

外科手術支援システム研究の 現状と将来展望

Computer Aided Surgery : Current Status and Future Directions

佐藤嘉伸



Abstract

医用画像を用いた外科手術の計算機支援画像誘導技術を概説する。①手術前（術前）に撮影される医用画像からの患者三次元モデル再構成・手術計画，②手術中（術中）における，三次元位置センサと超音波・内視鏡・X線透視などの術中画像を用いた物理空間の患者と術前三次元モデルとの位置合せ・変形推定，③それらの精度解析法について，医用画像機器・手術という応用対象の特性に適応した手術支援特有の要素技術を，具体的なシステム例の紹介を交えながら述べる。最後に，臨床適用と技術開発を両輪とする手術支援システムの体系的開発について展望する。

キーワード：手術ナビゲーション，医用画像，三次元画像解析，複合現実感，位置合せ

1. ま え が き

1980年代から，外科手術支援システムの研究開発が行われ始め⁽¹⁾，現在では，医工融合研究の代表ともいえる“コンピュータ外科(Computer Aided Surgery)”と呼ばれる研究分野が形成されるに至り，画像解析及び複合現実感技術を応用した手術支援システムの研究開発が盛んに行われている。

この分野の究極の目標は，①手術前（以後，“術前”と略す）の三次元医用画像を用いて，患者体内の臓器形態・動態・病態・生理機能・物理特性などの生体情報を統合した患者三次元モデルを復元し，②患者三次元モデルを用いて，客観的・定量的評価基準に基づく最適手術計画を自動的に立案し，③手術シミュレーションによる手術リハーサルをコンピュータ上で行い，④手術中（以後，“術中”と略す）には，仮想空間における術前患者三次元モデル・手術計画を実空間の患者とシームレスに融合し，⑤更に術中画像及び三次元位置センサ（モーションキャプチャ装置）などの情報を用いて，術中の患者の動きや変形を実時間解析し，仮想空間の患者モデルを更新する，といったシステムを実現することにより，様々な生体情報の体内三次元分布・手術計画を自在に透視・選択表示し，手術による傷口を最小限にしながら正確な

手術を行えるよう，外科医の能力を増強することである。本稿では，この分野の技術動向及び今後の方向について概観する。なお，コンピュータ外科研究においては，表示デバイス，生体力学，センサ工学，ロボット工学など機械工学的側面も重要であるが，本稿では，画像解析，空間データ解析などの情報・システム工学的側面に焦点を絞って述べる。

2. 手術支援システムの基本構成

図1に手術支援システムの一般的な処理形態，表1に手術支援において用いられる主な医用画像を示す。術前に，X線CT(Computed Tomography)やMR(Magnetic Resonance)装置^(注1)で患者の三次元画像を撮影し，それらの画像から再構成された三次元モデル上での手術計画を行う。術中に，三次元位置センサ及び超音波画像，内視鏡画像，X線透視画像など術中画像などを用いて，実空間の患者と術前三次元モデルとの位置合せを行う。これにより，術前・術中情報を統一された座標空間において表現し，統一空間中で，手術器具（以後，“術具”と略す）の位置など術中情報を提示することが可能になる。更に，術

(注1) X線CT装置がX線吸収係数という単一物理量の分布を画像化するのに対して，MR装置では撮影プロトコルを変更することにより，水素原子核の状態を反映した異なる物理量の分布を画像化し，様々なコントラストをつけることが可能である。一方，X線CT装置は，MR装置に比べ，高速撮影が可能であり撮影時に息止めが必要な胸部・腹部において，格段に解像度の良い三次元画像が得られる。

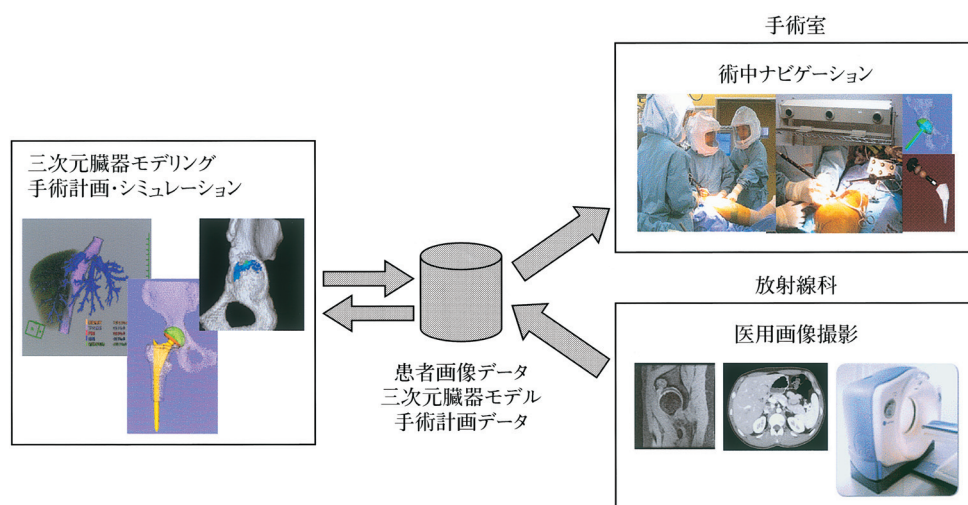


図1 手術支援システムの基本構成

表1 手術支援に用いられる主な医用画像とそれらの特性

画像機器の種別	画像形式	画素値の物理意味	手軽さ・実時間性	人体への有害性
X線 CT	三次元画像	X線吸収係数	△	X線被ばく
MR	三次元画像	水素原子核の状態	△	なし
超音波	二次元断層像	反射超音波強度	◎	なし
内視鏡	二次元投影像	反射光強度	◎	なし
X線透視	二次元投影像	X線吸収係数積算値	○	X線被ばく

中画像を用いて、術前モデルの変形補正・術中の患者三次元モデル再構成を行い、統一座標空間に反映・統合する。

手術支援において、基本となるデータ解析技術は、三次元モデル復元を行うための画像からの対象臓器・組織に対応する領域の抽出(segmentation)、及び、統一座標空間への統合や変形補正などを行うための位置合せ(registration)に分類される。これらは、コンピュータビジョンやロボット工学などの分野で培われた技術をベースとしているが、医用画像撮影機器、医用画像データの形式と物理的意味、人体臓器、手術環境などの特性に適合した独自の基盤技術として発展している部分も多い。3.以降では、これらの要素技術の研究動向について述べる。

3. 体内三次元モデル復元

術前解析の最初のステップは、医用画像から、三次元画像解析により、手術対象及びその周辺の臓器・骨格・血管、病変に対応する領域を抽出し、三次元モデル化することである。術前解析の研究開発は、X線CTやMR画像撮影装置の発展にも大きく依存しているので、以下では、それらの開発動向も含めて述べる。

3.1 術前三次元画像の獲得

近年、X線CTやMR断層像の高速三次元撮影の技術

が進み、臨床医学^(注2)における三次元画像の利用が急速に普及している。特に、X線CTに関しては、この数年、高速スキャン技術が飛躍的に発展し続けている^(注3)。従来、CT画像は、体軸方向のスキャン速度の制約から、長時間の固定が可能で撮影に十分な時間をかけられる頭部などに関してのみ、十分な断層像間(z軸方向)の解像度を得ることが可能であった。近年の高速スキャン技術により、患者が息止めをしている間(20秒程度以内)に撮影を完了しなければならない胸部・腹部に関しても、断層面内(xy-面内)解像度とほぼ同等の断層像間(z軸方向)の解像度を得ることが可能になってきており、胸部・腹部の手術支援応用の可能性が拡大している。医用三次元画像において、3軸の“等方性”解像度の画像撮影が、最近ようやく普及し始め、真の三次元画像解析の扉が開かれたといえる⁽²⁾。

(注2) “臨床”は“実際の患者の診断・治療に直接役立つ”という意味である。研究レベルにとどまらず、臨床面での普及がポイントである。

(注3) X線CT撮影において、1990年ごろにらせん(helical)スキャンと呼ばれる断層像の“連続”撮影の技術が確立された。更に、1990年代後半に多列検出器CT(MDCT: Multislice-Detector CT)あるいはマルチスライスCT(MSCT: MultiSlice CT)と呼ばれる“複数断層像同時”撮影の技術により、複数断層像の連続撮影が可能になり、断層像間(z軸方向)解像度を十分に確保した高速スキャンが行えるようになってきた。最新機種が多列検出器の列数は、1998年の4列から、2004年には64列に増加し、今後も更なる多列化による超高速化スキャンが可能になることが予想される。

3.2 術前三次元画像の解析

CT や MR 装置により得られる医用三次元画像では、データ形式と物理的意味において、以下の2点の性質がある。

- ① 密な三次元配列データであり、数学的に三次元連続関数の立方格子標本データとして取り扱える。
- ② すべてのボクセル値がそのボクセルに対応する組織特性を直接反映した物理量（例えば、X線吸収係数）であると仮定できる。

医用画像は、以上のような数学的に二次元画像の次元拡張として定義される三次元画像データの最も主要な供給源であることから、三次元画像解析の重要な応用分野であるのみならず、その理論基盤構築に強い動機付けを与えている。医用画像への応用を通して、統計的分類法、細線化・薄面化手法、多重解像度特徴強調フィルタ、レベルセット法などを含む Deformable model の基礎手法構築及び精緻化が進められている。また、単一の三次元画像の処理だけでなく、異なるコントラストを持つ異種三次元画像（例えば、CT と MR 画像）間の剛体及び非剛体位置合せ手法の整備が進められている。これら最新成果は、文献(3)にまとめられている。

図2に術前モデル復元の例⁽⁴⁾を示す。この例では、造影剤を用いて撮影された複数コントラストパターンを持つ多時相三次元 CT 画像(図2(a))^(注4)から、肝臓領域、3種類の血管（動脈、静脈、門脈）を抽出して三次元モ

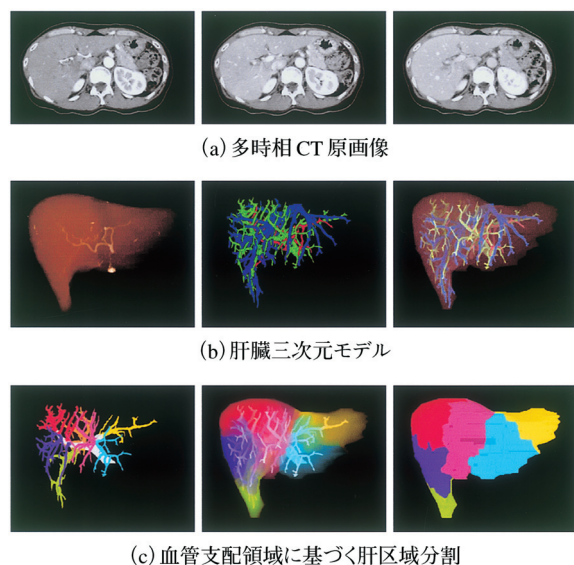


図2 肝臓手術計画のための CT 画像解析⁽⁴⁾

(注4) X線 CT においても、X線吸収係数の高い造影剤と呼ばれる薬剤を血液中に循環させ、異なる時相で撮影することにより、循環状態の違いによって血管や内臓に、複数パターンのコントラストを付けることが可能である。これら異なるコントラストの画像は、光学画像のマルチスペクトル画像と同様に位置付けることができる。

デル復元を行い(図2(b))、更に、手術計画に有用な肝区域と呼ばれる領域に分割している(図2(c))。まず、ある一つの時相の三次元画像で Deformable model の一種である live-wire⁽⁵⁾を用いて、肝臓領域を抽出した。各血管はそれぞれ異なる時相の三次元画像で描出されており、これらは、異なる息止め状態で撮影されているので、互いに変形・移動の影響を受けている場合も多い。その場合、変形・移動補正のため、相互情報量を類似性尺度に用いて⁽⁶⁾、非剛体位置合せ⁽⁷⁾を行う(図2では行っていない)。血管の抽出に関しては、多重解像度線状特徴強調フィルタ⁽⁸⁾を適用した後、2値化処理を行った。更に、手術の切除範囲の決定に有効な「肝区域」と呼ばれる血管（門脈）支配領域を血管構造のボロノイ線図に基づき決定した⁽⁹⁾。図2は、以上の処理により得られたものである⁽⁴⁾。

3.3 統計的形状モデルの臨床応用

三次元モデル復元に関する最近の注目すべき動向は、統計的形状モデル⁽¹⁰⁾の臨床応用研究である。過去に復元された大量の三次元形状モデルの統計解析（主に、主成分分析）を行い、各患者間で異なる多様な臓器形状を、平均形状と少数の主成分（変形成分）パラメータにより表現しようという試みである。脳、骨格、心臓、肝臓などの対象に対して、統計的形状モデル構築の研究がなされている。ここでは、整形外科手術支援における統計的形状モデルの利用について述べる。股関節の整形外科手術においては、術前の三次元 CT 撮影は、研究志向の一部の先端病院では行われているが、まだまだ一般的ではない。手術中に三次元位置センサのディジタイザを用いて獲得した骨表面の三次元点データや二次元 X 線画像、あるいは、超音波断層像と、対象骨の統計的形状モデルを照合することにより、変形成分パラメータを推定し、CT 画像を撮影することなく三次元モデル復元を行う。最近の研究では、術中に撮影した少数の超音波断層像と大腿骨統計的形状モデルを照合することにより、許容精度での三次元形状復元が行える可能性が示唆されている⁽¹¹⁾。

4. 術中座標系統合

4.1 位置合せ処理

術中ナビゲーションに求められる機能を一言で述べれば、「術前、術中に得られる様々な医用画像及び計測データを時空間的に正確に位置合せされた形で統合表示を行うこと」である。位置合せ処理は、ここでは、三次元位置計測、事前校正、画像・パターン照合などにより、座標系間の変換（写像）を決定する処理と定義する。位置合せすべき主な対象（すなわち、それらの座標系）は、三次元 CT・MR、二次元 X 線投影、内視鏡、超音波など

の各画像，患者臓器，手術器具，三次元位置センサなどである。

術中に外科医が手動操作を行う内視鏡，超音波プローブ，移動型二次元 X 線装置，及び，手術器具に関しては，三次元位置センサのマーカ群を取り付けた後に事前校正を行い，マーカ群剛体運動の実時間追跡により位置合せを行うことが多い．事前校正に関しては，内視鏡及び二次元 X 線装置は，ピンホールカメラ校正の Tsai 法が基本となるが，撮像面幾何学的ひずみ補正が必要な場合が多く⁽¹²⁾，また，ズーム⁽¹³⁾や“斜視”と呼ばれる視野を確保するための特殊な機構⁽¹⁴⁾にも対処する必要がある．それらの校正手法の開発及び精度検証が行われている．超音波プローブの校正法については多数の研究がなされており，プローブを移動させながら画像獲得するので，空間校正に加えて時間校正手法に関しても研究されている⁽¹⁵⁾．

術前の三次元 CT・MR モデルと患者の実臓器形状の位置合せに関しては，術前表面モデルと術中の臓器表面形状を三次元位置センサで獲得した三次元点集合を ICP (Iterative Closest Point) 法⁽¹⁶⁾に基づく方法で照合すること多い．三次元位置センサの点データではなく，校正及び三次元位置計測された超音波画像や内視鏡画像，あるいは，X 線画像を用いた，術前三次元モデルと患者の実臓器の位置合せに関しても精力的に研究がなされている^{(17), (18)}．

臨床応用に向けて，アルゴリズムの研究だけでなく，位置合せ精度を保証するための適用条件を，手術対象となる各臓器ごとに明らかにしていくことが重要である．医療倫理の観点からも，患者への適用は，この保証を得た後で開始されるべきであり，医工連携によりこの方面の研究が進められている^{(19), (20)}．

4.2 システムの具体例

手術支援における最終的な統合表示を得るためには，三次元位置計測，各種校正・照合の複合的な適用が必要となる．例えば，肝臓を対象として，術中内視鏡画像上に術前 CT 画像の三次元モデルの重畳表示を実現する位置合せを考える．内視鏡の位置・姿勢は，光学式三次元位置センサで計測されているとする．図 3 に，重畳表示を実現するために必要な座標系，座標変換を示す．この重畳表示のために，以下の変換を求める必要がある．

- T_1 内視鏡本体に取り付けられた光学マーカ座標系 Σ_{marker} と光学式三次元位置センサ座標系 $\Sigma_{tracker}$ との剛体変換，
- T_2 内視鏡カメラ座標系 Σ_{camera} (及び内視鏡画像座標系) と光学マーカ座標系 Σ_{marker} との剛体変換 (及び投影変換)．
- T_3 CT 画像座標系 Σ_{ct} と光学式三次元位置センサ座標

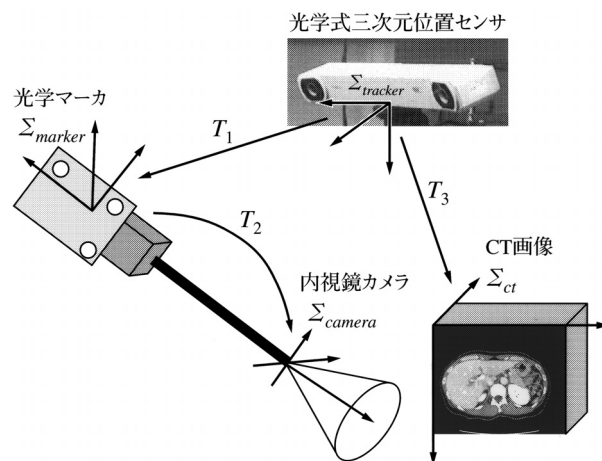


図 3 術中座標系統合における基本的関係

系 $\Sigma_{tracker}$ との剛体変換．

T_1 は光学式三次元位置計測， T_2 はカメラ校正により求められる． T_3 は，例えば，肝臓を撮影した内視鏡像と CT から復元した肝臓三次元形状モデルの 2D/3D 位置合せにより求められる⁽¹⁸⁾．また，“肝臓”を“骨格”，“内視鏡”を“移動型二次元 X 線装置”に置き換えたシステムも，座標系の関係は図 3 と同じになる．

以上の関係は，手術支援に限らず，多くの拡張現実感システムの基本構成でもある．この関係を基本にして，より手術支援に固有の拡張を考える． T_3 を，2D/3D 剛体位置合せの代りに，術中の肝臓内部構造を撮影した超音波画像を用いて，術中の肝臓変形推定を行うことが考えられる．内視鏡対応の超音波プローブは，体内において変形するので，体外の光学位置センサを用いることができず，体内で計測可能な磁気式位置センサを用いる必要がある．よって，

- T_{3-1} 超音波プローブに取り付けられた磁気レシーバ座標系と磁気式三次元位置センサ座標系との剛体変換
- T_{3-2} 超音波画像座標系と磁気レシーバ座標系との剛体変換

を求める必要がある． T_{3-1} は磁気式三次元位置計測， T_{3-2} は超音波校正により実現できる．しかし，磁気式位置センサは，手術室環境では，金属やモータによる磁界ひずみの迅速な校正，かつ，光学式位置センサ座標系との位置合せが必要であり，

- T_{3-3} 磁気式位置センサ座標系と光学式位置センサ座標系の磁界ひずみ校正も含めた非剛体変換
- T_{3-4} 肝臓変形を含む CT 画像座標系と超音波画像座標系との非剛体変換

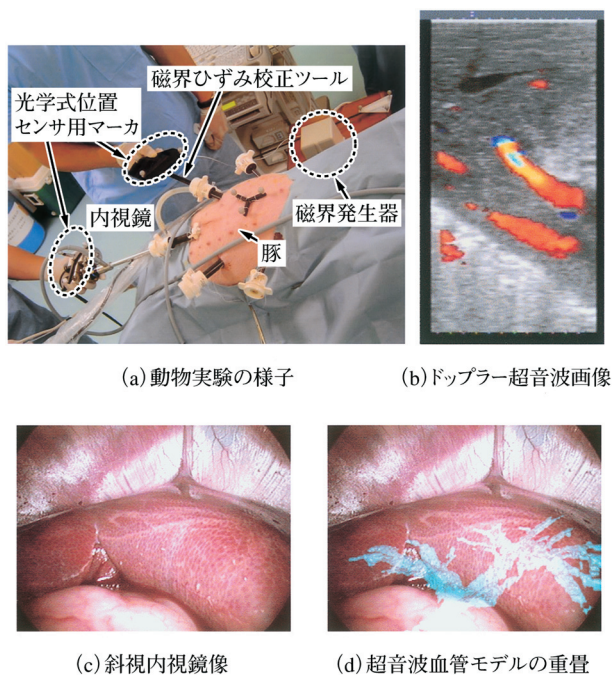


図4 術中拡張現実感表示^{(14),(21)}

を術中に求める必要がある。 T_{3-3} の磁界ひずみ校正に伴う非剛体変換は、剛体変換と多項式変換の組合せによる推定が有効であることが知られており、簡便迅速手法が開発されている⁽²¹⁾。 T_{3-4} に関しては、現在、幾つかの研究が進行中であるが⁽²²⁾、動物実験などを通して十分な精度検証を行うこと、及び、計算時間の短縮などが今後の課題である。

図4に術中拡張現実感表示の例として、九州大学と共同で行った実験結果を示す。図4では、上記の T_1 , T_2 , T_{3-1} , T_{3-2} , T_{3-3} を組み合わせた座標系統合が行われた。ただし、 T_2 については、斜視鏡対応のカメラ校正⁽¹⁴⁾が行われた。図4(a)のようなセッティングの動物実験において、血流を画像化したドップラー超音波画像(図4(b))に、磁界ひずみ校正⁽²¹⁾された磁気式位置センサの三次元位置・姿勢情報が付加された後、血管形状を三次元再構成して、斜視内視鏡像(図4(c))との重畳表示(図4(d))を得た。これにより、内視鏡像では見ることができない肝臓内部の血管構造を可視化できる。

4.3 標的位置誤差

手術支援研究では、一般の拡張現実感研究に比べ、精度検証に対する比重がかなり大きいといえる。米国では、医療機器はFDA(食品医薬品局)による認可を受ける必要があり、手術支援システムの製品販売においても、FDAの厳しい基準をクリアする必要がある。FDAの要求条件を動機付けとして行われた重要な基礎研究として、“標的位置誤差(TRE: Target Registration Error)”の理論がある⁽²³⁾。マーカーや特徴点による点对点对応の位置合せ、あるいは、光学式三次元位置センサのマーカー

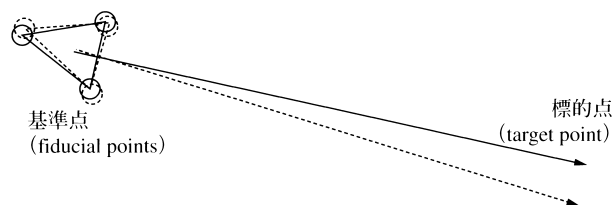


図5 標的位置誤差(TRE)と基準位置誤差(FRE) 正解値を実線で、誤差を含んだ推定値を点線で表示している。

による剛体運動追跡においては、3点以上の対応(マーカー位置計測)により剛体変換の推定が行える。このとき誤差の定義として、Fitzpatrickらは、対応に用いた基準マーカー点での誤差である“基準位置誤差(FRE: Fiducial Registration Error)”に加えて、実際に位置合せしたい目的位置における誤差である“標的位置誤差(TRE: Target Registration Error)”の概念を導入した(図5)。例えば、内視鏡を考えた場合、三次元計測を行う体外のマーカー位置と、実際に位置合せしたい内視鏡視野がかなり離れている。このような場合、たとえ基準位置誤差が小さくても標的位置誤差はかなり大きくなり得る。Fitzpatrickらは、基準位置誤差が等方性ガウス分布であると仮定したとき、基準点の配置と基準位置誤差(標準偏差)が与えられれば、任意の位置における標的位置誤差を理論的に求めることができることを示した。この理論は、基準位置誤差が等方性ガウス分布であり、かつ、ばらつき誤差にしか対応しておらず、現実世界への適用においては注意する必要がある。しかし、この研究のより重要な点は、“標的位置誤差”の概念の導入自体にある。この研究により、精度検証研究を行う際、三次元空間において精度は位置により大きく変化する可能性があり、手術支援で実際に使用する空間における精度分布を論じることの重要性が認識された。

5. 手術支援システム研究の今後の展望

5.1 外科手術に動機付けられた新しい研究領域の発展

手術支援システムの研究分野は、画像解析や複合現実感を専門とする研究者(以下、“工学研究者”と略す)の興味や発想に動機付けられた分野ではなく、実際の臨床現場の切実なニーズに動機付けられている。外科領域からみると、性能向上が著しいコンピュータ、医用画像撮影機器、三次元計測・映像機器を外科手術に導入して、経験と勘に頼る従来の手術から、計算機に管理された客観的かつ定量的な手術を目指したいというニーズが急増している。一方、工学研究の観点からみると、手術支援システムの開発は、手術対象部位、疾患、手術手技に依存した部分が多く、更に、医用画像機器の特性と撮影技法、手術室環境の制約などを十分に検討した上で、システム設計及び開発目標の具体化を行う必要がある。これ

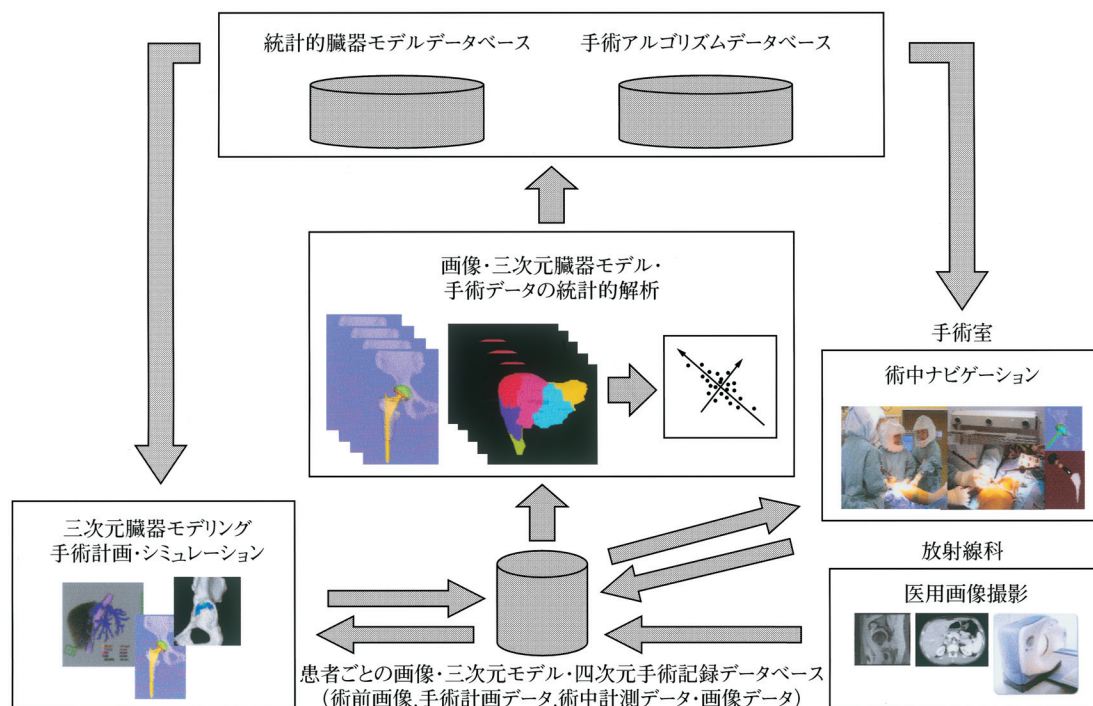


図6 手術支援システムの体系的開発

ら医療に関する制約条件は、工学研究者にとっては、馴染みのない特殊なものであり、画像解析や複合現実感研究の本質に関与しないと思われるところでの負担が大きいことから、工学研究者にとっては、取り組みにくい応用対象といえる。しかし、ここで強調しておきたいことは、外科手術特有のデータの性質や制約条件は、画像解析や複合現実感における新規な基礎手法や枠組み構築の良い動機付けも与え得るということである。例えば、種々の条件下での位置合せ手法・精度解析の基盤整備は、外科手術支援における様々な条件に対処するように発展してきた面も大きい。その意味で、外科手術支援という現実問題が、工学的にも新領域の開拓に寄与するといえる。これまで、剛体性を仮定できる臓器・組織に関して実用化が進んだが、今後、非剛体臓器・組織に対しての本格的な研究展開、皮膚切開を最小限にするための内視鏡や超音波装置を有効利用した体内三次元復元の発展などの基盤技術整備が期待される。更に、外科学と画像解析・複合現実感の融合のみならず、ロボット工学、生体力学、生体材料工学、センサ工学、High-Performance Computing⁽²⁴⁾などを含めた新しい融合領域の形成に発展していくことが期待される。

5.2 手術支援システム体系的開発のフィードバックループ

手術支援システムの基本機能は、皮膚切開部（あるいは、内視鏡像）からの視認が困難な内部組織の構造、及び、それらと術具との関係、更に、手術計画を重畳表示することである。このように、従来の医用画像装置では

困難であった、手術の実時間三次元モニタリング機能を計算機統合により実現することが、その開発動機であった。近年、多くの手術支援システムが実際に臨床稼動しており、これにより今後は、図6に示すように、手術支援システムの体系的開発へ向けての大きなフィードバックループの形成が期待される。各手術ごとに、術前における手術計画、術中画像やセンサを通して獲得される術具の動き及び術中の患部の動き・詳細構造モデルが蓄積される。これら術前・術中の定量的手術データは、

- 名医による手術計画と手術操作
- 術前の体内形態、及び、術中の体内組織変形

など一連の手術過程の四次元記録である。四次元手術記録データは、手術の安全管理、手術教育、患者説明に利用できるのみならず、多数の症例についてデータベース化し、更に、分類・統計分析・抽象化を行うことにより、自動手術計画アルゴリズム、手術ロボット制御アルゴリズム、手術シミュレーションシステムにおける臓器変形アルゴリズムなどの開発と評価への活用が期待できる。今後、この“手術支援システム体系的開発のフィードバックループ”を通して、臨床稼動促進と革新技術研究開発の大きな相乗効果が期待される。

6. ま と め

手術支援システムの基本構成について述べ、画像解析と複合現実感技術の側面に焦点を絞り、術前画像からの

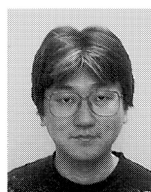
三次元モデリングと術中座標系統合の要素技術、及び、システムの具体例を紹介した。更に、今後の展望として、手術支援という応用目的を中心とした新しい融合研究領域形成、及び、臨床医学と技術開発の相乗効果をもたらす手術支援システム体系的開発の枠組みについて述べた。この分野は、医工連携、異分野連携、産官学連携など多元的連携が必要とされる一方、大規模な連携も、一人の医師と一人の工学者の連携という小さな一歩から始まるものである。小さな一歩を踏み出し、この分野へ新規参入する工学研究者の増加が期待される。

謝辞 日ごろ、手術支援システムの共同研究をして頂いている、大阪大学、九州大学、東京大学などの研究機関／病院の医学／工学研究者、及び、連携企業の方々に感謝致します。

文 献

- (1) Y. Kosugi, E. Watanabe, J. Goto, T. Watanabe, S. Yoshimoto, K. Takakura, and J. Ikebe, "An articulated neurosurgical navigation system using MRI and CT images," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.35, no.2, pp.147-152, 1988.
- (2) マルチスライス CT 2005 BOOK, 映像情報 Medical 臨時増刊号, 産業開発機構, 東京, 2005.
- (3) 村木 茂, 喜多泰代, "3次元画像解析とグラフィックス技術の医学応用に関するサーベイ," 信学論 (D), vol.J87-D-II, no.10, pp.1887-1920, Oct.2004.
- (4) 山本宗主, 堀 雅敏, 佐藤嘉伸, 村上卓道, 中村仁信, 田村進一, "3次元CT画像を用いた門脈末梢部の大局位置情報に基づく肝区域の推定," 信学技報, M12004-111, pp.169-174, Jan. 2005.
- (5) W.A. Barrett and E.N. Mortensen, "Interactive live-wire boundary extraction," Med. Image Anal., vol.1, no.4, pp.331-341, 1997.
- (6) W.M. Wells III, P. Viola, H. Atsumi, S. Nakajima, and R. Kikinis, "Multi-modal volume registration by maximization of mutual information", Med. Image Anal., vol.1, no.1, pp.35-51, 1996.
- (7) D. Rueckert, L.I. Sonoda, C. Hayes, D.L. Hill, M.O. Leach, and D.J. Hawkes, "Nonrigid registration using free-form deformations: application to breast MR images," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.18, no.8, pp.712-721, 1999.
- (8) Y. Sato, S. Nakajima, N. Shiraga, H. Atsumi, S. Yoshida, T. Koller, G. Gerig, and R. Kikinis, "Three-dimensional multi-scale line filter for segmentation and visualization of curvilinear structures in medical images," Med. Image Anal., vol.2, no.2, pp.143-168, 1998.
- (9) D. Selle, B. Preim, A. Schenk, and H.O. Peitgen, "Analysis of vasculature for liver surgical planning," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.21, no.11, pp.1344-1357, 2002.
- (10) T.F. Cootes, C.J. Cooper, C.J. Taylor, and J. Graham, "Active shape models—their training and application," Comput. Vis. Image Underst., vol.61, no.1, pp.38-59, 1995.
- (11) C.S.K. Chan, D.C. Barratt, P.J. Edwards, G.P. Penney, M. Slomczykowski, T.J. Charter, and D.J. Hawkes, "Cadaver validation of the use of ultrasound for 3D model instantiation of bony anatomy in image guided orthopaedic surgery," Lect. Notes Comput. Sci., vol.3217(Proc. 7th International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, Part II (MICCAI 2004), St-Malo, France), pp.397-404, 2004.
- (12) R. Shahidi, M.R. Bax, C.R. Maurer Jr, J.A. Johnson, E.P. Wilkinson, B. Wang, J.B. West, M.J. Citardi, K.H. Manwaring, and R. Khadem, "Implementation, calibration and accuracy testing of an image-enhanced endoscopy system," IEEE

- Trans. Med. Imaging, vol.21, no.12, pp.1524-1535, 2002.
- (13) P.J. Edwards, A.P. King, C.R. Maurer Jr, D.A. de Cunha, D.J. Hawkes, D.L. Hill, R.P. Gaston, M.R. Fenlon, A. Jusczyck, A.J. Strong, C.L. Chandler, and M.J. Gleeson, "Design and evaluation of a system for microscopeassisted guided interventions (MAGI)," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.19, no.11, pp.1082-1093, 2000.
- (14) T. Yamaguchi, M. Nakamoto, Y. Sato, K. Konishi, M. Hashizume, N. Sugano, H. Yoshikawa, and S. Tamura, "Development of a camera model and calibration procedure for oblique-viewing endoscopes," Comput. Aided Surg., vol.9, no.5, pp.203-214, 2004.
- (15) L. Mercier, T. Lango, F. Lindseth, and D.L. Collins, "A review of calibration techniques for freehand 3-D ultrasound systems," Ultrasound Med. Biol., vol.31, no.4, pp.449-471, 2005.
- (16) P. Besl and N. McKay, "A method for registration of 3-D shapes," IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell., vol.14, no.2, pp.239-255, 1992.
- (17) K. Mori, D. Deguchi, J. Sugiyama, Y. Suenaga, J. Toriwaki, C.R. Maurer Jr., H. Takabatake, and H. Natori, "Tracking of a bronchoscope using epipolar geometry analysis and intensity-based image registration of real and virtual endoscopic images," Med. Image Anal., vol.6, no.3, pp.321-336, 2002.
- (18) Y. Iwashita, R. Kurazume, K. Konishi, M. Nakamoto, M. Hashizume, and T. Hasegawa, "Fast 2D-3D registration for navigation system of surgical robot," Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation, Barcelona, Spain, pp.909-915, 2005.
- (19) N. Sugano, T. Sasama, Y. Sato, Y. Nakajima, T. Nishii, K. Yonenobu, S. Tamura, and T. Ochi, "Accuracy evaluation of surface-based registration methods in a computer navigation system for hip surgery performed through a posterolateral approach," Comput. Aided Surg., vol.6, no.4, pp.195-203, 2001.
- (20) J.L. Herring, B.M. Dawant, C.R. Maurer Jr, D.M. Muratore, R.L. Galloway, and J.M. Fitzpatrick, "Surface-based registration of CT images to physical space for image-guided surgery of the spine: a sensitivity study," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.17, no.5, pp.743-752, 1998.
- (21) K. Nakada, M. Nakamoto, Y. Sato, K. Konishi, M. Hashizume, and S. Tamura, "A rapid method for magnetic tracker calibration using a magneto-optic hybrid tracker," Lect. Notes Comput. Sci., vol.2879 (Proc. 6th International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, Part II (MICCAI 2003), Montreal, Canada), pp.285-293, 2003.
- (22) S.R. Aylward, J. Jomier, S. Weeks, and E. Bullitt, "Registration and analysis of vascular images," Int. J. Comput. Vis., vol.55, no.3, pp.123-138, 2003.
- (23) J.M. Fitzpatrick, J.B. West, and C.R. Maurer Jr, "Predicting error in rigid-body point-based registration," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.17, no.5, pp.694-702, 1998.
- (24) Y. Kawasaki, F. Ino, Y. Mizutani, N. Fujimoto, T. Sasama, Y. Sato, N. Sugano, S. Tamura, and K. Hagihara, "High-performance computing service over the Internet for intraoperative image processing," IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed., vol.8, no.1, pp.36-46, 2004.



さとう よしのぶ
佐藤 嘉伸 (正員)

昭57阪大・基礎工・情報卒。昭63同大学院博士課程了。工博。昭63～平4NTTヒューマンインタフェース研究所勤務。平4阪大・医・機能画像診断学(現在、画像解析学)教室・助手。現在、同助教授。この間、平8～9米国ハーバード大・医・Brigham and Women's 病院・Surgical Planning Laboratory 客員研究員。医用画像解析、手術支援システムの研究に従事。