

コンピューターガイド下肢関節手術

大阪大学大学院医学系研究科器官制御外科学講座

菅野 伸彦、大園 健二、西井 孝
坂井 孝司、原口 圭司、米延 策雄

大阪大学大学院医学系研究科附属バイオメディカル教育
研究センター機能画像診断学研究部

笹間 俊彦、仲程 啓、余田 真人
佐藤 嘉伸、田村 進一

大阪大学大学院医学系研究科応用医工学講座

越智 隆弘

はじめに

近年、手術を行っている位置や方向を術中 X線を使用せずに認識測定するためのコンピューターナビゲーション技術が整形外科領域でも応用されるようになってきた。赤外線センサーや磁気センサーを用いたシステムはいずれも術前手術を行う部位の CT または MRI 撮影を行い、CT または MRI 画像から骨格の 3 次元表面モデルを作成し、3 次元的な手術計画をたて、手術室で骨格にマーカーをつけて動きを追跡しながら骨格の位置入力を行い、表面形状をもとにコンピューターモデルとの位置合わせ (Registration) を数学的に行うものが多い。この Registration を行えば、マーカーがずれない限り、手術対象物である骨に対して、screw を入れたり、人工白蓋を設置したりする操作の位置や方向を正確に認知表示させることができる。これらのコンピューターナビゲーションの精度は、Registration の精度に依存しており、Regis-

tration の精度に影響する条件を検討し臨床的に適切な各種条件を明らかにすることは重要である。

ここではわれわれが開発した Optotrak を使用した股関節手術ナビゲーションシステムの精度を実験的に評価し、臨床的に適切な Registration 法を確立したので報告する。

材料と方法

乾燥遺体骨盤および大腿骨に精度評価用の位置指標として高精度球体 (アルミナセラミクス、直径 28cm、真球度 1 マイクロメートル以下) を接着した。ヘリカル CT で撮影した画像より、骨盤と大腿骨の表面モデルを作成した。ヘリカル CT は、画像の解像度及び被曝量に関する撮影時のスライス厚と、画像の解像度に関する再構成画像間隔を調整することができる。高精度のモデルを作成するためには、小さい撮影厚と再構成間隔が適

当と推測できるが、撮影厚を小さくすると被曝量（侵襲性）を増すことになる。撮影は
 《CT1-1》 1mm 厚撮影 1mm 間隔再構成
 《CT3-1》 3mm 厚撮影 1mm 間隔再構成
 《CT3-3》 3mm 厚撮影 3mm 間隔再構成
 《CT5-1》 5mm 厚撮影 1mm 間隔再構成
 《5CT-5》 5mm 厚撮影 5mm 間隔再構成
 の5つの条件について行なった。

撮影した CT 画像に適切な閾値を与えて骨領域を抽出し、マーチンキューブ法により表面モデルを作成した。作成時に与える閾値の選択によってモデルには変化があり、低い閾値（約 100 以下）では付随するノイズが多く、また、高い閾値（約 250 以上）ではモデル表面に欠落が認められた。このため本実験では、

- 《TH100》 閾値 100
- 《TH150》 閾値 150
- 《TH200》 閾値 200
- 《TH250》 閾値 250

の4つについてモデルを作成した。

実際の手術では、対象骨は呼吸などにより常に制止していないため、その運動の追跡が必要となる。われわれのナビゲーションシステムでは、対象骨に対して3次元位置センサー OPTOTRAK の LED マーカを設置し、これを指標として対象骨の位置姿勢を追跡しながら OPTOTRAK 専用ペンプロープによ

り骨表面の3次元点データを計測した。

Registration とは、術前に作成したモデルと術中の対象骨との間に対応点群を想定し、それらより両者の位置姿勢差を求めモデルと対象骨とを重ね合わせる作業である。われわれのシステムでは最小2乗法による ICP (iterative closest point) アルゴリズムを利用する。これは Registration においては非常に一般的な手法で、(3次元位置センサによる)3次元点データの最近傍にある(CT画像による)3次元表面モデル上の点を対応点と想定して仮 Registration を行ない、これを反復計算させていく方法である。計算毎に対応を取り直し、対応点間の距離の2乗和が最小になるように位置姿勢を変更していく。われわれのシステムでは反復計算を始める初期値については、特徴的な初期4点の対応関係を与えて計算した。反復計算回数は200回とした。

高精度のレジストレーションを行なうには、より広範囲な取得領域を利用するのが適当と推測できるが、それは切開範囲を広げ侵襲性を増すことになる。取得領域は(図1a, b)、
 (Area A) 術中に平易に取得できる通常の術野領域 (= (zone A'))
 (Area B) 術中に取得できる術野の辺縁までを加えた領域 (= (Area A) + (zone B'))
 (Area C) 通常の手術では取得できないが、

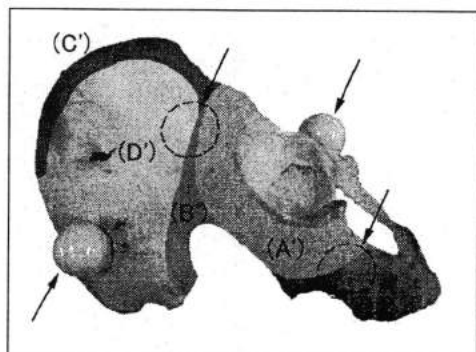
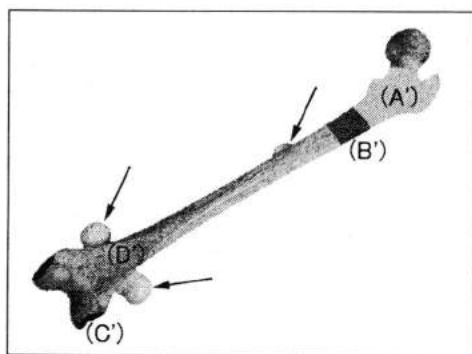


図1. 大腿骨側(左)と骨盤(右)の表面データ取得領域の分類

術野とは別に浅い切開範囲を設ければ取得できる部分まで加えた領域 (= AreaB) + (zone C')

(Area D) 患者への侵襲性の非常に高い、深い切開範囲を設ければ取得できる部分まで加えた骨の全表面領域 (= Area C) + (zone D') の4つの領域について行なった。また、実験には一様に 1000 点以上計測した表面点より各領域ごとに

- (P10) 10 点
- (P30) 30 点
- (P50) 50 点
- (P70) 70 点

をランダムに選択し、これを取得点として用いた。取得点数が多いほど高精度になることが推測できるが、実際の手術においては厳密に骨表面を取るための術者への負担は大きく取得点数を増やすのは容易ではない。

以上のそれぞれの条件について 20 セットを用意して実験を行った。

乾燥遺体骨に取り付けた高精度球体の球中心の位置を指標として精度評価を行った。乾燥遺体骨に取り付けた各球体の表面を Optotrak により一様に 1000 点取得し、最小二乗法により各球体中心を求める。こうして得た療法の球体中心を指標として位置誤差

を算出し、各球体中心間のベクトルを指標として角度値と計算値の平均との差、ばらつきは計測値とその平均との PMS (Root Mean Squate) と定義した。

ICP アルゴリズムを基にした表面モデルの Registration は、最初に概算で与えた 4 点の対応の狂いによっては Registration 結果が意図しない極小解へと収束することがある。本実験では 20 セットの計算のうち平均して 2 セットほどそのような極小解への収束があったため計算結果で精度の悪かった 3 セットは、はずれ値 (outlier) として除去し、合計 17 セットの統計処理結果で精度評価を行った。

結果

術後 CT 画像撮影条件の精度への影響は図 2 に示す。他の条件はモデル閾値 < TH150 >、取得領域 (Area B)、取得点数 (P30) とした。骨盤では術前画像の撮影厚と再厚生間隔の変化と位置精度はほぼ比例しており、撮影厚や再厚生間隔の小さいほど精度の高いことが確かめられた。大腿骨では、撮影厚と再構成間隔ともに 5mm である時を除きほぼ同じ精度という結果が得られた。

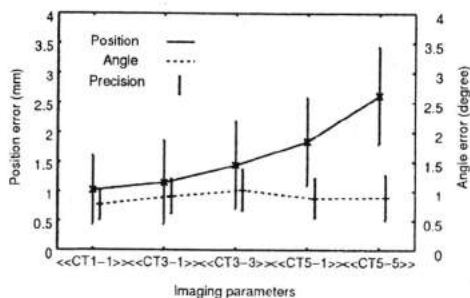
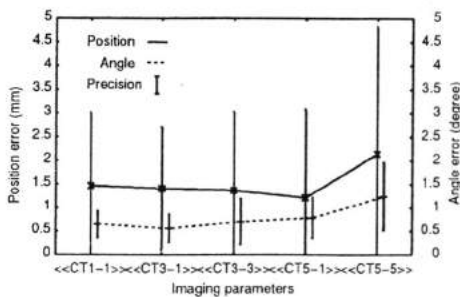


図2. 大腿骨側 (左) と骨盤 (右) の CT パラメータによる精度への影響

表面モデルを作成する閾値の精度への影響を図 3 に示す。他の条件は影響条件《CT3-

1》、取得領域 (Area B)、取得点数 (P30) とした。閾値が < TH100 > の時の表面モデ

ルにはノイズが付随しており、これにより精度が低くなっていた。その他の時は閾値が高くなるにつれ高精度となるが有意な差はなかった。

術中取得領域の精度への影響を図 4 に示す。他の条件は撮影条件《CT3-1》、モデル閾値〈TH150〉、取得点数〈P30〉とした。術中取得領域は中心領域に合わせ辺縁部まで含めるとわずかに精度が高くなるが、それ以上に取得領域を広げても必ずしも精度の向上

につながらないことが判った。

術中取得点数の精度への影響を図 5 に示す。他の条件は撮影条件《CT3-1》、モデル閾値〈TH150〉とした時の取得領域 (Area B) と (Area D) の角度精度である。取得点数が充分であれば (Area B) よりも取得領域の広い (Area D) の方が精度が高くなることが確かめられた。また取得点数が増すことにより、ばらつきが小さくなることが確かめられた。

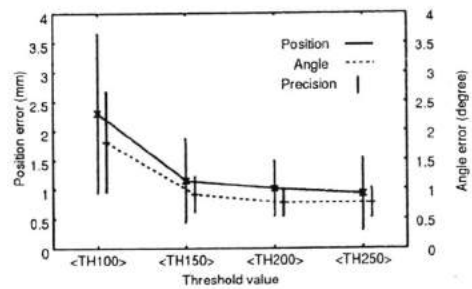
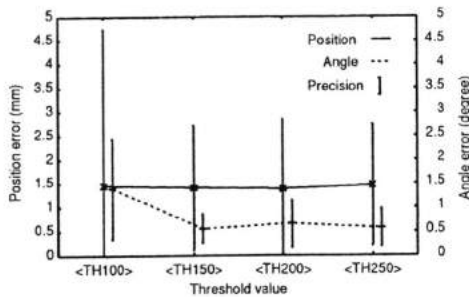


図 3. 大腿骨側 (左) と骨盤 (右) のモデル作成の画素値の閾値による精度への影響

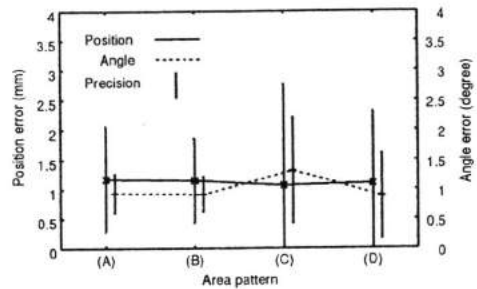
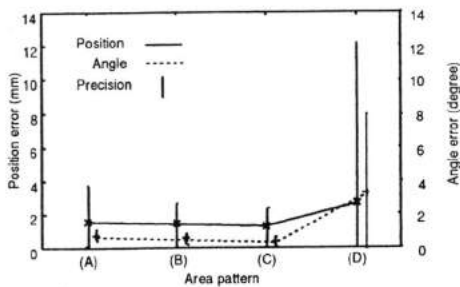


図 4. 大腿骨側 (左) と骨盤 (右) の表面データ採取領域による精度への影響

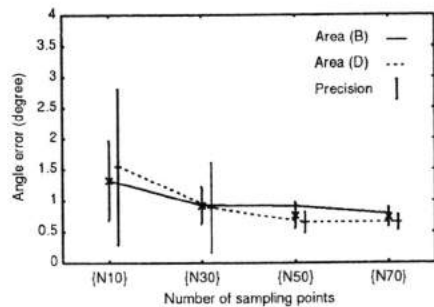
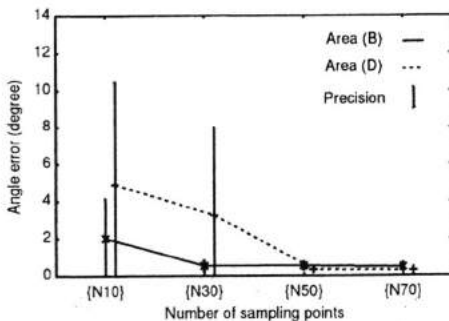


図 5. 大腿骨側 (左) と骨盤 (右) の表面データ採取点数による精度への影響

撮影条件《CT3-1》、モデル閾値〈TH 150〉、取得領域 (Area B)、取得点数 (P30) の条件における精度は、骨盤で偏り 1.2mm、0.9 度 (ばらつき 0.7mm、0.3 度)、大腿骨で偏り 1.4mm、0.6 度 (ばらつき 1.3mm、0.3 度) であった。

考 察

ロボドックでは Registration のために基準となるマーカを設置してから画像を撮像し、これを頼りに Registration をすることで偏り 0.5mm 以下という高精度を達成している。しかしこの方法では高精度を達成するために骨に対して直接マーカを必要とせず、その大腿骨における精度は偏りで 1.4mm であり、マーカを設置した場合に比べ低精度であるが臨床的には十分な精度を達成した。

上述のようなマーカを必要としない表面モデルによる Registration について様々なアルゴリズムが提案され、その精度について報告されているが、実際に CT 画像から作成したモデルの精度や人体骨を使用しての精度検証についての報告は少ない。表面モデルによる Registration はモデルの精度や対象の形状の特徴などに依存する部分が多いと推測されるため、実際の臨床条件に合わせた実験は重要である。

CT 画像の撮影条件については、撮影厚が小さいほど高精度になったが、骨盤に比べ大腿骨ではその傾向は顕著ではなかった。これは大腿骨の形状が極めて円筒に近く本実験における撮影方向からでは撮影厚に影響を受けにくい形状だったためと推測できる。また同じ撮影厚の場合は、小さい再構成間隔のほうが高精度であった。被曝量 (侵襲性) は再構成間隔に依存しないため、低侵襲を維持しながら精度を高くするためには小さい再構成間隔を使用する方がよいことを確認した。

表面モデルを作成する時の閾値は画素値の高い方が良いが、表面モデル上に目視でそれと判るノイズのない場合はそれほどの精度差がないという結果が得られた。

術中データに関しては、取得領域を変更して行なった実験の結果、術野の辺縁領域まで取得とした時の方が高精度だが、それ以上に切開範囲を広げて取得しても精度向上はそれほど大きくないことを確認した。また、術中取得点数が多いほど高精度になったが、30 点で十分に臨床適用できる精度が得られた。

これらの条件でのレジストレーション精度は骨盤で偏り 1.2mm、1.9 度 (ばらつき 0.7mm、0.3 度)、大腿骨で偏り 1.4mm、0.6 度 (ばらつき 1.3mm、0.3 度) であり、臨床適用可能な精度であることを確認した。