

治療計画と複数ナビゲーションの統合による MRI 誘導下穿刺術の精度向上

Integration of Surgical Planning and Multi-mode Navigation Improves Accuracy of MR-guided Insertion Procedure

仲本秀和 (学生会員)^{ab*}, 安永武史^{cd}, 橋爪 誠^d, 伊関 洋^a

^a 東京女子医科大学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

^b (株)日立メディコ 応用機器開発室

^c (株)日立メディコ 医学連携室

^d 九州大学大学院医学研究院先端医療医学

Hidekazu Nakamoto^{ab}, Takefumi Yasunaga^{cd}, Makoto Hashizume^d, Hiroshi Iseki^a

^a Faculty of Advanced Techno-Surgery, Institute of Advanced Biomedical Engineering & Science, Tokyo Women's Medical University

^b Application Development Office, Hitachi Medical Corporation

^c Corporate Strategy Division, Hitachi Medical Corporation

^d Department of Advanced Medical Initiatives, Faculty of Medical Sciences, Kyushu University

Abstract

We have developed a real-time MR image-guided surgical support system. To assist the operation-guide imaging and display technique, we developed an image controller by integrating an improved two-dimensional real-time image-guide (Interactive Scan Control:ISC), a three-dimensional high-resolution image-guide (3D-navigation) and an image fusion technique (Augmented reality-navigation) that has improved the function of displaying segmented images of individual organs. Moreover, an additional preoperative planning function has been prototyped, which perioperatively displays positional information of access path calculated on three-dimensional MRI images using the three-dimensional high-resolution image-guide.

Application of this system to an in-vivo experiment confirmed the operator to easily puncture the target with these four functions.

Keywords

Navigation, Image-guide, Open-type MRI, Puncture, Precision

*東京女子医科大学

〒162-8666 東京都新宿区河田町 8-1

nakamoto-h@abmes.twmu.ac.jp

nakamoto-h@kf.hitachi-medical.co.jp

受付 2007 年 10 月 23 日 ; 採択 2008 年 3 月 3 日

1. はじめに

患者による医療機関の選別および治療方法の選択肢の広がりにより、低侵襲治療が普及しつつあり、外科手術手技は大切開手術から内視鏡下手術への移行が加速してい

る¹⁾。一方で内視鏡下手術では、限定された視野と手術空間により手技・適応の制約や術者ストレスの増大という問題を生じている。また、腹部一般の内視鏡外科手術では腹部臓器が術中に変形・移動するため、直視不可能な部位では腫瘍の位置を常に把握することが難しく、術具を目標位置(ターゲット)に誘導するのに多くの時間を要することがあった²⁾。

近年、術中のMRI画像を用いて穿刺針などの術具をターゲットに到達させるInterventional MRI(I-MRI)システムが登場し、いくつかの報告がなされている。具体的には二次元で表示する2Dナビゲーション³⁾⁻⁵⁾、三次元で表示する3Dナビゲーション⁶⁾⁷⁾、腫瘍の位置を内視鏡映像上に重畳表示するAugmented Reality (AR)ナビゲーション⁸⁾⁹⁾および術前画像を用いて手術経路をシミュレートする術前プランニングがある¹⁰⁾¹¹⁾。このように、術中の画像情報を用いた術中ガイドイメージング機能により安全で高精度な穿刺を行なうことが可能になった。このようにI-MRIを利用した手術において、拍動や呼吸動によるターゲットの術中変位という問題を解決できるため、現在は術者に分かりやすく術具をターゲットに誘導する技術が穿刺精度を左右する非常に重要な要因となっている。しかしながら、上記ナビゲーション機能の報告は単体評価がメインであり、各機能併用時の穿刺精度の詳しい報告は少ない。そこで本研究では、I-MRIにおける術中ガイドイメージングの穿刺精度向上を目的として、上記4機能を統合するイメージコントローラを開発し、穿刺精度を測定し評価を行なった。穿刺精度に影響を与えると考えられる要因として、術前プランニングの基本性能および機能連動時の効果に注目し、術前の手術経路算出の重要性について検討を行なった。

2. 方法

本研究で使用したMRIは、0.3Tで430mm水平ギャップの永久磁石タイプオープンMRI(AIRIS-[®]、日立メディコ製)であり、手術室システムの詳細については以前に報告がされている¹²⁾¹³⁾。また、各種ナビゲーションは、I-MRI下の穿刺に適用することを目的としており、術具・穿刺針

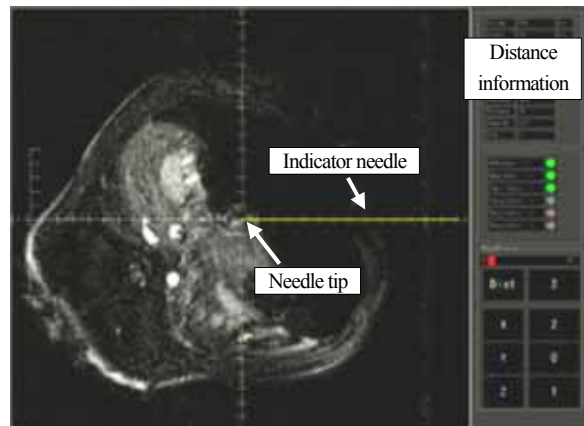


Fig. 1 Appearance of Puncture on ISC image.

の動きを自動的に追従するために、光学式トラッキングデバイス: POLARIS[®] (Northern Digital Inc.)の持つ座標系に基づいた術具位置情報(POLARIS[®]座標)をリアルタイムに検出している。以下、ブタ(約25kg)の気腹画像を用いて各機能の詳細を説明する。

2.1 各種ナビゲーション機能

2.1.1 2Dナビゲーション(ISC)

2Dナビゲーション: Interactive Scan Control(ISC)⁴⁾⁵⁾は、穿刺針の位置をリアルタイムに検出し、穿刺針を含む二次元断面を準リアルタイム(0.5~2秒/frame)で追従および撮像する機能である。よって、フルオロ撮像を中断することなく撮像位置を任意に変更できる。GUI windowの例をFig. 1に示す。ISCの特徴として、穿刺針先端を必ず画面中心に表示し、周辺組織が相対表示される仕様としている。また、画面上に指標となる色線(実線または波線)を表示することで、体外でも針位置を認識できるようにしている。よって、術者は画像上に表示されるターゲットを穿刺針経路上になるよう針位置を修正し、そのまま穿刺することでターゲットに到達することができる。さらに、針位置に対してAxial/SAG/COR断面やオフセットの変更も術者の要望に応じて即座に変更することができる。

2.1.2 3Dナビゲーション

3Dナビゲーション¹²⁾⁻¹⁵⁾は画像処理ワークステーション:

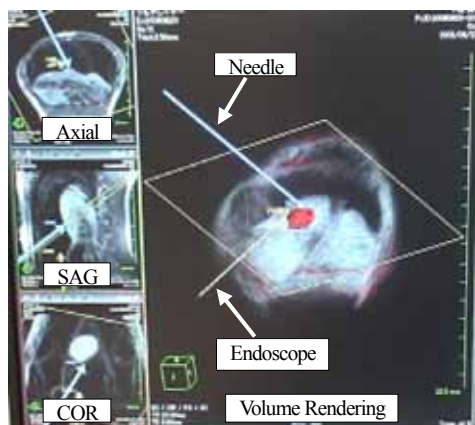


Fig. 2 Appearance of Puncture on 3D-navigation image.

Virtual Place™ (Ver.2.03, AZE Ltd.) をベースに外部機器との通信機能と術具位置情報を 3D 画像上にリアルタイム表示する機能を追加した。GUI window の例を Fig. 2 に示す。Virtual Place の基本性能として、術前ボリュームデータの 3 軸断面および Volume Rendering 表示の他、腫瘍や臓器等の任意の位置をセグメンテーション（特定領域の登録）する機能があり、周辺臓器とターゲットを立体的に識別することができる。さらに、POLARIS®で検出される術具位置情報を 200ms 間隔で受信し、3 軸断面および Volume Rendering 画像上に随時表示することで、術具位置を三次元的に把握することが可能となる。

2.1.3 AR ナビゲーション

AR ナビゲーション¹²⁾ は、腫瘍や臓器等のセグメンテーション領域を内視鏡映像上に投影表示する機能である。GUI window の例を Fig. 3 に示す。POLARIS®で検出される内視鏡位置情報を 200ms 間隔で受信し、セグメンテーションデータ表示位置の計算および拡大縮小処理をリアルタイムに行ない、内視鏡映像上に投影表示する。GUI は内視鏡映像・画像重畳部、セグメンテーション表示コントロール部、メッセージ部で構成されている。セグメンテーション領域は最大 12 パターン表示可能である。また、セグメンテーション内部を透明化（又は半透明化を選択）することで、内視鏡情報を極力隠さないようにし手術の妨げとならないようにした。その他、術具位置 - 各セグメンテーシ

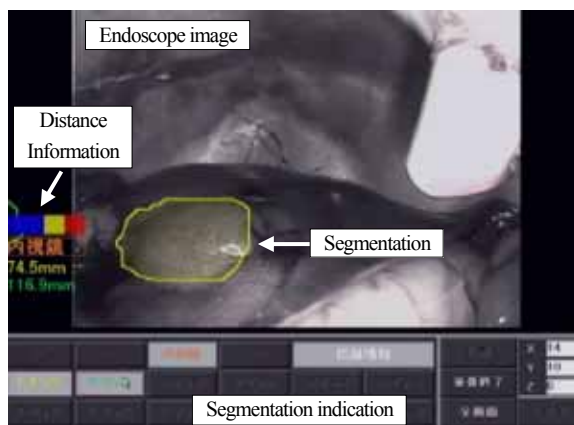


Fig. 3 Appearance of GUI window on AR navigation image.

ョン中心領域までの距離をメッセージ部に表示することで、術具間の距離情報（奥行き情報）を視覚的に捉えられるようにした。

2.1.4 術前プランニング

術前プランニング（以下、プランニング¹²⁾ は手術直前にアクセス経路を算出し、手術時における算出経路の明示と術具誘導による術者の手術アシストを行なう機能である。プランニングは前記 Virtual Place™ (Ver.2.03, AZE Ltd.) をベースに手術経路算出機能を追加した。GUI window の例を Fig. 4 に示す。Virtual Place の基本機能によるセグメンテーション後、周辺臓器と腫瘍の位置関係を把握しながら刺入点、ターゲットおよびアクセス不可領域の設定を行なう。刺入点とターゲットを結ぶ手術経路は最大 4 経路 / プランの算出が可能であり、最大 5 プランの登録ができる。更に、術具の種類・長さ指定することでアプローチ可否チェック機能が働き、下記 3 条件に該当する場合には警告内容を赤色表示して注意を促すようにした。

- 術具長 > 刺入点と MRI ガントリ上部までの距離
- 術具長 < 刺入点とターゲットまでの距離

手術経路上にアクセス不可領域が存在する場合

手術時においては、算出した手術経路と術具位置情報を 3 軸断面および Volume Rendering 上に表示することで差異を明確化し、視覚的に穿刺経路補正を促すようにした。

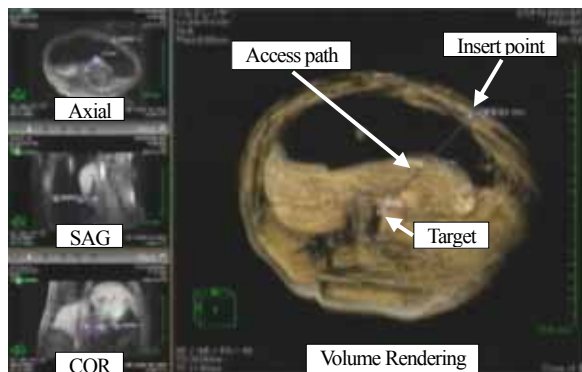


Fig. 4 Preoperative planning image on 3D-navigation.

2.2 開発したシステム

術中ガイドイメージングの目的は、手術を中断することなく術具位置を連続追跡し、各ナビゲーション機能を連動することである。術中ガイドイメージング機能のシステム構成図を Fig. 5 に示す。本機能は ISC 3D ナビゲーション、AR ナビゲーションを統括するイメージコントローラを中心に構成されており、DICOM サーバやレジストレーション機能も付属している。また、POLARIS[®] から術具位置情報を受信する機能を備えており、受け取った術具位置情報を MRI 装置座標に変換し、ISC・3D ナビゲーション・AR ナビゲーションに同時送信することができる。また、各ナビゲーションの座標軸を MRI 装置座標に統一することで、座標変換処理の共通化とデータ共有によるシステム統合を実現した。その他、プランニング情報の管理機能を備えており、手術中における術具 - ターゲット間の距離情報把握と手術経路のリアルタイム変更が可能になる。これより、手術情報のリアルタイム表示と手術状況に応じたプラン変更を即座に実行することができる。

2.3 評価実験

本実験は前記4機能を用いて In-vivo 穿刺実験による効果を検証した。MRI 室内の機器・器具類の配置を Fig. 6 に示す。実験前準備として、全身麻酔下でブタ（約 25kg）の四肢を固定し、開腹後模擬腫瘍と見立てた生体ファントム（アガロースゲルで作製、直径約 15mm）を肝臓に 2 箇所埋め込み、MRI 対応内視鏡¹⁷⁾を設置し、開腹後気腹した。

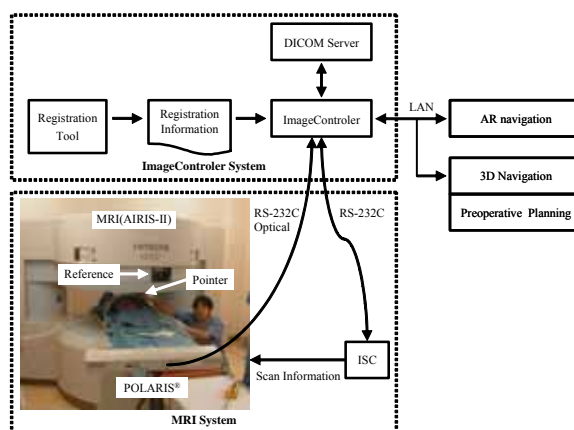


Fig. 5 System configuration.

3D ナビゲーション用ポリウム画像是実験直前に取得し、DICOM サーバを経由して 3D ナビゲーションに転送した後、セグメンテーション作業を行なった。セグメンテーションデータは DICOM サーバを経由して AR ナビゲーションに転送することで準備完了となる。

穿刺実験は既報の方法に沿って行なった¹⁴⁾。穿刺針に MRI 対応 RFA 用穿刺針 (Cool-tipTM, Valleylab, Tyco healthcare, USA) を用い、本ナビゲーションシステムの使用経験がない外科医 4 名が「ISC+3D ナビゲーション+ AR ナビゲーション」とプランニングを併用したナビゲーションの順番で、方法毎に異なる模擬腫瘍に対して穿刺を行ない、ターゲットの穿刺に要した時間および穿刺精度を測定した。穿刺所要時間にあたっては、スタートの合図からターゲットを補足して穿刺を開始するまでの時間 (Localized time)、穿刺開始から穿刺者が穿刺完了の合図をした時間 (Targeting time) を計測した。

穿刺精度 (Precision) は、実際のラジオ波焼灼療法を想定し次のように定義した。ラジオ波焼灼部位が 3cm とした Cool-tipTM ニードルを使用した場合、1 回のセッション (12 分) で血管等の冷却効果がない限り、ラジオ波照射部位を含む直径 3cm の球状の領域が焼灼可能とされている。通常の治療においては、この焼灼可能領域がターゲットをカバーするように穿刺者は超音波診断像を参考に穿刺針を誘導する。そこで、本実験における穿刺精度は、焼灼可能領域の中心 (針先端のラジオ波照射部位の中心) とター

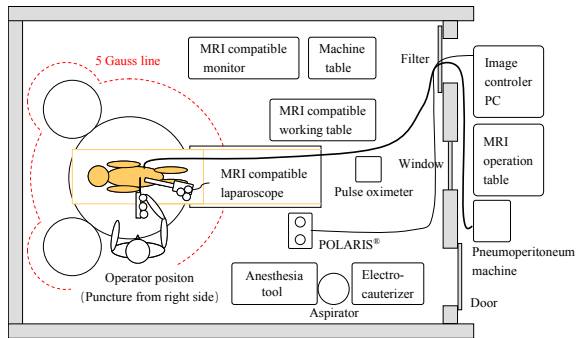


Fig. 6 Instrumental configuration in MRI.

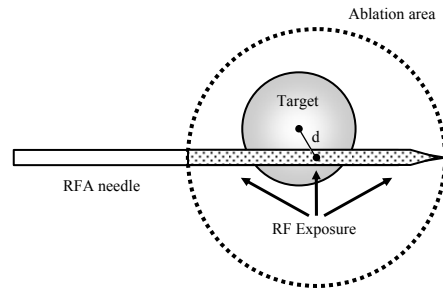


Fig. 7 Puncture precision d.

ゲットの中心の距離 d とした (Fig. 7). 穿刺者には、各ナビゲーション上に表示される穿刺針インジケータにおいて、先端 3cm がどこに位置するかをあらかじめ説明した。但し、MRI 画像における穿刺針は、アーチファクトとして太く表示されるため、誤差を予め計算し (事前にキャリブレーションして)、その調整値を用いて算出した。

ISC, 3D ナビゲーション, AR ナビゲーション, MRI 画像は術者から斜め前方約 2m 位置に設置した MRI 対応 LCD に 4 分割表示し、必要に応じて 1 画面を拡大表示した。穿刺所要時間および穿刺精度は平均値±標準誤差で表し、各ナビゲーション間の比較を paired の t 検定 (有意水準 5%) により検証した。なお、In-vivo 実験は「九州大学動物実験規則」に則り 2 回実施し、一頭のブタに対して 2 名による穿刺を行なった。

今回、すべての I-MRI におけるフルオロ撮像条件は、 T_1 weighted 2D gradient echo (Field of view, 300mm; TR, 15ms; TE, 7.5ms; Flip Angle, 90°; Thickness, 10mm; Freq#, 192; Phase#, 128; Bandwidth, 21.3kHz), 3D ナビゲーションに用いた撮像条件は、 T_1 weighted 3D gradient echo (Field of view, 300mm; TR, 30ms; TE, 9.0ms; Flip Angle, 40°; Thickness, 4mm;

Freq#, 224; Phase#, 140; Bandwidth, 26kHz; Number of slice, 40) であり、撮像時間はフルオロ撮像が 1.9 秒/フレーム、3D ナビゲーション用が 2 分 48 秒であった。ISC および 3D ナビゲーション画像は術者から斜め前方約 2m 位置に設置した LCD にそれぞれ映しだし、術者に提示した。

また、POLARIS® - MRI 間のレジストレーションは、自作の fiducial marker を用いて行ない、Fiducial registration error¹⁶⁾ によるレジストレーション誤差は 0.56mm であり、すべての実験においてこれを適用した。

3. 結果

本穿刺実験において、一人につき 2 回 (プランニング無/有) のトータル 8 回の穿刺実験を行ない、全て RF 照射範囲内 (半径 30mm 以内) に穿刺することができた。穿刺所要時間および精度の詳細を Table 1 に示す。Localized time については、プランニング無が 120 ± 101.4 秒に対してプランニング有が 37.3 ± 21.9 秒であり、約 68% 時間短縮した。

Targeting time については、プランニング無が 224 ± 159.2 秒に対してプランニング有が 151 ± 99 秒であり、約 32% 時間短縮した。穿刺精度 (Precision) については、プランニング無が 9.1 ± 5.4 mm に対してプランニング有が 6.8 ± 1.7 mm であり、

Table 1 Summary of the puncture time and precision error.

	Localize	Targeting	Precision	Cases (The number of persons)
In-vivo				
2D + 3D + AR navigation	120 ± 101.4	224 ± 159.2	9.1 ± 5.4	4
2D + 3D + AR navigation + Planning	37.3 ± 21.9	151 ± 99	6.8 ± 1.7	4

Puncture time and precision error (mean±deviation).

Localize and Targeting values are in units of second. Precision values are in units of millimeter.

$p > 0.05$

約 25%の精度向上が確認できた。また、計測データを検定した結果、各ナビゲーション間で有意差は認められなかった。全ての実験においてシステムトラブルによる穿刺者への影響は確認されなかった。

4. 考察

現在までに I-MRI における ISC, 3D ナビゲーションを併用した In-vitro 穿刺実験において、安永らは Localized time:70 秒, Targeting time:240 秒, Precision:7.9mm といった値を報告している¹⁴⁾。これと比較すると今回示した結果は、プランニング未併用時において穿刺時間・穿刺精度共に劣る結果となった。この原因として、呼吸動による臓器の移動（または変形）の影響が考えられる。術者は 3D ナビゲーション, AR ナビゲーション画像で周辺臓器と腫瘍を識別しながら術具をおおよそその位置に誘導後、ターゲット方向に対する微調整作業を行なうが、3D ナビゲーション, AR ナビゲーションは臓器の移動に追従できないことから真のターゲット位置を特定するのは難しく、精度を必要とする微調整には ISC 画像を用いている。また、ISC 画像上でターゲットを補正しても次のフレームで画像上から消えたりすることがあり、ターゲットを見失った時の針の位置調整および穿刺位置・方向の決定に困難を極める場合があった。その理由を以下のように考察した。呼吸波形と術具位置検出タイミングを Fig. 8 に示す。例えば、呼吸周期を 4 秒として 横軸に時間経過 縦軸に呼吸による Flow とすると、吸気・呼気で Flow が一定ではないことが分かる。ISC は POLARIS[®]による術具位置検出を行ない、その位置で MRI 撮像を行なうことから、POLARIS[®]による術具位置検出タイミングに応じて相対 Flow に差が出てくる。ここで、Flow の積分値と臓器移動量がほぼ比例関係にあると仮定すると、パターン 1 の術具位置検出時と MRI 撮像後の臓器移動量： α はほとんど変化がないのに対して（移動量： α は MRI 撮像スライス範囲内）、パターン 2 では術具位置検出時と MRI 撮像後の臓器移動量： β に大きな変化が出てくる（移動量： β は MRI 撮像スライス範囲外）。つまり、パターン 1 では移動量が撮像スライス内にあるので針

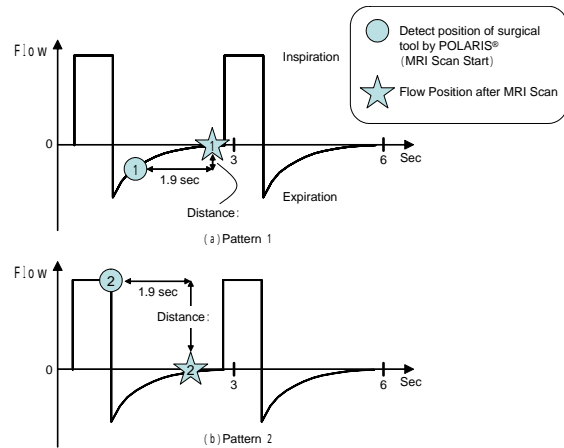


Fig. 8 Relative position of surgical tool and flow on breathing waveform.

が描出されるのに対して、パターン 2 では移動量が撮像スライス外にあるので針が描出されないのではないかと推測した。この解決方法は、術具位置検出後の撮像時間を短くすることであり、現在撮像シーケンスの改良およびパラメータ調整を検討中である。

一方、ナビゲーション間に有意な差は認められなかったが、プランニングを併用することで穿刺時間・穿刺精度ともに良好な結果が得られた。最も効果があったのは Localized time であり、時間短縮の理由を以下のように考察した。

従来の穿刺術は、穿刺開始位置もターゲットの位置も分からない状態から手技を開始していたために、ターゲットの発見および穿刺開始位置と角度・方向の決定に時間を要していた。また、術前のエコーなどで立体的に標的の位置を認識し、適切なアプローチを見いだすことは、多くの症例を経験した医師でなければできなかった。術前プランニングを併用することで、術前にターゲットの位置を絞り込む（予想する）ことができるだけでなく、穿刺開始位置および角度・方向も事前に求めることができ、術中において隣接する重要な血管（門脈、肝静脈、肝動脈）や胆管などの相対的關係を視覚的に一瞬で捉えることができることから、ターゲットの発見と穿刺作業を迅速に遂行できると考える。

本システムによる時間短縮の結果、以下に示す臨床的利点および効果が考えられる。

穿刺時間短縮の最大の利点は、術中の合併症予防と考え

る。一般的な腹部穿刺術では、臓器の呼吸性移動の影響からターゲットの捕獲および穿刺精度不安定という問題がある。また、患者の息止めにより臓器移動を抑制できるが、息止め時間には限度があり、それを越えるとターゲットに対して正確に穿刺できないだけでなく、呼吸によって臓器が動き、臓器を針で損傷させ、出血をさせる可能性が大きくなる。従来は何度もエコーで確認をしたり、やり直しをしたりして非常に多くの時間を要していたが、本システムを併用することで穿刺時間が短縮するだけでなく、周囲の環境（血管、胆管、正常臓器等）への配慮が可能となり、合併症予防を検討する時間（精神的余裕）が得られる効果が期待できる。

一般の手技において、集中している時間と疲労感はある程度比例関係にあると考える。特に穿刺などの手技は集中力が必要なことから、穿刺時間を短縮できることは一穿刺あたりの術者の疲労を低減できると思われる。また、肝細胞癌治療のガイドライン¹⁸⁾によると、腫瘍数3個以内、腫瘍径3cm以内をラジオ波焼灼療法の適用範囲^{*1}としている。よって、複数個所の穿刺を必要とする場合、本システム併用によりさらなる疲労低減効果が期待できる。ただし、純粋にプランニング効果を検証するためには、術者の学習効果（複数回穿刺による精度向上効果）を考慮して、呼吸性移動等の外的要因のない環境で再度検証する必要がある。

RFAなどの低侵襲治療において、穿刺精度は治療効果・結果に影響する一つである。そのため、術者にとって容易かつ分かりやすい穿刺ガイディング機能を構築することは非常に重要である。最近の研究では、穿刺ガイディング機能と手術ロボットを融合させた開発が進められている¹³⁾¹⁵⁾。このように、さらなる安全と安定性を確保した治療システムを実現させることが今後の課題の一つである。

I-MRIでは術具位置を常時監視し、ターゲットまで導くための情報を提示することによって、術者をサポートするという利点がある。しかしながらPOLARIS[®]は赤外線による術具位置検出を行なう性質上、赤外線を遮る位置に手術器具等を設置することができず、手術室内の空間を占有せ

ざるを得なかった。その欠点を補うため、最近ではMRI内部の小型コイルで位置を特定する方法が提案されている¹⁹⁾。本システムにおいても術者の手技を邪魔しないポインタ固定具の工夫をしており、着脱の容易性と保持部確保の両立を実現している⁴⁾⁵⁾。

また、I-MRIにおける低侵襲治療において、穿刺精度と並列して穿刺時間も重要な要素の一つである。腫瘍がある程度大きい場合、穿刺と治療を複数箇所に分けて実施するが、穿刺回数が増えるにつれて術者・患者への負荷が増加する。よって、患者の負担とならない穿刺プランの最適化とプランに基づいた術具の誘導が重要である。現在までにオープンMRIを用いた穿刺時間は2.5～26分といった値が報告されている²⁰⁾²³⁾。今回示した結果はこれらの値に比べて短時間であり、本システムを利用することにより更なる時間短縮および高精度な穿刺の可能性を示している。

5. 結論

I-MRIにおいて、ISC、3Dナビゲーション、ARナビゲーションにプランニングを併用することで、既報の結果¹⁴⁾と比べて短時間かつ高精度な穿刺ガイドの可能性がIn-vivo実験で確認された。

これは、術前の手術経路算出と周辺組織の構成を予め認識できるだけでなく、術中の術具誘導・位置補正が容易なことから、高精度かつ安定な穿刺の可能性を示唆している。

*

謝辞：本研究は独立行政法人新エネルギー・産業技術総合開発機構（NEDO）からの委託により基盤技術研究促進事業「未来型医療を実現する小型手術用ロボットシステムの研究開発」（平成14～18年度 #06001221-0）として実施した。

動物実験に関しては中島秀彰氏、田上和夫氏、家入里志氏、小西晃造氏、山口将平氏（九州大学）、論文執筆に際しては村垣善浩氏、中村亮一氏、鈴木孝司氏（東京女子医科大学）に多大なるご協力いただき感謝いたします。

*1 病変数：4個以上は塞栓治療適応

文献

- 1) Adachi Y, Suematsu T, Shiraishi N, Katsuta T, Morimoto A, Kitano S, Akazawa K. Quality of life after laparoscopy-assisted Billroth I gastrectomy. *Annals of Surgery* 1999; 229(1):49-54.
- 2) Alexis D, Sylvain T, Andre R, Francois T, Pietro M, Gilles M, Amaoud R, Christoph D. Percutaneous treatment of liver tumors with an adapted probe for cooled tip, impedance-controlled radio-frequency ablation under open-magnet MR guidance: initial results. *European Radiology* 2003; 13:1100-1105.
- 3) Morikawa S, Inubushi T, Kurumi Y, Naka S, Sato K, Tani T, Haque HA, Tokuda J, Hata N. New assistive devices for MR-guided microwave thermocoagulation of liver tumors. *Academic Radiology* 2003 Feb; 10(2):180-8.
- 4) Mogami T, Dohi M, Harada J. A new image navigation system for MR-guided cryosurgery. *Magnetic Resonance in Medical Sciences* 2002 Dec 15; 1(4):191-7.
- 5) 仲本秀和, 小村和美, 永尾尚子, 飯塚千賀子, 渡部 滋, 高橋 哲彦, 原田潤太. オープン MRI における穿刺ガイド: インタラクティブスキャンコントロール(ISC)の開発. *日本磁気共鳴医学学会雑誌* 2002; 22(S):232.
- 6) Iseki H, Muragaki Y, Taira T, Kawamata T, Maruyama T, Naemura K, Nambu K, Sugiura M, Hirai N, Hori T, Takakura K. New possibilities for stereotaxis. *Information-guided stereotaxis. Stereotactic and Functional Neurosurgery* 2001; 76(3-4): 159-67.
- 7) 杉浦 円, 村垣善浩, 中村亮一, 堀 智勝, 伊関 洋. 術中 MRI 下脳腫瘍摘出術における Updated-navigation システムの精度評価. *JJSCAS* 2005; 7(1):43-49.
- 8) Khamene A, Wacker F, Vogt S, Azar F, Wendt M, Sauer F, Lewin J. An Augmented Reality system for MRI-guided needle biopsies. *Studies in Health Technology and Informatics* 2003; 94:151-7.
- 9) Konishi K, Nakamoto M, Kakeji Y, Tanoue K, Kawanaka H, Yamaguchi S, Ieiri S, Sato Y, Machara Y, Tamura S, Hashizume M. A real-time navigation system for laparoscopic surgery based on three-dimensional ultrasound using magneto-optic hybrid tracking configuration. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 2007; 2:1-10.
- 10) Pretzsch M, Scholz R, Moche M, Thomas M, Tannapfel A, von Salis-Soglio G. Musculoskeletal biopsies in an open 0.5-T-MR system. *Zeitschrift für Orthopädie und Ihre Grenzgebiete* 2005 May-Jun; 143(3):365-74.
- 11) Eljamel MS. Accuracy, efficacy, and clinical applications of the Radionics Operating Arm System. *Computer Aided Surgery* 1997; 2(5):292-7.
- 12) 仲本秀和, 安永武史, 伊関 洋, 橋爪 誠. オープン MRI における術中ガイドイメージング技術の開発. *JJSCAS* 2006; 8(3):318-319.
- 13) Hashizume M, Yasunaga T, Konishi K, Ieiri S, Tanoue K, Kishi K, Nakamoto H, Ikeda D. MR Image-guided surgical robotic system. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 2006; 1:203-205.
- 14) 安永武史, 仲本秀和, 中島秀彰, 洪 在成, 山口将平, 小西晃造, 岡崎 賢, 家入里志, 田上和夫, 橋爪 誠. オープン MRI 下ナビゲーションシステムの精度検証. *JJSCAS* 2006; 8(3):362-363.
- 15) 岸 宏亮, 仲本秀和, 橋爪 誠, 藤江正克, 佐久間一郎, 土肥健純. MR 画像誘導機能を有する小型穿刺マニピュレータシステム. *JJSCAS* 2006; 8(3):322-323.
- 16) Maurer Jr. CR, Aboutanos GB, Dawnt BM, Gadamssety S, Margolin RA, Maciunas RJ, Fitzpatrick JM. Effect of geometrical distortion correction in MR on image registration accuracy. *Journal of Computer Assisted Tomography* 1996; 20:666-679.
- 17) Yasunaga T, Konishi K, Yamaguchi S, Okazaki K, Hong J, Ieiri S, Nakashima H, Tanoue K, Fukuyo T, Hashizume M. MR-compatible laparoscope with a distally mounted CCD for MR image-guided surgery. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 2007; 2:11-18.
- 18) 科学的根拠に基づく肝臓診療ガイドライン 2005 年版. 金原出版. 東京, 2005.
- 19) 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 撮像用傾斜磁場を利用するトラッキングシステム, EndScout の有効性と問題点. *JJSCAS* 2005; 7(3):437-438.
- 20) Konig CW, Pereira PL, Trubenbach J, et al. MR imaging-guided adrenal biopsy using an open low-field-strength scanner and MR fluoroscopy. *AJR American Journal of Roentgenology* 2003; 180:1567-1570.
- 21) Lu DS, Lee H, Farahani K, Sinha S, Lufkin R. Biopsy of hepatic dome lesions: semi-real-time coronal MR guidance technique. *AJR American Journal of Roentgenology* 1997; 168:737-739.
- 22) Lewin JS, Petersilge CA, Hatem SF, et al. Interactive MR-guided biopsy and aspiration with modified clinical C-arm system. *AJR American Journal of Roentgenology* 1998; 170:1593-1601.
- 23) Schmidt AJ, Kee ST, Sze DY, et al. Diagnostic yield of MR-guided liver biopsies compared with CT- and US-guided liver biopsies. *Journal of Vascular and Interventional Radiology* 1999; 10:1323-1329.