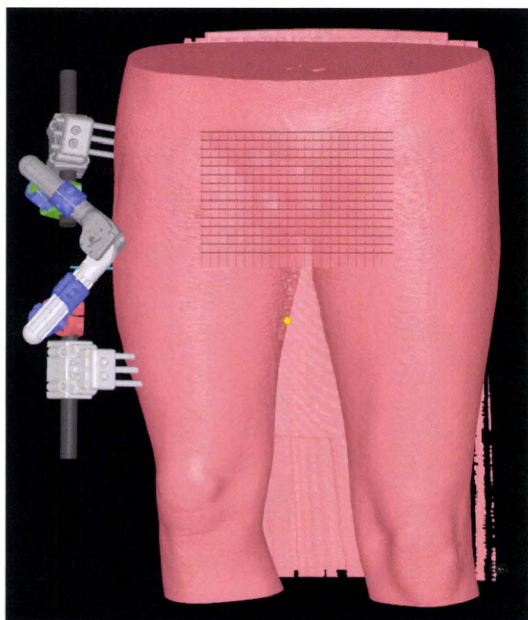


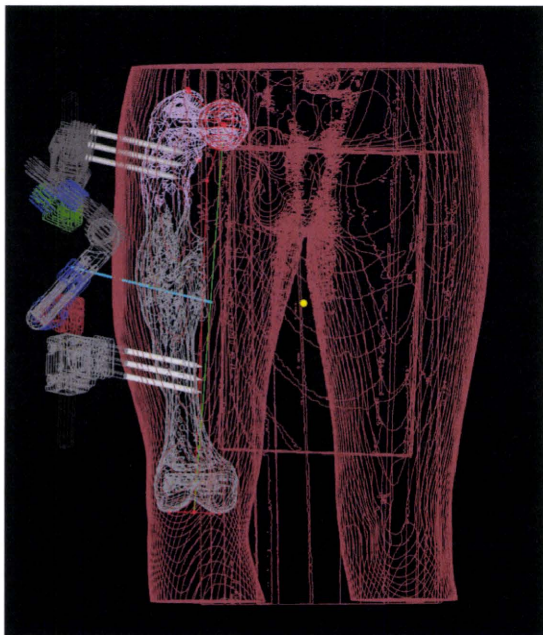
差に関しては、マニュアルと自動計算では、明らかに自動計算の方が誤差は小さかった ($p = 0.01, p < 0.01$)。

2, 皮膚モデル表示機能

皮膚モデルが、骨と創外固定器と同じ座標系で表示可能となった (Fig. 12、13)。

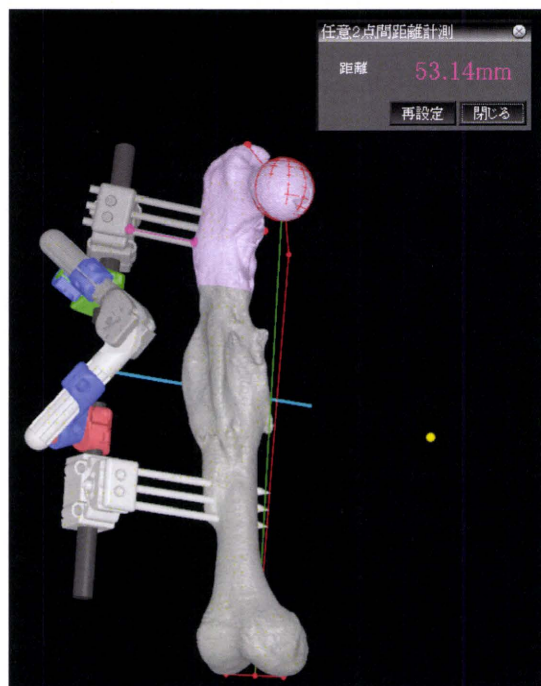


(Fig.12) 皮膚モデルと創外固定の表示



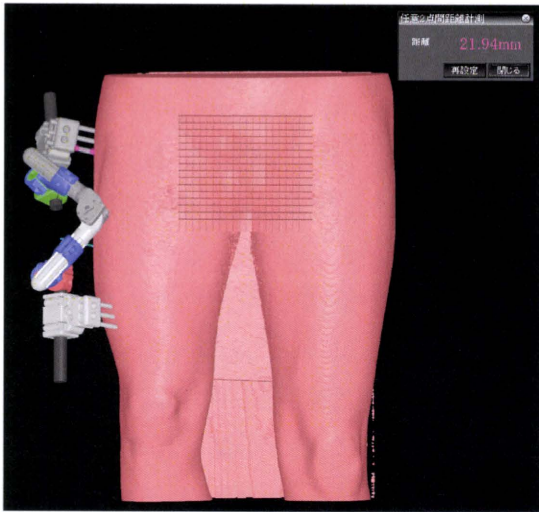
(Fig.13) 皮膚モデルと骨と創外固定の同時表示

従来の術前計画では、創外固定器と骨の距離関係で設置をしているため、実際の手術の時に問題になる皮膚との距離が分からなかった。このため、任意の位置の距離測定ができる機能を開発した (Fig.14)。



(Fig.14) 距離測定 創外固定器のピンクランプと骨表面との距離： この状態では、皮膚との距離がはっきりしないため、術前計画の立案が困難であった。

この距離測定の機能を使うことによって、皮膚モデル表面から、創外固定器のピンクランプとの距離が計測でき、また、設置位置が視認しやすくなった (Fig.15)。



(Fig.15) 距離測定 創外固定器のピンクランプと皮膚表面との距離： 皮膚との距離が分かるため、術前計画の立案が容易になった。

D. 考察

CT画像を元にした表面形状モデルを用いた術前計画については、村瀬ら(2004)、岡ら(2006)の報告があるが、ともに前腕の変形矯正であり、内固定材料を用いた一期矯正である。また、創外固定器とコンピュータを用いた緩徐矯正方として、Taylor spatial frame

(TSF)は、単純レントゲン画像を用いた2次元での変形評価であり、術前計画の不正確さやTSF設置位置の不正確さなどが変形矯正の遺残変形の原因となると言われている。

長幹骨の変形矯正は、角状変形、回旋変形、軸変形、短縮の4要素から成り、多くの場合4要素が組み合わさっている。3次元的な変形を2次元画像で正確に評価することは容易ではない。特に、重度の変形の場合は正確な評価が困難である。CT画像を元に作成する、3次元表面形状モデルを利用した3次元手術シミュレーションでは、変形を手術に準じた手順で様々な変形矯正が施行できる上、様々な方向

から回旋を含めて3次元的な変形矯正の評価が可能な手法である。今回、開発した、クランプ角度計算の自動化手法は、従来のマニュアル法よりも約3倍程度高速化でき、かつ整復誤差は従来のマニュアル法よりも明らかに少なかった。皮膚表示に関しても、皮膚と創外固定との距離は、設置の上で重要な情報になる。臨床応用を進めてく上で、迅速に正確に術前計画を行うことは重要であると考えられる。

E. 結論

大腿骨骨幹部骨折変形治癒例に対して、CT画像とUBL創外固定器のCADデータを用いた変形矯正のシミュレーションを行った。回旋・角状変形、転位を含む複合変形に対して創外固定器の設置部位から矯正後の形態予測まで計画を行うことができ、設置位置の自動化手法によって、迅速かつ正確に矯正が行えるようになった。

F. 研究発表

1. 論文発表

大西五三男, 別所雅彦, 松本卓也, 金子雅子, 大橋暁, 今井一博, 中村耕三、骨粗鬆症における画像診断 有限要素法による骨強度評価の臨床応用(解説)、Osteoporosis Japan 18巻2号 Page192-196、2010

大西五三男、骨粗鬆症診断・治療の新展開 定量的CTを用いた有限要素法による骨強度評価. 臨床整形外科、45巻10号、Page 887-892、2010

大西五三男、脊椎・脊髄のバイオメカニクス 椎骨(椎体)の力学的特性 骨密度と椎体骨折の力学解析、脊椎脊髄ジャーナル 23巻8号、Page 785-789、2010

大西五三男、【ロコモティブシンドローム

ム 高齢社会における運動器障害の予防】
運動器医療の応用研究 有限要素法による
骨粗鬆症(骨強度)評価、治療学 44巻7号、
Page 778-781、2010.07

大西五三男. 最新用語解説 臨床(第31
回) 三次元有限要素法 骨粗鬆症治療 9
巻2号 Page181-184 2010

大西五三男, 別所雅彦, 松本卓也, 金子
雅子, 大橋暁, 今井一博, 中村耕三. 骨粗
鬆症における画像診断 有限要素法による
骨強度評価の臨床応用 Osteoporosis
Japan 18巻2号 Page 192-196、2010

大西五三男、【運動と骨II】 基礎 骨の
バイオメカニクス(有限要素法も含めて)、
THE BONE、24巻2号 Page 143-150、2010

Isao Ohnishi, Takuya Matsumoto,
Masahiko Bessho, Satoru Ohashi, Kenji
Tobita, Masako Kaneko, and K
Nakamura. Navigated unilateral
external fixation system for deformity
correction incorporating preoperative
surgical simulation and intraoperative
laser guidance. J Biomech 43, suppl. 1,
2010, p S71

2.学会発表

松本卓也、大西五三男、別所雅彦、金子
雅子、大橋暁、飛田健治、山本哲生、苅田
達郎、近藤泰児、中村耕三、CT/有限要素法
による骨強度評価の臨床応用・癌骨転移
例に対する治療方針の検討 -, 日本コンピ
ュータ外科学会誌 2010 Nov. Vol. 12 No. 3,
p344-5

大橋暁、大西五三男、松本卓也、別所雅
彦、松山順太郎、飛田健治、金子雅子、中
村耕三、B-mode 超音波メカニカルスキャ

ンを用いた三次元的関節軟骨圧測定・MRI
測定との比較 -, 日本コンピュータ外科学会
誌 2010 Nov. Vol. 12 No. 3, p348-9

別所雅彦, 大西五三男, 松本卓也, 金子
雅子, 大橋暁, 飛田健治, 松山順太郎, 中
村耕三、

CT/非線形有限要素法を用いた大腿骨近位
部と腰椎の骨強度評価について - 大腿骨
近位部と腰椎の骨強度の相関について -, 日
本コンピュータ外科学会誌 2010 Nov. Vol.
12 No. 3, p410-1

大西五三男, 別所雅彦, 松本卓也, 金子雅
子, 今井一博, 中村耕三、骨粗鬆症の治療と
その評価をどのように行うか 定量的CTを
用いた有限要素法による骨強度診断 骨粗
鬆症の臨床診断への応用、日本整形外科学
会雑誌 84 巻 3 号 PageS192、2010

別所雅彦, 大西五三男, 松本卓也, 金子
雅子, 大橋暁, 飛田健治, 松山順太郎, 中村
耕三、定量的 CT を用いた有限要素法によ
る大腿骨近位部の予測骨強度と大腿骨頸部
の骨密度による大腿骨近位部骨折の識別力
についての検討、日本整形外科学会雑誌 84
巻 4 号 PageS469、2010

大橋暁(東京大学 大学院整形), 大西五三
男, 松本卓也, 別所雅彦, 金子雅子, 飛田健
治, 松山順太郎, 岡崎裕司, 佐藤和強, 中村
耕三、CT/有限要素法解析を用いた創外固定
抜去後骨欠損例の経時的骨強度予測、日本
整形外科学会雑誌 84 巻 4 号 PageS539、
2010

金子雅子, 大西五三男, 別所雅彦, 松本
卓也, 大橋暁, 飛田健治, 中村耕三、CT 有
限要素法による大腿骨近位部の骨強度評価
年齢別骨強度値の作成と大腿骨近位部骨強
度値に影響する因子の解析 84 巻 4 号

PageS711、2010

別所雅彦、大西五三男、金子雅子、大橋
暁、飛田 健治、中村耕三、定量的CT画像
を用いた大腿骨近位部の骨強度評価 - 有
限要素法による予測骨強度と大腿骨頸部の
骨密度による大腿骨近位部骨折の識別力に
ついての検討 - Osteoporosis Japan p190,
18巻, 増刊1号 p190, 2010

金子雅子、大西五三男、別所雅彦、大橋
暁、飛田 健治、中村耕三、CT有限要素法
による大腿骨近位部の骨強度評価 - 年齢
別骨強度値の作成と大腿骨近位部骨強度値
に影響する因子の解析 - Osteoporosis
Japan, p190, Osteoporosis Japan 18巻 増
刊1号, 2010

飛田健治、大西五三男、松本卓也、別所雅
彦、金子雅子、中村耕三、低出力超音波パル
ス治療の骨癒合強度に対する効果 - マイク
ロCTを用いた仮骨強度予測と点曲げ試験によ
る実測値の比較 -, 第14回 超音波骨折治
療研究会 2011年 p28

G. 知的財産権の出願・登録状況

(予定を含む。)

1.特許取得

なし

2.実用新案登録

なし

3.その他

なし

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
直達式骨折整復支援装置に関する研究

分担研究者 佐久間 一郎 東京大学大学院工学系研究科・教授

研究要旨 本研究では骨折治療を高精度かつ安全で支援するため、直達式骨折整復支援装置の開発を行った。今年度は臨床使用を目指し安全性の確認、ユーザインタフェースの改良、骨折ファントムを利用した模擬手術の評価、整復支援ロボットによる術式確認と周辺器具の開発を行ったので報告する。

A. 研究目的

本研究では大腿骨骨折の高精度治療支援を目指し骨折整復ロボットシステムの開発を行った。これは術者の力の補助と骨片の精確な位置調節ができるロボットシステムと骨片間の位置情報を提供するナビゲーションシステムで構成されている。本年度では開発したシステムの臨床使用を目指し、ロボットシステムの安全性を向上した。これはハードウェアレベルとソフトウェアレベルで整復力の安全性を確認するものである。さらに、ロボット操作のための補助者が要らない術者一人でロボットの操作が可能なユーザインタフェースを提案した。臨床使用に必要とされる脚載台などの周辺機器の開発も行った。本システムを使用した手技を手術環境下で骨折モデルを用いた模擬手術から確認し整復精度の評価から臨床使用可能性を示した。

B. 研究方法

B.1 システム構成

骨折整復支援システムは骨折整復支援ロボットとナビゲーションシステムに構成されている。ナビゲーションシステムは骨片間と整復ロボットとの位置関係を追跡し、骨片のゴール位置と整復パスを計算する。整復ロボットは骨片と繋がり正確に骨片を動かす役割をする。

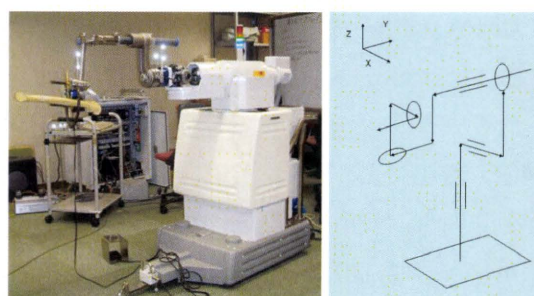


図 1. (a)Fracture reduction assisting robot
(b) Kinematics of the robot

図 1(a)に整復ロボットの外観を、図 1(b)にその動きを示す。ロボットは 6 自由度を持ち、そのうち 3 自由度は並進方向、3 自由度は回転方向である。回転 3 軸は一点で交わる構造から制御を簡便にした。動作モードとしては術者の力を補助するパワーアシスタンスモードとナビゲーションからの指令による自動整復モードがある。

B.2 システムの安全性

骨折整復ロボットには牽引と回旋軸に対してメカニカルフェイルセーフ機能が装備されている。これらは設定値以上の力或いはトルクが生じたらその軸を物理的にフリーにすることで骨片周辺の軟部組織を過度な整復力から保護する。この機能で制御異常などのときにも必ず安全性を確保することが可能であるが、一方メカニカル的に軸をフリーにするので、ロボットによる整復の継続は困難になる。出来ればソフトウェアレベルで過度な整復力を制限する

必要がある。そこで、骨折整復ロボットの速度を計測された整復力に対して式1のように制御するソフトウェアレベルでの過度整復力制限機能を追加した。

$$V(t) = \alpha G(t)F(t) \quad (1)$$

ここで、 $V(t)$ はロボットの制御速度、 α は重み係数、 $F(t)$ は計測される整復力、 $G(t)$ は $F(t)$ と二つの設定値により変化される制御ゲインである。 $F(t)$ が設定値1より小さい場合 $G(t)$ は1で、設定値1より大きくなると $G(t)$ は二次曲線で減少される。設定値2に達したら $G(t)$ を0にすることでロボットを停止させることができる。

骨折モデルの整復のとき過度整復力制限機能の有無による整復力変化から提案機能の評価を行う。骨折モデルとしては頸部骨折モデルを使う。骨片間はゴムバンドで模擬した筋肉を張ることで整復ときの力を発生させた。このモデルで発生される力を考慮して二つの設定値をそれぞれ60Nと100Nで設定した。パワーアシスタンスモードで整復を行ったとき、整復力が100N以下で制限出来ながら整復できるかを確認する。

B.3 ユーザインタフェース

既存のパワーアシスタンスモードではロボットの駆動軸を選択するためタッチパネルを使用する必要があり、この操作のため術者以外の補助者が必要であった。本研究ではフットスイッチと入力のを図2のように組み合わせることにより駆動軸を選択する方法を提案する。術者はフットスイッチを一回押しで並進動作、二回押しことで回転動作ができる。入れる力の大きさにより動く軸数を選択できる。これは一つの軸だけ微細調整するときのため組み込まれた機能である。

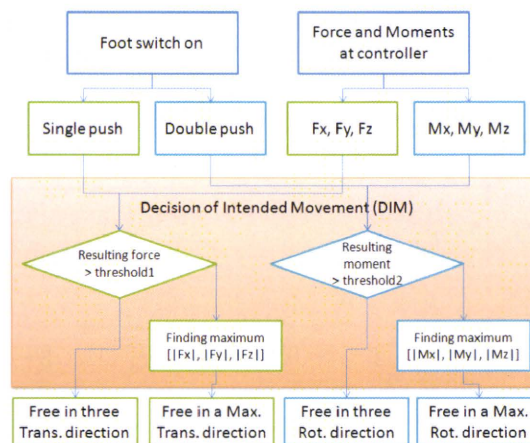


図2. Decision algorithm of intended movement

この機能に対してはタッチパネルを使用した時と整復精度、時間を比較することで有用性を確認する。5人の術者にそれぞれのユーザインタフェースで骨折整復を行いその結果を比較した。

B.4 手術手順の確認

骨折整復ロボットは大腿骨片を固定するため、膝以下を整復動作に合わせて支持する必要がある。ここで図3のような足載台を試作した。これは垂直の動きに対してはスプライン中のスプリングで補償、水平面に対しては三つのリンクでなるアームにより補償することができるものである。この脚載台はロボット基盤に固定できる。



図3. Foot supporter

手術環境下で骨折整復ロボットによる術式の手順の確認を行った。その手順は

1. 各装置の配置を図 4 のように配置し、患者さんの脚を脚載台上に固定する。
2. 近部骨片にマーカー固定ピンを挿入しレジストレーションを行う。
3. 遠位骨片には二つ創外固定ピンを入れてロボット固定用リングを付ける。
4. 創外固定ピンにマーカーを固定し遠位骨片のレジストレーションを行う。
5. ロボットとリングを 6 自由度の専用ジグで繋げる
6. 骨折整復を行う。自動モードで整復するときにはこの段階で整復パスを生成し確認する。

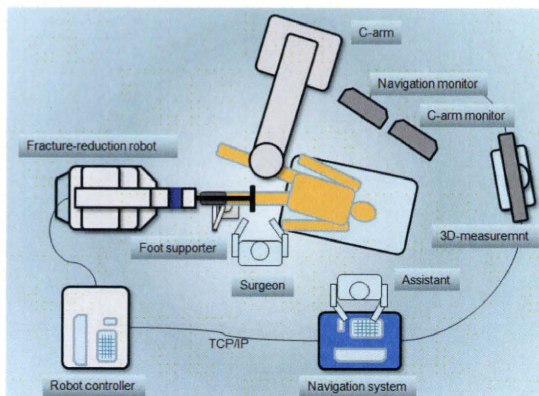


図 4. Clinical setup of fracture reduction assisting robotic system

B.5 整復精度の評価

今までは頸部骨折モデルに対する整復精度を確認したが、より複雑な形をしている骨折モデルに対しても提案システムが有効であることを確認するため、二つのタイプの骨幹部骨折モデルに対して骨折整復システムのパワーアシスタンスモードと自動整復モードで整復を行った。骨折モデルは図 5 のようにラセン骨折と斜骨折タイプを使用した。各モデルに対して各モードを用いて 5 回整復を行い整復精度、

骨片間の最大牽引距離と整復時間を比較する。

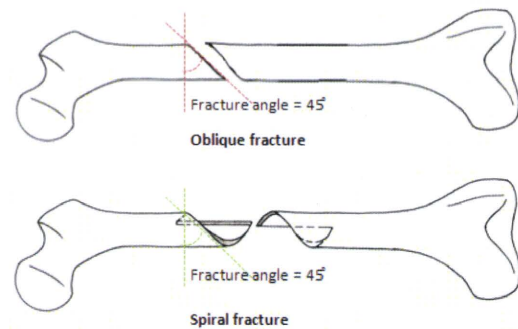


図 5. Two types of fracture models

C. 研究結果

C.1 安全性

図 6 に骨折整復実験での牽引距離と整復力の変化を示す。茶色線と緑線は過度整復力制限機能を使用したときの牽引距離と整復力を示す。青線とピンク線は提案機能を使用していないときの牽引距離と整復力を表す。提案機能を使用したときには整復時間は長くかかったが第 2 設定値 (100N) より小さい力で整復が可能であった。

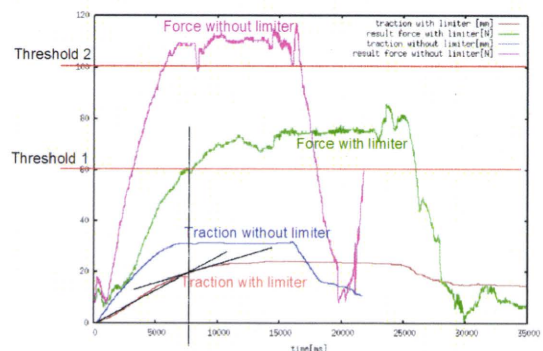


図 6. Variation in traction distance and reduction force during simulated fracture reduction

C.2 ユーザインタフェイス

表 1 に骨片の動く軸を決定するためタッチパネルを使用した時とフットスイッチを利用す

る提案方法を使用したときの整復結果を示す。提案方法を使用したとき整復にかかった時間が長くなる傾向は有ったが有意差は見られていない。整復後の骨片間残存する距離誤差は提案方法を使用したときが小さいことが分かる。角度誤差に関しては有意差なく両方高精度で整復が可能であった。

表 1. Reduction result by two user interface; touch panel and proposed method, DIM (Decision of Intended movement), *significant difference ($p<0.05$) on t-test, $n=5$

	touch panel	DIM
Residual distance, mm	1.7±0.75	1.1±0.03*
Residual angle, degree	0.6±0.48	0.8±0.49
Redution time, s	208±70.6	340±128

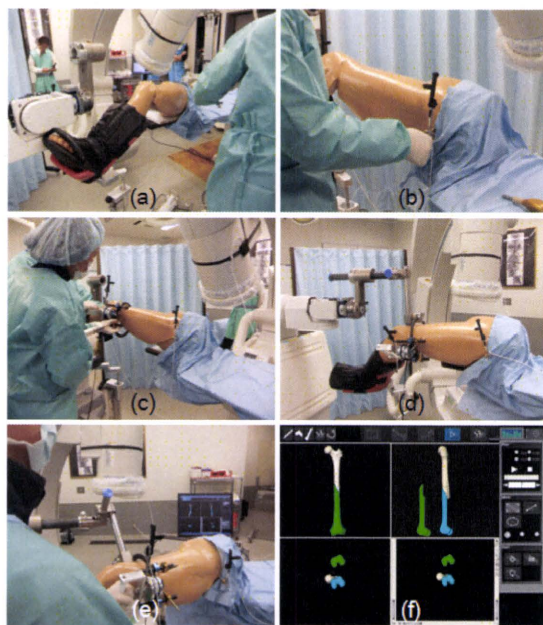
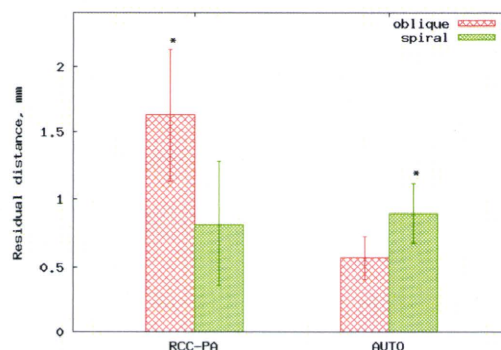


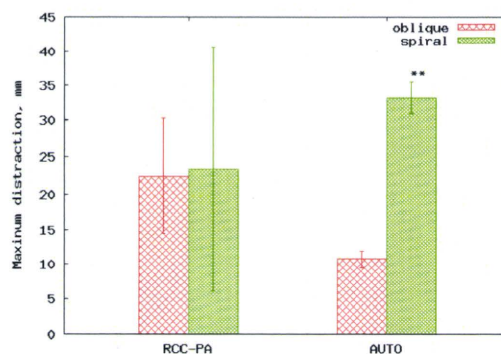
図 7. Surgical procedure using fracture reduction assisting system; (a) foot fixation, (b) marker fixation to proximal, (c) marker fixation to distal, (d) robot connection, (e) reduction using power assistance mode and (f) reduction path generation for automated reduction

C.3 手順の確認

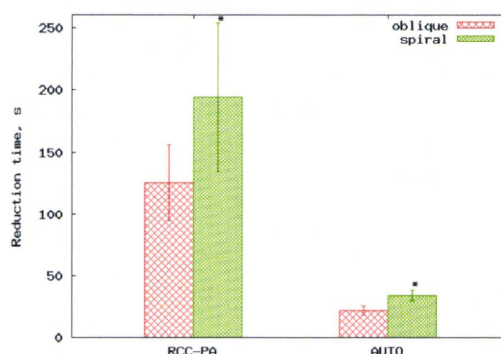
図 7 に提案手順による操作様子を示す。軟部組織が付いたモデルでも問題なくロボットと骨片間との連結、骨片のレジストレーションができた。足載台に関してもロボットの動きに合わせて脚を支持出来ることが確認された。



(a) Residual distance



(b) Maximum distraction



(c) Reduction time

図 8. Fracture reduction resultants; *significant difference ($p<0.05$) on t-test, **significant difference ($p<0.001$)

C.4 整復精度

斜骨折とラセン骨折モデルに対する整復結果を図 8 に示す。左側の二つのバーがパワーアシスタンスモード右側の二つのバーが自動整復による結果を示す。有意差は骨折タイプ間の差を示す。残存角度に関しては両方共に 0.5° 以下であった。残存距離に関しても 2mm 以下である。自動整復の最大牽引距離は大きい差があるが(図 9bの右)、これは整復パスの生成のときに骨片間の干渉をなくすため牽引を大きく設定したことに起因する。

整復時間に関してはラセン骨折に対して少し時間がかかっているが、各実験は 4 分以内で完了している。

D. 考察

ソフトウェアレベルでの過度整復力制限機能は設定値以内の力で整復力を制限しながら整復させることが可能であった。しかし、この設定値は今回使用した骨折モデルが出せる力を基に設定したものであり、臨床では臨床データを基づき設定する必要がある。前田らにより臨床データの報告があったが、その数が少なくより多くの臨床データ或いは筋骨格シミュレーションモデルから設定する必要がある。

フットスイッチを使用したユーザインタフェイスの使用は少ない学習時間で使用でき微細調整するときの動作方向を一軸に設定することで残存距離誤差においてより良い整復精度を示した。時間に対しては少し長くなってはいるが、補助者を減らせることで医療費用も減少できる。

骨折整復ロボットを使用するために提案した術式手順は問題なく実現できることを確認しこの術式に必要な周辺器具も装備出来たことが確認された。しかし、ロボットと骨片との連結に

は手間がかかるという意見とロボットの駆動範囲が少ないという意見を頂いた。これは今後の改良により解決する予定である。

骨折整復精度に関しては両タイプの骨折モデルにおいてパワーアシスタンスモードと自動整復モードで高精度整復が可能であった。しかし、最大牽引距離の結果からラセン骨折のような骨折面が複雑な場合、牽引距離を最適化する整復パスを生成する必要があることを確認した。

E. 結論

本研究では骨折整復を支援するためのロボットシステムの開発を行った。ハードウェアの安全装置に加えソフトウェアレベルでの力制限装置が有効であることを確認した。新しいユーザインタフェイスを提案することで以前必要とされた補助者を減らし同等の整復結果を得ることができた。臨床環境下での実験からは周辺機器などの装備も問題なく、臨床使用可能性を示した。骨折モデルの整復からは高精度の整復結果を得ることが可能であった。今後は今回明らかになったロボットと骨片との固定方法、ロボット駆動範囲などに関する改良を行う。

F. 研究発表

1.論文発表

[1] S.Joung, H.Liao, E.Kobayashi, M.Mitsuishi, Y.Nakajima, N.Sugano, M.Bessho, S.Ohashi, T.Matsumoto, I.Ohnishi, I.Sakuma, "Hazard analysis of fracture reduction robot and its application to safety design of fracture reduction assisting robotic system", IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 2010, pp. 1554 - 1561.

[2] 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

2.学会発表

[1] S.Joung, T.Doke, E.Kobayashi, Y.Nakajima, N.Sugano, M.Bessho, I.Ohnishi, I.Sakuma, “Effects of femur shaft fracture type on robotic assisted fracture reduction”, 10th Annual Meeting of CAOS International June 16-19, 2010, pp. 282-285, 2010

[2] S.Joung, H.Liao, E.Kobayashi, Y.Nakajima, M.Mitsuishi, N.Sugano, I.Ohnishi, I.Sakuma, “User interface for decision of intended movement and its application to fracture reduction assistance robotic system”, International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS) 2010, pp. 262-263, 2010

[3] 石原良太, 鄭常賢, 小林英津子, 大西五三男, 佐久間一郎, “Universal-Bar-Link 創外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

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
安定な対応点設定に基づく骨統計形状モデル生成

分担研究者 光石 衛 東京大学工学系研究科教授

研究要旨 本論では形状表現手法の一つである Sphere-Attribute-Image (SAI) を骨の統計形状モデルの作成に適用することを提案する。本手法を適用して統計形状モデルを作成した結果、leave-one-out cross-validation 法を用いた形状推定実験において、推定形状と正解形状の RMS 誤差および最大誤差は 0.23 mm, 1.63 mm であった。

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者に対する患者の位置姿勢行列を推定し、術具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。

B. 研究方法

(a) 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。

$$\mathbf{f}_{\text{node}} = \mathbf{f}_{\text{distance}} + w \sum_i \mathbf{f}_i \quad (1)$$

ここで \mathbf{f}_{node} はノードにかかる力、 $\mathbf{f}_{\text{distance}}$ はノードと骨モデル上の最近傍点に近づこうとする力、 \mathbf{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。

(b) 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

(a) 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。

C. 研究結果

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。

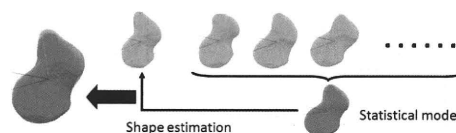


Fig.1 Leave-one-out cross validation method

結果 1 対応点設定

Fig. 2 及び Fig. 3 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。

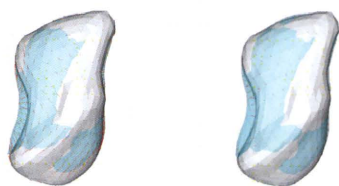


Fig. 2 Result of correspondence searching

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



Fig. 3 Result of correspondence searching in large scale

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

結果2 統計モデルの評価

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. 4** 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. 4 Result of shape estimation in

max-error

D. 考察

結果1より, 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. また, 結果2より精度向上の可能性が示された.

E. 結論

提案手法を用いることで, 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.

F. 研究発表

- 1.論文発表
- 2.学会発表

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, 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
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基礎技術研究と
システムへの実装

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 従来よりもノイズに対して頑健な X 線透視による骨位置姿勢計測法の提案と、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、およびそのロボット制御への応用を行った。実験より、骨位置姿勢計測誤差は 2.5 mm、1.6° であり、また、術中における計測値から患者膝関節固有の生体パラメータ推定が可能であることを示した。

A. 研究目的

低侵襲手術の普及に伴い、術場への手術ナビゲーションシステムや手術支援ロボットの導入が進んでいる。このナビゲーションシステムでは、実際の骨の位置姿勢と術前 CT 画像から作成した 3 次元骨表面モデルの位置姿勢をあわせるレジストレーション操作を行う必要がある。2D/3D レジストレーションは、CT 画像の術前空間において作成した 3 次元骨表面モデルと術中空間で撮影した 2 次元 X 線透視画像を対応付けることで骨の位置姿勢を推定する手法である。これは X 線透視画像を用いて位置姿勢推定を行うため骨への接触の必要がない。そのため大腿骨骨折整復手術のような経皮的な施術を行う手術に適した手法である。しかし、現行の 2D/3D レジストレーションはノイズに弱く、X 線透視画像上の骨輪郭をマニュアル操作で正確に抽出する必要がある。そのため、輪郭抽出処理時間や輪郭抽出に伴う計算などの処理の恣意性の問題から、2D/3D レジストレーションの臨床への適用が困難であった。そこで本研究は 2D/3D レジストレーションの臨床への適用を目指し、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手法を提案する。また、大腿骨骨折整復手術支援システムに

おいて、人体の筋骨格モデルを手術支援ロボットの制御理論に導入し、術中において患者の生体属性値を高度に計測しつつ、ロボットを動作させ手法を確立する。

B. 研究方法

1) 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.1)。

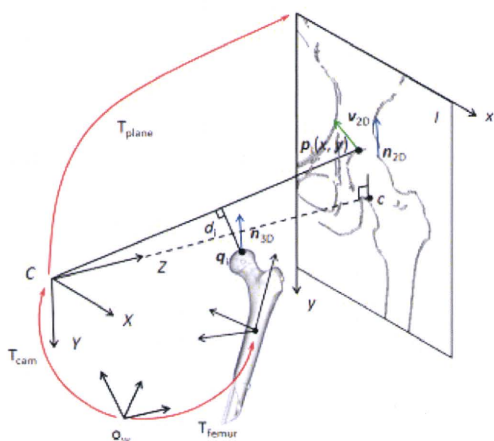


Fig.1 各座標間関係

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 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 は次式より決まる。

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

ここで \mathbf{C} , \mathbf{p} , \mathbf{q} , 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 $\text{plane } \mathbf{p}(x, y)$ 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)。

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

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。

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

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-Marquardt 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

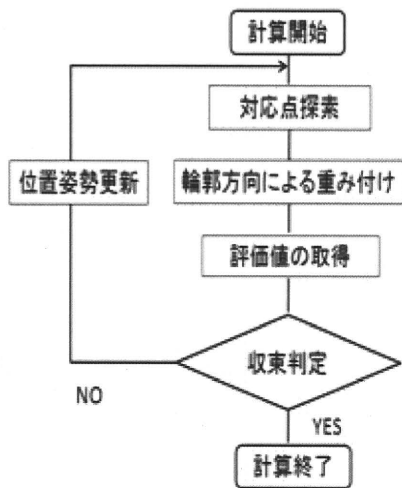


Fig.2 位置姿勢推定アルゴリズム
計算フロー

計算フローを Fig.2 に示す。

2) 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、

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

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。

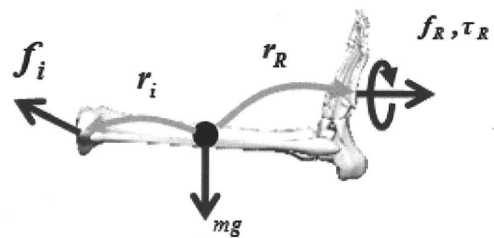


Fig.3 下腿に働く力の釣り合い

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。

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

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) 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.4)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 Table 1 に示す。

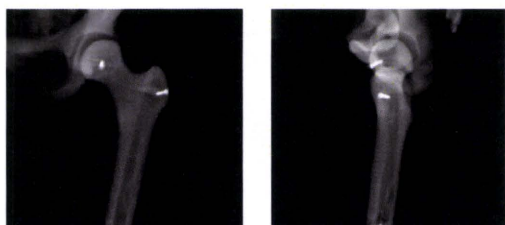
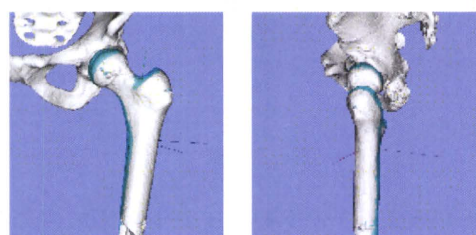


Fig.4 疑似 X 線透視画像

Table 1 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.5)。



大腿骨近位前面

大腿骨近位側面

Fig.5 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 2 に示す。

Table 2 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

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.6)。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。

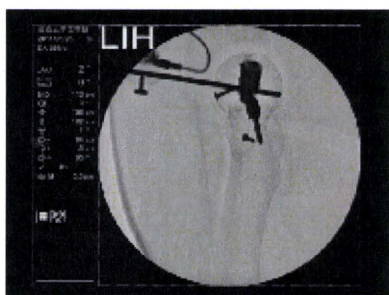
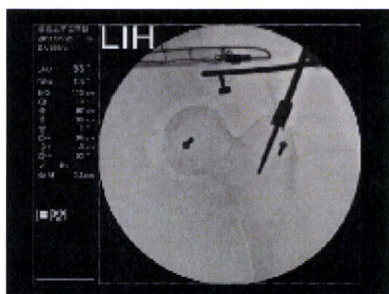


Fig.6 ファントム X 線透視画像

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クとネジだけを抽出した。この画像と通常の閾値で抽出した骨輪郭画像とで差分を取ることでトラック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 3 に結果を示す

Table 3 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

2) 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。整復ロボットのカ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カトルク値を計測した。Fig.7 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カトルクの推定値は、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 4 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.8 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 4 RMS 誤差

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

Table 5 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

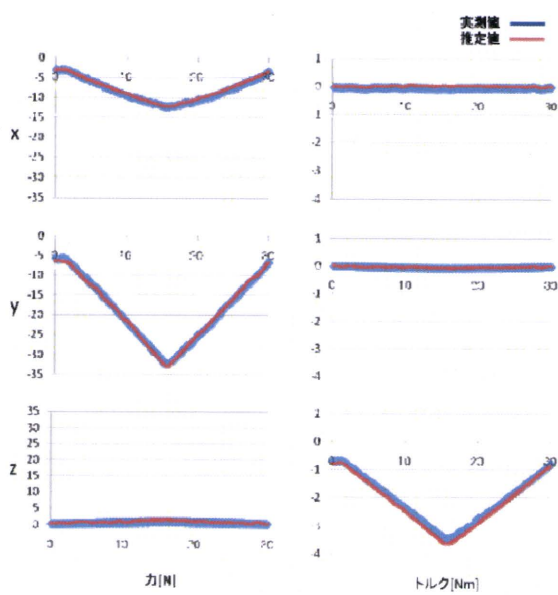


Fig.7 筋骨格モデル検証実験結果

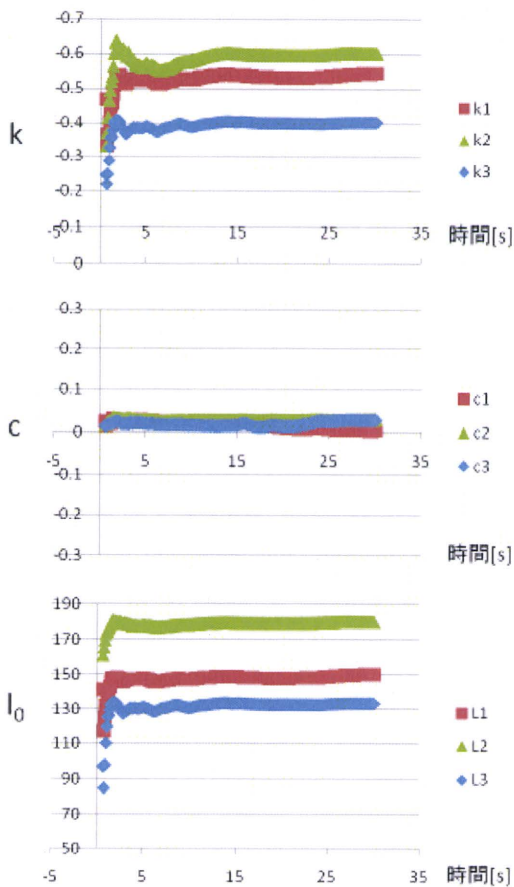


Fig.8 パラメータ推定過程

D. 考察

3D/2D レジストレーションにオリエンテ

ーションを導入し雑音エッジを含んだ画像を用いた場合の位置姿勢推定の精度と安定性について検証した。その結果、雑音エッジを含んだ画像の位置姿勢推定の精度が改善された。また、筋骨格モデル検証実験において、力、トルクともに高精度に推定することができた。しかし計測開始直後はデータ数が少ないため推定誤差が大きい、数秒後には推定が収束していることが解る。これより、推定には初期牽引時間が必要であることがわかった。

E. 結論

2D/3D レジストレーションの評価関数に輪郭方向を導入することで、従来よりもノイズに対して頑健な2D/3D レジストレーションを提案し、その臨床への適用可能性を示した。また、生体組織の影響を考慮した筋骨格モデルの構築を行った。結果より、術中から得た情報を用いて生体パラメータ推定が可能であることが示された。

F. 研究発表

- 1.論文発表
- 2.学会発表

道家健仁, 中島義和, 杉田直彦, 光石衛, 松本卓也, 別所雅彦, 大橋暁, 飛田健治, 金子雅子, 大西五三男, 佐久間一郎, 中村耕三, “手術ロボットへの応用を目指した筋骨格モデルに関する研究,” 第19回日本コンピュータ外科学会誌, p 434-5、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