

直達式骨折整復術用骨折整復支援装置に関する研究

56810 森本 顕二郎
指導教員 小林 英津子 助教授

The patients of femoral neck fracture are increasing as the result of aging society. In fracture reduction of femur, precise positioning of bone fragment hastens patient's recovery from surgery. Doctors have to operate accurately although fracture traction's load put excessive burdens on doctors. To solve the problem, we have developed a robot to assist the operation of fracture reduction. The robot can move accurately and assist in power. In this study, measurement instruments for fracture reduction force and fracture reduction path that have 6-axis force sensor and marker for optical 3D measuring device was created to obtain the basic data for direct fracture reduction robot. And a mode that limits operation to the coordinate system that had been fixed to the bone was mounted. The mode makes the robot's operativeness improve.

Key words: fracture reduction, power assist, computer assisted surgery

1. 緒 言

高齢者におこりやすい骨折のなかでも大腿骨頸部骨折は寝たきりとなる可能性の高い骨折である。社会の高齢化の進行に伴い骨粗鬆症の患者が増加すると、大腿骨頸部骨折の患者も増加すると予測されている。

大腿骨頸部骨折の治療法は外科的な手術によるものがほとんどである。手術では大腿骨の遠位骨片を牽引しながら位置決めし、ピンによって固定する。しかし、大腿筋などの周辺組織は整復のための牽引を妨げ、術者にとって大きな力が必要となることが負担となる。また、X線透視下で2次元の情報を用いて位置決めを行わなければならないため、術者の熟練が必要であり、手術を行うことで術者が受けるX線も問題である。

この問題に対し、先行研究^{1,2)}では骨折整復支援装置(Fig.1)の開発を行っている。ロボットを用いることで牽引をパワーアシストし、ナビゲーションシステムと組み合わせることで、骨片の位置決めを容易にすることができる。

先行研究の装置は足をブーツを介して把持し、牽引する。この牽引法は介達式と呼ばれ、患者への侵襲はないものの、足首や膝の関節の影響があるため大腿骨を動かすににくいという欠点がある。これに対して直達式の牽引法がある。直達式では大腿骨にピンを打ち、ピンに連結されたリングを持って直接大腿骨を牽引する。骨折整復術において術後の患者の歩行機能を向上させるには、折れた骨片を精確につなげ固定することが重要である

が、その点では直達式のほうが優れている。

そこで、本研究では直達式骨折整復支援装置の開発をする。



Fig. 1 Fracture Reduction Robot

2. 目 的

直達式骨折整復支援装置を開発するための基礎的なデータを収集するため、骨折整復力と整復経路の測定器を作成し、評価する。

また、骨折整復支援装置を直達式骨折整復術に対応させるため、駆動モードとして骨座標系での動作を実装し、直達式骨折整復術の利点である位置決めを容易さを生かせるようにする。

3. 骨折整復支援システム

骨折整復支援システムの構成を Fig.2 に示す。

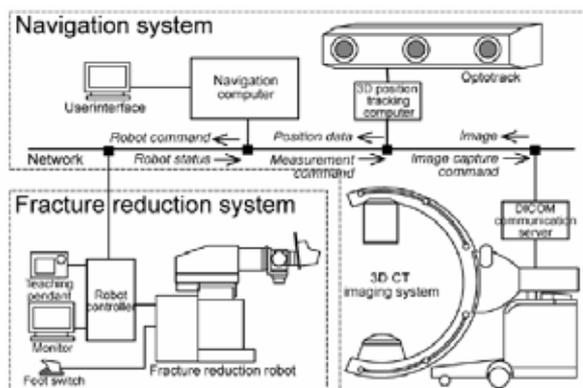


Fig.2 Support System for Reduction of Femur

術中の骨盤および大腿骨骨片の位置測定には X 線撮像装置 (Iso-C) を用い、骨折整復支援装置の手先位置、センサ位置ならびに Iso-C の位置については光学式 3 次元位置計測装置 Optotrak/Polaris (NDI, Canada) を用いる。Optotrak は、赤外線を反射あるいは発光するマーカを測定装置のセンサで感知し三角測量の原理によって、測定対象の位置姿勢情報を 6 自由度で計測することができる装置である。

手術ナビゲーションコンピュータは、位置計測装置から得た情報を元に、手術計画を立てロボットに指令を与えるものである。また、術者が手動でロボットを動かすときなどに骨片の状態を確認できるよう、骨片の位置関係を画像情報として表示する。

直達式骨折整復支援装置は、介達式骨折整復支援装置と同一の装置を用いる。リングを把持するための治具を取り付けると、骨片に固定されたリングを把持し、整復動作を行う。動作軸は並進 3 自由度と回転 3 自由度が一点でそれぞれ垂直に交わるようになっているため、運動学・逆運動学計算が簡単に計算できる。また、安全機構として牽引方向と回旋方向にフェイルセーフ機構を備えている。構造的には窪みに対して鋼球をスプリングで押さえつけるプランジャー方式を採用しており、過度な力が加わったときに鋼球が窪みから外れることで力を逃がす。機械的な構造による安全機構であるためソフトウェアによる緊急停止よりも信頼性がある。

OS にはリアルタイム OS である RTLinux Free 3.1 を用いた。ロボット制御用プログラムは 1Hz の周期で優先的に実行されるようになっており、

緊急停止指令など安全にかかわる指令にも 1ms 以上の遅延なく応答する。

また、手術タスクに応じて変更できるように、ナビゲーションからの整復指令に基づいて駆動するモード、術者が与えた力によって駆動するパワーアシストモード、手元の操作盤から与えられた一定量だけそれぞれの軸ごとに駆動するモードを備えている。

4 . 骨折整復力測定器

4 . 1 目的

直達式骨折整復術における骨折整復力・骨折整復経路を測るための測定器を作成し、その評価を行う。

4 . 2 骨折整復力測定器

骨折整復力測定器 (Fig.3) は直達式骨折整復術に用いられるリングの任意の位置に取り付けられ、6 軸の力センサ IFS67M25A50 - I40(定格 F_x, F_y [N]: 200; F_z [N]: 400; $M_x - M_z$ [Nm]: 13) と光学式 3 次元位置計測装置 (Polaris) のマーカを有している。

最大整復力は 40kgf を超えると予想されているが、このときに加わるモーメントを計測するには大きなセンサを用いる必要がある。しかし、センサの重さが骨に負担となることや、患部の近く設置するため小型にするべきだと考え、2 つのセンサを用いることで力を分散することとした。



Fig.3 Measurement Instrument for Fracture Reduction Force

4 . 3 予備実験

直達式整復術のリングに計測器の 2 つのセンサと、台に固定された別のセンサを取り付け静的な状態で力を加えた。測定器によって計算した力と、台に固定されたセンサの値を比較したところ、誤差は力で 300gf 以下、モーメントで 2000cmgf 以

下であった。リングの把持部に加わる力の推定最大値は 40kgf 以上であるので、モータの出力や安全機構の作動力を決定するために用いる最大牽引力を求めるためには十分である。

4.4 骨折整復術模擬実験

4.4.1 方法

大腿骨頸部骨折モデルを、X 線透視下で撮像することができる 2nd Generation Composite Bone(Sawbone 社,USA)にて作成した。モデル脚をカーボンベッドにベルトで固定し、直達式骨折整復術と同じように、ハーフピンとリングを取り付けた。骨折整復力測定器をリングに取り付けた後、Polaris を用いて、座標変換行列を求めた。模擬整復動作として、医師に骨折整復力測定器を用いて、X 線透視下にて模擬整復動作を行っていたき、手元の位置における力と位置姿勢を同時計測した。また、X 線透視装置の画像をビデオ記録した。

4.4.2 結果

力と位置の同時計測を行うことができた。医師の右手のセンサ位置軌跡を Fig.4 に、両手の力を右手位置のみで加えたとしたときの力の大きさを Fig.5 に示す。

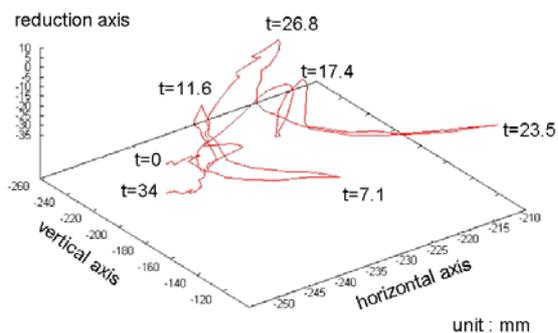


Fig.5 Trajectory of reduction

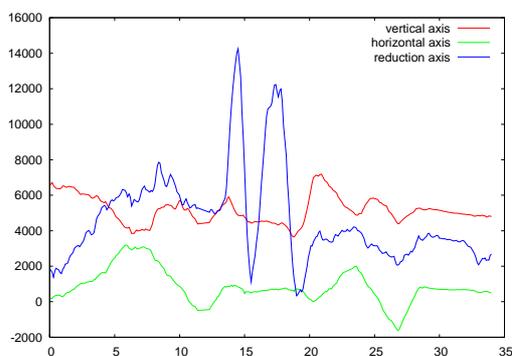


Fig.6 Reduction force

4.4.3 考察

モデル脚においても変位量と力に相関関係があることが見て取れる。たとえば $t=14$ 、 $t=17.4$ 辺りにおいて牽引軸に力を大きく加えたところがあるが、軌跡でも同じ時間帯にピークが見られる。今回の実験において作成したモデル脚は、骨のモデルと軟部組織のモデルからなっていたが、骨と軟部組織は物理的に接触してはいるものの実際の筋肉のように付着しているものではない。そこで、牽引時・回旋時の骨片の動きは、牽引時こそ実物と似た動きをすると、医師に評価をいただいたものの、回旋時には、本来遠位端骨片の回旋に従って追従する様に動く近位骨片がほとんど動かないという指摘を受けた。また、力の大きさについてはモデル脚による値はまったく参考になるものではない。今回は臨床での状況とあわせるため骨折部位が見えないモデル脚を用いたが、今後骨折整復支援装置にて実験する上で用いるモデル脚は、牽引時の力の大きさと骨片の動きを実物に似せたものを作成するべきである。

5. ロボットの駆動方式

5.1 目的

ロボットの駆動軸と骨片の長軸とを精確に合わせてセッティングすることは困難であるが、介達式骨折整復術においては、皮膚や膝などの関節を通して牽引したため、多少の軸のぶれは関節に吸収されあまり問題とならなかった。

しかし、直達式骨折整復術においてロボットの先と遠位骨片とを固定したとき、ロボットの牽引軸と骨片の長軸とを精確に一致させることができないことは問題となる。直達式においては直接骨片を動かすため、牽引方向のみに骨片を動かしたいときに、ロボットの牽引軸方向のみに動作をするような指令を与えると、骨の長軸方向には動作しない。特に、骨片の姿勢を変化させるために、ロボットの回転軸のみを駆動した場合、本来動かしたくなかった骨片の位置までもが大きく動いてしまうという問題がある。

そこで、介達式骨折整復支援装置ではロボットの駆動軸に従って制限をかけることができたパワーアシストモードを、直達式骨折整復支援装置では、骨に固定された座標系にしたがって制限できるように変更する必要がある。

5.2 方法

センサの位置、ロボットの先位置、骨の座標

系の位置を3次元位置計測装置にて計測する。センサで計測した力を骨で加わったとしたときの力に換算する。駆動させない方向の成分は0とした後、式(1)より、骨の目的位置を求める。

$${}^{bone}\mathbf{T}_{bonegoal} = \begin{bmatrix} k_x k_z vt + ct & k_x k_y vt - k_z st & k_x k_z vt + k_y st & {}^{bone}f_x \\ k_x k_y vt + k_z st & k_y k_y vt + ct & k_y k_z vt - k_x st & {}^{bone}f_x \\ k_x k_z vt - k_y st & k_y k_z vt + k_x st & k_z k_z vt + ct & {}^{bone}f_x \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

ただし $\mathbf{k}=[k_x, k_y, k_z]^T$ は骨座標系でのモーメントを正規化したものであり、 $vt=1-ct$ である。

次に、式(2)によりロボットの手先の目的位置が計算できる。

$${}^r\mathbf{T}_{rgoal} = {}^r\mathbf{T}_r \cdot {}^r\mathbf{T}_{bone} \cdot {}^{bone}\mathbf{T}_{bonegoal} \cdot {}^{\mathbf{T}}_{bone}{}^{-1} \quad (2)$$

後は逆運動学計算によりロボットの手先位置が求まるので現在位置との差をモータの速度指令値として入力する。

5.3 結果

並進移動に関しては進むべき方向ベクトルと実際に進んだ方向とに5degree程度のずれが生じていた(Fig.7)。また、回転移動時は骨の座標系は姿勢のみ変化し、位置は変化しないはずであるが、姿勢が30degree程度変化したとき、位置は15mm程度ずれていた。

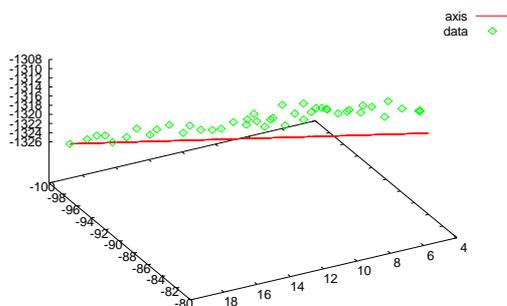


Fig.7 Theory line and experiment value of translation motion

5.4 考察

誤差の原因として、光学式3次元位置計測装置のマーカとロボットの手先の位置関係の誤差が最も大きい影響を与えたと考えられる。たとえばマーカが1mmずれていたとしたら並進動作には影響がないものの、回転中心はそのまま1mmずれてしまう。また、マーカが1degree傾いていたとしたら、ロボットの手先と骨片は400mm以上離れているため、ロボットの手先座標系による骨片

の座標系の位置は7mm程度の誤差を含んでしまう。この誤差が、並進軸と回転中心のズレの主なものであると考えられる。

骨折整復術においては、骨片間距離が0.5から1mm程度のとき仮骨の形成が早いという研究[3]があることから、骨折整復支援装置の誤差は1mm以下であることが望ましい。角軸ごとには1μm、1μdegreeの精度があるのでこれは可能なはずである。そこで、今後より精度を上げるには、まずはロボットの先端原点の位置姿勢を正確に計測すべきである。その上で、回転移動の精度を上げるには、はじめの骨座標の位置を記録しておき、毎回現在の骨座標系の位置と比較・補正するフィードバックをかけるべきである。

6. 結論

直達式骨折整復支援装置の仕様を決めるため用いる、骨折整復力・整復経路の測定器を作成し、その評価を行った。そして、リングのたわみなどの誤差の要因を含んでいても、牽引力の大きさに比べ誤差の値が十分小さいことを確認した。また、モデル脚に対して、模擬整復実験を行い、力と位置の同時計測ができることを確認した。

直達式骨折整復支援装置については、骨に固定された座標系の軸に動作を制限するモードを実装し、評価した。現在は誤差が大きいが、キャリブレーションやフィードバックを行い、最適化すれば直達式骨折整復術における装置の操作性をあげることができると考えられる。

参考文献

- 1) 石塚達也,他: "大腿骨骨折整復支援ロボットの開発", ロボティクス・メカトロニクス講演会'03 講演論文集, 2P2-2F-D4, 2003
- 2) Mamoru MITSUISHI, et al.: "Development of a Computer-Integrated Femoral Head Fracture Reduction System", Proceedings for the 2005 IEEE International Conference on Mechatronics, 834-839, 2005
- 3) 山路哲生,他: Dynamization の仮骨形成促進、整形・災害外科 Vol45, No4, p305-310, 2002