

3. 従来法(マニュアル)による変形矯正と自動化による変形矯正の比較

マニュアルによる変形矯正は、平均 66 分(標準偏差 25 分)、であった。自動計算では、平均 5 分(標準偏差 2 分)であった。平均角度誤差は、マニュアル操作による変形矯正は、顆部下端線での誤差は、1.9 度(標準偏差 0.3 度)、機能軸での誤差は 1.8 度(標準偏差 0.4 度)であった。自動計算では、顆部下端線での誤差は、1.6 度(標準偏差 0.6 度)、機能軸での誤差は 1.7 度(標準偏差 0.2 度)であった。矯正の許容範囲である 2 度以内であった。設定時間は、約 10 倍程度短縮できた。誤差に関しては、マニュアルと自動計算では、それぞれ明らかな差はなかったが($p = 0.33$, $p = 0.20$)、自動計算の方が誤差は小さい傾向であった。

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も言われている。

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 10 倍程度高速化でき、かつ整復誤差は従来のマニュアル法に劣らない方法であった。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える。

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、クランプ角度計算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

Matsumoto T, Ohnishi I, Bessho M, Imai K, Ohashi S, Nakamura K, Prediction of vertebral strength under loading conditions occurring in activities of daily living using a computed tomography-based nonlinear finite element method. Spine. 2009 15;34(14):1464-9.

Bessho M, Ohnishi I, Matsumoto T, Ohashi S, Matsuyama J, Tobita K, Kaneko M, Nakamura K. Prediction of proximal femur strength using a CT-based nonlinear finite element method: differences in predicted

fracture load and site with changing load and boundary conditions. Bone. 2009 Aug;45(2):226-31.

松本卓也、大西五三男、別所雅彦、金子雅子、大橋暁、飛田健治、中村耕三、CT/有限要素法を用いた脊椎椎体の日常生活における骨強度評価 □骨粗鬆症治療効果判定への応用□ SERM: Selective Estrogen Receptor Modulator7号 Page88-89, 2009

別所雅彦、大西五三男、金子雅子、松本卓也、大橋暁、飛田健治、中村耕三、塩酸ロキシフェン2年内服患者における大腿骨近位部の骨強度変化-CT/有限要素法による薬剤効果判定への応用-、SERM: Selective Estrogen Receptor Modulator7号 Page90-91, 2009

2.学会発表

別所雅彦、大西五三男、松本卓也、金子雅子、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 □検者内・検者間解析信頼性、解析再現性について-、Osteoporosis Japan 17巻増刊1号 Page200, 2009

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、林直人、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骨強度に影響する因子の解析 Osteoporosis Japan 17巻増刊1号 Page200, 2009

松本卓也、大西五三男、別所雅彦、金子雅子、大橋暁、飛田健治、中村耕三、CT/有限要素法を用いた脊椎椎体の日常生活における骨強度評価 □骨粗鬆症治療効果判定への応用□ Osteoporosis Japan17巻増刊1号 Page202, 2009

松本卓也、大西五三男、別所雅彦、大橋暁、

金子雅子、飛田健治、中村耕三、CT・CAD/有限要素法解析を用いたLag screw 刺入高位による大腿骨頸部の応力・ひずみの検討、日本コンピュータ外科学会誌 11巻3号 Page320-321, 2009

別所雅彦、大西五三男、松本卓也、金子雅子、大橋暁、飛田健治、中村耕三、CT/有限要素法による非線形解析を用いた大腿骨近位部の強度評価 -荷重・拘束条件の相違による予測骨強度・部位の相違について-日本コンピュータ外科学会誌 11巻3号 Page318-319, 2009

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

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、骨折整復を安全かつ精確に支援する骨折整復支援システムの開発を行った。整復ロボットの一部のハードウェアの改良、整復ロボットの動作モードで空間拘束パワーアシストモードを実装し、評価した。さらに安全性を高めるために、多軸トルクリミッターを提案した。開発したシステムは骨幹部骨折モデルで有効性を評価した。整復結果は臨床使用を満たす十分な結果だが、今後はより安全性を高める必要がある。

A. 研究目的

大腿部の骨折整復の効果的な治療のためには骨片間の精確な位置決めが必要となる。しかし、従来の術式では骨片を術者の力で動かすため負担が大きく、骨片の位置情報は画像診断装置に頼るしかないので正確な位置決めが難しい。そこで本プロジェクトではロボット支援による骨折整復システムの開発を行ってきた。これは術者の力の補助、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。本年度ではより精確な整復を目指し、システムのハードウェアの改良とそれに伴うソフトウェアの開発を行い、骨幹部骨折に対するその有効性を評価した。さらに安全性を高めるため、球面トルクリミッターの試作を行った。

B. 研究方法

B.1 骨折整復ロボット

骨折整復支援システムは骨折整復支援ロボット(以下整復ロボット)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。

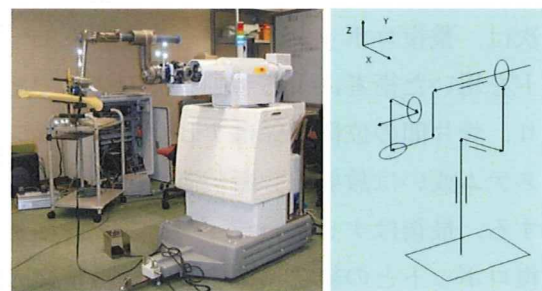


図 1. (a)Fracture reduction assisting robot
(b) Kinematics of the robot

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。整復ロボットの牽引軸 (y-axis) はボールネジの構造になっていたが、必要以上の体積、重さと先端の撓みが問題であった。今年度は、牽引方向の構造をボールスプラインにすることで撓みをなくし軽量化を図った。回転 3 軸は一点で交わる構造にして制御を簡便にした。

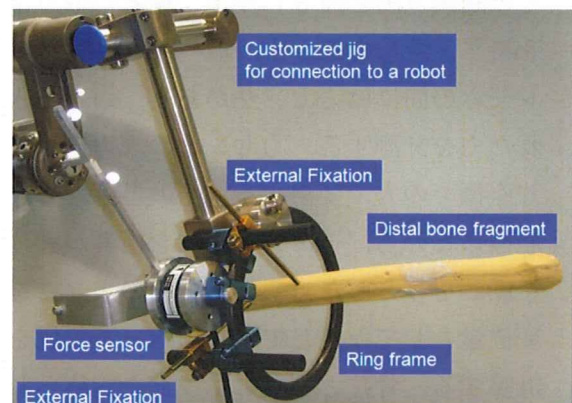


図 2. Direct bone connection

骨片と整復ロボットとの連結様子を図 2 に、その手順は以下に示す。まず、二つの創外固定ピンを挿入しリングフレームに固定する。整復ロボットには 6 自由度を持つ専用の固定ジグを取り付けリングフレームと繋げる。

骨折整復システムの臨床使用は 3 段階として考えている。まずは、従来式の骨折整復にナビゲーションシステムの導入である。次は、整復ロボットのパワーアシストモードを用いた術者による手動整復の導入であり、骨片間の位置関係はナビゲーションシステム或いは放射線診断装置の画像を使用する。最後はナビゲーションシステムと整復ロボットとの統合による自動骨折整復方式を導入する。今回は整復ロボットのパワーアシストモードによる手動整復に関する検討を行った。

この方式では、整復ロボットは整復力の補助だけではなく骨片の動作空間を拘束する機能を実装した。これは、骨片の長軸に沿って骨片を牽引したり長軸周りに回旋させたりすることを可能とする。骨折面の一点を中心に骨片を回転させることは安全面でも重要なことであり、骨折部位の周辺組織の変位を減らす効果がある。この制御方法を空間拘束パワーアシストモードと呼び、その制御方法を図 3 に示す。術者は取っ手を持ち、骨片を動かす。取っ手とリングフレームの間には力センサがあり、術者が入れた力を計測する。力センサの入力値は骨片座標での力に変換する。そのとき、骨片座標系での力、モメント方向を術者が骨片を動かそうとした方向としてその大きさを変位量として仮定して骨片のゴール位置を計算する。骨片と整復ロボットを固体とし

て考え、骨片のゴール位置から整復ロボットのゴール位置を計算する。骨片座標の設定はナビゲーションシステムの 2D/3D レジストレーション方法を使用する見込みである。

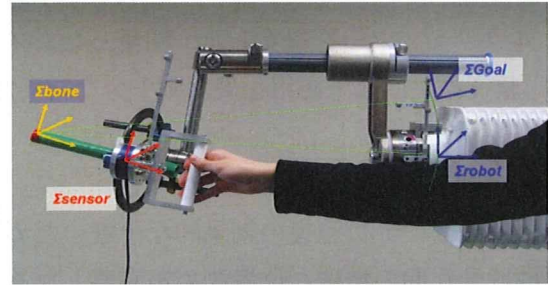


図 3. Algorithm for the spatial constraint control

B.2 評価方法

空間拘束制御の精度

光学式位置計測装置を使い図 3 での骨片 (Σ bone)、力センサ (Σ sensor) と整復ロボット (Σ robot) の座標を設定した。骨片座標の原点を中心に $\pm 15^\circ$ 程度回転しそのときの骨片座標の原点の位置を整復ロボット座標系で記録した。動作空間が正しく拘束されていれば、骨片を動かしても骨片座標の原点は固定される。そこで初期の骨片座標の原点の位置と動作後の原点との変位差を誤差として計算する。整復ロボットは直列構造であるため、軸の遊びなどが先端で大きく反映される。その影響を調べるため、整復ロボットを停止させた状態で先端を揺らしその動きを記録した。最後に計測装置の誤差を調べるために、整復ロボットの停止状態で骨片座標原点の位置の記録を行った。

骨幹部骨折モデルの模擬整復

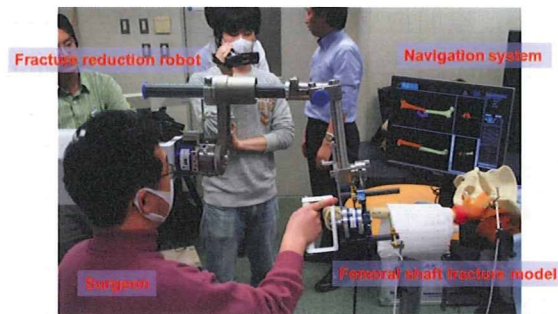


図 4. Femoral shaft fracture reduction

整復ロボットの空間拘束パワーアシストモードとナビゲーションシステムとの統合による骨折整復の精度評価を行った。模型大腿骨の骨幹部を骨折させファントムとして使用した。骨折部位は隠された情報で術者はナビゲーションの情報を見ながらロボットを操作、骨折整復を行った(図4)。五人の整形外科医により2回ずつ骨折整復を行い、整復にかかった時間とナビゲーション上の整復結果を骨折前の位置と比較することで整復結果を評価した。

B.3 球面トルクリミッター

ロボットによる整復の中、予期せぬ出力による生体へのダメージを防ぐ必要がありメカニカルに過負荷を防ぐ装置を開発した。球面軸受けの内輪軸芯上にコイルバネとボールを配置し、外輪の周りには内球面形状のアタッチメントを付着する。アタッチメントによって、ロボット駆動部と骨を固定するジグが接続される。アタッチメント内球面の中心部には前述球体と嵌合する窪みを設ける。球体はコイルバネによってアタッチメントの窪みに押し付けられることで内輪と外輪を固定するが、設定以上の力が加わると嵌合が外れ、内輪と外輪を自由に

する仕組みとなっている(図4)。なお、長軸中心回転の過負荷については軸延長上に現在取り付けられている機構にて制御を行わせるために、中心回転を防ぐためのピンが外輪に取り付けられている。メカニカルフェイルセーフとして本研究では、過負荷を全て回転についての過負荷とみなす。この前提の下、トルクの過負荷の検出を試みる。

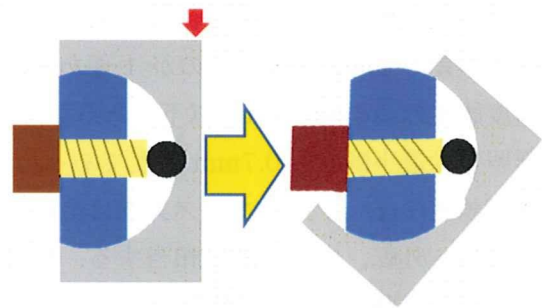


図 4. Structure of a spherical torque limiter

C. 研究結果

C.1 空間拘束制御の精度

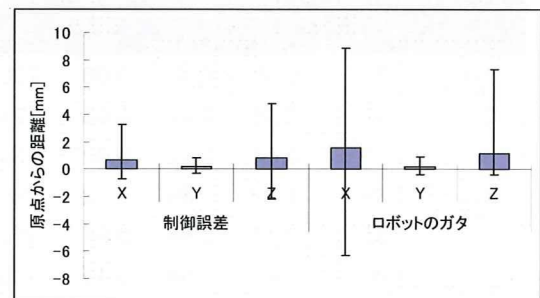


図 5. Distance error of the spatial constraint control

評価結果を図5に示す。横軸は制御誤差と整復ロボットのガタによる骨片原点の動きを整復ロボット座標系の各軸に分けたものである。縦軸には誤差の平均と原点からの±最大距離を示す。光学式位置計測装置の誤差はX軸方向(計測機の奥行き方向)の

誤差が多く、RMSで0.05mmであった。計測機のYとZ軸の誤差は何れも0.01mmであった。制御誤差、ガタによる動き共にX、Z軸が大きい変位を見せ、Z軸に関してはプラス方向(自重の反対方向)に偏っていることがわかる。

C.2 骨幹部骨折モデルの模擬整復

骨幹部骨折に対する10回の整復結果とその平均を表1に示す。赤文字は各評価項目での最大値を示し青文字は最小値を示す。距離誤差が2mmを超えるのが1件あり、角度誤差の最小値は0.1°以下であるが、距離誤差は最小値でも0.7mm程度であった。角度誤差のx、y、zのプラス方向はそれぞれ伸展、外転、内旋方向に相当する。整復にかかった時間は偏差があるものの何れも6分程度で終わったことがわかる。

表1. Reduction result of the simulated fracture reduction of femoral shaft

	Distance [mm]	angle [degree]			Time (s)
		x	y	z	
1	1.75	0.08	-0.49	0.08	230
2	3.12	-0.09	0.22	0.03	124
3	1.51	0.14	0.12	0.02	134
4	0.89	-0.18	0.86	0.32	242
5	1.35	0.17	0.94	0.88	312
6	1.00	-0.05	0.64	0.15	248
7	0.73	0.53	0.65	-0.03	182
8	1.28	0.33	0.64	-0.33	221
9	1.75	1.01	0.20	-0.21	188
10	0.99	0.93	0.67	-0.34	218
ave	1.44	0.35	0.53	0.23	210

D. 考察

骨折整復の整復力を支援するロボットを開発し、空間拘束が可能な制御方法を提案、評価した。整形外科では一般にあらゆる評

価値が2mm, 2°以下であることが望ましい。空間拘束制御の結果、誤差の平均は2mm以下であったが、その最大値は2mmを超えている。誤差の原因は以下のように考えられる。

- 座標系を設定するとき生じる光学式位置計測装置の誤差によるもの。
- 整復ロボットの回転軸が持つガタによるもの。
- オープン制御を行ったことからのもの。
座標系設定による誤差は平均値を取ることにより小さく出来る。制御誤差がガタによる動きよりも小さいのは、整復ロボットを動かすために入れた力は20N程度であるが、最大のガタを発生するのに必要な力は60N程度であったためである。骨片座標の原点はロボット座標の原点から780mmはなれたところで位置したところからX、Z軸のガタを見積るとX軸で1.4°、Z軸が0.5°である

骨幹部骨折モデルに対して提案した空間拘束パワーアシストモードで整復を行いその有効性を評価した。10回トライアルの平均は距離と角度いずれも2mm, 2°以下であったが、距離誤差が3mmを超えたトライアルが1件あった。そのときの角度誤差は他より優れており掛った時間も124秒で他より短い。これは術者がナビゲーションに表示される数値情報を見なく画像の情報だけを頼りに整復を行ったためだと考えられる。距離の誤差が多少大きいのはナビゲーションのレジストレーションの誤差によるもの、あるいは骨片間の干渉によるものだと考えられ、今後より詳しく検討する必要がある。

E. 結論

本プロジェクトでは骨折整復を安全で精確に支援する目的で骨折整復支援システムの開発を行った。整復ロボットの一部のハードウェアの改良、それに伴うソフトウェアの開発を行った。整復ロボットの動作モードで空間拘束パワーアシストモードを提案、骨幹部骨折モデルに対して有効性を評価した。

提案手法を用いた骨折整復後の骨片間の平均距離は 1.44mm 角度誤差では伸展、外転、内旋に対する角度の平均誤差がそれぞれ 0.35° , 0.53° , 0.23° であり、整復にかかった平均時間は 210 秒であった。これはシステムの臨床使用にあたり十分精確に整復できることを示す。さらに安全性を高める目的で球面トルクリリミッターの試作を行い、今後評価を検討している。

F. 研究発表

1.論文発表

なし

2.学会発表

(ア) Sanghyun Joung, Hongen Liao, Shinya Onogi, Mamoru Mitsuishi, Yoshikazu Nakajima, Nobuhiko Sugano, Masahiko Bessho, Satoru Ohashi, Takuya Matsumoto, Isao Ohnishi, Ichiro Sakuma, “Fracture reduction robot for safe and accurate fracture reduction of hip fracture”, 5th Asian Conference On Computer Aided Surgery. pp.91. 2009

(イ) Sanghyun Joung, Hongen Liao, Shinya Onogi, Mamoru Mitsuishi, Yoshikazu

Nakajima, Nobuhiko Sugano, Masahiko Bessho, Satoru Ohashi, Takuya Matsumoto, Isao Ohnishi, Ichiro Sakuma, “Force estimation acting on fixation screws for a safe direct fracture reduction”, 5th Asian Conference On Computer Aided Surgery. pp.115. 2009

(ウ) 鄭常賢, 廖洪恩, 小林英津子, 光石衛, 中島義和, 菅野伸彦, 別所雅彦, 大橋暁, 大西五三男, 佐久間一郎, “骨折整復支援ロボットの拘束動作の評価”, 第7回日本ロボット学会学術講演会, 2009

(ア) 鄭常賢, 小林英津子, 中島義和, 光石衛, 大西五三男, 佐久間一郎, “直達式骨折整復支援システムの開発”, 第6回医工連携研究会, 2009

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

なし。

3.その他

なし。

統計形状モデルを用いた骨の位置姿勢および形状の推定に関する研究

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、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。

A. 研究目的

舟状骨は、手首部分を構成する骨の一つである。舟状骨を骨折した場合、骨片にワイヤとスクリューを挿入し、骨片を固定する舟状骨骨折整復手術が行われる。現在、この手術において、手術の安全性向上と高精度化を目的として、舟状骨への術具刺入を自動で行う手術ロボットの開発が行われている。手術ロボットは術前に医師が立てた手術計画に従って動作を行うが、そのためには、手術ロボットが手術対象の患部の位置姿勢および形状を正しく把握しなければならない。手術ロボットに対する患部の位置姿勢を求める技術を一般にレジストレーションと呼ぶ。本システムではレジストレーションの一つである 2D/3D レジストレーション法を使用し、骨の位置姿勢を推定する。2D/3D レジストレーションは、術前撮影骨 CT 画像と術中撮影 X 線画像内の骨輪郭を対応付けすることで実現される。しかし、骨 CT モデル作成に必要となる X 線 CT の撮影は医療コストが高く、また患者の X 線被曝量が多いことが問題となっている。

高村らの研究において、X 線 CT を使用しない骨の位置姿勢推定手法が提案されている。この手法では骨 CT モデルに変わり統計形状モデルを使用し、2D/3D レジストレーションを

用いた骨の位置姿勢推定及び形状推定を同時に行う。統計形状モデルとは、複数の骨の形状から、一つの平均形状と複数の平均的な変形を記述したものである。この変形パラメータを変化させることで、各個人の骨形状を表すことができる。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した。

B. 研究方法

(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(図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。

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

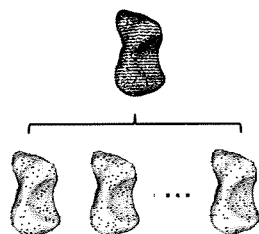


図1 Schematic diagram of proposed method

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。

(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による骨形状および位置姿勢推定の手順を以下に示す(図2)。

- 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。

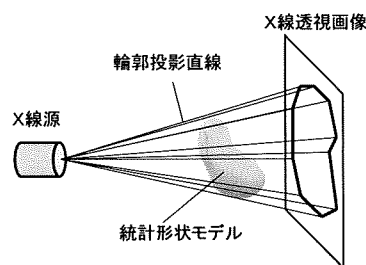


図2 2D/3D registration

(倫理面での配慮)
特になし

C. 研究結果

(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)のサーフェイスモデルを抽出し、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。

表1 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

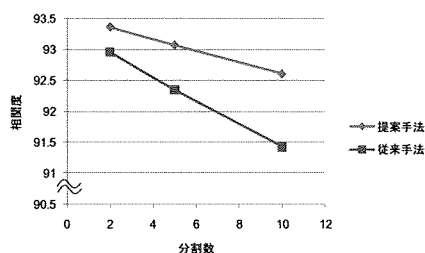


図3 Degree of correlation

表1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。

図3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。

(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。結果を表2, 3に示す。表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。

表 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

表 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

表 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

D. 考察

(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。

(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。

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。

F. 研究発表

1. 論文発表

2. 学会発表

[1] 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, 2009

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

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検証を行った。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を提案した。ピンの刺入精度は厚み 50mm の経皮的穿刺において 1.13mm であることを確認した。また、提案手法は従来手法に比べ整復精度が同程度となり、整復時間が半分以下になることを確認した。

A. 研究目的

大腿骨骨折，中でも骨幹部骨折の症例数は交通事故数の増加とともに増加している。大腿骨骨幹部骨折の整復手術では，特に侵襲性の少ない創外固定器による整復が多く用いられている。創外固定器による整復は X 線透視画像を確認しながら骨折した大腿骨に皮膚の上からピンを刺入し整復を行った後，創外固定器による固定が行われる。この手法では 2 次元の X 線透視画像を確認しながら整復計画やピンの刺入及び骨折整復を行うが，X 線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，ピンの刺入精度及び整復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，ピン穿刺精度及び整復精度の向上を目的とした手術支援システムの開発が求められている。

本年度は，骨折整復支援のためのナビゲーションシステムの提案・検証を行った。また，整復安全性の向上のために膝関節周りの筋骨格モデル化について検討を行った。

B. 研究方法

(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光を照射することで，図 1 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(図2)。そこでレーザ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(図3)。

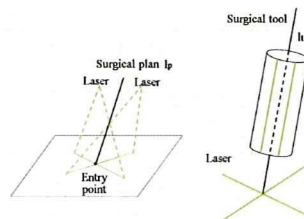


図1 Principle of the laser navigation system

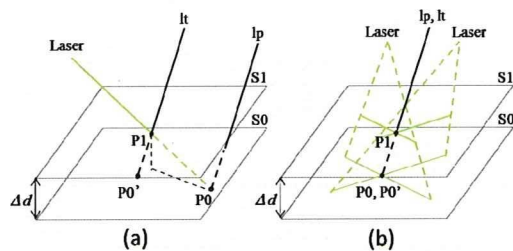


図2 Characteristic on percutaneous puncture
(a) single laser method, (b) dual laser method

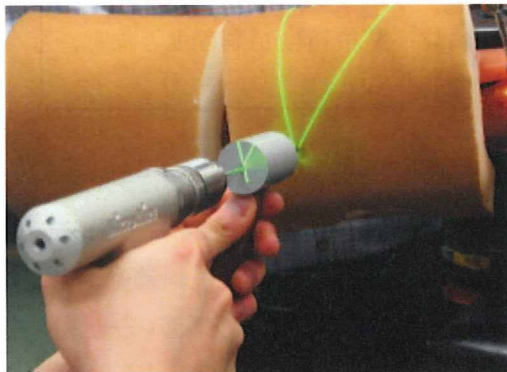


図3 レーザナビゲーションの様子

(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(図4)。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

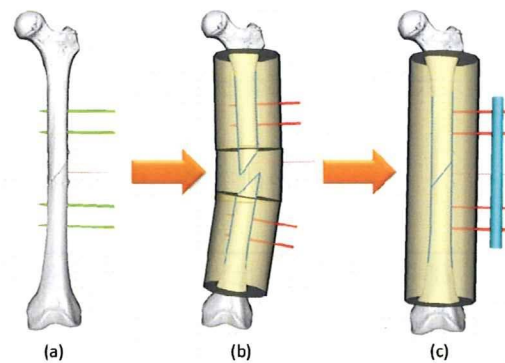


図4 Proposed method; (a) surgical plan, (b) percutaneous puncture using laser navigation system, (c) fracture reduction using joint-less external fixator

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の間隔を保つ

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。

(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) 大腿骨骨折整復術のための膝関節の筋骨格モデルに関する検討

大腿骨骨折整復ロボットを用いた整復が可能となり、術者への負担の減少及び手術時間の短縮が期待される。また、骨折整復支援システムでは、X 線透視撮影装置や光学式3次元位置センサの導入による骨片位置姿勢のモニタリングを行い、ロボットの整復動作を決定して

いる。しかし、安心・安全な医療のためには骨片位置姿勢のモニタリングのみでは不十分であり、安全性を高めるために、筋肉や靭帯などの生体組織の状態をモニタリングし、整復動作にフィードバックする必要がある。上記課題の解決法として膝関節に關係する筋肉および靭帯を力学モデルで表現することが挙げられる。そこで、カトルクから筋肉および靭帯の力学パラメータ推定について検討を行った。

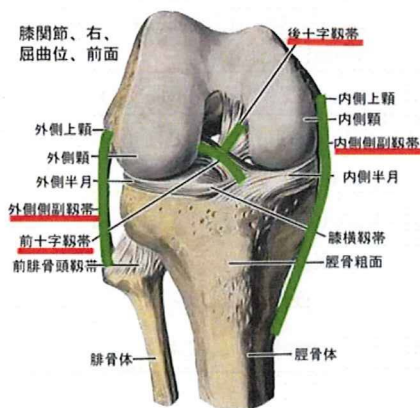


図5 膝関節

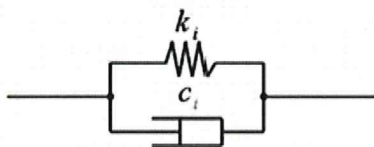


図6 バネ・ダンパモデル

一般的に弛緩時の筋肉・靭帯はバネ・ダンパモデルで表現可能であることが報告されている。そこで、本研究では個々の靭帯および筋肉について異なるバネ定数・ダンパ定数を有すると考え、個々の靭帯・筋肉における付着位置を考慮した力学モデルの構築を提案した。図5に示すように、膝関節には内側側副靭帯・外側側副靭帯・前十字靭帯・後十字靭帯の4本の靭帯がある。それぞれの靭帯が図6のように表現されるバネおよびダンパからなると考え

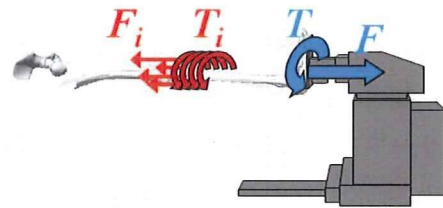


図7 足首における牽引力・回旋トルクと膝関節における牽引力・回旋トルクの釣り合い

られる。その時、個々の靭帯における力の釣り合いは、

$$F_i(t) = k_i(L_i(t) - L_i(0)) + c_i \frac{\partial L}{\partial t}$$

と表される。ここで、 F_i は張力、 L_i は長さ、 k_i はバネ定数、 c_i はダンパ定数である。一方、図7のように膝関節全体で見た場合も牽引力と靭帯における張力の和が釣り合っていることから、各靭帯における張力を

$$P_i = \xi_i \vec{e}_x + \eta_i \vec{e}_y + \zeta_i \vec{e}_z$$

とすると、

$$\begin{aligned} \text{牽引方向 } F(t) &= \sum \eta_i \left[k_i(L_i(t) - L_i(0)) + c_i \frac{\partial L}{\partial t} \right] \\ \text{回旋方向 } T(t) &= \sum (\xi_i \vec{e}_x - \zeta_i \vec{e}_z) \left[k_i(L_i(t) - L_i(0)) + c_i \frac{\partial L}{\partial t} \right] \end{aligned}$$

と表される。以上より、付着位置から η_i , ξ_i , ζ_i が得られ、測定した力/トルクと遠位骨片の位置・姿勢から k_i , c_i , L_i を推定することで、遠位骨片に伝達している力・トルクを算出することが可能となる。

提案する筋・骨格モデルの妥当性を評価するために、下肢大腿骨モデル(Type 1100, Sawbones Inc., USA)および靭帯・筋肉を模擬したゴムを用いて、推定パラメータの評価を行った。

(倫理面での配慮)

特になし

C. 研究結果

(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図8に示す。

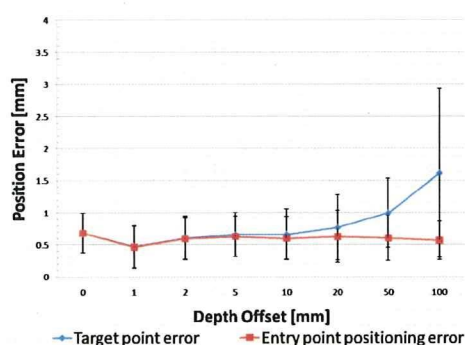


図8 Accuracy of tool guidance on depth error

(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) 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

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

Parameter	Mean \pm 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

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

Parameter	Mean \pm 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

片の角度誤差および骨折部の位置誤差を表1及び表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。

(4) 大腿骨骨折整復術のための膝関節の筋骨格モデルに関する検討

結果を表4に示す。実験から各靭帯に生じる張力およびその方向が推定できていることが確認された。

表4 カトルクの推定値と実測値の誤差と相関

	力		トルク	
	誤差[N]	相関	誤差[Nm]	相関
内旋時	5.5	0.28	0.046	0.99
外旋時	10.3	0.97	0.091	0.99
牽引時	34.4	0.83	0.47	0.95
牽引・外旋時	22.8	0.96	0.27	0.98

D. 考察

(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。

(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られる。

(3) テンプレート骨折整復に関する検討

従来手法である多関節創外固定器による整復精度は、位置誤差が 4.37 mm, 内旋, 前屈, 内反方向の角度誤差がそれぞれ 2.53° , 2.33° , 3.57° であった。また、提案手法である無関節創外固定器による整復精度は、位置誤差が 2.74 mm, 内旋, 前屈, 内反方向の角度誤差がそれぞれ 0.58° , 2.31° , 3.45° であり、提案手法においても従来手法と同程度の精度で整復が可能であった。提案手法では特に、大腿骨骨幹部骨折手術において重要な内旋, 外旋方向に関して高い精度であった。また、提案手法による整復の場合、従来手法による整復に比べて整復時間が短縮されていた。自由度が高くて微調整が困難である二関節創外固定器の代わりに微調整が容易な無関節創外固定器を用いたためと考えられる。

(4) 大腿骨骨折整復術のための膝関節の筋骨格モデルに関する検討

カトルクの実測値と推定値の全体の傾向が一致し、相関値も高かったことから提案手法の骨折整復適応への可能性が示された。有意な相関が唯一得られなかった内旋の牽引力に関して、内旋動作を行った際、側副靭帯が少し緩む傾向が見られ、ゆるみが原因であると考えられる。誤差の原因としては、ファントムに取り付けた靭帯ゴムが構造上接着部のずれが生じてしまうことが考えられる。

E. 結論

大腿骨骨幹部骨折整復手術へのレーザナビゲーションの適用可能性の検証として、レーザナビゲーションの経皮的な精度検証を行った。ピンの刺入精度が厚さ 50mm における誤差が 1.13mm であり、目標精度 1.5mm 以下であったので、厚み 50mm 程度までの経皮的な穿刺において有効であることを確認した。

新たなテンプレート骨折整復を提案し、レーザナビゲーションのピン刺入精度での有効性の検討を行った。ピンの刺入は平面上かつ平行に 1° 未満の精度であったことから、レーザナビゲーションを用いた無関節創外固定器による骨折整復が適用可能であることを確認した。また、骨折整復精度は従来法と同程度であり、整復時間は大きく短縮されたことから、提案手法が有効であることが確認された。

大腿骨骨折整復術のための膝関節の筋骨格モデルに関する検討では提案手法の大腿骨骨折整復手術への適応可能性が確認された。

F. 研究発表

1.論文発表

[1] 林成煥, 道家健仁, 小野木真哉, 中島義和, 光石衛, 佐久間一郎, 別所雅彦, 大西五三男, 中村耕三: “レーザーナビゲーションによる経皮的創外固定ピン刺入誘導の検討,” 日本コンピュータ外科学会特急査読

2.学会発表

[1] 道家健仁, 中島義和, 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, “人体筋骨格モデルに基づく知的医療システムに関する研究,” 生体医工学シンポジウム 2009, 2009.

[2] 林成煥, 道家健仁, 小野木真哉, 中島義和, 光石衛, 佐久間一郎, 別所雅彦, 大西五三男, 中村耕三, “経皮的穿刺のためのレーザーによる位置・姿勢呈示,” 日本コンピュータ外科学会大会, 第 18 回, 2009

[3] 林成煥, 道家健仁, 小野木真哉, 中島義和, 光石衛, 佐久間一郎, 別所雅彦, 大西五三男, 中村耕三, “レーザーを用いた創外固定器の設置支援に関する検討,” 日本コンピュータ外科学会大会, 第 18 回, 2009

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

医療機器開発推進研究事業
低侵襲・高精度骨折整復・治療支援システムの開発

分担研究者 荻田 達郎 東京大学医学部附属病院 講師

研究要旨 本研究は骨強度・骨折のリスクを非侵襲且つ高精度に定量評価できる診断装置の開発を行うことを目的とする。
人体に非侵襲であるエコーを利用し、骨強度判定を行う装置を開発した。
この手法 (echo tracking 法) は成人の脛骨では高い測定精度が得られた。
今年度においては、臨床測定に際し適切な荷重量と測定された変形量が有用であるかを確かめるため模擬脛骨を用い歪ゲージとの相関を評価した。その結果、本測定が健常脛骨に対し微小な荷重量である 2.5 N において日常生活レベルで生じる歪みを評価可能であることが示された。また、小型プローブにおいては臨床測定用にあらたに B 画像を取得可能なプローブを開発した。

研究目的

研究の目標は、さまざまな病態における骨強度・骨折のリスクを非侵襲且つ高精度に定量評価できる診断装置の開発を行うことを目的とする。

研究方法

これまで許容荷重量は主にレントゲン画像より類推し決定されるが、投影画像であるレントゲンは定性的評価であるため主観的な判断となることが多い。そのため早期荷重による再骨折や、過剰な免荷により骨萎縮を来すことも少なくない。許容荷重量は骨折部の骨強度に依るため、骨癒合部の骨強度評価が重要である。そこで、骨の変形を非侵襲・非接触に検出するため超音波エコートラッキング (Echo-Tracking: ET) 法により骨 (骨表面) の荷重にともなう変形を計測し骨強度評価を行う。ET 法は、組織からの RF (Radio Frequency) エコー信号の位

相を検出し、超音波の波長以下の精度で組織の微小変位を計測する技術である。我々はこの手法を用い、骨表面計測用の診断装置を開発し、基礎実験において 2.6 ミクロンの測定精度を実証した。臨床では、骨折部の近位部と遠位部にプローブを骨軸に平行に設置し、荷重に伴い生じる変位を各々 2 カ所で測定し、それぞれの変位量が作る角度の和を ET 変形角と定義し、骨の剛性評価を行う。

ET 法を用いた臨床測定において、骨の変形の検出精度と骨の強度を評価するのに十分な変形量を把握することは重要なことである。変形量は骨が弾性領域内で挙動する場合、荷重量に比例することになるが多大な荷重は被検者に疼痛を与えるだけでなく骨の塑性変形を来すことにもなり得る。しかし、荷重量が小さければ測定精度は低下し十分な強度評価が不可能となる。そこで、基礎実験では形状・材料特性を模した模擬脛骨 (SAWBONES、USA) を用い ET 計測の正確性と適切な荷重量を確かめた。

臨床測定方法を模し脛骨前内側面が上面にそして近位と遠位の脛腓関節面が支点となるように模擬骨を設置した。歪ゲージはゲージ長 2 mm のものを、3 点曲げの主軸で最大の歪が生じると考えられる脛骨前内側面の計測軸上に 4 箇所貼付した。ET 計測は脛骨前内側面計測軸上で荷重の近遠位部それぞれ 40 mm のスパンで計測を行った。加重はロードセルを用い毎秒 2 N にて 2.5 N の加重を行い歪計測と ET 計測の同時計測を行った。

また、これまで開発を行ってきた小型プローブについては狭小化した骨や骨幹端部の骨折症例では骨表面の検出が困難であることが臨床評価より明らかとなり、測定のための波形取得の際に B 画像の表示を必要とした。そのため、小型プローブの改良を実施した。そして、新たに開発したプローブを用い狭小化した骨や骨幹端部の骨折症例において ET 測定可能な波形が取得可能であるか臨床例で確認を行った。

(倫理面への配慮)

今回の研究で用いられる超音波はすでに臨床で用いられているものと周波数・音圧ともにかかわらず安全性は確立されている。また、検査の際に負荷される荷重は被検者が日常生活において常に受けている荷重より充分小さいものでありこの検査による骨への損傷は無く安全である。

検査に際しては対象者および対象者家族に口頭および文書を用いて説明を行い、十分に理解し同意を得られたもののみを対象とする。また、全研究を通して患者の個人情報情報は公開されない。

研究結果

模擬脛骨を用いた基礎実験では、骨表面に貼付した各歪ゲージで荷重に伴い圧縮方向の歪が生じ、2.5 N 加重では荷重部近傍で約 -80 micro strain の主歪が検出された。ET 計測では、2.5 N 荷重にて 0.0741 度の変形角が検出された。検出された ET 変形角と歪量を 5 N ごとにプロットし両者の関係を調べたところ歪計測と ET 計測ではいずれも相関係数 0.998 以上と非常に強い相関を示した。

小型プローブの改良においては術中用の小型プローブ (UST-536, ALOKA, 東京) を改良することにより長軸 31 mm の B 画像表示可能なプローブの開発に成功した。これにより脛骨長 300 mm の症例では理論上 208 mm が測定可能な範囲となる。また、これを用い ET 波形の取得を行った所、脛骨偽関節により遠位端が狭小化している症例と、骨幹端部の骨折に対するイリザロフ創外固定器症例において、鮮明な皮質骨表面の B 画像と ET 測定に十分な振幅を持つ波形取得が可能であった。

考察

模擬脛骨を用いた基礎実験では、2.5 N の荷重により荷重部近傍では約 -80 micro strain と小さな歪を検出可能であったが、先行研究においては生体脛骨の前内側面に歪みゲージを貼付し、歩行させた際に生じる歪み量は約 -400 micro strain であったとしている。ET 角と歪量には強い相関みられたことより ET 計測は日常生活動作レベ

ルの歪を高精度に検出可能であるといえる。

また、改良した小型プローブでは狭小化した骨や骨幹端部の骨折症例においても ET 測定が可能であるだけでなく本来の術中用プローブとして骨接合部の固定性を術中に簡易評価する手法としても応用できると思われる。

結論

臨床測定に際し、適切な荷重量と測定された変形量が有用であるかを確かめるため模擬脛骨を用い歪ゲージとの相関を評価した。その結果、本測定が健常脛骨に対し微小な荷重量である 2.5 N において日常生活レベルで生じる歪みを評価可能であることが示された。また、小型プローブにおいては臨床測定用にあらたに B 画像を取得可能なプローブを開発し、それにより狭小化した骨や骨幹端部の骨折症例において ET 測定可能な波形が取得可能であった。