

固定器の位置姿勢誘導システムの開発”, 第
22 回バイオエンジニアリング講演会講演集
2010, p. 130, 2010

[13] 石原良太, 鄭常賢, 小林英津子, 廖洪恩,
伊藤孝則, 落合正志, 伊藤悠平, 清徳則雄,
別所雅彦, 松本卓也, 飛田健治, 大橋暁, 金
子雅子, 大西五三男, 佐久間一郎,
“Universal-Bar-Link 創外固定器を用いた変
形骨矯正のための手術ナビゲーションシステ
ムの開発”, J JSCAS, Vol.12, No3, pp. 434-435,
2010

G. 知的財産権の出願・登録状況

(予定を含む。)

1.特許取得

“力伝達装置”, 特願 2010-20205, (出願
中)

2.実用新案登録

3.その他

低侵襲・高精度骨折整復・治療支援システムの開発に関する研究
総括研究報告書

骨統計形状モデルに関する研究

分担研究者 光石 衛 東京大学工学系研究科教授

研究要旨 本研究では、計算時間を抑えかつ精度のよい統計形状モデルを作成できる分割統計形状モデルの作成手法の提案、形状表現手法の一つである SAI を骨の統計形状モデルの作成への提案、ナビゲーションシステムとロボットの統合と統合システムによる介達式自動骨折整復の提案を行い、その検証を行った。

A. 研究目的

手術ナビゲーションシステムをはじめとする手術支援システムの開発が盛んにおこなわれている。手術支援システムの目的の一つは術具や支援ロボットに対する患者の位置姿勢行列を推定し、術具や支援ロボットを誘導することである。この位置姿勢を推定することをレジストレーションと呼ぶ。レジストレーションには複数の手法が存在するが、中でも 2-D/3-D レジストレーションは術中の X 線画像及び術前 CT 画像を用いて(主に骨の)位置姿勢を推定するため、患者に触れる必要がなく、広範囲の応用が期待されている。しかし、骨 CT モデル作成に必要な X 線 CT の撮影は医療コストが高く、また患者の X 線被曝量が多い。

Jianhua らの研究において、X 線 CT を使用しない 2-D/3-D レジストレーション手法が提案された。この手法では骨 CT モデルに代わり骨の統計形状モデルを使用し、2D/3D レジストレーション時に骨の位置姿勢推定及び形状推定を同時に行う。この統計形状モデルと X 線透視画像上の輪郭線が一致する様に骨の位置姿勢、形状を更新することで骨の位置姿勢、形状推定を行う統計形状モデルを作成するには、モデルの頂

点数を N とした場合、 $N \times N$ 行列の共分散行列を解く必要がある。 N が十分に大きい場合、高精度な統計形状モデルを作成することができるが、計算機のハードウェアの制約と計算時間の問題から高精度な統計形状モデルを作成することは困難である。従来、この問題に対し、頂点を任意の割合で間引いてデータのサイズを減らし、統計形状モデルの作成が行われてきた。しかしながら、この手法は計算速度を高速化することができるものの、統計形状モデルの精度の減少を招く。本研究では、十分な精度を保ちつつ統計形状モデルのデータ量を低減することで計算を高速化する手法を提案し、それを 2D/3D レジストレーション法を用いた舟状骨の位置姿勢推定に応用する。

また、統計形状モデルを用いた 2D/3D レジストレーション手法では正確な骨の統計形状モデルが必要である。正確な統計モデルを作成するためには、大量の 3-D 形状モデル及びモデル間において各部分がどの部分の形状に対応するかを正確に決定する必要がある。最も精度が高い方法は手動で設定することであるが、時間的コストの点で不可能である。また、最も簡単な方法としてモデル間の最近傍点を対応点とする方法

がこの手法はモデルの形状を考慮していないため、正確でない。そこで本研究では形状記述法の一つである Sphere-Attribute-Image(SAI)を骨の統計モデルの作成に応用することで、モデルの特徴利用した対応点設定手法を提案する。

また、大腿骨骨折整復支援への適応を目的として、ナビゲーションシステムとロボットの統合と統合システムによる介達式自動骨折整復について検討を行った。

B. 研究方法

1. 分割統計形状モデルの作成

1-1. 分割統計形状モデル

統計形状モデルの作成には、まず、複数のCT画像から骨の表面形状を抽出し、サーフェイスモデルを作成する。次に、一つのサーフェイスモデルを基準モデルと設定し、各サーフェイスモデルの体積を規格化する。次に座標系の規格化を行い、各サーフェイスモデルの座標系を統一する。座標系の規格化には、基準モデルに対してすべてのサーフェイスモデルの位置合わせを Iterative Closest Point 法を用いて行う。その後、基準モデルの polygon を形成する各頂点から各サーフェイスモデルの各 polygon を形成する点群に対して最近傍点探索を行い、最近傍点を各頂点の対応点とする。次に、任意の分割係数 d を設定し、サーフェイスモデルを d 個に分割する(Fig.1)。分割モデルの頂点は元のモデルに存在し、かつ各モデルにおける頂点の重心位置は元のモデルの頂点の重心位置と一致する。次に、各分割モデルにおいて、対応点の頂点の座標値について主成分分析を行う。すなわち、 $(N/d \times N/d)$ の共分散行列の固有値解析を d 個の分割モデルに対して行う。最後に、計算された固有値及

び固有ベクトルを元のサーフェイスモデルの各点に設定する。得られた統計形状モデルは次式で表される。

$$V = \bar{V} + \sum_{i=1}^N P_i b_i \quad (1)$$

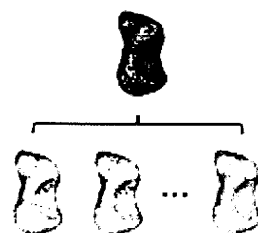


Fig.1 Schematic diagram of proposed method

ここで、 V は統計形状モデル、 \bar{V} は平均形状、 P_i は主成分ベクトル、 b_i は変形パラメータ、 N は主成分数である。

1-2. 2D/3D レジストレーションによる骨形状および位置姿勢の推定

2D/3D レジストレーション(Fig.2)による骨形状および位置姿勢推定の手順を以下に示す。

- ① 骨の X 線画像撮影を行う。
- ② 撮影した骨の輪郭線を手動で抽出する。
- ③ 輪郭画像に対して B(1) で作成した形状モデルを用いて 2D/3D レジストレーションを行い、骨の位置姿勢推定を行う。この際、Levenberg-Marquardt 法を用いて最適化し、骨の位置姿勢を推定する。
- ④ 位置姿勢を固定した状態で、Brent 法を用いて形状モデルのスケールを変化させ、2D/3D レジストレーションの残差が最も小さくなる値に更新する。
- ⑤ 位置姿勢およびスケールを固定した状態で、形状モデルを(1)式を使用して変形させ、最適な形状に更新する。
- ⑥ (3)~(5)を計算が収束するまで繰り返し、X 線撮影した骨の形状及び位置姿勢を推定

する。

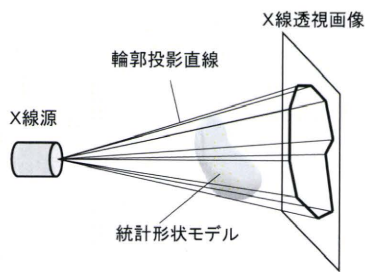


Fig.2 2D/3D registration

2. SAI を用いた対応点設定手法

2-1. Sphere-Attribute-Image 作成

SAI はモデルの曲率情報を球面モデル上にマッピングしたものである。作成において、まず各骨モデルに対し、各モデルを包む十分に大きな球面 polygon を作成し、配置する。そして、球面 polygon 及びモデル間の距離が最小となるように球面 polygon の各ノードの位置を変更する。その際、ノードにかかる力は下記の式に従うものとする。

$$f_{\text{node}} = f_{\text{distance}} + w \sum_i f_i \quad (1)$$

ここで f_{node} はノードにかかる力、 f_{distance} はノードと骨モデル上の最近傍点に近づこうとする力、 f_i はノードに隣接した周辺ノード間における張力、 w は重みである。位置変更を各ノードに対して繰り返して行うことで、球面 polygon を用いてモデルの近似形状を得る。次に、求めた近似形状の各ノードにおいて局所曲率を求め、ノードに登録する。最後に、近似形状を元の球面 polygon に戻し、球面上に近似形状の局所曲率をマッピングすることで SAI が得られる。

2-2.SAI を用いた対応点設定

SAI を用いた対応点設定は下記の 3 つの手順から成る。

(1) SAI の初期位置設定

2-1.で得られた各モデルの SAI を中心座標及び半径を統一し、任意のモデルを基準モデルとして設定する。基準モデル上の各ノードが保有する曲率と各ノードから見た他のモデル上での再近傍の点における曲率の相関値が最も高くなるように各 SAI の姿勢を更新する。

(2) SAI 間の相関値の最適化

基準モデル以外の SAI のノード位置を歪ませ、基準モデルの曲率マップに近づけることで、(1)で得られる相関値をさらに高める。この際、SAI 上の面に折り返し部分が発生しないようにする。

(3) SAI を用いた対応点設定

各 SAI において、基準モデル上の各ノードと最も近い点を SAI における対応点として設定する。その後、各 SAI を骨の近似形状に復元し、移動した点を対応点とする。

3. ナビゲーションシステムとロボットの統合と統合システムによる介達式自動骨折整復

本研究課題で開発をすすめているナビゲーションシステムと骨折整復支援ロボットを統合し、前項で述べたモデル骨に対する介達式自動骨折整復を行った。実験は術中 X 線撮像装置が利用可能な病院施設にて行った。実験における機器の配置を図に示す。

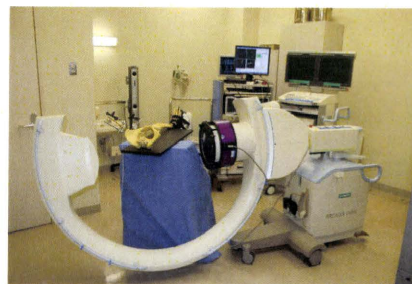


Fig.3 実験の様子

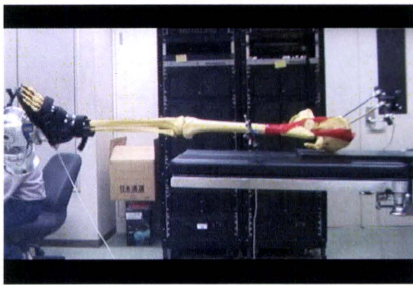


Fig.4 介達式自動骨折整復実験

実験において、骨折部にずれが生じるように大腿骨の初期位置を調節した。なお、本実験において、腰椎は固定とした。ロボットキャリブレーションおよびモデル骨のレジストレーションの後、牽引を含む整復経路をナビゲーションシステムで設定した。整復経路情報を連続的にロボットに送信し、その情報をもとにロボットを駆動させることで、骨折の自動整復を行った。

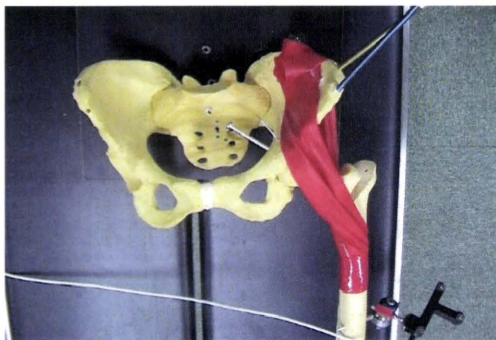


Fig.5 整復前の骨折状態

C. 研究結果

1. 分割統計形状モデルの作成

1-1. 分割統計形状モデル

提案した分割統計形状モデル作成手法の精度を検証するために異なる分割数の統計形状モデルを作成し、統計形状モデルで舟状骨の形状を推定した際の精度を比較した。また、有用性を検証するために、制御点と補間点を

用いて形状の推定を行う従来手法との比較を行った。統計形状モデルの作成には、20～30代の男性18名、女性12名(計30名)の手根部を撮影したCT画像を使用した。本画像より、舟状骨(左手)のサーフェスモデルを抽出し、統計形状モデルを作成した。作成した統計形状モデルの頂点数は3,831、ポリゴン数は8,000であった。分割数は1, 2, 5, 10, 20, 50とした。形状推定精度の評価にはLeave-one-out cross validation法を用いた。Leave-one-out cross validation法とは、全サンプルから、一つのサンプルを除き、残りのサンプルでモデルを作成したときに、あらかじめ除いていたサンプルを正確に予測することができるかを検定する方法である。形状推定の評価項目には、残差と体積誤差を用いた。

Table1 Error of shape estimation

提案手法			
	相関度[%]	平均残差[mm]	最大残差[mm]
分割数2	93.35	0.17	0.84
分割数5	93.07	0.18	0.92
分割数10	92.61	0.19	0.95
従来手法			
	相関度[%]	平均残差[mm]	最大残差[mm]
分割数2	92.96	0.18	0.98
分割数5	92.35	0.20	1.07
分割数10	91.42	0.22	1.14

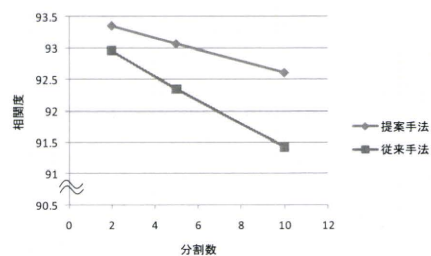


Fig.6 Degree of correlation

Table1 に分割数が 2, 5, 10 の場合の提案手法と従来手法を用いて形状推定をしたときの相関度と残差を示す。提案手法は分割数が多い場合でも、従来手法に比べ、高い形状推定精度を保っていた。また、平均残差、最大残差ともに高い精度であることを確認した。

Fig.6 は提案手法と従来手法で作成した統計形状モデルを用いて形状推定した時の相関度と、そのモデルの分割数をまとめたものである。提案手法による結果は、従来手法より高精度であった。

1-2.2D/3D レジストレーションによる骨形状および位置姿勢の推定

提案した分割統計形状モデルの有効性を検証するために、分割統計形状モデルを用いた 2D/3D レジストレーションにより舟状骨の位置姿勢および形状の推定を行った。比較のために、従来手法により作成された統計形状モデルを用いた舟状骨の位置姿勢および形状の推定を行った。統計形状モデルは C(1) で作成した分割数 1 の統計形状モデルを使用した。輪郭線画像条件は画素数 512×512, 輪郭点数 300~350 とし, 撮影条件は撮影方向 2 方向, 2 つの撮影方向の相対角度は 90° とした。形状推定精度の評価には実験 3.1 と同様に Leave-one-out cross validation 法を用いた。形状推定評価は残差と体積誤差, 位置姿勢推定評価は位置誤差と角度誤差を評価項目とし, 試行回数は 10 回とした。

分割数 1 と 5 の分割統計形状モデルを用いて 2D/3D レジストレーションを行った。結果を Table 2, 3 に示す。Table 4 はそれぞれの計算時間である。この 2 つの分割統計形状モデルの計算時間の比は約 20 倍であるが, 形状誤差, 位置姿勢誤差はほぼ同じ精度が得られた。

Table 2 Error of shape estimation

	体積誤差[%]	平均残差[mm]	最大残差[mm]
分割数1	13.87	0.38	2.43
分割数5	14.65	0.39	1.84

Table 3 Error of pose estimation

	角度誤差平均 [deg]			位置誤差平均 [mm]		
	x	y	z	x	y	z
分割数1	-2.94	-1.45	1.19	0.08	-0.02	0.00
分割数5	-3.78	-1.72	1.83	0.19	-0.01	-0.04

Table 4 Calculation time

	統計形状モデル 作成時間[s]
分割数1	8359.2
分割数5	374

2. SAI を用いた対応点設定手法

提案手法を検証するために, 提案手法および最近傍点検索を使用して対応点を設定し, 比較した。また, 提案手法による対応点を用いて統計モデルを作成し, 検証を行った。

(1)骨表面モデルの作成

舟状骨の CT 画像 (24 名) を用いて骨表面モデルを作成した。抽出には visualization tool kit (VTK Kitware Inc., U.S.A.) において提供される Marching Cubes 法を用いた。

(2)対応点設定の比較

最近傍点検索による対応点設定及び提案手法による対応点設定を行い, 両者の比較を行った。

(3)統計モデルの評価

提案手法を用いて設定した対応点群を用いて統計形状モデルを作成し, 24 個のモデルに対し, Leave-one-out cross validation 法(Fig.1)を用いて形状推定精度の評価を行った。Leave-one-out cross validation 法とは, 全サンプルから一つを除き, 残りのサンプルを用いて先に除いたサンプルを正確に予測することができるかを検定する評価法である。評価項目として, 推定形状と正解形状間の平均距離及び最大距離を使用した。

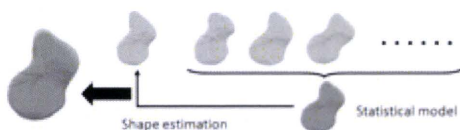


Fig.7 Leave-one-out cross validation method

Fig.8 及び Fig.9 は対応点設定の結果である。基準モデルに対し、対応点設定対象モデルを半透明表示している。さらに、設定された対応点間を線表示している。提案手法を用いると、基準モデルの形状と対象モデルの形状が大きく異なっている部分でも対応点設定が適切に行われた。それに対し、再近傍点検索を用いた場合、対応点設定に失敗している。



Fig. 8 Result of correspondence searching

The left image is proposed method and the right is closest points searching.



Fig.9 Result of correspondence searching in large scale

The left image is proposed method and the right is closest points searching.

推定形状と正解形状間の平均距離は 0.23mm, 最大距離は 1.63mm であった。平均距離は十分に小さいが、最大距離は非

常に大きくなった。Fig.10 は最大距離が得られた時の形状推定の結果であり、推定形状を実線表示、推定形状を半透明表示している。この結果は推定対象の形状が今回使用した他の骨形状群と大きく異なっていたことを示す。使用する骨モデルの数を増やすことで精度を向上できると考えられる。



Fig. 10 Result of shape estimation in max-error

3. ナビゲーションシステムとロボットの統合と統合システムによる介達式自動骨折整復

統合システムによる自動整復結果を Fig.11 および Table 5 に示す。手術計画との誤差は 2.5 mm 程度であり、徒手による骨折整復に劣らない結果が得られることが確認された。



Fig.11 介達式自動骨折整復結果

Table 5 介達式自動骨折整復結果

誤差	X	Y	Z
姿勢[deg]	-0.25	0.05	0.11
位置[mm]	0.06	2.47	-0.39

D. 考察

1-1. 分割統計形状モデル

異なる分割数の統計形状モデルを作成し、統計形状モデルで舟状骨の形状を推定した際の精度を比較した結果、提案した分割統計形状モデル作成手法による精度が高かったことから、本手法が有効的であるといえる。

1-2.2D/3D レジストレーションによる骨形状および位置姿勢の推定

分割数1と5の分割統計形状モデルを用いて2D/3D レジストレーションを行った結果、形状誤差、位置姿勢誤差をほぼ同じ精度に保ちつつ計算時間を約20倍に短縮することが可能となった。よって、本手法により作成した統計形状モデルを用いることで、実際に統計形状モデルと2D/3D レジストレーションを用いた骨の位置姿勢推定手法を臨床に適用することが可能になると考えられる。

2. SAI を用いた対応点設定手法

従来手法よりも提案手法の方が対応点設定が適切に行われ、提案手法を用いることで対応点設定の正確さが増すと考えられる。精度向上の可能性が示された。

3. ナビゲーションシステムとロボットの統合と統合システムによる介達式自動骨折整復

ナビゲーションシステムとロボットの統合をすすめ、統合システムによる介達式自動骨折整復を行った。3mm、1°以内に整復することが出来た。

E. 結論

サーフェイスモデルの頂点数が多い場合でも、計算時間を抑え、かつ精度のよい統計形状モデルを作成できる分割統計形状モデルの作成手法の提案、精度検証を行った。従来手法との形状推定精度を比較した結果、従来手法と比べ提案手法は高い形状推定精度を持

ち計算時間を抑えることが確認された。

またSAIを用いることで、統計形状モデルのための正確かつ高速な対応点設定の実現可能性を示した。

統合システムによりナビゲーションシステム上で設定された整復経路に沿ってロボットによる骨折整復が可能であることを確認した。また、整復精度はRMSで2.5mmであった。以上より、統合システムによる安全かつ高精度な骨折整復支援の可能性が示唆された。

F. 研究発表

1. 論文発表

2. 学会発表

“Control of Fracture Reduction Robot using Force/Torque Measurement,” T. Douke, Y. Nakajima, Y. Mori, S. Onogi, N. Sugita, M. Mitsuishi, M. Bessho, S. Ohhashi, K. Tobita, I. Ohnishi, I. Sakuma, T. Dohi, Y. Maeda, T. Koyama, N. Sugano, K. Yonenobu, Y. Matsumoto, K. Nakamura, IEEE EMBC (Int'l Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society) 2008, Vancouver, Canada, 2008, pp. 3265-3268

“Control of Fracture Reduction Robot based on Biomechanical Model of Human Leg,” T. Douke, Y. Nakajima, Y. Mori, S. Onogi, N. Sugita, M. Mitsuishi, M. Bessho, S. Ohhashi, K. Tobita, I. Ohnishi, I. Sakuma, T. Dohi, Y. Maeda, T. Koyama, N. Sugano, K. Yonenobu, Y. Matsumoto, K. Nakamura, IEEE BIOROB 2008, Arizona, USA, 2008, pp. 295-299,

“手術支援ロボットへの応用を目指した人体筋骨格モデルの構築,” 道家健仁, 中島義和, 森泰元, 小野木真哉, 杉田直彦, 光石衛, 別所雅彦, 大橋暁, 飛田健治, 大西五三男, 佐

久間一郎, 土肥健純, 前田ゆき, 小山毅, 菅野伸彦, 米延策雄, 松本洋一郎, 中村耕三, 日本コンピュータ外科学会誌, vol.10, no.3, 東京, 2008, pp.313-314

斎藤季, 成田拓也, 中島義和, 橋詰博行, 小野木真哉, 杉田直彦, 藏本孝一, 中島義雄, 光石衛, “統計形状モデルを用いた骨折骨の位置姿勢および形状の推定,” 日本コンピュータ外科学会大会, 第 18 回, Vol 11, No. 3, p184-5, 2009

斎藤季, 中島義和, 橋詰博行, 杉田直彦, 藏本孝一, 中島義雄, 光石衛, “SAI を用いた骨統計形状モデルのための対応点設定”, 第 19 回日本コンピュータ外科学会, Vol 12 No. 3, p426-7, 2010

G. 知的財産権の出願・登録状況

(予定を含む。)

- 1.特許取得
- 2.実用新案登録
- 3.その他

低侵襲・高精度骨折整復・治療支援システムの開発に関する研究
総括研究報告書

大腿骨骨幹部骨折整復手術のためのナビゲーションシステムに関する研究

分担研究者 中島 義和 東京大学工学系研究科准教授

研究要旨 我々は大腿骨骨折整復手術支援のためのナビゲーションシステムの提案として骨折整復術ナビゲーションシステムの設計・開発と骨折整復経路自動生成に関する検討、2D/3D レジストレーション法による骨片位置姿勢画像計測の高速化と骨片位置姿勢トラッキング法に関する検討、レーザナビゲーションを用いた経皮的な大腿骨骨折整復手法の提案、オリエンテーションスペースを用いた2-D/3-D レジストレーション法の提案、生体組織を考慮した筋骨格モデルの構築とそのパラメータ推定手法の提案を行い、その検討を行った。

A. 研究目的

整復手術では、患部の状態をX線撮影によって随時確認するが、透視画像から骨折状態の把握や整復計画を行うことは困難であるため、整復の精度や手術時間への影響が問題となる。また、X線撮影の繰り返しによる手術スタッフおよび患者のX線被曝も問題となる。そのため、手術支援システムの開発が求められている。そこで我々は、骨折整復術ナビゲーションシステムの設計・開発と骨折整復経路自動生成に関する検討、2D/3D レジストレーション法による骨片位置姿勢画像計測の高速化と骨片位置姿勢トラッキング法に関する検討、レーザナビゲーションを用いた経皮的な大腿骨骨折整復手法の提案、オリエンテーションスペースを用いた2D/3D レジストレーション法の提案、生体組織を考慮した筋骨格モデルの構築とそのパラメータ推定手法の提案を行った。

B. 研究方法

(1) 骨折整復術ナビゲーションシステムの

設計・開発と骨折整復経路自動生成に関する検討

現在の骨折整復術では、術中X線画像を参考に骨折部の整復および接合を行うが、二次元画像のために奥行きに関する情報がなく、高精度な骨折整復を行うためには高度な技術と経験が必要である。そこで、術前CT画像、すなわち三次元画像を呈示する手術ナビゲーションシステムが期待されている。過年度の研究において術前CT画像と術中X線画像の位置合わせを行う2D/3D レジストレーション法について検討をおこなった。本年度は、来年度の臨床への適用を目的とし、ナビゲーションシステムの設計および開発を行った。

また、骨折整復ナビゲーションに要求される機能として整復経路の生成が挙げられる。一般的に大腿骨骨折整復は遠位骨片を牽引後、位置・姿勢を調節しつつ弛緩させるといった手順で行われる。軟部組織の損傷等が懸念されるため、初期位置から最短距離で直接整復位置へと動かしてはならない。そこで、初期位置からの牽引に対応した整

復経路の自動生成アルゴリズムについて検討を行った。

(2) 2D/3D レジストレーション法による骨片位置姿勢画像計測の高速化と骨片位置姿勢トラッキング法に関する検討

骨片位置姿勢画像計測では、大腿骨近位部（骨折部）で正側面の2回、遠位部（膝

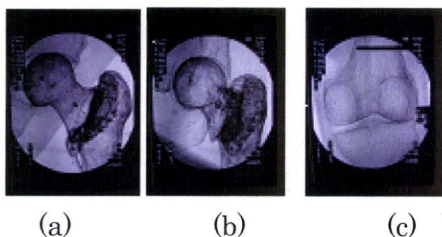


Fig.1 X-ray fluoroscopic images. (a) frontal image of proximal part, (b) lateral image of proximal part, (c) distal part.

関節部）で正面の1回のX線透視撮影を行う。撮影したX線透視画像の例をFig.1に示す。近位骨片の位置姿勢は骨折部を撮影した2枚のX線透視画像よりステレオ画像位置姿勢推定を行う。遠位骨片の位置姿勢推定は、骨折部と膝関節部を撮影した3枚のX線透視画像を用いて行う。推定は、骨頭中心点や骨軸などの骨形状特徴をインタラクティブに指定して行う初期位置姿勢設定と、画素濃淡値に基づく2D/3Dレジストレーション法による位置姿勢自動補正で行う。画素濃淡値に基づく2D/3Dレジストレーションでは、擬似X線画像（Digitally reconstructed radiography. 以下、DRRと表記する）の生成に時間を要する。DRR生成手法に、コンピュータグラフィックス（以下、CGと表記する）におけるボリュームレンダリングで有効性が示されているlight field法を導入し、推定速度を向上させる。

近位／遠位骨片の位置姿勢計測の後、それらの位置姿勢トラッキングを行う。遠位骨片の位置姿勢トラッキングは、光学式3次元位置計測装置のトラッカを遠位骨片に外科手術的に固定することで行う。近位骨片の位置姿勢トラッキングは、光学式3次元位置計測装置のトラッカを骨盤に外科手術的に固定して行う光学式3次元位置計測装置による計測と、骨折部のX線透視撮影（正面のみ）による画像計測を組み合わせたハイブリッド計測手法を用いる。近位骨片は、骨折整復動作において骨片の姿勢や周辺を覆う筋肉などの状態が変化するため、光学式3次元位置計測装置のトラッカの固定が困難である。そのため、X線透視撮影による画像計測での位置姿勢計測を行う必要があるが、一般に、X線透視撮影による画像計測では、撮影の奥行き方向に対する平行移動成分の計測誤差が大きくなる。そこで、X線透視撮影による画像計測における撮影の奥行き方向に対する平行移動成分の計測誤差を、骨盤に固定した位置計測トラッカの位置姿勢で補償する（Fig.2）。股関節においては骨盤の白蓋中心点と大腿骨の骨頭中心点は、骨盤に対する大腿骨の姿勢に依らずほぼ一致するため、本手法により計算の安定性、精度向上が期待できる。

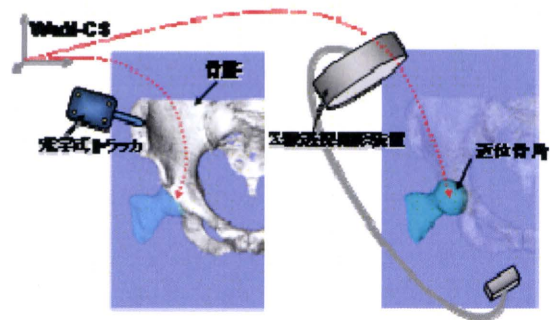


Fig.2 Schematic diagram of kinematics

knowledge based registration

大腿骨近位骨片，遠位骨片，X線透視撮影装置，およびロボットの位置姿勢座標系統合について述べる．概念図を Fig.3 に示す．

大腿骨近位骨片と遠位骨片は，前述の手法で計測する．X線透視撮影装置とロボットは，光学式3次元位置計測装置のトラックを装置に固定することで位置姿勢計測を行う．これらの位置姿勢座標系を統合することで，骨折整復パスの計算，およびロボット動作経路の計算を行う．各装置間の座標系変換行列を Fig.3 の様に定義すると，ロボット動作の座標系変換行列は以下の式で表すことができる．

$$T = T_{robot}^{-1} \cdot T_{robot_tracker}^{-1} \cdot T_{fluoro_tracker} \cdot T_{proximal_reg} \cdot T_{plan} \cdot T_{distal}^{-1} \cdot T_{distal_tracker}^{-1} \cdot T_{robot_tracker} \cdot T_{robot}$$

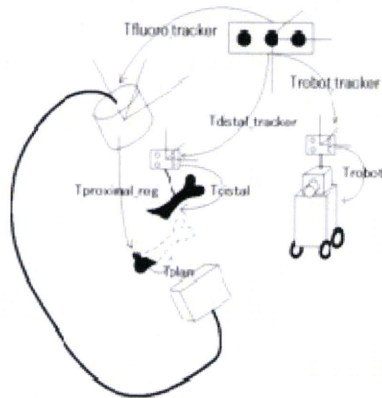


Fig.3 Schematic diagram of coordinate integration

(3) レーザナビゲーションを用いた大腿骨骨折整復手法

3-1. レーザナビゲーションによる経皮的ピン刺入に関する検討

従来のナビゲーションシステムにおける

誘導誤差のひとつに，術野とナビゲーションディスプレイの間における術者の視線移動が考えられる．そこで我々は2つの平面レーザー光を術野に照射するナビゲーション手法を大腿骨骨折整復へ応用した．この手法では，2台のレーザーデバイスから目標とする術具の位置・姿勢を含む平面上にレーザー光を照射することで，Fig.4 に示すような呈示が可能となる．刺入点は術野に描かれる2つのレーザー光直線の交点として呈示され，刺入姿勢は術野に描かれる2つのレーザー光平面の交線として呈示される．そのため大腿骨骨幹部骨折におけるピン刺入のような経皮的な穿刺に対しても理論的には骨に計画通りのピン刺入が可能となる (Fig.5)．そこでレーザーナビゲーションによる経皮的ピン刺入精度について下肢大腿骨モデル (Type 1100, Sawbones Inc., USA)の骨幹部を切断し生体組織を模擬したスポンジ状の樹脂を取り付けたファントムを用いて検討を行った (Fig.6)．

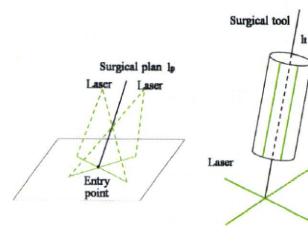


Fig.4 Principle of the laser navigation system

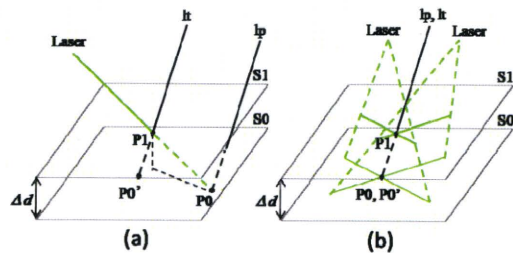


Fig.5 Characteristic on percutaneous puncture (a) single laser method, (b) dual laser method

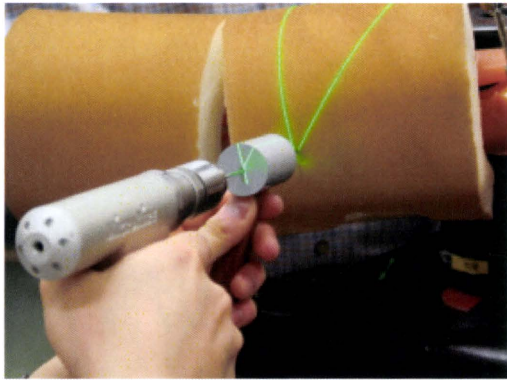


Fig.6 レーザナビゲーションの様子

3-2. 無関節創外固定器の適応に関する検討

従来の創外固定ではピンの刺入精度が十分でなく計画との誤差が生じているため、多関節で自由度の高い治具を用いてX線透視画像を確認しながら整復時に微調整を行っている。しかし、自由度が高い治具による微調整は手間と時間がかかり、術者・患者への負担となっている。しかし、ピンの刺入精度が十分であれば自由度の低い無関節創外固定器を使用することが出来、整復時間を短縮することが可能である (Fig.7)。そのために無関節創外固定器による骨折整復が可能な手術計画の最適化をする必要があり、以下のような拘束条件を導入した。

- ・ 4本の手術計画直線が同一平面上にある
- ・ 4本の手術計画直線が互いに平行である

この拘束条件を満たしながら以下に示す大腿

骨の幾何学的最適化条件を満たすように手術計画を設定するソフトウェアを開発した。

- ・ この手術計画が骨軸を通る
- ・ 手術計画が骨軸と垂直である
- ・ 近位・遠位各々の計画は一定な間隔を保つ

以上より、創外固定器を用いた骨折整復術における手術時間の短縮を目的とし、無関節創外固定器による骨折整復が可能な手術計画の最適化と適応可能性について検討を行った。

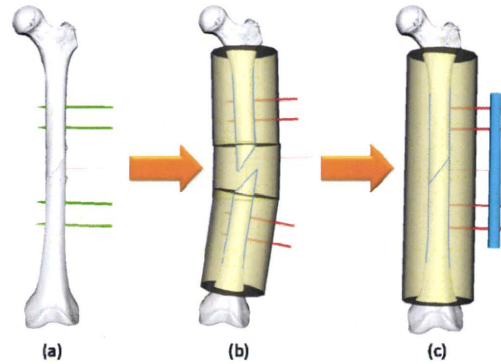


Fig.7 Proposed method; (a) surgical plan, (b) percutaneous puncture using laser navigation system, (c) fracture reduction using joint-less external fixator

1-3. テンプレート骨折整復に関する検討

従来の多関節創外固定器を用いた整復と本手法を用いた整復の比較をするために、両手法における骨折整復精度について検討を行った。

(4) 2D/3D レジストレーション

本手法は i) X線透視画像上の輪郭抽出処理および輪郭方向ベクトルの算出, ii) X線透視画像撮影系のモデル化, iii) 対応点探索処理, iv) 輪郭方向ベクトルに応じた重み付け, v) 評価関数の最小化による位置姿勢推定の5つで構成されている。それぞれについて下に記す。

i) X線透視画像上の輪郭抽出処理および輪郭方向ベクトルの算出

X線透視画像 $I(x, y)$ に対し Gaussian フィルタ処理を施した後、Canny エッジ抽出

法により輪郭点 $\text{plane } \mathbf{p}(x, y)$ を抽出する。続いてこの輪郭点における輪郭方向ベクトル $\text{plane } \mathbf{v}_{2D}(x, y)$ を算出する。 $\text{plane } \mathbf{v}_{2D}(x, y)$ は式 (1-1) により求める。

$$\mathbf{v}_{2D}(x, y) = \arctan \left(\frac{\frac{\partial}{\partial y} (G(x, y, \sigma) \otimes I(x, y))}{\frac{\partial}{\partial x} (G(x, y, \sigma) \otimes I(x, y))} \right) \quad (1)$$

$$G(x, y, \sigma) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp \left(-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2} \right) \quad (2)$$

ここで σ は標準偏差を表し、 x, y は画像平面座標、 \otimes は畳み込み積分を表す。

ii) X線透視画像撮影系のモデル化

X線透視画像撮影系は理想的なカメラモデルであるピンホールカメラとしてモデル化を行う。続いて計算機内の空間に i) で求めた画像投影面内の輪郭点 $\text{plane } \mathbf{p}(x, y)$ を配置し、さらに3次元骨表面モデル、X線画像撮影装置カメラ焦点を配置する (Fig.8)。

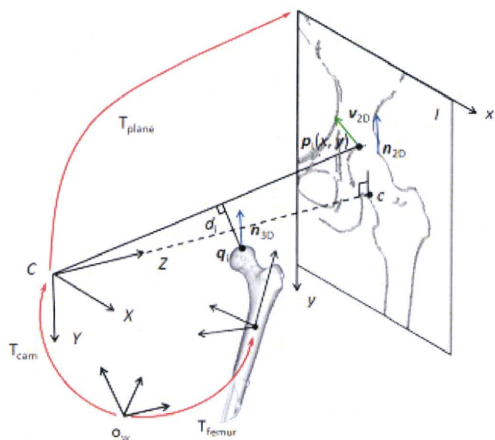


Fig.8 各座標間関係

iii) 対応点探索処理

輪郭点 $\text{plane } \mathbf{p}(x, y)$ と X 線源を結ぶ投影直線を作成する。この投影直線と 3 次元骨表面モデル上の点との 3 次元距離 d_i を骨表面モデル上のすべての点について計算を行い、3 次元距離が最小となる骨表面モデル上の点 $\text{femur } \mathbf{q}_i$ を求める。3 次元距離 d_i は次式よ

り決まる。

$$d_i^2 = \min \left[\mathbf{C} \mathbf{q}_i \left\{ 1 - \left(\frac{\mathbf{C} \mathbf{q}_i}{\|\mathbf{C} \mathbf{q}_i\|} \cdot \frac{\mathbf{C} \mathbf{p}_i}{\|\mathbf{C} \mathbf{p}_i\|} \right)^2 \right\} \right] \quad (3)$$

ここで \mathbf{C} , \mathbf{p}_i , \mathbf{q}_i はそれぞれワールド座標系におけるカメラ座標原点、輪郭点、3次元骨表面モデル上の点を表す。

iv) 輪郭方向ベクトルに応じた重み付け

輪郭点 $\text{plane } \mathbf{p}_i(x, y)$ と対応する骨表面モデル上の点 $\text{femur } \mathbf{q}_i$ における法線ベクトル $\text{femur } \mathbf{n}_{3D}$ を画像平面に投影し、 $\text{cam } \mathbf{n}_{2D}$ を得る (式 2-4)。

$$\text{cam } \mathbf{n}_{2D} = \text{Rot} \left(\mathbf{T}_{\text{cam}}^{-1} \cdot \mathbf{T}_{\text{femur}} \right) \cdot \text{femur } \mathbf{n}_{3D} \quad (4)$$

ここで $\text{Rot}()$ は () 内の行列の回転成分、 $\mathbf{T}_{\text{femur}}$ は骨表面モデル位置姿勢、 \mathbf{T}_{cam} はカメラ位置姿勢、 $\mathbf{T}_{\text{plane}}$ はカメラ座標系から画像平面への座標変換行列を表す。

続いて $\text{cam } \mathbf{n}_{2D}$ と輪郭方向ベクトル $\text{plane } \mathbf{v}_{2D}$ のなす角を ϕ_i を算出する。

$$\phi_i = \arccos \left(\frac{\text{cam } \mathbf{n}_{2D} \cdot \text{plane } \mathbf{v}_{2D}}{\|\text{cam } \mathbf{n}_{2D}\| \cdot \|\text{plane } \mathbf{v}_{2D}\|} \right) \quad (5)$$

ϕ_i の大きさに応じた重み関数 $w(\phi_i)$ を設定する。

v) 評価関数の最小化による位置姿勢推定

d_i と $w(\phi_i)$ の積の総和を評価関数 E とし式(6)、評価関数 E が最小となる位置姿勢 \mathbf{T} を Levenberg-Martqardt 法を用いて求める。

$$E = \sum_{i=1}^N w(\phi_i) d_i^2 \quad (6)$$

$$\min_{\mathbf{R}, \mathbf{t}} E(\mathbf{R}, \mathbf{t}) = \min_{\mathbf{R}, \mathbf{t}} \left[\sum_{i=1}^N w(\phi_i) d_i^2 \right] \quad (7)$$

ここで \mathbf{R} は回転行列、 \mathbf{t} は並進ベクトルであり、解が収束するまで連続して行う

(Iterative Closest Point 法)。対応点設定とその対応点を用いた位置姿勢の更新を計算が収束するまで繰り返し行い、最適な位置姿勢を求める。位置姿勢推定アルゴリズムの

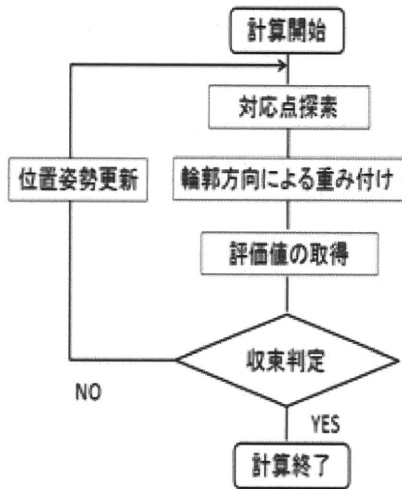


Fig.9 位置姿勢推定アルゴリズム
計算フロー

計算フローを Fig.9 に示す。

(5) 筋骨格モデル

本手法で利用する情報は、大腿骨に取り付けたマーカによる大腿骨の位置姿勢、ロボットによる足把持部の位置姿勢、ロボットが備える力センサの計測値（力 f_R 、トルク τ_R ）である。モデルの入力値には生体組織の長さが必要となる。各生体組織の付着位置は、標準統計形状モデルを適応させることで各個人に適切な付着位置を得る。また、CT 画像の各組織の分布と各組織の標準密度から下腿部の質量分布を得る。

重心座標系は重心を原点とし、骨軸遠位方向を y 軸、体側の外側から内側への方向を x 軸、背側から腹側への方向を z 軸とする。重心座標系において点 r_i における質量

を m_i とすると、下腿部の質量 m と慣性モーメント I は

$$m = \int \rho_i dV \quad (8)$$

$$I = \int \rho_i r_i^2 dV \quad (9)$$

となる。

次に生体組織を解剖学の知見よりフォークトモデルを用いてモデル化を行った。この時、各組織 i に働く張力 f_i は、

$$f_i = (k, c_i) \left(\frac{l_i - l_{0i}}{\partial l_i} \right) \quad (10)$$

となる。 k はバネ定数、 c はダンパ定数、 l_0 は組織の初期長、 l は組織長さ、 t は時間を表す。 k 、 c 、 l_0 は個々のパラメータである。

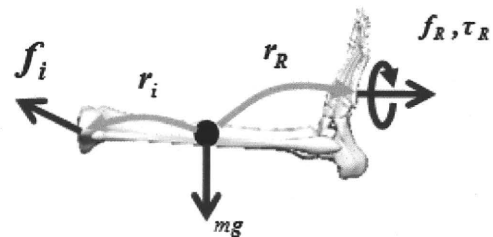


Fig.10 下腿に働く力の釣り合い

この時、下腿部の重心周りの並進の運動方程式を以下に示す。

$$ma = f_R + \sum_i^N f_i + mg \quad (11)$$

N は生体組織数を表す。回転の運動方程式を以下に示す。

$$I\dot{\omega} = \tau_R + r_R \times f_R + \sum_i^N (r_i \times f_i) \quad (12)$$

生体組織ごとにパラメータ k , c , l_0 を有し, 生体組織数 N , データ数 n , 式(4), (5)から,

$$n \geq 1.5N \quad (13)$$

を満たすとき解を得ることが出来る。本手法では取得データ全てを用いた最小二乗法による解の最適化を行い, パラメータ値を決定する。以上より, 得られたパラメータ値と式(10)より各生体組織に加わる張力 f_i を求めることが可能となる。

C. 研究結果

(1) 骨折整復術ナビゲーションシステムの設計・開発と骨折整復経路自動生成に関する検討

開発したナビゲーションシステムの外観を **Fig.11** に示す。ナビゲーションシステムの開発において, 全ての機能を同一の画面からアクセスできるものとはせず, 術式に沿ったシナリオによって使用可能な機能を制限・解放する設計とした。具体的には, シナリオは 1) 患者データ(術前 CT 画像など)の読み込み, 2) 遠位骨片のレジストレーション, 3) 近位骨片のレジストレーション, 4) 整復経路の設定, 5) ロボットによる骨折整復から成る。また, GUI の配置および各ボタン等のインターフェイスの大きさなどについては, 医師との議論を通じて改良・改善をすすめた。

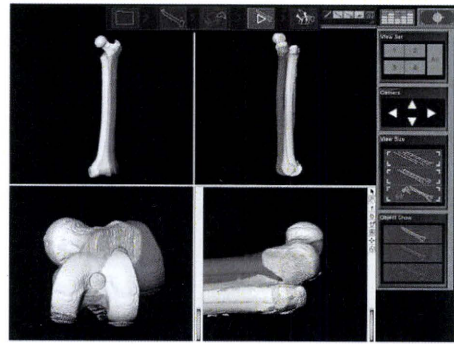


Fig.11 ナビゲーションシステム

整復経路の自動生成については, 牽引後の回旋角度は整復終了の直前までに分散させる方がより安全であると考えられる。そこで, 牽引方向と距離を指定することで, 牽引後の状態・整復状態の変換行列を求め, 回旋角度を弛緩させる距離に対して均一に分散させることとした。

(2) 2D/3D レジストレーション法による骨片位置姿勢画像計測の高速化と骨片位置姿勢トラッキング法に関する検討

2D/3D レジストレーションにおける擬似 X 線画像 (DRR) 生成に要する処理時間に関して, 提案手法と一般的な手法である ray trace 法を比較した。提案手法の処理時間は 23.8 秒であり, 処理速度は ray trace 法と比較して 4.4 倍であった。また, 提案手法は light field 法を基にするため空間の離散化を行っている。画質の劣化を検証するため, ray trace 法で生成した画像と提案手法で生成した画像の相関計算を行ったところ, 0.9995 であった。 **Fig.12** に ray trace 法および提案手法で生成した DRR の例を示す。

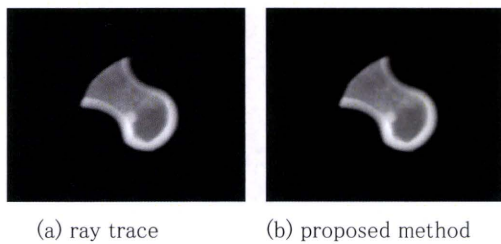


Fig.12 DRRs

一方向X線透視撮影による位置姿勢計測と、X線透視撮影装置と光学式3次元位置計測装置によるハイブリッド位置姿勢計測に関して、精度を検証した。実験の様子を Fig.13 に示す。

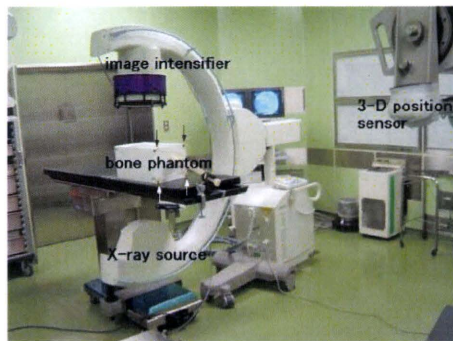


Fig.13 実験装置

(3) レーザナビゲーションを用いた大腿骨骨折整復手法

3-1. レーザナビゲーションによる経皮的ピン刺入に関する検討

サーフェスモデル上の手術計画ベクトルと刺入されたピンのベクトルの比較を行った。設定された手術計画を基準として刺入されたピンの位置誤差および姿勢誤差を Fig.14 に示す。

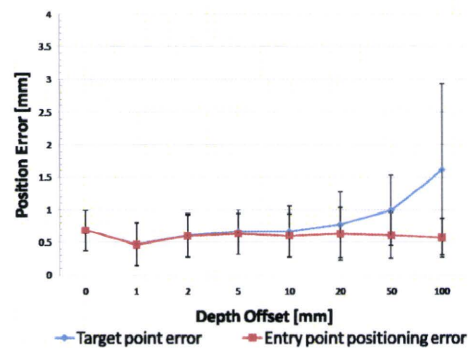


Fig.14 Accuracy of tool guidance on depth error

3-2. 無関節創外固定器の適応に関する検討

8か所(4本のハーフピンの両端)の座標を用いて平面近似を行い、創外固定器設置平面に対するピンの穿刺結果の評価を行った。近似した平面と刺入されたハーフピンの角度誤差を算出し、穿刺結果が同一平面上にあることを評価した。また、平面の法線を回転軸としたときの角度誤差を算出し、穿刺結果が平行であることを評価した。結果は、近似した平面との角度誤差については平均誤差および標準偏差が $0.18 \pm 0.50^\circ$ であり、RMS誤差は 0.52° であった。また、平面の法線を回転軸としたときの角度誤差については標準偏差が 0.59° であった。

3-3. テンプレート骨折整復に関する検討

二関節創外固定器を用いた骨折整復・創外固定の場合と無関節創外固定器を用いた骨折整復・創外固定の場合の整復精度と整復時間を比較した。整復完了時の近位骨片と遠位骨片の角度誤差および骨折部の位置誤差を Table 1 及び Table 2 に示す。整復時間に関しては二関節創外固定器を用いて整復を行った場合、平均 917 秒であったのに対し、無関節創外固定器を用いて整復を行った場合、平均 402 秒であった。

Table 1 Accuracy of the fracture reduction with two-joint external fixator

Parameter	Mean ± SD	RMSE
Internal (axial) rotation (degrees)	-1.53 ± 2.33	2.53
Antecurvature (front/back) rotation (degrees)	-0.87 ± 2.50	2.33
Varus rotation (degrees)	2.50 ± 2.94	3.57
Displacement (mm)	4.25 ± 1.19	4.37

Table 2 Accuracy of the fracture reduction with joint-less external fixator

Parameter	Mean ± SD	RMSE
Internal (axial) rotation (degrees)	0.04 ± 0.67	0.58
Antecurvature (front/back) rotation (degrees)	-1.14 ± 2.32	2.31
Varus rotation (degrees)	2.87 ± 2.21	3.45
Displacement (mm)	2.49 ± 1.22	2.74

(4) 2D/3D レジストレーション

a) 疑似 X 線透視画像におけるレジストレーション精度

CT 画像から作成した大腿骨表面モデルと CT 画像から生成した骨盤を含む疑似 X 線透視画像(Fig.15)のレジストレーションに提案手法を適用し精度を検証した。試行回数は 30 回とし、初期位置を正解位置に対し標準偏差において 5mm 5°の誤差を与え、統計的に評価した。ここで、レジストレーションの正解位置は X 線画像からマニュアルにより対象骨輪郭のみを抽出し、レジストレーション計算を行った結果を用いた。X 線透視画像は大腿骨前面側面の 2 方向各 1 枚用いた。なお重み関数は式(14)とした。

$$\begin{cases} 1 & \text{if } \cos \phi_i \geq 0.95 \\ 0 & \text{if } \cos \phi_i < 0.95 \end{cases} \quad (14)$$

骨盤を含む疑似 X 線透視画像に対し提案手法を適用した結果を Table3 に示す。

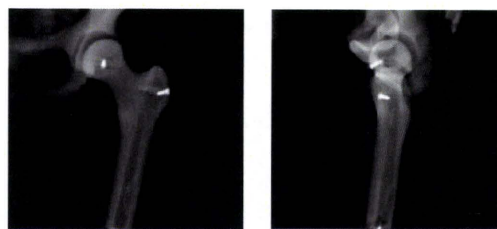
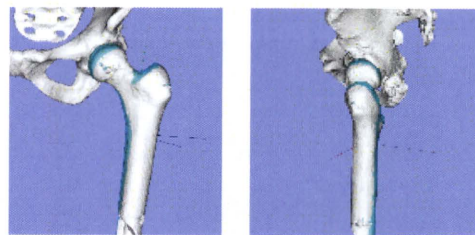


Fig.15 疑似 X 線透視画像

Table 3 位置姿勢推定誤差

並進誤差[mm]	角度誤差[degree]
2.52±0.77	1.58±0.95

レジストレーションの結果を 3 次元に描画し、レジストレーション結果の並進および角度誤差の傾向を調べた(Fig.16)。



大腿骨近位前面 大腿骨近位側面

Fig.16 レジストレーション結果

レジストレーション結果からレジストレーション誤差の主要因として、大腿骨骨頭を包み込む骨盤寛骨臼が考えられた。X 線透視画像の輪郭画像から骨盤寛骨臼輪郭のみマニュアルで除去し、再度従来手法と提案手法を適用した結果を Table 4 に示す。

**Table 4 位置姿勢推定誤差
骨盤寛骨臼輪郭のみ除去**

	従来手法	提案手法
並進誤差[mm]	2.15±0.38	0.45±0.090
角度誤差[°]	2.58±2.37	0.67±0.63

b) プラスチックボーンを人体の軟組織を模した軟組織素材で包んだファントムを作成し、提案手法の評価をおこなった。この際、臨床の X 線透視画像と類似した X 線透視画像を得るため、プラスチックボーンに X 線造影剤を塗布した。ファントムの X 線透視画像を撮影し整形外科医の確認を得た(Fig.17)。得られた X 線画像に対し、提案手法を用いて輪郭の抽出およびレジストレーション計算を行った。試行回数は 30 回とし、初期位置を正解位置に対し標準偏差において 5mm 5°の誤差を与え、統計的に評価した。ここで、レジストレーションの正解位置は X 線画像からマニュアルにより対象骨輪郭のみを抽出し、レジストレーション計算を行った結果を用いた。

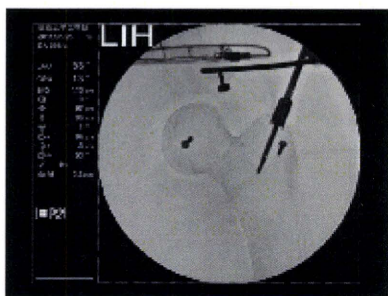


Fig.17 ファントム X 線透視画像

Canny エッジ抽出法の閾値を高く設定することで X 線透視画像内のトラッカとネジだけを抽出した。この画像と通常の間値で抽出した骨輪郭画像とで差分を取ることでトラッカとネ

ジの輪郭を除去した。その他のノイズ除去は行わなかった。Table 5 に結果を示す

Table 5 位置姿勢推定誤差

並進誤差[mm]	角度誤差[degree]
2.8±1.1	2.3±1.1

(5) 筋骨格モデル

バネ牽引実験を行い提案手法が有効であるか検証を行った。整復ロボットの力トルク計測部にアルミ板を固定し、そのアルミ板に弾性率の違う3種類のバネを3箇所取り付け、バネの片方を不動点に固定した。整復ロボットで牽引・弛緩動作を行い、その時のバネの付着位置、整復ロボットのセンサによる力トルク値を計測した。Fig.18 に実測値と推定値の誤差を示す。提案手法を用いて推定した力トルクの推定値は、x, y, z 軸全てにおいて実測値と同等の値を示した。推定値と実測値の誤差は最大で力 0.41N, トルク 0.13Nm となった。Table 7 に推定した各パラメータの誤差を示す。誤差の最大はバネ定数は 0.04 N/mm², ダンパ定数は 0.03Ns/m, 初期長は 0.49mm となった。Fig.19 に計測開始から終了までのパラメータ推定の過程を示す。計測開始直後はバネ定数, 初期長に関して推定誤差が大きく、15 秒までに 9 割以上収束するという結果が得られた。

Table 6 RMS 誤差

RMSError	Force[N]	Torque[Nm]
x	0.32	0.06
y	0.41	0.02
z	0.4	0.13

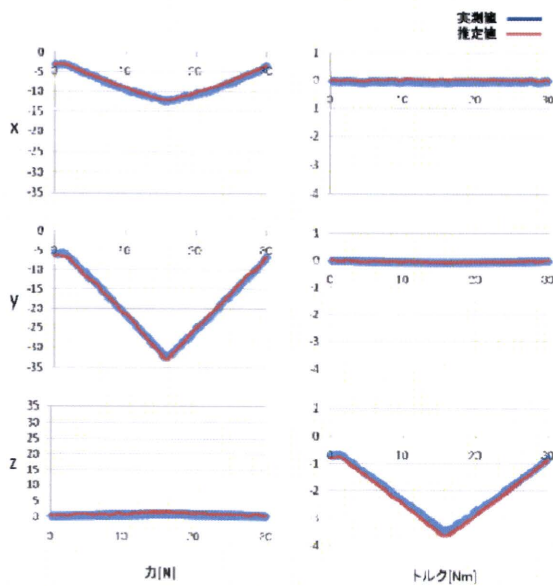


Fig.18 筋骨格モデル検証実験結果

Table 7 推定したパラメータの誤差

	k1	k2	k3	c1	c2	c3	L1	L2	L3
error	0.02	0.04	0.02	0.01	0.03	0.03	0.37	0.49	0.16

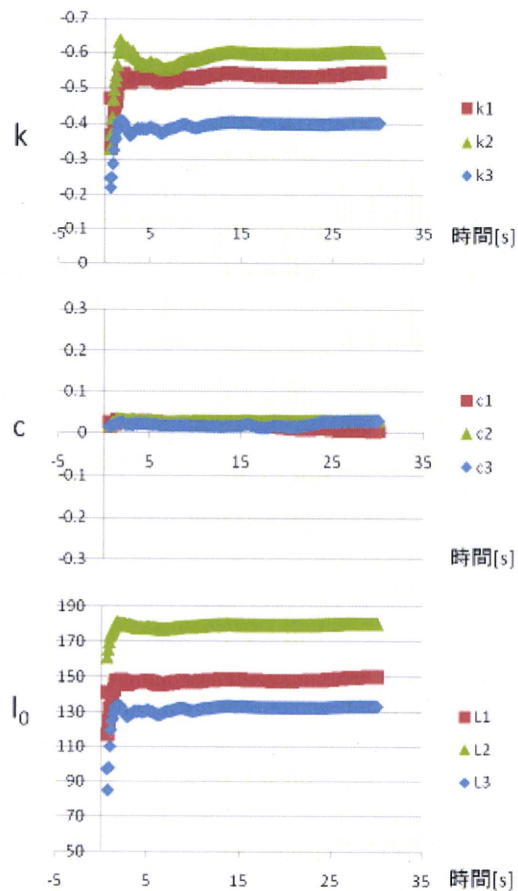


Fig.19 パラメータ推定過程

D. 考察

(1) 骨折整復術ナビゲーションシステムの設計・開発と骨折整復経路自動生成に関する検討

ナビゲーションについては医師に意見を求めつつ、機能および GUI の実装をすすめた。

整復経路生成については、基本的な手法として、牽引された位置から最終的な整復位置までの間について回旋角度を平均化する整復経路生成について提案した。

(2) 2D/3D レジストレーション法による骨片位置姿勢画像計測の高速化と骨片位置姿勢トラッキング法に関する検討

提案手法を用いることで、計算の処理速度を従来の 4.4 倍にしつつ、同程度の画像を取得できた。提案手法の有効性が示された。

3-1. レーザナビゲーションによる経皮的ピン刺入に関する検討

オフセットが大きくなるほど深部における位置誘導誤差も大きくなった。深部における刺入点誘導誤差は姿勢合わせ誤差およびオフセットに比例して大きくなったためと考えられる。また、経皮的穿刺における目標精度が 1.5 mm であるが、結果から厚み 50 mm において RMS 誤差が 1.13 mm であるので、厚み 50 mm 程度までの経皮的穿刺において有効であると考えられる。

3-2. 無関節創外固定器の適応に関する検討
刺入されたピンは RMS 誤差 0.52° で平面上に並び、RMS 誤差 0.59° で平行に並んだ。両方とも 1° 未満の値であることから、本手法により立てられた手術計画を用いた無関節創外固定器の設置が有効であると考え