

筑波大学

博士（医学）学位論文

腰椎インプラント術後評価のための
デジタルトモシンセシス画像における
同一平面抽出法の開発

2021

筑波大学大学院博士課程人間総合科学研究科

岡野 英里子

第1章 要約	1
第2章 序論	3
第3章 本論	7
3. 腰椎インプラント術後評価のための同一平面抽出法の開発.....	7
3.1 背景.....	7
3.2 目的.....	10
3.3 実験1 デジタルトモシンセシス画像における画素選択法の開発.....	11
3.3.1 目的 ; 実験1.....	11
3.3.2 方法・対象; 実験1.....	11
3.3.3 結果 ; 実験1.....	13
3.3.4 考察 ; 実験1.....	14
3.3.5 小括 ; 実験1.....	15
3.4 実験2 デジタルトモシンセシス画像を用いた同一平面抽出法の開発.....	16
3.4.1 目的 ; 実験2.....	16
3.4.2 方法・対象: 実験2.....	16
3.4.3 結果 ; 実験2.....	21
3.4.4 考察 ; 実験2.....	22
3.4.5 小括 ; 実験2.....	24
3.5 実験3 同一平面抽出法の臨床応用.....	24
3.5.1 目的 ; 実験3.....	24
3.5.2 方法・対象: 実験3.....	25
3.5.3 結果 ; 実験3.....	26
3.5.4 考察 ; 実験3.....	26
3.5.5 小括 ; 実験3.....	27
3.6 研究限界.....	27
第4章 結語	29
第5章 参考文献	30
第6章 図表	35
第7章 謝辞	54
出典	55

第1章 要約

腰椎インプラント術後の椎弓根スクリユーのゆるみを客観的・定量的に評価する方法はまだ確立されていない。本研究では、術後画像評価としてデジタルトモシンセシスを用い、撮影時点の異なる2つの比較画像から同一の平面を抽出するための客観的な方法を開発することを目指した。最初に、デジタルトモシンセシス画像上での長さ測定の検証を行った。長さ測定の検証は、ガラス円板とチタン合金スクリユーをデジタルトモシンセシスで撮影し、それぞれの長さをデジタルトモシンセシス画像上で複数箇所測定し、その実測値を基準として比較した。長さ測定を行う際の、計測対象物の辺縁を画素単位で決定する客観的な方法（画素選択法）を開発した。次に、撮影時点の異なる2つの比較画像から同一平面を抽出する方法を、腰椎後方固定術後を想定した脊椎インプラントを挿入した模擬骨を用いて検討した。同一平面は2つの線によって規定されるため、同一平面抽出の指標として、インプラントのスクリユーの中心線とロッドの曲率を使用した。同一平面であることを規定する条件は、①スクリユーの中心線が全長にわたり描出されること、②ロッドの曲率が一致すること、とした。同一平面の精度を検証するため、スクリユー中心線とロッドの頂点間を結ぶ直線の角度（ロッド・スクリユー角）を計算し検証した。次に、模擬骨で検討した同一平面を抽出する手法を、臨床に応用した。腰椎後側方固定術もし

くは腰椎後方椎体間固定術後の患者6人の画像を用いて、同一平面抽出の精度を検証した。結果、デジタルトモシンセシス画像上でのガラス円板とチタン合金スクリーンの長さ測定では、画素選択法を用いて、誤差200 μm で計測対象物の辺縁を画素単位で客観的に決定できた。撮影時点の異なる2つの比較画像から抽出した同一平面のロッド・スクリー角の平均差は最大で 0.28° であり、模擬骨と患者画像において、統計的に有意差はみられなかった。以上より、腰椎インプラント術後のデジタルトモシンセシス画像を用いて、撮影時点の異なる2つの比較画像から同一平面を抽出する、同一平面抽出法の開発に成功した。この手法により、椎弓根スクリーンの経時的なゆるみを客観的かつ定量的に評価できる可能性がある。

第2章 序論

現在の日本では、超高齢社会を迎え、2019年の65歳以上人口の総人口に占める割合（高齢化率）は28.4%となり[1]、2065年には38.4%に達すると推計されている[2]。高齢患者の問題点として、骨粗鬆症の影響による骨関節インプラントのゆるみ[3-5]、再手術の増加[6]、医療費増大[7]などが問題となっている。

このような状況において、性能の向上したゆるまないインプラントの開発は必至の課題である。筆者が所属する研究グループは、チタン合金製インプラント表面にハイドロキシアパタイト（HA）と線維芽細胞増殖因子-2（Fibroblast growth factor; FGF-2）を共沈担持法を用いてコーティングし、インプラントと骨との固着性を増強させるための研究を産業技術総合研究所と共同で行っている。

椎弓根スクリューのゆるみは、脊椎インプラント術後の主要な合併症として問題となっている。椎弓根スクリューとは、プレートあるいはロッドを連結固定し、脊椎固定と骨移植を行う手術で用いる、椎弓根に挿入するスクリューを指す。脊椎の強固な固定が得られる手術手技で、1963年にフランスのRoy-Camilleが脊椎に対する椎弓根スクリュー固定を開始して以降、世界中で広

く使用されており、脊椎変性疾患、椎体骨折など脊椎手術に幅広く使用されている。椎弓根スクリューのゆるみとは、力学負荷により椎弓根スクリューと骨との間の固着性が消失し、スクリューと骨との間に間隙が生じ、スクリューが固定力を失い脊柱が不安定となった状態を示す。椎弓根スクリューを用いた脊椎固定術は、主に神経の除圧と脊椎不安定性の改善を目的に実施されているが、スクリューのゆるみは固定性の低下を招き、骨癒合遷延、続発する神経障害、矯正損失による脊柱変形、疼痛残存などの臨床成績の低下につながっている。さらに日本では高齢者の増加に伴い、脊椎変性疾患や脊椎椎体骨折等の疾患が増加し、手術件数は近年増加の一途を辿っている[6, 8-9]。骨粗鬆症がベースにある患者は、椎弓根スクリューのゆるみが生じやすいことが知られており[3-5]、今後椎弓根スクリューのゆるみを生じる患者が急激に増加することが予想される。椎弓根スクリューのゆるみが生じた症例では、再手術を余儀なくされるケースがあるが、既に拡大した椎弓根に対しての再手術は難渋することや、椎弓根スクリューの入れ替え自体が固定力の低下につながることも指摘されており[10]、再手術は可能な限り回避することが望ましい。このような状況下で、ゆるまないインプラントの開発が望まれている。

性能の高いインプラントを開発するには、インプラントの性能を正確・客観的に評価する方法が必要であるが、椎弓根スクリューのゆるみは、こ

れまで統一された評価法は存在しなかった [11]。椎弓根スクリユーのゆるみ評価は、単純 X 線撮影または Computed tomography (CT) のいずれかによってスクリユー周囲の透亮像の存在を定性的に評価することに基づいて診断する方法 [12-17]が多く用いられているが、スクリユー周囲 1 mm 以上の骨透亮像をゆるみと定義する手法の場合、ゆるみの検出率は、感度 60%に留まっていた[18]。椎弓根スクリユー周囲の透亮像は、スクリユーが椎体内で動くことによる線維組織の形成とその周囲の骨硬化に起因する[19]ため、スクリユー周囲を取り囲む骨透亮像、およびその外側に骨硬化像を伴う double halo sign をゆるみの指標として用いる報告[20]もあるが、この手法も定性的な評価に留まった。その他、補足的に、椎弓根スクリユーのゆるみは、X 線動態撮影による椎弓根スクリユーと椎体との可動性に基づいて定性的に評価される[21]。椎弓根スクリユーのゆるみの評価法は、論文により評価手法が異なり、統一されていない。

また、各画像診断装置にもいくつか問題点があった。単純 X 線撮影では、異なる時点での各撮影ごとに X 線入射角が異なり、撮影の再現性に欠ける。また CT では、異なる時点で撮影した画像のボリュームデータから、同一平面画像を再構成することが可能だが、金属アーチファクトの影響を受け、椎弓根スクリユーの変位およびスクリユー周囲の透亮像を定量的に評価することは困難である場合がある。

このように、従来の椎弓根スクリーンのゆるみ評価は客観性に欠け、
また各画像診断装置の欠点により正確な評価は困難であった。

第3章 本論

3. 腰椎インプラント術後評価のための、同一平面抽出法の開発

3.1 背景

椎弓根スクリューのゆるみは、客観的かつ定量的な評価方法は未だ確立されておらず、また各画像診断装置の欠点により正確な評価は困難であった。

我々は、椎体内での椎弓根スクリューの変位をゆるみとしてとらえる手法に着目した。椎体内での椎弓根スクリューの変位は、椎弓根スクリューのゆるみを評価するための定量的指標として使用できる。椎弓根スクリューの変位は、軸方向の変位と回旋の組み合わせにより決定される。単純 X 線撮影における椎体上位終板に対する椎弓根スクリュー長軸の角度変化は、椎弓根スクリューのゆるみを定量的に評価するための有用な指標であることが証明されている[22]。しかし単純 X 線撮影では、異なる時点での各撮影ごとに X 線入射角が異なり、撮影の再現性に欠け、またスクリューの重なりにより、左右のスクリューを個別に判別することが困難なケースもある。

椎弓根スクリューのゆるみを定量的かつ正確に評価するための前提として、撮影時点の異なる 2 つの画像データから同一の平面を抽出する方法が必要である。椎弓根スクリューのゆるみは経時的に発生する。このゆるみを感知するには、異なる時点で撮影した画像上でスクリューが移動したことを示す必

要がある。異なる時点で撮影した同一患者の画像において同一平面を抽出でき、画像上でスクリューだけが移動していれば、スクリューはゆるんだと証明できる。

本研究では、これまで述べた単純 X 線と CT の欠点を補填する腰椎椎弓根スクリュー挿入術後評価のための画像診断装置として、デジタルトモシンセシスを使用することを着想した。デジタルトモシンセシスは、1 回の X 線管の直線軌道走査によって、撮影台に平行な連続断層画像によるボリュームデータが得られ、任意の裁断面を再構成する撮影技術である。従来の断層撮影は、古くはフィルムを用いて、X 線入射角度を少しずつ変えながら多方向から撮影された一連の画像を重ね合わせ、特定の裁断面に焦点を合わせて適切に画像をシフトさせ、画像を加算し再構成するシフト加算法が用いられてきた[23, 24] (図 1)。デジタルトモシンセシスでは、断層撮影とコーンビーム CT との類似性が着目され、管球の平行平面式走査をコーンビーム CT 走査の一部と見なし、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) が新たに導入されている。一連の投影画像を、幾何学的変換を施してコーンビーム走査の投影データに変換し、3D のボリュームデータを得て特定の断層画像を再構成する手法である[25] (図 2)。撮影時間は最大 12 秒ほどである。また、デジタルトモシンセシスでは、金属アーチファクトを減らす画像再構成の手法であ

る逐次近似法を採用している。従来の再構成は、一度の計算で断層画像を作り出しているが、逐次近似法は、一度作成した再構成画像と、投影像を比較しながら、画像を差分することにより誤差を修正し、計算を繰り返しながら画像を再構成していく手法である。この手法により、従来の再構成法に比べ、金属アーチファクトを大幅に減らすことができる[26]。このようにデジタルトモシンセシスは、従来の断層撮影に比べ、大視野フラットパネル検出器の登場による平面性の改善・撮影範囲の拡大、逐次近似法による再構成技術の導入等により、金属デバイスに起因するアーチファクトが少なく、金属周囲の骨組織評価に優れていることから近年は整形外科領域における有用性が注目されている[26]。デジタルトモシンセシスは、ボリュームデータから厚さ 1.0 mm スライス of 断層画像を再構成可能である。また、X 線放射線被曝線量を CT の 6~10% に抑えることができる[27]。またデジタルトモシンセシスは、CT では不可能であった、立位動態撮影が可能という特徴を持つ。デジタルトモシンセシスでは、X 線管の直線軌道走査方向と平行および垂直な軸の 2 軸を回旋軸として、ボリュームデータを $\pm 20^\circ$ 回旋させ再構成を行うこともでき、この範囲で撮影体位の誤差を補正することも可能である（図 3）。

デジタルトモシンセシスは、単純 X 線に比べ、X 線入射角の差異を補正でき、CT に比べ被ばく量を抑えることができる、有用な評価法であるが、

平行平面式断層走査では、有効な撮影角度範囲に制限があり、デジタルトモシンセシスから同一平面を抽出する手法はこれまで規定されていなかった。

本研究では、デジタルトモシンセシスを用いて、椎弓根スクリューのゆるみを精度高く客観的に評価を行うための前提として、デジタルトモシンセシスから同一平面を抽出することを研究課題として設定した。研究は、3段階に分けて実験を計画した。第1に、撮影対象の辺縁を正しく認識するための基礎実験を行い、その手法（画素選択法）を開発した。デジタルトモシンセシス画像において、撮影された対象物の辺縁がどこであるかを正しくプロットすることができれば、画像上で対象物内の点や線を正確に決定・計測することが可能となる。第2に、この画素選択法を用いて、腰椎模擬骨を使用して撮影したデジタルトモシンセシス画像から、同一平面を抽出する方法を開発した。平面は2つの線、もしくは1点と1つの線で規定できるので、それらを利用すれば2つの画像から同一平面を抽出することができ、撮影時点の異なる2つの比較画像における対象物の角度や長さの変位が計測できると考えた。最後に、同一平面抽出法の精度を実際の術後患者画像で検証することを計画した。

3.2 目的

本研究の目的は、腰椎椎弓根スクリュー挿入術後の評価のため、異な

る時点で撮影した2つのデジタルトモシンセシスデータから、同一平面を抽出する方法を開発することである。

3.3 実験 1: デジタルトモシンセシス画像における画素選択法の開発

● 研究デザイン

計測対象物の辺縁を決定するための手法の開発（基礎実験）

3.3.1 目的: 実験 1

実験 1 の目的は、撮影対象の辺縁を正しく認識するための基礎実験を行い、その手法（画素選択法）を開発することである。

3.3.2 方法・対象: 実験 1

計測対象の辺縁を画素単位で客観的に決定する方法を、ガラス円板（安中特殊硝子製作所製、サイズ：厚さ 1.8 mm, 直径 14.75 mm、生産地: 日本）とチタン合金スクリュー（田中医科器械製作所製 RENG ペディクルススクリュー、サイズ：φ5.5×54 mm、生産地: 日本）を用いて構築した。X線の線吸収係数は、47 kV から 87 kV の範囲ではガラス、皮質骨、チタンでそれぞれ 0.40~0.762 (cm⁻¹)、0.404~0.953 (cm⁻¹)、1.642~6.870 (cm⁻¹) であって、線吸収係数はガラス<皮質骨<チタンの順に高くなる。87 kV から 100

kV の範囲ではガラス、皮質骨、チタンの線吸収係数はそれぞれ 0.370～0.404 (cm^{-1})、0.356～0.404 (cm^{-1})、1.24～1.642 (cm^{-1}) であって、ガラスと皮質骨の線吸収係数はほぼ等しく、チタンの線吸収係数はガラスと皮質骨より高い (表 1) [28]。ガラス円板は縦横径を計測対象とし、チタン合金スクリューはスクリューヘッド径とスクリュー全長を計測対象とした。それぞれデジタルノギス (シンワ測定社製、製品番号: 19971) もしくはマイクロメーター (Mitutoyo 社製、製品番号 MDC-25MX 293-230-30) を用いて整形外科専門医の測定者 1 名が 5 回計測し、平均値を実測値と定義した。次に、ガラス円板は、アクリル台の水平面に設置し、チタン合金スクリューは、段ボール紙に固定してデジタルトモシンセシスで撮影した (図 4)。撮影には SONIAL VISION G4 (島津製作所製、生産地: 日本) を使用し、ボリュームデータを取得した。SONIAL VISION G4 に搭載されている画像処理ワークステーションである SIDE STATION を用い、逐次近似法である T-smart mode で厚さ 1 mm でボリュームデータを再構成し DICOM データを取得した。撮影画像の拡大率は自動補正されている。1 投影画像当たりの撮影条件は、撮影対象物が明瞭に視認できる条件に設定された (表 2)。アーチファクトの影響を調査するため、チタン合金スクリューは、スクリューの長軸を X 線管球の走査方向に対して垂直および平行となるような 2 種類の配置

で撮影した。

SIDE STATION に保存された DICOM データを、アメリカ国立衛生研究所 (NIH) 製フリーソフト ImageJ で表示した。画像データを 3200 倍まで最大拡大表示を行い、ガラス円板とチタン合金スクリューの辺縁の画素を肉眼で確認できる状態にした。画素を選択して、ガラス円板の縦横径、及びチタン合金スクリューのスクリューヘッド径とスクリュー全長を ImageJ で計測した。その計測値が、デジタルノギスおよびマイクロメーターで計測した実測値に最も近い値になる画素の選択方法を探索した。

● 統計学的検定

画素選択法の検証として、整形外科専門医 4 名からなる測定者がガラス円板の縦横径、及びチタン合金スクリューのスクリューヘッド径とスクリュー全長を、2 日以上の間隔を空け、5 回計測した。測定者を変量効果とし、応答、切片のみを固定効果とした線形混合効果モデルに基づき、応答の平均値及び標準偏差を推定し、それらに基づき実測値からの百分率バイアス及び変動計数を推定した。

3.3.3 結果: 実験 1

計測対象物の辺縁を画素単位で選択するための以下の手順 (手順 1 お

よび手順 2) により、ガラス円板の直径、チタン合金スクリューのスクリューヘッドの直径、およびチタン合金スクリューの全長の実際の長さとも最も近い数値が再現された (図 5、表 3-4) :

手順 1 : 計測対象物の辺縁周辺の画素 A を特定する。画素 A の輝度は

(i) 隣接する外側の画素 (画素 B) の輝度より 1000 未満高く、(ii) 隣接する内側の画素 (画素 C) よりも 1000 以上低い。

手順 2 : 画素 D を辺縁基準画素として選択する。画素 D は、画素 A から 2 画素内側に配置されている。

ガラス円板とチタン合金スクリューのバイアスの最大値は、それぞれ 217 μm (垂直方向、表 3) と 155 μm (平行方向の全長、表 4) であった。画素選択法によるガラス円板とチタン合金スクリューの計測値は、これまで椎弓根スクリューのゆるみのしきい値とされてきた 1 mm の 5 分の 1 程度となった。

3.3.4 考察 : 実験 1

画素選択法では、ガラス円板とチタン合金スクリューのそれぞれの長さ測定において、非常に小さな変動係数 (最大 1.01%) とバイアス (絶対値で最大 217 μm) が得られた。画素選択法では、測定者によらず、客観的かつ高精度な長さ測定が可能であった。したがって、この画素選択法により、線吸収係

数がガラス円板とチタン合金スクリユーの間にある対象物の辺縁を、客観的かつ高精度に識別可能であることが示された。

椎弓根スクリユーの周囲 1 mm 未満の骨透亮像は、デジタルトモシンセシス画像で画素選択法を使用して検出できる可能性がある。スクリユーの周囲 1 mm 以上の骨透亮像を定性的に判断し椎弓根スクリユーのゆるみと判定する既存の手法では、単純 X 線撮影での椎弓根スクリユーのゆるみの検出率は、CT で評価されるゆるみに対し 46~66% と低い検出率が報告されている[29, 30]。ただし、CT は高い放射線被曝線量と金属アーチファクトが問題となっている。本研究のデジタルトモシンセシスを用いた画素選択法では、金属アーチファクトの低減、CT に比べ低い放射線被曝線量、および測定者によらない高精度な長さ測定が実現可能となった。画素選択法を用いた長さ測定の計測誤差は、チタン合金スクリユーとガラス円板の長さ測定で 200 μm であった（表 3-4）。したがって、画素選択法を使用して、これまで定性的に評価されてきた骨透亮像の判定基準のしきい値であった 1 mm よりも小さい骨透亮像を検出し、定量的に評価できる可能性があると考えられた。

3.3.5 小括: 実験 1

デジタルトモシンセシス画像において、計測対象物の辺縁を正しく認

識するための手法である、画素選択法を開発した。画素選択法を用いて、誤差約 200 μm で計測対象物の辺縁を画素単位で客観的に決定できた。

3.4 実験 2: デジタルトモシンセシス画像を用いた同一平面抽出法の開発

● 研究デザイン

模擬骨を対象に、異なる時点・体位で撮影したデジタルトモシンセシス画像から同一平面を抽出する手法の開発（基礎実験）

3.4.1 目的: 実験 2

実験 2 の目的は、実験 1 で開発した画素選択法を用いて、椎弓根スクリーが挿入された腰椎模擬骨において、同一平面を抽出する方法を開発することである。

3.4.2 方法・対象: 実験 2

脊椎インプラント術後において、経時的に正確な画像評価を実施するために、異なる時点・体位で撮影したデジタルトモシンセシス画像から同一平面を抽出する手法を、腰椎模擬骨に挿入した脊椎インプラントを使用して開発した。X 線高分解腰椎模擬骨（Sawbones 社製、製品番号 SKU #1301-97、生産

地: アメリカ合衆国) に、椎弓根チタン合金スクリュー (田中医科器械製作所製、RENG ペディクルスクリューφ6.5×40 mm、生産地: 日本) を両側 L3-L5 椎弓根に挿入し、後方で φ5.5×90 mm チタン合金製ロッドと連結固定した。模擬骨の棘突起部分をアクリル板容器の内側に固定し、動かないことを徒手的に確認した (図 6a)。

模擬骨を側臥位で設置し、デジタルトモシンセシス画像を撮影し、SIDE STATION で再構成した (撮影条件: 表 2)。

平面は、2 つの線が規定されれば決定される。すなわち、脊椎インプラントを挿入した模擬骨を撮影したデジタルトモシンセシス画像を再構成して得られる 2 つの平面において、指標となる 2 つの線を決定する必要がある。今回は、形状が不変で視認性に優れるインプラント構成体を指標にし、スクリュー中心線とロッドの弯曲という 2 つの線を利用した。スクリュー中心線とロッドの弯曲が同じであれば、2 つの平面は同一とみなせる。ロッドの弯曲が一致するとは、ロッドの各点における接線方向の傾きが一致していることを指す。このため、ロッドの弯曲を 2 次曲線に見立てて近似し、その微分関数が一致すれば、ロッドの弯曲が一致していると判断した。そこで、スクリュー中心線がスクリュー全長にわたって描出されていて、尚且つロッドの弯曲が一致する 2 つの平面画像を同一平面と定義し、以下の方法で抽出した。

- ① 椎弓根スクリューの多くは中空構造になっており（図 7）、スクリュー中心線は、スクリューの中空構造を利用した。すなわち、a. スクリューの中空が全長にわたり視認できる、かつ b. ロッドの弯曲が描出されている、の 2 条件を満たす画像を、異なる時点で撮影したデジタルトモシンセシス画像からそれぞれ目視で選び抽出する（図 8）。
- ② 抽出した画像を ImageJ で表示し、実験 1 の画素選択法を用いて、スクリュー中空部分の上縁の画素を選択する。次に、スクリュー中空上縁の画素から、スクリュー長軸に対して垂直方向に位置するスクリュー中空下縁の画素を選択する（図 9 (a)）。
- ③ ②で選択したスクリュー中空の上縁と下縁の画素を直線で結び、その直線の中点をスクリュー中空幅中点と定義する（図 9 (a)）。スクリュー中空幅中点の画素の (x, y) 座標をスクリュー全長にわたって 10 点特定する。スクリュー中空幅中点がスクリューの端から端まで描出できていることを確認する（図 9 (b)）。
- ④ ①で抽出した画像を ImageJ で表示し、画素選択法を用いて、ロッド腹側辺縁の画素を特定する。次に、この腹側辺縁の画素からロッド軸に対して垂直方向に位置するロッド背側辺縁の画素を選択する。ロッド腹側辺縁と背側辺縁の画素を直線で結び、その直線の中点をロッド幅中点と定義する

(図 10 (b))。さらに、目視でロッドの頭側先端と尾側先端を確認し、画素選択法を用いて頭側先端と尾側先端の画素を特定する (図 10 (a)、(c))。

その二つの画素はそれぞれロッドの上頂点、下頂点と定義する。ロッド幅中点の画素をロッドの全長にわたって 8 点特定し、ロッドの上頂点、下頂点と合わせて合計 10 点を特定する (図 10 (d))。

⑤ ロッド幅中点 8 点、上頂点、下頂点の計 10 点の画素の (x, y) 座標を特定する (図 11 (b))。

⑥ ⑤の 10 点の (x, y) 座標を $(x, y) \rightarrow (y, x)$ へ座標変換し、 x 軸と y 軸を交換する (図 11 (c))。

⑦ 一方のロッド画像を他方のロッド画像に重ねる操作に相当する、回転と水平移動の座標変換を一方のロッド幅中点、上頂点、下頂点の (x, y) に施す (図 11 (d))。

⑧ 2 画像における⑦の 10 点を、それぞれ二次曲線で回帰する (図 11 (e))。この回帰曲線をロッド近似曲線と定義する。ロッド近似曲線の各点の微分値はその点におけるロッドの傾きを表すため、その微分値はロッドの曲がり具合 (弯曲) の指標である。そこで、2 画像のロッド近似曲線を微分して得られる二つの一次関数 ($y = 2ax + b$) をロッド近似曲線の微分関数と定義する (図 11 (f))。

- ⑨ 二つの画像で、ロッド近似曲線の微分関数の $2a$ 、 b の数値の差が可能な限り小さくなるように、画像の再構成作業（①-⑧）を繰り返す。
- ⑩ ロッド近似曲線の微分関数の $2a$ 、 b の数値の差が最も小さくなる二つの画像を同一平面と定義する（図 11 (f)）。

次に、ロッドとスクリュー中心線のなす角度、 θ 、は以下のように測定した。

- ⑪ ③のスクリュー中空幅中点座標 10 点を一次関数で回帰する。この回帰直線をスクリュー中心線と定義する（図 12 (c)）。
- ⑫ ロッドの上頂点と下頂点（⑧）を通る直線の一次関数を求める（図 12 (d)）。この直線とスクリュー中心線のなす角度を各々の直線の傾きの値から計算する。得られた角度の値をロッドとスクリュー中心線のなす角度、 θ 、とする（図 12 (e)）。
- ⑬ 得られた 2 つの θ の数値を比較する。

同一平面抽出から検証までの流れを図 13 に示す。2 つの画像から⑤の段階で得られたロッド幅の中点 8 点、上頂点、下頂点の (x, y) 座標を入力すれば、⑥-⑧、⑪-⑫の作業を自動で実施する Microsoft Excel®の計算シートを作成し、作業を実施した（図 14）。

同一平面の抽出法の検証として、側臥位で設置した模擬骨を、体軸を

回転軸とする右回旋 0°、5°、10°、20°の体位でデジタルトモシンセシス画像を撮影し、回旋 0°で得られた平面と同一の平面が回旋 5°、10°、20°の画像データから抽出できるか否かを検討した (図 6b)。

● 統計学的検定

同一平面の抽出とそれに引き続く θ の計測は、整形外科専門医 3 名からなる測定者が、模擬骨の各回旋角度につき 3 回以上行った。測定者を変量効果、回旋角度を固定効果とし、ロッド近似曲線の微分関数の傾き $2a$ および切片 b 、 θ を応答とし、回旋角度間に異分散を仮定した線形混合効果モデルに基づき、各回旋角度間の、 $2a$ 、 b 、 θ の差の推測を行った。また、 $2a$ 、 b 、 θ について、測定者間の測定値のばらつきの有意性を検討するために、共分散パラメータに関する Z 検定を行った。

3.4.3 結果: 実験 2

$2ax + b$ 値の最大差は-0.049 であり、2 つの同一平面間のロッド接線方向の角度の差がわずかに-2.79°であることが示されたが、模擬骨の体軸を回転軸とする回旋角が大きいほど、微分関数 ($y = 2ax + b$) の $2a$ と b の数値の差は有意差をもって大きくなることが示された (表 5-7)。0°回旋の平面と比較した θ の平均差は、5°、10°、および 20°回旋でそれぞれ 0.18°、0.23°、および 0.28°であ

った。0°回旋と比較した θ の差は回転角とともに増加する傾向があったが、統計的に有意差は見られなかった（表7）。共分散パラメーターのZ検定では、2a、b、および θ に対してそれぞれ0.18、0.24、および0.20のp値が得られた。したがって、異なる測定者によって測定された数値の間には統計的に有意な差がなかった。

3.4.4 考察: 実験2

本研究の手法で、同一平面抽出法は、実験1において開発された、客観的で高精度な画素選択法を用いて開発された。この画素選択法を用いて、スクリュー中心線とロッド弯曲曲線を含む同一平面を抽出することに成功した。ロッド弯曲曲線は、ロッドの中心軸とは異なる。ロッドの中心軸ではなく、ロッド弯曲曲線を同一平面抽出の指標とした理由は、ロッドが3次元で弯曲している可能性があり、その場合、1つの平面でロッドの全長を描出することが難しい場合があるからである。実際の臨床では、ロッドの中心軸を含む平面には、スクリューの中心線が含まれていない場合がある。同一平面を抽出する手法の応用範囲を高めるために、ロッドの中心軸もロッドの全長も一つの平面に含める必要がない方法を考案した。ロッドの中心軸またはロッド全長を使用する代わりに、画像上に描出されたロッドの各点での弯曲が一致する、つまりロッド

幅中点を 2 次曲線 ($y = ax^2 + bx + c$) に回帰して、この近似曲線を微分して得られる微分関数が一致することを同一平面の条件とした。微分関数の一致は、近似曲線を微分することによって得られた線形関数の傾き $2a$ と切片 b を使用して客観的に評価された。ロッド近似曲線の曲率が完全に一致すれば、 $2a$ と b の数値が 2 つの平面で等しくなる。ただし今回の結果からは、2 つの平面間で $2a$ 、 b の差は小さいものの、被写体の撮影体位が 10° 以上の回旋角度では、回旋角度が大きくなるほど、 $2a$ 、 b の数値のずれが有意差をもって大きくなることが示され、被写体の回旋角度が大きくなるほど、画像にゆがみが生じ同一平面抽出の精度が落ちることが示された。そのため、対象は可能な限り一貫した体位で撮影することが望ましい。採用されたロッド弯曲曲線の長さは、平面内のスクリーンの全長の 107% から 342% の範囲であった。平面に含まれるロッドの長さがこの範囲内であれば、同一平面を高精度に抽出できる。

スクリーンの中心線とロッドの上下を通る直線との間の角度、 θ を使用して、2 つの平面が同じであるか検証した。ASTM F1717 規格の試験を含むいくつかの機械的試験[31]によると、スクリーンとロッドの間の相互接続強度は信頼できるため、理論上 θ は不変である。2 つの平面間の θ の平均差は、測定者に関係なく、模擬骨において最大で 0.28° であった (表 7)。したがって、同一平面が正常に抽出されたことが示された。

3.4.5 小括: 実験 2

椎弓根スクリューが挿入された腰椎模擬骨を使用し、実験 1 で開発した画素選択法を用いて、撮影時点の異なる 2 つのデジタルトモシンセシス画像から同一平面を抽出する手法（同一平面抽出法）の開発に成功した。2 つの比較画像から抽出した同一平面の θ の平均差は、最大で 0.28° であり、測定者によらず高精度に同一平面が抽出された。

3.5 実験 3：同一平面抽出法の臨床応用

● 研究デザイン

実験 3 は後ろ向き観察研究である。この研究はヘルシンキ宣言に準拠して実施され、患者は参加前に研究について口頭で説明を受け、研究に参加するための書面による同意書を提出した。著者らは、筑波大学附属病院（H28-013）の倫理委員会によって承認された条件に従って研究を実施した。

3.5.1. 目的: 実験 3

実験 3 の目的は、実験 2 で開発した同一平面抽出法の精度を術後患者画像で調査することである。

3.5.2 方法・対象: 実験 3

● 対象

椎弓根スクリューを用いた腰椎椎体間固定術、腰椎後側方固定術を行った患者 6 例（男性 3 例、女性 3 例）

● 方法

デジタルトモシンセシスを用いて臥位、立位もしくは座位の 2 つの体位で腰椎側面像を撮影した。デジタルトモシンセシスの撮影時期は術後平均 2.5 週（最短 1 週、最長 3.9 週）であった（撮影条件：表 2）。臥位、立位もしくは座位の 2 条件での画像データから、実験 2 と同じ方法で比較するデジタルトモシンセシス画像から同一平面を抽出し、精度検証のため θ を測定した。計測対象のスクリューは、最頭側のスクリューの左右どちらか一方とした。

● 統計学的検定

同一平面抽出法の臨床での測定精度と有効性を検証するため、同一平面の抽出、および θ の計測は、整形外科専門医 3 名からなる測定者が実施した。測定者及び患者を変量効果とした線形混合効果モデルに基づき、 θ を応答、体位を固定効果として、体位間の θ の平均差の推測を行った。

3.5.3 結果: 実験 3

実験 2 の手法を用いて、患者画像から同一平面を抽出することに成功した (図 15)。側臥位と、立位または座位の画像間での θ の平均差は 0.05° であり、有意差はみられなかった ($p = 0.671$; 表 8)。したがって、患者のデジタルトモシンセシス画像を使用して同一平面を抽出する際の精度は、模擬骨のデジタルトモシンセシス画像を用いた実験 2 の精度と同じレベルであった。

3.5.4 考察: 実験 3

2 つの平面間の θ の平均差は、測定者に関係なく、臨床画像において 0.05° であり、模擬骨と同程度であった (表 8)。したがって、臨床画像においても同一平面が正常に抽出されたことが示された。

本研究で提示した同一平面抽出法は、臨床診療において椎弓根スクリーンのゆるみの客観的、定量的な評価を可能にする。同一平面の抽出は、異なる時点で椎弓根スクリーンの変位をモニタリングするための前提条件である。スクリー中心線と椎体上位終板のなす角度の変化を、椎弓根スクリーンのゆるみの指標とする手法は優れた評価法である[22]。しかしこれまでは単純 X 線を用いた評価であったため、X 線入射角の差異による画像の不一致が問題となっていた。本研究において、デジタルトモシンセシス画像における同一平面抽

出法が確立され、また、同一平面抽出法により抽出されたデジタルトモシンセシスの再構成画像上では、角度は正確に計測可能であることが示された。同研究グループの俣木らは、デジタルトモシンセシスを用いた同一平面抽出法を脊椎の動態撮影に応用し、椎体内のスクリューの変位でスクリューのゆるみを定量的に評価し、臨床での有効性を実証した[32]。今後も症例数を重ね検討していく必要がある。骨関節インプラントを対象としたデジタルトモシンセシス動態撮影は同一平面抽出法を用いることで定量的に正確に評価できる。将来的には、同一平面抽出法によって得られた比較画像を用いた各種インプラントのゆるみ評価は、各種人工関節への応用可能性も考えられ、術前後の比較はもちろんインプラント開発における性能評価にも役立つと考えられる。ただし、日常の臨床診療に汎用するため、現在の同一平面抽出法は一部自動化する必要があり、AIによる画像の機械学習や、同一平面抽出を実施するソフトウェアの開発等が望まれる。

3.5.5 小括: 実験 3

実験 2 で開発した同一平面抽出法の精度を術後患者画像で検証した。患者の術後のデジタルトモシンセシス画像から同一平面を抽出する精度は、模擬骨を用いた実験 2 と同等の精度であった。

3.6 研究限界

1つは、臨床サンプルサイズが小さいことである。患者数を増やすことで、同一平面を抽出する精度をさらに明確にする必要がある。2つ目は、脊椎への椎弓根スクリューの挿入角度に関連する。椎弓根スクリューの挿入角度が大きいと、デジタルトモシンセシス画像の通常の再構成角度範囲である $\pm 20^\circ$ では、スクリューの中心線を全長に沿って表示することが困難になる。3つ目は、表5および6に示されているように、撮影体位の回旋が異なるとロッド近似曲線の微分関数の数値（2a、b）の差が増大する傾向にあるため、可能な限り一貫した体位で撮影する必要があることである。また、近年は撮影時の被曝量を従来よりも減少させた条件で撮影する Low dose CT [30, 33]や、金属アーチファクトを減じる撮影条件を用いた CT の撮影手法[34]も報告されており、脊椎インプラント術後評価において、今後デジタルトモシンセシスとの比較検討が必要である。

第4章 結語

デジタルトモシンセシス画像において、撮影対象の辺縁を正しく認識するための手法である画素選択法を開発した。この画素選択法を用いて、撮影時点の異なる脊椎インプラント術後デジタルトモシンセシス画像から同一平面を抽出する、同一平面抽出法を開発した。同一平面抽出法により、今後椎弓根スクリューの経時的なゆるみを客観的かつ定量的に評価できる可能性がある。

将来的には、椎弓根スクリューのゆるみとその臨床結果との関連性の調査、各種整形外科インプラントの開発評価、人工関節等への応用が期待できる。

第5章 参考文献

- [1] 内閣府ホームページ. 令和2年版高齢社会白書(全体版).
https://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2020/html/zenbun/s1_1_1.html 閲覧
日: 2021年9月1日.
- [2] 国立社会保障・人口問題研究所. 人口問題研究資料第337号. 平成30年3月
31日, p14, ISSN 1347-5428
- [3] Kumano K, Hirabayashi S, Ogawa Y, Aota Y. Pedicle screws and bone mineral
density. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1994 May 15;19(10):1157-61. doi: 10.1097/00007632-
199405001-00012.
- [4] Cho JH, Hwang CJ, Kim H, Joo YS, Lee DH, Lee CS. Effect of osteoporosis on the
clinical and radiological outcomes following one-level posterior lumbar interbody
fusion. *J Orthop Sci*. 2018 Nov;23(6):870-877. doi: 10.1016/j.jos.2018.06.009.
- [5] Okuyama K, Abe E, Suzuki T, Tamura Y, Chiba M, Sato K. Influence of bone
mineral density on pedicle screw fixation: a study of pedicle screw fixation augmenting
posterior lumbar interbody fusion in elderly patients. *Spine J*. 2001 Nov-Dec;1(6):402-7.
doi: 10.1016/s1529-9430(01)00078-x.
- [6] Kobayashi K, Ando K, Nishida Y, Ishiguro N, Imagama S. Epidemiological trends in
spine surgery over 10 years in a multicenter database. *Spine J*. 2018 Aug;27(8):1698-
1703. doi: 10.1007/s00586-018-5513-4.
- [7] 医療費の動向調査. 厚生労働省ホームページ.
<https://www.mhlw.go.jp/topics/medias/year/19/index.html>
閲覧日: 2021年9月1日.
- [8] Nohara Y, Taneichi H, Ueyama K, Kawahara N, Shiba K, Tokuhashi Y, Tani T,

- Nakahara S, and Iida T. Nationwide survey on complications of spine surgery in Japan. *J Orthop Sci.* 2004;9(5):424-33. doi: 10.1007/s00776-004-0802-7.
- [9] Imajo Y, Taguchi T, Yone K, Okawa A, Otani K, Ogata T, Ozawa H, Shimada Y, Neo M, Iguchi T. Japanese 2011 nationwide survey on complications from spine surgery. *J Orthop Sci.* 2015 Jan;20(1):38-54. doi: 10.1007/s00776-014-0656-6.
- [10] Cook SD, Barbera J, Rubi M, Salkeld SL, Whitecloud TS 3rd. Lumbosacral fixation using expandable pedicle screws: an alternative in reoperation and osteoporosis. *Spine J.* 2001 Mar-Apr;1(2):109-14. doi: 10.1016/s1529-9430(01)00020-1.
- [11] Galbusera F, Volkheimer D, Reitmaier S, Berger-Roscher N, Kienle A, Wilke HJ. Pedicle screw loosening: a clinically relevant complication? *Eur Spine J.* 2015 May;24(5):1005-16. doi: 10.1007/s00586-015-3768-6.
- [12] Pihlajämäki H, Myllynen P, Böstman O. Complications of transpedicular lumbosacral fixation for non-traumatic disorders. *J Bone Joint Surg Br.* 1997 Mar;79(2):183-9. doi: 10.1302/0301-620x.79b2.7224.
- [13] Fay LY, Wu JC, Tsai TY, Wu CL, Huang WC, Cheng H. Dynamic stabilization for degenerative spondylolisthesis: evaluation of radiographic and clinical outcomes. *Clin Neurol Neurosurg.* 2013 May;115(5):535-41. doi: 10.1016/j.clineuro.2012.05.036.
- [14] Bokov A, Bulkin A, Aleynik A, Kutlaeva M, Mlyavykh S. Pedicle Screws Loosening in Patients With Degenerative Diseases of the Lumbar Spine: Potential Risk Factors and Relative Contribution. *Global Spine J.* 2019 Feb;9(1):55-61. doi: 10.1177/2192568218772302. Epub 2018 May 24.
- [15] Manabe H, Sakai T, Morimoto M, Tezuka F, Yamashita K, Takata Y, Sairyō K. Radiological Outcomes of Posterior Lumbar Interbody Fusion Using a Titanium-coated PEEK Cage. *J Med Invest.* 2019;66(1.2):119-122. doi: 10.2152/jmi.66.119.

- [16] Wu JC, Huang WC, Tsai HW, Ko CC, Wu CL, Tu TH, Cheng H. Pedicle screw loosening in dynamic stabilization: incidence, risk, and outcome in 126 patients. *Neurosurg Focus*. 2011 Oct;31(4):E9. doi: 10.3171/2011.7.FOCUS11125.
- [17] Ko CC, Tsai HW, Huang WC, Wu JC, Chen YC, Shih YH, Chen HC, Wu CL, Cheng H. Screw loosening in the Dynesys stabilization system: radiographic evidence and effect on outcomes. *Neurosurg Focus*. 2010 Jun;28(6):E10. doi: 10.3171/2010.3.FOCUS1052.
- [18] Sandén B, Olerud C, Petré-Mallmin M, Johansson C, Larsson S. The significance of radiolucent zones surrounding pedicle screws. Definition of screw loosening in spinal instrumentation. *J Bone Joint Surg Br*. 2004 Apr;86(3):457-61. doi: 10.1302/0301-620x.86b3.14323.
- [19] Schatzker J, Horne JG, Sumner-Smith G. The effect of movement on the holding power of screws in bone. *Clin Orthop Relat Res*. 1975 Sep;(111):257-62. doi: 10.1097/00003086-197509000-00032.
- [20] Dakhil-Jerew F, Jadeja H, Cohen A, Shepperd JA. Inter-observer reliability of detecting Dynesys pedicle screw using plain X-rays: a study on 50 post-operative patients. *Eur Spine J*. 2009 Oct;18(10):1486-93. doi: 10.1007/s00586-009-1071-0.
- [21] Stoll TM, Dubois G, Schwarzenbach O. The dynamic neutralization system for the spine: a multi-center study of a novel non-fusion system. *Eur Spine J*. 2002 Oct;11 Suppl 2(Suppl 2):S170-8. doi: 10.1007/s00586-002-0438-2.
- [22] Aghayev E, Zullig N, Diel P, Dietrich D, Benneker LM. Development and validation of a quantitative method to assess pedicle screw loosening in posterior spine instrumentation on plain radiographs. *Eur Spine J*. 2014 Mar;23(3):689-94. doi: 10.1007/s00586-013-3080-2.

- [23] 渡部 欣忍, 佐々木 源, 岡本 孝英, 竹中 信之, 河野 博隆. トモシンセシスと digital slit scanogram の原理と運動器外傷領域への活用. 整形外科. 2016; 67(5): 462-468.
- [24] 崎元 芳大, 有泉 光子, 成田 賢一, 福田 健志, 福田 国彦, 鈴木 貴. 新しい医療技術 トモシンセシス. 整形・災害外科. 2013; 56(8): 985-989.
- [25] 塩見 剛. トモシンセシスの原理と応用～FPD が生み出した新技術～. 医用画像情報学会雑誌. 2007; 24(2): 22-27. doi.org/10.11318/mii.24.22
- [26] Blum A, Noël A, Regent D, Villani N, Gillet R, Gondim Teixeira P. Tomosynthesis in musculoskeletal pathology. Diagn Interv Imaging. 2018 Jul-Aug;99(7-8):423-441. doi: 10.1016/j.diii.2018.05.001. Epub 2018 May 30.
- [27] Koyama S, Aoyama T, Oda N, Yamauchi-Kawaura C. Radiation dose evaluation in tomosynthesis and C-arm cone-beam CT examinations with an anthropomorphic phantom. Med Phys. 2010 Aug;37(8):4298-306. doi: 10.1118/1.3465045.
- [28] Hubbell JH, Seltzer SM. Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients 1 keV to 20 MeV for elements Z = 1 to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest. NIST Standard Reference Database 126. doi: <https://dx.doi.org/10.18434/T4D01F>.
- [29] Ohtori S, Inoue G, Orita S, Yamauchi K, Eguchi Y, Ochiai N, Kishida S, Kuniyoshi K, Aoki Y, Nakamura J, Ishikawa T, Miyagi M, Kamoda H, Suzuki M, Kubota G, Sakuma Y, Oikawa Y, Inage K, Sainoh T, Takaso M, Toyone T, Takahashi K. Comparison of teriparatide and bisphosphonate treatment to reduce pedicle screw loosening after lumbar spinal fusion surgery in postmenopausal women with osteoporosis from a bone quality perspective. Spine (Phila Pa 1976). 2013 Apr

15;38(8):E487-92. doi: 10.1097/BRS.0b013e31828826dd.

[30] Abul-Kasim K, Ohlin A. Evaluation of implant loosening following segmental pedicle screw fixation in adolescent idiopathic scoliosis: a 2 year follow-up with low-dose CT. *Scoliosis*. 2014 Aug 24;9:13. doi: 10.1186/1748-7161-9-13.

[31] Standard Test Methods for Spinal Implant Constructs in a Vertebrectomy Model. ASTM International. Designation: F1717-21. doi: 10.1520/F1717-21

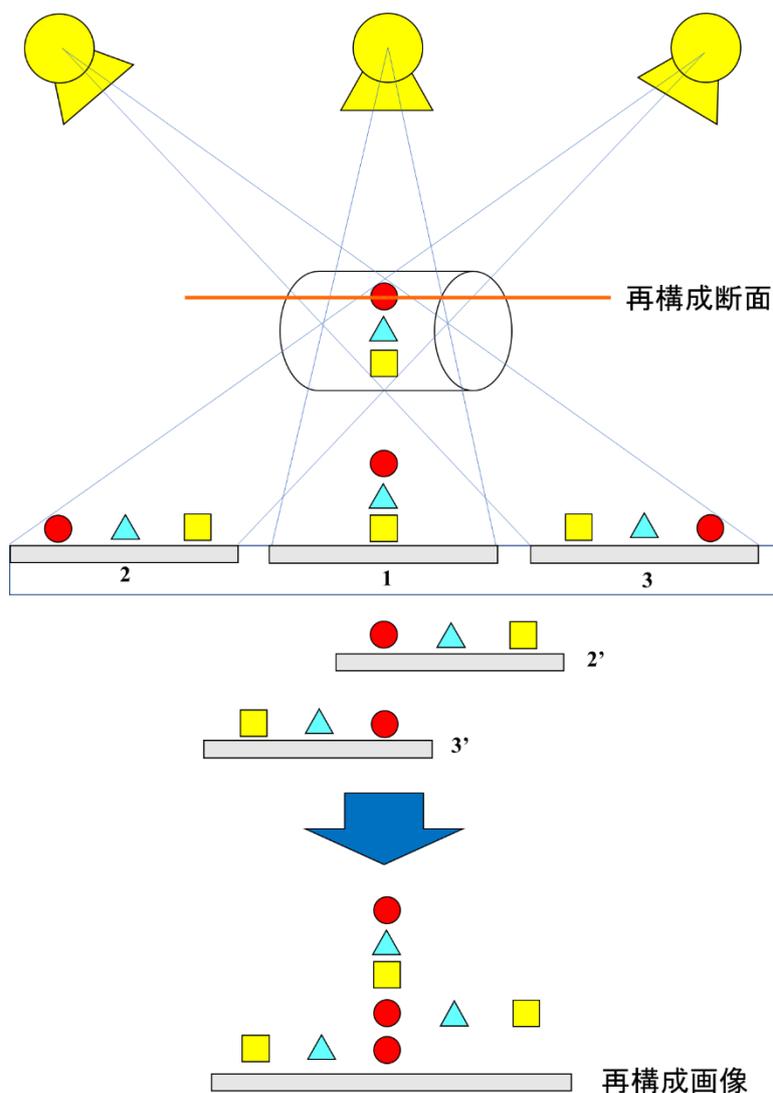
[32] 俣木 健太郎. 脊椎外科領域におけるデジタルトモシンセシスの臨床応用. 筑波大学博士（医学）学位論文. 2020,2021-03-25,甲第 9954 号.

[33] Sollmann N, Mei K, Riederer I, Schön S, Kirschke JS, Meyer B, Zimmer C, Baum T, Noël PB. Low-Dose MDCT of Patients With Spinal Instrumentation Using Sparse Sampling: Impact on Metal Artifacts. *AJR Am J Roentgenol*. 2021 May;216(5):1308-1317. doi: 10.2214/AJR.20.23083.

[34] Katsura M, Sato J, Akahane M, Kunimatsu A, Abe O. Current and novel techniques for metal artifact reduction at CT: practical guide for radiologists. *Radiographics*. 2018 Mar-Apr;38(2):450-461. doi: 10.1148/rg.2018170102.

第6章 図表

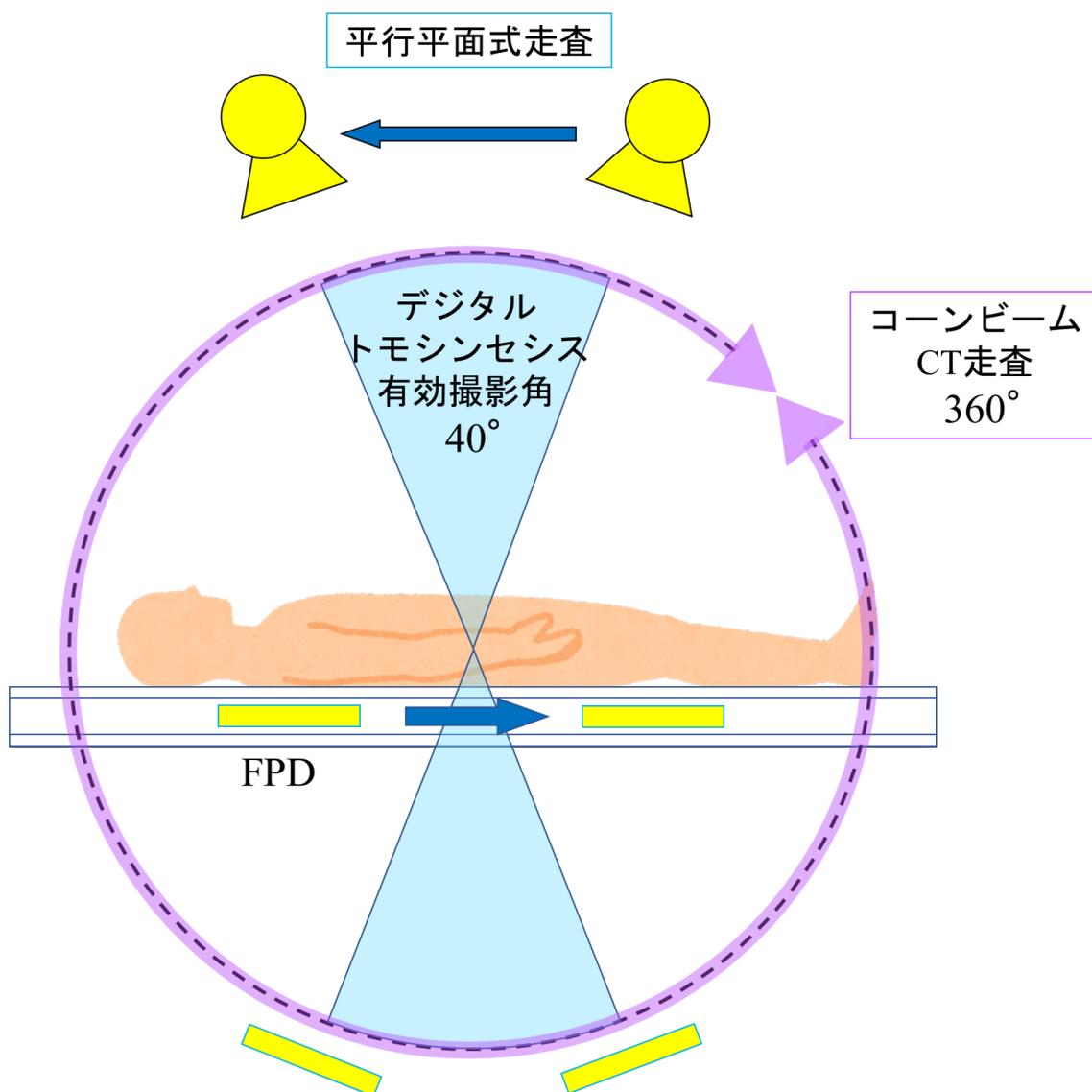
図 1



シフト加算法

多方向から撮影された一連の画像を重ね合わせ、特定の裁断面に焦点を合わせて画像を加算し再構成する。図の赤丸の組織のレベルで断面を再構成すると、各画像の赤丸の位置が重なるように各画像を少しずつシフトさせ、画像を重ね合わせる。赤丸の影が3倍となり、より画像が鮮明に描出される。

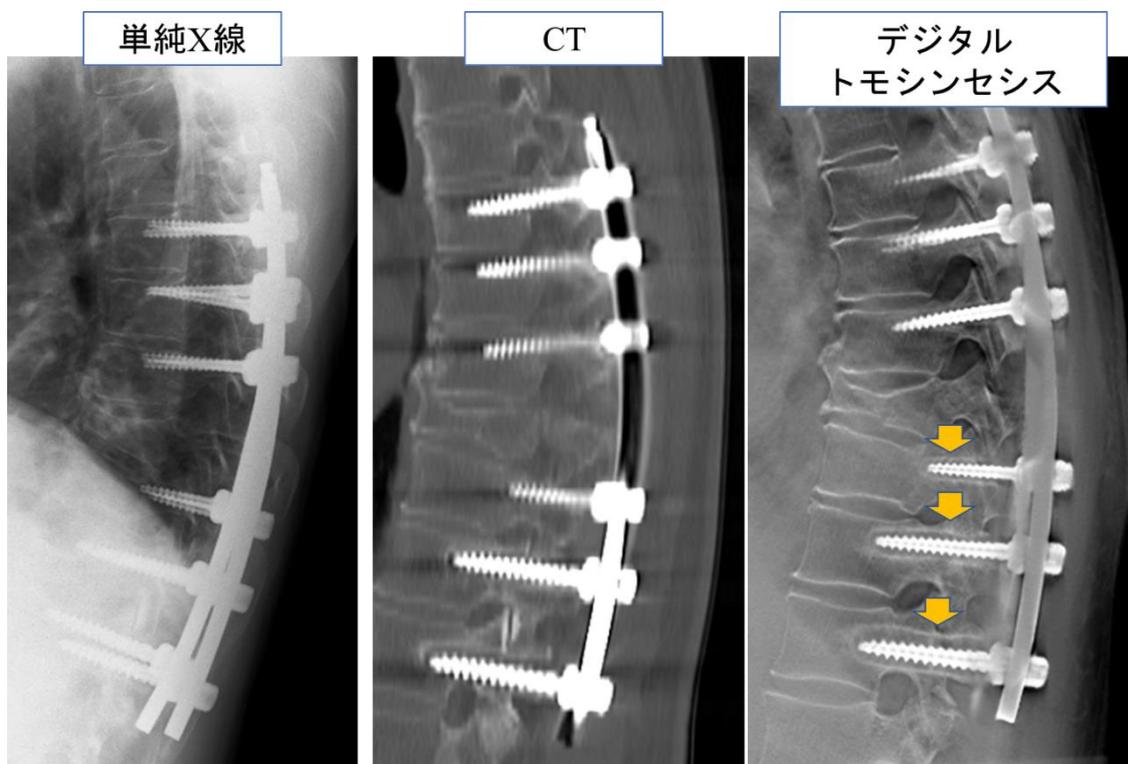
図 2



フィルタ逆投影法 (Filtered Back Projection 法)

デジタルトモシンセシスの平行平面式走査をコーンビーム CT 走査の一部と捉えて、投影画像を変換しボリュームデータを取得し、特定の裁断面の画像再構成を行う。

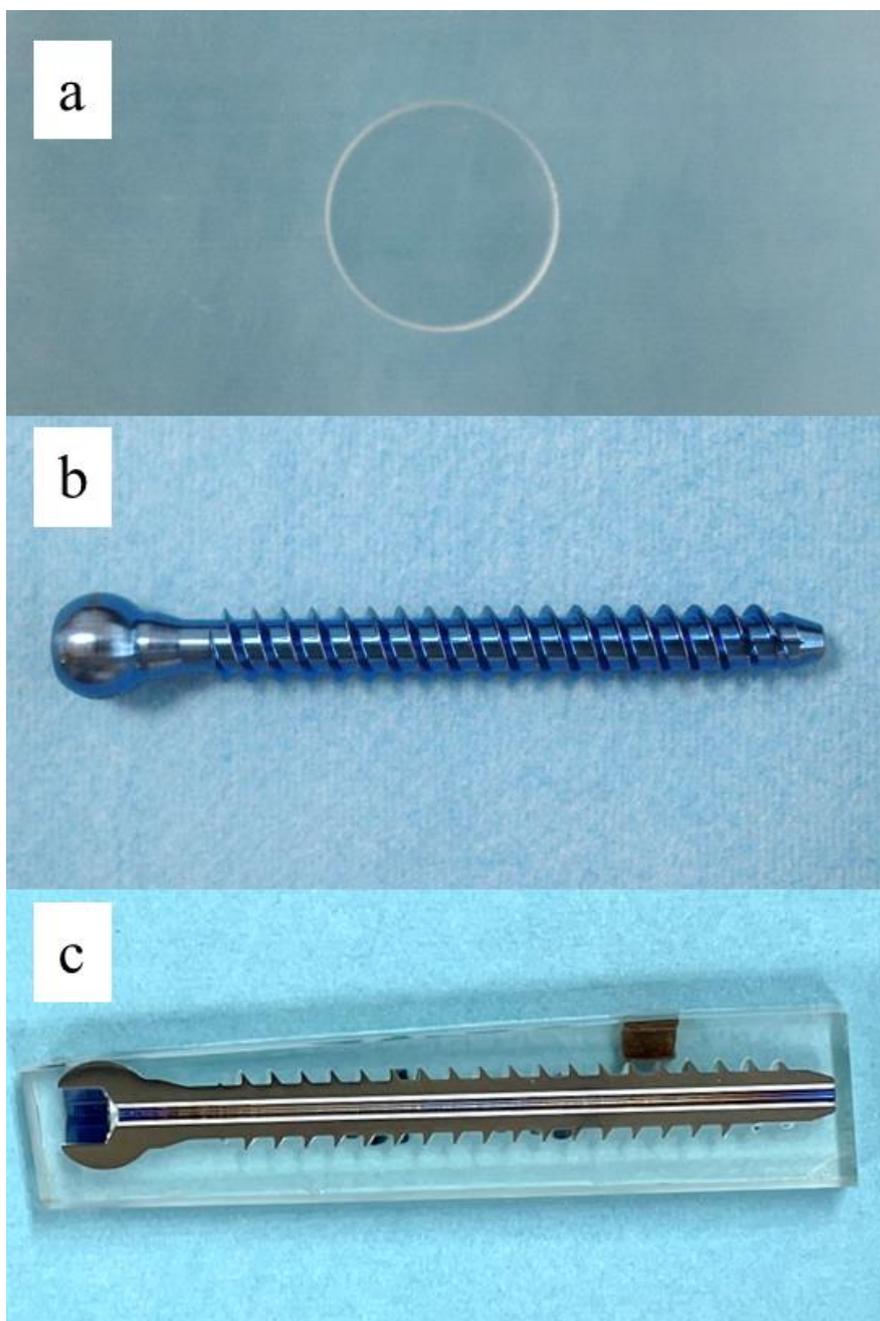
図 3



各画像診断装置の脊椎インプラント術後画像

単純 X 線は、異なる時点での各撮影ごとに X 線入射角が異なり、撮影の再現性に欠ける。CT では、任意の平面を再構成することが可能だが、金属アーチファクトの影響や被ばく量が問題であった。デジタルトモシンセシスは、これらの欠点を補填し、立位動態撮影が可能である。

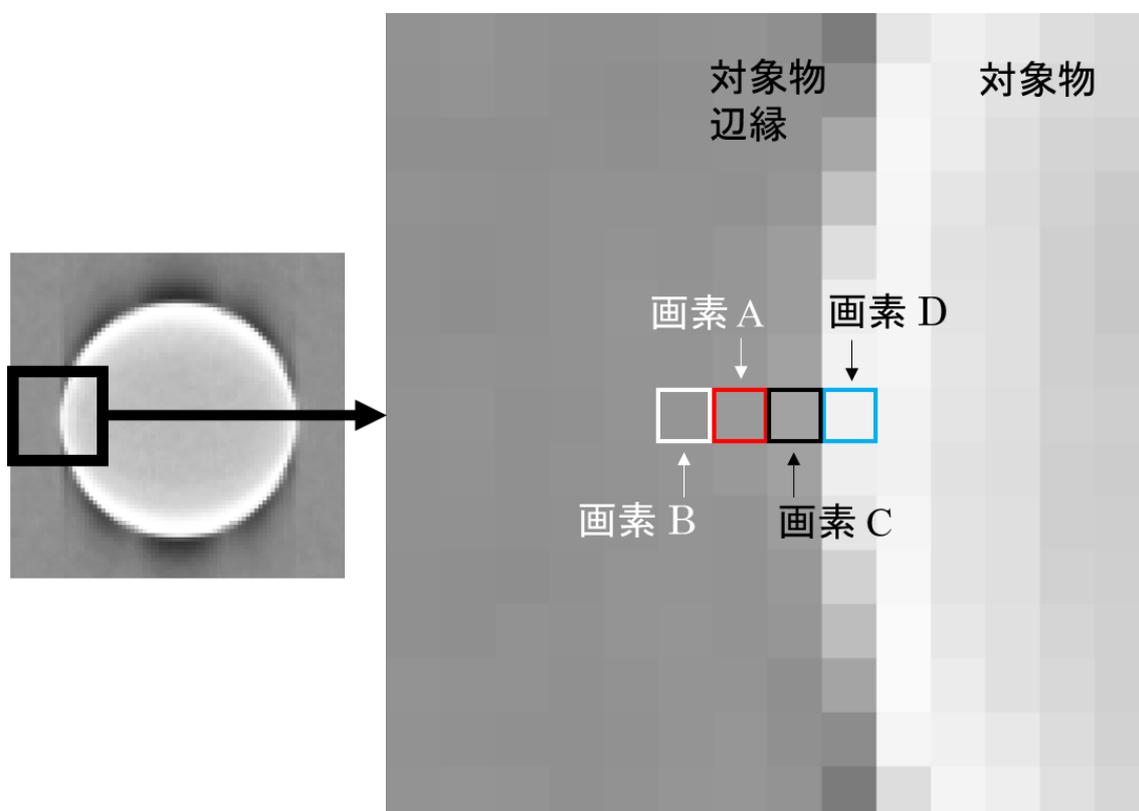
図 4



ガラス円板 (a) とチタン合金スクリュー (b)

チタン合金スクリューは内部に中空構造を有する (c)

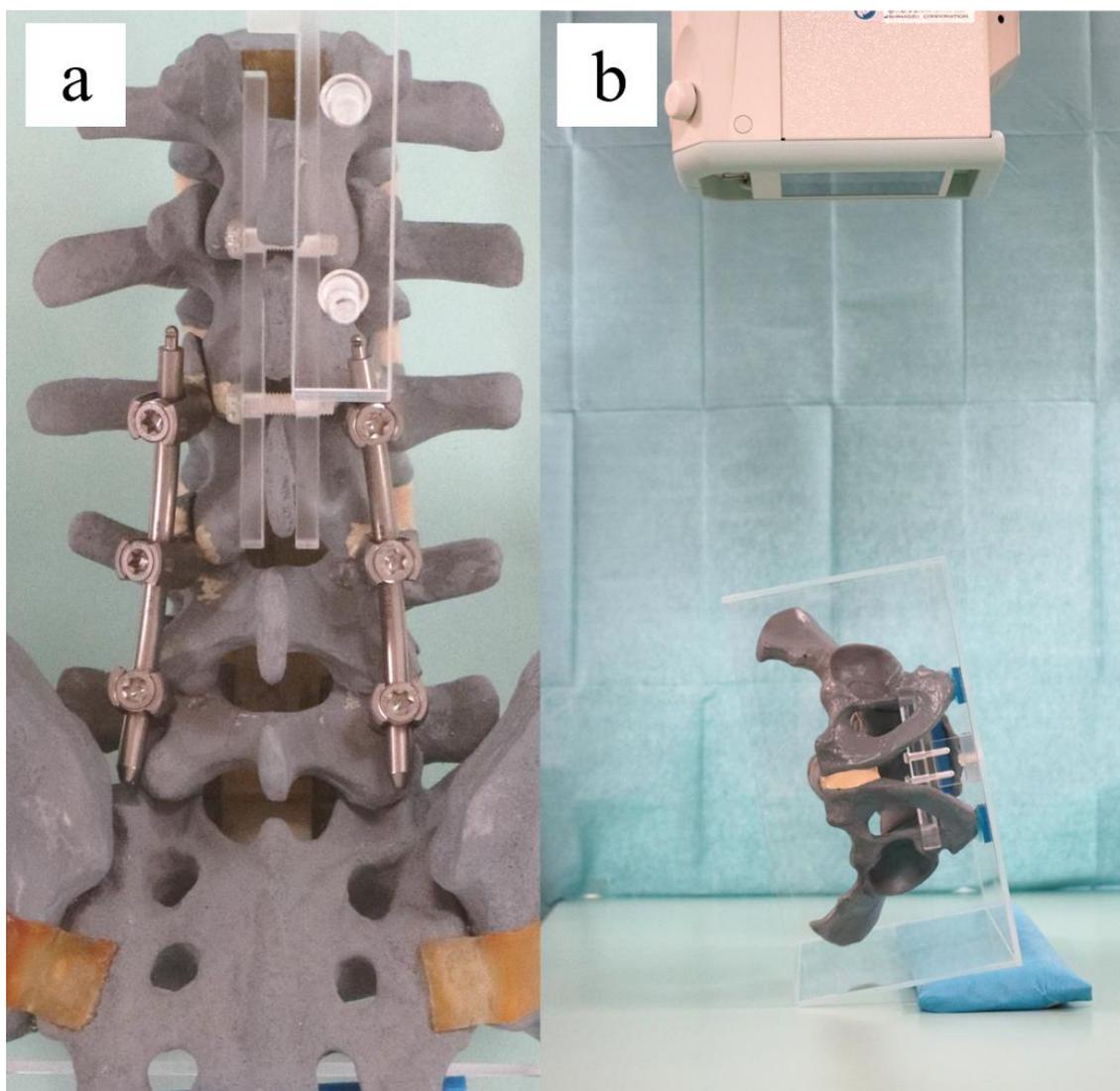
図 5



画素選択法

辺縁を決定する基準画素として、最終的に画素 D を選択する。画素 B は画素 A よりも輝度は 1000 未満低く、画素 C は画素 A よりも輝度は 1000 以上高い。画素 D は画素 A よりも 2 画素内側に位置する。

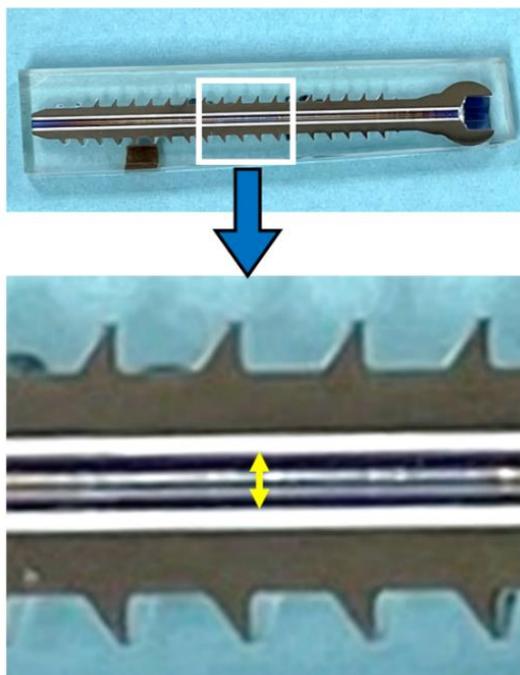
図 6



椎弓根チタン合金スクリューを挿入した X 線高分解腰椎模擬骨 (a)

撮影台に対して、体軸を軸として 0° 、 5° 、 10° 、および 20° の角度で模擬骨を回転させ撮影した様子 (b)

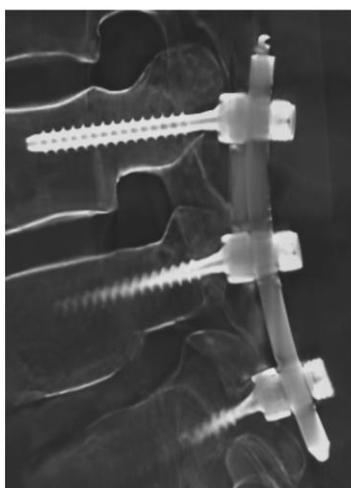
図 7



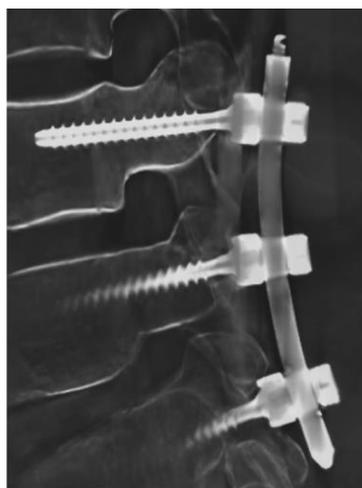
スクリュー中空部分

黄矢印がスクリューの中空幅を示す。

図 8



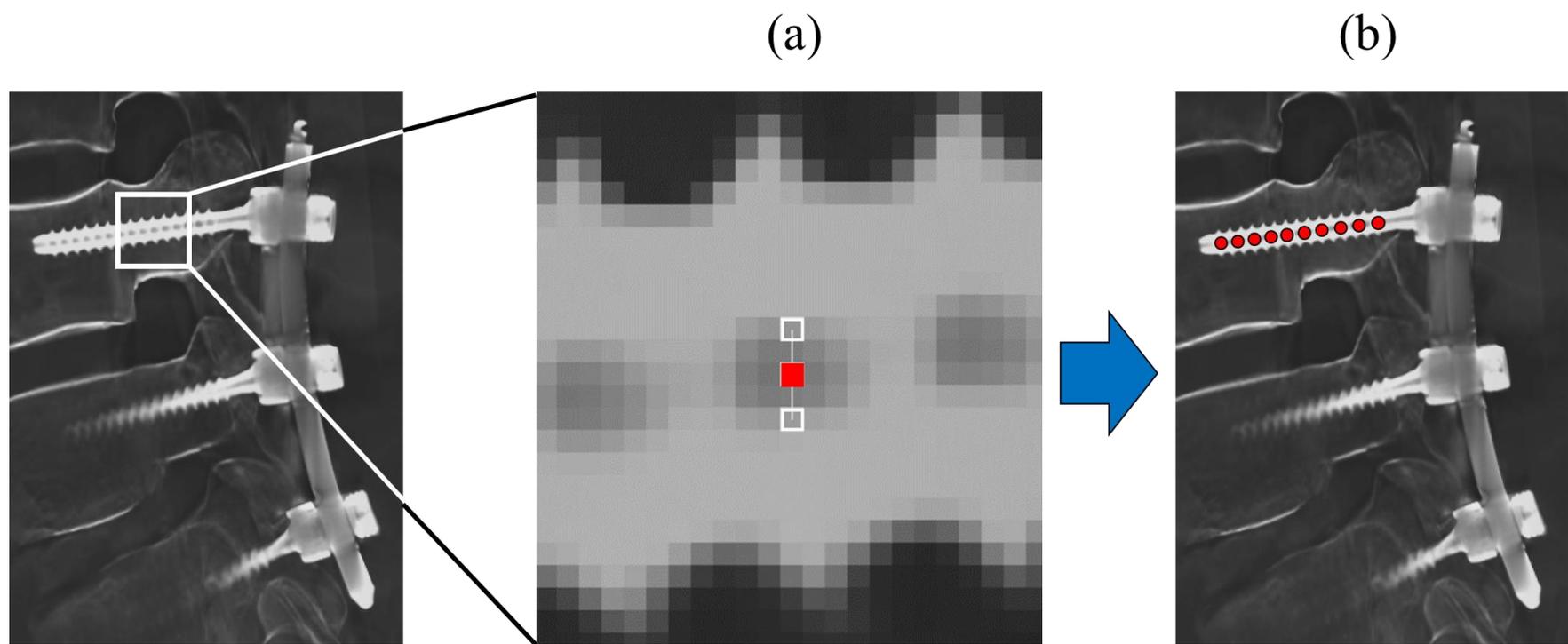
回旋 0°



回旋 5°

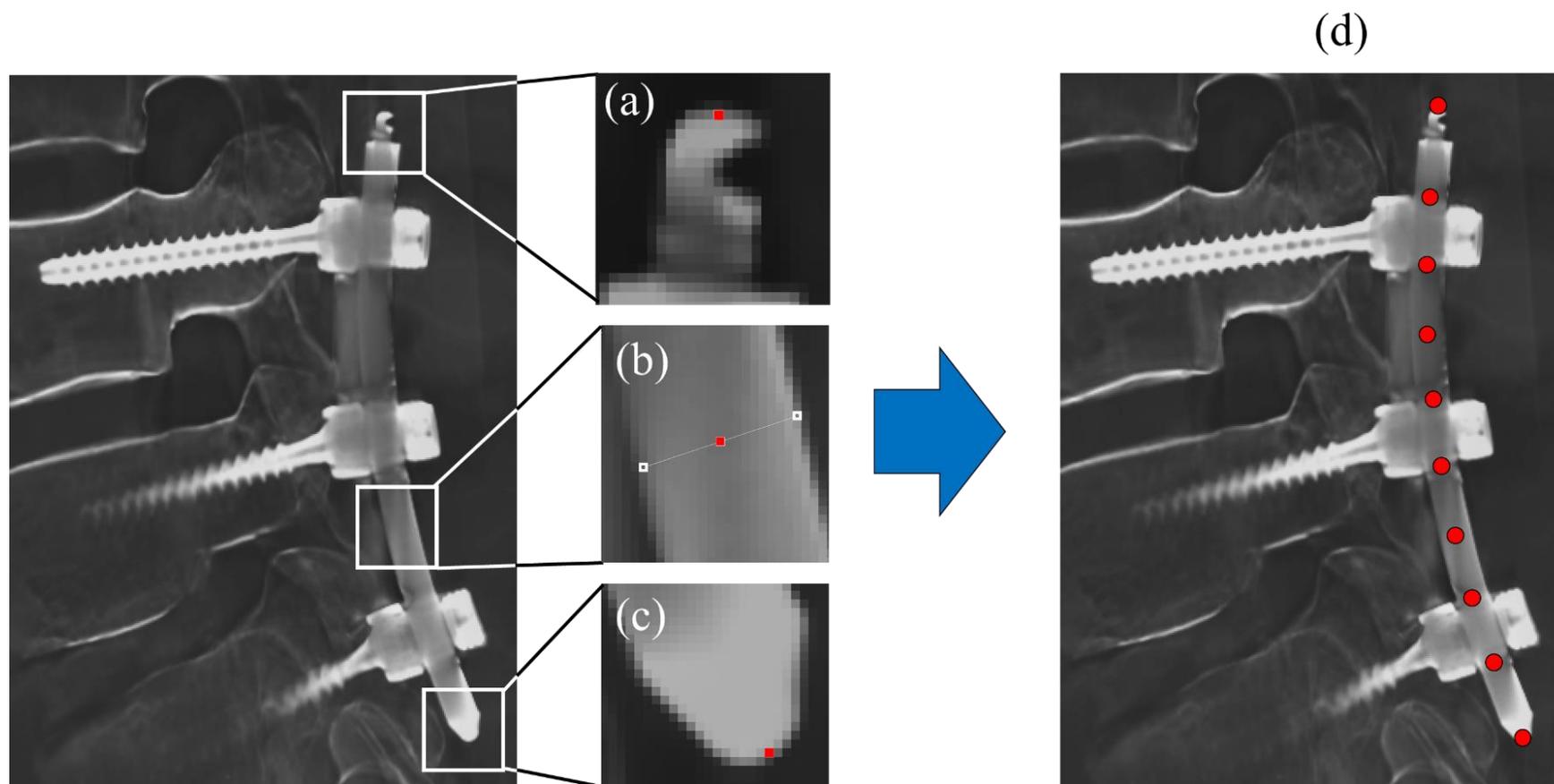
a. スクリューの中空が全長にわたり視認できる、かつ b. ロッドの弯曲が描出されている、の 2 条件を満たす画像

図 9



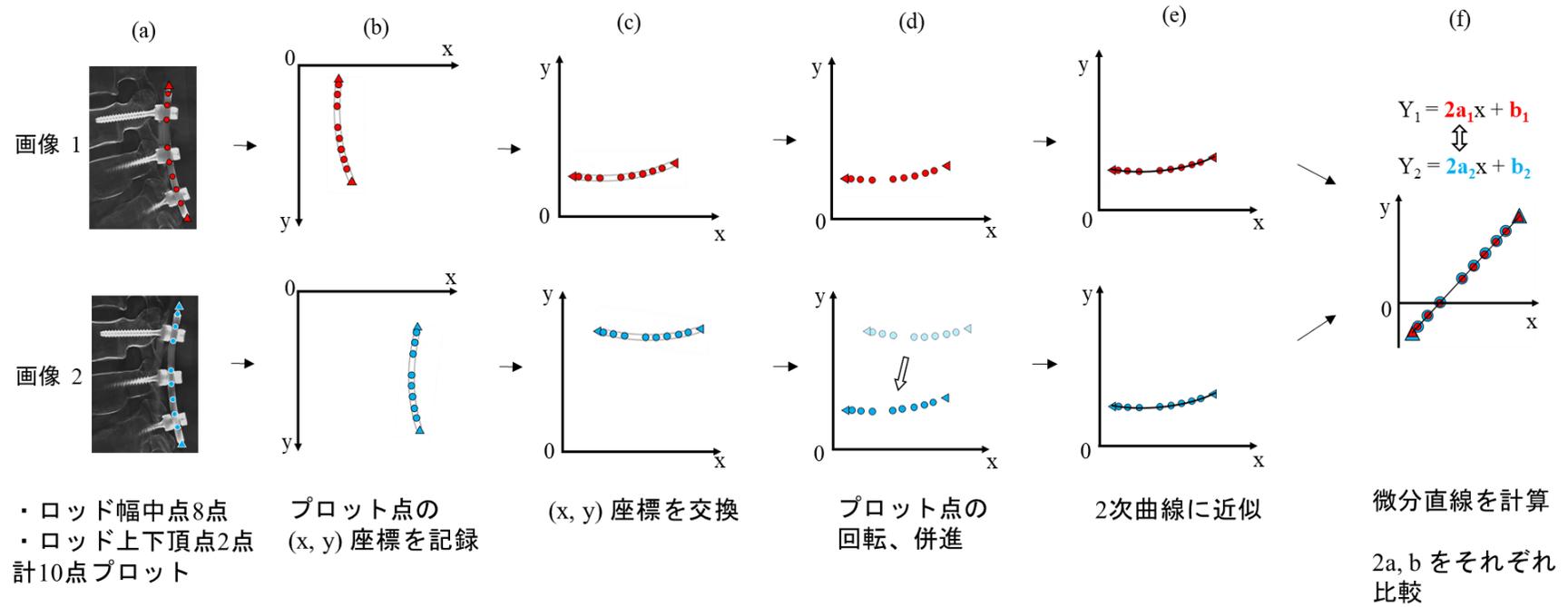
スクリュー中空部分の中心点の特定方法

図 10



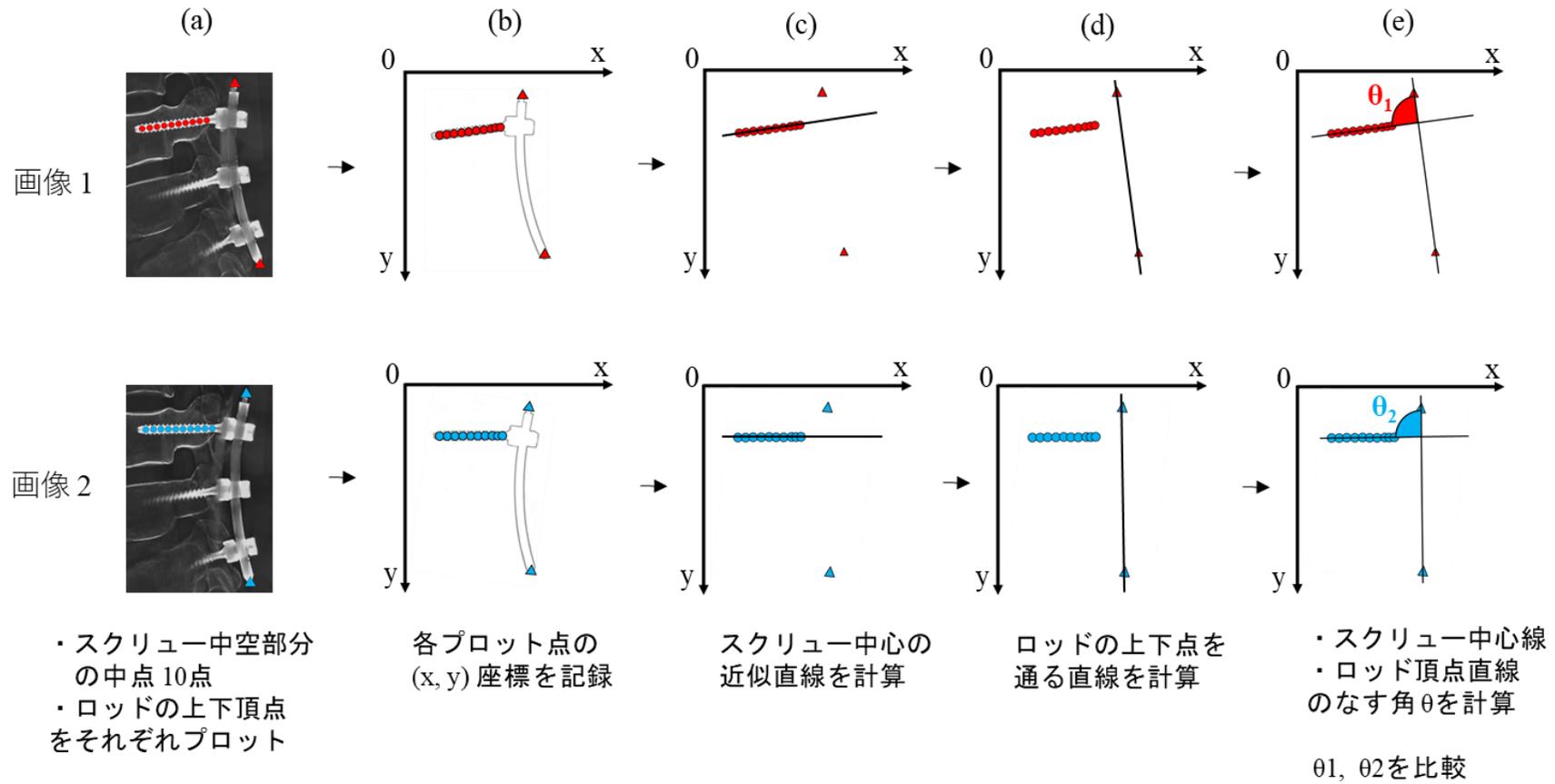
ロッド幅中点 8 点、およびロッドの上頂点・下頂点の特定方法

図 11



ロッド弯曲の曲線近似から、微分関数を求めるまでの手順

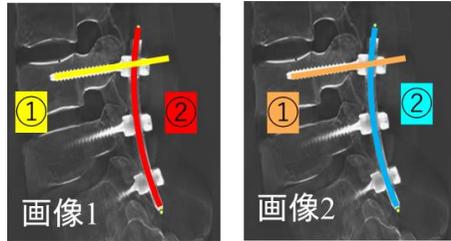
図 12



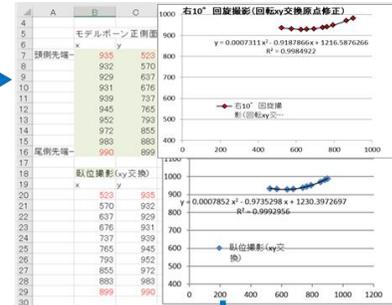
θ の計算方法

図 13

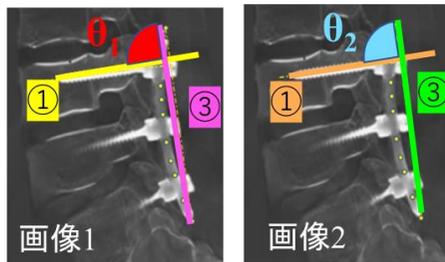
- ✓ ①スクリュー中心線
- ✓ ②ロッド中心線を含む平面選択



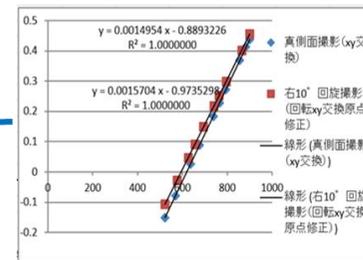
- ✓ ロッドの中心点10点を曲線近似
- ✓ 回転と併進の座標変換



- ✓ ①スクリュー中心線
- ✓ ③ロッド頂点間直線の2直線間の角度(θ)を計測



- ✓ 微分直線 $y = 2ax + b$ を計算 (各点の曲率) 比較



複数回作業を繰り返す

NO

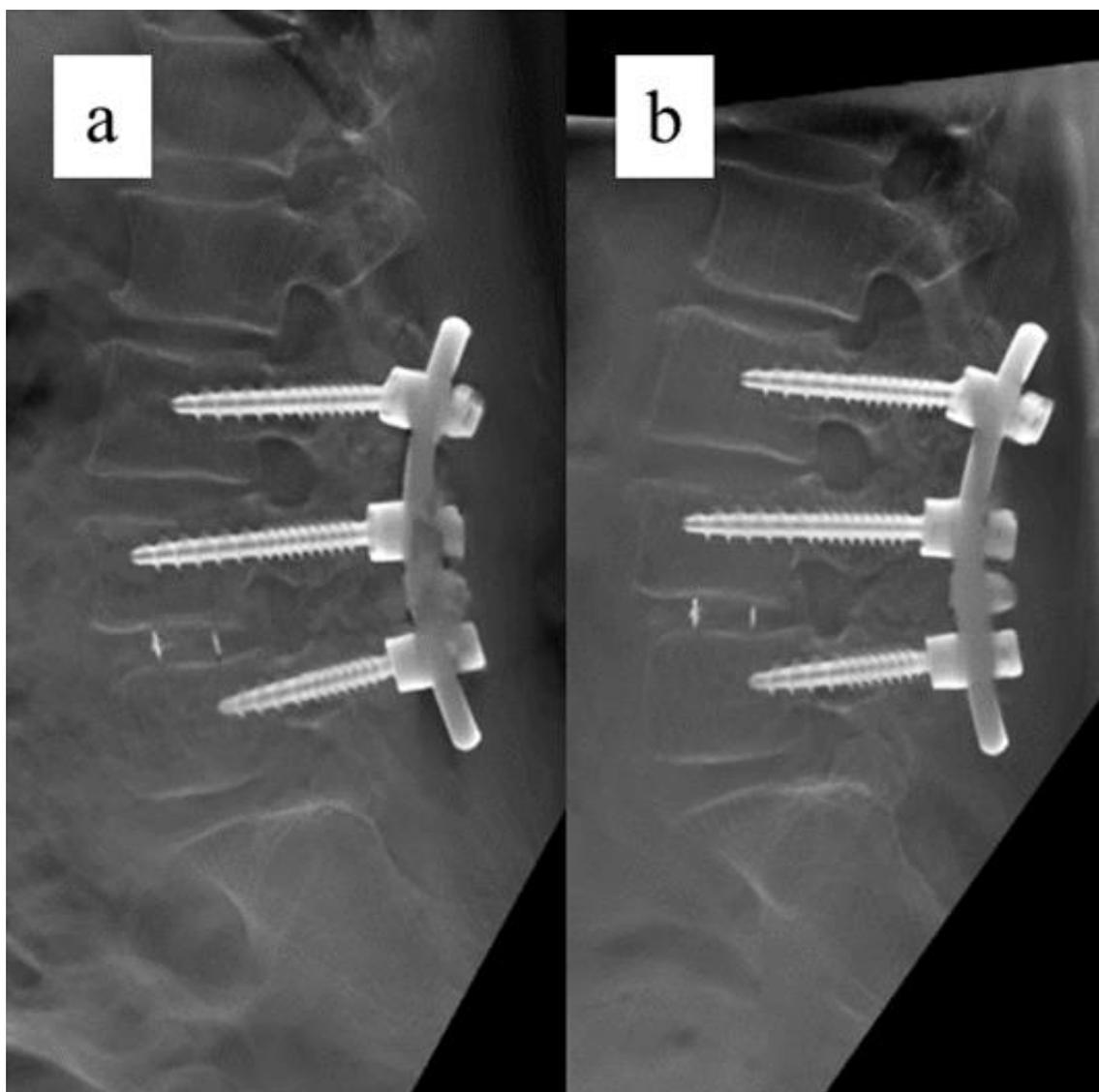
2a, b
それぞれの
差が最も
小さい

YES
同一平面と
判断

誤差を検証

同一平面抽出から検証までの流れ

図 15



腰椎後方固定術後 2 週の、同一患者のデジタルトモシンセシス画像から抽出された同一平面

側臥位 (a) および立位 (b)

表 1 ガラス、皮質骨、およびチタンの X 線の線吸収係数 (cm^{-1})

印加電圧 (kV)	ガラス	皮質骨	チタン合金
47–87	0.404–0.762	0.404–0.953	1.642–6.870
87–100	0.370–0.404	0.356–0.404	1.24–1.642

表 2 撮影条件

対象	SID (cm)	印加電圧 (kV)	電流 (mA)	撮影時間 (ms)
ガラス円板	110	47	250	5
チタン合金 スクリー	110	55	250	5
模擬骨	110	60	500	10
患者	110	75–100	400–710	6.3–18

SID; source-to-image receptor distance 焦点検出器間距離

表3 画素選択法を使用して実際の長さと比較した、デジタルトモシンセシス画像上のガラス円板の計測値

計測方向	実際の長さ (mm) n=5	測定者	計測値 (各計測者平均) (mm) n=5	計測誤差 (mm)	変動係数 (%)			バイアス (mm)			
					推定値	95% 信頼 区間 下限	95% 信頼 区間 上限	推定値	標準 誤差	95% 信頼 区間 下限	95% 信頼 区間 上限
管球方向に 平行	14.74 ±0.02	1	14.81 (±0.01)	0.07	0.29	0.15	0.42	0.080	0.016	0.029	0.130
		2	14.79 (±0.02)	0.05							
		3	14.81 (±0.03)	0.07							
		4	14.87 (±0.05)	0.13							
管球方向に 垂直	14.75 ±0.02	1	14.54 (±0.01)	-0.21	0.15	0.07	0.22	-0.217	0.008	-0.244	-0.190
		2	14.51 (±0.01)	-0.24							
		3	14.55 (±0.02)	-0.20							
		4	14.54 (±0.01)	-0.21							

表 4 画素選択法を使用して実際の長さと比較した、デジタルトモシンセシス画像上のチタン合金スクリューの計測値

計測対象	計測方向	実際の長さ (mm) n=5	測定者	計測値 (各測定者平均) (mm) n=5	計測誤差 (mm)	変動係数 (%)			バイアス (mm)			
						推定値	95% 信頼 区間 下限	95% 信頼 区間 上限	推定値	標準誤差	95% 信頼 区間 下限	95% 信頼 区間 上限
スクリュー ヘッド径	管球方向に 平行	7.776 ±0.002	1	7.788 (±0.006)	0.012	0.91	0.62	1.20	0.028	0.016	-0.005	0.061
			2	7.801 (±0.101)	0.025							
			3	7.800 (±0.016)	0.024							
			4	7.826 (±0.112)	0.050							
	管球方向に 垂直	7.776 ±0.002	1	7.846 (±0.117)	0.070	1.01	0.60	1.42	0.018	0.026	-0.067	0.102
			2	7.721 (±0.055)	-0.055							
			3	7.813 (±0.009)	0.037							
			4	7.794 (±0.018)	0.018							
スクリュー 全長	管球方向に 平行	54.00 ±0.03	1	53.82 (±0.08)	-0.18	0.22	0.14	0.31	-0.155	0.038	-0.277	-0.034
			2	53.94 (±0.02)	-0.06							
			3	53.75 (±0.16)	-0.25							
			4	53.87 (±0.11)	-0.13							
	管球方向に 垂直	54.00 ±0.03	1	54.21 (±0.42)	0.21	0.47	0.31	0.63	0.144	0.066	-0.067	0.354
			2	54.10 (±0.02)	0.01							
			3	54.29 (±0.24)	0.29							
			4	53.98 (±0.05)	-0.02							

表 5 模擬骨の 5°、10°、20°回旋撮影時のロッド近似曲線微分関数の係数 2a (×1000) と 0°回旋撮影時の 2a (×1000) との平均差

模擬骨 回旋角度	推定値	標準誤差	95% 信頼区間 下限	95% 信頼区間 上限	P 値
5°	-0.021	0.013	-0.047	0.006	0.119
10°	-0.048	0.015	-0.079	-0.018	0.003
20°	-0.139	0.014	-0.168	-0.109	<0.001

表 6 模擬骨の 5°、10°、20°回旋撮影時のロッド近似曲線微分関数の切片 b と 0°回旋撮影時の b との平均差

模擬骨 回旋角度	推定値	標準誤差	95% 信頼区間 下限	95% 信頼区間 上限	P 値
5°	0.0043	0.0091	-0.0142	0.0229	0.636
10°	0.0267	0.0119	0.0023	0.0510	0.033
20°	0.0967	0.0108	0.0746	0.1188	<0.001

表 7 模擬骨の 5°、10°、20°回旋撮影時のロッド近似曲線微分関数のロッド・スクリー角 (θ) と 0°回旋撮影時の θ との平均差

模擬骨 回旋角度	推定値	標準 誤差	95% 信頼区間 下限	95% 信頼区間 上限	P 値
5°	0.18	0.15	-0.14	0.50	0.250
10°	0.23	0.11	-0.01	0.48	0.062
20°	0.28	0.23	-0.23	0.79	0.246

表 8 患者画像での臥位と坐位または立位でのロッド・スクリー角 (θ) の平均差

推定値	標準誤差	95% 信頼区間 下限	95% 信頼区間 上限	P 値
0.05	0.12	-0.19	0.30	0.671

第7章 謝辞

本論文作成にあたり、御指導、御校閲を賜りました山崎正志教授に心より感謝いたします。また、大学院在学中には筑波大学医学医療系整形外科 原友紀講師、産業技術総合研究所健康医工学研究部門生体材料研究グループ伊藤敦夫博士、筑波大学医学医療系整形外科 野口裕史病院講師、茨城県立医療大学保健医療学部医科学センター整形外科 六崎裕高教授には研究および論文執筆の御指導・御助言を頂き、厚く御礼申し上げます。さらに、実験を行うに当たり、多大なご協力、ご指導を頂いた筑波大学附属病院救急集中治療部 松本佑啓病院講師、柳澤洋平病院講師、東京医科大学茨城医療センター 俣木健太郎先生、筑波大学附属病院水戸地域医療教育センター水戸協同病院 長島克弥先生、筑波大学大学院人間総合科学研究科疾患制御医学専攻 十時靖和先生、筑波大学医学医療系臨床試験・臨床疫学研究室 准教授 丸尾和司先生、またデジタルトモシンセシス撮影を実施するに当たってご高配頂きました筑波大学医学医療系放射線診断・IVR グループ、および筑波大学附属病院放射線部の技師の皆様に改めて御礼申し上げます。尚、本研究は平成 29 年度「橋渡し研究戦略的推進プログラム」（課題管理番号 JP17lm0203010）の補助金などを受けて実施されました。

出典

本学位論文では Journal of Clinical Neuroscience 92 (2021) 183–188.

(<https://doi.org/10.1016/j.jocn.2021.07.061>) に掲載された論文の内容を

ELSEVIER 社の規定に従い再利用している。