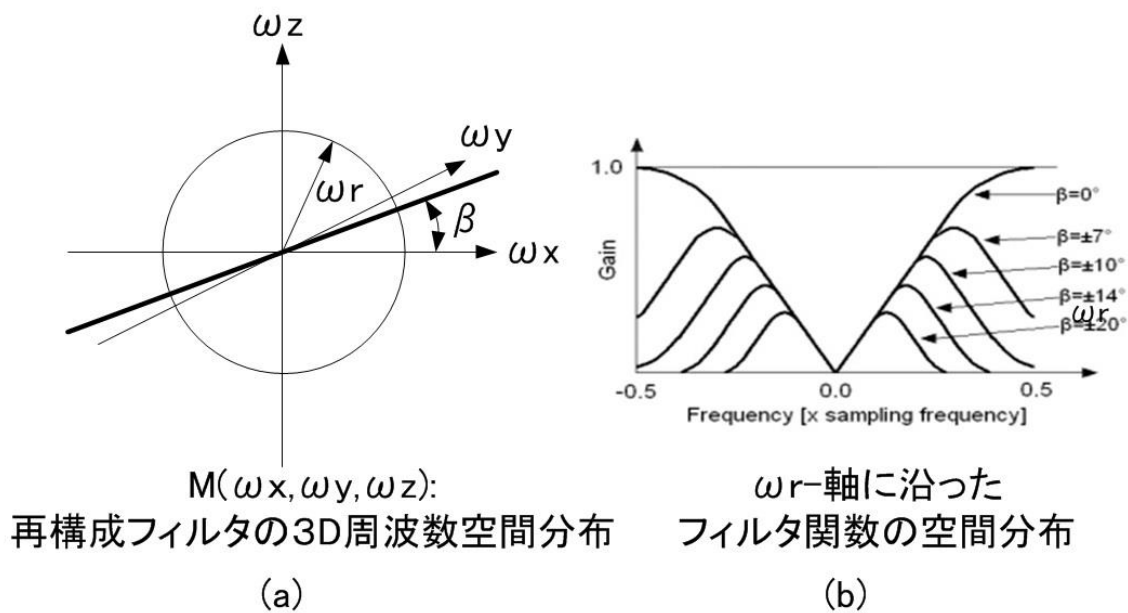


図 15 投影角度とフィルタ関数の実際

投影角度によってフィルタ関数の形状が異なる。投影角度が大きくなると高周波成分がより大きくカットされる。

図 16 にシフト加算法と FBP 法による再構成画像の違いを示す。シフト加算法では一応の断層像は得られているが、注目断面以外の物体によって生じるアーチファクト（流れ像）が残る。FBP 法では環椎、軸椎、内耳が明瞭に観察できる。

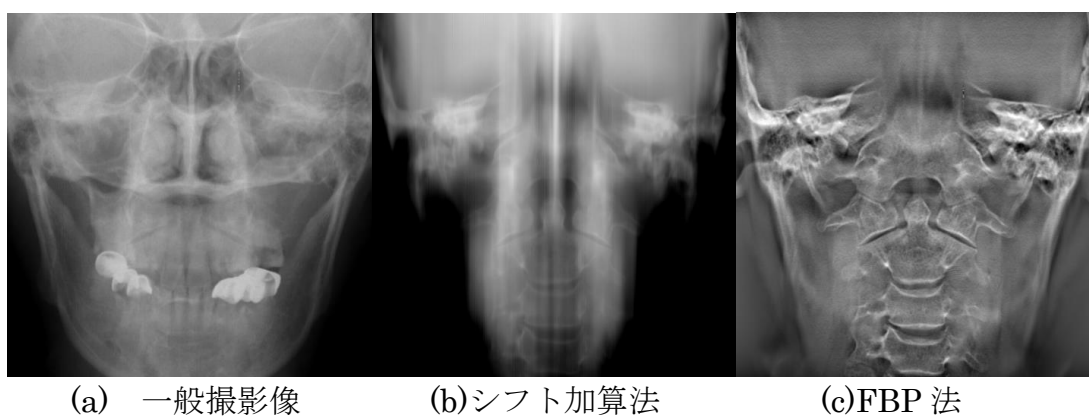
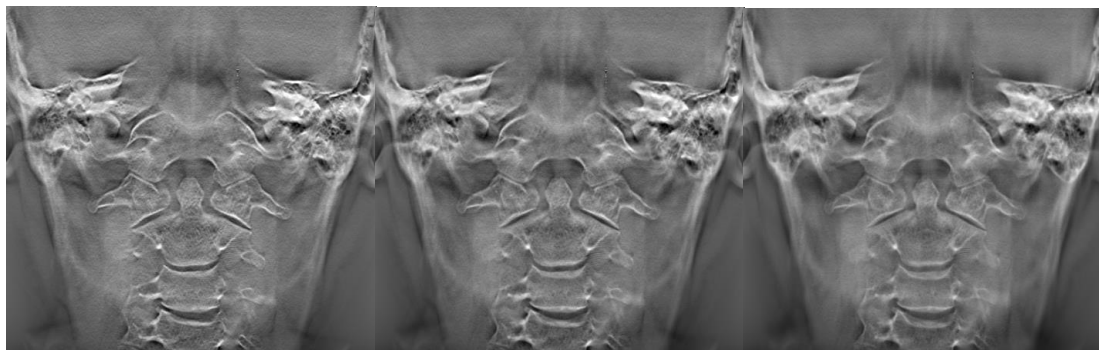


図 16 シフト加算法と FBP 法の違い

(b) 断層厚さは厚く、流れ像が見られる。

(c) 断層厚さが薄く、環椎、軸椎が明瞭に観察できる。

図 17 に、 $M_{depth}(\omega_z)$ の制御による断層厚さの変化を示す。断層厚さが薄いと関心部位がより明瞭に見えるが、画像作成に寄与する投影画像の総量が減るため画像ノイズが増加する。逆に断層厚さが厚いと、鮮明さが欠けていくが粒状性は向上する。FBP法では撮影部位に応じて、断層厚さを変えるのが常である。



(a) 断層厚さ：薄い (b) 断層厚さ：中 (c) 断層厚さ：厚い

図 17 断層厚さによる画質の違い

- (1) 断層厚さは薄いですが、画像がノイジーである。
- (2) 断層厚さは厚いが、画像はなめらかである。

図 18 は立位断層の例である。荷重負荷状態での膝関節にトモシンセシスを適用した例である。断層振り角度 40 度、X 線管電圧 60kV にて 67 フレームの投影像をもとに、断層高さ 14 cm から 2 cm までの範囲について 2mm ピッチで断面像を再構成した画像の一部である。左膝関節腔の狭小化の様子が観察できる。立位で加重負荷のかかった状態で立体的把握ができるモダリティは他にはない。

図 19 は小児の胸部のトモシンセシスの例である。気管支の描出がきれいに行なわれているのが分かる。トモシンセシスは原理上、画像を積分するのと同じ効果があるので、各投影像が線量の十分にある SN の良い画像である必要はない。従って撮影の総 X 線量は少なく、現在で標準被写体で 1mGy 以下での撮影が可能である。一般に CT 検診で 3mGy、CT 精検で 10mGy であるから CT よりははるかに少なく、肺がん

検診への可能性も十分あると考える。

図 20 は整形分野でのトモシンセシスの例である。骨折の例であるが、細い骨折線が明瞭に見える。一般撮影では方向合わせが必要で位置決めにかかる時間が要するが、トモシンセシスは、正確な位置決めが不要であるのでワークフロー改善に貢献するといえる。トモシンセシスを発売以来、胸部、胆嚢造影、骨折・関節炎などの整形分野に多用されてきたが、近年、他の部位にもその応用が広まってきた。図 21 は消化管検査（注腸検査）、図 22 はアキレス腱の検査例である。アキレス腱の像ではトモシンセシスは軟部組織の描出にも優れており、体組成の分析にも可能性がある。



図 18 膝関節のトモシンセシス画像（立位）（参考文献 12 から引用）



図 19 小児胸部のトモシンセシス画像
（参考文献 12 から引用）



図 20 骨折例のトモシンセシス画像
（参考文献 12 から引用）

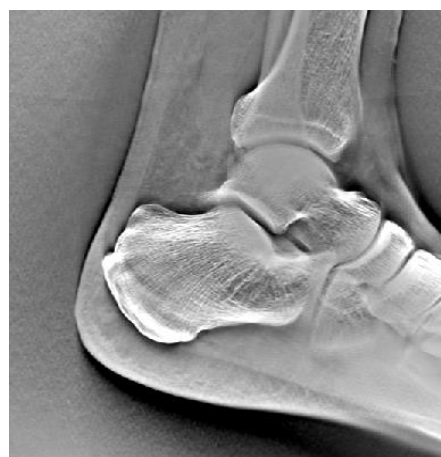
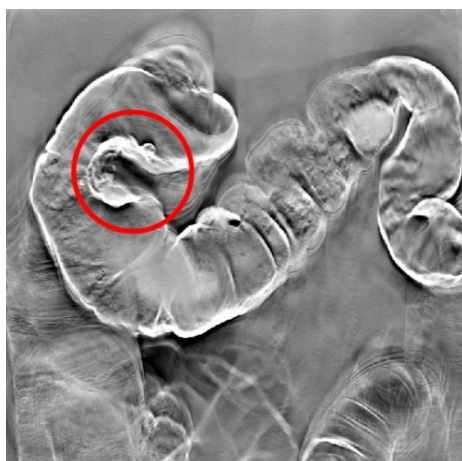


図 21 注腸検査でのトモシンセシス画像 (参考文献 12 から引用)

図 22 アキレス腱のトモシンセシス画像 (参考文献 12 から引用)

胸部領域でのトモシンセシスは、大視野 FPD のメリットや、立位でも撮影できる X 線 TV システムの利便性を有効利用したアプリケーションといえる。図 23 に胸部の単純撮影画像とトモシンセシス画像の例を示す。トモシンセシスでは病変部が明瞭に描出されている。胸部トモシンセシスでは、単純撮影では描出が困難な微小な腫瘍を検出する能力があり、また CT に比べて被ばくが少ないため、胸部検診への応用に可能性がある。

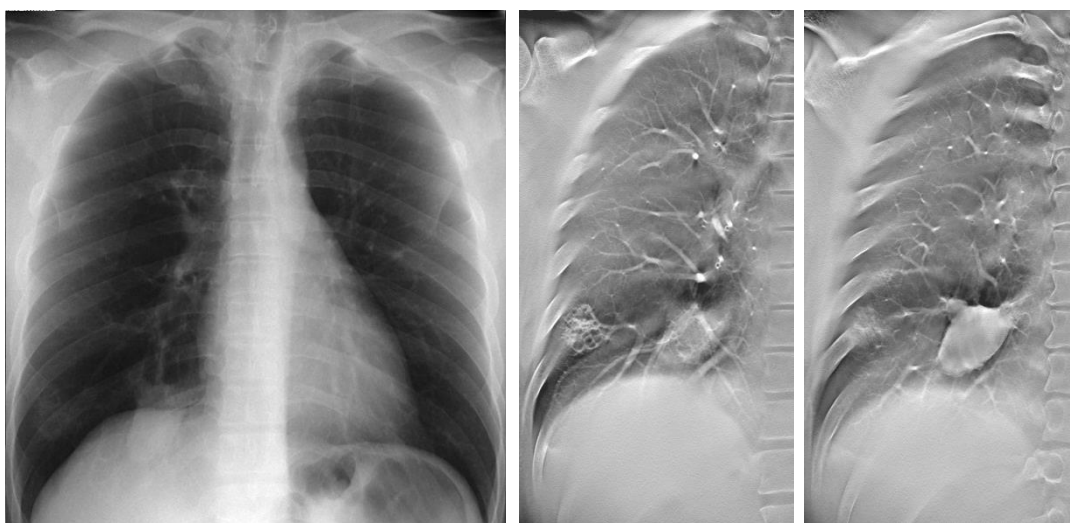


図 23 胸部単純撮影画像 (左) とトモシンセシス画像 (中、右)

(参考文献 13 から引用)

トモシンセシスの特長は以下の3点が挙げられる。

1) 1回の撮影動作で任意高さの断層像を作成可能

従来のフィルムによる断層撮影では、高さの異なる画像を作成するために、何度も撮影動作を繰り返す必要があった。よって撮影時間と被ばく量は撮影枚数に比例して増えることになるが、トモシンセシスでは1回5秒程度の撮影で任意高さの画像を作成可能であり、また、取り込んだデータから、ピッチやフィルタを変えた画像を再構成しなおすことも可能となっている。

2) 被検者が自由な体位で撮影可能

患者テーブル角度を自由に変えることができるため、臥位だけでなく立位で生活負荷がかかった状態での断層画像を得ることができる。また、テーブル上やテーブルまわりで体位の自由度が高いため、CTやMRIでは困難な片肘だけ、片膝だけといった部位の撮影が可能である。図24にギプスを付けた状態での肘のトモシンセシス画像と、同部位の単純撮影画像を示す。単純撮影ではわかりにくい骨折部をトモシンセシスで明瞭に描出している。



(a) 単純撮影画像

(b) トモシンセシス画像

図24 ギプスを付けた肘の画像 (参考文献13から引用)

3) 金属によるアーチファクトが少ない

CT に比べて金属からの影響が少ないため、CT では金属によるアーチファクトが多く発生する部位でも、観察が可能である。整形領域で金属プレートなどの治療後の経過観察が可能である。MRI も金属は禁忌であり、これはトモシンセシスの有利な点である。

FBP 法は流れ像の低減には有効であるが、流れ像の低減のための空間フィルタは、エッジを強調するという効果があるため、金属のような高コントラスト物体の辺縁では画素値が沈み込んでしまう、いわゆるアンダーシュートと呼ばれるアーチファクトが生じる。アーチファクトが CT、MRI に比較して少ないとは言っても、フィルタ処理の影響が金属の周辺に現れるため、さらに影響を減らすために図 12 および(7)式で示すフィルタ関数 $M\omega(\omega R)$ の 0 周波数成分を、図 25 のように持ち上げたフィルタ処理を検討した。図 26 に現状のフィルタと新しいフィルタによる肘と膝のトモシンセシス画像を示す。

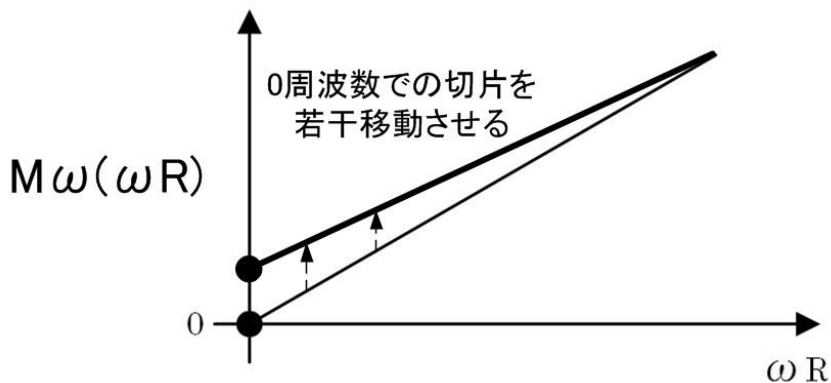
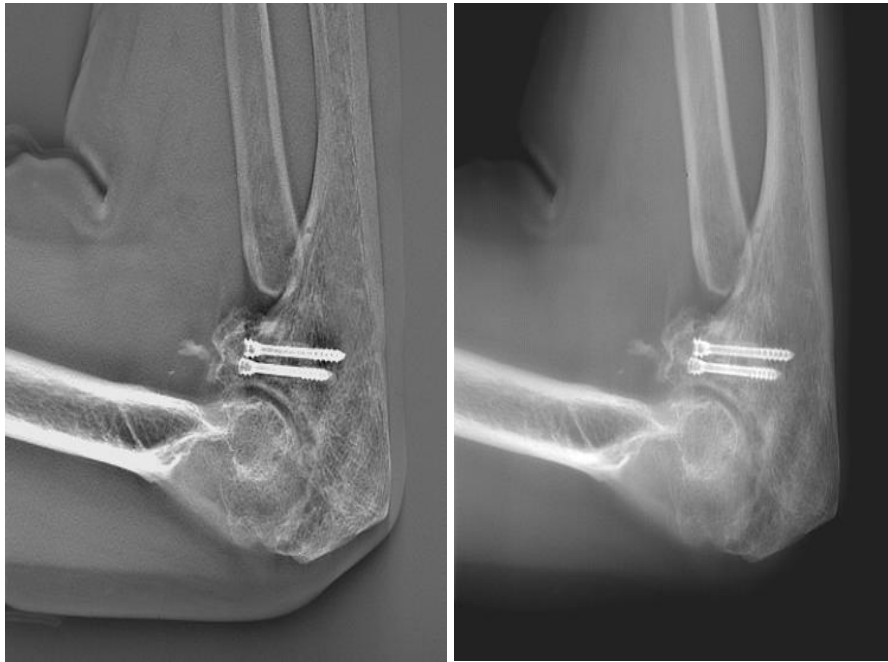


図 25 リングギングアーチファクトの除去方法

図 12 に示す $M\omega(\omega R)$ の 0 周波数成分を持ち上げることでアンダーシュートアーチファクトを低減する。



(a)従来处理

(b) アンダーシュート低減フィルタ

図 26 トモシンセシス画像のフィルタによる違い (参考文献 13 から引用)

II.3.C.d 逐次近似再構成法

逐次近似再構成法は、流れ像とアンダーシュートの問題を同時に解決する方法として期待される。逐次近似再構成法は、核医学分野で PET (positron emission tomography)、SPECT (single photon emission computed tomography) 画像の再構成手法として研究された。近年でも CT 装置での FBP 法に代わる新しい再構成法としても注目され、低線量 CT に利用されている。FBP 法が一回の計算で断層画像を作り出すのに対し、逐次近似法では断層面を計算する過程で、順投影画像と撮影画像を比較して修正することを繰り返す。そして徐々に近似を高めていき、十分な精度が出たところで計算を打ち切って最終的な結果を得るという手法である。従って、逐次近似法は FBP 法に比較して非常に多くの計算量が必要だが、CT 装置に搭載できるようになったのは近年の計算機の能力の向上のおかげである。

逐次近似再構成法では、投影像に対してフィルタ処理を行わない。そのため FBP 法では問題になっていたフィルタ処理に起因するアンダーシュートが基本的に発生しない。金属部のアンダーシュートの抑制が達成され、金属部の辺縁の画像の観察を

可能にする。金属が体内に存在する場合、MRI、CT で観察困難な部位でもより一層の運用の可能性が期待される。

II.3.D. コーンビーム CT

コーンビーム CT は血管造影装置において、センサである FPD の広い視野、広いダイナミックレンジという特徴をいかしてコーン状 X 線ビームで撮影し、従来の CT 装置と同様な画像を得ようとするものである。血管系領域の IVR において、近年肝炎ウィルスの蔓延に伴って肝細胞癌患者数が増加している。その治療方法の一つとして、腫瘍に栄養を供給している血管を塞栓する TAE（経皮的肝動脈塞栓術）と呼ばれる手法があるが、これを施行する上では肝臓内の腫瘍の正確な位置と数を知ることが非常に重要である。しかしながら一般的に血管造影装置は CT に比べて低コントラスト分解能が低いため、比較的小さく（5-10mm）淡い濃染の腫瘍を見逃す恐れがある。したがって血管造影下に CTA（肝動脈 CT Angio）、CTAP（門脈造影 CT Angio）を行なうことは、治療を行なう前段階の検査として不可欠な方法になっている。さらに抗がん剤の動注療法を目的にしたリザーバ留置（定期的な抗がん剤注入口とがん細胞までのチューブの埋め込み術）例では、肝への灌流領域を確認するリザーバ CTA も DSA 後に引き続き施行する頻度が増加している。このような例に見られるように血管造影システムと CT を組合せ、同室にて使用することは IVR の当然の要求である。従来この要求に従い、血管造影システムと CT を組合わせたいわゆる IVR-CT システムが導入されてきたが、これには次のような問題点があった。

- 1) 設置面積が大きい。
- 2) システム価格が高い。
- 3) 清潔区域での使用のため CT を通常の CT 検査に使用できない。そのため稼働率が低くなり、ランニングコストも高く採算性が悪い。

これらの問題点を解決するため我々は、CT の機能を兼ね備えた血管システム、つまりコーンビーム CT システムを開発した。このシステムで現状の CT と同等の画質を

得るためには、ダイナミックレンジ、散乱線除去、サンプリングレートなど技術的課題が多いが、IVR に特化した画質を実現できれば、従来の IVR-CT の機能を十分果たすことができると考える。図 27 は肝腫瘍とその栄養血管の臨床例である。視野は 9 インチで、専用の X 線 CT 装置に比べてコントラスト分解能は劣るが、造影剤が注入された組織の同定は容易であり、IVR には十分応用可能である。

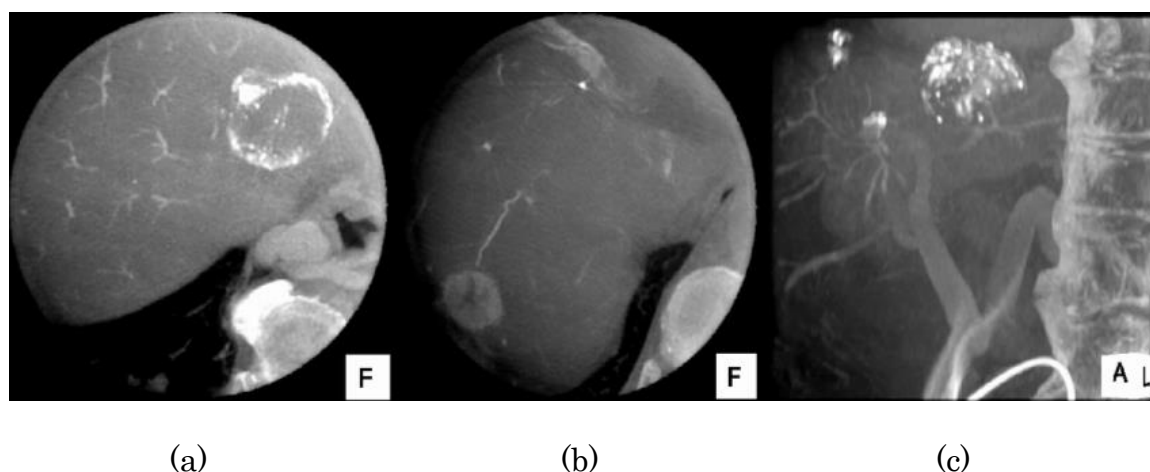


図 27 コーンビーム CT (参考文献 12 から引用)

(a),(b) 肝腫瘍と栄養血管、(c) 門脈 MIP 像

II.3.E. まとめ

冒頭でも述べたように新しい X 線センサ・FPD は X 線診断機器の分野に大きな変革をもたらしたことは紛れもない事実である。その先進性のために FPD 自身の技術に注目されがちだが、実際には FPD はシステムの一部でしかなく、FPD の能力を十分引き出し臨床的な意義を高めていくのはシステム全体である。これらのシステムに関する種々の技術をまとめ上げ、常に今後の大きな可能性を追求し、FPD を中心としたシステムを、画像診断の新しい領域にまで発展させていくことが筆者らの責務と考える。

II.4. 胸部トモシンセシスの画質と線量に関する研究

従来のアナログフィルム時代でも、感度の高い増感紙の開発により被ばく線量が下げられ、撮影時間が短く小焦点 X 線管によるシャープな画像が得られる一方、画像ノイズが増えるということは経験してきた。画質と線量の関係は今のデジタル時代に限らず、以前からある重要な課題である。特に、ダイナミックレンジの広いセンサであるフラットパネルディテクタ（以下 FPD）が普及して以来、この問題がより顕著になってきた。必要最小限の画質と必要最小限の被ばくの関係は、我々が何を見たいか、それがどの程度で見えればいいのかで決まるものである。しかしながら、その指標となる評価基準はいまだ確立していないのも現状である。ここでは、胸部トモシンセシスにおける画質と線量の関係について、視認性の観点から最適撮影線量の評価結果を報告し、加えて、更なる評価基準の策定の必要性についても述べることにする。

肺がんによる死亡率を低下させ、良好な予後を得るためには、がんの早期発見が必要不可欠であり、肺がん検診の果たす役割は大きい。特に最近、米国国立がん研究所（National Cancer Institute, 以下 NCI）は 2010 年 11 月 4 日に、全米肺検診臨床試験（National Lung Screening Trial, 以下 NLST）の初期結果として、低線量 CT と胸部単純 X 線撮影の 2 種類の肺がん検診法で肺がん死亡率を比較した結果、低線量 CT による検診を受けた被験者群の肺がん死亡率が 20% 低下していたことを発表した。この NCI の報告は、あくまでも対象が限定的であり、CT 肺がん検診の一般的有効性を保証するとは言えないが、こうした報告は CT 肺がん検診の普及に、より一層の拍車をかける可能性がある。

一方、近年 FPD が開発されて以来、肺がん検診が行なえる新しいモダリティとしてトモシンセシスが注目されるようになった。胸部単純 X 線撮影よりはるかに診断能が高く、低線量 CT に比べて被ばく線量が少ないという長所があり、肺がん検診への応用について報告がなされつつある。

ただし、トモシンセシスを肺がん検診に応用する場合、対象が健常者であることを考慮すると、検出能と同時により少ない被ばく線量であることも要求される。胸部検診領域は画質と線量の関係について最も厳しい領域であるといえる。

FPD は透視線量から撮影線量まで広い範囲に対応できるように感度切り替えの機能を有する。感度および撮影条件の切り替えによって画質と線量の評価が可能である。筆者らはこれまで国立がん研究センター東病院と、肺がん検診への応用としてトモシンセシスの有用性を検討した。本共同研究では、画質と被ばくの両面から、肺がん検診を対象とした胸部トモシンセシス撮影の最適条件を探るものである²⁾。

II.4.A. 評価実験

II.4.A.a. 撮影条件の設定

肺野部の撮影を考慮し、10cm 厚の亚克力板を被写体として、FPD 感度を変えながら異なる感度で撮影し、それぞれの FPD 出力信号が同レベルになるように mAs 値を調整した。本稿では簡単のため、最も高線量、最も低線量、およびその中間の 3 条件に絞り、低感度から順に Case1、Case2、Case3 と呼ぶことにする。それぞれの X 線条件を表 2 に示す。その他の撮影・収集・再構成条件は表 1 に示すとおりである。

表 1 撮影・収集・再構成条件

項目	内容
撮影管電圧	120kV
解像度	High Resolution mode 収集フレーム数: 74フレーム
マトリクスサイズ	1440x1440 (43x43cm)
断層速度	Slow mode 撮影時間: 5.0秒
断層角度	40°
再構成方法	FBP法 (Filtered Back Projection法) 再構成関数: Thickness++

表 2 撮影条件および実効線量算出結果

撮影条件	kV	mA	msec	mAs	入射エアカーマ(mGy)	実効線量(mSv)
Case1	120	160	3.2	0.51	3.4	1.35
Case2	120	80	1.6	0.13	1.1	0.44
Case3	120	10	1.4	0.014	0.41	0.16

II.4.A.b. 実効線量計算

放射線の影響は確定的影響と確率的影響に区分される。肺がん検診の場合は、確率的影響が主であって、被ばく線量は実効線量によって評価されるべきである。トモシンセシスの実効線量測定についてはすでに報告があるが³⁾、ここでは単純撮影検査などの線量推定に用いる計算ソフトウェア、PCXMC2.0 (A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical X-ray examination) (STUK-Radiation and Nuclear Safety Authority, フィンランド) を用いて、ICRP 勧告 103 に基づいた実効線量の算出を行なった⁴⁾。被写体の身長および体重は日本成人男性標準体型とされる、身長 171 cm, 体重 66 kg とした。欧米人を対象とする場合は、178.6 cm, 73.2 kg (PCXMC 標準体型, ヨーロッパ)⁴⁾, 176.0 cm, 86.3 kg (U.S. Center for Disease Control, アメリカ)⁵⁾の値を用いる必要がある。

トモシンセシス撮影は、検査部位に異なる角度から X 線を複数照射する。そのため、垂直入射時の実測入射エアカーマを基準にして、フレームごとの撮影角度に従い、PCXMC プログラムにて、入射エアカーマ、実効線量を算出した。フレーム毎の実効線量の総和が最終の実効線量となる。この算出方法は過去のトモシンセシスの実効線量計算に関する報告に従った⁵⁾。

II.4.A.c. 模擬腫瘍の視認性評価

視認性評価には、胸部ファントム (LSCT ファントム、京都科学) を使用した。

LSCT ファントムは右肺野部に背景との CT 値差 (Δ CT 値) =100HU、大きさ 12 ~4mm ϕ (2mm ステップ)、左肺野部には Δ CT 値=270HU、大きさ 10~ 2 mm ϕ (2mm ステップ) の模擬腫瘍が配置されたものである²⁾。

視認性評価の対象は、LSCT ファントムの左肺尖および左横隔膜付近の Δ CT 値=270HU、大きさが 6, 8, 10 mm ϕ の模擬腫瘍とした。

肺尖部の結果を図 28 に示す。6, 8, 10 mm ϕ すべての模擬腫瘍は、Case1 で得られた画像と比較し、Case2 では同等の視認性であった。Case3 で得られた画像は粒状性が劣り、特に 6 mm ϕ の模擬腫瘍がノイズに埋もれて、わずかであるが視認性は悪化した。

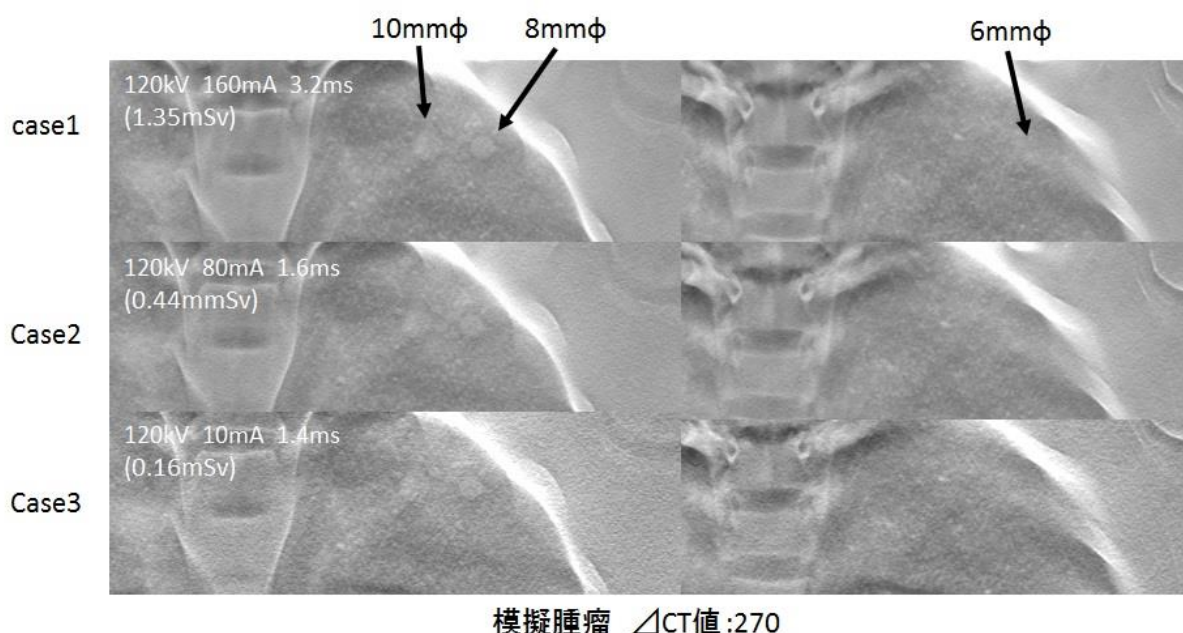


図 28 肺尖部における模擬腫瘍の視認性 (LSCT ファントム) (参考文献 14 から引用)
Case1、Case2 は同等の視認性を示した。Case3 では 6mm の模擬腫瘍の視認性は劣った。

横隔膜付近の結果を図 29 に示す。6, 8, 10 mm ϕ すべての模擬腫瘍においても肺尖部と同様、Case1 と比較し、Case2 では同等の視認性であった。しかし、Case3 で得られた画像では、6, 8 mm ϕ の模擬腫瘍はノイズに埋もれ、認識困難となった。

総じて Case3 は粒状性で劣るが、画像処理によるノイズ低減により、胸部単純 X 線撮影と同等の被ばく線量でのトモシンセシス撮影の可能性も示唆され、更なる被ば

く低減が期待できた。

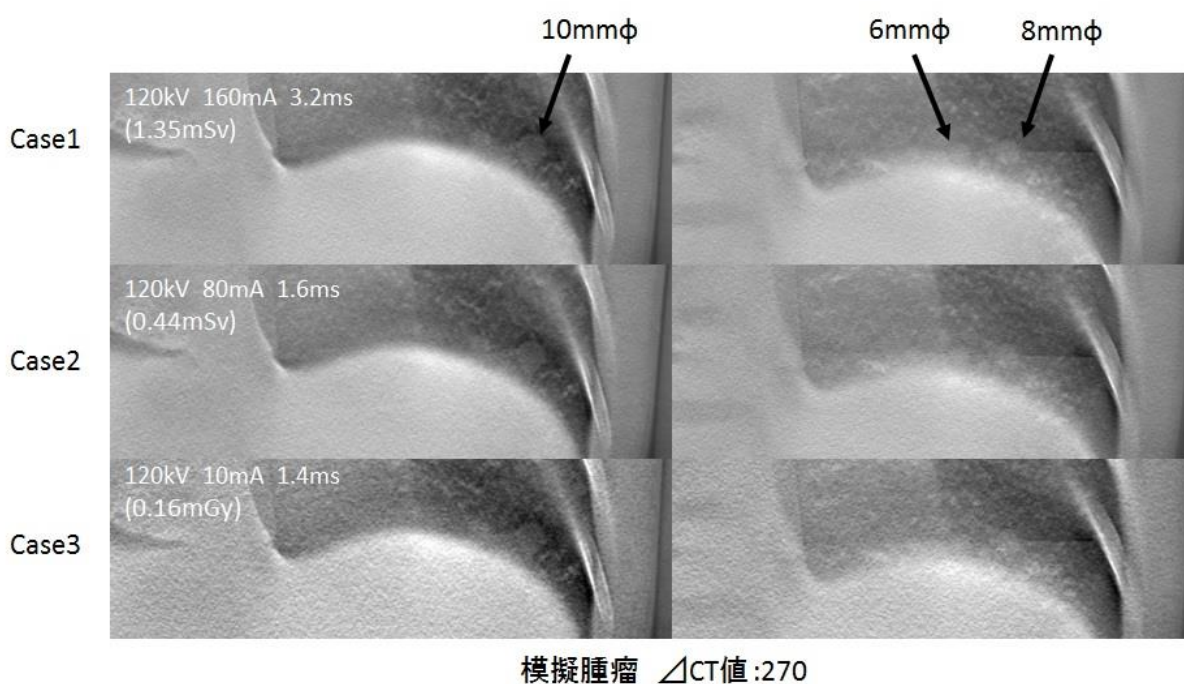


図 29 横隔膜付近における模擬腫瘍の視認性 (LSCT ファントム)

(参考文献 14 から引用)

Case1、Case2 は同等の視認性を示した。Case3 では 6、8mm の模擬腫瘍の視認性は劣った。

II.4.A.d. CNR の算出

バーガーファントムをアクリル板 (4cm 厚および 5cm 厚) の間に配置し、Case1 ~Case3 の条件でトシンセシス撮影を行なった。得られた画像の信号部およびバックグラウンドに ROI を設定し、以下の式より Contrast Noise Ratio (以下 CNR) の算出を行なった。図に示すように穴部の画素値を信号、その周辺を背景 (以下 BG) とし、CNR を以下のように算出した。

$$\text{CNR} = |(\text{信号の平均画素値}) - (\text{BG の平均画素値})| / \text{BG の標準偏差} \quad (9)$$

図 30 に CNR の算出結果を示す。当然のごとく、Case1 で得られた画像の CNR が最も高く、低線量撮影になるに従い、CNR は低下した。

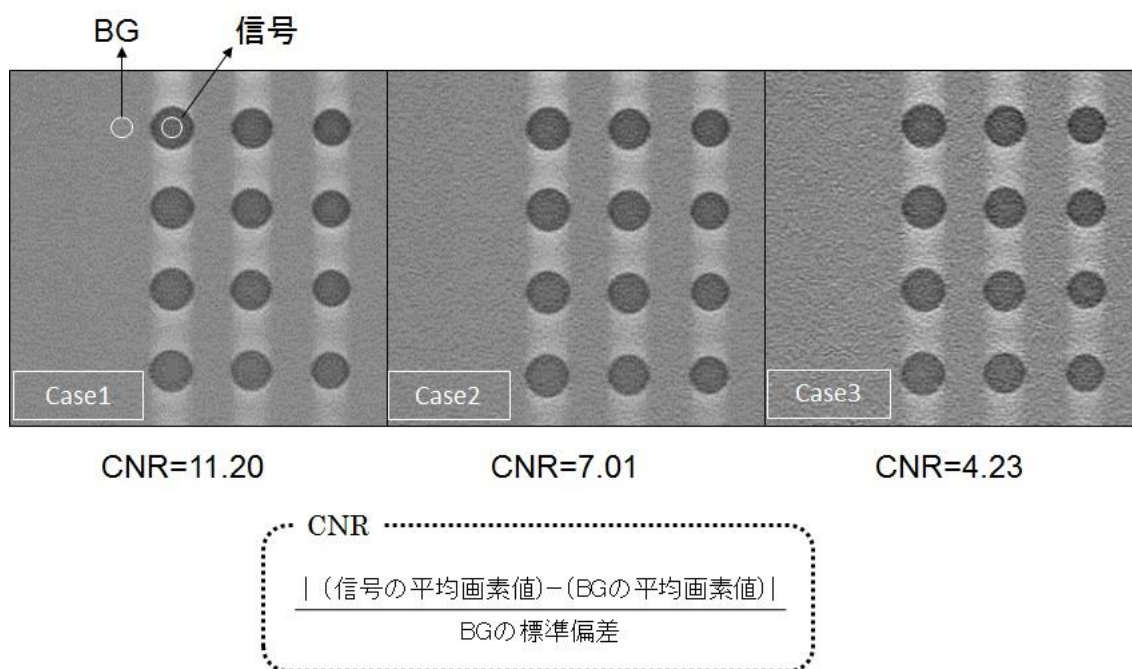


図 30 各撮影条件における CNR 算出結果 (参考文献 14 から引用)

線量の減少に伴って CNR は悪化した。

II.4.B. 物理ファントムによる FOM の評価

Figure of Merit (以下 FOM)は性能指数とも言われ、特定の装置の性能、効率を評価するための計算式、パラメータである。しかし、FOM には決まった定義がなく、各分野で研究者が適宜定義している。X 線画像に対する FOM には従来から良く $(CNR)^2 / dose$ が用いられてきた (dose は線量) ⁶⁾⁻⁹⁾。これに従い今回は、(10)式を用いて FOM の算出を行なった。

$$FOM = \frac{(CNR)^2}{dose} \tag{10}$$

図 30 で示した各線量での CNR について、FOM の算出結果を図 31 に示す。FOM 算出結果は Case1 でノーマライズし相対値で示されている。Case2 が最大値を示し低線量の方が良い値を示した。これは、線量が少なければ電気ノイズの影響が増し、線量が多ければ FPD の構造ノイズ (固定パターン) の影響が増すことが原因と考えられる。

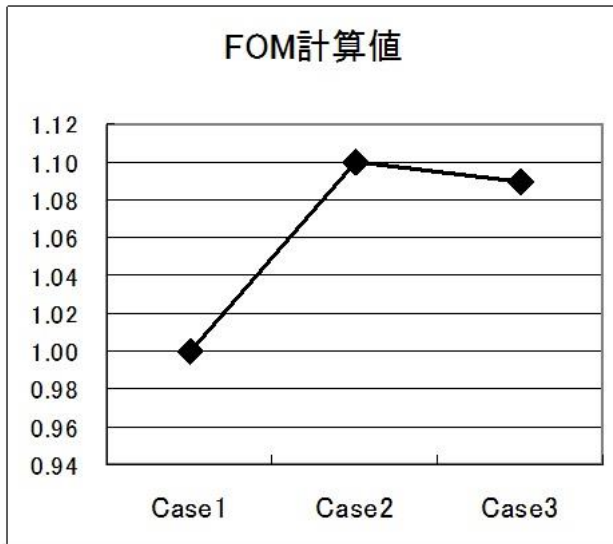


図 31 FOM 計算値

FOM では Case2 が最大値を得た。

II.4.C. 最適撮影条件の決定

LSCT ファントムによる視認性評価、バーガーファントムによる FOM 評価の結果から、最適撮影条件は Case2、Case3 の間のあると考えられた。その他の諸結果も踏まえて、最適撮影条件（1 フレーム当り）を 120kV、25mA、1.6msec とした。この時の実効線量は 0.23mSv で、CR による胸部単純撮影の 2.3 倍に相当する。この条件を今後 Case4 と呼ぶことにする。図 32 に Case1、Case4 で撮影されたボランティア画像を示す。Case 4 では粒状性の悪化は認められるが、十分診断可能な画像と思われる。

この結果に基づき国立がん研究センター東病院では、Case1、Case4 で撮影された 20 名のボランティア画像について、呼吸器内科医 3 名と診療放射線技師 5 名により視覚評価を行なわれた。その結果、Case1 の画像と比べ、Case4 の画像は、高吸収領域の粒状性が若干劣る部分も見られたが、肺野の粒状性は担保されており、また、結節影の視認性もほぼ同じであり、Case4 での撮影でも結節影の存在診断には問題の無いレベルであることが報告されている²⁾。



(a) Case1 :120kV 160mA 3.2ms
実効線量:1.35mSv

(b) Case4 :120kV 25mA 1.6ms
実効線量:0.23mSv

図 32 ボランティア画像での比較 (参考文献 14 から引用)

Case1 に比較して、Case4 では若干の粒状性の劣化がみられたが、十分診断可能な画質と期待された。

II.4.D. 画像処理前後の視認性の評価について

低線量化を実現する場合、画像処理によるノイズ低減処理が必須である。ただ、対象物の視認性を劣化させずに、ノイズ低減を行なうことが重要である。図 33 にボランティア画像によるノイズ低減処理の実施例を示す。図 33(a)は Case4 (0,23mSv)で撮影された。CR による胸部一般撮影の約 2.3 倍の線量である。図 33(b)は CR と同等の線量(0.09mSv)で撮影された画像である (Case5)。Case5 では Case4 に比較して粒状性の劣化がみられた。

図 33(c)は図 33(b)をノイズ低減処理したものである。ノイズ低減処理の結果、画像は滑らかになり、腫瘍陰影など一定の大きさと淡いコントラストを呈する物体には十分な画質であると判断される。細い血管像では視認性の若干の劣化が見られたが、CR による胸部一般撮影と同等の線量で、胸部トモシンセシス撮影が可能であることが示唆された。

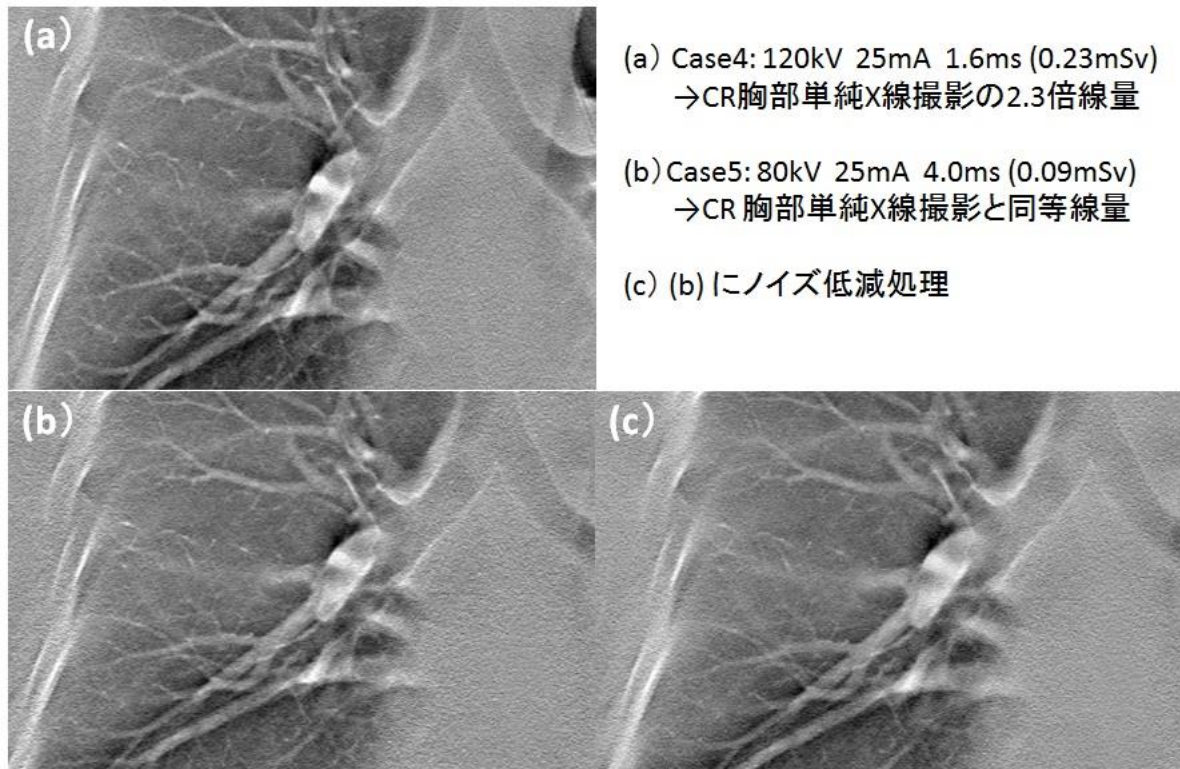


図 33 ノイズ低減処理（ボランティア画像）（参考文献 14 から引用）

CR と同等線量の Case5 では、明らかな粒状性の劣化が見られたが、ノイズ低減処理により十分診断可能な画像が得られると期待された。

II.4.E. 新規 FOM 評価方法策定の必要性

FOM は線量対視認性の変換ファクターであり、得られる視認性と使用された線量の関係を表す。FOM 自体は画質自体の良し悪しを決めるものではなく、線量の利用効率を表すものである。

従来の FOM 評価方法は撮影管電圧、付加フィルタ、グリッド、被写体厚などの複数のパラメータの影響を受ける場合、FOM に最適値が出やすく評価しやすくなる傾向がある。ただ、(10)式に示す CNR^2 と線量はともに、上記のパラメータが一定であれば mAs 値に比例する量である。低線量化を検討する場合、パラメータが線量だけであるので、FOM に最適値は出にくく、他の評価方法を考える必要がある。新規 FOM の策定には以下の項目の組み込みを考慮することが必要と考える。

II.4.E.a. 信号の設定

胸部検診では信号は肺野内の腫瘍陰影であり、コントラストが弱い空間周波数の低い、かつ一定以上の大きさを有する対象物を信号としている。一方では、最近普及し始めた整形分野では骨梁、骨折線など細い線状陰影を見ることが多く、肺野腫瘍陰影とは様相が異なる。線量と画質の関係の解明には、まず各診断分野について対象物のモデル化、信号の定義が必要である。

II.4.E.b. CNR と視認性の関係の設定

CNR 自体は、線量が増加すれば単調に増加する。しかし、ある一定の CNR に達すれば、またそれに近ければ、線量を上げる必要がないポイントがあると考えられる。従来の $CNR^2/dose$ による FOM 評価方法では、線量の増加に伴い、FOM に顕著な変化は生じなかった。従来の方法ではこの点を評価できる機能がなく、これは CNR の絶対量について論じているため、心理的感覚量などを考慮していないからである。心理的感覚量を論じるには古くはウェーバー・フェヒナーの法則が有名だが、近年はパワー則がこれに変わって扱われる場合がある。心理的感覚量をパワー則で扱うことには賛否両論があるが、仮にこれを適用する。

精神物理学上のパワー則の一般形式は次の通りである。

$$E = kR^a \quad (11)$$

R は物理的刺激量、E は感覚量である。つまり心理的な感覚量は、刺激の強度ではなく a を指数とするそのべき乗に比例して知覚されるということである。これに準じて、ある CNR のもとで得られる感覚量つまり視認性 V を次で示すことも一手段と考える。

$$V = k(CNR)^a \quad (12)$$

II.4.E.c. 視認可能な限界 CNR の設定

日常的に我々が画像観察を行なうにあたって経験することは、対象物によって最低限必要な CNR (以下 CNR_{th}) があるはずだということである。CNR_{th} が小さいと

いうことは、対象物が雑音が多くても見える、つまり低線量化が可能であり、CNRth が大きいということは、雑音によって視認性が制限され、低線量化は困難であるということである。視認性はこの CNRth にも左右され、新規 FOM に組み入れる必要がある。

II.4.F. まとめ

模擬腫瘍を組み込んだ胸部ファントムによる視認性評価、およびバーガーファントムを用いた物理評価によって、胸部トモシンセシスの最適撮影線量は、CR による胸部単純撮影の 2.3 倍程度にあることが確認された。トモシンセシスは、手技が簡単であること、X 線単純撮影の 2.3 倍程度の線量で病変検出能を格段に向上させることを考えると、胸部検診に非常に有効なモダリティである。

視認性の評価方法については、従来からある評価方法で行った。しかしながらその評価方法には、一般的にまだ以下のような課題があると考えられる。通常、撮影線量が多いほど粒状性が良く、腫瘍の視認性は向上するが、視認性が飽和状態となる線量域が存在する。これは心理的感覚量上のウェーバー・フェヒナーの法則、パワー則などの現れである。対線量効果である FOM 評価では線量が多ければ良いとはならず、対象物によって最適線量が変わることを明快に示す新規 FOM の導入が望まれる。撮影線量の最適化とは、何がどこまで見えれば良いか、どこまで線量を下げる必要があるかの基準によって実行されるものであり、その基準によっては胸部単純 X 線撮影並みの線量でトモシンセシス撮影を可能にすることができる。

III. スロットスキャン技術を利用した平行走査トモシンセシスの開発³⁰⁾

III.1. 開発の背景

X線分野での画像センサは近年大きな進歩を遂げ、画像処理装置の進歩と相まって、アプリケーションの開発にも注力されるようになった。X線画像センサの歴史を振り返ると、スクリーン/フィルム方式から出発し、I.I.-DR (Image Intensifier - Digital Radiography)、CR (Computed Radiography)、FPD (Flat Panel Detector) と変化し、変化のたびに画像診断の分野に新しいアプリケーションがもたらされてきたのである。最近では特に FPD によるアプリケーションが展開され、その臨床応用が拡大中である^{10)・14)}。

筆者らは X 線システムの心臓部ともいえる X 線画像センサの FPD を開発し、その FPD の特性を最大限に活用した高画質、高性能のシステム作りを行ってきた。FPD は、原理的に優れた性能が得られる直接変換方式を採用し、17×17 インチという大きな視野が得られるものを開発した¹⁵⁾。その FPD を搭載した製品として、血管撮影システム、一般撮影システムや X 線 TV システムなどがある。トモシンセシスは 1 回の走査で、多面のコロナル断層像を提供する技術として良く知られている。トモシンセシスの診断上の特徴は、病変に重なる余分な解剖学的構造を除去することによって病変のコントラストを改善させ、病変の検出能を向上させることにある。胸部の結節陰影の検出能は X 線一般撮影より優れているため、胸部トモシンセシスは広く使用されている⁸⁾。胸部トモシンセシスの報告は多数あり^{9)・19)}、近年のフラットパネルディテクタ (FPD) の開発とともに、X 線一般撮影より優れた診断能と、X 線 CT より被ばくが少ない特徴を利用し、胸部がん検診への応用も報告されてきた^{20)・24)}。トモシンセシスはまた、整形外科分野でも有効であり^{25)・26)}、多くの臨床応用に関する報告がある^{27)・29)}。

トモシンセシスの走査機構は通常直線断層機構である。直線断層機構を搭載する専用透視撮影台では、X 線管と FPD がある一点を中心としてそれぞれ反対方向に、直線的に運動する^{24)・27)・29)}。しかしながらこのような走査機構は精度を要求するために、

複雑かつ高価にならざるを得ない。

我々は今回、上記の走査方式とは異なり、X線管とFPDが同一方向に同一速度で走査する新規走査方式(平行走査トモシンセシス、以下PS-TS)を開発した³⁰⁾。PS-TSは簡単な機械構造で、通常の視野から長尺の視野まで撮影できる特徴を有する。

過去に平行走査式のトモシンセシスは、乳房撮影分野で存在した^{31),32)}。このシステムでは48本のラインセンサを一定間隔で配置して撮影範囲をカバーする装置である。いわゆるマルチスリットイメージングの一種であるが、PS-TSは2次元センサであるFPDを用い、スロットラジオグラフィ技術を利用した方式で、マルチスリットイメージングの有する撮影時間の長時間化、X線管の利用効率の低下などの欠点を克服するものである。

PS-TSの撮影時間自体は短いが多く処理プロセスがあるので、正確に処理を行うと必然的に処理時間が長くなる問題がある。この問題の克服のために、PS-TSを簡略化して再構成を行う方式(固定焦点的再構成平行走査トモシンセシス、以下PS-TS-F)を開発した。PS-TS-Fは若干の画質劣化は起こすが、処理時間の短縮を実現し、臨床的応用をより可能とする方式である。

PS-TSは機械構造が簡単であるのに加え、脊柱撮影、下肢撮影などのFPD視野より長い長尺の撮影が行なえる特徴を有する。PS-TS、およびPS-TS-Fの画像再構成アルゴリズムと、その物理的評価、臨床的可能性について述べる。

III.2. 方法

III.2.A. 撮像システム

本研究において撮像システムとして、X線透視撮影システム(Sonialvision safire、島津製作所、京都、日本)を用いた。このシステムは透視撮影テーブルに直接変換方式FPDを搭載し、平行走査機構、直線断層機構をともに搭載している。搭載されているFPDの仕様は以下の通りである；有効画素数2880x2880、有効視野432mmx432mm、ピクセルサイズ150 μ m、最高フレームレート30フレーム/秒。

FPD は歪がなく、高解像度で広いダイナミックレンジを有し、これらの特徴はトモシンセシスのようなアプリケーションには非常に重要な要素となる。

PS-TS の撮影開始位置を図 34(a)に示す。X 線管と FPD は撮像領域の左端に位置している。34(b)は同じく終了位置を示し、X 線管と FPD は撮像領域の右端に位置している。FPD はテーブルの下部にある。画像収集の間、X 線管と FPD は図中左側から右側へ同一速度で移動する。撮像領域は上記の開始位置と最終位置の設定にて任意の大きさが設定できる。

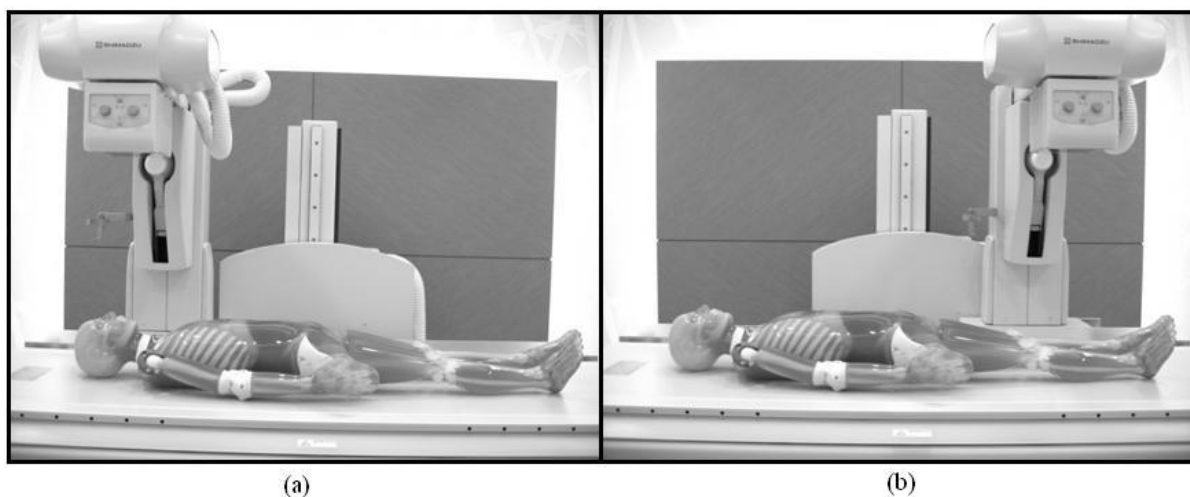


図 34 PS-TS の画像収集における平行走査

(a) PS-TS の画像収集の開始位置、(b) PS-TS の画像収集の終了位置

X 線透視撮影台 (Sonialvision safire、島津製作所、京都、日本) の X 線管・FPD は(a)から(b)へ同じ方向に移動する。

III.2.B. PS-TS の再構成理論

図 35 に PS-TS の画像収集法を示す。X 線管と FPD はお互いの位置関係は固定されたまま、同一方向に移動する。被写体の走査中は、一定のフレームレート、例えば 15 フレーム/秒にてパルス X 線で、投影画像 (O_1 、 O_2 、... O_i 、... O_M) が収集される。それぞれの投影画像は、パルス X 線の間隔と X 線管・FPD の移動距離に従って決められた幅の短冊画像に分割される。図 35 は簡単のため 1 枚の投影像に対して

5 枚の短冊画像の場合を示す。図 36(a)~(c)は投影画像から切り取られた短冊画像の関係を示す。短冊画像 O_{1j} 、 O_{2j} 、... O_{ij} は同じ投影角度から切りとられた短冊画像群である。図 36 は再構成断層面が FPD の入力面に設定され、短冊画像の幅が X 線管・FPD のフレーム間同距離に等しい場合を示している。

PS-TS の画像再構成は以下の手順に沿って行われる。

- (1) 投影画像から短冊画像への分割
- (2) 再構成断層面に応じた短冊画像のステッチング
- (3) ステッチング画像のフィルタリング処理
- (4) フィルタリング処理画像の逆投影。

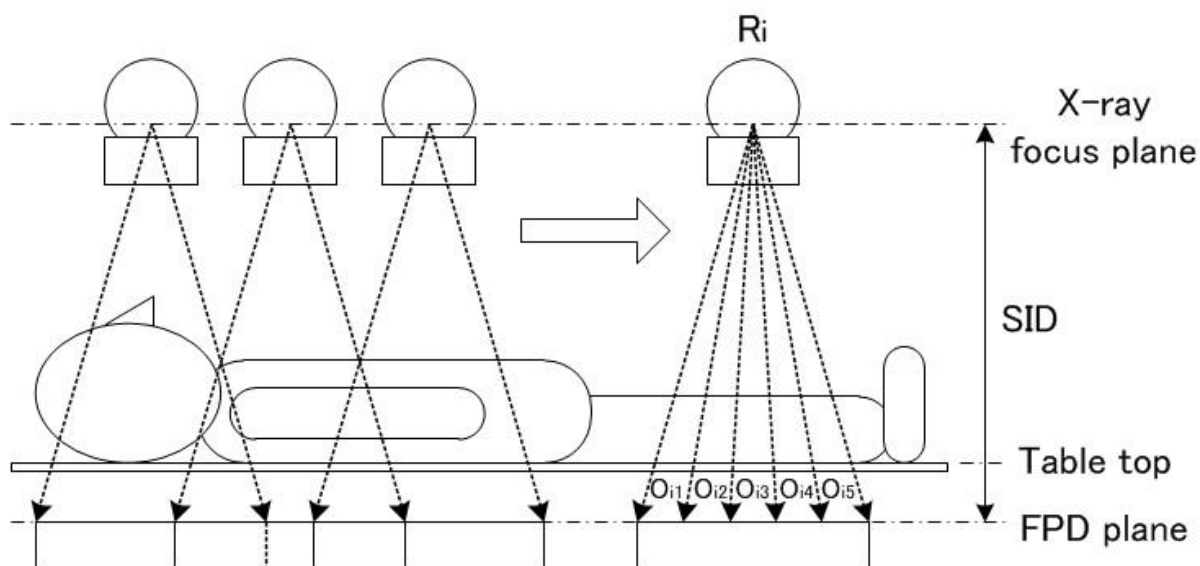


図 35 PS-TS 画像収集における被写体走査

X 線管と FPD はそれぞれの位置関係を保ちながら同じ方向に移動する。各投影画像は X 線パルス間の移動距離に従って計算された数の短冊画像に分割される。本図では簡単のため短冊画像の数は 5 としている。

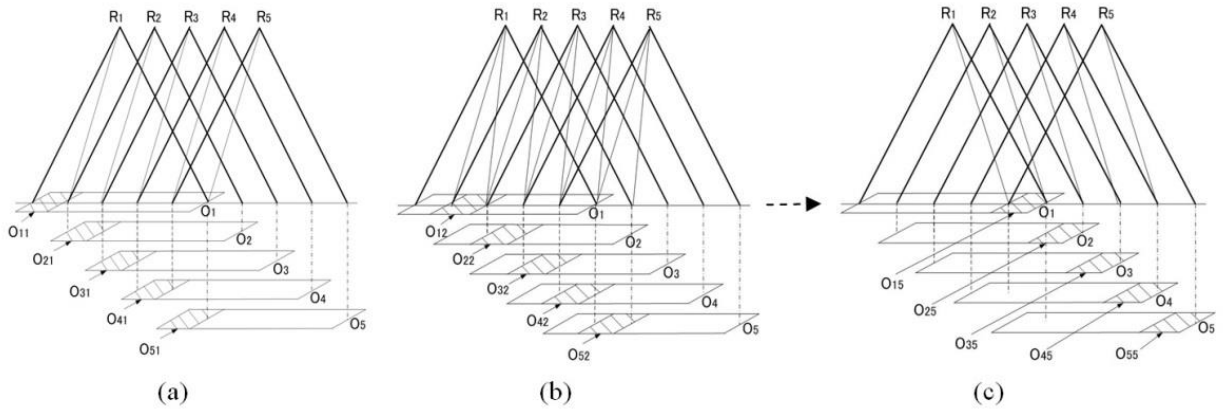


図 36 同じ撮影角度の短冊画像と投影画像の関係

短冊画像 O_{1j} 、 O_{2j} 、 ...、 O_{ij} は同じ投影角度を有する。

III.2.B.a. 投影画像から短冊画像への分割

物体面(Object plane)での小さい短冊領域を考えると、投影画像群から異なった投影角度の短冊画像を切り出し、それぞれに投影角度に見合ったフィルタリング処理を行い、逆投影すれば、それに対応する短冊領域の再構成断層像が得られる (図 37)。図 37(a)は物体面での短冊領域と画像面(Image plane)での短冊画像の関係を示す。そして図 37(b)は投影画像から切り出した短冊画像と再構成面(Reconstruction plane)での断層像の関係を示す。物体面の短冊領域に対するこの再構成処理は従来のトモシンセシスのフィルタ逆投影法 (FBP 法) と同じである。この物体面での短冊領域をシフトしながらこの処理を繰り返せば、全視野の断層再構成が可能である。

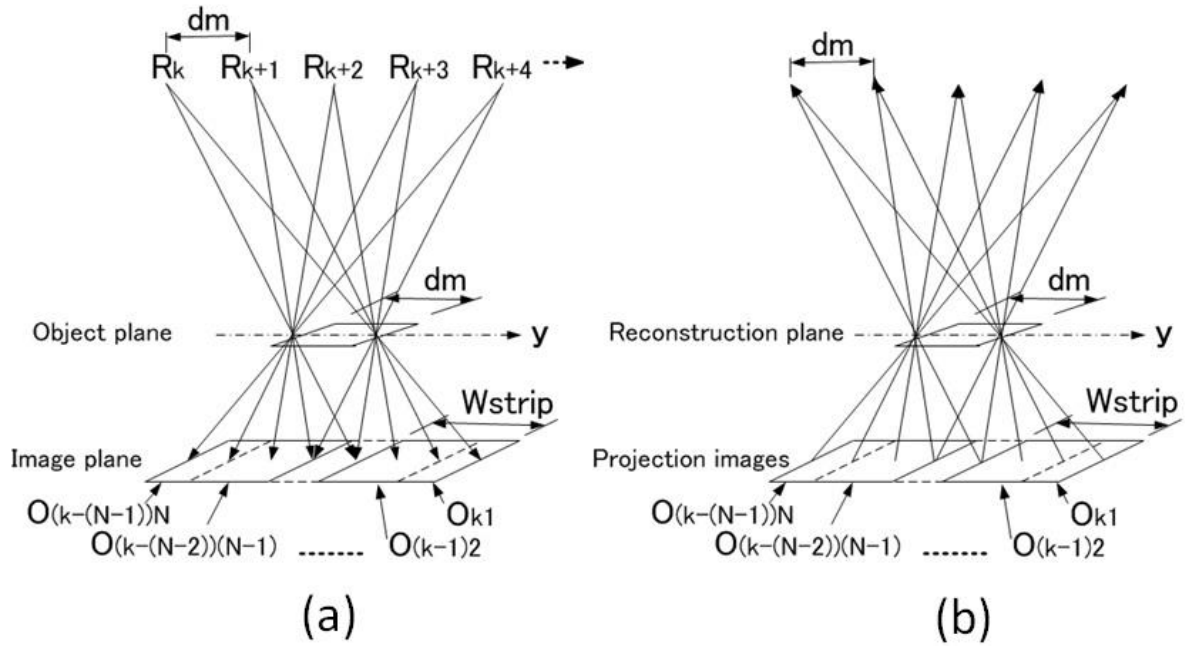


図 37 被写体面の短冊領域に対する画像収集と逆投影プロセス

(a) 被写体面 (Object plane) での短冊領域と画像面 (Image plane) での短冊画像の関係。X線管・FPD を距離 dm だけシフトすることによって被写体面での短冊領域の短冊画像($O_{(k-i)}$)を得ることができる。それぞれの短冊画像は異なった投影角度を有する。

(b) 投影短冊画像と再構成面 (Reconstruction plane) での再構成画像の関係。

それぞれの投影短冊画像($O_{(k-i)}$)はフィルタリング処理され、投影角度と同じ角度に逆投影される。

本研究では、上記再構成処理を簡素化するために、別途新規の方法が考案された。この方法では、同じ投影角度を有する短冊画像をつなぎ合わせて (ステッチング処理) ステッチング画像群を作成し、これらのステッチング画像を逆投影することで再構成断層像を得ている。

X線管・FPD の移動速度、フレームレートをそれぞれ v_{fpd} (mm/sec) 、 f (frame/sec) とし、X線管・FPD のフレーム間の移動距離を d_m は以下のように表せられる。

$$d_m = \frac{v_{fpd}}{f} \quad (13)$$

また投影画像から切り出された短冊画像の幅 (W_{strip}) は以下のように表される。

$$W_{strip} = d_m \times \frac{SID}{SOD} \quad (14)$$

SID: X線管焦点・FPD 管距離

SOD: X線管焦点・被写体間距離

短冊画像は投影画像を W_{strip} 幅で d_m のピッチで切り出される。例えば $SID=SOD$ のとき、つまり再構成面が FPD の入力面に設定されたとき、 W_{strip} は d_m と同じになる。そして投影画像上の短冊画像の重なり部分は 0 となる。再構成面が FPD の入力面から遠ざかれば W_{strip} は d_m より大きくなり、短冊部分の重なり部分は生じてくる。これは図 38 に示すように撮影の拡大率の増加によるものである。

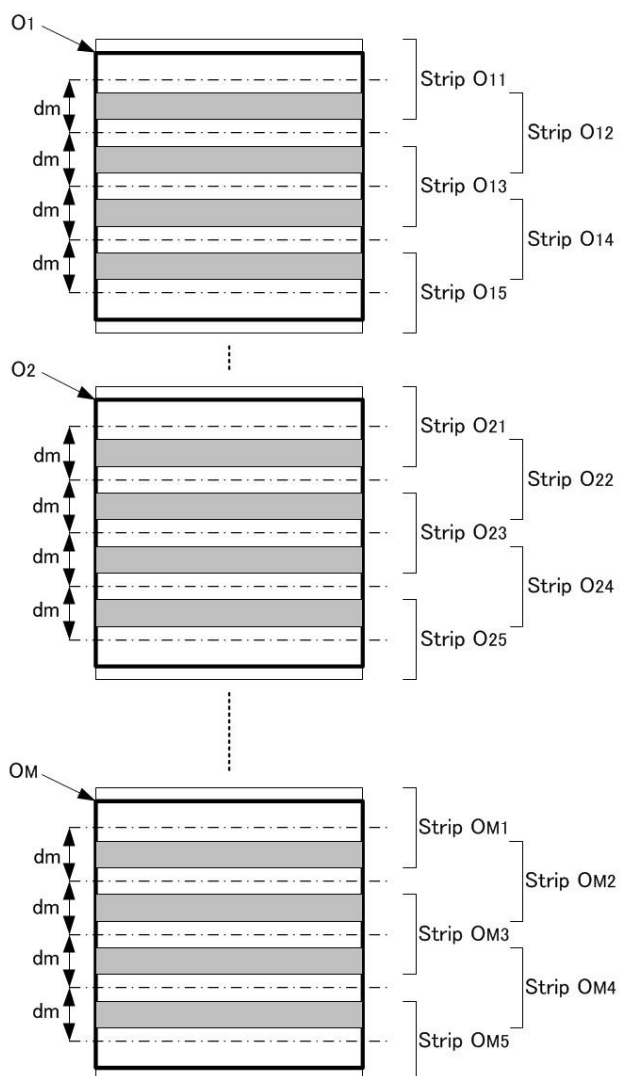


図 38 投影画像から短冊画像への分割

投影画像のから幅 W_{strip} 、ピッチ d_m で短冊画像が切り出される。

図中灰色の領域はそれぞれの短冊画像の重なり部分である。

III.2.B.b. 短冊画像のステッチング

図 39 は図 36 に従い、一枚の投影画像から 5 つの短冊画像を切り出した例である。同じ投影角度を有する短冊画像、例えば図 39 の短冊画像 O_{11} , O_{21} , ..., O_{M1} はステッチング処理されてステッチング画像 O_{st1} になり、短冊画像 O_{12} , O_{22} , ..., O_{M2} はステッチング画像 O_{st2} になる。ステッチング画像の数は、1 枚の投影画像から切り出される短冊画像の数に等しい。もし投影画像の枚数が増えればステッチング画像の長さが増える。実際には短冊画像は理論的幅よりも少し広く切り取られる。これはステッチング処理を行うときに短冊画像の境界で不連続性をなくすために重みを掛けながら結合するためののりしろ部分を確保するためである。

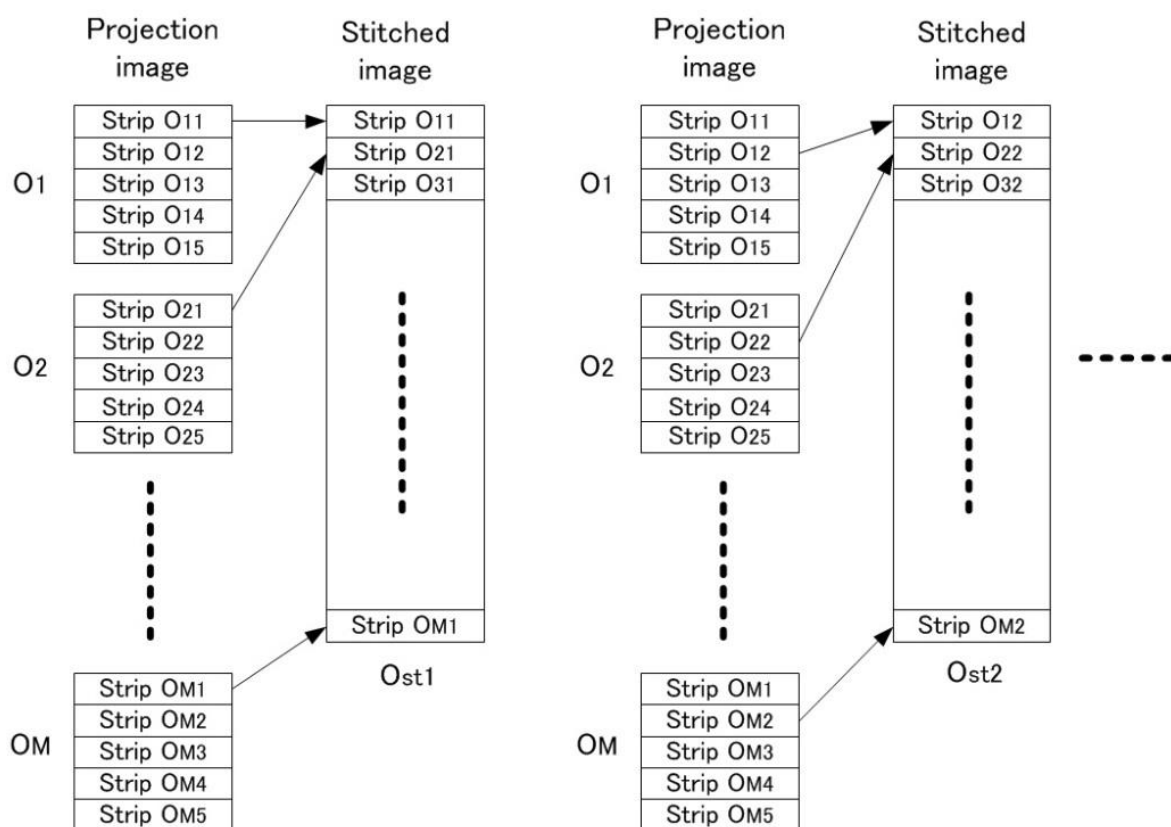


図 39 ステッチング処理

同じ投影角度を有する短冊画像を集めてステッチング処理する。簡単のため、本図では短冊画像の数は 5 としているが実際には 36 程度である。図中 M が増加すれば、ステッチング画像の長さが長くなる。

図 40 にステッチング処理時の重み付け加算処理の重み（以下ステッチング関数）を示す。短冊画像の重なり領域の 2 種の関数 $f_{wR}(x)$ と $f_{wL}(x)$ は x が -1 から 1 に変化する間に 0 から 1 に変化する関数である。 $f_{wR}(x)$ と $f_{wL}(x)$ の加算値は常に 1 になる。以下はその例である。

$$f_{wR}(x) = \cos^2\left(\frac{\pi}{4}x + \frac{\pi}{4}\right) \quad (15)$$

$$f_{wL}(x) = 1 - f_{wR}(x) = 1 - \sin^2\left(\frac{\pi}{4}x + \frac{\pi}{4}\right)$$

図 40 に示すように重なり領域の大きさを $2l_v$ とすると、ステッチング関数は以下のようになる。

$$f_{stitch}(x) = f_{wR}\left(\frac{x-d_m}{l_v}\right) \quad (\text{case : } d_m - l_v \leq x \leq d_m + l_v) \quad (16)$$

$$f_{stitch}(x) = 1 \quad (\text{case : } -d_m + l_v \leq x \leq d_m - l_v)$$

$$f_{stitch}(x) = f_{wL}\left(\frac{x+d_m}{l_v}\right) \quad (\text{case : } -d_m - l_v \leq x \leq -d_m + l_v)$$

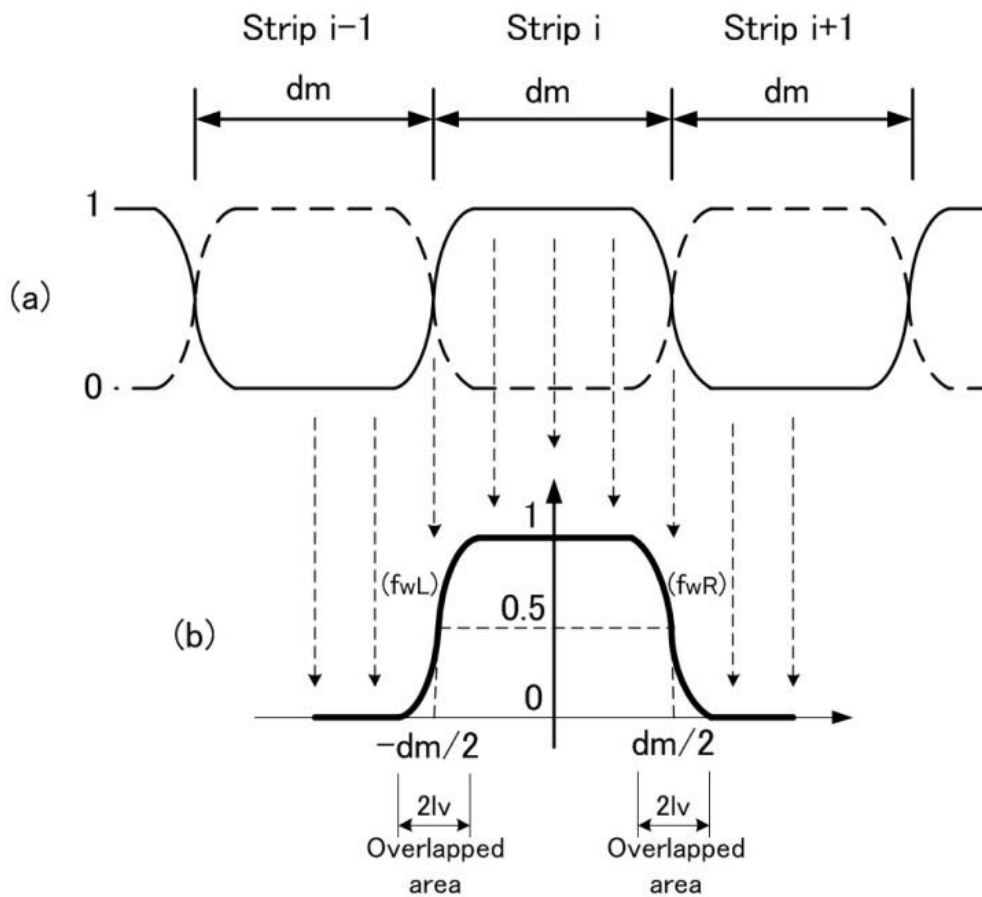


図 40 ステッチング処理の重みとステッチング関数

- (a) ステッチング処理の重み
- (b) ステッチング関数 (f_{stitch}).

III.2.B.c. ステッチング画像のフィルタリング処理

ステッチング画像は同じ投影角度の短冊画像から構成されているので、II.3.C.c.章に示す従来のトモシンセシス再構成と同じく、投影角度に応じてフィルタリング処理が行なわれる (FBP 法) ^{20),25),28),31)}。

III.2.B.d. フィルタリング処理されたステッチング画像の逆投影

- (a) PS-TS

PS-TS では再構成断層像を得るために各々のステッチング画像が平行投影される。異なる高さの断層像を得る場合には、再構成面の高さに応じた幅 W_{strip} を有する短冊

画像の投影画像からの切り出しから行なう必要がある。PS-TS の場合、全てのプロセス、つまり短冊画像の切り出し、ステッチング処理、フィルタリング処理、逆投影を行なう必要があり、多くの処理時間が必要で、実用的とは言い難い。

(b) PS-TS-F

上記の PS-TS の処理時間の問題を克服するために、より簡略化された再構成方法を試みた。この方法では、他の高さの断層画像を得るために、短冊画像の切り出し、ステッチング処理、フィルタリング処理をやり直さず、一組のステッチング像のみで強制的に全ての高さの断層像を得る方法である。一組のステッチング画像で全ての高さの断層像を強制的に作成するので、固定焦点的再構成平行走査トモシンセシス (PS-TS-F) と呼んでいる。この一組のステッチング画像は、再構成される基準高さを設定し、これに対応する幅の短冊画像から作成されたもので、再構成された断層画像はこの基準高さで最良の空間周波数応答を得る。この基準高さをインフォーカス面 (IFP) と呼び、本研究ではテーブル表面から 100 mm の位置に設定されている。図 41 にフローチャートにて、PS-TS と PS-TS-F の再構成プロセスの違いを示す。

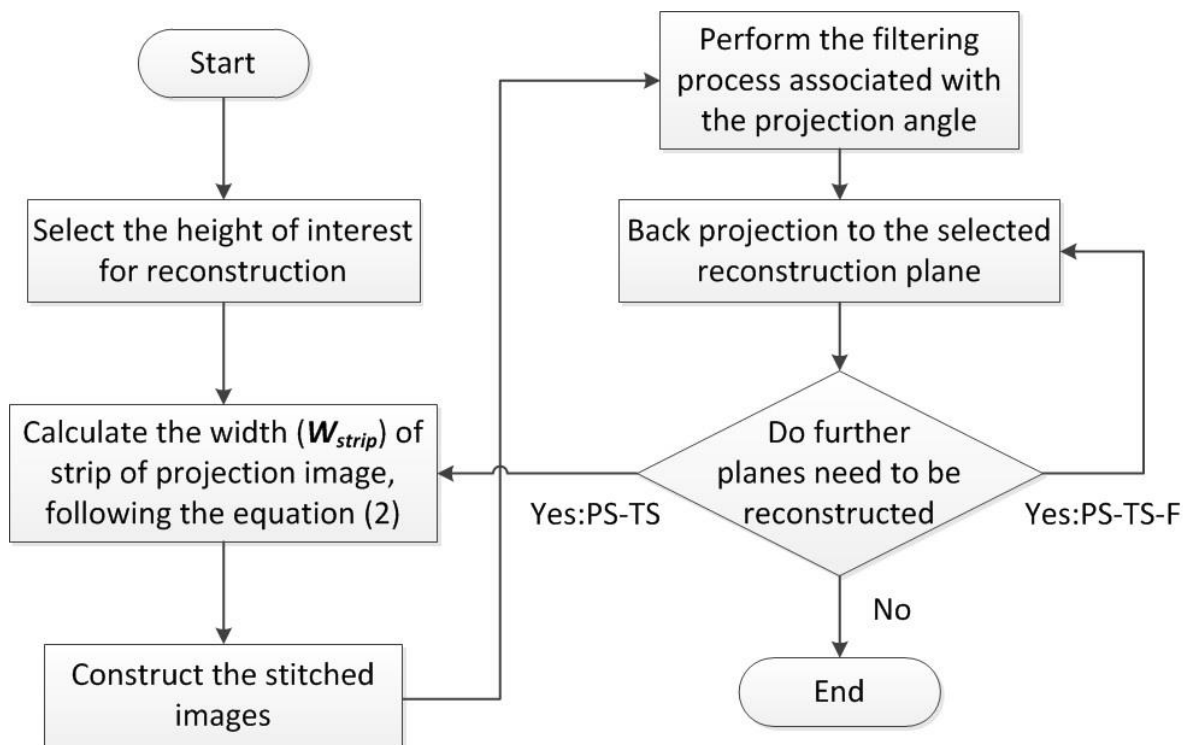


図 41 PS-TS と PS-TS-F プロセスのフローチャート

PS-TS では各高さの断層像を作成する場合、短冊画像の幅(W_{strip})の計算から逆投影処理までのすべてが実行される。PS-TS-F の場合、逆投影処理以外は短冊画像の幅(W_{strip})の計算からフィルタリング処理まですべて省略される。

PS-TS-F の場合には、ステッチング画像上の短冊画像の境界には画像の不連続性が生じる。なぜならば IFP 以外では、短冊画像の幅が再構成高さに応じた正しい長さになっていないからである。この不連続性は、再構成画像に空間分解能の劣化を生じせしめる。本研究では、この画像劣化が臨床応用に耐えられる範囲にあるのかについて評価を行なった。

投影画像は X 線管焦点から放射状に広がる拡散 X 線ビームで撮影される。それゆえ X 線管に近い物体は拡大されて FPD に投影される。拡大された被写体の画像は、拡大された被写体画像がそのまま平行投影される。図 42 は平行投影による逆投影によって拡大撮影された被写体が拡大されたサイズのまま逆投影されていることを示す。IFP 以外のどんな被写体面でも、短冊画像の境界付近で位置ずれは生じる。なぜ

ならば短冊画像の幅(W_{strip})は IFP に対して決定されており、他の高さに対しては正しくないからである。被写体は FPD 上に($SID/(SOD+h)$)倍拡大されて投影され、最大($1/2 \times dm \times SID/(SOD+h)$)の位置ずれを起こしながら逆投影される (h は IFP からの距離で、IFP より高い面では正、低い面では負の値をもつ)。

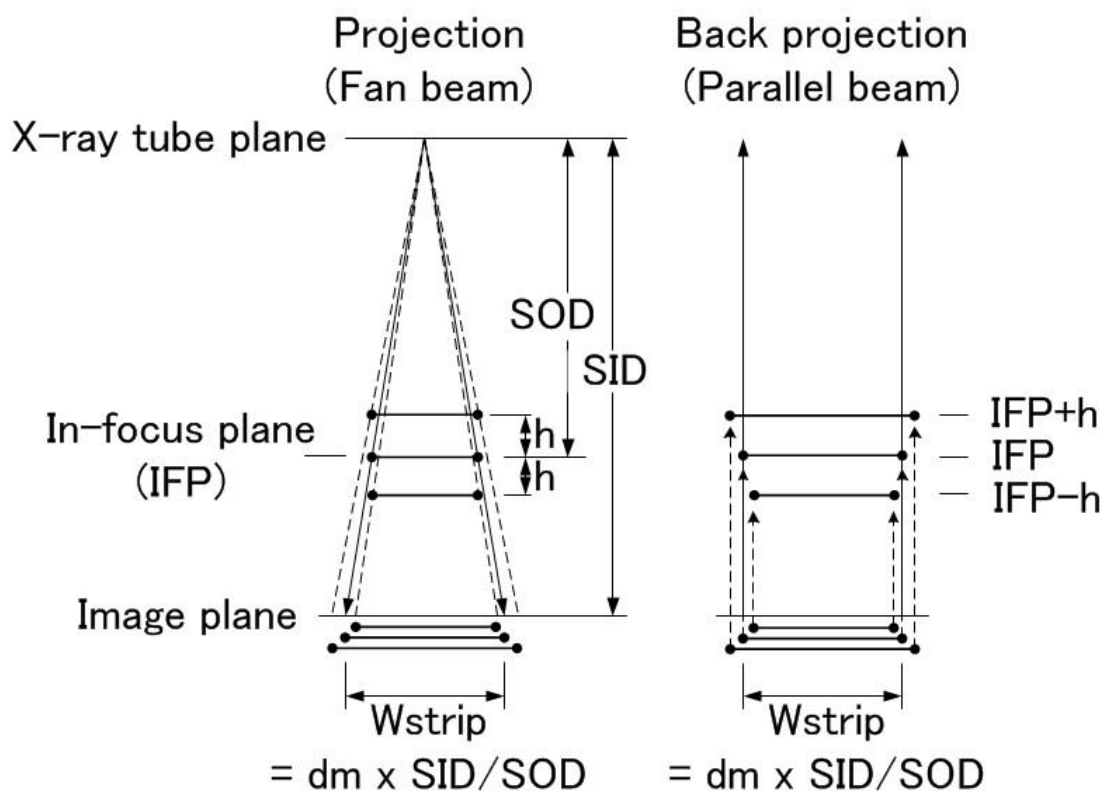


図 42 平行投影によって生じた位置ずれ

IFP より高いまたは低い被写体の画像は拡大または縮小され、逆投影されたときに位置ずれを生じる。そのときはステッチング画像上の短冊画像の境界で不連続性を生じる。IFP+h : IFP より h 高い再構成面、 IFP-h : IFP より h 低い再構成面。

PS-TS-F の劣化関数について考える。逆投影されるとき、各短冊画像の中止では被写体はずれがなく正常な位置に存在する。しかし短冊画像の中心から離れ、境界に近づくほど正しい位置からのずれが大きくなっていく。このずれの最大値を k_{ps} とすると、 k_{ps} は次のように表される。

$$k_{ps} = \frac{1}{2} \left(d_m \times \frac{SID}{SOD+h} - d_m \times \frac{SID}{SOD} \right) = \frac{1}{2} d_m \times SID \times \left(\frac{1}{SOD+h} - \frac{1}{SOD} \right) \quad (17)$$

例えば、本研究で用いられたシステムを考えると、IFP がテーブル表面上 100 mm の高さに設定され、**SID** は 1100mm 、**SOD** は 930mm である。走査速度を 150mm/sec、画像収集速度を 15frames/sec とすると d_m は 10mm となる。もし $h=100\text{mm}$ と -100mm 、つまりテーブル表面からの高さ 200mm と 0mm のときは k_{ps} は各々 0.71mm および -0.57mm となる(図 43(b))。

ステッチング画像が逆投影される時、この色々な値の位置ずれがステッチング関数(図 40(b))と同じ形状の確率で生じる。よって図 43(a)に示すように、再構成画像の劣化関数は半値幅 $2|k_{ps}|$ のステッチング関数と同じになる。走査方向の劣化関数 $f_{de}(x)$ は以下のように表される。

$$f_{de}(x) = f_{stitch} \left(\frac{d_m}{|k_{ps}|} x \right) \quad (18)$$

再構成画像の劣化関数 $f_{de}(x)$ はステッチング関数 $f_{stitch}(x)$ と画像ずれ k_{ps} に依存して変化する。この劣化関数は IFP ($h=0$) では δ 関数であるが、IFP から離れると劣化の量は増加する。しかしながら、IFP を中心とした一定の範囲内では、臨床使用には十分な画質が提供できることが期待される。

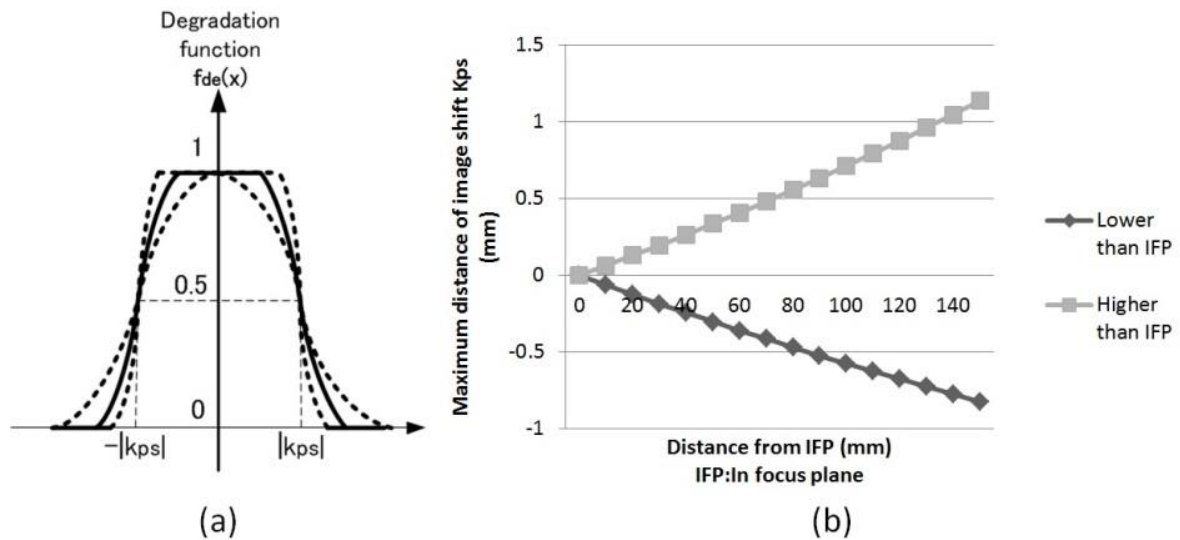


図 43 走査方向への劣化関数 $f_{de}(x)$ と、位置ずれの最大値 k_{ps}

劣化関数 $f_{de}(x)$ はステッチング関数 $f_{stich}(x)$ に依存して代わり、 k_{ps} は IFP からの距離の増加とともに増加する。

III.2.C. PS-TS-F の物理的評価

図 44 に実験システムのディメンジョンと画像収集パラメータを示す。PS-TS-F の物理評価では SID は 1100 mm、テーブル表面・X 線管焦点距離は 1030 mm、検出器のサイズは 432x432 mm、断層角度は約 22° である。前述の図 35 では、簡単のため一枚の投影画像当たり 5 枚の短冊画像の場合を示したが、実際には短冊画像は 36 枚である。表 3 に PS-TS と TS の撮像条件の比較を示す。これらの条件下で Cu 板エッジによる空間周波数応答の評価、X 線テストチャートによる空間分解能の評価、タンゲステンワイヤによる断層厚さの評価を行なった。

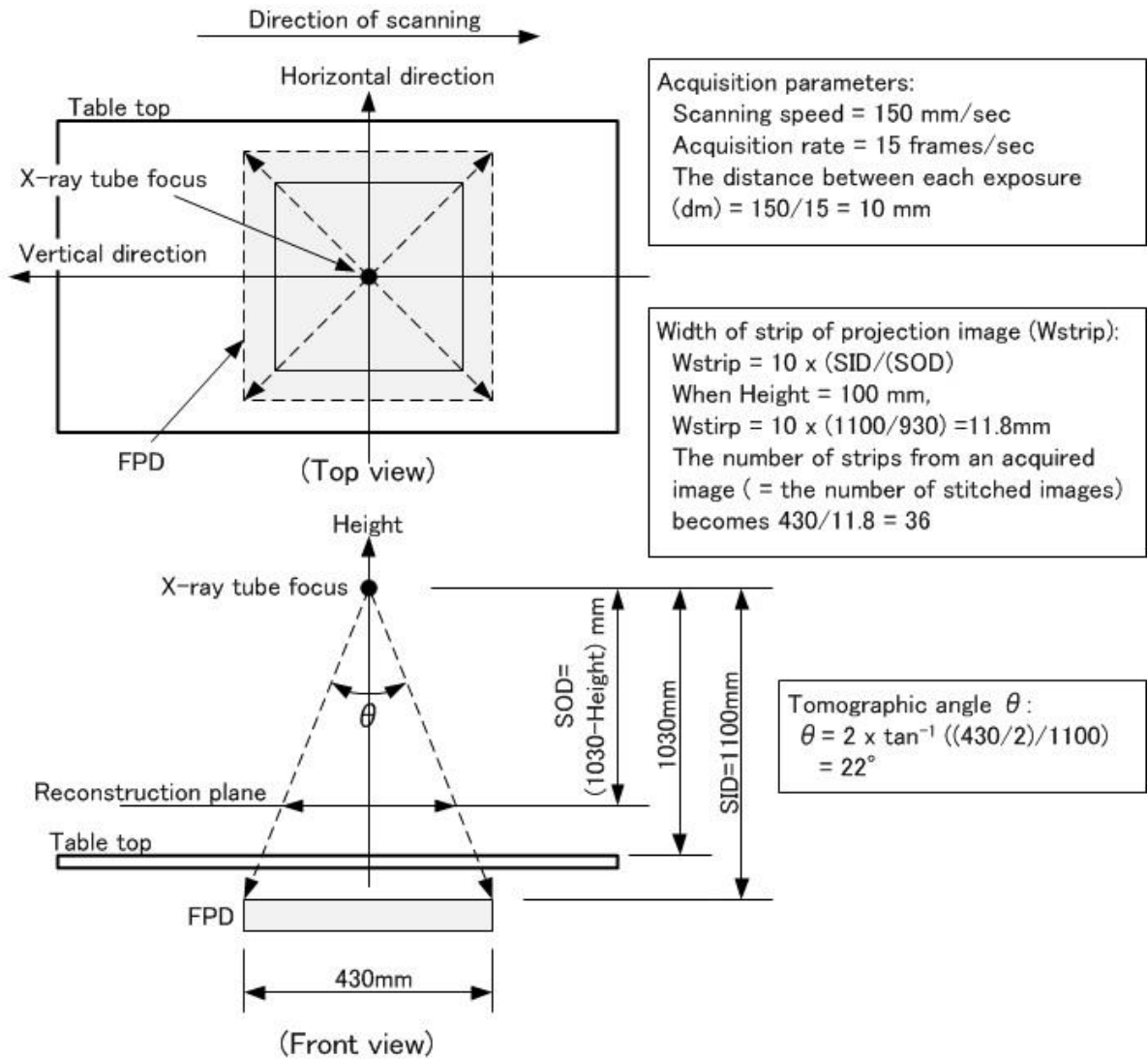


図 44 実験装置ディメンジョンと画像収集パラメータ

走査速度は 150mm/sec、画像収集レートは 15frame/sec であるので、X 線パルス間の移動距離 (d_m)は 10mm となる。再構成面での短冊領域の幅は d_m (10mm)と同じになるので、投影画像から切り出した短冊画像の幅 (W_{strip}) は $d_m \times (\text{SID}/\text{SOD}) = 11.8$ mm となる。一枚の投影画像から切り出した短冊画像の数は 36、断層角度 22° である。本研究で「高さ」というのはテーブル表面から垂直方向の距離を意味している。

表 3 PS-TS と TS の撮像条件の比較

	PS-TS	TS
Tomographic angle (degree)	22	20/40
Maximum FOV size at IFP (mm)	365 x 1185	365 x 365
Acquisition speed (frame/s)	15	15
Table speed (mm/s)	150	0
Acquisition time for 365 x 365 mm FOV (s)	5	5
Number of projection images	-	74
Number of stitched images	36	-
Pixel size (μm , 2 x 2 binning)	300	300
Maximum matrix size of reconstructed image	1440 x 4675	1440 x 1440

III.2.C.a. 空間周波数応答

空間周波数応答の測定は IEC62220-1 に定義されたプリサンプルド MTF 測定方法に従った³³⁾。PS-TS-F の空間周波数応答の評価には 0.3 mm厚 Cu 板を用いた。IEC62220-1 では 1 mm厚タングステン板を用いることになっているが、トモシンセシスでは多方向からの撮影が行なわれるため、厚い板では画像劣化生じる。以上を鑑み、我々はピクセルサイズ 0.3 mm (2x2 ビニング) に近い 0.3 mm厚の Cu 板を用いることにした。

Cu 板は IFP (テーブル表面上 100 mm高さ) に配置した。Cu 板エッジと走査方向と垂直方向(図 44 の horizontal direction)との角度は IEC62220-1 に従い 3°とした。X 線条件は 50kV、0.5mAs/pulse とし、薄い Cu 板のコントラストを確保するため他の付加フィルタは用いなかった。他の物理評価も同様の X 線条件、付加フィルタで行った。

III.2.C.b 空間分解能の視覚的評価

X 線テストパターン (Model No.38, PTW, Freiburg, Germany) を用い、再構成画像の空間分解能の視覚的評価を行なった。この X 線テストパターンは X 線システムの解像度、MTF 測定に用いられ、薄い鉛はくで作成されている。3 つの X 線テ

トパターンをテーブル表面上に、水平方向、垂直方向、斜め方向（45°）に配置した。図 45 に示すように、テストパターンの沿ったプロファイルを測定し、最も低い周波数の振幅に対して、10%以上の振幅を有する周波数で、かつ視覚的にも、その解像が筆者ら 3 人にて視覚的に確認される周波数を視覚的限界解像度とした。

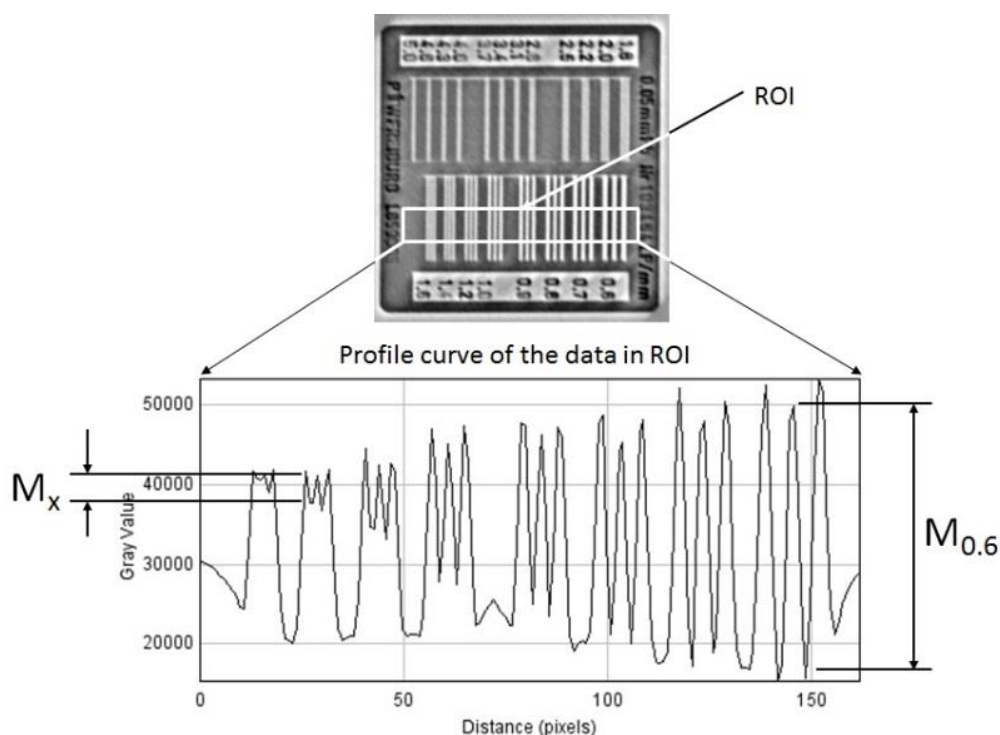


図 45 X線テストパターンを用いた空間分解能評価方法

水平方向、垂直方向、斜め方向に置かれたテストパターン画像は、プロファイルデータを取るために図のように水平方向になるように画像回転させた。最も低い周波数 0.6lp/mm の振幅($M_{0.6}$)に対して、10%以上の振幅を有する周波数(M_x)で、かつ視覚的にその解像が筆者ら 3 人にて視覚的に確認される周波数を視覚的限界解像度とした。

III.2.C.c. 断層厚さの評価

図 46 に示すように、タングステンワイヤをテーブル上に斜めに配置することにより、再構成画像の断層厚さを測定した。タングステンワイヤの直径は 0.1 mm で、テー

ブル表面に対して 45°に配置した。タングステンワイヤは強いコントラストを有し、ピクセルサイズ 0.3 mm (2×2 ビニング) に対して十分細い径である。再構成画像のワイヤ像に沿ったプロファイルを測定し、そのプロファイルの半値幅を断層厚とした。

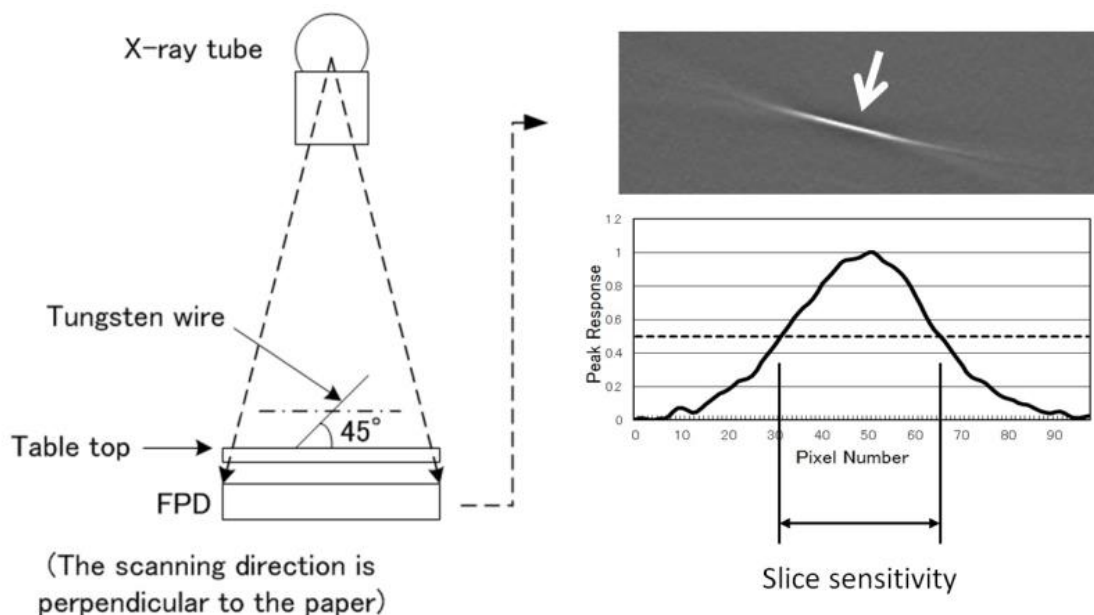


図 46 0.1 mm径タングステンワイヤを用いた断層厚の測定方法

タングステンワイヤはテーブル表面に対して 45°傾けて配置した。再構成画像のワイヤ像に沿ったプロファイルを測定し、そのプロファイルの半値幅を断層厚とした。

III.2.D. 人体ファントムによる総合評価

人体ファントムによる評価はシステムの総合的な性能確認に非常に有効である。PS-TS-Fの画質を評価するため、膝ファントム(京都科学)を用いた。X線条件は65kV、0.5mAs/pulseである。加えて、長尺のトモシンセシス画像の評価のために図 34 に示した全身ファントム(京都科学)を用いた。

III.3. 結果

III.3.A. 固定焦点的再構成の影響

図 47 に PS-TS のステッチング画像と再構成画像の例を示す。各断層高さにおいて、

投影画像から切りぬいた短冊画像の幅を調整しながら、ステッチング画像を作り直している。図 47(a)、(b)、(c)は IFP（テーブル表面から 100 mmの高さ）から-100mm、0mm、100mm の高さにテストパターンを置いたときのステッチング画像である。PS-TS-F に見られるような、短冊画像の境界での不連続性はここでは見られない。図 47(d)、(e)、(f)はそれぞれの断層再構成画像である。(d)、(e)、(f)の限界解像度はそれぞれ 1.6lp/mm、1.8lp/mm、1.8lp/mm である。これらの解像度に大きな違いは見られなかった。

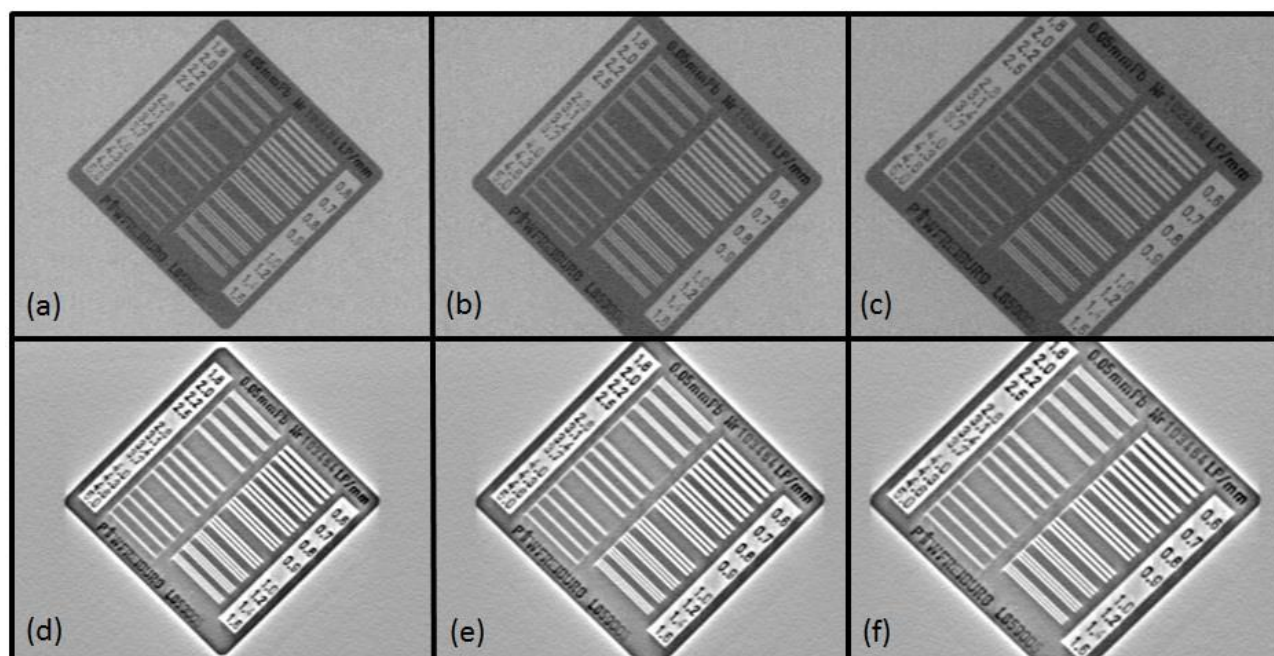


図 47 PS-TS のステッチング画像と断層再構成画像

(a) -100mm におけるステッチング画像、(b) 0 mm (IFP) におけるステッチング画像

(c) 100 mm におけるステッチング画像、(d) -100 mm における再構成画像

(e) 0 mm (IFP) における再構成画像、(f) 100 mm における再構成画像

-100 mm、0 mm、100 mmは IFP（テーブル表面から 100 mmの高さ）からの距離を示す。

図 48 に PS-TS-F のステッチング画像と再構成画像の例を示す。図 48(a)、(b)、(c) は図 47 と同じように、IFP（テーブル表面から 100 mmの高さ）から-100mm、0mm、

100mm の高さにテストパターンを置いたときのステッチング画像である。図 48(a)、(c)では短冊画像の境界でテストパターンの不連続性が確認できる（図中矢印）。図 48(d)、(e)、(f)はそれぞれの断層再構成画像である。(e)では解像像度劣化は認められないが、(d)、(f)では(e)に比べて若干の劣化が認められる。断層最高画像(d)、(f)にはステッチング画像(a)、(c)に見られる不連続性は見られない。

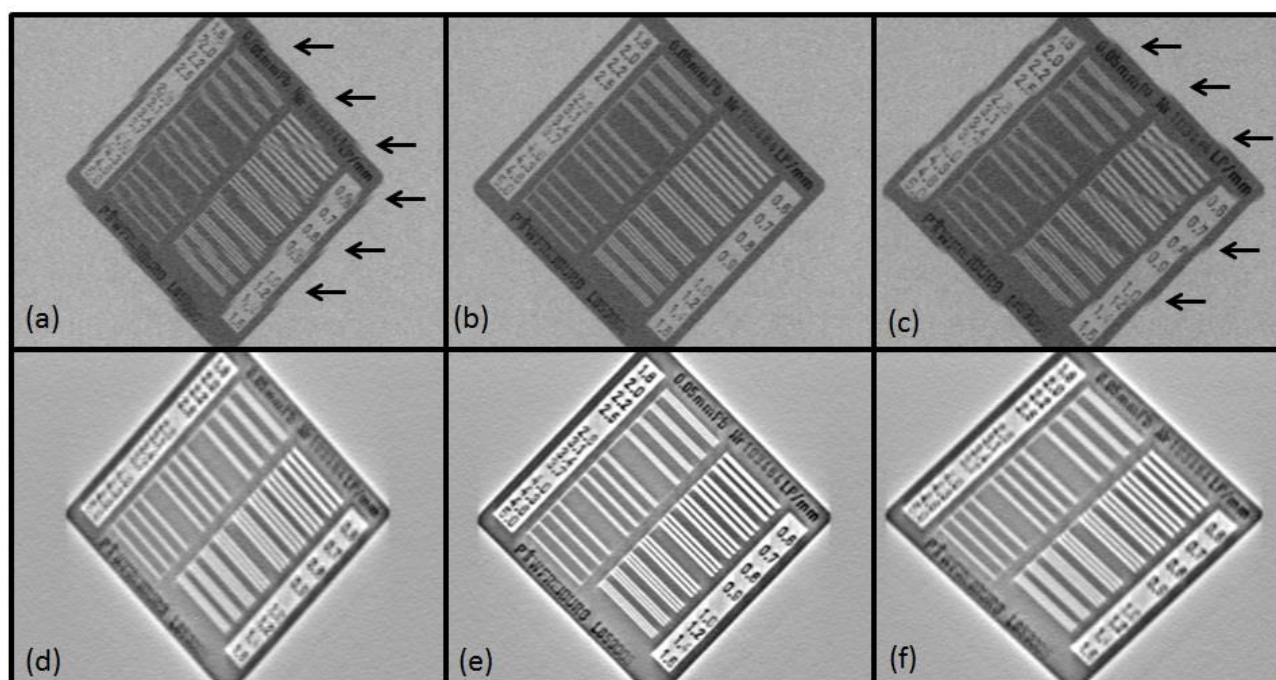


図 48 PS-TS-F のステッチング画像と断層再構成画像

(a) -100mm におけるステッチング画像、(b) 0 mm (IFP) におけるステッチング画像

(c) 100 mm におけるステッチング画像、(d) -100 mm における再構成画像

(e) 0 mm (IFP) における再構成画像、(f) 100 mm における再構成画像

-100 mm、0 mm、100 mm は IFP (テーブル表面から 100 mm の高さ) からの距離を示す。

III.3.B. PS-TS-F の物理的評価

III.3.B.a. 空間周波数応答

空間周波数応答の測定結果を図 49 に示す。各曲線に付された数値は IFP (テーブル表面から 100 mm の高さ) からの距離である。例えば IFP における曲線は 0 mm で示

しており、-100 mmはテーブル表面から 0 mmの場合を示す。0 mmの曲線は PS-TS の 0 mmの結果と同じである。また”0 mm TS”は TS の 0 mm の結果を示す。

PS-TS-F の空間周波数応答は、IFP においても TS に比べて若干劣化している。PS-TS-F の中では 0 mmでは最高の周波数応答を示し、-150 mmでは最悪の周波数応答を示している。-50 mmと+50 mm、および-100 mm と+100 mm ではほぼ同等の値を示している。このように IFP から遠ざかるにしたがって空間周波数応答に劣化が生じていくのが確認された。この結果は図 48 でも確認されている。

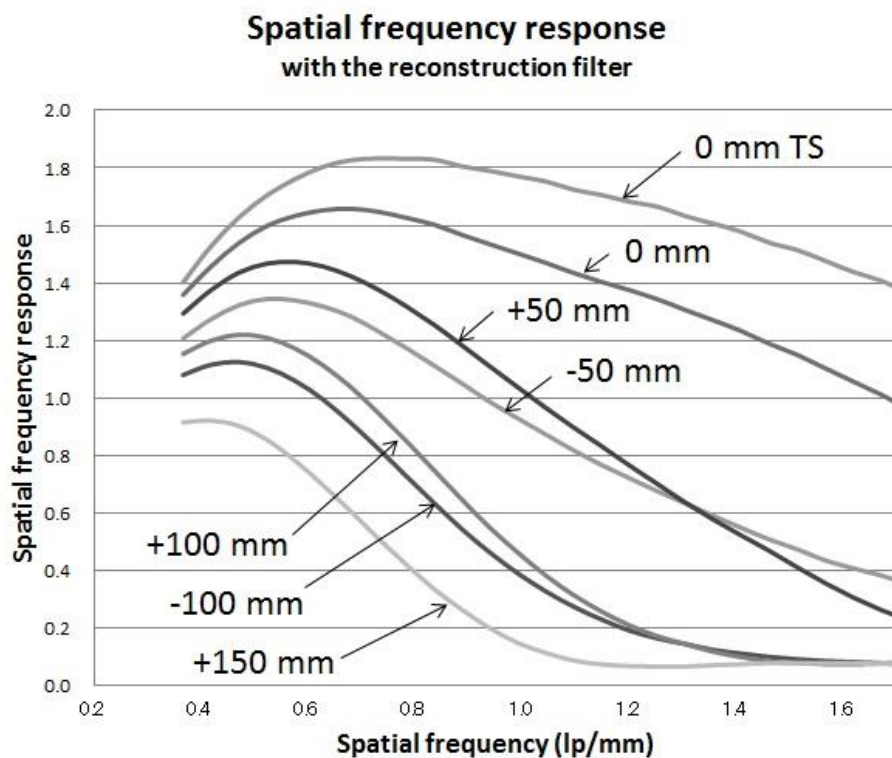


図 49 PS-TS-F の周波数応答

図中-100 mmから+150 mmは IFP（テーブル表面から 100 mmの高さ）からの距離を示す。曲線“0 mm”は PS-TS の 0 mm と同等である。”0mm TS”は TS の 0 mm での結果である。

III.3.B.b 空間分解能の視覚的評価

空間分解能の視覚的評価結果を表 4 に示す。水平方向と斜め方向では、空間分解能は 1.4lp/mm から 1.8lp/mm である。IFP でのピクセルサイズは、(FPD のピクセルサ

イズ (0.3mm) × (SOD (930mm))/(SID (1100mm))で計算され、0.254mmとなる。このときのナイキスト周波数は約 2.0lp/mm (=1/2 × 1/0.254) となる。最も良い空間分解能 1.8lp/mm はこのナイキスト周波数に非常に近く、これより高い空間分解能は期待できないと言える。

一方では、垂直方向の空間分解能は約 1.4lp/mm と他の 2 方向に比べて悪い。これには 2 つの理由が考えられる。一つは空間フィルタリングである。トモシンセシスの再構成時には、直線断層時に走査方向に生じるアーチファクトを除去するために Shepp-Logan フィルタのような再構成フィルタをかける。このようなフィルタ処理は 1.4lp/mm 以下の中間周波数を強調し視認度を向上させるが一方では高周波成分の応答を下げる働きもする。二つ目の理由は運動ボケによるものである。投影画像は X 線管・FPD が一定速度で移動しながら収集されるからである。この運動ボケの量は、X 線管・FPD の運動速度と X 線パルス幅に強く関係する。

PS-TS-F の空間分解能の劣化は IFP から遠ざかるにつれて生じる。この劣化は図 43 で示した劣化関数によるものである。

表 4 空間分解能の視覚的評価の結果

表中-100 mmから+150 mmは IFP (テーブル表面から 100 mmの高さ) からの距離を示す。

Height from in-focus plane (mm)	PS-TS-F						PS-TS at 0 mm	TS at 0 mm
	-100	-50	0	+50	+100	+150		
Horizontal direction (lp/mm)	1.4	1.4	1.8	1.6	1.4	1.4	1.8	1.8
Vertical direction (lp/mm)	1.2	1.4	1.4	1.4	1.2	0.7	1.4	1.6
Diagonal direnition (lp/mm)	1.2	1.6	1.8	1.6	1.2	0.8	1.8	1.8

III.3.B.c. 断層厚さの評価

PS-TS-F の断層厚さの測定結果を表 5 に示す。表 4 と同様に、IFP での結果は 0 mmの欄に示す。断層厚さの測定結果は従来のトモシンセシスとほぼ同じ値となった。

断層厚さは断層角度と再構成フィルタに依存するので当然の結果と言える。従来のトモシンセシスでは断層再構成面の位置にかかわらず、断層厚さには大きな変化は無い。これに反して PS-TS-F では IFP から遠ざかるにしたがって断層厚さは厚くなっていくことが確認された。しかしながら、IFP を含む 150 mm の範囲内では TS と同等であることが確認された。

表 5 断層厚さの測定結果

表中-50 mm から +150 mm は IFP (テーブル表面から 100 mm の高さ) からの距離を示す。

Height from in-focus plane (mm)	PS-TS-F					PS-TS at 0 mm	TS at 0 mm
	-50	0	+50	+100	+150		
Slice sensitivity (mm)	11.1	10.8	12.3	13.8	17.1	10.8	13.3/12.1 (20°/40°scan)

III.3.C. 人体ファントムによる総合評価

III.3.C.a. PS-TS-F の画質評価

膝ファントムの PS-TS-F 画像を図 50 に示す。IFP はテーブル表面上 100 mm の高さに設定されている。走査速度は、画像収集レートは物理評価と同じくそれぞれ 150 mm/sec、15frames/sec である。図 50(a) は投影画像 (一般撮影に相当)、(b)、(c)、(d) は IFP から 0mm、-40mm、-60mm の PS-TS-F 画像である。また、(e) は -40 mm での TS 像である。X 線条件は 65kV、1.25mAs/pulse、再構成フィルタは物理評価時と同じものを採用している。PS-TS-F では TS 同様、骨梁などの微細構造像が良く観察できている。

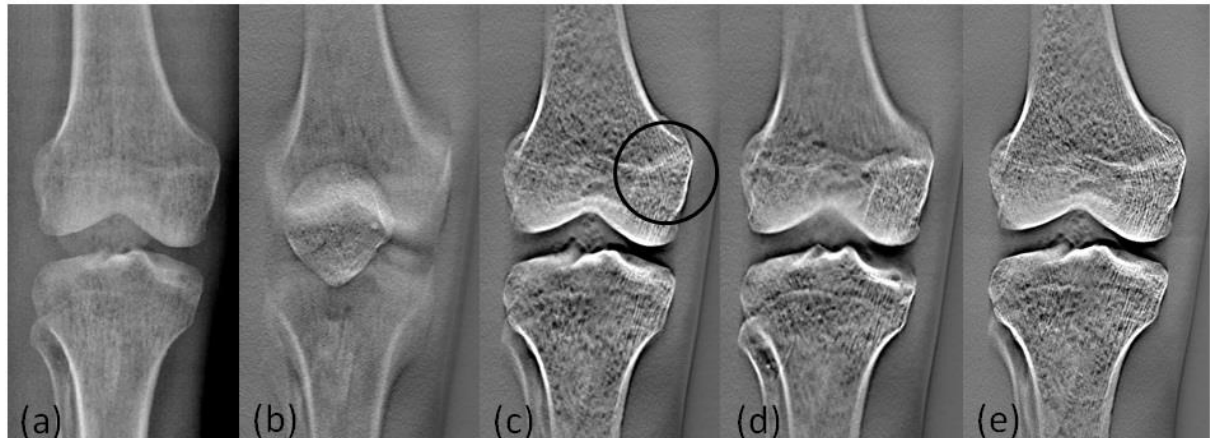


図 50 PS-TS-F による膝ファントム画像

(a)は投影画像（一般撮影に相当）、(b)、(c)、(d)は IFP から 0mm、-40mm、-60mm の PS-TS-F 画像である。(e)は-40 mm での TS 画像である。X 線条件は 65kV 1.25mAs/pulse。骨梁などの微細構造が良く観察できる（円印）。

III.3.C.b. PS-TS-F の長尺イメージング

全身ファントムの PS-TS-F 画像を図 51 に示す。走査速度、画像収集レート、X 線条件、再構成フィルタは図 50 と同様である。図 51(a)、(b)、(c)はそれぞれ IFP からの距離 0mm、-40mm、-80mm を示す。垂直方向の画像サイズは 800 mm である。0 mm では腹部の腰椎が見られ、-40 mm では腰椎の後背部が見られる。また-80 mm では腹部の腰椎は見られない。胸椎は-40 mm で観測できる。全脊椎の相対的な位置関係が PS-TS-F の長尺イメージングで観察できることが確認された。

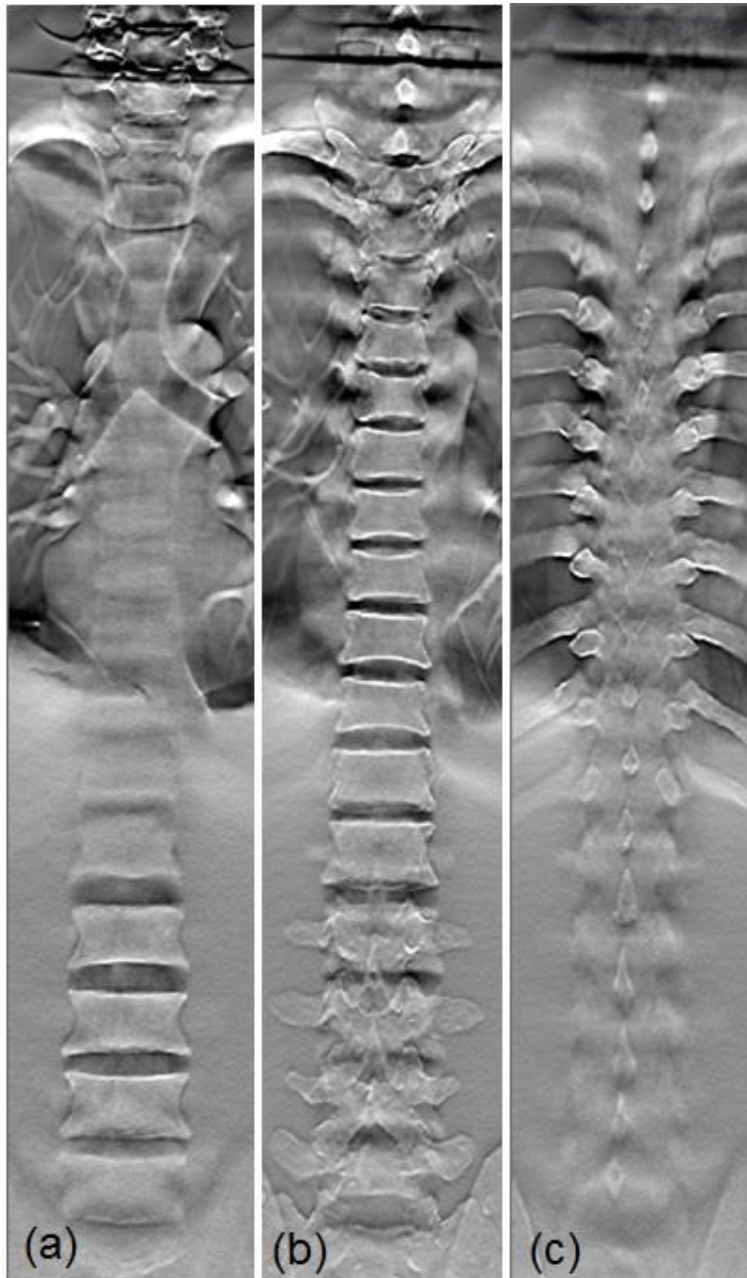


図 51 PS-TS-F による全身ファントムの長尺イメージング

(a) 0mm (b) -40mm (c) -80mm

画像の垂直方向の長さは約 800 mm である。

0 mm、-40 mm、-80 mm は IFP (テーブル表面から 100 mm の高さ) からの距離を示す。

III.4. 考察および結論

III.4.A. 従来のトモシンセシスとの比較

III.4.A.a. 画質

PS-TS では撮像部が連続的に運動するため、IFP であってもこの動きによる運動ボケが生じる。一方、TS では IFP では運動ぼけは生じない。PS-TS と PS の画像収集方法の違いを図 52 に示す。PS-TS の場合、X 線パルス間の移動距離は d_m である。TS の場合は、図 52(a)に示すように、IFP より下の A 点で移動距離は計算によって求められる。IFP と A 点の距離を k (mm)、断層角度を θ_T 、走査時間と X 線パルス幅を T_{tsc} 、 T_{tp} とすると、A 点の運動距離 d_{tm} は次のように計算できる。

$$d_{tm} = 2k \cdot \tan\left(\frac{\theta_T}{2}\right) \cdot \frac{T_{tp}}{T_{tsc}} \quad (19)$$

典型的な例を考え、例えば $k=100$ mm、 $\theta_T=40^\circ$ 、 $T_{tsc}=4$ sec、 $T_{tp}=2$ msec とすると、 d_m は 0.036 mm となる。この値は画素サイズに比べて非常に小さく無視できる大きさである。TS では走査による運動ボケはほとんどないと言える。

しかしながら PS-TS では、例えば走査速度が前述のように 150mm/sec、X 線パルス幅を 2 ms とすると、X 線照射中に 0.3 mmの運動ボケが生じ、この量は画素サイズと同等である。この運動ボケによる劣化を低減するには、走査速度を減じるか、X 線パルス幅をより小さくするという方法が考えられる。

PS-TS-F では IFP から遠ざかるにつれて空間分解能の劣化が確認された。この劣化は、X 線ビームをより平行ビームすることによって改善される。しかし SID をより長くすると断層角度が小さくなり、断層厚さが厚くなる。空間分解能と断層厚さはトレードオフの関係にある。

断層厚さは断層角度に依存する。今回用いたシステムの最短 SID は 1100 mmで、 22° より広い断層角度を得ることはできなかった。より薄い断層厚さを得るためにはより短い SID が必要で、近接操作式透視撮影システムなどが有効になってくる。

図 48 に示した画像をみると、図 48(a)、(d)および図 48(c)、(f)の水平方向のサイズが、縦方向より短い、または長くなっている。これは拡大撮影された被写体が平行投

影されることによって生じているが、このような変形の補正は容易である。

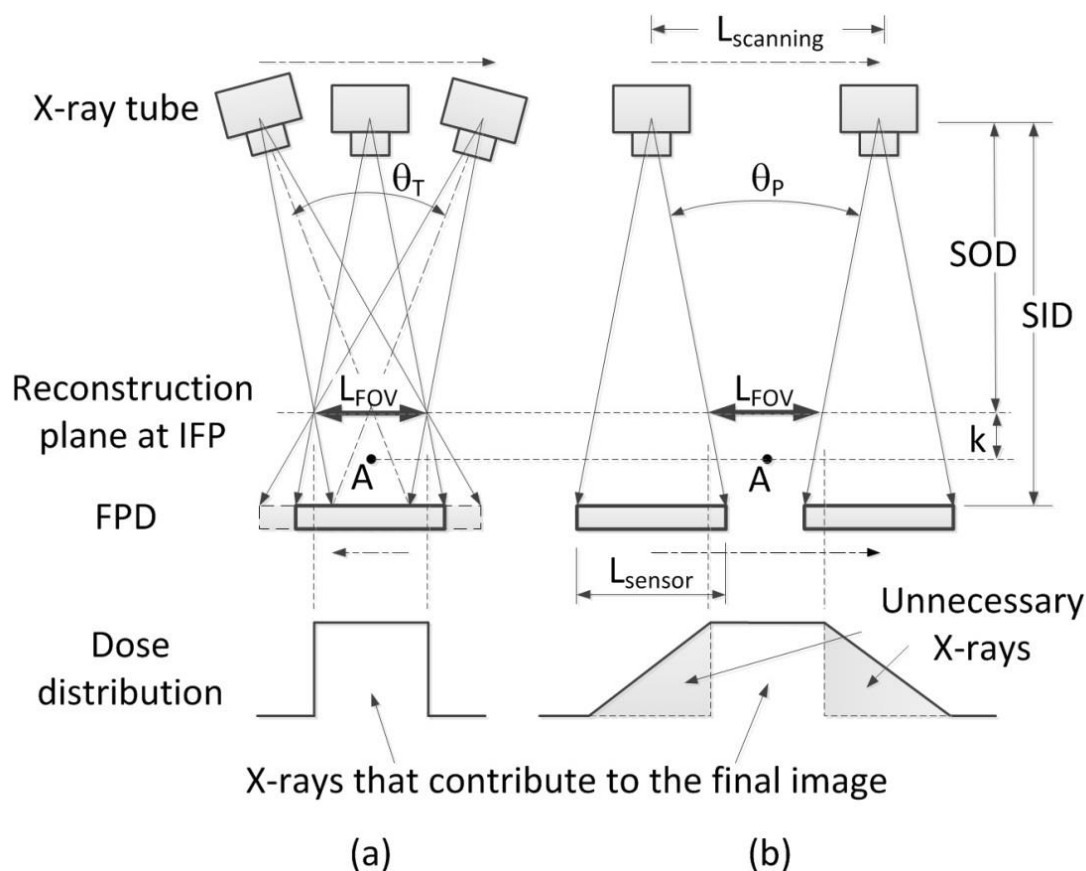


図 52 PS-TS と TS の撮像方法

(a) TS : X 線管と FPD が FOV の周りに反対方向に移動する。(b) PS-TS : X 線管と FPD が同方向に移動する。A 点での移動距離は(a)と(b)で異なる。”Dose distribution”は最終画像に寄与する、および寄与しない線量の分布を示している。

III.4.A.b. 線量効率

PS-TS のように平行走査トモシンセシスでは、最終画像に寄与しない X 線が生じる。これらの X 線は図 52 に示すように、FOV の上下両端からはみ出た X 線であり FOV 外の余分な被ばくにより、患者の被ばくを増加させる。図 52 の”Dose distribution”に示したように、FOV の端ではこの必要な X 線量は、画像作成に必要な X 線量は同じ量であるが、FOV の端から遠ざかるにつれて 0 に近づく。FOV の長

さ、センサ (FPD) の長さを L_{FOV} 、 L_{sensor} 、PS-TS の走査距離 $L_{scanning}$ は次のようになる、

$$L_{scanning} = L_{FOV} + L_{sensor} \times \frac{SOD}{SID} \quad (20)$$

線量効率を全 X 線量に対する、最終画像に必要な X 線量の比と定義すると、線量効率(Dose efficiency)は次のようになる。

$$\text{Dose efficiency} = \frac{L_{FOV}}{L_{FOV} + \frac{1}{2}(L_{sensor} \times \frac{FOD}{FID}) \times 2} = \frac{L_{FOV}}{L_{scanning}} \quad (21)$$

走査距離が長い場合、線量効率は上昇する。典型的な例を考え、例えば $SID=100$ mm、 $SOD=930$ mm、 $L_{sensor}=430$ mm、 $L_{FOV}=400$ mm とすると線量効率は 0.5 となる。

しかしながらこのような不要な X 線は X 線コリメータの制御によって低減することはできる。図 53 に示すように撮影領域の上端、下端において、X 線コリメータの羽根を制御することによって、この不要な X 線をカットすることは可能である。PS-TS を装置に搭載する場合、このような X 線制御が必須である。PS-TS の再構成プロセスは、ステッチング処理以外は従来のトモシンセシスと同様のプロセスであるので、基本的に線量効率に違いは無い。PS-TS と従来のトモシンセシスで、被ばく線量が同じであれば、両者の画像の粒状性も同じになる。

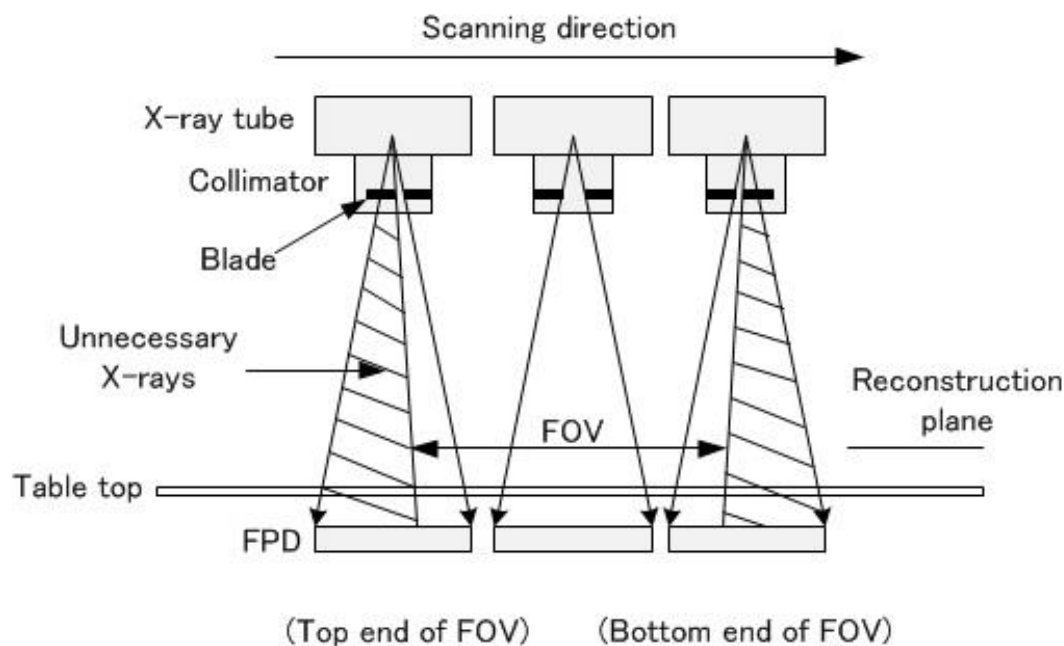


図 53 不必要な X 線の除去のための X 線コリメータ制御

PS-TS では撮影領域の上端、下端部で生じる不必要な X 線（図中斜線部）が生じる。これらの X 線は X 線コリメータの制御で除去することができる。

III.4.A.c. 患者の動きによるモーションアーチファクト

図 54 に患者の動きによるモーションアーチファクトのシミュレーションの結果を示す。シミュレーションはすでに収集した投影像を途中から画像シフトして、再度再構成することで行った。シフトの方向は画像の左右方向で、最も患者の動きが発生しやすい方向をとった。もともになる投影像は、前述の空間分解能の視覚評価のために収集したものを使用した。PS-TS では全投影画像 36 フレーム中、18 フレーム目から以降、TS では全投影画像 74 フレーム中、37 フレーム以降を、IFP にて 10 mm 分（40 画素）右方向にシフトした。

PS-TS（図 54(a)）と TS（図 54(b)）を比較すると、ともに画像が二重になっているのが分かる。シフトを開始するフレーム番号を前後に変えると、二重画像の左右のコントラストが変化する。PS-TS の場合、二重画像の左側では、下つまり走査方向に従ってコントラストは下降し、右側が上昇するが TS にはこの現象は見られない。PS-TS では物体のエッジ部分で、

ステッチング処理の影響による不連続性（図中矢印）は観察できる。しかしながら、患者動きによるモーションアーチファクトについては、PS-TS 固有の大きな問題は無いことが確認された。

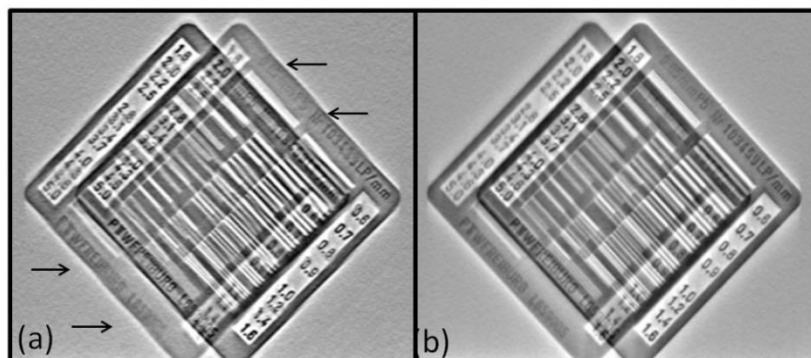


図 54 患者の動きによるモーションアーチファクトのシミュレーション結果

(a) PS-TS、(b) TS。シミュレーションは一連の投影画像の途中で画像をシフトし、再構成することで行われた。

III.4.B. 他の乳房トモシンセシス装置との比較

III.1.で言及したように、平行走査式トモシンセシスは過去、乳房撮影分野で存在した。図 55 に示すように、このシステムは 48 本のラインセンサを一定間隔で配置して撮影範囲をカバーする装置である。X 線管とともに走査することで、各ラインセンサで異なった角度の投影像を収集する。投影画像は通常のとモシンセシスと同様に FBP 法で再構成される。このシステムはいわゆるマルチスリットスキャンシステムで、高い画像コントラストと低被ばくを特徴とする。散乱 X 線の影響が少ないので X 線グリッドが不要で、患者の被ばくが低減できる。しかしながら本システムの欠点は、撮影時間が 10~20 秒と非常に長いことにある。例えば報告のように FOV が 300 mm、画素サイズを $60\mu\text{m}$ とすると、各センサ毎に 5000 ($=300/0.06$) 回の画像収集が必要である。システムの走査時間は、ラインセンサの読み取り時間によって制限される。乳房撮影の場合、長い撮影時間は患者に大きな苦痛を与える。もう一つの欠点は X 線の利用効率が悪いことにある。ラインセンサユニットの撮像領域が 100 mm とすると、

3% (0.06x48/100 の X 線が画像作成に寄与し、残りの 97%は捨てることになる。スロットスキャニング技術を利用し、2D センサである FPD を用いた PS-TS は短時間撮影、および高い X 線利用効率を提供する。

過去、2次元センサ (I.I.-DR) によるマルチスリットイメージングの報告はあった³⁴⁾。これらの報告内容に従い、PS-TS でも X 線管と被写体の間に多重スリットをおいてマルチスリットイメージングを実現することは可能である。つまり FPD 上でのスリット部分に相当する部分の数ラインのデータを読み出し他のラインのデータは無視することによって、上記のような乳房トモシンセシスのようなシステムを構築することは可能である。乳房撮影のように被写体が小さい場合、X 線管だけをシフトして撮影することも可能である。しかしながら撮影の長時間化、X 線管の負担の増大は必須であり、実現の価値があるかどうか十分に検討する必要がある。

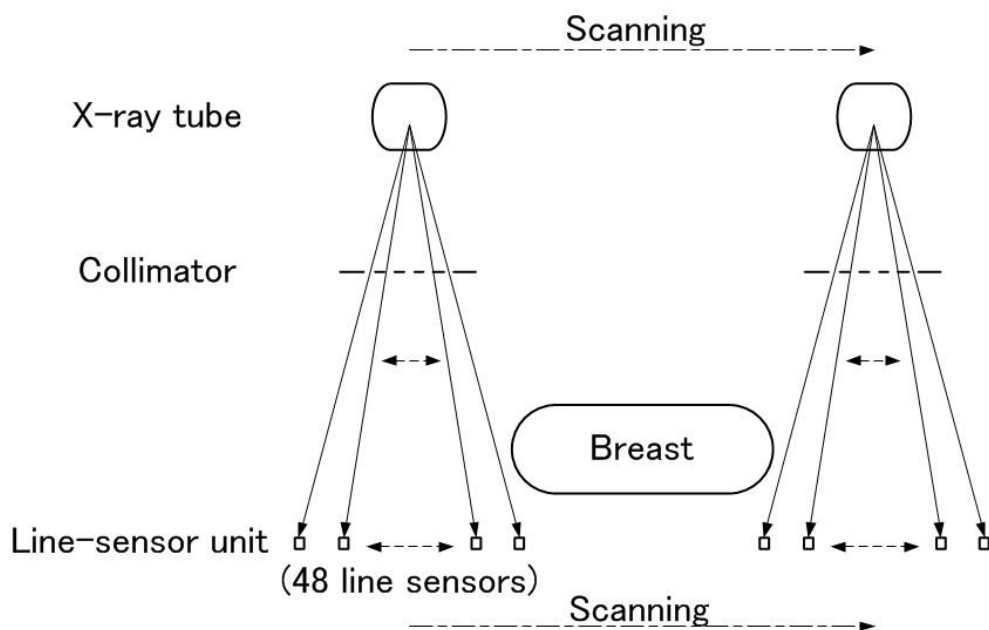


図 55 48 本のラインセンサによる乳房トモシンセシスの撮像方法

各ラインセンサは紙面に垂直方向に配置されている。X 線管、コリメータとともに走査することによってセンサ毎に異なる投影角度の投影像が得られる。

III.4..C. PS-TS の応用分野

従来のトモシンセシスの応用分野に加えて、PS-TS は長尺イメージングの特徴を生

かして、下肢静脈造影、脊椎撮影、下肢ボーラスチェーシング、交通事故検査などの分野に有効と考えられる。PS・TS の最も魅力的な特徴の一つは、近接走査式透視撮影台、汎用一般撮影装置などの直線断層機能を持たない安価なシステムでもトモシンセシスを可能とすることである。PS・TS はトモシンセシスのもつ診断能を普及させ、医療分野の発展に貢献できるものと確信する。

IV. 今後の研究課題

平行走査トモシンセシスに関して、今後次のような事項を研究課題として考える。

(1) 画像作成に寄与しない X 線の防護方法の確立

X 線コリメータの改良など、平行走査トモシンセシス方式の普及には必須の事項と考える。

(2) 任意の走査速度による平行走査トモシンセシスの開発

今回は、一定速度による電動式走査で研究が進められた。しかしながら手動操作による任意速度の走査でも可能性があり、より安価なシステムでのトモシンセシスの実現につながる。

謝辞

本研究の遂行にあたり、多大なるご支援をいただいた、徳島大学大学院・先端技術科学教育部・システム創生工学専攻・光システム工学コース・光情報システム工学講座の仁木登教授、後藤信夫教授、陶山史朗教授、河田佳樹准教授、および鈴木秀宣助教授に深く感謝の意を表します。

参考文献

- 1) 足立 晋他：透視撮影－動画（直接型）における FPD の開発(島津製作所).
INNERVISION16(4) : 47-51、2001
- 2) Shimizu K, Hanai K, Moriyama N, “Physical evaluation of low-dose chest tomosynthesis for the establishment of lung cancer screening system”
DOI:10.1594/ecr2010/C-3013, Scientific Exhibit, 2009 European Radiological Congress(ECR2009)
- 3) Koyama S, Aoyama T, Oda N, Yamauchi-K C, “ Radiation dose evaluation in tomosynthesis and C-arm cone-beam CT examinations with an anthropomorphic phantom “ Med. Phys. 3(8), 4298-4306(2010)
- 4) Tapiovaara M, Lakkisto M, Servomaa A, : “PCXMC－A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical X-ray examination”,
Report STUK-A139 Radiation and Nuclear Safety Authority, Helsinki,1997
- 5) Sabol JM “A Monte Carlo estimation of effective dose in chest tomosynthesis” Med. Phys. 36(12), 5480-5487(2009)
- 6) Zamenhof RG “The optimization of signal detectability in digital fluoroscopy” Med. Phys. 9(5), 688-694 (1982)
- 7) Doyle P, Martin CJ, Gentle D ”Application of contrast-to-noise ratio in optimizing beam quality for digital chest radiography: comparison of experimental measurements and theoretical simulations” Phys. Med. Biol. 51, 2953-2970 (2006)
- 8) Gislason A.J. Davies A.G CowenA.R. “Dose optimization in pediatric cardiac X-ray imaging” Med. Phys.7(10), 5238-5269 (2010)
- 9) Motz W, Danos M, “Image Information and patient exposure » Med. Phys. 5, 8-22(1978)
- 10) 柴田幸一 「FPD イメージングが拓く新しい世界」 INNERVISION(21・2)

107-111 (2006)

- 11) 柴田幸一「直接変換方式 FPD を用いたアプリケーションの開発動向」
日本放射線技術学会誌 62、7、906-912 (2006)
- 12) 柴田幸一, 森一博, 西野 和義 [他]「FPD システムにおけるアプリケーションの開発」島津評論 63(3・4), 141-148 (2007)
- 13) 柴田幸一「動画対応 FPD システムにおけるアプリケーションの開発」
日本放射線技術学会誌 65、6、821-828 (2009)
- 14) 柴田幸一「デジタル時代の画質と線量：トモシンセシス」日本放射線
技術学会誌 67、11、1486-1491 (2011)
- 15) 今西哲雄、岡村貴由、藤井圭一、工幸博、森一博、柴田幸一 [他]
「17 インチ直接変換方式 FPD 搭載透視撮影システム Sonialvision Safire
の開発」島津評論 61(3・4)、117-185 (2005)
- 16) J. T. Dobbins III, H. P. McAdams, J. Song, C. M. Li, D. J. Godfrey, D. M.
DeLong, S. Paik and S. Mertinez-Jimenez. "Digital tomosynthesis of the
chest for lung nodule detection: Interim sensitivity results from an
ongoing NIH-sponsored trial" *Med. Phys.* **35**, 2554 - 2557 (2008).
- 17) S. Sone, T. Kasuga, F. Sakai, J. Aoki, I. Izuno, Y. Tanizaki, H. Tanaka, K.
Shibata, "Development of a high resolution digital tomosynthesis
system and its clinical application" *Radiographics* **11**, 807-822 (1991).
- 18) S. Sone, T. Kasuga, F. Sakai, H. Hirano, K. Kubo, M. Morimoto, M.
Takemura, M. Hosoba, "Chest imaging with dual-energy
subtraction digital tomosynthesis" *Acta Radiol.* **34**, 346-350 (1993).
- 19) S. Sone, T. Kasuga, F. Sakai, K. Oguchi, A. Itoh, F. Li, Y. Maruyama, K.
Kubo, T. Honda, M. Haniuda, K. Takemura, "Digital tomosynthesis
imaging of the lung" *Radiat. Med.* **14**, 53-63 (1996).
- 20) J. T. Dobbins III, D. J. Godfrey, "Digital X-ray tomosynthesis: current

- state of the art and clinical potential" *Phys.Med. Bio.* **48**, R65-R106 (2003).
- 21) J. Vikgren, S. Zachrisson, A. Svalkvist, A. Johnsson, M. Boijesen, A. Flinck, S. Kheddache, M. Bath, "Comparison of chest tomosynthesis and chest radiography for detection of pulmonary nodules: human observer study of clinical cases" *Radiology*, **249**,1034 -1041 (2008).
 - 22) S. Zachrisson, J. Vergren, A. Svalkvist, A. Jonson, M. Bousen, A. Flinck, L. G. Masson, S. Kheddache, M. Bath, "Effect of clinical experience of chest tomosynthesis on detection of pulmonary nodules" *Acta Radiol.* **50**, 884 - 891 (2009).
 - 23) EY. Kim, MJ. Chung, HY. Lee, WJ. Koh, HN. Jung, KS.Lee "Pulmonary mycobacterial disease: diagnostic performance of low-dose digital tomosynthesis as compared with chest radiography" *Radiology*, **257**, 269-277 (2010).
 - 24) Y. Yamada, M. Jinzaki, I. Hasegawa, E. Shiomi, H. Sugiura, T. Abe, Y. Sato, S. Kuribayashi, K. Ogawa "Fast Scanning Tomosynthesis for the Detection of Pulmonary Nodules" *Investigative Radiology*, **46**, 471-477 (2011).
 - 25) J. Duryea J, J. Dobbins, J. Lynch, "Digital tomosynthesis of hand joints for arthritis assessment", *Med. Phys.* **30**, 325-333 (2003).
 - 26) F. Fahey, R. Webber, S. Chew, B. Dickerson, "Application of TACT to the evaluation of total joint arthroplasty" *Med. Phys.* **30**, 454-460 (2003).
 - 27) M. Flynn, R. McGee, J. Blechinger, "Spatial resolution of x-ray tomosynthesis in relation to computed tomography for coronal/sagittal images of the knee", *Proc. SPIE 6510: Physics of Medical Imaging*; (2007); doi:10.1117/12.713805.
 - 28) B. Kalinosky, J. Sabol, Kely Piacsek, Beth Heckel, Taly Gilat Schmiect

- “Quantifying the tibiofemoral joint space using X-ray tomosynthesis” *Med. Phys.* **38**, 6672-6682 (2011).
- 29) R. Gazaila III, M. Flynn, W. Page III, S. Finley, M. Holsbeeck “Technical innovation: digital tomosynthesis of the hip following intra-articular administration of contrast” *Skeletal Radio.* **40**, 1467 - 1471 (2011).
- 30) K. Shibata, D. Notohara, T. Sakai, “Parallel-Scanning Tomosynthesis using a Slot Scanning Technique: Fixed-Focus Reconstruction and the Resulting Image Quality” *Med. Phys.* **41** (11), 111903 -1-111903 -16 (2014).
- 31) A. Maidment, M. Albert, S. Thunberg, L. Adeloew, O. Blom, J. Egerstroem, M. Eklund, T. Francke, U. Jordung, T. Kristoffersson, K. Lindman, L. Lindqvist, D. Marchal, H. Olla, E. Penton, J. Rantanen, S. Solokov, C. Ullberg, N. Weber, “Evaluation of a photon-counting breast tomosynthesis imaging system” *Proc. SPIE 5745*, 572-582: *Physics of Medical Imaging* (2005); doi: 10.1117/12.597317.
- 32) A. Maidment, C. Ullberg, K. Lindman, L. Adeloew, J. Egerstroem, M. Eklund, T. Francke, U. Jordung, T. Kristoffersson, L. Lindqvist, D. Marchal, M. H. Olla, E. Penton, J. Rantanen, S. Solokov N. Weber, H. Westerberg, “Evaluation of a photon-counting breast tomosynthesis imaging system” *Proc. SPIE 6142* , 89-99: *Physics of Medical Imaging* (2006); doi: 10.1117/12.654651.
- 33) IEC62220-1 "Medical electric equipment - Characteristics of digital X-ray imaging devices – Part 1: Determination of the detective quantum efficiency" (2003).
- 34) V. Kume, K. Doi, “Investigation of basic imaging properties in digital radiography.11. Multiple slit - beam imaging technique with image

intensifier - TV digital system” Med. Phys. 14, 736-543 (1987).

以上