

$$\theta = \cos^{-1} \{ (T_{11} + T_{22} + T_{33} - 1) / 2 \}$$

と計算することで求められる。また回転軸の方向ベクトル (x, y, z) は上記 θ を用いて

$$\begin{aligned} x &= (T_{12} + T_{21}) / 2 \sin \theta \\ y &= (T_{13} + T_{31}) / 2 \sin \theta \\ z &= (T_{23} + T_{32}) / 2 \sin \theta \end{aligned}$$

と求めることができる

4. 実験結果

4.1 ノイズ軽減のためのフリップアングルの調節

図8にフリップアングルを3度、15度、30度とした場合のMRI画像およびプロジェクションデータを示す。30



図7 樹脂製回転器具の外観
Fig. 7 Appearance of the plastic rotational jig.

度の場合に明確でないピークが3度において明確になっていることがわかる。また、各フリップアングルにおけるS/N比を図9に示す。フリップアングルを小さくすることによりS/N比が向上する傾向が見られた。6度においてS/N比は2.12で最大であり、水素原子がトラッキングコイル周辺に存在する環境におけるピーク位置の検出可能性が示された。

4.2 計測再現性評価

結果を表1に示す。全結果における標準偏差の最大値は位置0.3 mm以下、姿勢1.0度以下であった。計測分解能が0.78 mmであることから、計測値の標準偏差は分解能より

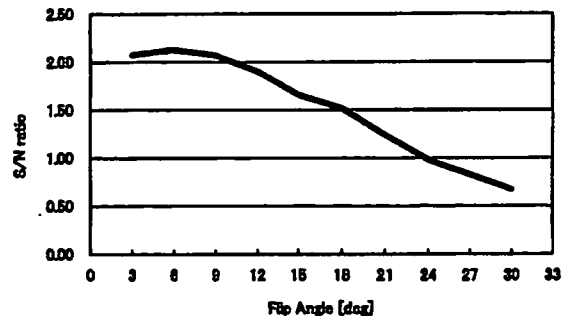


図9 フリップアングルとS/N比の関係
Fig. 9 Measured S/N ratio at various flip angles.



図8 フリップアングルによるバックグラウンドノイズの比較
Fig. 8 Result of the 2-D image and the corresponding projection data with flip angles of 3, 30 and 60 degree; Peaks of inductances are clearly observed at the flip angle of 3 degree.

表1 計測再現性評価結果。様々な重心位置において、20回計測した場合の重心位置と姿勢の標準偏差を示している

Table 1 Experimental result of the reproducibility evaluation. Standard deviation of the position and orientation is calculated at various centroid positions (n=20).

Position of centroid [mm]			S.D. of centroid pos. [mm]			S.D. of orientation [deg]		
x	y	z	x	y	z	i _x	i _y	i _z
-14.45	-13.02	6.77	0.00	0.11	0.09	0.36	0.37	0.15
3.13	-16.93	29.69	0.00	0.13	0.00	0.24	0.25	0.08
27.34	72.92	-78.13	0.06	0.00	0.00	0.00	0.11	0.11
27.08	-77.34	-78.13	0.19	0.00	0.08	0.99	0.96	0.48
69.01	77.08	81.25	0.08	0.00	0.00	0.59	0.61	0.37
29.43	15.36	83.33	0.00	0.23	0.00	0.34	0.31	0.41

表 2 位置姿勢を変化させた場合における各インダクタンスの間隔の平均値, 標準偏差, 平均との差の最大値 (n=10)

Table 2 Evaluation result of the distance between the inductances at various positions and orientations (n=10).

	Coil 1-2	Coil 2-3	Coil 3-1
Mean [mm]	30.44	15.69	36.55
S.D. [mm]	0.65	0.72	0.64
Max. Err. [mm]	-1.45	1.09	1.16

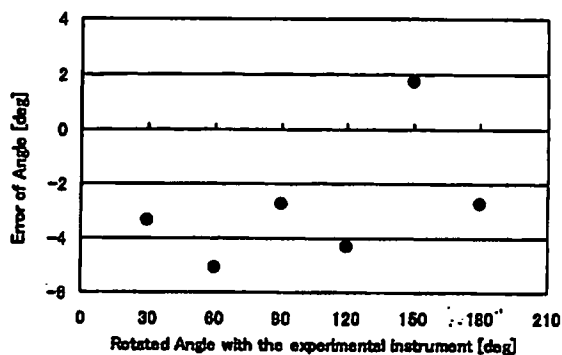


図 11 姿勢計測精度評価実験結果。横軸は器具による初期位置からの回転角度であり, 縦軸は計測値との誤差である

Fig. 11 Experimental results of the orientation accuracy evaluation. Maximum error is -5.4 degree and RMS is 3.5 degree.

も小さく, 計測再現性は良好であった。また, FOV 中の位置と計測再現性の間の相関は認められず, FOV 内部に全てのインダクタンスが含まれていればよいことがわかった。

各インダクタンス間の距離の揺らぎについて, 結果を表 2 に示す。結果より, 3 点の成す三角形の形状は, 計測分解能の程度で, 安定していることが示された。

4.3 計測精度評価

位置計測精度評価の結果を図 10 に示す。グラフの横軸は光学式計測装置の計測結果で初期の位置を 0 とした場合の位置である。縦軸は提案手法と光学式計測装置における計測結果の差である。差の最大値は 0.76 mm, 二乗平均平方根 (RMS) は 0.39 mm であった。

姿勢計測精度評価結果を図 11 に示す。計測結果より回転軸の方向ベクトルは (0.73±0.04, 0.27±0.08, -0.63±0.02) であった。回転角度は初期の姿勢行列と回転後の姿勢行列から等価回転角を求めた。誤差の最大値は -5 度, 計測値と器具回転角度との間の RMS は 3.5 度であった。

5. 考 察

提案したトラッキングコイルは 3 つに直列分解されたインダクタンスをもつ。それぞれのインダクタンスはその近傍に感度領域をもつことから, それぞれの近傍の NMR 信

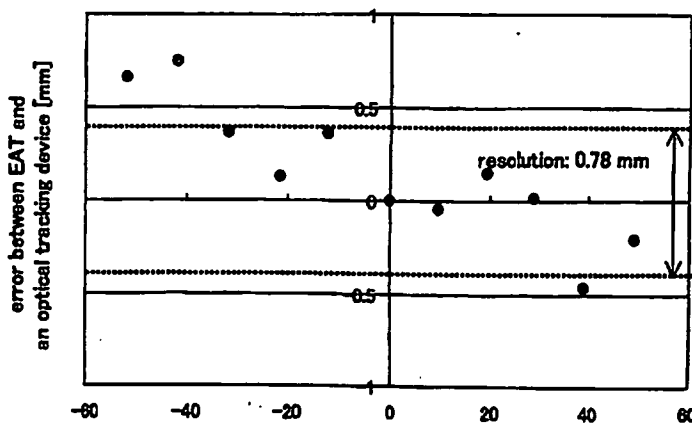


図 10 光学式三次元位置計測装置との比較による計測精度評価結果。横軸は光学式計測装置による初期位置からの平行移動距離であり, 縦軸は提案手法と光学式位置計測装置との計測値の差である。点線は MRI の計測分解能を示す

Fig. 10 Experimental results of the accuracy evaluation; Horizontal axis is the translated distance calibrated by the optical tracking device. Vertical axis is the error between the proposed method and the optical tracking method. The dot-line indicates the measurement resolution of MRI.

号を受信することができる。そのため, 周波数エンコードによる三次元の位置情報を付加した NMR 信号を受信することで, 各インダクタンスの一次元位置情報を同時に計測することが可能であった。よって, 3 点の三次元位置を同時に計測可能であり, トラッキングコイルの姿勢計測を可能とした。

他の多点計測法に関しては Zhang らの報告がある [14]。第 1 節で述べたように, 実際のコイル位置と計測されるピーク位置の対応がつかないため, 器具上のコイル設置位置を用いて, ピーク位置から器具先端位置を求めると少なからず誤差が生じる。この課題を解決するには, トラッキングコイル座標系から器具先端座標系への変換行列を求めるキャリブレーションを行えばよいが, このようなキャリブレーションを行うためには, 姿勢に関しても 3 軸周り全てを計測する必要がある。本手法は, 3 軸周りの姿勢計測を可能とするために直列分解コイルを用いた 3 点の同時計測法であるが, NMR 信号上の 3 点の成す三角形が計測時の位置・姿勢によらず同一形状の三角形として計測できることを示したことで, 姿勢計測が可能であることを示した。これにより, 器具先端位置を正確にキャリブレーションすることが可能となり, さらに器具の長軸周りの回転も含む正確なトラッキングが可能となる。

水中での計測実験からは, フリップアングルを小さくすることにより S/N 比が向上することがわかった。小さなフリップアングルを用いることで, 水素原子核から発生される電波が弱くなった結果, ノイズ源である周囲の水からの受信可能な強度の電波が内部の信号源からの電波と比べて相対的に減少したため, このような結果が得られたと考

えられる。よって、体内のようなトラッキングコイル周辺に水素原子核が存在するような環境においてもピーク位置を計測することが可能であることが示された。今回は水中におけるS/N比改善を行ったが、脂肪を中心とするファントム中の場合においても同様の結果が得られるか検討する必要がある。

拡張アクティブトラッキングの精度に関しては、手術ナビゲーションや手術ロボットの誘導に計測結果を使用することを考えると少なくとも位置計測誤差1mm以下、姿勢計測誤差1度以下であることが必要と考える。

計測再現性については位置計測再現性0.3mm、姿勢計測再現性1.0度以下であった。これらは計測分解能である0.78mmを考慮すると妥当な値であり、本手法のような複数に分割された受信コイルを使用した場合においても安定した計測が可能であることが示された。また、FOVの中心付近と端付近において再現性評価を行ったが、計測位置と再現性の間に相関は見られず、FOVの内部であれば位置に関係なく安定な計測が可能であることが示された。

インダクタンス間の距離の再現性に関しては10種類の位置・姿勢において各インダクタンスの間隔の揺らぎ量を評価した結果、各辺とも標準偏差は分解能(0.78mm)以下であった。すなわち、トラッキングコイルの位置・姿勢によらず、同一形状の三角形として計測可能であることが示された。

計測再現性についてNMRの原理から考えてみると、得られるピーク位置の再現性は静磁場と傾斜磁場の精度による。通常の撮像を行う程度の磁場中心付近の領域で利用することを考えると、この領域内では静磁場は十分均一であり、傾斜磁場も十分に補正されていると考えられるため、妥当な結果であると考えられる。より揺らぎの小さな計測を実現するためには、位置計測の分解能を向上させることが必要である。これはMRI本体の静磁場強度などの仕様に依存する。一方、コイルをより小型・緻密に巻いたものを使用することで、より鋭いピークが得られる可能性がある。また、ピーク検出時の信号処理において、フィッティングによりピーク位置を算出することで、見かけの分解能を向上させることは可能であるが、本質的な解決とはならない。また、FOVをより小さな範囲とすることで分解能を向上させ、トラッキングコイルが常にFOV内部にあるように動的にFOVの中心位置を制御することで、計測範囲を狭くせずに分解能を向上させることが可能と考えられる。ただし、分解能を向上させた場合は、得られる信号のS/N比が低下するため、一定以上のS/N比が得られる限界の分解能を調べる必要がある。

計測精度評価実験では、本手法による計測の正確さを評価した。位置計測精度評価として、光学式計測装置との比較を行い、本手法と光学式計測装置における計測位置のRMSが0.39mmという結果が得られた。これは光学式計

測装置の計測誤差(RMS=0.3mm)を含むから、同程度の計測精度を有すると思われる。ただし、誤差と距離の間に弱い相関($R^2=0.62$)が見られた。誤差の大きさが分解能程度であるため、試行を増やして検討する必要がある。また、実験は1方向に対して行ったが、周波数エンコードの原理から方向依存性はないと思われる。姿勢計測精度評価は任意の回転軸に対して30度の回転に対し、RMSで3.5度の誤差であった。3つのインダクタンスの三次元位置計測精度から考えると、各点のXYZ各座標が ± 1.0 mmずれ得ると考え、姿勢計測誤差を試算したところXYZ各軸ともに2度程度の誤差は生じることから、妥当な結果が得られていると言える。一方、計測分解能を0.2T機の限界である0.3mm程度まで向上できたと考え、誤差を ± 0.3 mmとした場合の姿勢誤差の試算は1.3度程度であった。そのため、0.3mm以上の分解能と三角形の配置を最適化することで1mm、1degの精度で計測することが可能であると考えられる。ただし前述したとおり、得られる信号のS/N比との関係から分解能を現実的にどこまで小さくすることができるかについて、検討する必要がある。

他の検討事項としては、コイルの位置・姿勢と信号強度について検討する必要がある。特にコイルを静磁場が貫く方向(静磁場に平行な方向)の場合、原理的にはNMR信号を受信することができない。そのため、位置計測が可能なS/N比が得られる限界角度等、位置計測法としての性能を明らかにする必要がある。

6. 結 論

MRIを利用した位置・姿勢の計測手法として、拡張アクティブトラッキング法の提案し、その基本的な性能評価を行った。本手法はトラッキングコイルのインダクタンスを直列分解することで多点の同時計測を一つのトラッキングコイルで行うことが可能である。

フリップアングルを6度程度とすることで、体内のようにトラッキングコイル周辺に水素原子核が存在する環境においても鋭いピークが得られ、計測可能であることが示された。計測値の再現性は、標準偏差で位置0.4mm以下、姿勢1.0deg以下であり、MRI本体の計測分解能(0.78mm)に対して良好な結果であった。また、各インダクタンスの成す三角形の形状は、位置姿勢によらず同一形状として計測できた。位置計測精度は、光学式位置計測装置と比較した結果、RMS=0.39mmであり、光学式位置計測装置に劣らない精度を有することが示された。姿勢計測精度はRMS=3.5度の正確さで計測することができた。

以上より、本手法はMRI下手術のための術具位置姿勢計測法として応用可能であることが示唆された。

なお、本研究の一部は厚生科学研究費、身体機能解析・補助・代替機器開発研究事業(H15-フィジ-002)による。

文 献

1. Ikuta K, Yamamoto K, Sasaki K: Development of Remote Microsurgery Robot and New Surgical Procedure for Deep and Narrow Space. Proc of the IEEE International Conference on Robotics & Automation, 2003. Vol 1. Taipei, 2003, pp1103-1108.
2. Sequeiros RB, Ojala R, Kariniemi J, Perälä J, Niinimäki J, Reinikainen H, Tervonen O: MR-guided interventional procedures: a review. Acta Radiologica. 46(6): 576-586, 2005.
3. Raval AN, Karmarkar PV, Guttman MA, Ozturk C, Desilva R, Aviles RJ, Wright VJ, Schenke WH, Atalar E, McVeigh ER, Lederman RJ. Real-time MRI guided atrial septal puncture and balloon septostomy in swine. Catheter Cardiovasc Interv. 67(4): 637-643, 2006.
4. Wood BJ, Zhang H, Durrani A, Glossop N, Ranjan S, Lindisch D, Levy E, Banovac F, Borgert J, Krueger S, Kruecker J, Viswanathan A, Cleary K. Navigation with electromagnetic tracking for interventional radiology procedures: a feasibility study. J Vasc Interv Radiol. 16(4): 493-505, 2005.
5. Hummel JB, Bax MR, Figl ML, Kang Y, Maurer C Jr, Birkfellner WW, Bergmann H, Shahidi R: Design and application of an assessment protocol for electromagnetic tracking systems. Med Phys. 32(7): 2371-2379, 2005.
6. Nevo E, Roth A, Hushek SG: An Electromagnetic 3D Locator System For Use In MR Scanners. Proc of International Society of Magnetic Resonance in Medicine, 2002. 10, Hawaii, 2002.
7. 森川茂廣, 犬伏俊郎, 出村公一, 村上耕一郎, 来見良誠, 仲成幸, 塩見尚礼, 谷 徹, Hasnine A Haque, 徳田淳一: MR撮像用の傾斜磁場を利用するトラッキングシステム, EndoScoutの有効性と問題点. 日本コンピュータ外科学会誌. 7(3):437-438, 2005.
8. Dumoulin CL, Souza SP, Darrow RD: Real-time position monitoring of invasive devices using magnetic resonance. Magn Reson Med. 29(3): 411-415, 1993.
9. Gross P, Kitney R, Claesen S, Halls J: MR-compatible endoscopy and tracking for image-guided surgery. International Congress Series. 1280: 1076-1082, 2001.
10. Karmarkar P, Kraitchman D, Izbudak I, Hofmann L, Amado L, Fritzges D, Young R, Pittenger M, Bulte J, Atalar E: MR-trackable Intramyocardial injection catheter. Magn Reson Med. 51(6): 1163-1172, 2004.
11. Zuehlsdorff S, Umatham R, Volz S, Hallscheidt P, Fink C, Semmler W, Bock M: MR Coil Design for Simultaneous Tip Tracking and Curvature Delineation of a Catheter. Magn Reson Med. 52(1): 214-218, 2004.
12. Bock M, Volz S, Zuehlsdorff S, Umatham R, Fink C, Hallscheidt P, Semmler W. MR-guided intravascular procedures: real-time parameter control and automated slice positioning with active tracking coils. J Magn Reson Imaging. 19(5): 580-589, 2004.
13. Zhang Q, Wendt M, Aschoff AJ, Zheng L, Lewin JS, Duerk JL: Active MR guidance of interventional devices with target-navigation. Magn Reson Med. 44(1): 56-65, 2000.
14. Zhang Q, Wendt M, Aschoff AJ, Lewin JS, Duerk JL: A multielement RF coil for MRI guidance of interventional devices. 14(1): 56-62, 2001.

小野木 真哉 (オノギ シンヤ)

平成19年3月東京大学大学院新領域創成科学研究科博士課程修了, 博士(科学)。同年4月より東京大学インテリジェントモデリングラボラトリー研究機関研究員, 現在に至る。専門分野: 生体工学, コンピュータ外科。所属学会: 日本生体医工学会, 日本コンピュータ外科学会, MICCAI, CARSなど。



藤 洪恩 (リョウ コウオン)

2003年東京大学大学院工学系研究科博士課程修了, 博士(工学)。日本学術振興会特別研究員を経て, 2004年東京大学大学院工学系研究科特任教員, 現在に至る。2006年ハーバード大学医学部客員研究員。医用工学, 三次元医用画像, 手術支援ロボット, 立体ディスプレイの研究に従事。



日本生体医工学会, 日本コンピュータ外科学会, IEEE, OSA, SPIE, MICCAIなどの会員。

渡部 滋 (ワタナベ シゲル)

筑波大学修士課程医科学研究科修了(1987年3月)。株式会社日立メディコMRIシステム本部システム設計部長。MRI計測ソフトウェア, MRIを用いた血管描出技術の研究開発, MRI手術室に関する研究を専門とする。



日本医学放射線学会, 日本磁気共鳴医学会, 日本脳神経CI学会, 日本コンピュータ外科学会などの会員。

小林 英津子 (コバヤシ エツコ)

平成12年東京大学大学院工学系研究科博士課程修了。同年同大学大学院新領域創成科学研究科リサーチアソシエイト, 平成14年同大学講師, 平成18年同大学工学系研究科助教授, 平成19年同大学准教授。主としてコンピュータ外科, 手術支援ロボットに関する研究に従事。博士(工学)。



ISCAS, 日本コンピュータ外科学会, 日本ロボット学会等の会員。

佐久間 一郎 (サクマ イチロウ)

昭和60年3月東京大学大学院工学系研究科博士課程中退, 平成元年3月工学博士(東京大学)。平成10年4月東京大学大学院工学系研究科助教授。平成11年4月同大学院新領域創成科学研究科助教授, 平成13年10月教授, 平成18年4月同大学院工学系研究科教授, 現在に至る。専門研究分野: 医用精密工学, コンピュータ外科。



所属学会名: 日本生体医工学会, 日本コンピュータ外科学会, ライフサポート学会, 精密工学会, 日本人工臓器学会等の会員。

序 文

Intuitive visualization of medical information

伊 関 洋 村 垣 善 浩 中 村 亮 一 南 部 恭 二 郎

Preface: Intuitive visualization of medical information

Hiroshi Iseki, Yoshihiro Muragaki, Ryoichi Nakamura, Kyojiro Nambu
Faculty of Advanced Techno-Surgery, Institute of advanced Biomedical Engineering &
Science, Graduate school of Medicine, Tokyo Women's Medical University

Abstract

Information technology (IT), visualization, and manipulation will be the key words for next generation surgery. In other words, it is awaited to make good use of intuitive visualization of medical information management by extensive use of IT in which medical science and engineering are merged and incorporated and of the process management or the visualization of treatment course using three-dimensional intraoperative images and simulation data base. In order to put it into practice, it is inevitable to establish a treatment strategy system that certainly enables surgeons to provide constantly high quality medicine. This means that to achieve the goal while optimizing the strategy toward the goal (a road map) by monitoring real-time the pre- and intraoperative surgical planning and the operating condition of surgical devices under the control of the surgical strategy system.

Key words: Intelligent operating theater, intraoperative MRI, visualization, navigation, digital volume tomography (DVT)

はじめに

処置中にトラブルが発生したときには、程度の差こそあれ、専門医でも研修医でもその対処にリアルタイムでの決断が迫られる。コンピュータ支援技術で、現状の事態をわかりやすく呈示し、その解決法をわかりやすく示すことで、混乱を防止し悪循環の輪を断ち切ることが可能となる。これを実現するリアルタイムデシジョンメイキングサポートのコア技術の一つが三次元医用画像である。三次元医用画像とは、医療

情報の可視化に他ならない。特に、多数の二次元画像から、医療スタッフの頭の中(イメージ空間)で経験により三次元画像再構成していた時代から、誰が見てもデジタル化された医療三次元画像を客観的に評価し、情報を共有することで診断・治療をチームで行うという時代にマッチした情報処理が身近になったのである。

I. 今後の外科治療の進む道

情報技術、可視化、マニピュレーションが、今後の外科治療の目指す方向である。更に、医

療(特に手術・治療)の安全を如何に確保するかが重要なトレンドとなってきた。そのためには、術中にCTやオープンMRでボリュームスキャンを行い術中のイメージングを三次元画像化し、常にup-dateした画像データを基に'real time' up-date navigationを行い、臓器や手術対象の変形に伴う移動・変化の問題を解決するシステムが必須である。これを基に術者は常時、今操作している位置が本当に計画したとおりの箇所であるかどうか、計画したとおりに操作が進行しているかどうか、手術操作による臓器の変形や移動などの術中の確認作業を経験や勘に頼らず、客観的に評価する必要がある²⁾。同時に、手術器具の操作状況のログを時系列で収集・記録(イベントレコーディング)するだけでなく計画どおりに行われているかを照合し、解析する必要がある。

またどこにいても、いつでも一定品質の医療を提供するのが、これからの医療システムである。これらを実現するためには、一定のガイドラインに従って、'可視化'された情報をチームで共有し、チームで医療を行い、更に予防・診断・治療を一貫させる治療戦略システムが必須である³⁾。

II. 診断即治療の時代に突入

術中診断技術の発達により、診断から治療までの時間差はほぼ0となりつつある。すなわち、診断即治療のリアルタイム性を追求する診断と治療の融合である⁴⁾。このゴールは、術中にリアルタイムの治療決断をサポートするシステムのコアである。決断のための情報はリアルタイムに更新されるシステムの構築によりサポートされ、治療行為の結果は即座にフィードバックされ、時事刻々の変化に対応した、次の最適な解決法が提示されるのである。21世紀は、診断と治療がシームレスに移行する時代であり、短時間での診断とその結果に基づく治療過程が密着し、診断結果を即時に治療に反映し、またその治療結果を即時に評価することが求められている。

予定された治療行為がプランニングどおりに

遂行されているかを確認する手段としても、コンピュータの画面に表示され三次元医用画像は二次元で表示される画像に比べて、格段の情報量を医療スタッフの要求に応じて提示することが可能である。すなわち、仮想空間上に現実を模した環境を整備し、現実世界で起こる事象をリアルタイムに収集することで、仮想空間上の目標を実現するためのロードマップ上に現状での事象を入力し、リアルタイム解析することで予想されるプランニングの結果との差分を最適化する目標最適管理法にて、医療従事者に現状の分析と結果を提示し、リアルタイムに決断をサポートするシステムを確立する必要がある。治療行為の記録が正確に行われ、リアルタイムに手術(治療)操作とその結果をモニタリングすることで手術(治療)の安全性を高めることができる。

III. 未来型手術室としてのインテリジェント手術室

インテリジェント手術室では、術中画像、特にMRIの形態を中心とした画像だけではなく、種々のイメージングを活用した高度な利用形態が必須である⁵⁾。手術操作による臓器の変形や、移動に追従するには術前画像だけでは不足で、術中に診断装置を稼働させて術中画像を取得し、ナビゲーション情報を更新する必要がある⁷⁾。実際、mobile CTや診断用CTを手術室に導入し、術中にCT画像でモニタリングすることは従来から行われている⁸⁾。手術の進展に応じて、得られた術中のボリュームデータから腫瘍の三次元画像や三次元CT血管像を描出し、手術の進捗状況を評価している。

また、毎秒6枚のCT像を撮影しながらほぼリアルタイムで表示できるCT fluoroscopyが市販されており、脳手術・生検・Interventional Radiology (IVR)などに応用されている。Interventional MRIに代表される手術室でのMRIによる画像誘導手術が標準的な手技として世界で運用されている。リアルタイム性を追求する場合には、秒間2枚程度の2次元のフルオロ画像が多用されている。CTと違って医療スタッフ

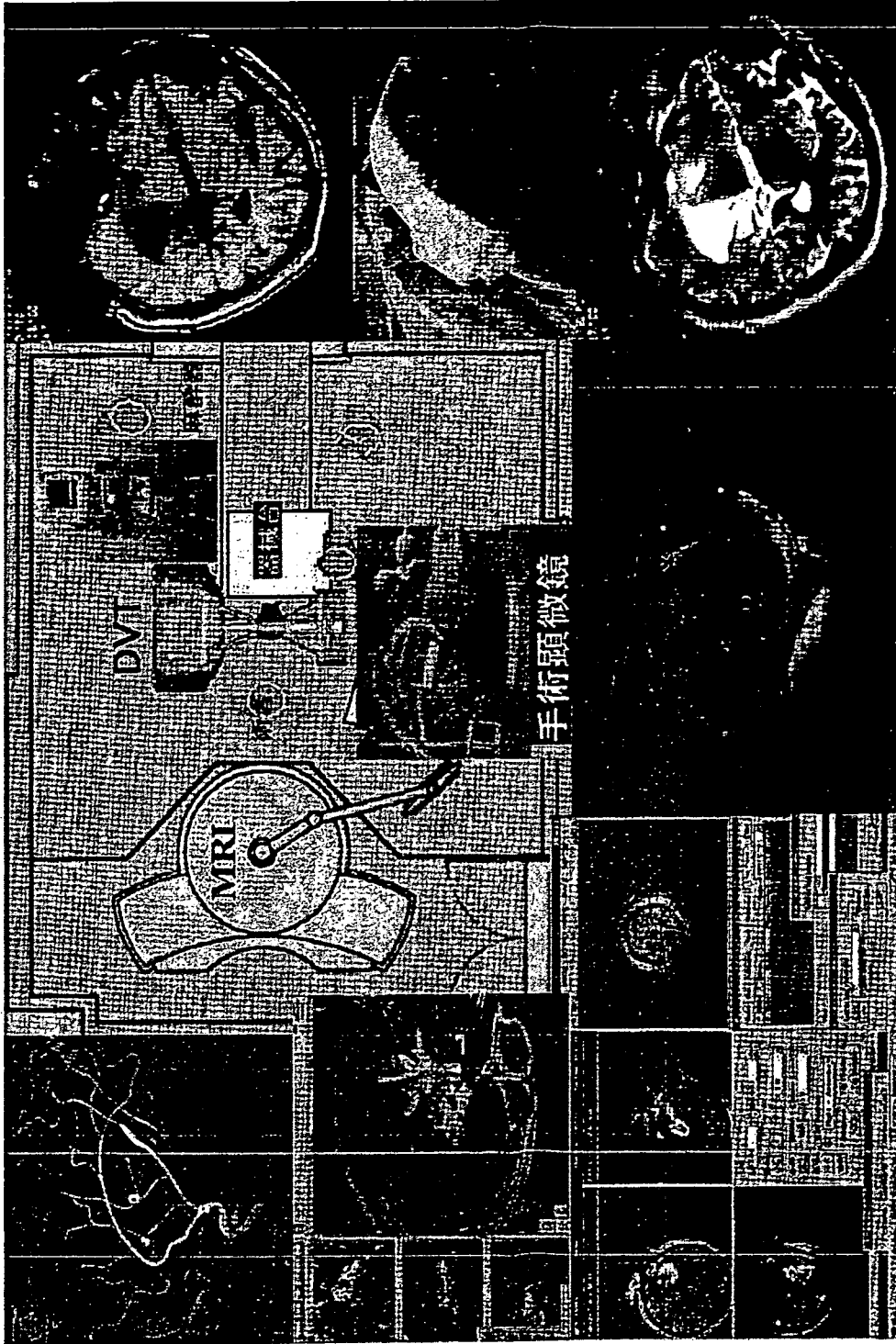


図1 未来型手術室(Intelligent operating theater)概念図：DVT-open MRI operating theater
右上段：DVT MIP画像，右中段：ガンマナイフ三次元プランニング画像，右下段：術中三次元画像ナビゲーション，中下段：術中オープンMRI三次元画像，
左上段：脳腫瘍術中T1画像，左中段：手術用MRI受信コイル，左下段：脳腫瘍術中T2画像

の X 線被曝がなく、16-32 列のマルチスライス CT と同様にボリュームスキャンも容易である。

開頭などの手術操作を伴う場合には、MRI では放射線科の常識である診断画像と異なり、診断では使用頻度が少ないと思われる volume data が主として活用される。ボリューム撮像の利点としては、短時間(約 5 分)であることと任意断面が同時に表示可能な画像データであることがあげられる。術者の要求に応じた水平断、矢状断、冠状断ごとに撮像する必要はない。医療スタッフの要望に応じて、必要な鳥瞰図や手術経路に沿った三次元断面像などが双方向的にリアルタイムに表示することができる。

超音波像は CT や MRI に比べて画質と位置精度は劣るが、即時性と取扱いの簡便さにおいて優れている。超音波画像の三次元利用は、子宮内の胎児の描画や心臓の弁機能の解析など CT や MRI が適用される領域と違う分野で活躍している。画質の向上においても、超音波用造影剤の応用も進められている。血管径の計測や血流の計測など診断のリアルタイム性が治療に直結する分野での活躍が目立っている。このように術中画像は、術者の要求度に応じて、選択されるべきものなのである⁹⁾(図 1)。

おわりに

将来の術中三次元画像に基づく治療技術として、残存腫瘍の確認にも術中のリアルタイムセグメンテーションが可能となりつつあり、腫瘍の切除率に貢献することは間違いない。現在、超小型ガンマカメラの開発が進められ、術中に使用されているガンマカメラの小型化とともに、

RI (radio isotope) を利用して病変部を標識し、術中に標識組織を可視化しながら病変部を的確にかつ容易に摘出する術中臨床応用が進められ、センチネルリンパ節を同定する RI-guided surgery が脚光を浴びている。術中に大腸癌や直腸癌をより精度良く、正確に摘出する目的で免疫核医学を応用した免疫 RI ガイド手術 (radioimmunoguided surgery) や乳癌のセンチネルリンパ節生検への臨床応用が始まり、更に脳腫瘍への応用も試みられている¹¹⁾。

SPECT (single photon emission tomography) は、PET (positron emission tomography) に比べて空間分解能は劣るが、放射性医薬品を注射後 24 時間後に術中で検出しながらすることも可能で、逆に PET の被曝問題を解決することができる。悪性腫瘍そのものをガンマカメラで検出する免疫 RI ガイド手術の進展や病変の組織部位などや手術スケジュールなどにより、適切な放射性医薬品の選択がなされれば、RI 誘導手術が、CT/MRI 誘導手術と並んで使われる日も近い。

また、X 線平面検出器を基にした術中イメージング装置として、現在開発が進められている DVT (digital volume tomography) は、第 3 のボリューム CT ともいえるべきものである。透視装置のように上部開口部は広く、腹部領域をもカバーできる側部の開口部は、全身の CT ともいえるべきスペックをもっている。現在、MR 対応として開発されており、オープン MRI 室で、近未来の MRI-DVT 誘導手術が行われる日も近い¹⁰⁾。

参考文献

- 1) 村垣善浩ほか：機能的マッピングと術中 MRI を併用したグリオーマの手術。特集・脳腫瘍。Brain Medical 13(3): 255-263, 2001.
- 2) 伊関 洋ほか：脳腫瘍摘出手術に必要な検査法—術中検査—。脳神経外科ジャーナル 11(8): 508-514, 2002.
- 3) Maruyama T, et al: Intraoperative detection of malignant gliomas using 5-Aminolevulinic acid induced protoporphyrin fluorescence, open MRI and real-time navigation system. In: Computer Assisted Radiology and Surgery (ed by Lemke HU, et al); CARS2001, Berlin, p 279, Elsevier, Amsterdam, 2001.
- 4) 伊関 洋ほか：手術における医療トレーサビリティと戦略デスク。特集イメージガイド手術の

現状と将来. 泌尿器外科 16(7): 731-737, 2003.

- 5) Iseki H, et al: New possibilities for stereotaxis information-guided stereotaxis. Stereotact Funct Neurosurg 76: 159-167, 2001.
- 6) 杉浦 円ほか: オープンMRIを中心とするインテリジェント手術室の構築. 第10回コンピュータ支援画像診断学会大会, 第9回日本コンピュータ外科学会合同論文集, p121-122, 2000.
伊関 洋ほか: 術中オープンMRI下での脳外科手術. 第10回コンピュータ支援画像診断学会大会, 第9回日本コンピュータ外科学会合同論文集, p117-118, 2000.
- 7) 伊関 洋ほか: インテリジェントオペ室・MRI誘導手術対応システム. MEDIX 39: 11-17, 2003.
- 8) 伊関 洋: バーチャルリアリティ(医療情報の可視化): 脳神経外科の最先端QOLの向上のために. 先端医療シリーズ2・脳神経外科(高倉公朋監), p169-174, 先端医療研究所, 1999.
- 9) Iseki H, et al: Clinical application of augmented reality in neurosurgical field. Proceedings Computer Graphics International 2003, p44-49, 2003.
- 10) Nambu K, et al: Digital volume tomography: a new three-dimensional imaging apparatus designed for intraoperative examination. In: Computer Assisted Radiology and Surgery (ed by Lemke HU, et al); CARS2003, London, p1295, Elsevier, Amsterdam, 2003.

Robotic Surgery

脳神経外科における Robotic Surgery

- 1) 東京女子医科大学先端生命医科学研究科大学院医学研究科先端生命医科学系専攻先端工学外科学分野,
2) 東京女子医科大学脳神経センター脳神経外科; 3) 日立製作所, 4) テルモ

伊関 洋¹⁾²⁾, 村垣 善浩¹⁾, 中村 亮一¹⁾, 西澤 幸司¹⁾³⁾
大森 繁¹⁾⁴⁾, 林 基弘¹⁾²⁾, 堀 智勝²⁾, 高倉 公朋¹⁾

キーワード CAS, precision guided surgery, robotic surgery, laser ablation, medical traceability

I. はじめに

コンピュータ外科は、1980年代後半からコンピュータ統合による診断・手術プランニングに臨床応用することから始まり、手術ナビゲーションシステムへと発展してきた²⁾。更に90年代初頭より、外科医の新しい手であるインテリジェントデバイスとしてのロボット手術が始まった。低侵襲手術におけるマニピュレーション（ロボット技術）の活用が、これからの脳外科手術の鍵である。しかし、人間の手やはしができることをロボットがしても意味は無い。重要なのは、ロボットでしかできないことをすることである。術中診断画像機器の発展とともに、オープンMRIも手術室に設置され、外科医の新しい眼である術中画像診断が当たり前の時代となった。診断・ナビゲーションは既に、術中にリアルタイムになされる事が要求されている。取得した術中情報を基に、正確にCAD (Computer aided design) でプランニングしたとおりに治療装置をCAM (Computer aided manipulation) でコントロールする診断即治療の時代となった。

II. 外科医の新しい手をコントロールするための情報処理技術

医者（オペレータ）がロボット手術をするにあつ

ては、現時点では手術操作の情報のやり取り、すなわち作動するマニピュレータをどうコントロールするかとか、決められた単純なワークをいかに効率的にするかなど視覚情報のみでマニピュレータを操作している。しかし、手術を完遂するにあたっては、術野の視覚情報だけで手術をするのではなく、患者の生理情報や手術の工程解析など様々な医療情報が必要である。特に重要なのは、治療の過程を可視化することで情報の共有化し、手術スタッフ各自の役割と操作している内容が関係者全員で理解されていることにある。手術治療ロードマップを作成し、患者をどんな状態に持っていくかを定量的目標として設定する。そして、ロボット治療の選択肢を事前に評価して、ロボットにすべきか通常の手術操作にするかの選択を行う。手術計画にしたがって、手術戦略デスクは術中モニターや術中撮影の情報を収集して、執刀医に手術戦略地図やナビゲーション情報をオンラインで供給する。執刀医は手術戦略地図を使って、操作部位を計画と照合しつつ操作を行うのである³⁾⁴⁾。

III. 精密誘導手術のための外科医の新しい手の概念

我々の開発しているロボットは、端的に言うといんテリジェントデバイスである。その仕様は、①デバ

ROBOTIC SURGERY IN NEUROSURGICAL FIELD

Hiroshi Iseki^{1,2)}, Yoshihiro Muragaki¹⁾, Ryoichi Nakamura¹⁾, Kouji Nishizawa^{1,3)}, Shigeru Omori^{1,4)}, Motohiro Hayashi^{1,2)}, Tomokatsu Hori²⁾ and Kintomo Takakura¹⁾

Division of Advanced Biomedical Engineering & Science, Graduate School of Medicine, Institute of Advanced Biomedical Engineering & Science/Dept. of Neurosurgery²⁾, Tokyo Women's Medical University
Hitachi, Ltd.³⁾, Terumo Corporation⁴⁾

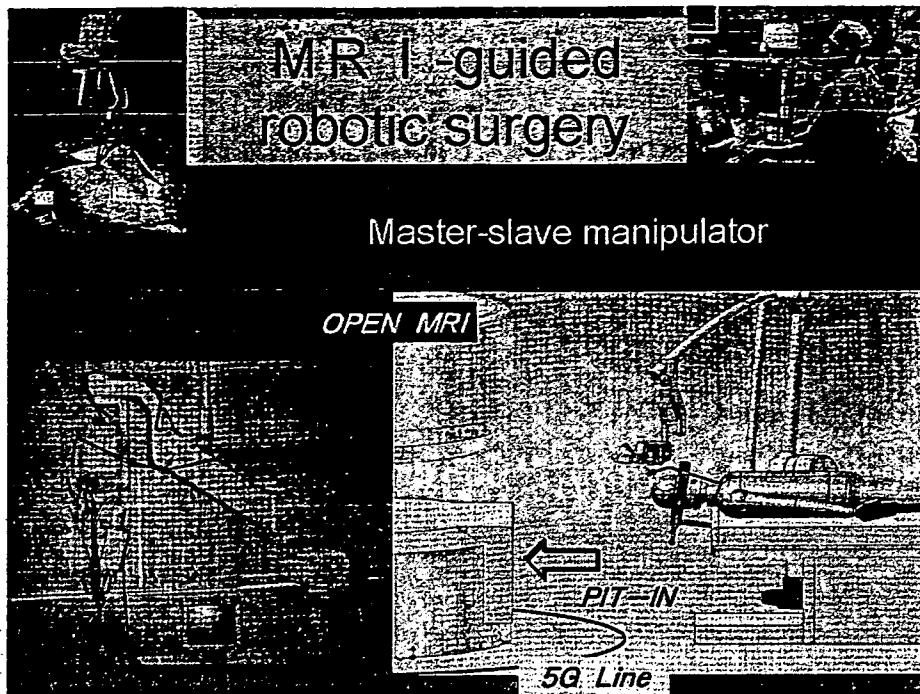


Fig. 1 MR compatible micro-manipulator system

スの三次元動作ログを常に時系列的に記録することで、常に医療トレーサビリティを保障する機能。②設定された三次元空間・目標に対して一定の（できれば6軸以上の）自由度で、コンピュータでデザインされたとおりに、コントロールできる機能。③微細にコントロールすることもできる機能。④対象に対しては、必ずしも接触しない、できれば非接触で物理的エネルギーを照射するか、対象に導入してある物質を励起することで対象物を破壊することもできる機能。⑤放射線被曝環境下での治療を想定する場合には、既存の技術の代替もしくは補完するようなシステムで、遠隔医療システムでコントロールされる機能がある⁹⁾。

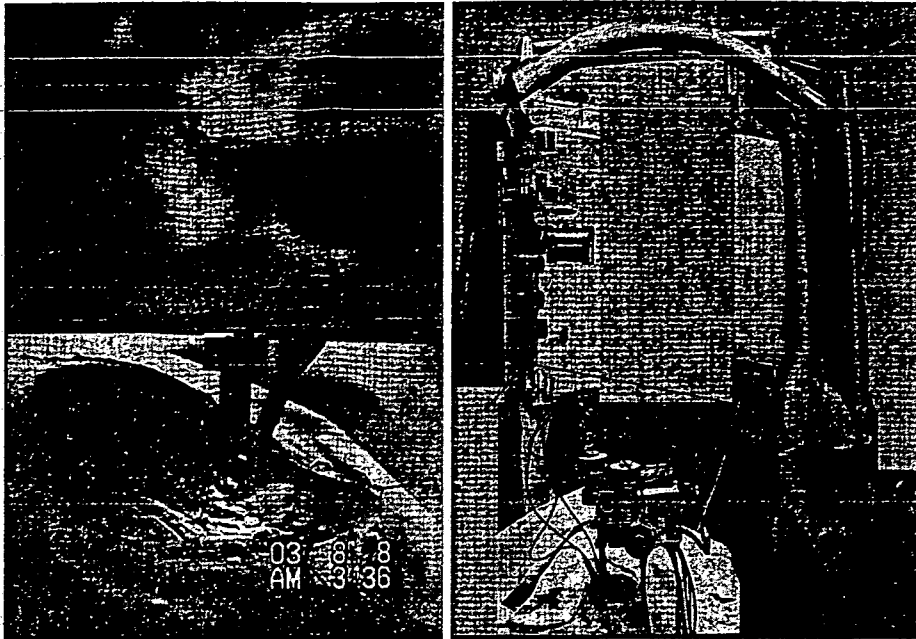
IV. 精密誘導手術操作デバイス

脳外科は、顕微鏡手術から、内視鏡手術に移行する時期に来ている。内視鏡手術においては、内視鏡手術操作に適した微細マニピュレータの開発が必須である。先端1mm、外径3mmの3本のマニピュレータを持った微細マニピュレータは、信州大学、東京女子医科大学、日立製作所と共同で開発され（HUMAN:Hyper Utility Mechatroic AssistaNt）、Neurobotとして、2002年8月に信州大学で世界初の脳外科ロボット手術を

現した¹⁾。現在、オープンMRI対応マニピュレータを開発中である（Fig.1）⁶⁾。レーザーは、1960年代末に手術器具として導入され、脳神経外科でも脳腫瘍などに使われ好成績をおさめている。半導体レーザー（micro Laser）は、照射径が120 μ mで浸透度が300 μ mと小さくピンポイントサージェリーに最適である。オートフォーカス機構を組み込んだレーザー照射装置により、eloquent areaのより微細な手術が可能で、動物実験の段階であるが臨床使用も射程距離にある（Fig.2）⁷⁾。低侵襲デバイスとしては、放射線治療ロボット（Cyber knife: CKとgamma knife: GK）が既に市販され、臨床において活躍している。両者の設計思想・機器システムの違いそのものが適応・効果にそのまま反映されている。CKはフレームレスでかつ照射ヘッド（装置）が動いて行うradiosurgeryである。一方、GKはフレーム必須でかつ照射装置が動かないradiosurgeryである。CKは、頭蓋外の病変や大きい腫瘍などに対する分割照射などが優れている。GKは、特に機能的疾患に高い優位性がある（Fig.3）⁸⁾。

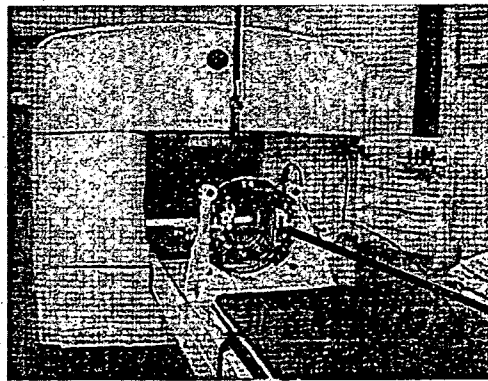
V. おわりに

21世紀の医療システムは、「可視化」された情報をチー



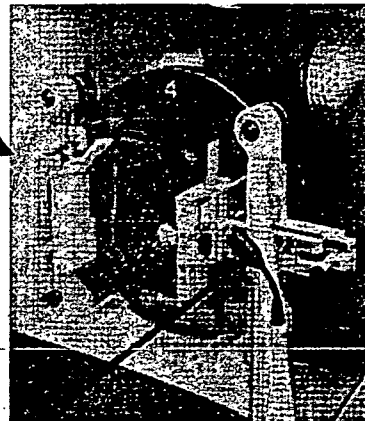
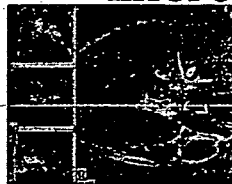
Laser ablation based on CAD-CAM

Fig. 2 Laser ablation system



Auto-Positioning System

micro-radiosurgery
(0.1mm)



γ -knife Model C - APS(2002.12~)

Fig. 3 Gamma knife Model C auto-positioning system

ムで共有し、チームによる客観的で適切な意思決定と作業分担を行い、さらに IT 技術を駆使した情報管理・シミュレーション・データベースによる治療過程の「可視化」を活用することによって、高いレベルで品質が安定した医療を確実に提供することができる仕組みである。同時に、高品質の医療情報データを継続的に集積し分析することによって、問題点の「可視化」、医学研究（診断学、低侵襲治療、目標制御管理システムなど）による知識の「可視化」や、医療用 IT システム（デジタル病態データモデル、アトラスデータベースなど）によるデータの「可視化」の開発を推進するための基盤整備も必要である。術中の状況を可視化して提供する術中オープン MRI 手術室は、術前画像を利用したナビゲーション手術で一番の問題であった手術操作による脳の変形と移動 (brain shift) を解決した。さらに、腫瘍の位置情報を必要に応じて提供できることは、手術スタッフだけではなく、当事者である患者さんにも大きな福音である。これらの基盤を基に、脳外科におけるロボット技術は花開き、ニューロエンジニアリングでの微細操作技術として発展していくと思われる。

文 献

1) Hongo K, Kobayashi S, Kakizawa Y, et al : NeuRobot : Telecontrolled Micromanipulator System For

Minimally Invasive Microneurosurgery-Preliminary Results. *Neurosurgery*, 51 : 985-988, 2002.

2) 伊関 洋, 堀 智勝, 高倉公朋, 他 : 脳神経外科領域のナビゲーションサージェリー. 特集—ナビゲーションサージェリー. 手術, 54 (12) : 1665-1673, 2000.

3) 伊関 洋, 南部恭二郎, 菅 和俊, 他 : オグメントドリフトによる先端工学外科. 特集 21 世紀の医療とロボティクス. 日本ロボット学会誌, 18 (1) : 20-23, 2000.

4) 伊関 洋, 村垣善浩, 川俣貴一, 他 : 脳神経外科におけるロボティックサージェリーの現状と将来. 臨床放射線, 47 : 431-439, 2002.

5) Iseki H, Muragaki Y, Nakamura R, et al : Robotic surgery in neurosurgical field. In : Buzug TM, Lueth TC (eds), *Perspective in Image-Guided Surgery*. (Proceedings of the Scientific Workshop on Medical Robotics, Navigation and Visualization, World Scientific, pp330-337, 2004.

6) 西澤幸司, 菅 和俊, 藤江正克, 他 : 三本のマニピュレータと内視鏡を直径 10mm の挿入部に装備した脳神経外科用 HUMAN システム. 日本機学会論文集, 70 巻 692 号. 212-218, 2004.

7) Omori S, Muragaki Y, Sakuma I, et al : Robotic Laser Surgery with $\lambda = 2.8\mu\text{m}$ Microlaser in Neurosurgery. *Journal of Robotics and Mechatronics*, 16 No. 2, 2004.

ROBOTIC SURGERY IN NEUROSURGICAL FIELD

Hiroshi Iseki^{1,2}, Yoshihiro Muragaki¹, Ryoichi Nakamura^{1,3}, Kouji Nishizawa^{1,3}, Shigeru Omori^{1,4},
Motohiro Hayashi^{1,2}, Tomokatsu Hori² and Kintomo Takakura¹

Division of Advanced Biomedical Engineering & Science, Graduate School of Medicine,
Institute of Advanced Biomedical Engineering & Science¹,
Dept. of Neurosurgery², Tokyo Women's Medical University
Hitachi, Ltd.³, Terumo Corporation⁴

Computer-aided surgery commenced in the late 1980s when computer was clinically used for diagnosis and surgical planning. Since then the computer has been used in a surgical navigation system. In the early 1990s a robotic surgery using intelligent manipulator as surgeon's new hands took place. Nowadays intraoperative diagnostic imaging as surgeon's new eyes has become ubiquitous. Diagnosis, surgical planning, and navigation are required to be real-timely performed intraoperatively. The time has really come to concurrently diagnose and treat, in which technology visualizing intraoperative medical information and minimally invasive surgery are fused. For that it is necessary to develop a system that real-timely updates information for decision making, and at the same time to present the timely, optimum treatment to be done according to the results of instant evaluation of ongoing treatment. To realize and support above system it is essential to combine a sensor which can precisely distinguishes a focal area from a normal tissue intraoperatively, and a manipulator which participates the treatment. In addition, the manipulator should be accurately controlled using a computer (computer-aided manipulation) according to the surgical plan made by a method aided by a computer (computer-aided design) based on intraoperatively acquired information. It is about to change quality of life to quality of treatment.

特集 第39回脳のシンポジウム

●脳神経外科領域の先端医療

インテリジェント手術室*

伊 関 洋^{1,2)} 村 垣 善 浩¹⁾ 丸 山 隆 志²⁾ 中 村 亮 一¹⁾
南 部 恭二郎¹⁾ 大 森 繁¹⁾ 堀 智 勝²⁾ 高 倉 公 朋¹⁾

キーワード：intraoperative MRI, manipulation, navigation, visualization, strategy desk

はじめに

情報技術、可視化、マニピュレーションが、今後の外科治療の目指す方向である。さらに、医療（特に手術・治療）の安全をいかに確保するかが重要なトレンドとなってきた。1980年代後半より、コンピュータの能力向上とともにコンピュータ外科領域においても、コンピュータ支援システムが発達してきた。初期には、画像統合による診断から始まり、手術シミュレーション、ナビゲーションと進展し、現在に至っている。術中画像の利用も、初期の超音波画像から、モバイルCTやオープンMRIの手術室への導入がなされている。最近では、小型ガンマカメラやpositron emission tomography (PET)の導入も視野に入っている。また、術前画像を基にしたナビゲーションも、術中画像をほぼリアルタイムに利用する、術中画像ナビゲーションの時代となった。さらに、術前DTI (diffusion tensor imaging) 診断による錐体路の描出が一般的となり、術者は錐体路の位置を術中に想定することも可能となった。しかし同様に、術前画像のナビゲーションの問題である brain shift を解決するためには、術中に錐体路を可視化することが、とりもなおさず、重要課題であっ

た。この課題は、錐体路を可視化できる術中拡散強調画像 (diffusion weighted imaging : DWI) と連動した、ナビゲーションの実用化とともに克服されつつある。術前手術プランニングが精緻になればなるほど、実際の手術との整合性が問題となってくる。これを解決する誘導技術として、画像誘導手術・情報誘導手術を経て、精密誘導手術の確立する時期がきたのである。現在、ロボット技術の進展とともに、マニピュレータ制御術が発達し、da Vinci/Zeus/Robodocなどの手術マニピュレータが普及しつつある。特に、計画した通りに正確に手術操作を実行することは、人間の手では困難なことが多い。それを解決する手段の1つである手術マニピュレータは、精密手術を遂行する外科医の新しい手である。手術を遂行する上で、各局面における決断のための情報は即時に更新され、治療行為の結果は直ちに評価され、手術スタッフに時々刻々の変化に対応した、次の最適な解決法が提示される仕組みである。術中にリアルタイムに治療行為を支援するシステムの中核である手術戦略デスクは、外科医の新しい脳である。とりもなおさず、外科医の新しい目・手・脳^{1,2)}が三位一体となった、精密誘導手術の幕開けである。

2004年8月3日受稿

* Intelligent operating theater.

¹⁾ 東京女子医科大学先端生命医科学研究科大学院医学研究科先端生命医科学専攻先端工学外科学分野, ²⁾ 東京女子医科大学脳神経センター脳神経外科 (〒162-8666 東京都新宿区河田町8-1) Hiroshi ISEKI^{1,2)}, Yoshihiro MURAGAKI¹⁾, Takashi MARUYAMA²⁾, Ryoichi NAKAMURA¹⁾, Kyojiro NANBU¹⁾, Shigeru OHMORI¹⁾, Tomokatsu HORI²⁾, Kintomo TAKAKURA¹⁾: ¹⁾ Faculty of Advanced Techno-Surgery (FATS), Division of Advanced Biomedical Engineering & Science (R & D), Graduate School of Medicine, ²⁾ Institute of Advanced Biomedical Engineering & Science (ABME & S)/Department of Neurosurgery, Neurological Institute (Clinical Division); Tokyo Women's Medical University, 8-1 Kawada-cho, Shinjuku-ku, Tokyo 162-8666, Japan.

0001-8724/D4/Y.500/論文/JCLS

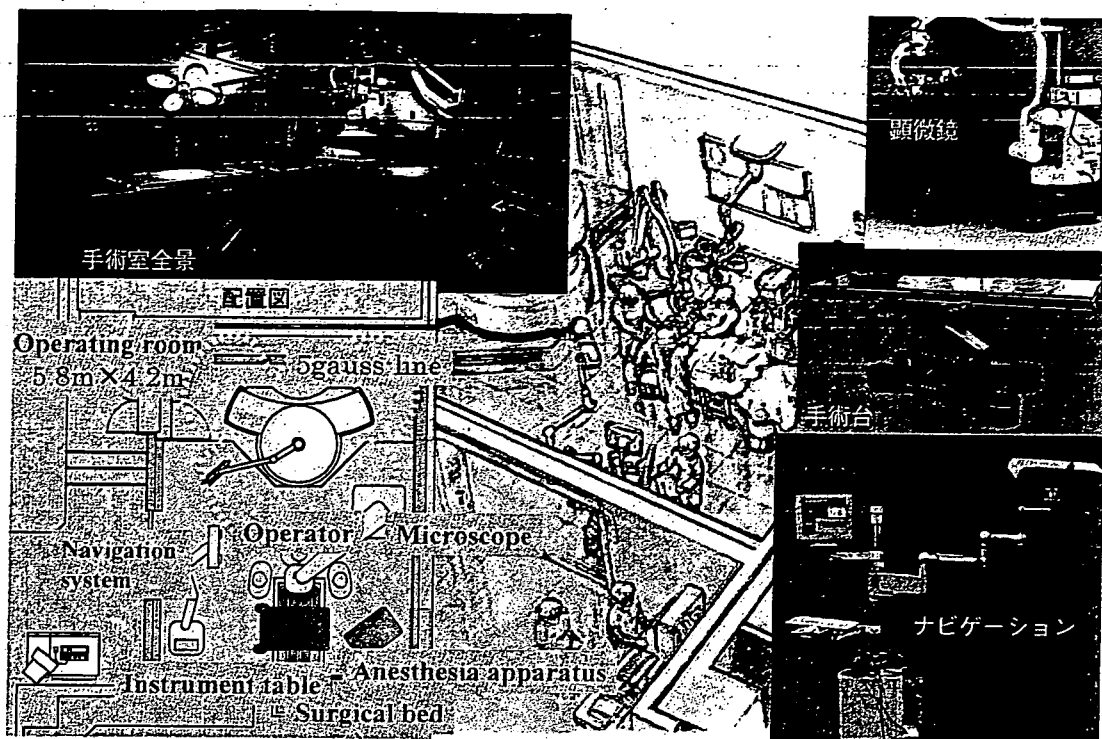


図1 インテリジェント手術室の概要

I. 術中にMR画像で脳および手術の状態を検査する利点

従来の悪性脳腫瘍の手術では、術者は術前の画像診断を基に手術計画を立て、手術室ではその計画に基づいて手術を実行する。術中においては、脳腫瘍の残存や brain shift については、手術スタッフの経験を基に、術前の画像と勘案しながら、状況を予想し判断するのが普通である。すなわち、職人芸と経験の世界である。術後において、MR や CT などの画像診断を見てはじめて、術中の状態を知り、そのときの決断について、どこがよくてどこが問題であるか判断し、次の手術に生かすこととなる。残念ながら、終わってしまった手術には、その結果を反映することができないのである。残存腫瘍に対しては、再手術を考えるか、別の手段を選択することになる。術中に、MR 画像を撮像することは、常に現在の状況を正確に、かつ的確に把握することができる。術中 MR 画像で腫瘍の残存部位が判明した時点で、その残存腫瘍を術中に摘出すればよいのである。常に、手術操作の結果を MR 画像で評価し、最適な手段を実行するだけである。すなわち、手術スタッフは、その手術を納得して終了することが最大の利点である^{3,4)}。

II. 外科医の新しい目としてのインテリジェント手術室

インテリジェント手術室では、術中画像、特に MRI を用い、また形態を見るために画像だけではなく、機能や代謝を反映するような種々のイメージングを活用することが必須である⁵⁾(図1)。

脳神経外科手術においては、術後の機能温存のためには病変部位を必要なだけ、かつできるだけ少なく切除することが求められている。悪性脳腫瘍手術においては、腫瘍が周辺組織に浸潤し、腫瘍組織と健常組織の境界が不明瞭なことが一般的である。再発を抑えるためには、通常は腫瘍組織の完全除去を優先し、疑わしき部分を含めて切除する方法が幅広く採られている。しかし、必要以上の切除は望ましいものではなく、不用意な切除は脳機能に対して深刻な打撃を与えかねないので、積極的な治療が困難である。このような境界に関する情報を MRI, X線 CT 等の術前三次元画像情報、ならびに肉眼による観察のみにより手術を行うにはおのずから限界があり、術中における新たな病変部位同定方法の開発が望まれている。術中の MRI は、現在の状況をリアルタイムで術者に提示することで、現状の認識を容易に理解させ、次の手術操作を行う上

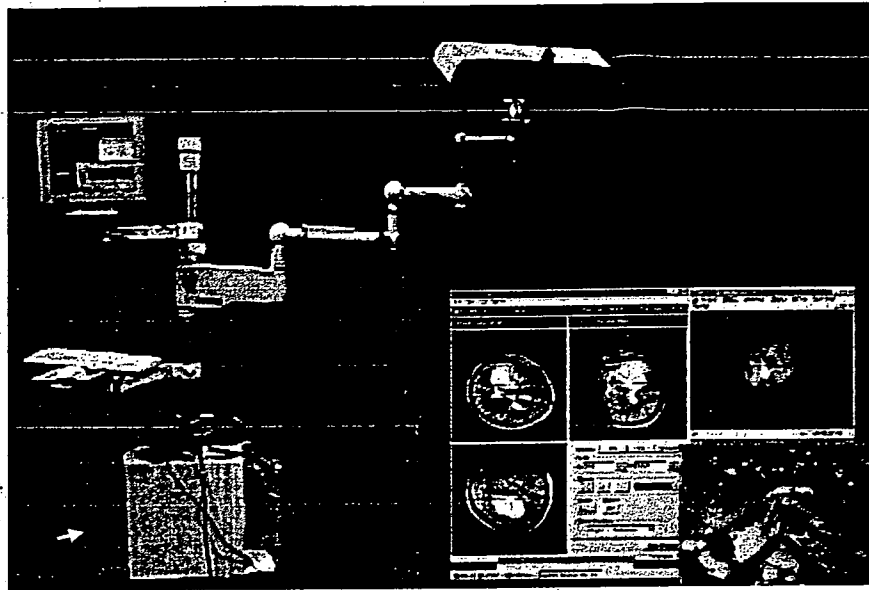


図2 リアルタイムアップデートナビゲーション

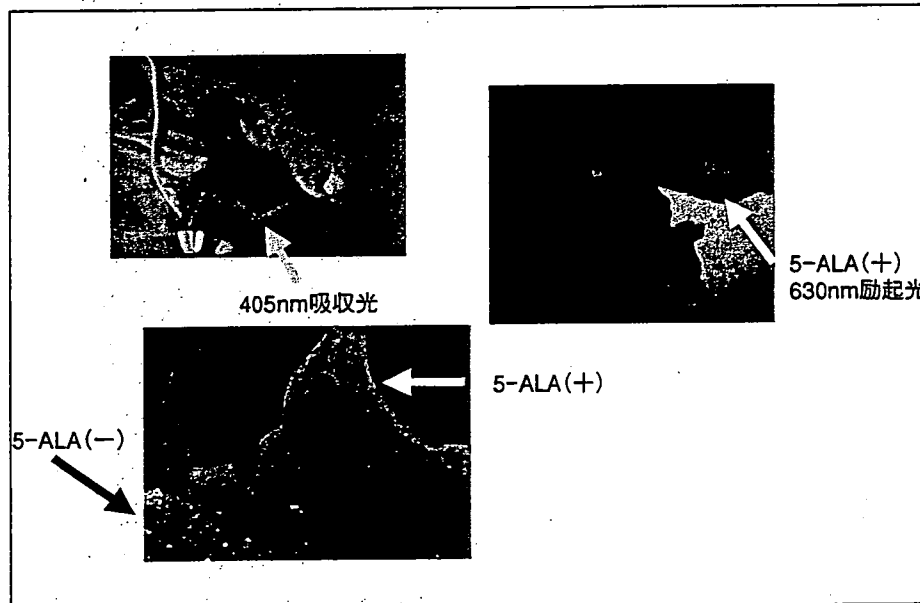


図3 5-ALAによるケミカルナビゲーション

での option を決断させる役割を持っている。手術操作による臓器の変形や移動に追従するには術前画像だけでは不足で、術中に撮影装置を移動させて術中画像を取得し、ナビゲーション情報を更新する必要がある。リアルタイムアップデートナビゲーションは、残存腫瘍を可視化し全摘出を可能とする。また、運動神経の経路である錐体路を可視化できる拡散強調画像によ

る DWI ナビゲーションを併用することで、錐体路などを術中に温存する手術が可能で、運動麻痺の合併症を避けつつ最大限の腫瘍摘出が可能である(図2)。また、術中病変部位同定手法の1つとして、5-ALA を経口投与し、術中に405nmの青色光を術野に照射することで、腫瘍部分を選択的に蛍光染色し、光学的に病変部位を同定するケミカルナビゲーションが普及してい

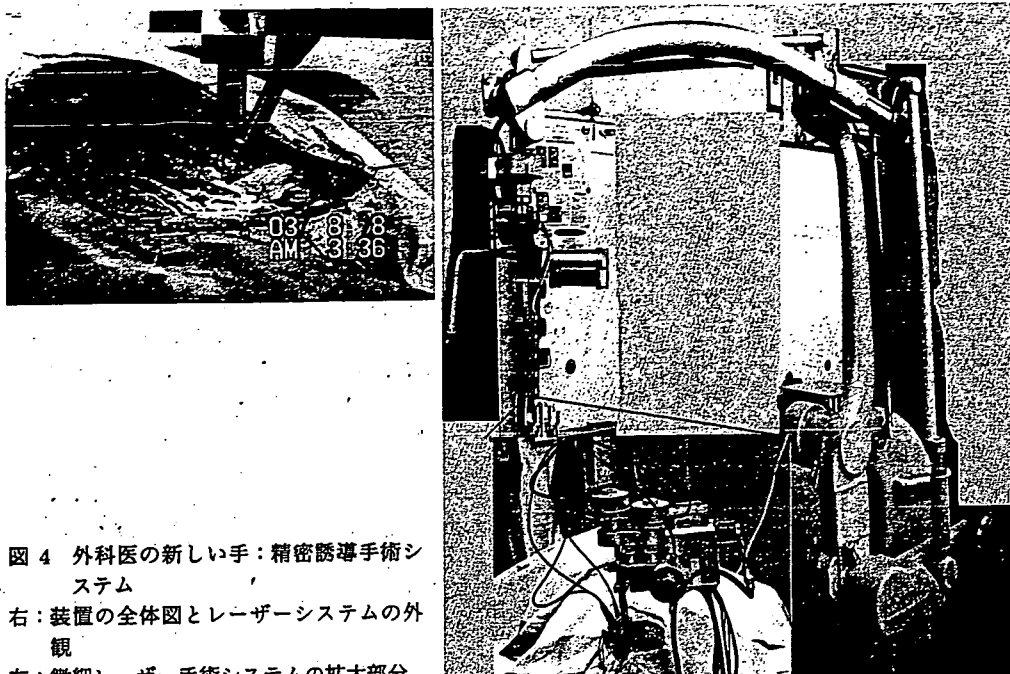


図4 外科医の新しい手：精密誘導手術システム
 右：装置の全体図とレーザーシステムの外観
 左：微細レーザー手術システムの拡大部分

る。インテリジェント手術室では、医療スタッフの要望に応じて、腫瘍を蛍光画像や必要な鳥瞰図や手術経路に沿った三次元断面像などをリアルタイムに表示することもできる。術中画像による手術支援は、安全かつ正確に手術を終了させるためには必須な支援技術なのである^{6,7)}(図3)。

Ⅲ. 外科医の新しい手

低侵襲手術治療を推進する上では、微細操作における外科医の技能の限界を超えるための道具装置が必要である。手術支援マニピュレータは、人間の手の動きや形態を模倣する必要はない。また設定された命令だけを忠実に遂行する産業用ロボットのようなものも適さない。むしろ、思うがままに動く道具であって、外科医の肉体的技能によらず、一定の微細操作能力で手術ができるシステムが望ましい。さらに、非接触で手術計画通りに機能領域の残存腫瘍に対して、100ミクロン単位で微細手術が可能な精密レーザー手術システム (computer aided design & computer aided manipulation: CAD-CAM) が必須である。脳神経外科手術領域では、手術前に撮影したMRI、CTなどの三次元画像を用いて術前計画を行い、術者を誘導するナビゲーションシステムが普及し始めている。これは脳の内部の腫瘍位置を定量的に把握した後、ディスプレイ表示もしくはマニピュレータにより術具を誘導する。腫瘍

を取り除く方法としては、放射線治療器を患部まで誘導し、物理的に腫瘍にダメージを与えるか、もしくは鉗子を用いて術者の手により取り除くのが一般的である。しかしながら、いずれの方法でも正常組織を傷つけずに、腫瘍を全て取り除くことは困難であった。特に脳神経外科分野では、腫瘍の除去率と5年後の生存率は密接に関係しており、除去率の向上は治療の上では重大な問題であった。

手術支援マニピュレータは少なくとも以下の3つの機能を持っていなければならない。(1) 対象組織を的確に手術する「手」を提供する、(2) 外科医が手術対象物をしっかり確認し・観察するための「目」を提供する、(3) 手術中に手術を誘導 (ナビゲーション) するための情報を「目」の情報と統合して提供する。われわれが目指す手術支援マニピュレータとは、外科医の新しい目と手となるインテリジェント・マニピュレータシステムである。すなわち、手術デバイス単体ではなく、上記の3つの機能を持つ総合的システムである。たとえば、普通の手術器具を手を持って操作する際、外科医は視覚と並んで「手応え」の微妙な感覚に依存している。しかし手術マニピュレータにおいては、手応えを人工的に作り出してフィードバックしなくてはならない。このようなフィードバックには、代行感覚を用いるのが適当である。手術マニピュレータの先端に自分の手と目があるかのように感じられる操作環境

インテリジェント手術室での235症例

症例内訳

- グリオーマ (149)

 - 下垂体近傍腫瘍 (40)
 - 水頭症 (3)
 - 脳動静脈奇形 (7)
 - 血管芽腫 (14)
 - 髄膜腫 (4)
 - その他 (18+(1))
- 235 症例
- ナビゲーション (157)
 - 覚醒下手術 (27)
 - 5-ALA 化学的ナビゲーション (76)
- (2003年3月13日~2004年7月23日)

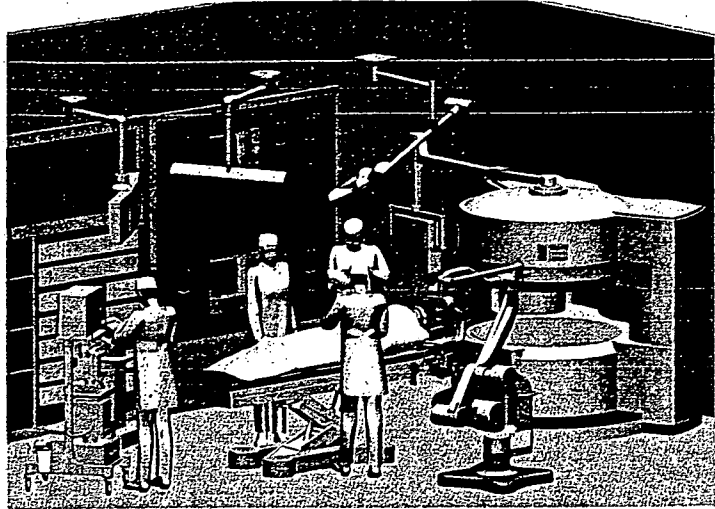


図5 インテリジェント手術室の情景

(tele-existence)を提供することによって初めて、外科医はマニピュレータを自在にあやつって安全・確実に操作できるようになる。

精密レーザー手術システムは、CAD (computer-aided design) にて手術対象部の状態を特定し、その部位を正確に蒸散するCAM (computer aided manipulation)の機能を有す。ケミカルナビゲーションである5-ALAを用いて、蛍光染色された残存腫瘍部位の三次元位置・形状を計測し、segmentationすることで蒸散すべき範囲をコンピュータ上で指定する。指定された範囲に微細手術器具(波長2.8 μ mの微細レーザー)を位置決めした後、蒸散治療を行う。本システムは、レーザー位置決めマニピュレータと、患部の三次元位置・形状データ計測部から構成される。機能画像と位置情報および、微細作業を可能とするロボット技術、レーザー技術が融合し、より安全、確実、かつ精密に腫瘍を切除することが可能となるシステムである⁶⁾(図4)。

IV. 外科医の新しい脳

手術に際しては、戦略デスクはその機能を拡張した手術戦略デスクになる。これは手術プロセスを管理する中枢である。手術戦略を立案し、手術の進捗をチェックしつつ執刀医を誘導し、状況に合わせて戦略を修正する。もちろん執刀医自身も手術戦略デスクに参画する。

術前に手術計画を立案する。医療情報・画像情報を収集して分析し、手術の経過をシミュレーション等で予想して、手術の手順を組立て、目印を設定するなどして計画を立案する。さらに術中に計画の手直しが必

要になった時に備えて、判断の材料となる情報を整理して、手術戦略(strategy)を準備する。そして手術時に観察されるであろう形態情報・機能部位の位置・手術予定部位の範囲・手術の過程に伴う形態の変化の予想図などの様々な情報を、相互に位置的に対応付けてコンピュータのIT空間に蓄積し、1つの三次元的手術戦略地図に集約する。

手術中には、手術戦略デスクは術中モニターや術中撮影の情報を収集して、執刀医に手術戦略地図やナビゲーション情報をオンラインで供給する。執刀医は増強現実映像(augmented reality)として表示された手術戦略地図を使って、操作部位を計画と照合しつつ操作を行う。手術戦略デスクは手術の過程をモニターし、必要に応じて術中撮影で得た情報を地図に付け加えて、計画を修正したり、術中の予期せぬ問題に対する手術戦略の修正・再構築を行い、必要に応じて Doc On Demand を介して助言する。執刀医との連携には、マルチメディアを利用した双方向的インターフェイスを用いる。さらに手術戦略デスクは、医療情報ネットワークにリンクして、低侵襲手術に必要な手術精度の向上、検査診断システムの低侵襲化・多角化・迅速化などの技術改良に寄与し、また遠隔手術(tele-operation)を含む遠隔医療(tele-medicine)を支援することが期待される。

「手術イベントレコーダ」は、術中のすべての医療情報を経時的に記録し保存するシステムで、特に術後の回復期の管理を最適かつ効率的にするのに有効と考えられている。麻酔管理情報・生体情報・手術情報(術野映像)を経時的デジタル情報として収集し、記録する。

記録は手術の評価や潜在的問題点の洗い出しのほか、手術中に危険な状況(ニアミス)などが発生した場合の事後分析にも用いられる。手術イベントデータを蓄積して、最終的には術中の患者の状態を予測できるデジタル病態生体モデル「手術イベントシミュレータ」を構築することを目指している。これを用いて手術計画の事前検討を行い、問題点や留意点をピックアップし、手術戦略を系統的に構築する。

処置中にトラブルが発生した時には、程度の差こそあれ、専門医でも研修医でもその対処にリアルタイムでの決断が迫られる。コンピュータ支援技術で、現状の事態をわかりやすく提示し、その解決法をわかりやすく示すことで、混乱を防止し悪循環の輪を断ち切ることが可能となる。これを実現するリアルタイムデモンメーションを支援する技術の1つが、目標制御管理システム(target-controlled management: TCM)である。TCMとは、治療に対する患者の反応の予測と実際の反応との違いを測定してフィードバックすることで、治療手段を調節し最適化する手法である。このためには、治療プロセスを可視化することが本質的に重要である。逆に、治療チームの一員として患者自身が参画するケースが増えるにしたがって、治療プロセスの可視化は否応なく進むであろう。まず、長期的治療計画と当面の計画を組み合わせた治療ロードマップを作成し、患者をどんな状態に持っていかを定量的目標として設定する。そして、治療の選択肢を事前に評価して、選択を行う。実際に治療を行ったあと、患者の反応を治療動態パラメータとして計測し、これに基づいて次の選択肢を検討する。選択肢の事前評価には、治療操作に対する患者の反応の因果関係モデル(効果部位コンパートメント, effect-site compartment)を使い、強く期待される反応、および、たとえ可能性が低くても留意すべきリスクを、患者の治療動態パラメータから予測する^{1,2)}。

おわりに

将来の術中三次元画像に基づく治療技術として、残存腫瘍の確認にも術中のリアルタイムセグメンテーションが可能となりつつあり、腫瘍の切除率に貢献することは間違いない。現在、超小型ガンマカメラの開発が進められ、術中に使用されているガンマカメラの小型化とともに、RI (radio isotope) を利用して病変部を標識し、術中に標識組織を可視化しながら、病変部を的確にかつ容易に摘出する術中臨床応用が進められ、センチネルリンパ節を同定する RI-guided surgery が脚光を浴びている。術中に大腸がんや直腸がんをよ

り精度よく、正確に摘出する目的で免疫核医学を応用した免疫 RI ガイド手術 (radioimmunoguided surgery) や、乳がんのセンチネルリンパ節生検への臨床応用が始まり、さらに脳腫瘍への応用も試みられている。SPECT (single photon emission tomography) は、PET (positron emission tomography) に比べて空間分解能は劣るが、放射性医薬品を注射後 24 時間後に術中で検出しながら手術することも可能で、逆に PET の被曝問題を解決することができる。悪性腫瘍そのものをガンマカメラで検出する免疫 RI ガイド手術の進展や、病変の組織部位などや手術スケジュールなどにより、適切な放射性医薬品の選択がなされれば、RI 誘導手術が、CT/MRI 誘導手術と並んで使われる日も近い。また、X 線平面検出器を基にした術中イメージング装置として、現在開発が進められている DVT (digital volume tomography) は、第 3 のボリューム CT ともいべきものである。透視装置のように上部開口部は広く、腹部領域をもカバーできる側部の開口部は、全身の CT ともいべきスペックを持っている。現在、MR 対応として開発されており、オープン MRI 室で、近未来の MRI-DVT 誘導手術が行われる日も近い⁹⁾ (図 5)。

文献

- 1) 伊関 洋, 杉浦 円, 村垣善浩: 術中オープン MRI 下での脳外科手術. 第 10 回コンピュータ支援画像診断学会大会, 第 9 回日本コンピュータ外科学会合同論文集, pp.117-118, 2000
- 2) Iseki H, Muragaki Y, Taira T, et al: New possibilities for stereotaxis information-guided stereotaxis. *Stereotac Funct Neurosurg* 76: 159-167, 2001
- 3) 伊関 洋, 村垣善浩, 丸山隆志, 他: 脳腫瘍摘出手術に必要な検査法一術中検査一. *脳神経外科ジャーナル* 11: 508-514, 2002
- 4) 伊関 洋, 村垣善浩, 中村亮一, 他: 手術における医療トレーサビリティと戦略デスク. *泌尿器外科* 16: 731-737, 2003
- 5) 伊関 洋, 村垣善浩, 中村亮一, 他: インテリジェントオペ室・MRI 誘導手術対応システム. *MEDIX* 39: 11-17, 2003
- 6) Iseki H, Muragaki Y, Naemura K, et al: Clinical application of augmented reality in neurosurgical field. *Proceedings Computer Graphics International 2003*; pp44-49, 2003
- 7) 村垣善浩, 丸山隆志, 伊関 洋, 他: 機能的マッピングと術中 MRI を併用したグリオーマの手術. *Brain Medical* 13: 255-263, 2001
- 8) Maruyama T, Muragaki Y, Iseki H, et al: Intraoperative detection of malignant gliomas using 5-Aminolevulinic acid induced protoporphyrin fluorescence, open MRI and real-time navigation system. In *Computer Assisted Radiology and Surgery, CARS2001*, Berlin, eds by Lemke HU

- et al, Elsevier, Amsterdam, 2001, pp279
- 9) Nambu K, Nomura S, Ohryu S : Digital volume tomography : a new three-dimensional imaging apparatus designed for intraoperative examination. In Computer Assisted Radiology and Surgery ; CARS2003, London, eds by Lemke HU et al, Elsevier, Amsterdam, 2003, pp1295
- 10) 杉浦 円, 伊関 洋, 村垣善浩, 他 : オープンMRIを中心とするインテリジェント手術室の構築. 第10回コンピュータ支援画像診断学会大会, 第9回日本コンピュータ外科学会合同論文集. 2000, pp121-122

Abstract

Intelligent operating theater

Hiroshi Iseki^{1,2)}, Yoshihiro Muragaki¹⁾, Takashi Maruyama²⁾, Ryoichi Nakamura¹⁾,
Kyojiro Nanbu¹⁾, Shigeru Ohmori¹⁾, Tomokatsu Hori²⁾, Kintomo Takakura¹⁾

from

¹⁾ Faculty of Advanced Techno-Surgery (FATS), Division of Advanced Biomedical Engineering & Science (R & D),
Graduate School of Medicine, Tokyo Women's Medical University,

²⁾ Institute of Advanced Biomedical Engineering & Science (ABME & S) /Department of Neurosurgery,
Neurological Institute (Clinical Division), Tokyo Women's Medical University,
8-1 Kawada-cho, Shinjuku-ku, Tokyo 162-8666, Japan.

Computer-aided surgery commenced in the late 1980s when computer was clinically used for diagnosis and surgical planning. Since then the computer has been used in a surgical navigation system. In the early 1990s a robotic surgery using intelligent manipulator as surgeon's new hands took place. Nowadays intraoperative diagnostic imaging as surgeon's new eyes has become ubiquitous. Diagnosis, surgical planning, and navigation are required to be real-time performed intraoperatively. The time has really come to concurrently diagnose and treat, in which technology visualizing intraoperative medical information and minimally invasive surgery are fused. For that it is necessary to develop a system that real-time updates information for decision making, and at the same time to present the timely, optimum treatment to be done according to the results of instant evaluation of ongoing treatment. To realize and support above system it is essential to combine a sensor which can precisely distinguish a focal area from a normal tissue intraoperatively, and a manipulator which participates the treatment. In addition, the manipulator should be accurately controlled using a computer (computer-aided manipulation) according to the surgical plan made by a method aided by a computer (computer-aided design) based on intraoperatively acquired information. It is about to change quality of life to quality of treatment.

(Received : August 3, 2004)

Shinkei Kenkyu no Shinpo (Advances in Neurological Sciences), Vol. 48, No. 6, pp860-866, 2004.
IGAKU-SHOIN Ltd., Tokyo, Japan.