

# 脊椎内視鏡手術のための切削シミュレーション機能開発

Development of Cutting Simulation System for Microendoscopic Spine Surgery

竹村 知晃\*      中尾 慎一\*\*      吉田 宗人\*\*  
Tomoaki TAKEMURA      Shin-ichi NAKAO      Munehito YOSHIDA

## 要旨

近年、脊椎疾患に対して低侵襲な術式である内視鏡下手術が広く行われている。1.6 cmほどの切開部から金属製の筒を腰部に挿入し、骨の切削や筋肉の剥離などの手術操作を内視鏡画像を見ながら行う手術である。この術式では筋肉の剥離が小さく、神経を圧迫している部位のみ切削が可能であるため、早期の退院や社会復帰が期待できる。一方、術者に習熟を要し、従来の広範囲の皮膚切開および筋肉の剥離を伴う術式に比べ、視野が小さいため術者が方向感覚の喪失や、部位誤認に陥る可能性がある。この場合、神経や血管の損傷といった重大な結果を招く危険性がある。

そのため、現状では、術前に撮影した患者のCT/MRIから得られる3次元画像を使って、手術部位周辺の骨や血管、神経などの解剖情報を事前に確認することが行われている。しかし、3次元画像で解剖情報を確認するだけでは、狭い視野をイメージしながら切削領域を定めるような緻密な手術計画を練るためには経験と知識を要し、計画時においても術者によってばらつきが生じてしまう問題がある。

このような背景から、内視鏡下の緻密な手術計画の立案を支援するために、実際の手術と同じように狭い視野において手術部位を観察可能な表示機能と、ドリルで骨を削る様子を再現する切削シミュレーション機能を開発した。今回は、手術時の視野を再現するための仮想内視鏡モデルと視野制約を実現するための技術、さらに3次元画像に対して切削操作を実現する技術を報告する。また、評価実験では表示機能、切削機能ともに有効性を示す結果を得ることができたので、その結果についても報告する。

本機能によれば、3次元画像で患部の解剖学的特徴を確認することに加え、手術時の視野制約のもとに手術計画を多角的に検討することが可能となる。これにより、追加の骨切削が減り、手術時間の短縮、さらなる低侵襲化が期待できるとともに、手術スキルの蓄積支援、計画と実際の手術において差が少なくなるなど、習熟曲線の改善が期待される。

## Abstract

Microendoscopic surgery, a minimally invasive technique of spinal surgery, is in wide practice. In microendoscopic surgery, a metal tube is inserted at the waist through an incision of approximately 1.6 cm in such procedures as bone cutting and muscle detachment while viewing an endoscopic image. With this operation technique, muscle peel-off is small, and bone compressing nerves can be cut away, allowing the patient much shorter recovery time. However, since the field of view is smaller than with large incisions, the surgeon can easily misdetermine direction or misidentify the surgical site, resulting in such serious medical errors as nerve or blood vessel damage.

Currently, anatomical detail such as bones, blood vessels, nerves, and the like around a surgical site is previewed with a three-dimensional CT (computed tomography) or MRI (magnetic resonance imaging) image, but extensive know-how is essential to a precise surgical plan while employing a small field of view.

To facilitate detailed planning of microendoscopic surgery, we developed a function generating and displaying a simulated image whose field of view during an operation is well reproduced. This is done via a virtual endoscope model reflecting lens characteristics and stimulating blockage of view by an endoscope's guide instrument. We also developed a function simulating cutting in a three-dimensional image. Experiment revealed great similarity between simulated and actual microendoscopic images, and between simulated and actual cutting images of an experimental model.

With these functions, a patient's anatomical features are examined three-dimensionally while compensating for field of view obstruction, allowing operation planning from diverse points of view. The result is less bone cutting, minimal invasiveness, and shorter recovery.

\* コニカミノルタジャパン ヘルスケアカンパニー 医療IT事業部 開発部 第二開発グループ  
\*\* 医療法人スミヤ 角谷整形外科病院整形外科

## 1 はじめに

脊椎疾患である腰椎椎間板ヘルニアや腰部脊柱管狭窄症に対して低侵襲な術式として、内視鏡下手術が行われている。脊椎内視鏡下手術は1.6 cmほどの切開部からレトラクターと呼ばれる筒状の部材を患者の体内へ挿入し、そのレトラクターに沿って内視鏡を挿入していくことで、手術の対象部位とその周辺を内視鏡で捉え、すべての手術操作を内視鏡画像を見ながら行う手術方式である (Fig. 1)。この術式は対象部位周辺の筋肉の剥離が少ない上、周囲を切除せず、神経を圧迫している部位のみの切除が可能である。そのため、出血が少なく、術後の回復も早く、早期の社会復帰が可能である。

上記のメリットから、日本においても脊椎内視鏡下手術が行われているが、術者は内視鏡画像しか見ることができないため、極端に視野が小さく、方向感覚の喪失や、部位誤認に陥る可能性がある。そのため、術前のCT/MRI画像から3次元画像を作成し、治療部位周辺の骨や血管、神経などの解剖情報の確認を術前に行っている。

しかし、3次元画像で解剖情報を確認するだけでは、狭い視野をイメージしながら切除領域を定めるような厳密な手術計画を練るためには経験と知識を要し、計画時においても術者によってばらつきが生じてしまう問題がある。本稿では、この対策として、術中の狭い視野や術具による視野の遮りを模した仮想内視鏡画像を生成・表示し、その画像下で骨切除シミュレーションが可能な方法を提案する。これにより、仮想内視鏡画像と内視鏡画像の視野が同一になり内視鏡の撮影方向や撮影部位を認識しやすくなるものと考えられる。また、実際の画像に類似した画像下での骨切除は適切な切除範囲を確認することに有効であると考えられる。

本手法を実現するために、内視鏡画像において視野の妨げとなるレトラクターを表示する技術とレトラクターと骨が干渉することによる内視鏡の動きの制約を反映させる技術を開発した。また、実際に骨を削るように表面から徐々に切除できる技術に合わせて開発したので、これらの技術について報告する。

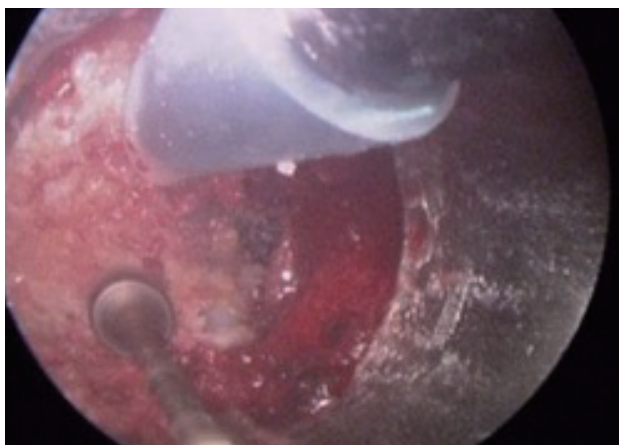


Fig. 1 Actual microendoscopic image of spinal surgery.

## 2 仮想内視鏡画像モデル

仮想内視鏡を生成・表示する基本的な方法として、内視鏡のレンズ特性を反映したボリュームレンダリング技術を採用する。これは、内視鏡レンズ風に画像を歪ませる簡易な方法ではなく、等距離射影に基づき深さ方向における内視鏡のレンズ特性を正確に反映するボリュームレンダリングであることが特徴である (Fig. 2)。

レンズによる歪以外に内視鏡の性能を示すものとして視野角、斜視角が挙げられる。特に斜視角については、直視下では観察できない領域を見ることが出来るため、内視鏡と同一視野を実現するためには不可欠の要素となる。したがって、森らの仮想内視鏡モデルに視野角、斜視角を加え改善した手法を用いる (Fig. 3)。

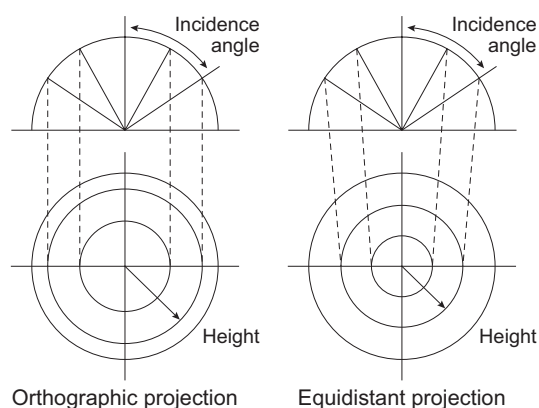
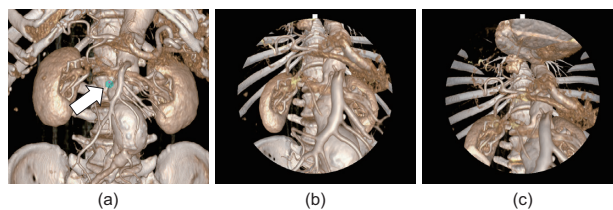


Fig. 2 Orthographic and equidistant projections.

Volume rendering is performed with the lens characteristics, in the direction of depth, of an endoscope lens precisely reflected, based on equidistant projection. Microendoscopic image simulation with higher reproducibility is thus achieved.



(a) Insertion point (image center)  
(b) Simulated microendoscopic image (oblique angle from normal: 0°)  
(c) Simulated microendoscopic image (oblique angle from normal: 25°)

Fig. 3 Simulated microendoscopic images from different angles.

The endoscope insertion point is shown in a three-dimensional image with the arrow indicating the insertion point.

## 3 術中制約を反映した仮想内視鏡画像の生成

内視鏡を用いた手術の場合には、手術の対象部位の周辺をモニタ画面で確認しながら実施する。よって、一般的な開放手術と比較して、実際の手術において術者等が確認出来るのは狭い範囲に限られることから、手術前に実施される切除シミュレーションにおいても、実際に手術中のモニタ画面に表示される形態にできるだけ近似した状態であることが好ましい。

本稿で取り上げる脊椎内視鏡下手術では、内視鏡やその他の術具をガイドするためのレトラクターにより、内視鏡の視野が妨げられる。また、レトラクターを体内に挿入すると、対象部位周辺の骨などと干渉し、挿入できる深さや左右への動きが制約される。これらの制約を反映する方法について述べる。

### 3.1 視野制約の反映

レトラクターに沿って内視鏡を挿入し、内視鏡の鏡筒先端位置がレトラクター内部にある場合、内視鏡画像にレトラクターの内壁が写ることにより、視野の妨げとなる。そのため、レトラクターと内視鏡の先端位置との位置関係に基づき、視野が妨げられるエリアをマスクして見えなくした仮想内視鏡画像を作成する。Fig. 4 にマスクの例を示す。視野角 $90^\circ$ 、斜視角 $25^\circ$ の内視鏡をレトラクターに挿入したとき、視野角を示す線上のレトラクターの一部が重なっている。この重なっている部分が内視鏡画像上でレトラクターが写り込んでいる部分であり、内視鏡画像の模式図で色付けしている領域に似た形状になる。この考えに基づけば、内視鏡の視野角、斜視角、挿入深度の各情報に加え、レトラクターの直径、長さなどの情報を反映した視野が制限された仮想内視鏡画像を作り出すことができる。Fig. 5 にレトラクターが写り込んだ仮想内視鏡画像の例を示す。

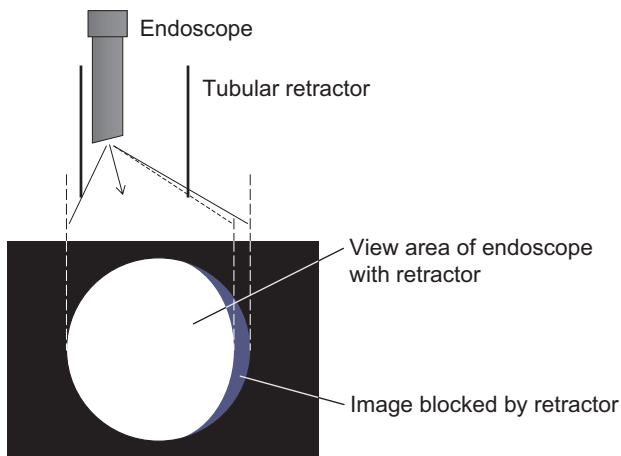


Fig. 4 Schematic drawing of endoscope's circular field of view with tubular retractor blocking a crescent of that view.

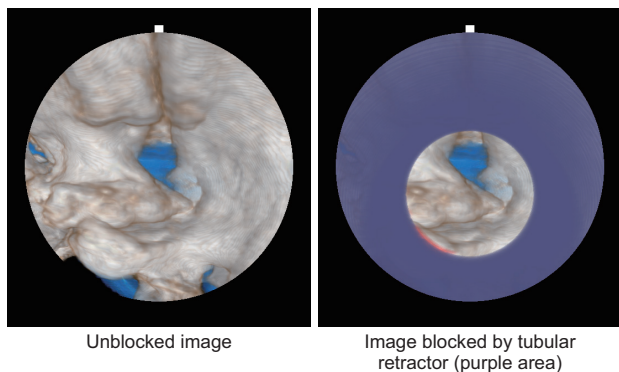


Fig. 5 Simulated microendoscopic image.

これにより、脊椎内視鏡手術のシミュレーションにおいて、レトラクターなどの筒状の術具によって制限される部分については見えないように、マスキングした状態で表示させることで、実際の内視鏡画像と近似した状態でシミュレーションを行うことができる。

### 3.2 術具移動制約の反映

実際の内視鏡手術においては、術具が骨などに接触する位置まで挿入された状態で内視鏡手術を行う場合がある。このような術具の深さ方向における位置を考慮しなければ、実際には術具が入り込めない位置まで表示することになるため、正確なシミュレーションを実施する上で好ましくない。そのため、術具と手術の対象部位の周辺とが接触する位置を挿入制限位置として検出する。Fig. 6 に術具と周辺部位との衝突を検出する例を示す。レトラクターの先端に接触を検出判定するためのポイントを配置する。ポイントの配置形状は術具の形状に合わせた様々な形が考えられる。さらに、Fig. 6 では先端のみにポイントを配置しているが、側面にもポイントを配置することで、横方向の動きに伴う接触も検出することが可能となる。レトラクターを移動すると3次元画像中に含まれる骨などへの接触点検出を行う。そして、3次元画像中に含まれる骨などに対して、レトラクター先端の接触を検出したポイントを、レトラクターの挿入限界位置として設定する。

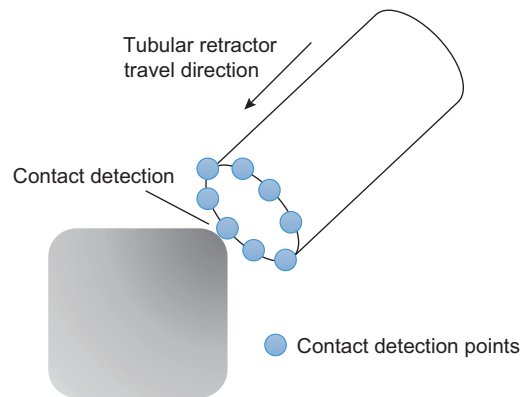


Fig. 6 Multiple-point model detecting contact between tubular retractor and three-dimensional object.

これにより、ユーザーは、これ以上深い位置までレトラクターが移動できないことを認識することができる。さらに深い位置を切削する必要がある場合は、レトラクターが骨と接触しない別の方向へ進行方向を変更するか、接触している骨を切削すると、削った分レトラクターを移動できるようになっている。よって、実際には表示され得ない深度における内視鏡画像がシミュレーション上で表示されてしまうことを回避して、実際の内視鏡手術において目視可能な画像のみを表示することができる (Fig. 7)。骨などと衝突してレトラクターの挿入限界位置に達していることをユーザーに認識させるために、当該箇所を赤色で表示している。



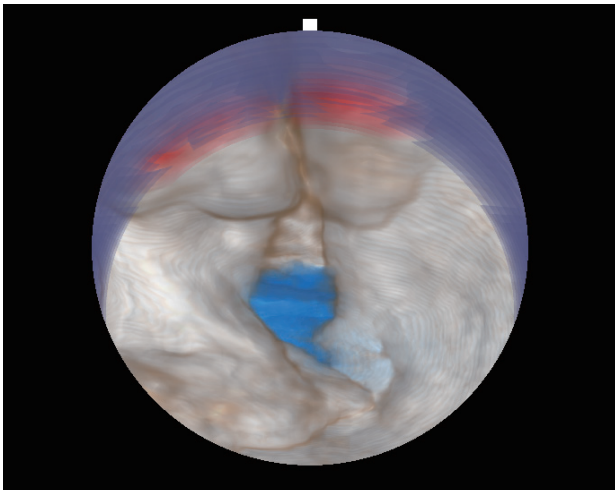


Fig. 7 Simulated contact between bone and tubular retractor.  
The reddish area indicates where the tubular retractor contacts bone.

#### 4 切削機能

切削は骨表面から徐々に削り、切削面の様子、周辺の様子を確認しながら、奥行き方向または横方向に切削範囲を広げるように行われる。切除面を確認し削り足りなければ追加の切削を行い、神経や血管などの傷つけてはいけない部位があった場合は、切削量を少なくしたり切削を止めたりというように進められる。

3次元画像に対して切削を表現する従来方法として、3次元画像上に切削の境界となるラインをユーザーがマウスを使って描く方法がある。しかし、描かれたラインは2次元であり、奥行き方向へ切り取る操作となり、ラインの片側の領域を消して反対側の領域を残したり、ラインで囲われた領域を消したりするような操作であった。つまり、実際のように切削面を確認し切削方向や切削量を検討するプロセスが存在しないため、緻密な切削領域を検討するシミュレーションには好ましくない。

本稿では、3次元画像上の表面から徐々に切削する操作が表現できるように、3次元画像のボクセル一つ一つに切削ラベルを付与し、未切削と切削済みの状態に加え、どの程度切削したかを管理し表示を制御する方法について述べる (Fig. 8)。ラベルは0から1までの小数点で表し、1であれば当該ボクセルは未切削であることを示し画像上にそのまま表示する。0であれば切削済みであることを示し非表示となる。少数点はボクセルの切削割合を示しその割合に応じて透明度を調整して表示する。例えば0.5の場合はボクセルの半分が切削済みであることを意味し、当該ボクセルは透明度50%で3次元画像上に表示される。切削ラベルへの操作については、骨を削る際に使用するドリルの形状を模した球状であったり、メスのような線状であったりと、シミュレーション内容に適した形状のモデルを使い分ける。

これによりユーザーは、骨を表面から徐々に削り、切削面の様子や周辺の様子を確認しながら、切削位置や切削範囲をシミュレーションすることができる (Fig. 9)。

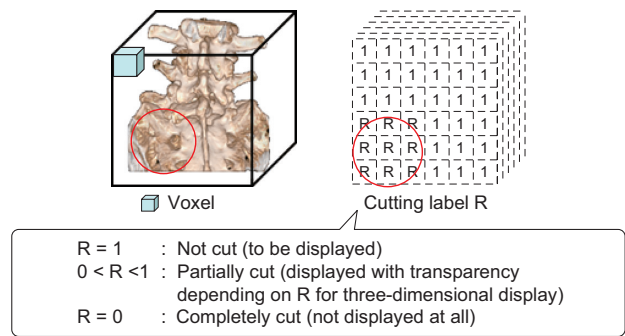


Fig. 8 Voxel-based display control.

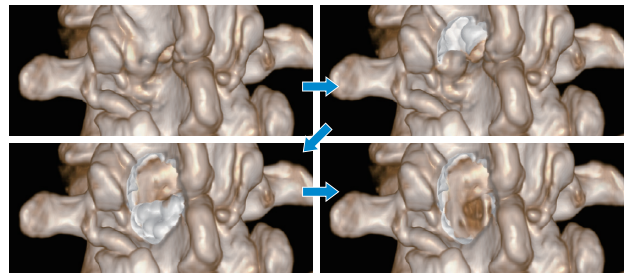


Fig. 9 Bone cutting simulation.

Voxel-based display control makes it possible to simulate bone under progressive cutting from the surface.

#### 5 評価

これまでに述べた機能について性能評価を行った。まず、仮想内視鏡画像の再現性について評価を行い、内視鏡の特性が再現できているか検証した。次に、レトラクターによる内視鏡画像の遮りの様子を確認し、最後に、腰椎模型を実際に切削した状態をシミュレーション上でも再現して、切削形状の再現性を検証した。

なお、上記機能は我々が開発・製品化に取り組んでいる手術支援画像システム プリッシモ XV に組み込んだ上で評価をおこなった。

##### 5.1 仮想内視鏡画像の再現性

実際の内視鏡画像と同条件で生成した仮想内視鏡画像の類似性を検証した。内視鏡先端から被写体までの距離と内視鏡光軸の角度を変えて、同一条件で得た内視鏡画層と仮想内視鏡画像を使い、以下の要領で類似度を算出した。

- ・被写体のCTから3次元画像 (仮想内視鏡画像) を再構成
- ・距離と角度を調整し、内視鏡先端位置を被写体の中心に配置し固定 (Fig. 10)
- ・同一条件で内視鏡画像と仮想内視鏡画像を取得 (Fig. 11)
- ・各画像の中心を重ね合わせ
- ・画像に写っている被写体の黒マス毎のDSCを算出し平均値を求める (Fig. 12, Table 1)
- ・Table 2のD,  $\theta$ に基づき、内視鏡の配置固定、画像の取得、画像の重ね合わせ、DSC算出を繰り返す

類似度の指標としてDice Similarity Coefficient（以下、DSCと略記する）を採用した（Fig. 13）。画像の類似度は式（1）で表される。ここで、 $i: 1 \sim n$ （画像に含まれる黒マス数）、 $A_i$ ：内視鏡画像上の黒マス $i$ のピクセル数、 $B_i$ ：VR画像上の黒マス $i$ のピクセル数、 $A_i \cap B_i$ ：画像A、B重ね合せ時の黒マス $i$ の共通ピクセル数を意味する。2つの画像が完全一致していれば1となる。

$$DSC(A_i, B_i) = \frac{2 \times |A_i \cap B_i|}{|A_i| + |B_i|} \quad (1)$$

被写体には1 cm角と0.5 mm角の格子溝を有する模型を用いた（Fig. 11）。実験で使用した内視鏡の視野角と斜視角は、それぞれ90°と25°であった。また、本稿での詳しい説明は省略するが、内視鏡の位置、角度情報は赤外線と計測対象に取り付けたマーカーからの距離を計測することで位置を割り出す光学式位置計測システムを使用しており、精確さ（99%信頼区間）は2.27 mm未満となっている。その情報をプリッシモ XV（プロトタイプ版、当該機能は製品版には搭載されていない）へ入力することにより、内視鏡と同一条件で画像を生成した。

Fig. 10 に示す内視鏡と被写体の距離 $D$ 、鏡筒の傾き $\theta$ をパラメータとして、 $D=10$  mm、 $\theta=0^\circ$ における黒マス毎のDSC値をTable 1 に示す。DSC値は画像中心ほどDSC値が高く最大値は0.94であった。周辺は低くなる傾向があったが、DSC値は0.7以上でシミュレーション時への影響は軽微と考えられる。また、Table 2 に黒マス毎のDSCの平均値を画像全体の類似度として算出した結果を示す。DSC平均値は0.74~0.86であり、目視でも一致している印象であり、高い再現性と考える。なお共著者の文献でも本評価に関して報告されており参考願いたい<sup>2)</sup>。

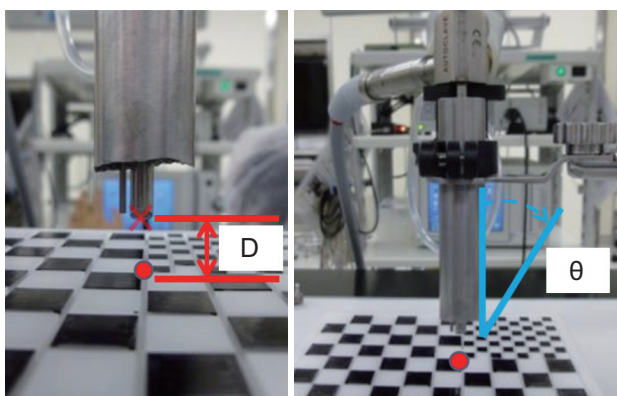


Fig. 10 Experiment to evaluate similarity between actual and simulated microendoscopic images.

The red dots represent a position that is the center of an endoscopic image when the endoscope is positioned a distance,  $D$ , away from an object and perpendicular to the object. Evaluation is performed when the endoscope is positioned the distance,  $D$ , away from the object and the inclination,  $\theta$ , inclined from the perpendicular, and when the red point is at the center of the endoscope field of view.

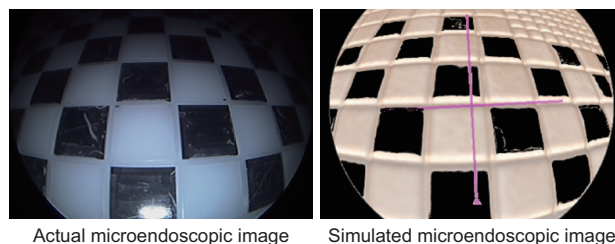


Fig. 11 Actual and simulated microendoscopic images in evaluation experiment under identical conditions.

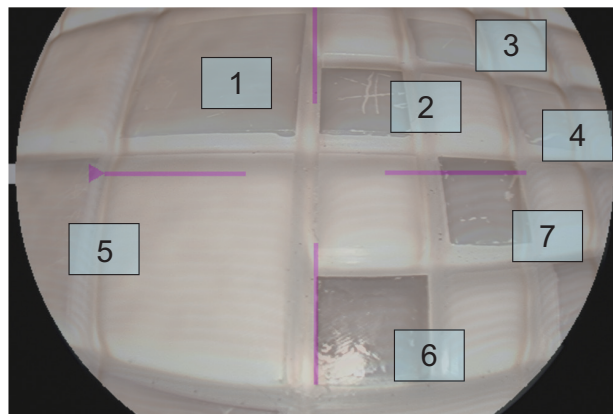


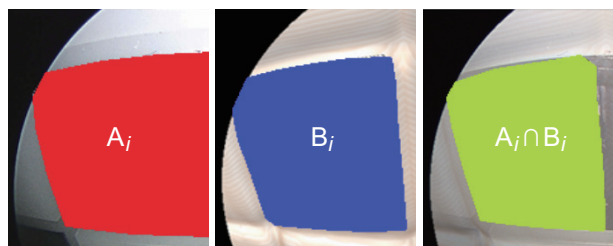
Fig. 12 Actual images and simulated microendoscopic images superposed, where  $\theta = 0^\circ$  and  $D = 10$  mm.

Table 1 Degree of similarity of each black cell under the condition of  $\theta = 0$ ,  $D = 10$  mm.

No.	DSC
1	0.91
2	0.97
3	0.71
4	0.76
5	0.83
6	0.91
7	0.75
Average value	0.84

Table 2 Results of evaluating similarity between actual microendoscopic image and simulated microendoscopic image under various evaluation conditions.

D	$\theta$		
	$0^\circ$	$10^\circ$	$20^\circ$
10 mm	0.84	0.81	0.78
20 mm	0.81	0.74	0.86



$A_i$ : Actual microendoscopic image of black cell  
 $B_i$ : Simulated microendoscopic image of black cell  
 $A_i \cap B_i$ : Overlap between actual and simulated microendoscopic images

Fig. 13 Areas used to calculate DSC (dice similarity coefficient).



## 5.2 レトラクターによる視野制限の確認

レトラクターの直径や長さ、内視鏡先端の設置位置を実際の内視鏡画像撮影時の状況に合わせて、仮想内視鏡画像を生成する (Fig. 14)。

内視鏡画像と仮想内視鏡画像の様子を目視で比較した結果、レトラクターによる視野の遮りは同等である印象であることを確認した。

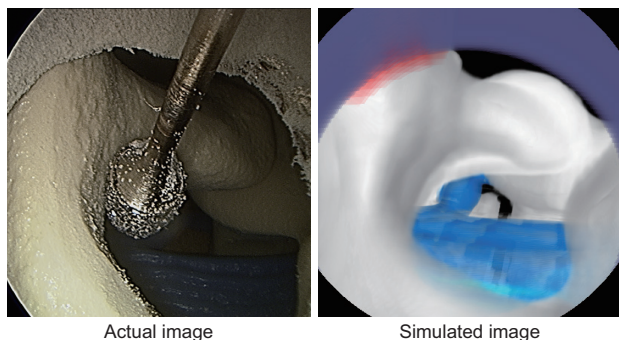


Fig. 14 Actual and simulated microendoscopic images partially blocked by tubular retractor.

## 5.3 切削の再現性

切削前の腰椎模型をCT撮影して再構成した3次元画像に対して、実際に切削した同一位置を切削機能により切削した3次元画像の画像と、切削後の腰椎模型をCT撮影して再構築した3次元画像とを使って、以下の要領で切削形状の類似度を算出した。

- ・ 切削前に撮影した腰椎模型のCTから3次元画像を再構成
- ・ 腰椎模型においてL1からL5の5箇所について切削を行う (Fig. 15)
- ・ 3次元画像において、切削に使用したドリルと同一の径で、同一の切削箇所に対して切削操作を行い、切削画像を生成
- ・ 切削後の腰椎模型をCT撮影し3次元画像を生成
- ・ シミュレーションにより生成した切削3次元画像と、切削後の3次元画像を同一レベルの椎骨が一致するように重ね合わせる (Fig. 16)
- ・ L1からL5の切削領域毎に20-40枚のスライス画像 (アキシャル断面) を作成し、2次元画像でDCSを算出し平均値を最終的なDSC値とする (Fig. 17, Table 3)

類似度の指標は5.1と同様にDSCを採用した。実験で使用したドリルは直径4.5mmであった。また、ドリル先端の位置情報は光学式位置計測システムにより計測している。5.1と同様の計測システムにより、ドリルの先端情報はリアルタイムで取得し、その位置情報をブリッシモ XV (プロトタイプ版, 当該機能は製品版には搭載されていない) に入力することにより、模型の切削に同期して3次元画像上で模型の切削状態がリアルタイムに反映される。

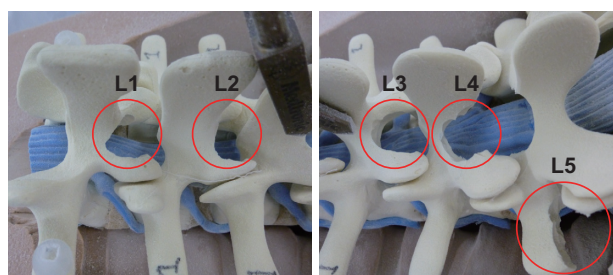


Fig. 15 Lumber model subjected to cutting.

The red circled parts of L1 through L5 are subjected to cutting.

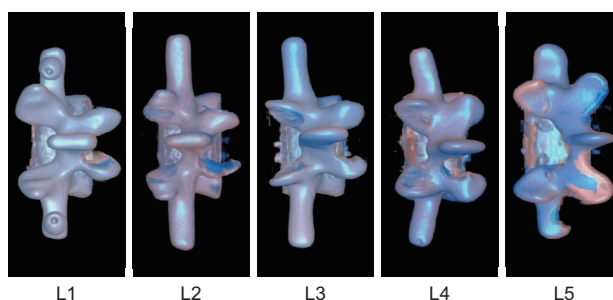
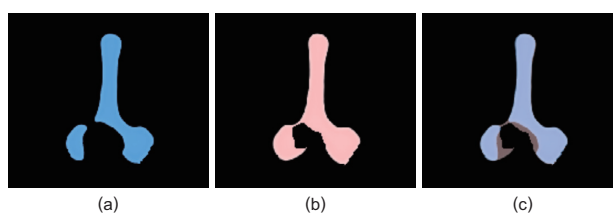


Fig. 16 Fusion of CT (computed tomography) volume data (blue) of lumbar model subjected to cutting and volume data of simulated cutting (red) using the same diameter tool and tool path as those for cutting model.



(a) Actual model subjected to cutting  
(b) Simulated model subjected to cutting  
(c) Fusion of simulated and actual models

Fig. 17 Slice images (axial cross-section) of L1 in Fig. 16.

結果をTable 3に示す。L1からL5のDSC値は0.87~0.96であり、目視においてもシミュレーションにより生成した切削3次元画像は、骨の切削形状を再現できている印象を持ち、高い再現性を有すると考えられた。

Table 3 Degree of similarity of each vertebra subjected to cutting.

	L1	L2	L3	L4	L5
DSC	0.93	0.87	0.93	0.95	0.96

また、実際の内視鏡画像との比較を行った。内視鏡画像と内視鏡の位置・姿勢情報から生成した仮想内視鏡画像をFig. 18に示す。画像全体の類似性や、骨の回転や大きさも一致していると考えられる。

Fig. 19に切削後の内視鏡画像とドリルの位置情報からリアルタイムに生成した切削3次元画像を示す。目視ながら、切削後の骨形状の類似性は高いと思われる。また、2つの画像において、内部の神経の様子 (青色の領域) については3次元画像が確認しやすく、3次元画像の持つ視認性の高さが伺えた。

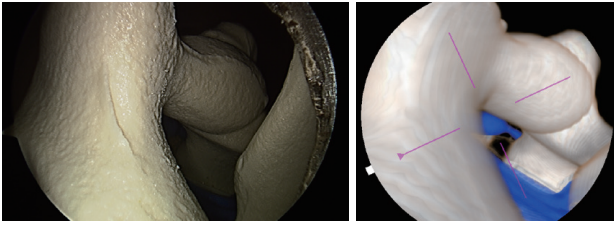


Fig. 18 Corresponding actual and simulated microendoscopic images.

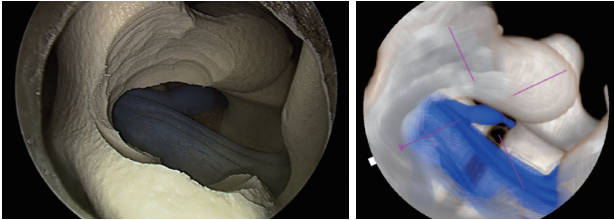


Fig. 19 Actual and simulated microendoscopic images of lumbar model, where the images are of identical model.

## 6 まとめ

脊椎内視鏡手術の内視鏡画像を模した仮想内視鏡画像下において、切削シミュレーションを可能とするシステムを開発した。内視鏡の特性であるレンズ歪や視野角、斜視角を再現し、脊椎内視鏡で使用されるレトラクターによる内視鏡画像の視野制約、術具の可動範囲制約を加えることで、実際の手術視野に近い仮想内視鏡画像を得られることが確認できた。また、ドリルによる骨切削についても高い再現性が確認できており、内視鏡に特化した切削シミュレーションとして有効であると考えられた。今回は脊椎内視鏡手術における視野や切削形状の類似性を評価したが、今後は別の術式について評価や臨床からのフィードバックをもとに、さらなる機能改善、治療価値の向上を目指す。

### ●参考文献

- 1) Mori M, Kioka M, Imanishi K, Nakao M, Yoshida M, Minato K, et al. "Volume rendering for improved safety of endoscopic spinal surgery by utilizing the endoscope's lens characteristics", Computer Assisted Radiology and Surgery, ppS414, Jun. 2010.
- 2) Nakao S, Takemura T, Takahashi S, Yoshida M, "A study of the reproducibility of intraoperative image in microendoscopic-spine-surgery simulator." Orthopaedic Research Society (ORS) 2016 Annual Meeting. March 5-8, 2016.