

NAIST-IS-MT1651076

修士論文

2 方向 X 線透視動画像を用いた 2D-3D レジストレーションによる前腕回旋動態解析

天満 勇介

2018 年 3 月 15 日

奈良先端科学技術大学院大学
情報科学研究科 情報科学専攻

本論文は奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科に
修士（工学）授与の要件として提出した修士論文である。

天満 勇介

審査委員：

佐藤 嘉伸 教授	（主指導教員）
加藤 博一 教授	（副指導教官）
大竹 義人 准教授	（副指導教官）
横田 太 助教	（副指導教官）

2 方向 X 線透視動画像を用いた 2D-3D レジストレーションによる前腕回旋動態解析*

天満 勇介

内容梗概

整形外科領域において、定量化のための骨の運動の解析し、その動きを知ることが治療手法の改善のために必要不可欠である。特に前腕骨においては橈骨と尺骨の回内運動と回外運動の三次元動態がその解剖学的機能を明らかにする上で極めて重要な役割を果たしていると考えられている。そのため CT, MRI, X 線透視画像を用いて最大回外から最大回内へ運動する際の回旋軸を解析し、評価する研究が行われてきた。しかしこれらの研究は一部を除き静止状態を対象とした解析に限られてきたために急激な姿勢変化を伴う脱臼症例に適用できないという問題点が存在していた。よって、本研究は急激な動きの変化を含む橈尺骨の動態の解析とその精度検証を目的とした。そのため、本研究では二方向 X 線装置を用いた 2D-3D レジストレーションによる動態解析手法を提案する。提案法で用いている 2D-3D レジストレーションは、X 線透視画像と CT 画像を用いて X 線動画像と擬似 X 線画像 (DRR 画像) の類似度を最大化することによって、複数の骨の剛体変換パラメータを同時に最適化する手法である。本研究では樹脂製模型骨を撮影した実験、軟部組織付き模型骨を撮影した実験、遺体標本を撮影した実験の 3 つの撮影実験と前腕骨の回旋動態解析を目的とした健常ボランティアを撮影した実験、患者を撮影した実験の 2 つの臨床画像を用いた実験の合計 5 つの撮影実験を実施し、前腕骨の動態の解析とその精度検証を行なった。

キーワード

動態解析, 前腕, 2D-3D レジストレーション, X 線透視動画像

*奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 情報科学専攻 修士論文, NAIST-IS-MT1651076, 2018 年 3 月 15 日.

Kinematic analysis of forearm rotation by 2D-3D registration using biplane fluoroscopy *

Yusuke Tenma

Abstract

In orthopedic surgery, the quantitative kinematic analysis of skeletal structures is important to improve the patient-specific treatment. In case of forearm, 3D motion analysis of pronation and supination is important for diagnosis and treatment planning. Previous studies analyzed the 3D rotation axis during the movement between maximum pronation and maximum supination. In order to understand the movement of the forearm in more detail in a clinical routine, a method which allows 3D motion analysis with high temporal resolution while keeping the radiation dose at the conventional level is preferable. Our specific goal in this study is to analyze the detailed mechanism of instability of elbow and wrist joints including a quick movement. For this purpose, we propose a 2D-3D registration method using a calibrated biplanar dynamic fluoroscopy and a CT image. This method optimizes the rigid transformation parameters of multiple bones by maximizing the similarity between the fluoroscopy and digitally reconstructed radiograph (DRR). In this study, we report five evaluation experiments in total. Three of them used x-ray images of (1) a resin model bone, (2) model bone with soft tissue, and (3) cadaver bone, and the other two experiments used x-ray images of (4) a healthy volunteer and (5) a patient acquired in a clinical protocol. Through these experiments, we evaluated accuracy of the proposed methods and analyzed the kinematics of forearm rotation.

Keywords:

*Master's Thesis, Department of Information Science, Graduate School of Information Science, Nara Institute of Science and Technology, NAIST-IS-MT1651076, March 15, 2018.

kinematic analysis, forearm, 2D-3D registration , x-ray fluoroscopy

目次

図目次		v
第 1 章	はじめに	1
1.1	背景	1
1.2	本研究の目的	2
第 2 章	提案法	4
2.1	CT 画像を用いた擬似 X 線画像の生成	5
2.2	二方向 X 線画像装置のキャリブレーション	5
2.3	三次元姿勢パラメータの最適化	6
第 3 章	実験	8
3.1	実験内容	8
3.2	樹脂製模型骨を撮影した実験	8
3.3	軟組織付き模型骨を撮影した実験	11
3.4	遺体標本を撮影した実験	12
3.5	健常ボランティアを撮影した実験	13
3.6	患者を撮影した実験	15
3.7	定量評価のために施した画像処理	16
3.8	評価方法	18
第 4 章	結果	19
4.1	骨のみの模型骨を撮影した実験	19
4.2	軟組織付き模型骨を撮影した実験	21
4.3	遺体標本を撮影した実験	25
4.4	健常ボランティアを撮影した実験	28
4.5	患者を撮影した実験	33
第 5 章	考察	37
5.1	樹脂製模型骨を撮影した実験の考察	37

5.2	軟部組織付き模型骨を撮影した実験の考察	37
5.3	遺体標本を撮影した実験の考察	37
5.4	健常ボランティアを撮影した実験の考察	38
5.5	患者を撮影した実験の考察	38
5.6	将来の展望	38
第 6 章	総括	40
	謝辞	41
	参考文献	42
	発表リスト	44

図目次

1.1	肘関節で発生する亜脱臼の X 線画像例．左側の X 線画像では尺骨，橈骨共に正常であるが，右側の X 線画像では丸で囲まれた橈骨が左斜め下方向に移動していることが確認できる．	1
1.2	撮影機器	3
2.1	提案法のフローチャート．CT1 姿勢と 2 対の X 線動画像から三次元姿勢を推定する．ここで $T_x, T_y, T_z, R_x, R_y, R_z$ は各骨の姿勢パラメータである．	4
2.2	キャリブレーションボックス撮影図．(a) は X 線画像の AP 面，(b) は X 線画像の LAT 面，(c) は撮影時のキャリブレーションボックスの撮影風景を示している．	6
3.1	CT 撮影時の様子．撮影時にはシート面と接着させないために放射線を透過する発泡スチロールの上に撮影対象を置き，骨軸方向に向けて全体を CT スキャンにかけている．	9
3.2	実験に撮影した樹脂製模型骨．示されている図は金属球付着前の模型骨であり，事前に用意した窪みの位置に金属球をテープで付着させ撮影を行なった．	10
3.3	設置した金属球位置．付着させた部分は橈骨遠位の茎状突起に 1 個，関節面に 1 個，近位の橈骨頭中心に 1 個，橈骨粗面に 1 個，尺骨遠位の尺骨頭に 1 個，尺骨茎状突起に 1 個，尺骨滑車部に 2 個である．	10
3.4	樹脂製模型骨の撮影風景．模型骨全体を画像領域内に入れるために模型骨を検出器の対角線上に位置するように設置している．	11
3.5	樹脂製模型骨撮影データ	11
3.6	軟部組織付き模型骨	12
3.7	軟部組織付き模型骨 X 線画像	12
3.8	撮影風景	13

3.9	実験に使用した遺体標本	14
3.10	遺体標本を撮影した撮影実験の様子	14
3.11	PLRI の運動 [17]	15
3.12	X 線画像に適用したガウシアンフィッティングの推定結果 . 右上 original 画像の上に表示されている赤い x 印が推定された金属球 の中心を示している	16
3.13	CT 画像に適用した三次元ガウシアンフィッティングの推定結果 . .	17
3.14	処理前	17
3.15	処理後	17
3.16	X 線画像に適用したインペインティング結果	17
3.17	ICP 位置合わせの手順	18
4.1	骨のみを再現した模型骨を撮影した実験の 2D-3D レジストレー ション推定結果	19
4.2	高線量の X 線動画像における DRR 画像及び勾配相関の画像 . . .	20
4.3	各フレーム毎の誤差	21
4.4	各金属球の誤差のボックスプロット	22
4.5	金属球番号	22
4.6	遺体標本を撮影した実験における 3D 表示結果	25
4.7	遺体標本データを撮影した三次元変換誤差のボックスプロット . (a) 橈骨の並進誤差 , (b) 橈骨の回転誤差 , (c) 尺骨の並進誤差 , (d) 尺骨の回転誤差 . グラフの縦軸の単位は全て mm である . .	26
4.8	尺骨基準座標系における遺体標本を撮影した実験結果の三次元可 視化	27
4.9	健常ボランティアを撮影した X 線動画像における推定結果 . 図中 の赤い線は投影した際の DRR 画像のエッジを示している	28
4.10	高線量 X 線動画像 重畳結果	29
4.11	回旋角度	30
4.12	提案法と従来法の回線軸の三次元可視化	31
4.13	従来法と提案法の回線軸のなす角の比較	32

4.14	X 線動画像上に発生されるモーションブラー例．赤い線の領域で 囲まれている部分に前フレームの輝度値が影響し，エッジのよう なものが生じている．	32
4.15	PLRI 患者を撮影した高線量モードの X 線線動画像における 2D- 3D レジストレーション推定結果	34
4.16	PLRI 患者を撮影した低線量モードの X 線線動画像における 2D- 3D レジストレーション推定結果	35
4.17	PLRI 患者を撮影した高線量モードの X 線線動画像における 2D- 3D レジストレーション推定結果の失敗例	36

第 1 章 はじめに

1.1 背景

前腕には骨折後の変形癒合によって回旋動作中に脱臼と整復を繰り返す場合や、回旋制限を生じさせる場合があることが知られている [1]。外科的治療法として靱帯再建、骨切り術が適用されるが、脱臼に対しては手術前に脱臼を起こす回旋位置の解析が必要であり、回旋制限に対しては回旋動作中の原因を特定する必要がある。しかし従来のレントゲンや CT では静止状態しか観測できないため、X 線透視動画像の撮影を要する。しかし X 線透視動画像は 2 次元動態であり、3 次元動態を判断するのは困難である。図 1.1 に亜脱臼を起こしている際の肘の X 線画像を示す。

整形外科領域においては治療方法の改善のために、運動の定量化を目的とした人体の動態を解析する研究が行なわれている。Bronstein らは 7 つの検体から変形癒合が前腕の回転に及ぼす影響を調査した [1]。しかし、Cadaver による実験は生体の運動を正確に表現できないという問題点がある。Pereira らは前腕の回旋が固定された際の肩の代償運動についてモーションキャプチャーを使用して動態の解析を行った [4]。Fraysse らは解剖学的ランドマークの位置にセンサーを付着させること

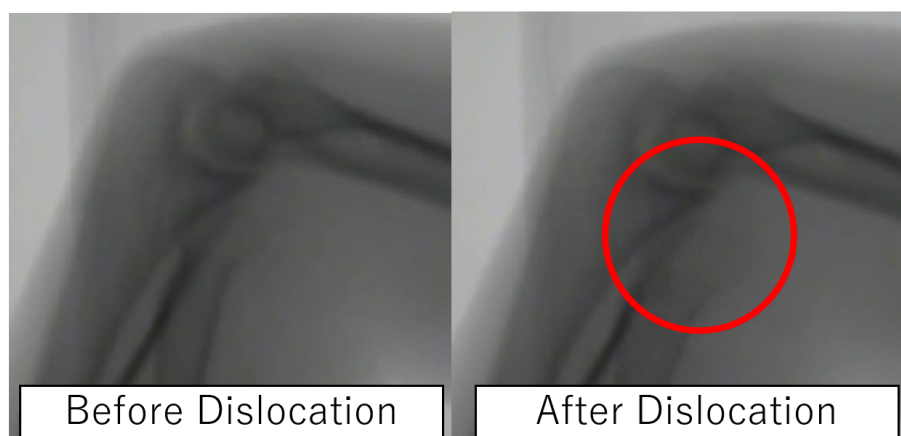


図 1.1 肘関節で発生する亜脱臼の X 線画像例。左側の X 線画像では尺骨、橈骨共に正常であるが、右側の X 線画像では丸で囲まれた橈骨が左斜め下方向に移動していることが確認できる。

で前腕の回旋軸の推定を行った [5]。しかし、これらの研究は皮膚の上からセンサーを付着させるため、運動中に皮膚の伸張が生じ、精度が悪くなる問題点がある。

近年では CT と X 線動画像を用いた前腕骨の 3 次元動態解析の研究としては回旋軸の評価を目的とした研究が行われている。Tay らは 5 つの姿勢を撮影した CT から各姿勢で表面の三次元位置合わせを行い橈骨と尺骨の回旋軸の算出を行なった [6]。Omori らは 12 人の被験者の CT から橈尺骨の動態と関節の接触領域を調査した [7]。Nakamura らは MRI から回内、回外運動を三次元解析した [2]。Kazama らは静止状態で 2 方向の X 線画像を用いて 12 人の被験者に対して 5 姿勢の X 線画像から骨の姿勢を推定し回旋軸の算出を行なった [8]。しかし、静止状態と動態での靱帯や筋肉の働きは異なるため、より詳細な解析を行うためには動態での評価が必要となることが示唆されている [9] また、動態の解析を行った研究として Matsuki らは一方向の X 線透視動画像から 2D-3D レジストレーションを行い回旋軸の算出を行った [9]。しかしこの研究では精度の検証がなされておらず、1 方向の X 線透視画像を用いた研究は奥行き方向の誤差が生じるため、2 方向を用いる際と比較して精度が悪いことが示唆されている。

1.2 本研究の目的

従来までの研究では 2 方向での X 線透視動画像を用いた前腕の動態に関する解析と精度検証は行なわれていない。そこで本研究では二方向 X 線装置を用いて前腕骨の動態解析を試みる。図 1.2 に本研究で使用する X 線撮影機器を示す。本手法は従来法より高時間分解能に撮影を行うことが出来るため、動きを伴って発生する骨の動態を解析が可能である。また X 線透視動画像と 1 姿勢の CT のみを用いるため、4D CT 撮影を行う手法より低被曝であるという利点が存在する。主要なモダリティごとの被曝線量を比較したものを表 1.1 に示す。

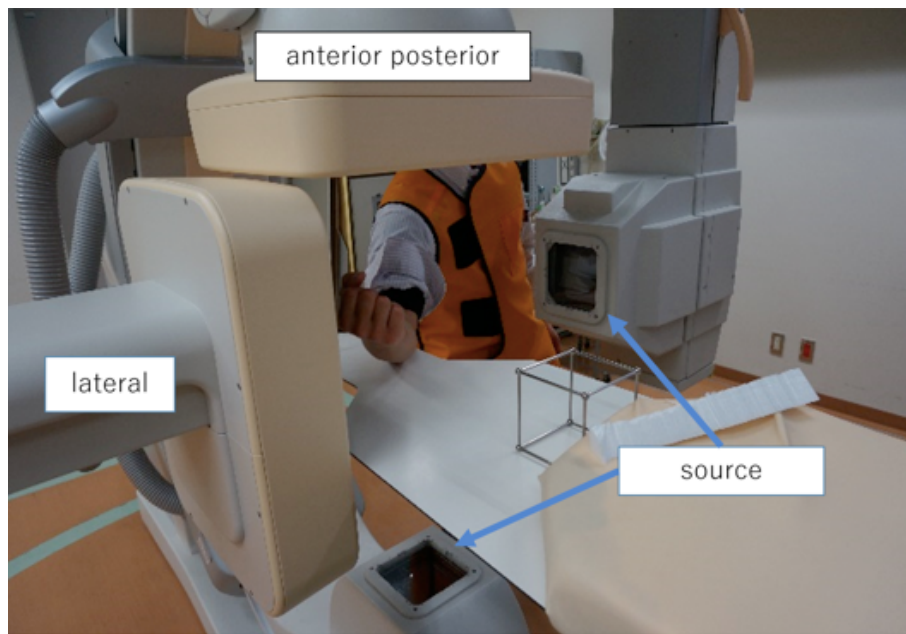


図 1.2 撮影機器

表 1.1 各モダリティごとの被曝線量を示した表 .

モダリティ	フレームレート [fps]	撮影時間 [s]	放射線量 [mGy]
X 線透視動画像	12.5	10	0.05 ~ 0.07
CT 画像	-	-	0.3 ~ 1
4D CT 動画像 (手首のみ)[3]	13.3	2	33

第 2 章 提案法

本研究では X 線画像と CT の位置あわせの手法として輝度値に基づく 2D-3D レジストレーションを行う．本手法の概要を図 2.1 に示す．本研究で行なう 2D-3D レジストレーションでは入力として 2 方向の X 線透視動画画像と 1 姿勢の CT 画像を用いる．CT は事前に橈骨と尺骨部分に分けてセグメンテーションを行う．次に各骨について三次元初期姿勢からレイキャスティングを用いて投影を行い，Digitally Reconstructed Radiograph(以下，DRR 画像) を生成する．この DRR 画像と実際の X 線画像間の画像類似度を求め，この類似度が高くなるように最適化を実施し姿勢パラメータを更新していくことで三次元姿勢の推定を行う．類似度として画像のダイナミックレンジに依存しない特徴を持つ勾配相関を用いる．最適化には進化戦略の一種である Covariance Matrix Adaptation Evolution Strateg(以下，CMA-ES) を用いる [12]．詳細については 2012 年に発表された Otake らの手法に従う [10]．

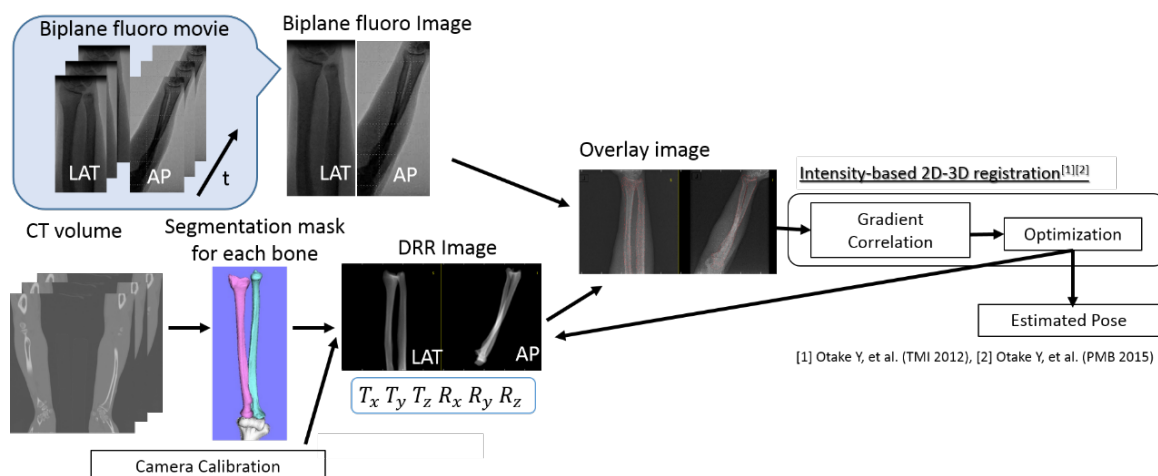


図 2.1 提案法のフローチャート．CT1 姿勢と 2 対の X 線動画画像から三次元姿勢を推定する．ここで $T_x, T_y, T_z, R_x, R_y, R_z$ は各骨の姿勢パラメータである．

2.1 CT 画像を用いた擬似 X 線画像の生成

ある 3 次元点が DRR 画像上のどの座標に投影されるかを表した投影行列は式 2.1.1 に示すように書き表される．ここで x_{DRR}, y_{DRR} は画像左上を原点とした pixel 単位の DRR 画像上の 2 次元座標， x_{CT}, y_{CT}, z_{CT} は CT 中心を原点とした mm 単位の 3 次元座標， f_x, f_y は焦点距離， o_x, o_y は画像の光学中心， $r_{11}, r_{12} \dots r_{33}$ は回転行列， t_x, t_y, t_z は平行移動成分である．

ここで，右辺中央の 4 行 4 列の行列は線源から CT 位置への変換を表すカメラの外部パラメータとなり，右辺左端の 3 行 4 列の行列は線源から DRR 画像上への変換を表すカメラの内部パラメータとなる．二方向 X 線透視動画像を用いて 3 次元位置の推定を行なう際は各線源における外部パラメータを産出する必要，つまりは片方の線源を基準とした場合のもう片方の線源の位置関係を正確に算出する必要がある．本研究ではこの線源間の位置関係を算出するために撮影前に次節で説明するステレオカメラキャリブレーションを実施した．

$$x_{DRR} = \frac{u}{s}, y_{DRR} = \frac{v}{s} \quad (2.1.1)$$

$$\begin{bmatrix} u \\ v \\ s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_x & 0 & o_x & 0 \\ 0 & f_y & o_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_{CT} \\ y_{CT} \\ z_{CT} \\ 1 \end{bmatrix}$$

2.2 二方向 X 線画像装置のキャリブレーション

X 線源の外部パラメータと内部パラメータは事前にボックスを用いたキャリブレーションによって算出される．今回使用したキャリブレーションボックスと撮影時の X 線透視画像を図 2.2 に示す．キャリブレーションボックスは各方向 12 枚をボックスの姿勢を変えて撮影を行った．このキャリブレーションによって算出されたパラメータを用いて上式により投影を行う．

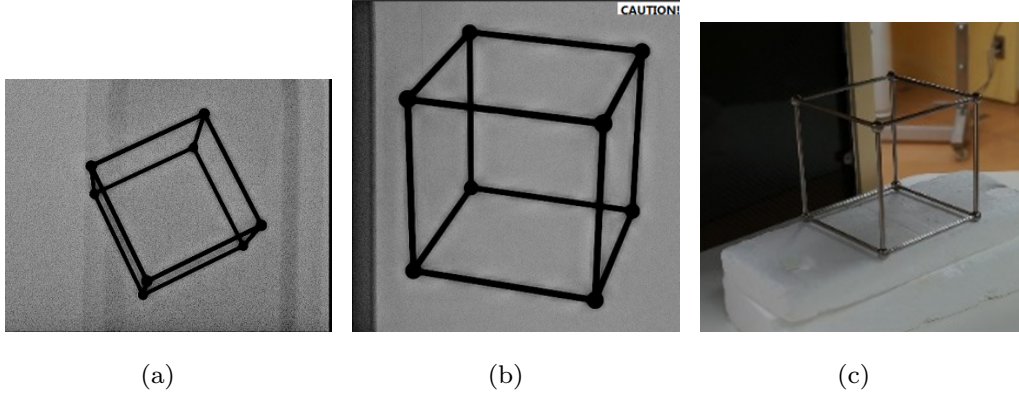


図 2.2 キャリブレーションボックス撮影図．(a) は X 線画像の AP 面，(b) は X 線画像の LAT 面，(c) は撮影時のキャリブレーションボックスの撮影風景を示している．

2.3 三次元姿勢パラメータの最適化

本研究では類似度として勾配相関を用いる．勾配相関の定義式 (GC) を式 2.3.1 に示す．

$$GC = \frac{\sum_{i,j} (\partial_i I_F - \overline{\partial_i I_F})(\partial_i I_{DRR} - \overline{\partial_i I_{DRR}})}{\sqrt{\sum_{i,j} (\partial_i I_F - \overline{\partial_i I_F})^2} \sqrt{\sum_{i,j} (\partial_i I_{DRR} - \overline{\partial_i I_{DRR}})^2}} + \frac{\sum_{i,j} (\partial_j I_F - \overline{\partial_j I_F})(\partial_j I_{DRR} - \overline{\partial_j I_{DRR}})}{\sqrt{\sum_{i,j} (\partial_j I_F - \overline{\partial_j I_F})^2} \sqrt{\sum_{i,j} (\partial_j I_{DRR} - \overline{\partial_j I_{DRR}})^2}} \quad (2.3.1)$$

この類似度の関数を用いて最適化を行う．今回，最適化の手法としては前項の通り CMA-ES を用いた．橈骨と尺骨の 2 剛体それぞれ 6 自由度，合計 12 パラメータの探索を行う．また，正面と側面の二方向の同時推定を行う．類似度は同時に評価される．目的関数は式 2.3.2 の通りである．

$$T_{estimate} = \operatorname{argmax}_T (GC(I_{Xray}, I_{DRR}(T))) \quad (2.3.2)$$

また，今回用いた CMA-ES のパラメータは表 2.1 の通りである．

表 2.1 実験に用いた CMA-ES による最適化のパラメータのまとめ

Optimization stage	First level:		Second level:	
	Global transformation search	Local transformation search	Local transformation search	
Population size	100		1000	
Translation (x, y, z) [mm]	($\pm 6, \pm 6, \pm 6$)		($\pm 3, \pm 3, \pm 3$)	
Rotation (x, y, z)[deg]	($\pm 8, \pm 8, \pm 8$)		($\pm 4, \pm 4, \pm 4$)	
Multi starts	10		-	
Downsample ratio of projection	2		1	
Downsample ratio of volume	2		1	
x tolerance	0.2		0.1	

第 3 章 実験

3.1 実験内容

本研究では提案法の精度検証を目的とした樹脂製模型骨を撮影した実験，軟部組織付き模型骨を撮影した実験，遺体標本を撮影した実験の 3 つの撮影実験と前腕骨の回旋動態解析を目的とした健常ボランティアを撮影した実験，患者を撮影した実験の 2 つの撮影実験の合計 5 つの撮影実験を実施する．実験内容を表 3.1

撮影は全て大阪大学医学部附属病院にて実施し，実験に用いた二方向 X 線透視画像装置は Allura Xper(Philips)，CT 撮影機器は ONE Aquilion(Canon Medical Systems) を用いた．実際に使用した CT 撮影の様子を図 3.1 に示す．

今回，実験環境として使用した PC の性能は表 3.2 の通りである．

3.2 樹脂製模型骨を撮影した実験

この実験では、本研究で使用する 2D-3D レジストレーションの精度評価と X 線動画撮影時の線量の強さに対して本手法の頑健性の評価を行った．今回使用した樹脂製模型骨を図 3.2 に示す．またこの実験では静止画でモーションブラーを含まない実験を行った．3D プリンターで樹脂製の樹脂製模型骨を作成した．この際に印

表 3.1 実験内容

撮影対象	実験内容	使用している章
樹脂製模型骨	線量による提案法の精度への影響の検証	4.1 章
軟部組織付き模型骨	軟部組織及び上腕骨と手根骨を付加した場合の精度検証	4.2 章
遺体標本	橈骨と尺骨の動きが 1 剛体でない場所の精度検証	4.3 章
健常ボランティア	生体運動の解析と従来法との回線軸の比較	4.4 章
PLRI 患者	急激な動きの変化を含む動態の解析	4.5 章



図 3.1 CT 撮影時の様子．撮影時にはシート面と接着させないために放射線を透過する発泡スチロールの上に撮影対象を置き，骨軸方向に向けて全体を CT スキャンにかけている．

刷に使用した 3D データは実際に CT によって撮影された左前腕のデータであり，大きさが実際の骨と同じになるように作成されている．直径 1.5mm の金属球を橈骨の 4 点，尺骨 4 点の計 8 点を解剖学的特徴のある箇所に付着させた．付着した部分を図 3.3 に示す．樹脂製模型骨は線量 3 パターン変化させて撮影を行った．X 線動画像の撮影風景を図 3.4 に示す．また，各線量モードにおける被曝量を表 3.6 に示す．

撮影場所は大阪大学医学部附属病院にて撮影を行った．また機器の都合上 X 線照射直後は数フレームは画質が不安定なため，推定には画質が安定した状態となっ

表 3.2 実験に用いた PC のスペック

device name	spec
CPU	Intel Xeon E5-1603 2.80GHz
GPU	Geforce GTX TITAN X ×2
Memory	32GB
OS	Windows 7 64 bit
CUDA version	8.0



図 3.2 実験に撮影した樹脂製模型骨．示されている図は金属球付着前の模型骨であり，事前に用意した窪みの位置に金属球をテープで付着させ撮影を行なった．



図 3.3 設置した金属球位置．付着させた部分は桡骨遠位の茎状突起に 1 個，関節面に 1 個，近位の桡骨頭中心に 1 個，桡骨粗面に 1 個，尺骨遠位の尺骨頭に 1 個，尺骨茎状突起に 1 個，尺骨滑車部に 2 個である．

たフレームを使用した．図 3.5 に樹脂製模型骨の X 線透視画像と CT の画像例を示す．図より金属球による X 線透視画像上の不自然な金属アーチファクトは殆ど見られないことがわかる．一方 CT 画像には金属アーチファクトが見受けられる．この影響を回避するために本実験では金属球無しの模型骨 CT を別途撮影し，この CT をレジストレーションに使用している．この処理の詳細については後術の前処理の節にて説明する．

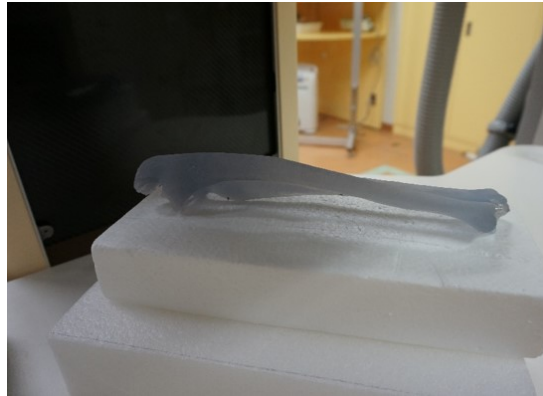


図 3.4 樹脂製模型骨の撮影風景．模型骨全体を画像領域内に入れるために模型骨を検出器の対角線上に位置するように設置している．

表 3.3 樹脂製模型骨撮影に於ける各線量モードの被曝量．

線量	AP[mGy]	LAT[mGy]
高線量	0.02	0.03
中線量	0.01	0.01
低線量	0.01	0.01

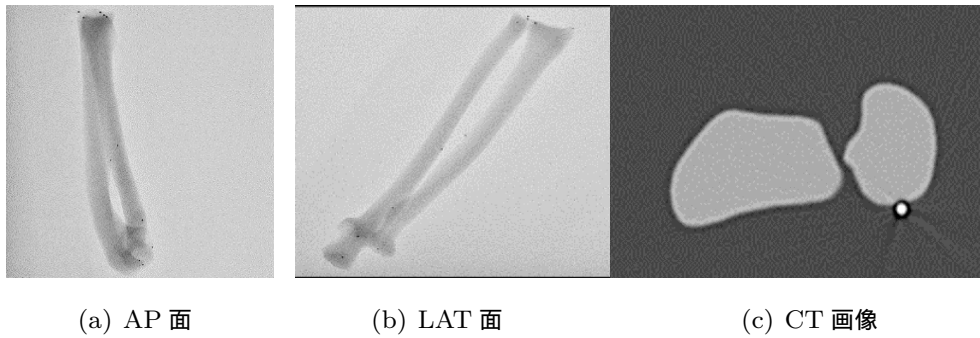


図 3.5 樹脂製模型骨撮影データ．

3.3 軟組織付き模型骨を撮影した実験

次により生体条件に近い検証実験を行うために軟部組織付き模型骨を用意した．模型骨は X 線画像が生体と近くなるような素材で作成されており、図 3.7 に模型骨の X 線透視画像の撮影例を示す．図のように軟部組織領域の X 線画像が再現され

ており，骨に関しては橈骨、尺骨のほかに付近の手根骨、上腕骨も再現されている．この骨に直径 1.5mm の丸い金属球を樹脂製模型骨の実験と同様に解剖学的特長のある 8 点に付着し，X 線動画像と CT の撮影を行なった．今回の検証実験では模型骨を動かしての実験となり，フレームレートは 12.5fps，撮影秒数は各撮影データそれぞれ 10 秒間撮影を行った．3.8 また今回の撮影における模型骨の各線量モードの被曝量を表 3.4 に示す．



図 3.6 軟部組織付き模型骨



図 3.7 軟部組織付き模型骨 X 線画像

3.4 遺体標本を撮影した実験

橈骨と尺骨の相対的な位置が変化する状態での検証実験のために遺体標本を撮影した精度検証を行った．撮影に使用した遺体標本を図 3.9 に示す．遺体標本は防腐



図 3.8 撮影風景

表 3.4 軟部組織付き模型骨被曝量

線量	AP [mGy]	LAT [mGy]
高線量	0.09	0.09
中線量	0.05	0.06
低線量	0.04	0.04

剤によって事前に処理されており，大阪大学医学部の倫理委員会に許可されたものを使用している．撮影時には倫理規定により必ず人目に触れないように処理を施す必要があったため黒いビニール袋で全体を覆った上で実験を行った．撮影実験の様子を図 3.10 に示す．

また、軟組織付き模型骨を撮影した実験から評価指標として用いている金属球が回旋運動の際に上腕骨や手根骨に隠れてしまう問題があったため、既存の直径 1.5mm のものから 2mm のものへと変更した，また、各 4 点合計 8 点を各骨 6 点合計 12 点に変更した．

3.5 健常ボランティアを撮影した実験

生体における動態及び回旋軸の解析と従来法との比較のための撮影実験を行った．実験は大阪大学医学部の倫理委員会に事前に認証を受けている．今回の実験で



図 3.9 実験に使用した遺体標本



図 3.10 遺体標本を撮影した撮影実験の様子

は実際の前腕を回転させながら 3 線量で撮影実験を行なった．実験内容として事前にキャリブレーションボックスを用いてキャリブレーションを行い，高線量、中線量にて左腕の回旋運動の撮影と低線量にて右腕の回旋運動の撮影を行った．また、従来法との比較のために最大回内，中間位，最大回外の 3 肢位で CT の撮影を行った．表 3.5 に各線量モードにおける被曝量を記載する．

表 3.5 実 X 線 被曝量

線量	AP [mGy]	LAT [mGy]
高線量	0.11	0.62
中線量	0.05	0.19
低線量	データ無し	データ無し

3.6 患者を撮影した実験

肘関節の後外方回旋不安定性 (以下 PLRI) の患者 1 例に対して高線量モードと程線量モードで撮影を行った．実験は大阪大学医学部の倫理委員会から認証を受けている．PLRI の運動について図 3.11 に示す．図のように PLRI は主に外傷によって上腕骨に対して後ろ方向に橈骨と尺骨が外れるという症状が現れる [13]．このような運動を解析するには高い時間分解能が必要であるため，従来の CT を複数の姿勢撮影する手法では外れる瞬間が観測できないために解析できなかった．本研究では提案手法の有効性を示すために X 線装置の持つ高い時間分解能によってこの動態の解析を試みる．撮影は患者の腕を医師の補助と共に症状が現れる部分で回旋させて撮影を行なった．この PLRI は上腕骨に対しての橈骨と尺骨の動きが必要であるため，上腕骨を含めた 3 剛体でのレジストレーションを行う．また，撮影の際に腕全体を含めることが困難であったために，撮影画像は近位のみ領域が写っている．

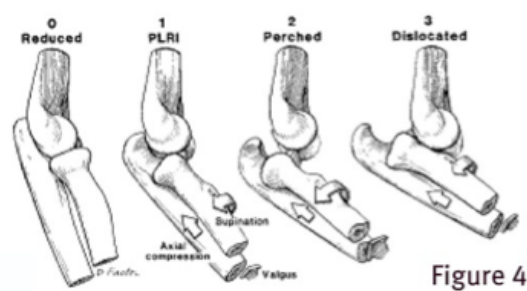


図 3.11 PLRI の運動 [17]

表 3.6 患者撮影に於ける各線量モードの被曝量 .

線量	AP[mGy]	LAT[mGy]
高線量	0.17	0.27
低線量	0.04	0.06

3.7 定量評価のために施した画像処理

比較実験を行なう前に得られた CT 画像と X 線画像に前処理を行なった．まず，検証のために金属球の位置を定量的に求める必要があるため，X 線画像上での金属球の位置はガウシアンフィッティングにより定量的に算出した．今回行ったガウシアンフィッティングは金属球の持つ輝度値を次元毎で異なる分散を持つガウス分布であると仮定し，これを非線形最小二乗法により最適なパラメータを算出した．画像類似度は撮影した X 線画像では金属球周辺が複数の骨が重なり合う場合があるので提案法と同じ勾配相関を用いた．図 3.12 は金属球位置を求めた結果となる．3D と 2D 両方とも金属球の中心を subpixel 単位で算出されていることが確認できる．

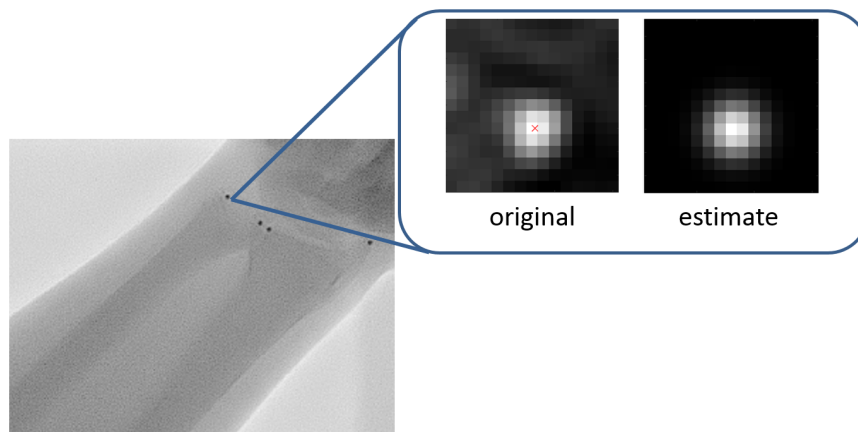


図 3.12 X 線画像に適用したガウシアンフィッティングの推定結果．右上 original 画像の上に表示されている赤い x 印が推定された金属球の中心を示している．

次に，金属球のエッジ部分に勾配相関が高く出るため，実データと異なる条件と

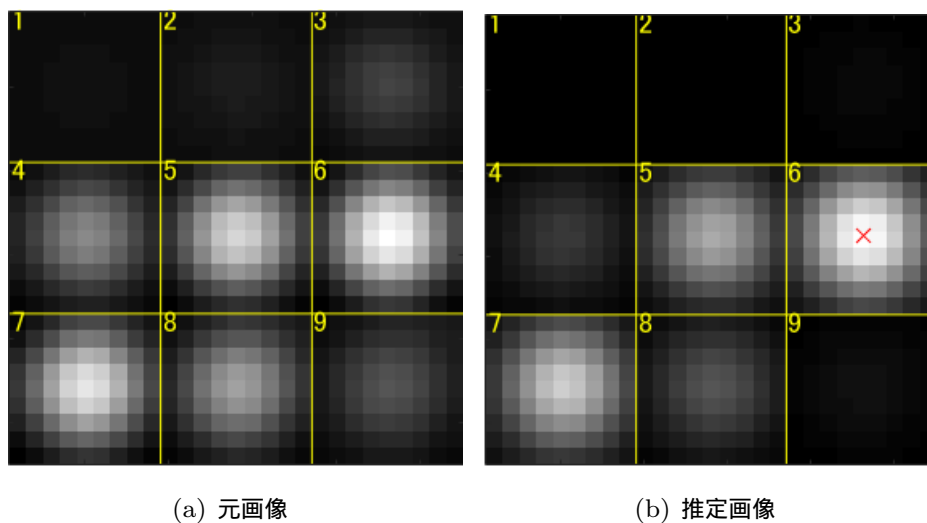


図 3.13 CT 画像に適用した三次元ガウシアンフィッティングの推定結果

なるという問題点があった．X 線画像にはインペインティングにより金属球を周辺の画像情報から自然に消去する処理を施した [16]．同様に CT 画像上の金属球も 3D インペインティングによって消去の処理を行なった．



図 3.14 処理前



図 3.15 処理後

図 3.16 X 線画像に適用したインペインティング結果

図のように X 線画像上で金属球が消去されていることが確認できる．

また，3D プリントした樹脂製模型骨については金属球付加した CT と金属球を付加する前の CT を撮影を行なった為，そのため ICP 位置合わせを行うことにより金属球付加後，金属球付加前間の変換の算出を行なった．ICP 位置合わせを用い

た精度検証の手順について図 3.17 に示す．その後，金属球付加前の CT データを用いて 2D-3D レジストレーションを行い、変換行列を用いて金属球付加後の金属球位置を算出することができ，この位置を内部パラメータ行列を用いて DRR 画像座標系へ移すことで X 線画像上の金属球位置との比較を行った．

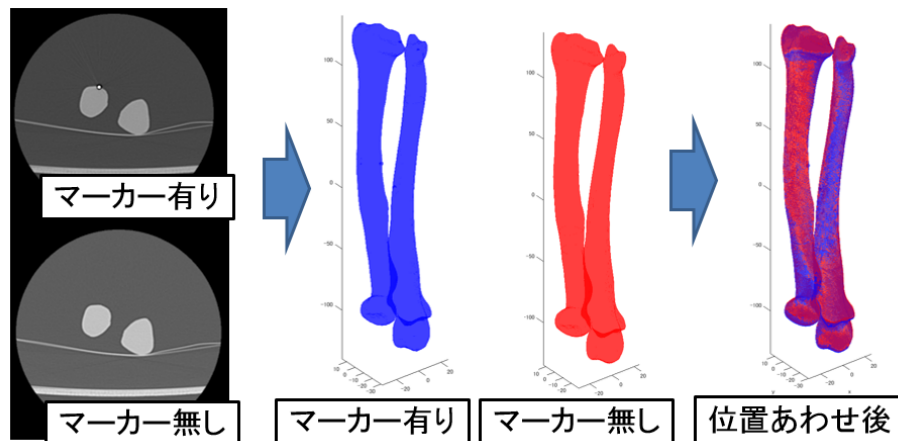


図 3.17 ICP 位置合わせの手順

3.8 評価方法

評価方法については骨のみの模型骨を撮影した実験では 2 次元投影面での評価を行なっている．これは DRR 画像座標系に移した点どうしの最小距離を比較し，評価を行なっている．

組織付き模型骨を撮影した実験と遺体標本を撮影した実験ではガウシアンフィッティングで算出した二方向 X 線画像上の点とキャリブレーションで求めた X 線装置の外部パラメータと内部パラメータを用いて三角測量を実施し，二次元の点から三次元の点へ変換して、評価を行なっている．またこの三次元の点から重心とクォータニオン法により変換行列を算出し，2D-3D レジストレーションで算出した姿勢行列との比較を行なった．健常ボランティアを撮影した実験では回線軸算出のために橈骨姿勢行列に対して尺骨姿勢行列の逆行列をかけることで尺骨基準の座標系に変換させてから解析を行なった．また，CT 画像との比較に回線軸の算出を行なった．これは Helical Axis 法によって算出した [14] ．

第 4 章 結果

4.1 骨のみの模型骨を撮影した実験

高線量，中線量，低線量 X 線画像の 2D-3D レジストレーションの結果例を図 4.1 に示す．図からどの線量の画像に対しても推定ができていることが分かる．また高線量結果における DRR 画像及び勾配相関画像を 4.2 に示す．勾配相関画像中では橈骨と尺骨両方において近位及び遠位で高い類似度が出ていることが分かる．投影誤差を 4.1 に示す．どの線量モードにおいても約 1mm 程度の誤差で推定できていることを確認した．また，高線量，中線量，低線量と線量間の結果で大きな精度の変化は見られなかった．

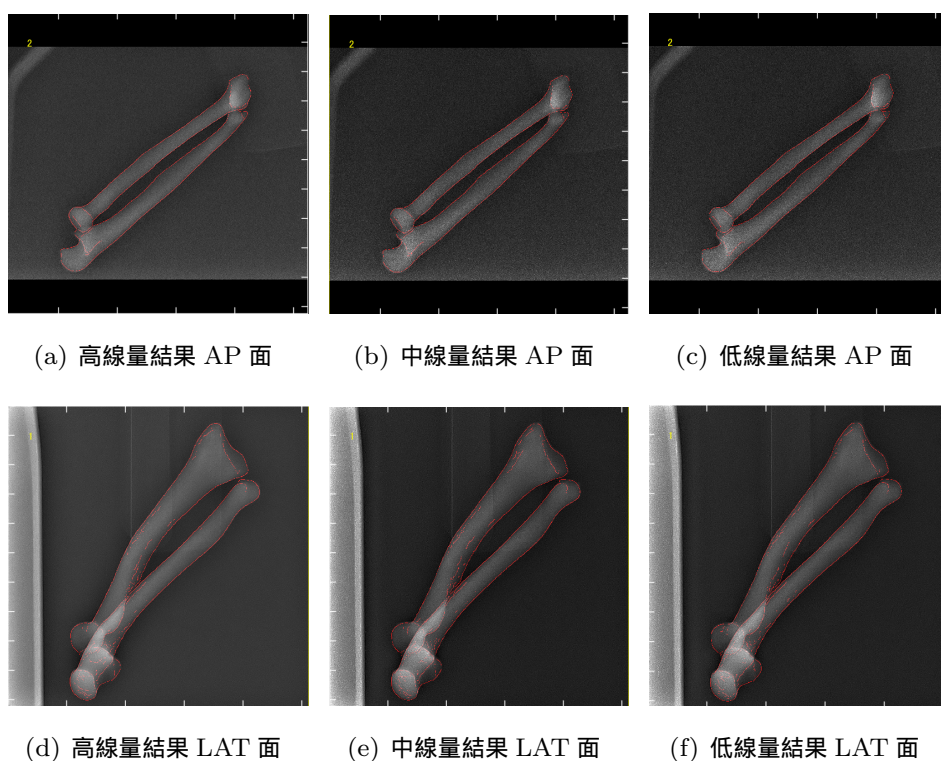
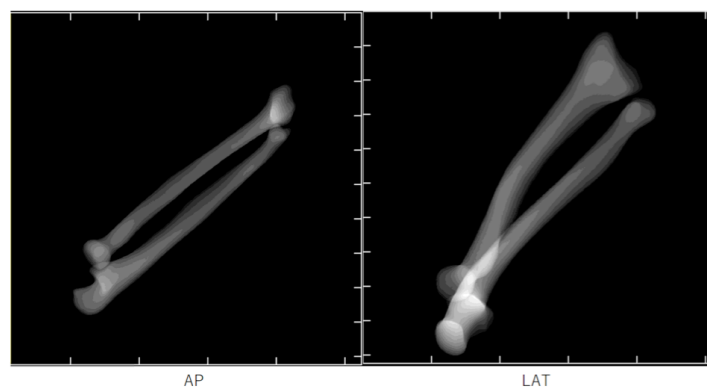
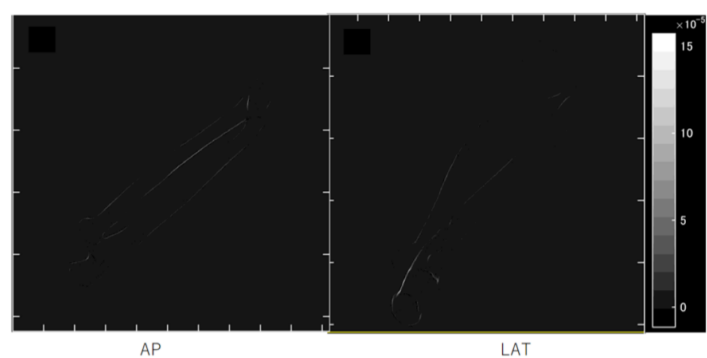


図 4.1 骨のみを再現した模型骨を撮影した実験の 2D-3D レジストレーション推定結果



(a) DRR 画像



(b) 勾配相関

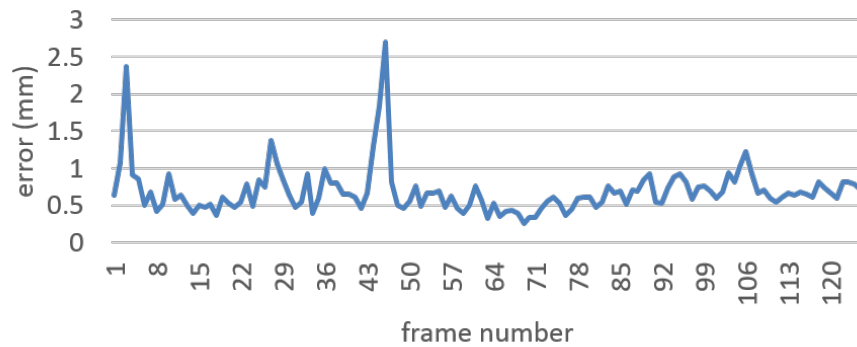
図 4.2 高線量の X 線動画像における DRR 画像及び勾配相関の画像

表 4.1 投影誤差

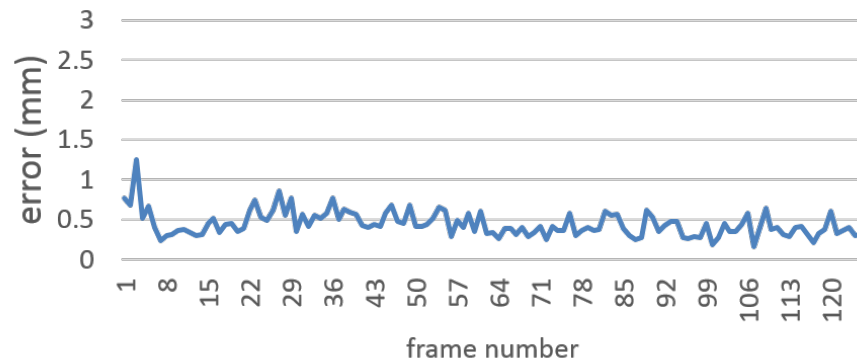
撮影線量	LAT 平均誤差 [mm]	AP 平均誤差 [mm]
高線量	1.044 ± 1.098	0.920 ± 1.104
中線量	1.118 ± 1.339	0.937 ± 1.101
低線量	0.679 ± 1.069	1.044 ± 1.256

4.2 軟組織付き模型骨を撮影した実験

軟部組織付き模型骨の実験における提案法の精度検証結果を示す．各フレームにおける橈骨距離誤差と尺骨距離誤差のグラフを図 4.3 に示す．図から 46 フレーム目付近で橈骨の推定誤差が大きくなっていることが確認できる．一方尺骨では橈骨より安定的に誤差が小さくなっていることが確認できる．



(a) 橈骨



(b) 尺骨

図 4.3 各フレーム毎の誤差

次に各金属球毎の誤差結果について示す．各金属球のボックスプロットを図 4.4 に示す．また，各金属球毎の 1 フレームあたりの平均誤差と標準偏差を表 4.2 に，対応する金属球の番号を図 4.5 に示す．橈骨、尺骨のすべての平均誤差は $0.56\text{mm} \pm 0.14\text{mm}$ となり、平均 1mm 以下で推定が可能となった．

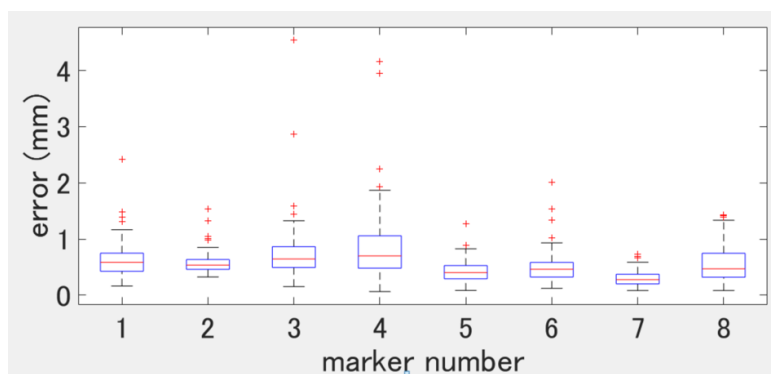


図 4.4 各金属球の誤差のボックスプロット



図 4.5 金属球番号

表 4.2 各金属球毎の 1 フレームあたりの平均誤差と標準偏差 . (単位は全て mm)

橈骨側	金属球 1 番	金属球 2 番	金属球 3 番	金属球 4 番
誤差	0.620 ± 0.290	0.574 ± 0.178	0.737 ± 0.476	0.836 ± 0.583
尺骨側	金属球 5 番	金属球 6 番	金属球 7 番	金属球 8 番
誤差	0.421 ± 0.181	0.499 ± 0.259	0.298 ± 0.133	0.555 ± 0.314

また，三角測量の点を用いて各フレームの変換行列を算出し，提案法の変換行列と比較した結果のうち並進成分を表 4.3 に，回転成分を表 4.4 示す．また，運動を大きく撮影した場合の結果のうち並進成分を表 4.3 に，回転成分を表 4.4 示す．並進成分の表からは Y 軸成分の並進誤差が X 軸，Y 軸と比べると増大していることが確認できる．また同様に，回転成分の表からは Z 軸成分の回転誤差が X 軸，Y 軸と比べると増大していることが確認できる．

表 4.3 並進成分

	X 軸 [mm]	Y 軸 [mm]	Z 軸 [mm]
尺骨高線量	0.162 ± 0.148	0.452 ± 0.232	0.121 ± 0.135
尺骨中線量	0.170 ± 0.179	0.423 ± 0.181	0.156 ± 0.101
尺骨低線量	0.141 ± 0.095	0.349 ± 0.115	0.129 ± 0.093
橈骨高線量	0.249 ± 0.175	0.379 ± 0.285	0.193 ± 0.116
橈骨中線量	0.120 ± 0.100	0.355 ± 0.166	0.134 ± 0.092
橈骨低線量	0.147 ± 0.111	0.277 ± 0.134	0.149 ± 0.108

表 4.4 回転成分

	X 軸 [度]	Y 軸 [度]	Z 軸 [度]
尺骨高線量	0.175 ± 0.184	0.128 ± 0.133	1.077 ± 0.955
尺骨中線量	0.065 ± 0.046	0.047 ± 0.039	1.071 ± 0.712
尺骨低線量	0.049 ± 0.042	0.062 ± 0.049	0.644 ± 0.469
橈骨高線量	0.160 ± 0.176	0.175 ± 0.168	1.097 ± 1.131
橈骨中線量	0.062 ± 0.052	0.073 ± 0.052	0.732 ± 0.581
橈骨低線量	0.044 ± 0.037	0.070 ± 0.053	0.544 ± 0.418

表 4.5 運動量を大きくし撮影した場合の並進成分

	X 軸 [mm]	Y 軸 [mm]	Z 軸 [mm]
尺骨高線量	0.191 ± 0.192	0.394 ± 0.397	0.315 ± 0.252
尺骨中線量	0.268 ± 0.155	0.604 ± 0.360	0.276 ± 0.423
尺骨低線量	0.229 ± 0.154	0.583 ± 0.453	0.313 ± 0.259
橈骨高線量	0.180 ± 0.301	0.302 ± 0.372	0.304 ± 0.301
橈骨中線量	0.212 ± 0.129	0.353 ± 0.246	0.184 ± 0.177
橈骨低線量	0.291 ± 0.363	0.507 ± 0.533	0.264 ± 0.252

表 4.6 運動量を大きくし撮影した場合の回転成分

	X 軸 [度]	Y 軸 [度]	Z 軸 [度]
尺骨高線量	0.120 ± 0.104	0.053 ± 0.080	0.659 ± 0.667
尺骨中線量	0.137 ± 0.086	0.069 ± 0.077	0.829 ± 0.744
尺骨低線量	0.130 ± 0.109	0.061 ± 0.071	0.858 ± 0.621
橈骨高線量	0.105 ± 0.124	0.056 ± 0.057	0.465 ± 0.571
橈骨中線量	0.100 ± 0.073	0.066 ± 0.051	0.589 ± 0.384
橈骨低線量	0.123 ± 0.108	0.106 ± 0.078	0.728 ± 0.761

4.3 遺体標本を撮影した実験

今回の実験を仮想的に撮影機器を可視化した結果を図 4.6 に示す．また，高線量 X 線の結果を図 4.8 に示す．図は尺骨基準の座標系に設定されており，肌色は提案法で推定した動き，青色は金属球から算出した正解の動きを示している．図から三次元上の位置がほぼ同じ姿勢で位置していることが確認できる．また全体の動きも生体条件のものと変わらない運動をしていることが確認できる．また精度を数値化した指標として遺体標本を撮影した実験における金属球の三次元距離誤差を表 4.7 に示す．誤差は低線量時に最も小さくなったが，最も誤差が大きい高線量時の結果でも 0.5mm 程度の誤差でレジストレーションが行えていることが確認できる．また尺骨と橈骨の三次元変換誤差を図 4.7 に示す．

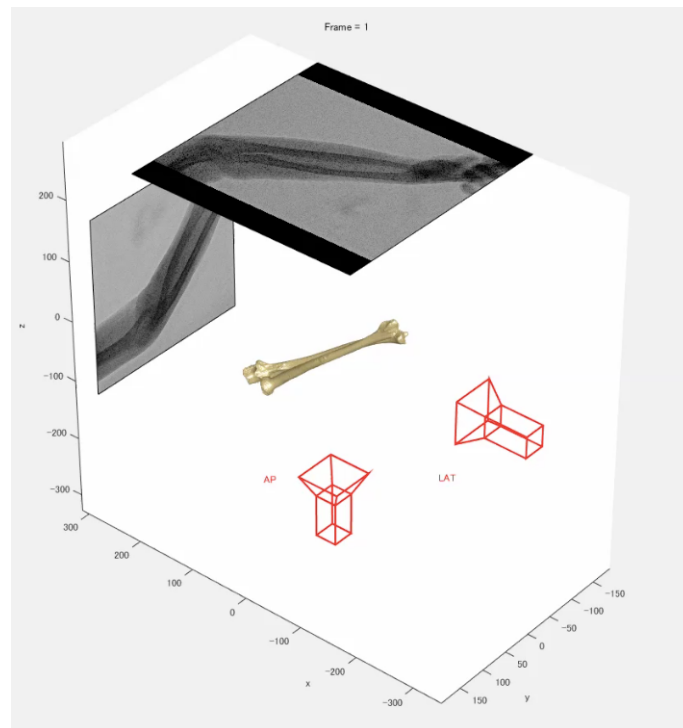
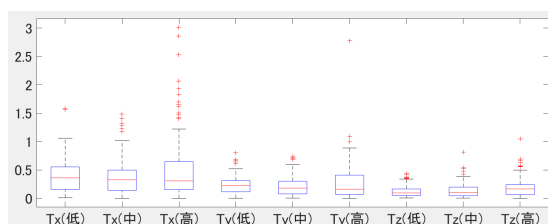


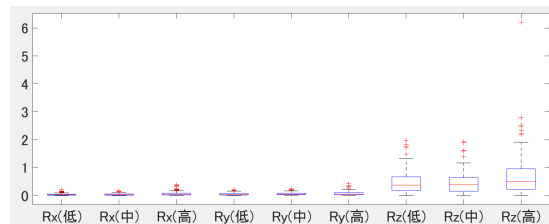
図 4.6 遺体標本を撮影した実験における 3D 表示結果

表 4.7 遺体標本データを撮影した金属球三次元距離誤差

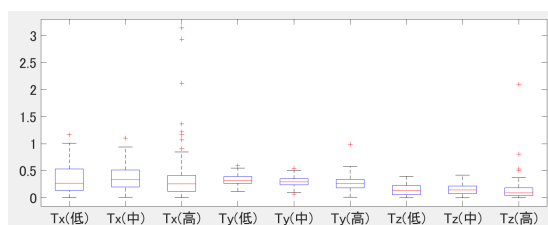
	高線量 [mm]	中線量 [mm]	低線量 [mm]
誤差	0.502 ± 0.284	0.443 ± 0.159	0.438 ± 0.133



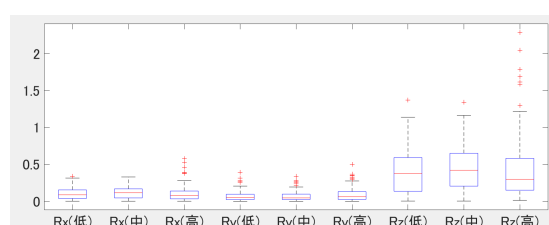
(a)



(b)



(c)



(d)

図 4.7 遺体標本データを撮影した三次元変換誤差のボックスプロット。(a) 橈骨の並進誤差, (b) 橈骨の回転誤差, (c) 尺骨の並進誤差, (d) 尺骨の回転誤差。グラフの縦軸の単位は全て mm である。

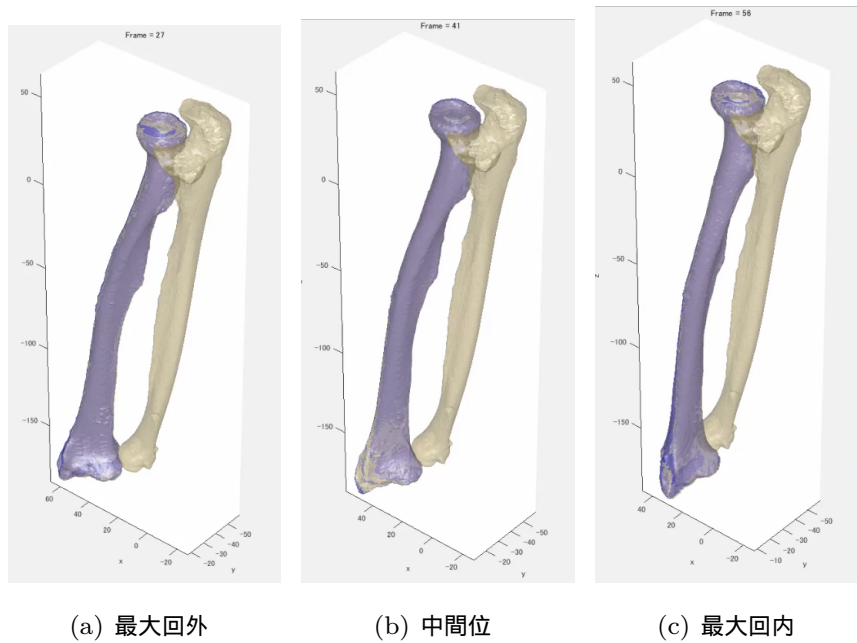


図 4.8 尺骨基準座標系における遺体標本を撮影した実験結果の三次元可視化

4.4 健常ボランティアを撮影した実験

最大回外における高線量，中線量，低線量の推定結果を図 4.9 に示す．また高線量 X 線動画像により推定した最大回外，中間位，最大回内の三次元重畳画像を図 4.10 に示す．

また X 線動画像により求めた尺骨位置を基準とした橈骨の中間位からの回転角度のグラフを図 4.11 に示す．ここで正の角度方向が回外方向，負の角度が回内方向であり，中間位は最大回外，最大回内の回旋角度の差が最も小さくなるように設定した．グラフより最大回外，最大回内がともに 80° 付近で位置していることがわかり，最大位置に至るまでの角度も全体としてほぼ連続に推移していることが確認できる．しかしながら、特に中線量の 20 フレーム付近を見ると局所的に不連続となっている部分を確認できる．

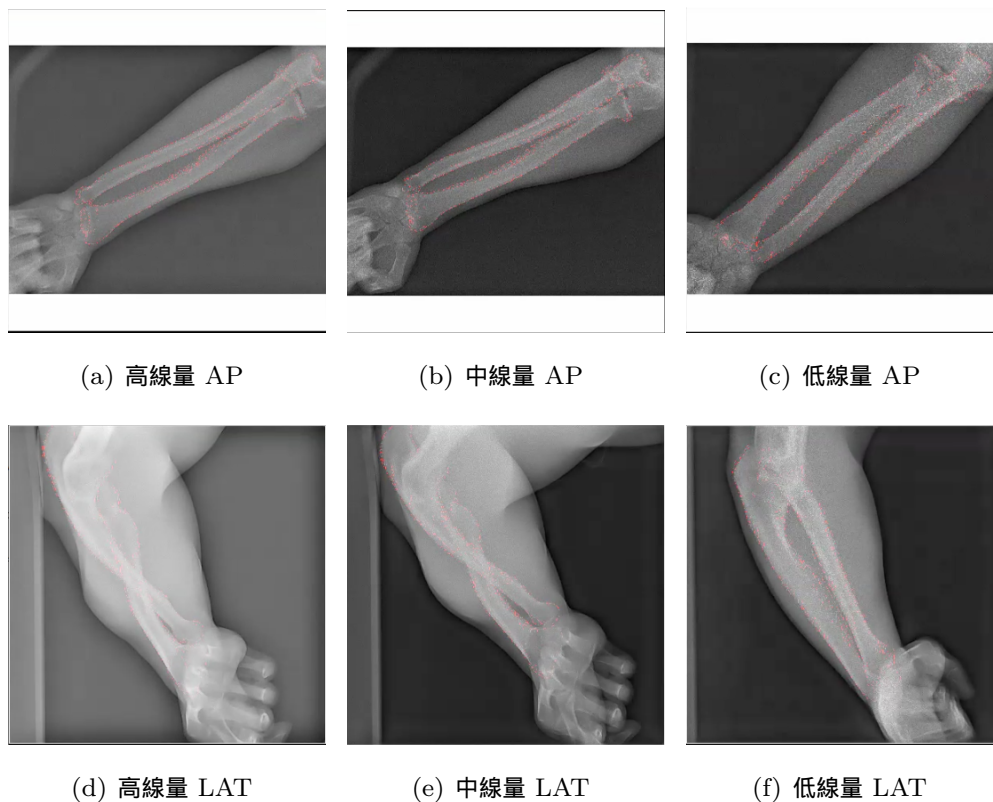


図 4.9 健常ボランティアを撮影した X 線動画像における推定結果．図中の赤い線は投影した際の DRR 画像のエッジを示している．

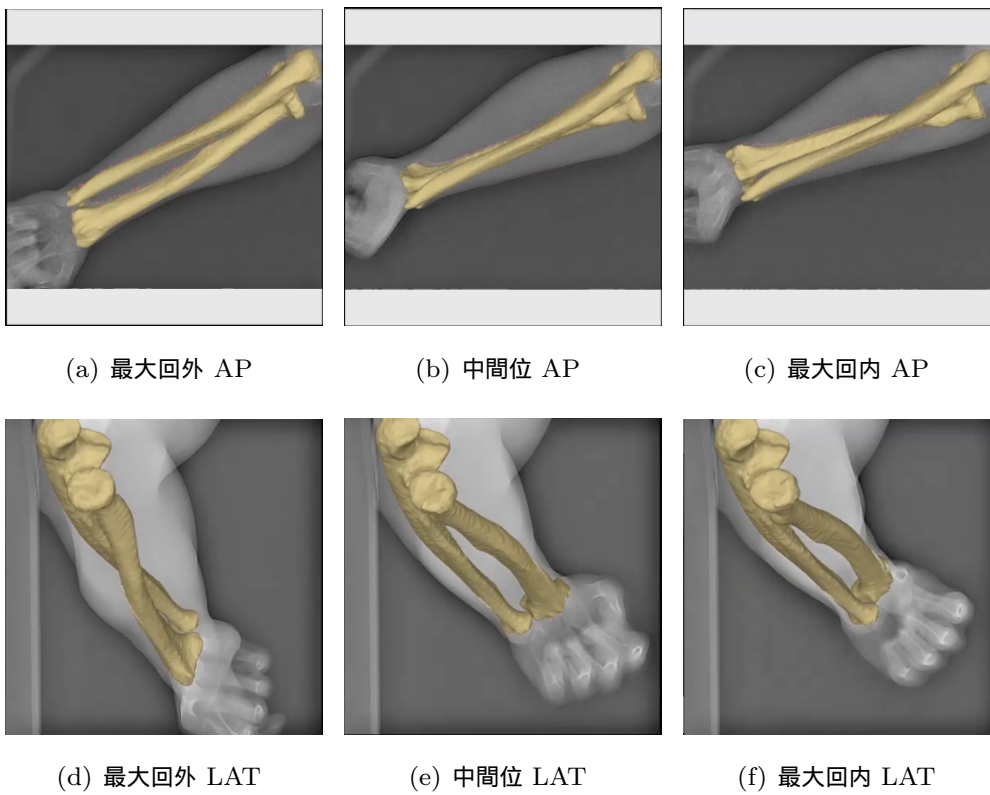
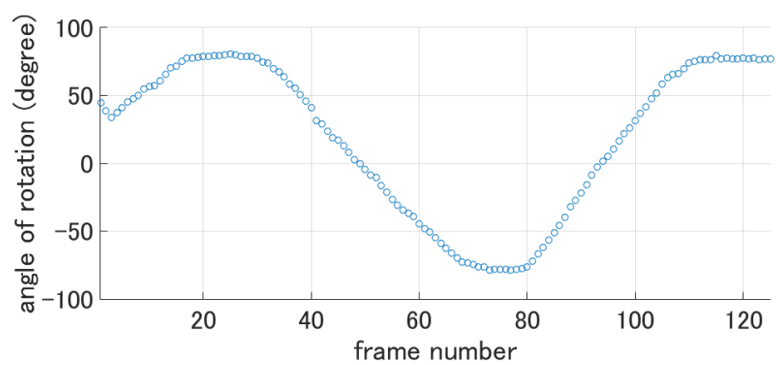
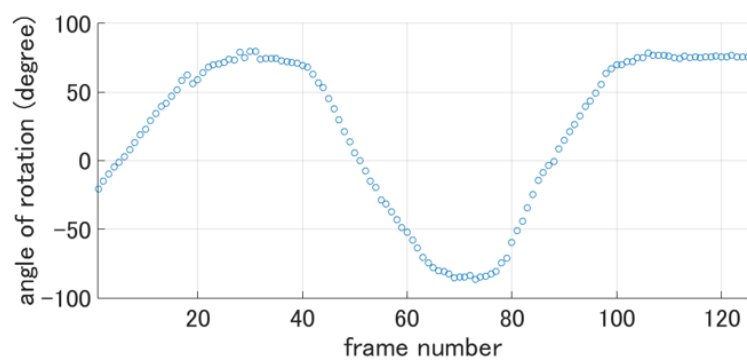


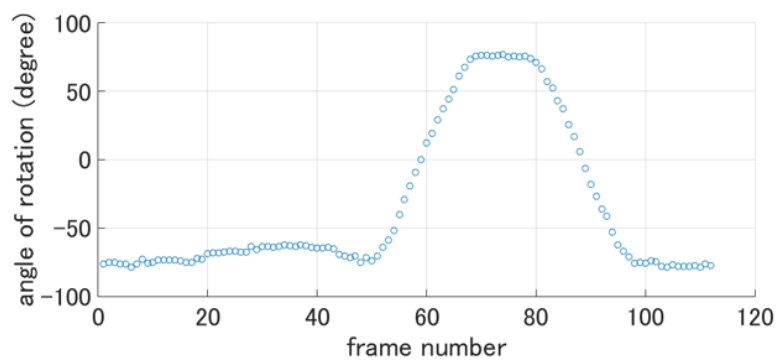
図 4.10 高線量 X 線動画像 重畳結果



(a) 高線量 X 線



(b) 中線量 X 線



(c) 低線量 X 線

図 4.11 回旋角度

次に従来手法である CT からの回旋軸算出結果との比較を行う．従来手法と提案法それぞれに対して尺骨に対する橈骨の回旋軸を算出し，最大回外，中間位，最大

回内で撮影した CT の結果と比較を行なった．従来の CT 結果は今回の実験と同じ被験者の CT3 姿勢を用いており，それぞれセグメンテーションを行い，このマスクから 3D ポリゴンを作成し，これを ICP 位置合わせを行うことで中間位から回外，回内への変換行列を算出し，この行列から提案手法と同様に Helical Axis を算出した．算出した回旋軸を可視化したものを図 4.12 に示す．本手法で求めた橈骨、尺骨の姿勢より算出した回旋軸は CT で作成した回旋軸と同じく，遠位側の軸が回外時に外側、回内時に内側になる傾向を示した．また従来法と提案法の回旋軸のなす角を図 4.13 と表 4.8 に示す．結果から中線量と高線量共に 1 度以下の精度で軸を算出できていることが確認できる．また，失敗しているフレームの画像を調べると図 4.14 のようなモーションブラーが発生していることが確認できた．

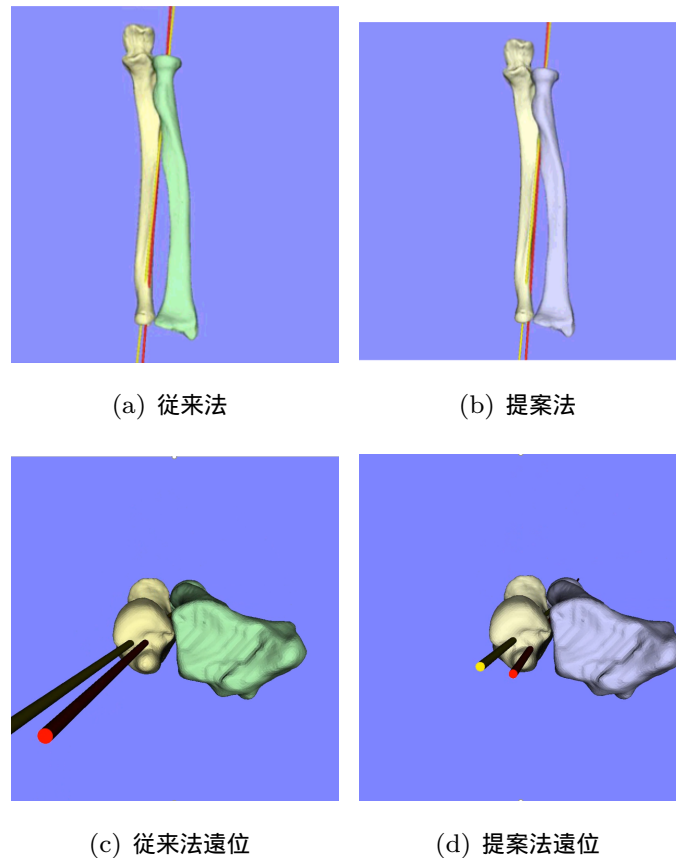


図 4.12 提案法と従来法の回線軸の三次元可視化

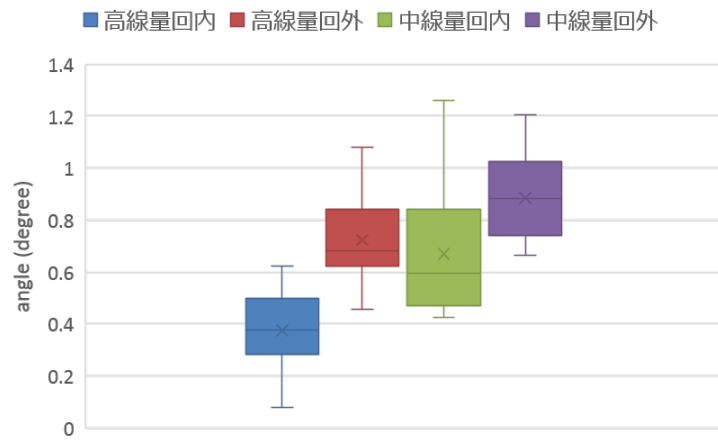


図 4.13 従来法と提案法の回線軸のなす角の比較

表 4.8 推定結果と CT における回線軸角度

	中間位から最大回内 [度]	中間位から最大回外 [度]
高線量	0.375 ± 0.147	0.724 ± 0.158
中線量	0.669 ± 0.247	0.884 ± 0.166



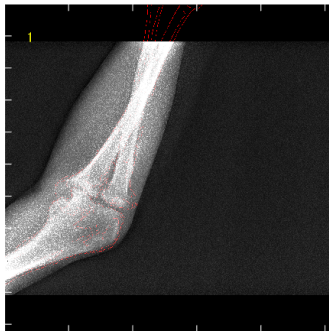
図 4.14 X 線動画画像上に発生されるモーションブラー例．赤い線の領域で囲まれている部分に前フレームの輝度値が影響し，エッジのようなものが生じている．

4.5 患者を撮影した実験

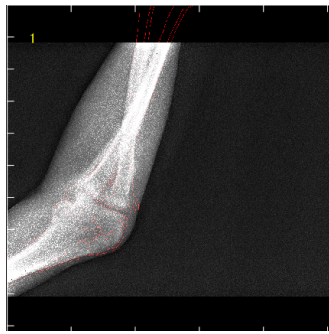
高線量および低線量の X 線動画画像から橈骨，尺骨，上腕骨の 3 剛体について全 125 フレームの動態解析を行った．高線量モードで撮影した X 線線動画画像における 2D-3D レジストレーション推定結果のうち，脱臼から整復する 106 フレームから 108 フレームの結果について図 4.15 に示す．図より $t = 80\text{ms}$ において橈骨及び尺骨が右側方向に大きく平行移動していることが確認でき，脱臼から整復する運動が推定できていることが確認できる．同様に低線量モードで撮影した X 線線動画画像における 2D-3D レジストレーション推定結果のうち，脱臼から整復する 99 フレームから 103 フレームの結果について図 4.16 に示す．この結果も $t = 160\text{ms}$ において橈骨及び尺骨が右側方向に大きく平行移動していることが確認できる．しかしながら，推定途中において図 4.17 のような失敗例が発生し，マニュアルで初期姿勢を調整して再計算する必要が生じた．



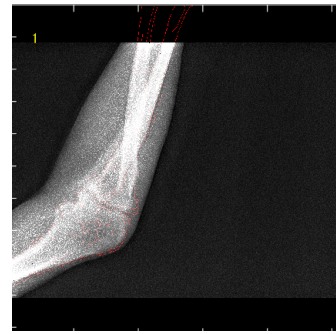
図 4.15 PLRI 患者を撮影した高線量モードの X 線線動画像における 2D-3D レジストレーション推定結果



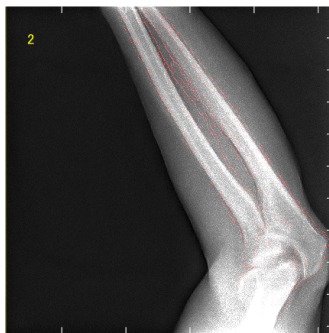
(a) $t = 0\text{ms}$ AP



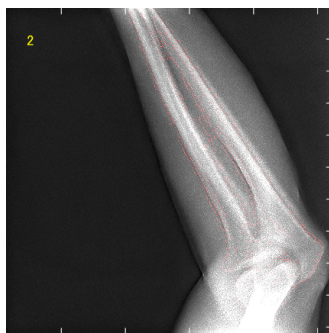
(b) $t = 160\text{ms}$ AP



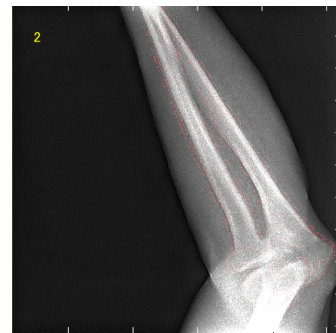
(c) $t = 320\text{ms}$ AP



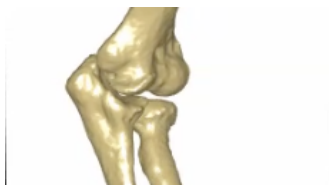
(d) $t = 0\text{ms}$ LAT



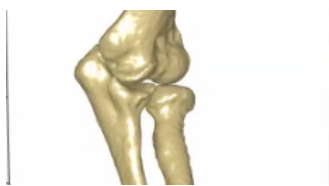
(e) $t = 160\text{ms}$ LAT



(f) $t = 320\text{ms}$ LAT



(g) $t = 0\text{ms}$ 3D 表示

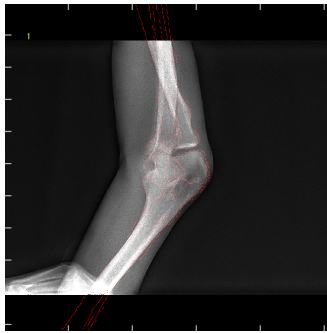


(h) $t = 160\text{ms}$ 3D 表示



(i) $t = 320\text{ms}$ 3D 表示

図 4.16 PLRI 患者を撮影した低線量モードの X 線線動画像における 2D-3D レジストレーション推定結果



(a) 失敗例 AP



(b) 失敗例 LAT

図 4.17 PLRI 患者を撮影した高線量モードの X 線線動画像における 2D-3D レジストレーション推定結果の失敗例

第 5 章 考察

5.1 樹脂製模型骨を撮影した実験の考察

樹脂製模型骨を撮影した実験の結果について、数値より高線量結果、中線量結果、低線量結果間の差が小さいことから実験により静止条件では線量を変化させても精度の影響が少ないことを示した。また、高線量結果より低線量結果が一部良くなっている部分がある理由について X 線を遮るものを少ない環境下においては線量をあげることによって骨の細かな吸収線量の差の影響が少なくなることでレジストレーションの精度が低下していることが原因として考えられる。

5.2 軟部組織付き模型骨を撮影した実験の考察

橈骨の推定誤差が大きくなっている部分がある理由についてはこれは側面の X 線画像において橈骨の遠位部分が手根骨と重なり合っており、勾配相関の局所解に陥ったため誤差が増大したと考えられる。また、尺骨の全体の誤差が安定的である理由として、尺骨自体が橈骨より近位部分で特徴的な形をしているため、回転方向に橈骨より頑健であることが考えられる。変換行列の精度検証結果について Z 軸成分の回転誤差が X 軸、Y 軸と比べると増大して理由については実験の回転は骨軸方向に沿って回転し撮影しているため、CT 上で骨軸に相当する Z 軸の回転誤差が大きくなるのは妥当である。

5.3 遺体標本を撮影した実験の考察

本実験から橈骨、尺骨が別の運動を行う場合においても、提案手法が 1 mm 以下の精度で推定できることを示した。図 4.7 から高線量の推定結果に大きく外れている部分が多い理由は前節までで示した高線量データを用いると骨が重なる部分において付近の軟部組織や手根骨によって不適切な高い勾配相関が出ることがあり、局所解に陥りやすいという要因も存在するが、今回の高線量データでは LAT 面において橈骨と尺骨で重なるフレームが低線量、中線量のデータより多く存在していた

要因も影響していると考える．

5.4 健常ボランティアを撮影した実験の考察

生体を撮影した X 線動画像によって算出した回旋軸は従来法の CT と同様の傾向を示していることから，回旋軸の算出において提案法が有効であることを示している．

また，X 線動画像の各フレームにおける回転角度に現れる不連続部分は図 4.14 に示した腕を素早く動かした際に X 線撮影機器の recursive filter によって生じているモーションブラーに起因していると考えられる．

5.5 患者を撮影した実験の考察

実験結果では通常の回旋運動と同様に提案法によって推定できることが示せた．図 4.15 と図 4.16 より高線量画像，低線量画像の両方ともに PLRI 特有の動きを検知できていると言える．しかし，図 4.17 の失敗例を見ると，強いモーションブラーによって尺骨がブラーに引っ張られていることが確認できる．今回の実験では前述の通り，与える初期姿勢を変更することで局所解を回避することができたが，完全な自動推定を行うためには前後のフレームの画像情報などからモーションブラーを改善する必要があると考える．また自動推定を妨げる要素として，画像領域が限定されているために初期位置を従来より適切な位置で合わせる必要があり，特に近位の情報のみでは橈骨は回転方向の判別がつきにくいため，一度 2D-3D レジストレーションを全フレームに時系列的に順方向に適用したあと，マニュアルで橈骨の位置が最も妥当であると判断できるフレームから時系列的に逆方向で 2D-3D レジストレーションをかけるなどの調整が必要であった．

5.6 将来の展望

骨のブレの軽減のために、時間方向に動きが滑らかになるような拘束条件が考えられるが、急激な動きの検知とのトレードオフが問題となる。提案法の 2D-3D レ

ジストレーションでは類似度と DRR 投影の繰り返し計算が必要となるため推定に時間がかかる．本研究の実験結果を用いて CNN に学習することで 2 対の X 線透視動画像から骨の 6 自由度パラメータを短時間で取得することが可能になることが考えられる [15]．この場合，データ数がまだ少ないという問題点や腕の撮影位置と方向が定まっていないことが課題になると考えられる．

第 6 章 総括

本研究では二方向 X 線装置を用いて 2D-3D レジストレーションにより前腕骨の動態解析を行った．提案法の精度検証実験では平均 1.5mm 以下の精度で推定できることを示した．また精度検証実験を通して X 線透視装置の線量を変化させた場合でも精度に大きく影響がでることが少ないことを示した．臨床動画像を用いた実験を通して，従来として用いられてきた CT を複数姿勢撮影する方法と同様の回旋軸を算出することが提案法でも可能であることを示した．これによって従来よりはるかに低侵襲で診断が行われることが期待される．また，従来では解析することが難しかった亜脱臼症例において提案法では X 線透視装置の時間分解能のメリットを用いて胴体解析が実現できることを示した．

謝辞

本研究を進めるにあたり，日ごろより有益な助言と丁寧なご指導ご鞭撻を賜りました奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科生体医用画像研究室佐藤嘉伸教授に深く感謝申し上げます．また，研究発表の際，貴重なご助言を賜りました奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科インタラクティブメディア設計学研究室加藤博一教授に厚く御礼申し上げます．

本研究を遂行するにあたり，日ごろより多くの有益な御助言と丁寧な御指導を頂きました奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科生体医用画像研究室大竹義人准教授，横田太助教に深く感謝申し上げます．本研究を進めるにあたり，患者画像データ等のご提供ならびにデータの分類，実験用画像の撮影に関するご協力，また多くの有益な御討論を賜りました大阪大学大学院医学系研究科器官制御外科学講座，村瀬剛准教授，阿部真悟先生に厚く御礼申し上げます．本研究を遂行するにあたり，日ごろより丁寧な御指導を頂きました福田紀生氏，鈴木裕紀氏，中西裕紀氏，日朝裕太氏に心より感謝致します．また，M1 時代に多くのアドバイスとご指導をいただきました児山 昂生氏に深く御礼申し上げます．大学院生活全般にわたり様々な面で支えて頂きました田川郁代秘書をはじめ，奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科生体医用画像研究室の皆様心からの感謝を申し上げます．最後に，大学院修了まで多大な支援を頂いた家族に深く感謝し，ここに謝辞とさせていただきます．

参考文献

- [1] Bronstein A, Heaton D, Tencer AF, Trumble TE. Distal Radius Malunion and Forearm Rotation: A Cadaveric Study. *Journal of Wrist Surgery*. 2014. 3(1): p. 7-11.
- [2] Nakamura T, Yabe Y, Horiuchi Y, Seki T, Yamazaki N. Normal kinematics of the interosseous membrane during forearm pronation-supination—a three-dimensional MRI study. *The Journal of Hand Surgery*. 2000. 5(1): p. 1-10.
- [3] Leng S, Zhao K, Qu M, An K-N, Berger R, McCollough CH. Dynamic CT technique for assessment of wrist joint instabilities. *Medical Physics*. 2011. 38(1): p. S50–S56.
- [4] Pereira, B.P., A. Thambyah, and T. Lee, Limited forearm motion compensated by thoracohumeral kinematics when performing tasks requiring pronation and supination. *J Appl Biomech*, 2012. 28(2): p. 127-38.
- [5] Fraysse, F. and D. Thewlis, Comparison of anatomical, functional and regression methods for estimating the rotation axes of the forearm. *Journal of Biomechanics*, 2014. 47(14): p. 3488-3493.
- [6] Tay, S.C., et al., In-vivo kinematic analysis of forearm rotation using helical axis analysis. *Clinical Biomechanics*, 2010. 25(7): p. 655-659.
- [7] Omori, S., et al., In vivo three-dimensional elbow biomechanics during forearm rotation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 2016. 25(1): p. 112-119.
- [8] Kazama K, Kobayashi K, and Sakamoto M. In vivo three-dimensional analysis of distal radioulnar joint kinematics during forearm pronation-supination. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 2016. ad-vpub.
- [9] Matsuki, K.O., et al., In vivo 3D kinematics of normal forearms: Analysis of dynamic forearm rotation. *Clinical Biomechanics*, 2010. 25(10): p. 979-983.

- [10] Otake Y, Armand M, Armiger RS, Kutzer MD, Basafa E, Kazanzides P, and Taylor RH. Intraoperative Image-based Multiview 2D/3D Registration for Image-Guided Orthopaedic Surgery: Incorporation of Fiducial-Based C-Arm Tracking and GPU-Acceleration. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2012. 31(4): p. 948-962.
- [11] Penney, G.P., et al., A comparison of similarity measures for use in 2-D-3-D medical image registration. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1998. 17(4): p. 586-595.
- [12] Hansen N, Kern S., Evaluating the CMA evolution strategy on multimodal test functions. *Parallel Problem Solving from Nature - PPSN VIII*, 2004. :pp. 282–291.
- [13] Fedorka CJ, Oh LS. Posterolateral rotatory instability of the elbow. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 2016. 9(2): p. 240-246.
- [14] Woltring HJ, Huiskes R, de Lange A, Veldpaus FE. Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics. *J Biomech* 1985, 18: 379-389.
- [15] S. Miao, Z. J. Wang and R. Liao, A CNN Regression Approach for Real-Time 2D/3D Registration. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2016. 35(5): p. 1352-1363.
- [16] X. Li, Image Recovery Via Hybrid Sparse Representations: A Deterministic Annealing Approach. *IEEE Journal of Selected Topics in Signal Processing*. 2011. 5(5) p. 953-962.
- [17] O ' Driscoll, S. W., Morrey, B. F., Korinek, S., and An, K. N, Elbow subluxation and dislocation: A spectrum of instability. *Clinical orthopaedics and related research*. 1992. 280: p. 280-186.

発表リスト

- [1] 天満 勇介，日朝 祐太，大竹 義人，阿部 真悟，加藤 博一，村瀬 剛，佐藤 嘉伸．Kinematic analysis of forearm rotation by 2D-3D registration using biplane fluoroscopy．生体医用画像研究会第 4 回若手発表会，2017．
- [2] 天満 勇介，日朝 祐太，大竹 義人，阿部 真悟，村瀬 剛，佐藤 嘉伸．Kinematic analysis of forearm rotation including subluxation by 2D-3D registration using biplane fluoroscopy．生体医用画像研究会第 5 回若手発表会，2018．