

厚生労働科学研究費補助金
基礎研究成果の臨床応用推進研究事業

術中MRI下腹腔鏡下手術システムの
確立に関する研究
平成16年度～18年度 総合研究報告書

平成 19 (2007) 年 3 月

主任研究者 橋 爪 誠

目次

I.	総合研究報告	
	術中MRI下腹腔鏡下手術システムの確立に関する研究 -----	1
	橋爪 誠	
II.	研究成果の刊行に関する一覧表 -----	17
III.	研究成果の刊行物・別刷 -----	19

I 総合研究報告

厚生労働科学研究費補助金(基礎研究成果の臨床応用推進研究事業)

総括研究報告書

術中MRI下腹腔鏡下手術システムの確立に関する研究

主任研究者 橋爪 誠 (九州大学大学院災害・救急医学 教授)

現在のがん治療は、診断技術と治療技術の発展により、術前に得られた診断画像によって手術計画を立て、術中は光学的な内視鏡情報に基づいた腹腔鏡下手術が選択肢の一つとなっている。本研究では、術中MRIを併用した腹腔鏡下手術システムを確立し、術中に得られる診断情報と術中情報の連携による、安全性の一層の向上、がん患者のQOLのさらなる改善を実現することを目的とする。

我々はMR画像と併用可能なMR対応内視鏡システム、及び内視鏡視野に連動したMRI情報の術中提供することにより腹腔鏡下手術の安全確保を支援する内視鏡外科手術支援ソフトを開発し、術中MRI下腹腔鏡下手術システムを構築した。MR対応内視鏡システムについては、滅菌・洗浄に対する動作保証、ならびに術中MRI下でのヒト安全性を確認した。本システムを用いたMR画像誘導下ラジオ波焼灼療法の手術マニュアルをまとめ、実験動物による臨床前試験を行い、本システムを利用することによる臨床有用性を確認した。術中MRIによるリンパ節造影の手法についても検討を行い、リンパ節郭清を術中MRI下に行うことで郭清率向上が期待される。術中MRI下腹腔鏡下手術システムは、内視鏡情報とMRI情報の併用により、がん治療の精度向上に寄与する。

分担研究者

研究者名	所属機関	職名
掛地 吉弘	九州大学病院・第二外科	助教授
川中 博文	九州大学病院・第二外科	講師
田上 和夫	九州大学病院 先端医工学診療部	助教授
家入 里志	九州大学病院 先端医工学診療部	助手
村垣 善浩	東京女子医科大学大学院 先端生命医科学研究所	助手
中島 秀彰	九州大学大学院 次世代低侵襲治療学	助教授
岡崎 賢	九州大学大学院 次世代低侵襲治療学	助手
小西 晃造	九州大学大学院 次世代低侵襲治療学	助手
村田 正治	九州大学大学院 ナノバイオメイス講座	助教授
洪 在成	九州大学大学院 ナノバイオメイス講座	助手

A. はじめに

現在のがん治療は、過去20年にわたる総合的な対がん戦略による成果により、生存率の向上や侵襲の低減を実現し、早期離床による患者のQOLの改善を実現してきた。新しい診断・評価法等によるがんの早期発見が図られ、また内視鏡外科手術といった低侵襲手術を実現する手術機器の開発も行われてきた。その結果、現在のがん治療を含む外科手術においては、術前にMRI等の画像によって手術計画を立て、術中は光学的な内視鏡情報に基づいた腹腔鏡下手術や、各種診断装置との併用による体外からの穿刺治療といった治療が選択されている。

しかし、その『診断から治療』という観点から、多くの腹腔鏡下手術において、診断時の情報と術中情報の連携が図られているとは言えない。現状では、利用可能な術中情報を利用しつつ、術者の経験と判断により術前情報に基づいた腫瘍部位の推測が行われている。また、実現しているMRI下における穿刺治療は、準リアルタイムに得られる断層画像にのみ基づいて行われ、高い安全性が求められる医療においては、その安全性の向上が強く望まれる所である。

B. 研究目的

本研究は、術中MRIを併用した腹腔鏡下手術システムを確立することで、がん治療において蓄積されてきたMRI等を用いた知見や診断情報と術中情報の連携を可能とし、腫瘍部位明確化による切除範囲の限局といった低侵襲化の推進、安全性の一層の向上、がん患者のQOLのさらなる改善を実現することを目的とする。

C. 研究方法および成果

本研究の目的を達成するため、術中MRI下腹腔鏡下手術システムの構築について以下の開発項目に取り組んだ。

- ・ MR対応内視鏡システムの開発
- ・ 術中腹部MR撮像の検討
- ・ 内視鏡外科手術支援ソフトの開発
- ・ MR画像情報の内視鏡重畳機能の開発

これらを統合したシステムによる術中MRI下腹腔鏡下手術プロトコルを作成し、その有用性を動物実験により検討した。

C-1. MR対応内視鏡システムの開発

C-1-1. 先端CCD方式MR対応内視鏡の構成

MRI対応内視鏡としては、Melzer A[1]、片岡[2]、森川[3]らが既に開発しているが、これらはリレーレンズを用いた光学系で、1/2インチ41万画素CCDを使用している。これは、現在普及している内視鏡の一般的な仕様であるが、CCDをできるだけ磁場中心から離れた位置に配置することが可能で、MRI画像中のノイズを軽減する対策としても適している。しかしながら、内視鏡はリレーレンズ光学系から先端CCD方式へと移行しつつある。その理由としては、リレーレンズ方式に較べて①映像が明るい②解像度が高い③更なる細径化が可能④スコープのフレキシブル化が容易、といった利点が挙げられる。そこで我々は、MRI対応内視鏡の3次元化、細径化、フレキシブル化を最終目標とし、この実現に最適な先端CCD方式を採用した。

これまでに、内視鏡の先端に1/10インチCCD(ICX256FKW,SONY)を搭載することで鮮明な内

視鏡映像を取得し、かつ磁場下で動作が可能で、差動伝送信号の採用により内視鏡からの不要輻射を低減する、MRI対応内視鏡の設計・試作を行った。映像信号の作動伝送用電気回路の再検討・試作、ノイズ対策を施した二重シールド型の真鍮(低磁性)製スコープの試作、プロセッサ、およびケーブル、コネクタ類のノイズ対策を完了した。具体的には、従来の内視鏡は、スコープ基部に中継基板を配し、長さ3mのケーブルにてプロセッサに接続し信号処理を行っていたため、ケーブルがアンテナとなって有害な電磁波等を放出し、磁場に多大な悪影響を与えMRIの画質低下を招いていた。これに対して、本スコープは、信号処理部、マイコン部、差動信号変換処理部等、重要部品を中継基板内に全て収納し、ケーブル内は映像信号のみの差動伝送とした。さらに、MRI(日立メディコ社製0.3Tオープン型)の核磁気共鳴周波数12.6MHzを考慮し、CCD DSP部のClock信号を選択した(図1)。

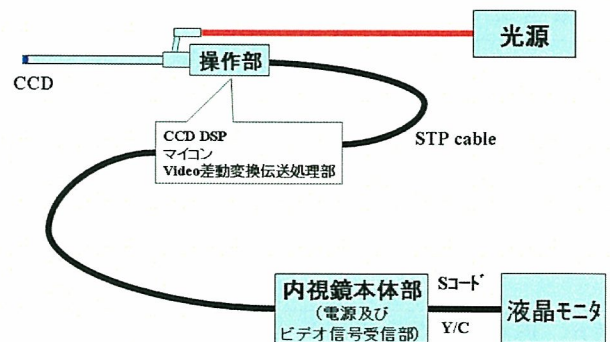


図1 先端CCDを用いたMR対応内視鏡電子ブロック図

C-1-2. MR対応映像システムの構成

治療中、MRI撮影室で内視鏡映像、MR映像、各種支援画像を参照するため、MR画像に影響を与えない映像システムを構築した。本システムでは、映像入力をMRI操作室に置き、4チャンネルの映像切替器を介する事で4つの画像情報をMRI撮影室内で確認することを可能とした。

内視鏡映像については、フィルタボックスに設置した映像系ラインフィルターを介して映像切替器に伝送した(図2)。

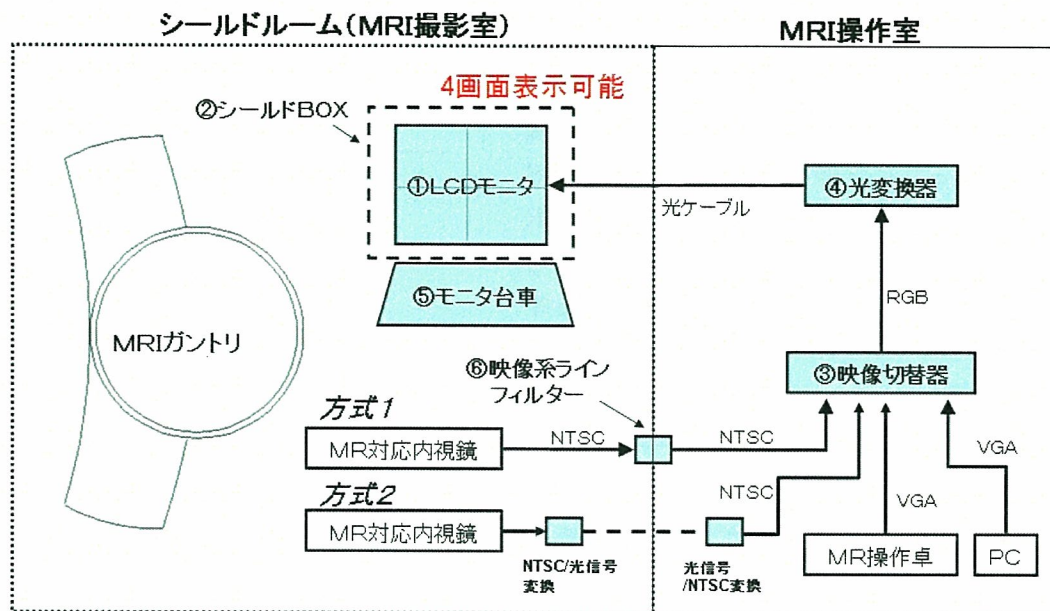


図2 MR対応映像システム

C-1-3. 内鏡先端フレキシブル化の検討

狭いガントリ内での内視鏡視野の確保のため、先端のフレキシブル化を検討した。MR対応内視鏡の構造に支障を与えないピアノ線による第一試作機を試作した。屈曲可能角度は内視鏡の鏡筒軸に対して±60度を実現した(図3)。しかし、ピアノ線は磁性体を含んでおり、今後は真鍮ワイヤ等、MR対応材料での試作を検討している。

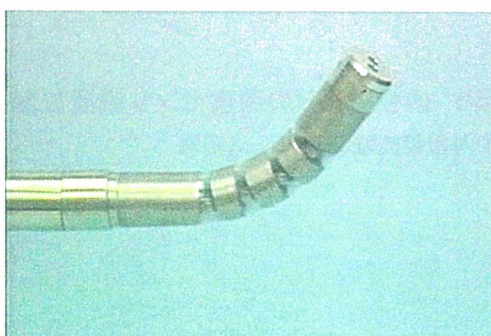


図3 先端CCD内視鏡先端フレキシブル機構試作

C-1-4. 内視鏡映像の3次元化

内視鏡映像の3次元化のため、内視鏡の映像信号を立体モニタ(新興光器製作所)に伝送し、MR対応内視鏡の内視鏡映像の立体視を可能とした。本モニタは、映像信号を一時的にメモリに記憶させ、両眼視差を擬似したずれを持つ二つの画像を作成し、1/120秒毎に切り替える。偏向グラスを着用することで立体視が可能となる。

C-1-5. MR対応内視鏡のMR対応性の検証

【目的】

開発したMR対応内視鏡のMRI対応性を、0.3TオープンMRI装置(AIRIS-II, 日立メディコ)により検証した。

【方法】

本内視鏡は電気的安全性を高めるための漏れ電流対策、及び滅菌・洗浄のための防水処理を施しており、滅菌・洗浄処理後、下記の項目について検証した。

- ・ 磁場による引力・トルクの有無
- ・ MR画像中への影響の有無
- ・ 高周波(RF)パルスによる誘導発熱の有無

MR画像への影響検証において、2つの方法を

用いた。撮像条件は2DSE, TR range/TE, 500/40; section thickness, 5.0mm; field of view, 260mm; scan time, 1.0minを用い、撮像時、試作した内視鏡をファントム(1.8×10⁻⁴mol/lのNiCl₂水溶液)の右側に配置し、撮影された画像のSignal-to-Noise比(SN比)を計測した。また、実際に内視鏡映像とMR画像を併用する際に、MR画像に影響がないかを検討するため、リアルタイムMR画像の撮影条件(2DGE, TR/TE, 30/11.5; thickness, 10.0mm; FOV, 300mm; scan time, 4.0 sec)を用い、内視鏡の撮影断面からの距離を変えてSN比を測定した。

MRI撮影時に発生するRFパルスによる誘導発熱の有無については、次のような方法で検証した。ヒトの上半身を想定したアクリル製ファントムを作製し、人体と同等の導電率をもつゲル水溶液25kg(ポリアクリル酸:5.85g/L,塩化ナトリウム:0.8g/L)で満たした人型ファントムを使用した(図4)[4]。内視鏡周りの温度変化については、光ファイバ温度計測器(FT1420, 高岳製作所)を用いて計測した。具体的には、CCDが搭載され最も発熱の恐れがある内視鏡先端、及びファントム辺縁に光ファイバセンサ(FTP30, 高岳製作所)を配置し(図5)、RFパルス照射15分間と照射前後の2分間について温度変化を計測した。撮影には0.4TオープンMRI(APERTO, 日立メディコ)、及び腹部用QDコイルを用いた(図6)。使用した撮影条件は、0.4TオープンMRIでRFパルスが最も強いシーケンス(3DTOF, TR:38, TE:60, FA:45, 撮影時間15分)を用いた。

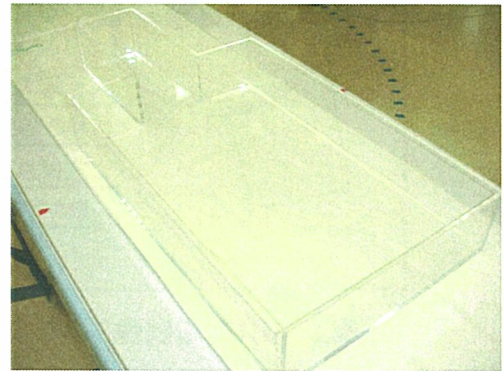
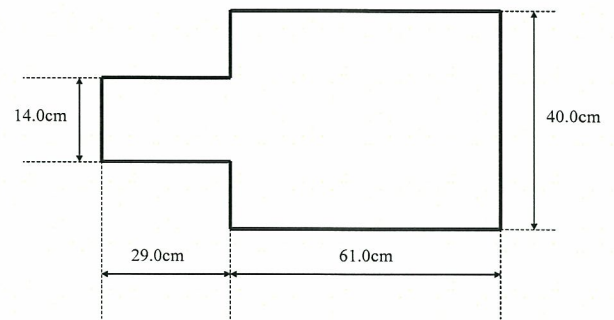


図4 人型ファントム

(上)ファントム形状(下)ファントム概観

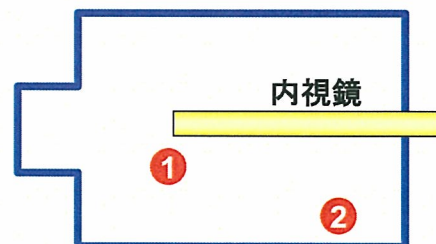


図5 内視鏡周りの温度センサ設置位置

①内視鏡先端②ファントム辺縁

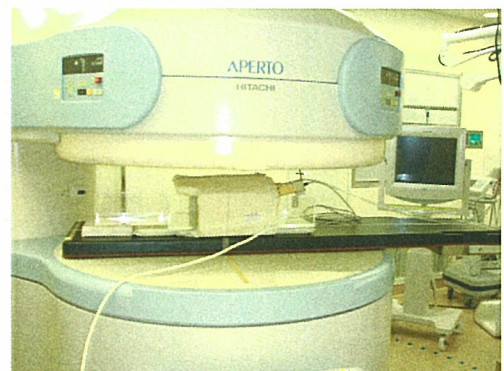


図6 温度計測実験の様子

【結果】

1) 磁場による引力・トルクの有無

磁場強度の最も強いガントリ辺縁において通常の使用に影響を与える引力・トルクは発生しなかった。

2) MR画像中への影響の有無

MR画像中への影響について、2D・SE法で撮影したファントムの画像を図6に示す。左から、ファントムのみの基準画像を(A)、内視鏡とファントムを同時に撮像した画像を(B)、(B)からファントムのみの画像をSubtractionした画像を(C)に示す。(B)のSN比は、(A)のそれに比べて有意な差が認められなかった。(C)は全体的な画像の乱れを認めなかった。ただし、(B)撮影時、光源、内視鏡本体部ともに電源ONの状態である。



図6 ファントム撮影画像

左からA, B, C。AのSN比= 112.5 ± 2.0 , BのSN比= 109.7 ± 2.0 。

内視鏡映像と併用するリアルタイムMR画像(2DGE法)による結果は表1の通りである。

表1 リアルタイムMR画像に対する影響

撮影断面からの距離 (cm)	SN比	ノイズ混入の有無
∞	67.2 ± 1.2	無
10	68.0 ± 0.9	無
5	68.1 ± 1.0	無
0	68.3 ± 1.5	無
-5	67.9 ± 0.9	無

上記は、MR対応映像システムの方式2を用い、MR対応麻酔器、MR対応パルスオキシメータを起

動させた状態で計測した結果である。このドライ環境(動物を使用しない環境)では、MR画像中へのノイズも見られず、良好なSN比が得られた。

3) RFパルスによる誘導発熱の有無

RFパルスによる誘導発熱については、RFパルス照射15分間と、その前後2分間の温度計測結果を図7に示す。ファントム辺縁、および内視鏡先端における温度変化は認められなかった。

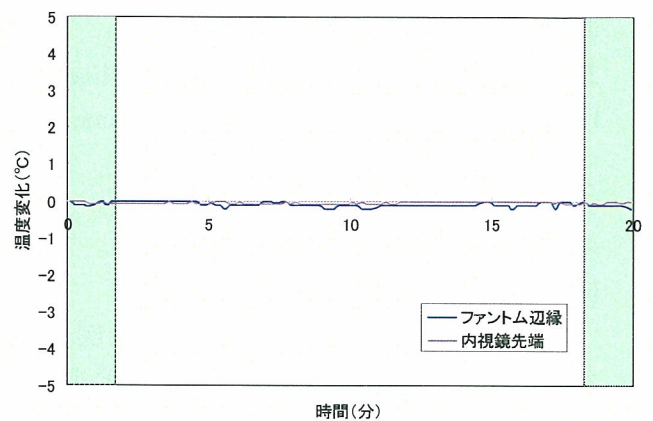


図7 SAR試験での温度計測結果

【考察】

MR対応内視鏡は漏れ電流対策を施し、滅菌後もその性能に問題がなかったため、臨床への応用が可能であると考えられた。また、術中MRI下での使用については、MR画像中への影響はなく、MRIからの引っ張り力も感じられなかった。MR撮影時に発するRFパルスによる誘導発熱については、0.4Tで可能なRF最大出力となる撮影条件において温度上昇が認められなかったことから、本内視鏡は0.4Tで使用する状況においてはヒト安全性が確保されていると考えられた。

C-2. 術中腹部MR撮像の検討

C-2-1. 治療支援ナビゲーション

術中MR下腹腔鏡下手術では、種々の治療支援ナビゲーションシステムを使用する。本術式では治療直前の診断画像から得られるボリュームデータ上での術具位置を表示する3次元ナビゲーション、および治療用具周囲の状況をリアルタイムに確認す

るための術具追従リアルタイムMRナビゲーションを利用する。3次元ナビゲーションのための画像データはスライス間の滑らかさを重視し、以下の条件を使用することとした。

3DT1, GE; FOV, 260; TR/TE, 20/8.0; S.Encode, 30; Slice, 5.0; Interval, 50; FA, 40; NSA, 3; Matrix, 224*128, scan time, 3 min

術具追従リアルタイムMRナビゲーションの撮影条件は、リアルタイム性と画質を満足するため下記の条件を使用することとした。

2D, GE; FOV, 350; TR/TE, 30/12.0; Slice, 10.0; FA, 30; NSA, 1; Matrix, 224*128, scan time, 4sec

C-2-2. 超常磁性酸化鉄(SPIO)造影剤による胃癌リンパ節の可視化

【目的】

癌の治療においては、十分なリンパ節廓清が不可欠である。我々は、術中にMR画像を取得することで、リンパ節を同定することが可能であるか検討した。

【方法】

ブタの胃壁に250倍希釈SPIO造影剤(リゾビスト[®])0.2mLを局所注入し、胃周囲のリンパ節造影を行った。撮影は、T2強調撮影を注入5分、8分、15分、24分、30分後に行った。撮影条件は次の通りである。

T2WI/FSE/DE BH FOV=180, TR=4000, TE=75, 7.0mm, 224*160, Half Scan1/2, NSA=1, scan time, 40sec.

【結果および考察】

リゾビスト250倍希釈液(褐色液)を胃壁に局所注入8分後から徐々にLowに描出され、30分後には明瞭にLowの領域が描出された(図8、赤丸部分)。実験終了後の切離標本においても褐色に染まった集積が確認されリンパ節が、MR画像で描出された部位とおおよそ一致するためリンパ節と考えられた[5]。

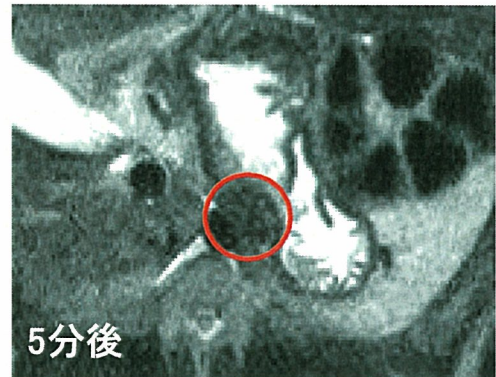


図8 陰性に造影されたリンパ節

C-3. 内視鏡外科手術支援ソフトの開発

内視鏡外科手術において、臓器内の目に見えないターゲットへの精確なアプローチ、血管損傷の回避など、精確性、安全性を向上させることを目的に、内視鏡外科手術支援ソフトを開発した。(図9)

本ソフトは、DICOM画像から関心領域(腫瘍、重要血管など)をワークステーション(Virtual Place, 株式会社AZE)上で抽出・色付けしたボリューム画像を作成し、この画像を内視鏡視野の動きに連動させることで、内視鏡視野と診断情報を融合した手術を支援する。

本ソフトではボリューム画像上でセグメンテーションされた領域について、損傷を回避すべき領域(重要血管など)を指定することができる。『アクセス不可領域』と、その周囲のマーヅンを『警告領域』として事前に登録することで、術中に術具が警告領域に侵入した際にはアラーム表示が点滅し損傷の回避を促すことができる。警告領域は、アクセス不可領域に対するマーヅンにより、その大きさを調整す

ることができる。

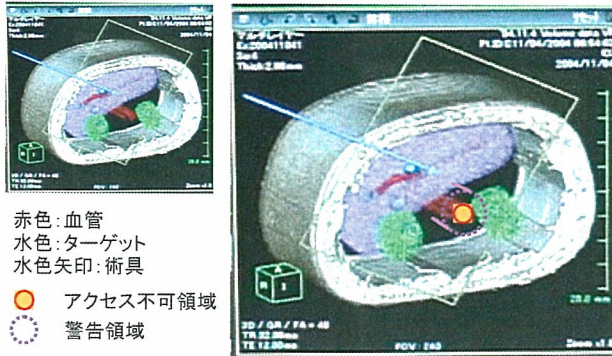


図9 内視鏡外科手術支援システム

(左)ボリューム画像(右)アクセス不可領域の設定。

水色矢印は術具を示す。

術具連動機能は、ツール座標系、基準ツール座標系、およびMRI座標系(DICOM座標)を、光学式3次元位置計測装置を用いて統合することで実現した(図10)。具体的には、連動させたい術具(内視鏡、鉗子など)とMRIガントリに反射マーカを付け、それぞれ、ツール座標(X', Y', Z')、基準ツール座標(X'', Y'', Z'')とする。基準ツール座標を基に、ツール座標をMRIの位置座標であるDICOM座標(X, Y, Z)に変換することで、ボリューム画像(DICOM

座標系)をツールの動きに連動させることを実現している。本研究では、内視鏡映像の付加情報としてボリューム画像を利用するため、MR画像から作成したボリューム画像を内視鏡方向から見た内視鏡先端中心に表示することで、術者が内視鏡映像と同じ視野でMRI情報を参照することを実現した。

C-4. MR画像情報の内視鏡重畳機能の開発

腹腔鏡下手術において、術中の精確性、安全性を高めるため、内視鏡映像中にMR画像から得られる腫瘍、リンパ節、血管などの3次元モデルを重ねる。具体的には、術前、あるいは術中に撮影したMR画像から医用画像解析技術を用いて関心領域(腫瘍、リンパ節、血管など)を抽出、モデリングし、3次元位置姿勢計測技術を駆使して、拡張現実感(Augmented Reality:AR)技術により内視鏡映像に正確に重ね合わせる。

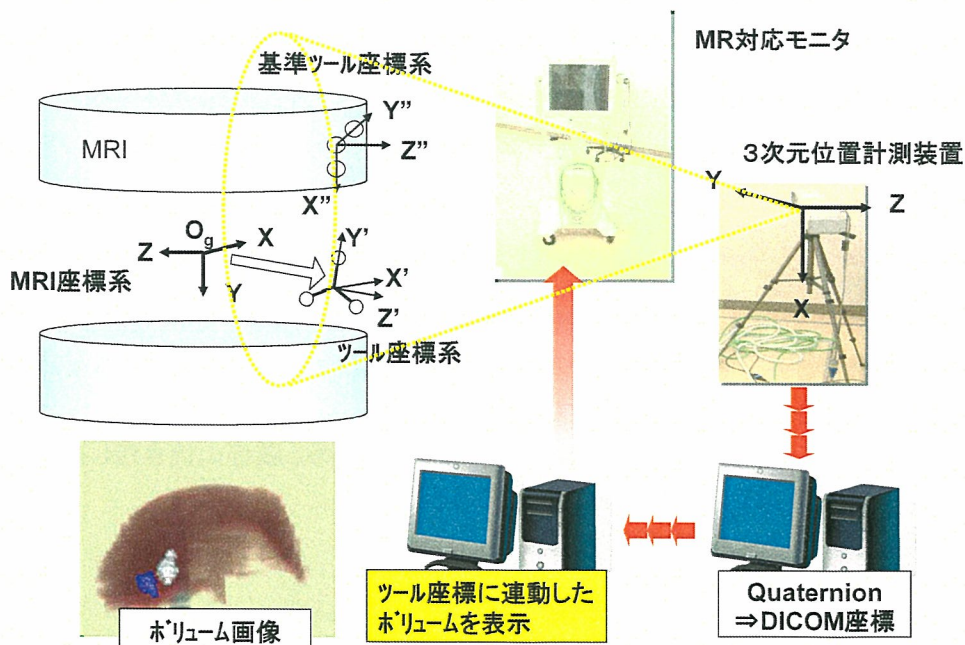


図10 MR画像術具連動機能

C-5. 臨床前実験

術中MRI下腹腔鏡下手術において使用する機器の選定と配置、手術手順について文書をまとめ、術中MRI下腹腔鏡下手術の有用性の検討、ならびにその手術手順の習熟のため実験動物による臨床前実験を行った。

C-5-1. MR対応ラジオ波焼灼治療具の検討

【背景および目的】

我々はこれまでにMR対応治療具として、ラジオ波焼灼(RFA)用のMR対応直針型ニードル(Cool-tip, Tycohealthcare, 米国)を使用してきた。今回、新たにRITA社から展開針型のMR対応ラジオ波ニードル(図11)が販売されたため、術中MRIでの利用方法について検討した。

【方法】

リアルタイムMR画像(2D, GE; FOV, 350; TR/TE, 30/12.0; Slice, 10.0mm; FA, 30; NSA, 1; Matrix, 224*128, 撮影時間4秒/枚)でのニードル描出状況、及び焼灼範囲を鶏むね肉(*Ex-vivo*)により検証した。

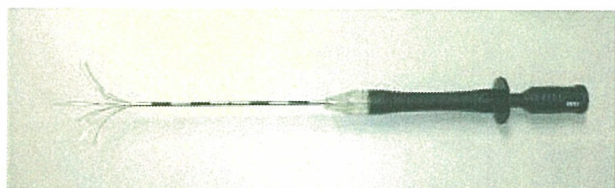


図11 10cm 展開針型ニードル(StarBurst MRI, RITA, 米国)

【結果および考察】

MR画像上でのMR対応展開型RFA針の描出状況を図12に示す。1.6mm径の針が10mm大のアーチファクトとして描出されている一方で、針が展開している状況が顕著に描出されており、展開時の針到達範囲が容易に把握可能であった。また焼灼範囲の評価については、T2強調画像により明瞭に判別可能であった。焼灼状況を肉眼で確認したところ、MR画像上と同等の箇所、範囲にわたって焼灼されていることを確認した。焼灼後の撮影ではリアルタイム画像に較べてアーチファクトが少なかった。

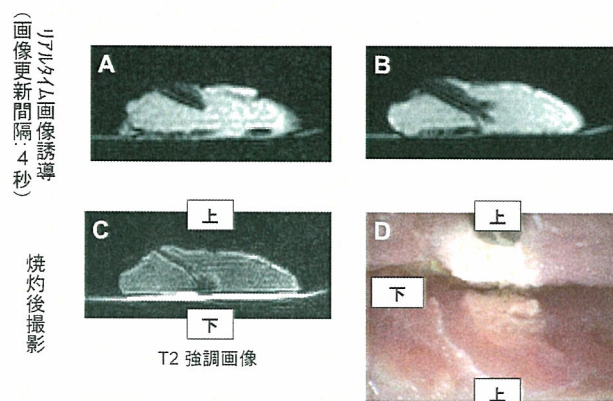


図12 MR画像上での展開型RFA針の描出状況

A. 針の進む様子、B. 針が展開した様子、C. T2強調画像で焼灼範囲が明瞭に描出された、D. 肉眼的にMR画像と同等の焼灼状況を確認

展開型MR対応RFAニードルは、術中MRI下で針が展開する様子も明瞭に描出された。リアルタイムMR画像では、針自体のアーチファクトにより常にニードル位置を把握しながら穿刺が可能であるが、一方でアーチファクトが大きい場合、ターゲットに針が刺さったかどうかは磁化率アーチファクトを抑制するSE画像で確認することが必要である。展開時の針先端の到達位置についてもMR画像で明瞭に描出されるため、術中MRIが展開針の針先、および焼灼による血管損傷を防ぐ手法となりえることを示唆していると考えられる。また、焼灼範囲確認のT2強調画像では明瞭に焼灼されたと思われる箇所がLowに描出された。ラジオ波焼灼療法では、凝固壊死した箇所がT2強調画像でLowになることが知られており、焼灼直後に術中MRIにおいても同様の所見が見られたことから、術中MRIによる治療直後の効果判定が可能であることが示唆された。これにより焼灼直後に治療が十分であったかどうかの判定が可能となるため、腫瘍の焼き残しを防ぐことに寄与しうると考える。

C-5-2. 手術周辺電気機器の検討

【背景および目的】

腹腔鏡下手術を行うためには、生命維持管理装置の他、内視鏡周辺機器を始め、気腹装置など、多くの手術周辺機器を必要とする。これらは、電子機器本体がMRI室内で正常に動作するかどうかだけでなく、起動時、MR画像に影響を与えないか、与えた場合、その対策やMRI撮影室内での設置位置について事前に検討する必要がある。術中MRI下腹腔鏡下手術で使用する手術周辺機器について、そのMR対応性を検証した。

【方法】

使用する電気機器の一覧を表1に示す。表1の機器についてRFパルス照射中の機器動作、および電子機器動作中に発生する電磁ノイズによるMR画像中への影響を検証した。MR画像への影響は、次の撮影条件で得られるファントム（18mmol/l NiCl₂, 0.5 w/v % NaCl）画像のSN比の低下により判断した。ただし、撮影は実際の使用状況を考慮し、MR対応内視鏡使用下（光源ON、内視鏡電源ON、MR対応モニタ電源ON）に行われた。

撮影条件：

- ・ 2DSE; TR, 500; TE, 40; thickness, 5.0mm; FOV, 260mm, 撮影時間 1分
- ・ T1GE; TR, 30; TE, 11.5; thickness, 10.0mm; FOV, 300mm; 撮影時間 4秒
(ISC撮影用条件)

表2 手術周辺電気機器一覧

品名	型式	メーカー	現象	対処
MR対応麻酔器	Aestiva/5 MRI	GEヘルスケア(米)	ゾーン4でSN低下	5ガウスラインから1m以上離す4m蛇腹管を使用
電気ス	FORCE FX-8CA	ハリーラボ(米)	電源ON、対極板接続時にSN低下	撮影中は電源OFF 対極板接続OFF
MR対応パルスオキシメータ	パルスオキシメータ 4500 MRI	コニカミノルタメディカル(日)	ゾーン4でSN低下	5ガウスラインから離し、撮影室壁際に設置
MR対応モニタ	MR対応モニタシステム	日立メディコ(日)	想定使用のゾーン4でSN低下なし	5ガウスライン近傍で使用
気腹装置	高速気腹装置 UHI	オリンパス(日)	SN低下なし	室外に出す
ラジオ波焼灼装置	1500X	RITA(米)	電源ON、対極板接続時にSN低下	撮影中は電源OFF 対極板接続OFF
光学式3次元位置計測装置	ポラリス	Northern Digital Industry (加)	電源ON時、SN低下	ケーブルの光ファイバ化

また、影響の程度については、MRI（日立メディコ社製 AIRIS-II）室内で設置可能なゾーンと対比させることで評価した（図13）。各ゾーンは以下の通り定義した。

ゾーン1:撮影関心領域内にあっても引張り力がなく、画像に影響を与えない

ゾーン2:ガントリ内にあっても引っ張り力がなく、画像に影響を与えない

ゾーン3:ガントリ外で5ガウスライン内にあっても引張り力がなく、画像に影響を与えない。

ゾーン4:画像に影響を与えない

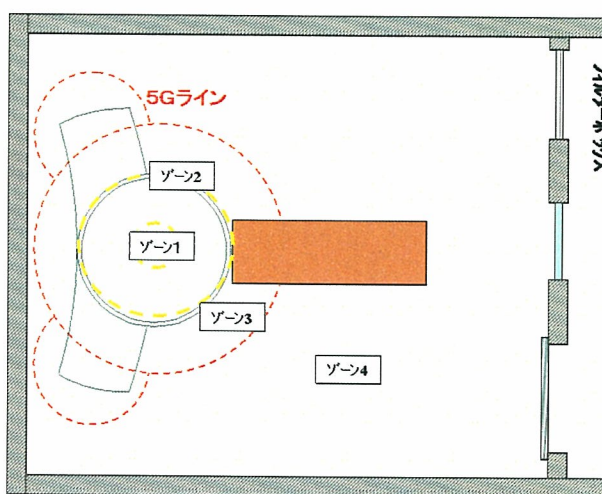
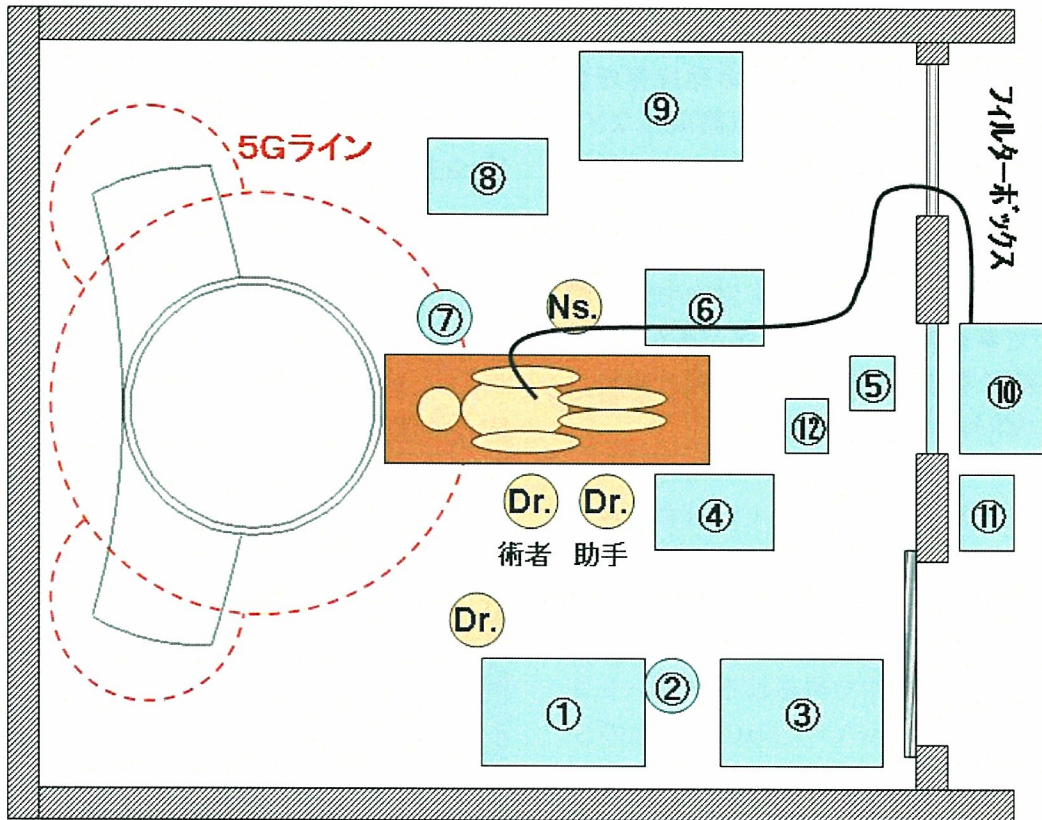


図13 MRI室内のゾーン分類

【結果および考察】

電気機器に関する結果と対処法を表2に示す。これらの結果を踏まえ適当と考えられる使用機器の配置を図14に示す。



	品名	電源		品名	電源
①	MR対応麻酔器	ON	⑦	MR対応点滴台	—
②	吸引器	—	⑧	MR対応モニター	ON
③	電気メス/ラジオ波焼灼装置	OFF	⑨	MR対応ワゴン	—
④	MR対応器械台	—	⑩	気腹装置	ON
⑤	MR対応ハルスオキシメータ	ON	⑪	MR操作卓	—
⑥	MR対応器械台	—	⑫	光学式3次元位置計測装置	ON

※ 電源は、MR撮影時の状態を示す。

図14 術中MRI下腹腔鏡下手術周辺装置の部屋配置

C-5-3. 術中MRI下腹腔鏡下術プロトコル

腹腔鏡下手術に術中MRIを導入するにあたり、通常の手術とは異なり、以下の事項について注意する必要がある。

- ドレーピング
- MRI撮影前のチェック

術中MRIの手術導入においては、通常の場合と異なり、手術中に患者をMRIガントリ内へ移動させたり、撮影用のRF受信コイルを設置したりする必要がある。そのため、患者の清潔領域を確保することに注意を払わなければならないとともに、ピットイン時に点滴ラインなどが外れないかを注意しなければならない。患者の清潔領域を確保するためには、図15のように、ドレープをもう一枚かけ、撮影毎に取り替える必要がある。

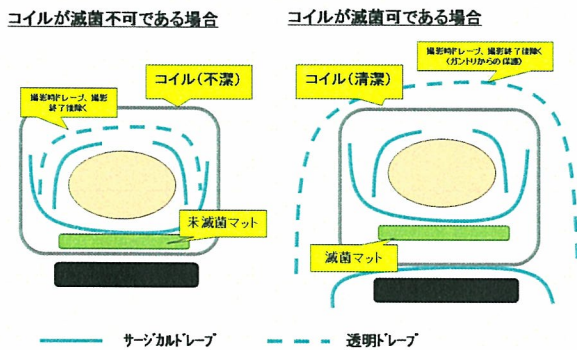


図15 術中MRI時のドレーピング

また、MRI撮影時には、MR画像中への外来ノイズの混入等を避ける為、麻酔器やパルスオキシメータなどの生命維持管理装置以外の電子機器については電源をOFFにし、対極板ケーブルを外すなど、撮影前にチェックする必要がある。表3に撮影前にチェックすべき項目を示す。

MR対応内視鏡システムを用いた術中MRI下での治療手法検討として、現在、肝悪性腫瘍の局所療法として主流となりつつあるラジオ波焼灼療法を採り上げ治療プロトコルを作成した(図16)。また、MR画像誘導下ラジオ波焼灼療法の導入における注意点を踏まえ、手術展開に応じた各手術スタッフ、撮影支援スタッフ、および治療支援画像システムの運用などを支援するテクニカルスタッフの役割を

表3 MRI撮影前チェック項目

■	ピットイン時の点滴ラインの確保
■	清潔部位の保護
■	MR対応器械台の確認 (MR対応器具のみ)
■	MR非対応器具の退避
■	コイルの装着
■	電気メスの電源OFF
■	他電気手術器の電源OFF
■	対極板の接続を外す
■	手術台の電源OFF
■	MRI室のドア閉鎖
■	MRI室の照明OFF
■	バイタルサインの確認(MRI操作室)

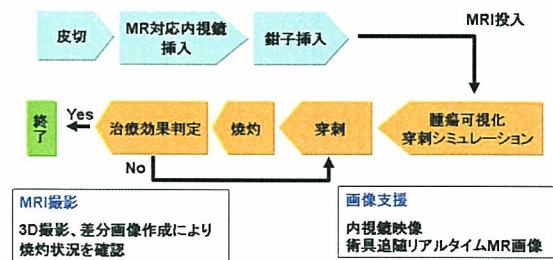


図16 MRI誘導下穿刺治療プロトコル

手術マニュアルとしてまとめた(図17)。

撮影条件については以下の通りである。

画像支援ナビゲーションデータの撮影条件:

3DT1, GE; FOV, 260; TR/TE, 20/8.0; S.Encode, 30; Slice, 5.0mm; Interval, 50; FA, 40; NSA, 3; Matrix, 224*128, 撮影時間3分

リアルタイムMR画像の撮影条件:

2D, GE; FOV, 350; TR/TE, 30/12.0; Slice, 10.0mm; FA, 30; NSA, 1; Matrix, 224*128, 撮影時間4秒/枚

手順項目	手順操作(5S/7E/その他)	手順操作(ガントリ内)	使用器械・物品	直接介助	麻酔科医	技師	巡回介助	テクニカルアシスタント
1 事前準備			1000×1800個体ドレープ(ガントリ用)、MR対応傾斜器、MR対応パルスオキシメータ	MR対応モニタ、MR対応内視鏡、MR対応CCU、MR対応光源、気カーブコイル、滅菌済みマット	MR対応カート	麻酔機、パルスオキシメータの起動時、MR画像中にパルスが入らないことを確認する。撮影条件を確認。MR対応モニタをONする。	MR対応手術台が規定の位置に配置されていることを確認する。	テクニカルアシスタント(参照)
2 患者入室、挿管			MR対応カート	MR対応カートを選択する。	5ワウラシムから5m以上離れたところで構置する。	ベッドをレベリングし、オゾンコイルをマットの定められたポイントにセッティングする。オゾンコイル上に滅菌済みマットを敷き、その上からレベリングする。		
3 術前準備			電気メス用対極板を撮影領域の外側に貼付する(欠損部)	MR対応器機台(2)、電気メス用対極板	RF受信コイルの中心に、患者の撮影開始領域が来るように位置する。患者は頭側からガントリに入るようにする。	MR対応マイク台、器械台を準備する。		
4 消毒			RF用対極板を撮影領域から外して貼付する(欠損部)	RF用対極板				
5 ドレーピング			手術部位を消毒する	インジノ液				
6 皮膚切開			ラバロ用ワージカルドレープを敷く	ラバロ用ワージカルドレープ				
7 カメラポート設置、気腹開始			カメラポート位置を切開する	メス、電気メスハンドピース、電気メスハンドピース、12mmφハフソン		電気メスジェネレータを準備する。		
8 MR対応内視鏡導入			12mmφハフソンを挿入する	MR対応内視鏡		気腹装置を起動させる。		
9 補助ポート設置			MR対応内視鏡により腹内視鏡を挿入する	5mmφ100cm鏡				
10 撮影準備			MR対応内視鏡をMR対応内視鏡留置具により固定する	MR対応内視鏡留置具		『MR撮影時チェックリスト』により確認		
11 手術台セットイン			清潔領域確保のため、オゾンコイル上からドレーピングのため手術台をガントリ内にセットインする	ワージカルドレープ				
12 ナビゲータ用MRI撮影			ナビゲーション用データの撮影を行う		手術台の上に金属物がないかを確認する。	器具のケーブルが巻き込まれなければ、注意		
13 ナビゲーションデータ作成			入室する	ボラリス	MRI室内で患者呼吸を監視する。	RF受信コイルのケーブルの接続を確認する。		
14 手術領域準備						退出する		
15 MRガイド下穿刺						退出する		
16 穿刺確認						退出する		
17 焼灼						退出する		
18 治療効果判定						退出する		
19 手術台セットアウト						退出する		

図17 MR画像誘導下腹腔鏡下ラジオ波焼灼療法

C-5-4. 動物実験

【方法】

内視鏡外科手術支援ソフトを用いた術中MRI下腹腔鏡下手術、およびMRIガイド下腹腔鏡下ラジオ波焼灼療法の有用性を検討するため、ブタ3匹(♀、平均25kg:23-28kg)を用い動物実験を行った。本実験は、九州大学動物実験委員会によって承認され、動物実験等に関する法令等に基づき実施された。実験動物は処置前24時間、絶食とした。

硫酸アトロピン0.05mg/kg(硫酸アトロピン注0.5mg, 田辺製薬株)、ケタミン15 mg/kg(ケタラル50、第一三共株)、メシル酸マホプラジン0.1mg/kg(マフロパン、大日本住友製薬株)を筋肉内注射により半鎮静させた後に、耳静脈にてルートを確認し、チアミラールナトリウム5mg/kg(0.5gイソゾール、日本医薬品工業株)を静脈内投与した。気管内挿管後、イソフルラン2%(フォーレン250mL, アボットジャパン株)で維持した。実験中は、MR対応バイタルモニター(パルスオキシメータ4500 MRI, コニカミノルタホールディングス株)でバイタルサインを常に監視した。実験終了後は速やかに、ペントバルビタールNa(ネンブタール注射液, 大日本住友製薬)とKCl溶液(コンクライト, 大塚製薬株)を静脈内投与し安楽死させた。

肝臓内に造影剤を混ぜたアガロースゲル[6]を注入し、約20mm大の腫瘍を想定したターゲットに対してMR対応内視鏡下に内視鏡外科手術支援システム及び立体モニターを用い、その臨床有用性を検証した。また、術中MRI下腹腔鏡下術プロトコルに沿って、MR対応内視鏡、治療支援ナビゲーション(3次元ナビゲーション、術具追跡リアルタイムMRナビゲーション)下に、MR対応ラジオ波ニードルによる穿刺を試みた。

【結果】

立体モニターによる3次元内視鏡映像と内視鏡外科手術支援ソフトにより、術野の立体画像とMRI画像による臓器内情報の同期が可能であることを確認した。術者は内視鏡外科手術支援ソフトが提示する臓器内腫瘍の情報を参考にすることで内視鏡

視野上のどこに腫瘍が位置するか把握可能であった。偏向グラスは市販のサングラスと同等で軽量であり、術中の障害にならなかった。内視鏡外科手術支援ソフト上で十字型インジケータを関心領域に一致させることで、内視鏡視野中心に関心領域があることが分かるため、より内視鏡下にターゲットを捉えやすかった(図18、19)。

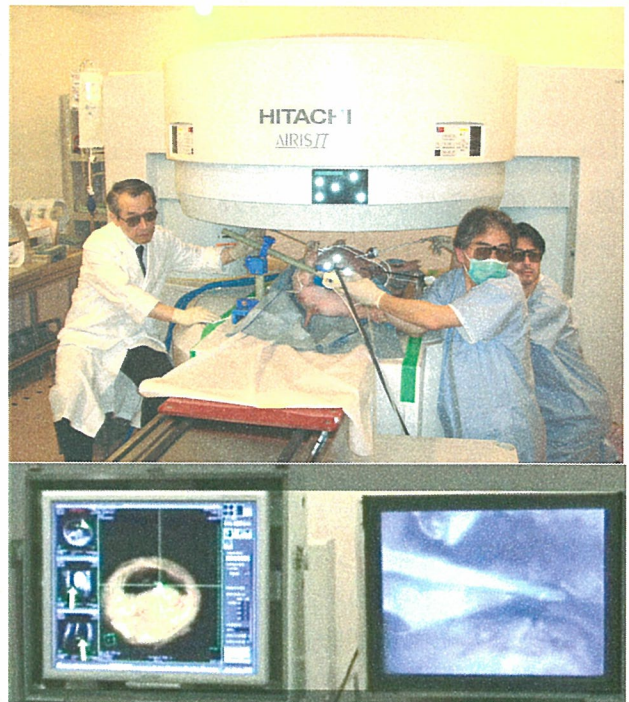


図18 MR対応内視鏡立体映像と内視鏡外科手術支援ソフトの併用(下左)内視鏡外科手術用ソフト(下右)MR対応内視鏡の立体映像

術者は偏向グラスを使用することで立体内視鏡映像を見ることが可能。

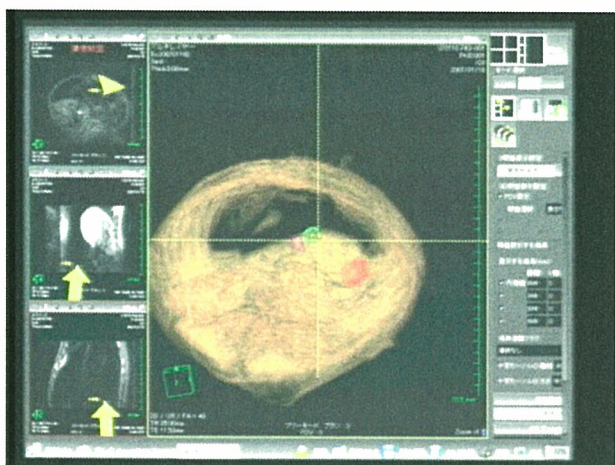


図19 内視鏡外科手術支援ソフト

肝臓内の腫瘍をカラー表示(ピンク、緑、赤)。黄色の十字型インジケータの交点は内視鏡視野の中心を示し、左の3画像は上から横断面、矢状面、冠状面を示す。

MR対応内視鏡は、MRガントリ内においても術野を十分観察することが可能であった。リアルタイムMR画像は内視鏡稼動時にも臓器内解剖情報を読影するのに十分な画質であった。術者は内視鏡画像で肝表面の穿刺箇所を確認することが可能であったと共に、MR画像で肝臓内ターゲットへのRFAニードルの穿刺を確認することができた(図20)。

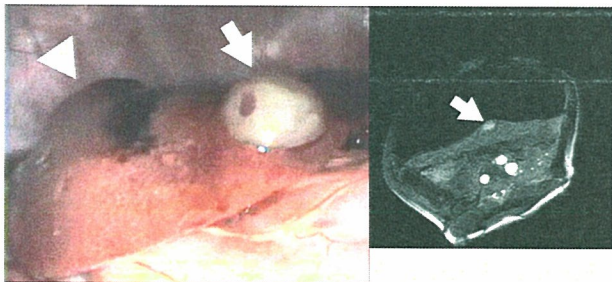


図20 MR対応内視鏡とリアルタイムMR画像

白矢頭、白矢印はそれぞれ疑似腫瘍の注入箇所を示す。MR対応内視鏡使用時も、リアルタイム画像上で明瞭に腫瘍が判別できる。

【考察】

試作したMR対応内視鏡のヒト安全性を確立し、術中MRI下内視鏡外科手術システムの新たな機能として内視鏡外科手術支援ソフトを開発し、動物実験において有用性を検証した。

MR対応内視鏡の立体表示と内視鏡外科手術支援ソフトの活用により、通常の内視鏡では得られない奥行き感と臓器内情報の取得が可能となった。さらに、MR画像のボリューム画像を内視鏡視野と同じ方向で表示することで、術者は通常の内視鏡と同じ感覚でボリューム画像を利用でき腫瘍の位置を把握しやすくなったと考える。また、内視鏡外科手術支援ソフトの術具連動機能は、術具を登録すればどんな器具にもボリューム画像を連動させることが可能である。例えば穿刺針に連動させたい場合、穿刺針先端と十字型インジケータが一致するため、術者は常にインジケータをターゲットに合わせることで正確な穿刺を容易に行うことが可能となると考える。

全症例において、MR対応内視鏡と治療支援ナビゲーション下にターゲットを穿刺することが可能であった。RFAは通常、超音波ガイド下に行われていることが多いが、横隔膜下や肝表面に対しては、腹腔鏡下、あるいは胸腔鏡下に施術することによって、より安全かつ容易に穿刺することが可能であると言われている[7,8]。超音波はRFAの標準的なガイド手法であるが、肝硬変を伴うC型肝細胞癌については描出能が低いことが報告されている[9,10]。CTガイド下に施術している施設もあるものの、放射線被曝の問題や、撮影断面に制限があるため穿刺方向が制約されるという問題も報告されている[11,12]。MRガイド下腹腔鏡下ラジオ波焼灼療法は、これらの問題を全て解決する。MRガイドは、超音波ガイドと同様に常にニードルを描出することが可能であり、CTガイドに較べて、どのような断面でも撮影することができ、放射線被曝の心配もない。術者は3次元ナビゲーションによりターゲット近傍までニードルを誘導し、リアルタイムMR画像でターゲットへの穿刺を行うことが可能になり、超音波、CTなどの二次元画像ナビゲーションよりも効率的にターゲットへの穿刺が可能となると考える。

今後は、本システムによる治療精度の向上を引き続き検討する必要があると考える。

D. 今後の展望

本研究において、術中MRI情報を利用した腹腔鏡下手術システムを開発した。MR対応内視鏡により術中MRI情報と内視鏡画像情報を併用することにより、ターゲットへの確実な誘導、および治療が可能となった。

さらに、リンパ節廓清はがん治療において重要であるが、術中にその局在を知ることは困難である。特に腹部臓器の場合、手術操作により位置が大きく動くため、術前の診断情報からリンパ節の局在を推定するのは誤差を含む可能性が大きい。今回、動物実験的に検証した術中の胃周囲リンパ節造影MRは、術前診断に比べ、より正確なリンパ節位置の同定が可能になる。さらに、AR技術により内視鏡映像へのリンパ節重畳を実現したことは、腹腔鏡下に行われる癌切除術の精度、および切除範囲の限局による侵襲の低減を可能にすると考える。

今後は、臨床用の術中MRI外科治療設備を整えるとともに、作成した治療プロトコルについてMRガイド下腹腔鏡下手術の実用化に向けた有用性をさらに検討していく予定である。また、これらの研究で得られた成果は、別に開発を進めている新たな治療法やロボティクス手術支援技術[13]と融合することにより、精密な画像誘導下低侵襲外科治療を実現することが可能であると考えている。術中MRI下腹腔鏡下手術システムはがん治療に有用なシステムであり、低侵襲外科治療の発展において重要な役割を担うと考える。

E. 結論

術中MRI下腹腔鏡下手術システムは、内視鏡情報とMRI情報の併用により、がん治療の精度向上に寄与する。

G. 参考文献

- 1) Melzer A, Stoeckel D, Busch M, Deli M, Schmidt A, Kipfmüller K, Grönemeyer D, Seibel RMM: MR-compatible instruments for interventional MRIn:Fuflin RB, ed. *Interventional MRI*. St. Louis, USA: Mosby, 1999; 55-69
- 2) 片岡弘之, 鎮西清行, 鷲尾利克, 伊関洋, 堀智勝, 福与恒雄:MR対応構成内視鏡の開発、J JSCAS vol.2, no.3, 2000, pp.173-174
- 3) 森川茂廣, 犬伏俊郎, 鈴木幹男, 来見良誠, 藤村昌樹, Viswanathan Seshan,:MR対応内視鏡システムの構築とその臨床応用:日磁医誌第21巻4号, 2001, 155-159
- 4) Standard Test Method for Measurement of Radio Frequency Induced Heating Near Passive Implants During Magnetic Resonance Imaging, Designation:F2181-02a, ASTM International
- 5) 西村須磨子, 小西晃造, 中島秀彰, 洪 在成, 橋爪 誠, 安永武史, 濱田清美, Interventional-MR 装置を用いたセンチネルリンパ節の造影検査, 第15回日本コンピュータ外科学会, 2006年、東京
- 6) Yasunaga T, Konishi K, Yamaguchi S, Okazaki K, Hong J, Ieiri S, Nakashima H, Tanoue K, Fukuyo T, Hashizume M (2007) MR compatible laparoscope with distally mounted CCD for laparoscopic surgery. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 2(1): 11-18
- 7) Santambrogio R., Bianchi P., Palmisano A., Donadon M., Moroni E. and Montorsi M. (2003) Radiofrequency of Hepatocellular Carcinoma in Patients with Liver Cirrhosis: a Critical Appraisal of the Laparoscopic Approach. *J. Exp. Clin. Cancer Res.* 22 (4): 251-255
- 8) Santambrogio R., Podda M., Zuin M., Bertolini E., Bruno S., Comalba G.P., Cosa M., Montorsi M. (2003) Safety and efficacy of laparoscopic radiofrequency of Hepatocellular carcinoma in patients with liver cirrhosis. *Surg. Endosc.* 17: 1826-32
- 9) Dodd 3rd GD, Miller WJ, Baron RL, Skolnick ML, Campbell WL (1992) Detection of malignant tumors in end-stage cirrhotic livers: efficacy of sonography as a screening technique.

AJR Am J Roentgenol. 159: 727-733

- 10) Kim CK, Lim JH, Lee WJ (2001) Detection of Hepatocellular carcinomas and dysplastic nodules in cirrhotic liver: accuracy of ultrasonography in transplant patients. J Ultrasound Med. 20: 99-104
- 11) Young Jun Kim, Steven S. Raman, Nam C. Yu, David S.K. Lu (2005) MR-guided Percutaneous Ethanol Injection for Hepatocellular Carcinoma in a 0.2T Open MR System. J. Magn. Reson. Imaging. 22: 566-571
- 12) Robert C.G. Martin (2005) Intraoperative magnetic resonance imaging ablation of hepatic tumors. Am J Surg. 189: 388-394
- 13) Hashizume M (2007) MRI-guided laparoscopic and robotic surgery for malignancies. Int J Clin Oncol. 12(2):94-8

H. 研究発表

1. 論文発表

- 1) 安永武史、福与恒雄、小西晃造、岡崎 賢、川辺善郎、洪 在成、小林毅一郎、家入里志、田上和夫、中島秀彰、橋爪 誠: 先端CCD方式を用いたMRI対応内視鏡の開発. 第14回日本コンピュータ外科学会誌, 7(3), 327-328, 2005年
- 2) T.Yasunaga, T.Fukuyo, K.Tanoue, K.Konishi, K.Okazaki, Y.Kawabe, J.Hong, S.Ieiri, H.Nakashima, M.Hashizume : MRI-compatible Endoscope to use distally-mounted CCD. The proceeding of the 2006 Society of American Gastrointestinal and Endoscopic Surgeons (SAGES) Annual Meeting, 2006, pp.273-274
- 3) Takefumi Yasunaga, Kozo Konishi, Shohei Yamaguchi, Ken Okazaki, Jae-sung Hong, Satoshi Ieiri, Hideaki Nakashima, Kazuo Tanoue, Tsuneo Fukuyo and Makoto Hashizume, MR-compatible laparoscope with a distally mounted CCD for MR image-guided surgery. Int J Comput Assist Radiol Surg. 2(1):11-18
- 4) Hashizume M (2007) MRI-guided laparoscopic and robotic surgery for malignancies. Int J Clin Oncol. 12(2):94-8

2. 学会発表

- 1) 安永武史、福与恒雄、小西晃造、岡崎 賢、川辺善郎、洪 在成、小林毅一郎、家入里志、田上和夫、中島秀彰、橋爪 誠: 先端CCD方式を用いたMRI対応内視鏡の開発. 第14回日本コンピュータ外科学会大会. 2005年11月19～21日、千葉
- 2) 安永武史、橋爪 誠、小西晃造、家入里志、田上和夫: 先端CCD方式を採用したMRI対応腹腔鏡の開発. 第18回日本内視鏡外科学会総会. 2005年12月7～9日、東京
- 3) T. Yasunaga: MRI-compatible Endoscope to use distally-mounted CCD. The proceeding of the 2006 SAGES Annual Meeting in Dallas, April, 2006
- 4) T.Yasunaga,H.Nakashima,K.Tanoue,K.Konishi,K.Okazaki,Y.Kawabe,J.Hong,M.Nakamoto,S.Ieiri,T.Fukuyo,M.Hashizume, MR-compatible endoscope to use distally-mounted CCD. The 20th International Congress and Exhibition of Computer Assisted Radiology and Surgery, Osaka, Japan, June 28-July 1, 2006

II 研究成果の刊行に関する一覧表