

博士論文

二次元ポインティングデバイスを用いた
内視鏡下脊椎後方手術のための
切削計画支援手法

今西 勁峰

2011年2月3日

奈良先端科学技術大学院大学
情報科学研究科 情報生命科学専攻

本論文は奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科に
博士(工学) 授与の要件として提出した博士論文である。

今西 勁峰

審査委員：

湊 小太郎 教授 (主指導教員)

加藤 博一 教授 (副指導教員)

杉浦 忠男 准教授 (副指導教員)

中尾 恵 助教 (副指導教員)

二次元ポインティングデバイスを用いた 内視鏡下脊椎後方手術のための 切削計画支援手法*

今西 勁峰

内容梗概

近年では、腰椎椎間板ヘルニアや腰部脊柱管狭窄症に対する脊椎外科手術において、内視鏡下脊椎後方手術 (Microendoscopic Discectomy: MED 法) 等の内視鏡手術が試みられるようになってきた。内視鏡を用いるため、低侵襲で治療ができ、患者の社会復帰が早いため、今後のさらなる普及が期待されている。しかし、内視鏡下脊椎後方手術において、計画した領域に対して適切に切削を行うためには、術者に高度な技術を要求されるが、現状では有効な術前計画手段が講じられていない上、術中においても計画立案した切削領域の参照は CT 断面画像からのみであり、正確な三次元領域として認識しづらい問題がある。そのため、より厳密に切削領域の術前計画を立案し、かつ術中等においても容易に三次元領域として参照することを可能にする術前計画支援手法が要求されている。

本研究では、内視鏡下脊椎後方手術に対して、汎用的な二次元ポインティングデバイスを用いた術前計画支援手法を提案する。従来の研究との違いとして、提案手法では下記の特徴を持つ。(1) ユーザはボリュームレンダリング像上の 3 次元領域に対して直接切削領域の入力が行える。(2) よりシンプルなインタフェースを提供するために、本研究ではマウス等の汎用的な二次元ポインティングデバイスを利用した 3 次元領域入力手法を導入している。(3) インタラクティブに切削

*奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 情報生命科学専攻 博士論文, NAIST-IS-DD1061001, 2011 年 2 月 3 日.

境界の高精細表現を行うために、本研究では距離値に基づいた動的なボリュームエイリアシング除去手法を用いている。(4) 本研究では切削の深さを管理し、ボリューム切削における制約を導入することによって、二次元ポインティングデバイスによる入力では発生しやすい意図しない領域への誤切削を軽減できる手法を提案している。(5) 内視鏡下脊椎後方手術におけるオクルージョン領域への切削に対する術前計画を支援するために、本研究において、任意断面を用いた切削領域入力手法を提案し、切削点を任意断面上に制約することで、オクルージョン領域への正確な切削領域の入力が可能である。(6) 内視鏡の挿入位置および挿入方向の術前計画における検討および意思決定を支援するために、本研究では魚眼内視鏡のレンズ特性を反映したレンダリング手法を導入し、インタラクティブな仮想内視鏡視野提示を利用した切削領域へのアプローチ計画の立案を支援する。

本研究ではいくつかのサンプルボリュームデータを用いて提案手法について検証を行った。検証の結果、提案手法によって、ユーザは二次元ポインティングデバイスを用いて、脊椎などのボリュームレンダリング像上の複雑な領域や、オクルージョン領域に対して、簡便な操作で切削領域の入力を行えることが分かった。また、提案手法では、インタラクティブに明確な切削境界を提示できた。実際に内視鏡下脊椎後方手術の適用症例データを用いた検証の結果から、ユーザはインタラクティブに実際の切削領域と同等な3次元領域を定義できることを確認した。また、専門医による評価として、魚眼内視鏡の視野の歪みが再現されており違和感ないとのコメントを得た。

本研究で開発した内視鏡下脊椎後方手術のための術前計画支援手法によって、より効率的かつ正確な術前計画を行うことができ、安全性の向上、術式の普及及び熟練者の育成に貢献できる。また、本研究を術中ナビゲーションシステムへ応用することで、より安全に内視鏡下脊椎後方手術を行うための支援環境の提供が期待できる。

キーワード

内視鏡下脊椎後方手術, ボリューム切削, 二次元ポインティングデバイス, 術前計画, 内視鏡

Interactive bone drilling using a 2D pointing device to support Microendoscopic Discectomy planning*

Keiho Imanishi

Abstract

In the field of orthopedic surgery, lumbar disc disease has recently been treated by minimally invasive procedures such as Microendoscopic Discectomy(MED). Compared to the traditional open surgery, MED provides various benefits such as a small incision, reduced postoperative pain, and quick recovery to daily life or work. Not only patients but also practitioners have been awaiting the generalized use of MED. However, high technical skills with long clinical experience is required for drilling the intended region at MED. Currently, there is no efficient method to assist the preoperative planning of MED, and surgeon can only refer to the defined drilling region from 2D CT images from which the surgeon cannot easily associate the 3D region. Therefore, there is a need to develop a method to assist strict planning of drilling region, enabling the surgeons to refer to a 3D image easily during the surgery.

In this research, we propose a method to assist the planning of MED using a general-purpose 2D pointing device. Unlike existing methods, our method has the following features: (1) a method to directly cut away arbitrary 3D regions on

*Doctoral Dissertation, Department of Bioinformatics and Genomics, Graduate School of Information Science, Nara Institute of Science and Technology, NAIST-IS-DD1061001, February 3, 2011.

the volumetrically rendered image, (2) 3D drilling algorithm with only a general-purpose 2D pointing device to provide a simple interface to end-users, (3) a GPU-based rendering scheme for high quality shading of drilled boundaries, (4) a smart depth control to ensuring the continuity of the drilling operation to reduce both over-drilling and unnatural drilling of an unintended region caused by inputs from the 2D pointing device, (5) a method to interactive drilling on the arbitrary 3D internal region for assisting the planning of drilling to the internal region at MED, and make the user can define the drilling region more strictly by constraining the drilling points on the clipping plan, (6) a scheme that introduces volume rendering method utilizing the endoscope’s lens characteristics in order to assist the user to plan the insert position and the direction of the microendoscope.

We applied our techniques to some CT data of specific patients. Several experiments confirmed that the user was able to directly drill a 3D complex region on a volumetrically rendered lumbar spine through simple mouse operation. Also, our rendering scheme clearly visualizes time-varying drilled surfaces at interactive rates. By comparing simulation results to actual postoperative CT images, we confirmed the user interactively simulates similar cutting to that carried out in real surgery. In the evaluation by the medical specialists, the comment that “ the distortion of viewing from the fish-eye endoscope is reproduced and there is no sense of incongruity ” was obtained.

From the above validation, we found that our framework can supply an efficient environment for the surgical planning of MED and contribute to the wide spread use of MED. Furthermore, extending our methods and applying them to surgical navigation can help making safer MED surgery.

Keywords:

MED, volume sculpting, 2D pointing device, surgical planning, endoscope

目次

1. はじめに	1
2. 内視鏡下脊椎後方手術法の術前計画支援	4
2.1 内視鏡脊椎後方手術法とは	4
2.1.1 内視鏡下脊椎後方手術の現状と問題点	6
2.1.2 ボリューム切削による術前計画の必要性	8
2.2 従来のボリューム切削に関する研究	8
2.2.1 三次元ポインティングデバイスを用いた手法	9
2.2.2 二次元ポインティングデバイスを用いた手法	9
2.2.3 切削境界の表現	10
2.3 本研究の位置付け	11
3. ボリューム切削領域の表現方法	13
3.1 ボリューム切削の基礎	13
3.2 切削境界の高精細表現	16
3.2.1 距離に基づいたボリュームエイリアシング除去	16
3.2.2 勾配ボリュームの動的更新	19
3.3 検証と結果	19
3.3.1 切削境界のレンダリング結果	20
3.3.2 計算時間	22
3.3.3 ボリュームラベルの詳細度による影響	22
3.4 まとめと考察	27
4. 二次元ポインティングデバイスによる切削領域入力手法	28
4.1 二次元ポインティングデバイスを用いた切削における問題	28
4.2 ボリューム切削における制約の導入	30
4.2.1 切削の深さに対する制約	30
4.2.2 切削の深さ変化量に対する制約	35
4.3 検証と結果	37

4.3.1	誤切削防止の有効性	37
4.3.2	異なるドリル半径による切削結果	40
4.3.3	実測患者データを用いた評価	40
4.4	まとめと考察	42
5.	オクルージョン領域に対する切削領域入力手法	44
5.1	オクルージョン領域に対する切削における問題	44
5.2	任意断面を用いた切削領域入力手法	44
5.3	検証と結果	46
5.3.1	切削ツールの有効範囲が切削結果に対する影響	46
5.3.2	切削領域のアノテーション表示	48
5.3.3	サンプルボリュームデータに対する切削結果	48
5.3.4	実測医用データに対する切削結果	51
5.4	まとめと考察	51
6.	内視鏡特性を反映した術前切削計画支援システムの開発	53
6.1	内視鏡のレンズ特性を反映したレンダリング	53
6.1.1	正射影	55
6.1.2	等距離射影	56
6.2	術前切削計画支援システムの構成	57
6.3	開発システムを用いた術前計画の流れ	59
6.4	結果と検証	62
6.4.1	開発システムの試用結果	62
6.4.2	切削領域へのアプローチ計画支援の検証	65
6.4.3	整形外科医による評価	67
6.5	まとめと考察	67
6.6	ナビゲーションシステムへの応用の検討	69
7.	おわりに	71
	謝辞	73

参考文献	75
付録	80
A. 研究業績	80

目 次

1	内視鏡下脊椎後方手術法	5
2	術野イメージ	5
3	手術支援システムの基本構成 [10]	7
4	手術ナビゲーションシステム	7
5	ボリュームラベルによるボリューム切削表現手法の基礎	15
6	距離ラベルに基づいたボリューム切削表現手法	17
7	ボリュームラベル値の動的更新	18
8	切削境界の改善 (a) ボリュームラベルの勾配による陰影処理なし (b)2 値ボリュームラベルによる切削境界表現 (c)2 値ボリュームラ ベルとアルファ値の掛け算による切削境界表現 (d) 距離値ボリュー ムラベルによる切削境界表現 (提案手法)	21
9	ボリュームラベルの動的更新評価	22
10	ボリュームラベルのサイズによる表示結果の変化。(a)256 × 256 × 256 (b)192 × 192 × 192 (c)128 × 128 × 128 (d)64 × 64 × 64	25
11	ボリュームラベルのサイズによるパフォーマンスの変化	26
12	ボリュームラベルのサイズとレンダリングパフォーマンスの相関 関係	26
13	局部領域における過度な切削問題	29
14	勾配変化大な領域における誤切削問題	29
15	輝度ボリューム $I(6 \times 6\text{voxel})$	31
16	局所ボリュームラベル $L_i(3 \times 3\text{voxel})$	31
17	制約を用いない切削概要	33
18	切削の深さ方向に対する制約概要	34
19	勾配変化大な領域への誤切削の例	35
20	切削点の深さ変化量の制約概要	36
21	エンジンのボリュームデータへの切削。(a) オリジナルデータと関 心領域。(b) 誤切削防止のための制約なしでの切削結果。(c) 誤切 削防止のための制約ありでの切削結果。	38

22	エンジンへの切削における切削深度の変化	38
23	脊椎 CT ボリュームレンダリング像に対する切削。(a) 元データおよび関心領域。(b) 関心領域。(c) 誤切削防止のための制約なしでの切削結果。(d) 誤切削防止のための制約ありでの切削結果。 . . .	39
24	ドリル半径の違いによる切削結果への影響。(a)(b)1.0mm および 2.5mm のドリル半径による脊椎への切削結果。(c)1.5mm のドリル半径による切削結果。(d)4mm のドリル半径による切削結果	41
25	実症例における術後結果と切削シミュレーションの比較。(a)(b) 術前 CT データによるボリュームレンダリング像と MPR 像。(c)(d) 切削シミュレーション結果。(e)(f) 術後 CT データによるボリュームレンダリング像と CT 断層画像	43
26	切削ツールの有効範囲。(a) 半球状の切削有効範囲。(b) 球状の切削有効範囲。	46
27	切削ツールの有効範囲の検証結果。(a)(b) 異なる断面上での切削。(c)(d) 半球状の切削有効範囲を適用した場合の切削結果。(e)(f) 半球状の切削有効範囲を適用した場合の切削結果。	47
28	切削領域のアノテーション表示の違いによるユーザビリティへの影響。(a)(c) クリッピング領域内の切削領域表示あり。(b)(d) クリッピング領域内の切削領域非表示。	49
29	エンジン CT データのオクルージョン領域への切削。(a)(c) 半透過任意断面上に対する切削操作とその結果。(b)(d) 回転後の任意断面上に対する追加切削操作とその最終の切削結果	50
30	脊椎 CT データのオクルージョン領域への切削処理。(a)(b) 異なる任意断面上における切削を実施。(c) 脊椎の全体像と切削実行前のクリッピング像。(d) その最終の切削結果	52
31	魚眼レンズ特性を反映したボリュームレンダリングの仕組み [32] .	54
32	魚眼レンズの射影の違い	54
33	正射影	55
34	等距離射影	56

35	開発システムを利用した術前計画の進め方	60
36	内視鏡下脊椎後方手術向け術前計画支援システム概観	63
37	内視鏡挿入位置・挿入方向決定ステップ表示例	63
38	内視鏡視野におけるボリュームレンダリング像の切削境界表示例	64
39	切削領域ハイライト表示例	64
40	切削領域へのアプローチ計画支援の検証。(a) 切削領域 (b)(c) 異なる内視鏡挿入位置から切削領域へのアプローチ検証。	66
41	切削領域へのアプローチ計画支援の検証結果。(a)(b) 正しく切削領域へアプローチできない場合。(c)(d) 正しく切削領域へアプローチできる場合。	66
42	実症例データを用いた内視鏡視野生成例	68
43	実映像	68

表 目 次

1	内視鏡下脊椎後方手術法と従来の手術方法との比較	5
2	評価用機器の仕様	20
3	GPU 製品仕様	24

1. はじめに

近年、高齢化に伴い腰部脊柱管狭窄症の患者の手術が増加している。以前は大きな皮膚切開および筋肉の剥離を伴う術式が基本であったが、近年では、腰椎椎間板ヘルニアや腰部脊柱管狭窄症に対する脊椎外科手術において、内視鏡下脊椎後方手術 (Microendoscopic Discectomy: MED 法)[1] 等の内視鏡手術が試みられるようになってきた。内視鏡を用いるため、大きな切開および筋肉の剥離を伴う従来の手術よりも、低侵襲で治療ができ、患者の社会復帰が早いいため、今後のさらなる普及が期待されている。しかし、内視鏡下脊椎後方手術法にも下記のデメリットがあるとされている。

1. 切削対象である腰椎の形状が複雑である上、内視鏡では術者の視野が限られるため、オリエンテーションの把握が難しい。
2. 切削部位の近傍または背面に重要な神経束が存在するため、安全な手術を行うためには、術者に高度な技術と習熟が必要とされる。

内視鏡下脊椎後方手術法においては、エラーが起こると直ちに医療事故に結びつくことになる可能性が大きく、これらのデメリットは、内視鏡下脊椎後方手術にとって、手術の普及および熟練な術者の育成の高いハードルとなっており、術前計画と術中支援が課題となっている [2]。

そこで本研究では、術前計画支援に着目し、簡便な入力による綿密な切削領域の計画立案を可能にし、術中においても術前計画を容易に参照できる手法として、マウスなどの汎用な二次元ポインティングデバイスを用いて、ボリュームレンダリング像上に切削部を直接入力可能な切削計画支援手法を提案する。汎用な二次元デバイスを用いて三次元領域を編集する際において、どのように二次元の入力情報を三次元座標へマッピングするかが、アプリケーションのユーザビリティや適用範囲に大きく影響する。本研究では、二次元ポインティングデバイスの入力から変換される、三次元ボリュームレンダリング像の視線方向の深さ情報を管理する方法を提案し、術者が二次元ポインティングデバイスを利用して簡便な操作で脊髄切削部をインタラクティブに指定できる切削計画支援手法の開発を目的とする。提案手法では下記の特徴を持つ。

- 汎用的な二次元ポインティングデバイスによる簡便な入力で、ボリュームレンダリング像内の領域に対して直感的かつインタラクティブな領域編集が行える。
- 動的に GPU 上でのサブボクセル補完を用いてエイリアシングを除去し、切削境界の高精細レンダリングを実現できる。
- 切削深度の制約および切削点の深さ変化量の制約を導入し、脊髄のような複雑な対象領域における、ユーザの誤操作による切削対象外の領域に対する誤切削を軽減できる。
- オクルージョン領域に対するインタラクティブな切削領域の直接入力を行える。
- 内視鏡レンズの特性を反映した仮想的な内視鏡視野を提示することで、術前計画段階における手術アプローチの検討および計画を支援する。

第 2 章では、本研究の背景となっている内視鏡下脊椎後方手術法について紹介し、術前および術中における有用な支援方法を説明するとともに、ボリューム切削についての先行研究およびこれらの手法を内視鏡下脊椎後方手術法の術前計画支援へ適用する際の問題点について説明する。

第 3 章では、本研究の基礎となる、二次元ポインティングデバイスを用いた切削手法の基礎を説明した後、本研究が導入した、動的な GPU 上でのサブボクセル補完を用いたエイリアシング除去による切削境界の高精細レンダリング手法を説明し、本手法に対する評価実験とその結果について述べる。

第 4 章では、術者の誤入力による切削領域の誤入力を防止するために、本研究が導入した切削深度の制約および切削点の深さ変化量の制約による制御手法を説明し、評価実験とその結果について述べる。

第 5 章では、内視鏡下脊椎後方手術におけるオクルージョン領域への切削計画を支援するために、本研究が導入した任意断面を用いた切削領域入力手法について述べ、医用データを用いた評価とその結果を説明する。

第 6 章では、提案した切削領域入力手法および我々が開発した魚眼レンズ内視鏡の特性を反映したボリュームレンダリング手法 [32] を用いて開発した、切削計

画支援システムについて説明し、開発システムを用いた内視鏡下脊椎後方手術法における術前計画の流れについて説明する。また、開発システムに対し、実症例の医用画像を用いた評価および専門医によるコメントについて述べる。

最後に第7章では結論を述べ、本論文をまとめる。

2. 内視鏡下脊椎後方手術法の術前計画支援

本章では、まず内視鏡脊椎後方手術法について説明し、その現状と問題点を述べる。さらに、従来の研究を紹介し、これらの研究を内視鏡脊椎後方手術の術前計画に適応する際の問題点について説明し、本研究の位置付けと方針について述べる。

2.1 内視鏡脊椎後方手術法とは

内視鏡下脊椎後方手術は、1997年にSmithとFoley[4]により開発された傍脊柱筋の剥離を要しない低侵襲な手技であり、術後創部痛が軽微で早期社会復帰が可能である[4]。また、内視鏡下脊椎後方手術法は椎間関節などに対しても低侵襲な手技として注目され、後方除圧手術として腰椎椎間板ヘルニアから腰部脊柱管狭窄症へと適応が拡大されつつある[5][6][7]。内視鏡下脊椎後方手術法の手術方式は、1.6センチほど皮膚を切開した後、切開部から金属製の筒を腰部に挿入し(図1)、すべての手術操作を内視鏡で拡大された画像を見ながら行う(図2)。内視鏡下脊椎後方手術法では筋肉などの軟部組織の剥離をほとんど行わないため、従来法である直視下手術法(LOVE法)と比べて、出血が少なく、術後の疼痛も軽微であり、患者にかかる負担を大きく減少させることができる(表1)。また、手術創内に設置する内視鏡の特徴として覗き込むように鏡視ができるために、手前を切除せず、深部の神経を圧迫している部位のみの切除が可能であることから、顕微鏡下手術法(MD法)と比べても低侵襲であるといえる[8]。

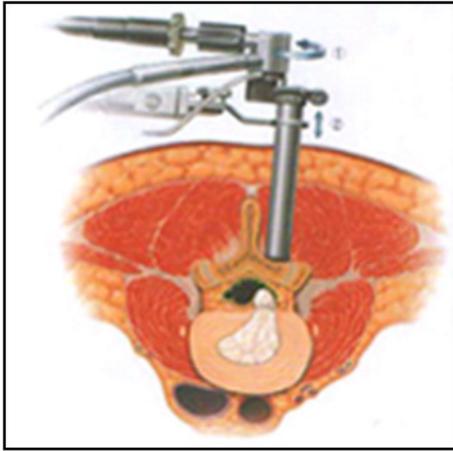


図 1 内視鏡下脊椎後方手術法

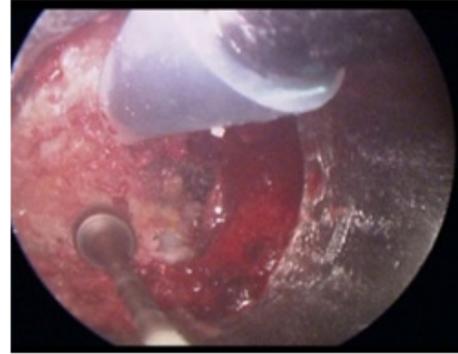


図 2 術野イメージ

表 1 内視鏡下脊椎後方手術法と従来の手術方法との比較

	脊椎内視鏡視下手術	LOVE法	顕微鏡下手術
皮膚切開	1.6センチ	5～7センチ	3センチ程度
筋肉剥離	わずか	行う	行う
術者の視野	非常に良い	良い	非常に良い
手術時間	40～60分	45分	45～60分
術後の疼痛	ほとんど無し	鎮痛剤が必要	少ない
術後の癒着	わずか	多	少ない
入院期間	5日程度	2週間程度	1週間
職場復帰	早期	2ヶ月程度	早期

2.1.1 内視鏡下脊椎後方手術の現状と問題点

一方、内視鏡下脊椎後方手術では、手術手技の習熟と正確な脊椎の解剖の知識を必要とし、脊髄や神経、近傍の血管損傷といった重大な合併症の危険を有する。また、内視鏡を用いた手術は視野が狭く、術具の操作範囲が限定されるなど、術者に高度な技術を要求するといった特徴があげられる [9]。そのため、患者の椎間関節をより温存し、安全に治療をおこなうために、手術支援システムを用いた手術が注目されている [11][12][15]。手術支援システムの一般的な処理形態を図3に示す。

術中に用いられる手術ナビゲーションシステムとして、Medtronic 社 Stealth-Station や、Stryker 社 Navigation System 等のシステムが利用されている (図4)。これらは、術具に取り付けた赤外線マーカーの位置を計測し、2mm 程度の誤差で sagittal、coronal、axial 像と三次元画像上に術具の位置を表示可能であり、術中 CT のみを参考にする場合と比較し正確な手術が可能である。

このようなナビゲーション下の手術を実施する際には、術前において切削対象となる三次元領域を綿密に計画・設定しておくことが望ましい。しかし、従来の手術計画では、術前に撮像された CT (Computed Tomography) や MRI (Magnetic Resonance Imaging) などの二次元断層画像を用いて行っていた上、現状の内視鏡下脊椎後方手術に用いられているナビゲーションシステムは、術前に計画した切削予定の三次元領域をシステム内に反映することができない。術者は術中において、術前計画から想定される三次元領域に基づいて切削を行うため、実際の切削部と術前計画においてギャップが生じやすいといった問題があげられる。結果として、術前計画通りに切削が十分に行えなかった場合、神経に対して想定した減圧が出来ず、再手術を要し、逆に過度な切削によっては脊椎関節が正常に負荷に耐えられなくなり、後遺症に繋がる恐れもある。

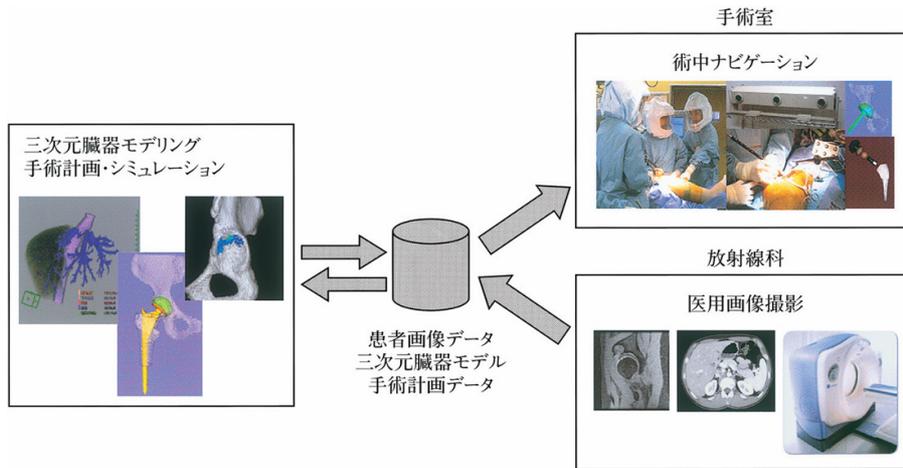


図 3 手術支援システムの基本構成 [10]



(a) abcStealthStation (Medtronic inc.) (b) Navigation System (Stryker inc.)

図 4 手術ナビゲーションシステム

2.1.2 ボリューム切削による術前計画の必要性

内視鏡下脊椎後方手術をより安全かつ正確な実施を支援するため、術前計画の段階において、脊椎や患部の切除範囲を簡便な入力手段により定義可能であり、さらには計画した切除範囲を術中等において容易に参照可能な術前計画支援手法を提供することが有用であると考えられる。しかし、CTやMRIの撮像技術の進歩に伴い、一度に膨大な量の画像の取得が可能となり、従来のような二次元断層画像上での逐次領域指定による手術計画の立案方法 [13][14] では、それらの画像の中から必要な情報を見つけ出し、適切に切削すべき三次元領域を想像しながら定義することは容易ではない。また、術中においても、二次元断層画像に計画立案した切削領域のみを参照することは実際の切削領域との間にギャップが生じやすい問題を引き起こす。そこで、術前計画においては、視覚的に理解しやすくするために医用画像集合（ボリュームデータ）を三次元に可視化する技術 [17] を利用し、可視化された三次元モデル上に対し、切削シミュレーションなどの手法を提供することで、より直感的に切削予定範囲の入力を可能にし、術前計画の正確性の向上をもたらすことが可能であると考えられる。

2.2 従来のボリューム切削に関する研究

ボリュームデータはスカラー値が三次元的に詰まったデータであり、計算機上でボリュームデータを扱うには、もとの対象を三次元座標上で離散化し、サンプリング点でもとの対象から得られたスカラー値を量子化するのが一般的である。特にボリュームデータを格子状に離散化した際に、その最小単位はボクセルと呼ばれる。本研究におけるボリュームデータは各辺が三次元直交座標系の各軸に平行な立体格子によって構成される等方ボクセルの集合を前提として扱う。医用画像において、ボリュームデータの内部の構造や特徴は、他の構造により覆い隠されていることが多い。それらの特徴や構造を可視化するため、ドリルやメスなどの仮想的な術具によって対象を覆い隠している構造を除去するボリューム切削法について、これまでいくつかの研究がなされている。

2.2.1 三次元ポインティングデバイスを用いた手法

従来の研究において、切削対象位置の指定に PHANToM(SensAble Technologies Inc.) といった力覚提示可能な三次元ポインティングデバイスを用いた切削シミュレーション手法 [19, 20, 21] や、ボリュームデータの内部構造の観察手法 [22][23] が提案されている。三次元ポインティングデバイスを用いることで、直接三次元の座標を指定可能であり、力覚提示装置を用いることで実際の手術時と同じ感覚を手に感じる事ができ、術前リハーサルシステムとしても期待されている。Kimらは、三次元ハプティックデバイスによるボリューム切削手法を利用した歯科切削シミュレーションシステムを構築している [18]。様々な術式に応じた正確な反力生成をシミュレートすることが可能であり、歯科学生は力覚が提示されたトレーニングシステムを通じてスキルの向上を図ることができる。小谷らは、脊椎外科手術の術前リハーサルを目的として三次元シミュレーション環境の構築を行っている [24]。従来、先天性脊柱側湾症などの脊柱変形においては、単純 X 線や CT 等の二次元画像を用いても術前計画は困難であったが、視覚だけでなく触覚を用いて骨の深さや凹凸など複雑な脊椎の 3 次元構造が理解することが可能である。また、個々の症例において骨切りの高位や切削範囲などを繰り返し修正しながら検討することが可能であり、術前リハーサルとしても有用である。しかし、三次元ポインティングデバイスを用いての切削対象位置の指定は、仮想的な術具の位置の奥行き感覚がつかみにくく、医師がデバイスの操作に慣れる必要があるといった問題がある。また、術前計画の立案がデバイスの設置された PC にのみ限定され、多忙な医師に場所や時間の制約を与えてしまうといった問題があげられる。

2.2.2 二次元ポインティングデバイスを用いた手法

従来の研究においては、マウスやペンタブレットなどの二次元ポインティングデバイスを用いたボリューム切削手法などいくつか提案されている。これらの二次元ポインティングデバイスでは奥行き情報の入力ができないため、二次元座標からボリュームデータ内の三次元座標への変換手法が重要な要素となる。Huffら [26] はマウスのホイールの回転情報を深さ方向の情報へ変換し、マウスのカーソル位置を三次元空間情報へマッピングしている。この手法では、汎用的なホイー

ルマウスを利用することで、ユーザは正確に三次元領域に対し入力指定が行える。しかし、カーブしている形状の対象領域においては、ユーザにかかる操作ステップが多いため、複雑な形状を持つ脊椎に対する切削シミュレーションに用いるにはユーザビリティが大きく低下する可能性がある。Hung-Liらはペンタブレットデバイスを用いて、レイキャスティング [25] と同様の走査法による表面検出およびスタイラス圧に基づいて三次元領域内のボリュームデータの編集箇所を定義している [27]。レイキャスティングは、視線をボリューム内部に伸ばし、視線上にある内部のサンプリング点において色と輝度値を視線に沿って累積計算する方法である。Hung-Liらの提案した手法では、ボリュームをポイントの集合として表現し、GPUの並列演算能力を利用して、レイキャスティングに基づく高速な切削とセグメンテーションの実行を可能にした。しかし、レイキャスティングに基づく手法を用いた場合、あるウィンドウ座標に対応する点を切削後、再度同じウィンドウ座標上を二次元ポインティングデバイスのポイントが通過した場合、切削により顕になった点を更に切削し、深さ方向へ一度に深く掘り進んでしまうといった問題がある。また、二次元ポインティングデバイスを大きく動かした場合や、対象物体を貫通した場合に、不連続領域にまで切削が及ぶといった問題があげられるが、これらの問題を防ぐためのアプローチはとられていない。

2.2.3 切削境界の表現

インタラクティブなボリューム切削シミュレーションにおけるもう一つの大きな課題は、切削によって顕になったボクセルによって構成される切削境界に対する陰影付けの手法である。Weiskopfらはこの課題に対処するために、クリッピングオブジェクトと呼ばれる静的なボリュームラベルの概念を導入している [28]。ボリュームレンダリングを行う際において、ボリュームラベル内に格納されたクリッピング領域情報を参照し、ここから得られるクリッピング領域の勾配と元の輝度ボリュームの勾配を足しあわせることでクリッピング処理後の適切なシェーディング手法を提案している。しかし、インタラクティブな切削を表現するためには、静的なボリュームラベルではなく、リアルタイムにボリュームラベルを動的に更新する必要がある。

2.3 本研究の位置付け

ボリュームデータの切削の研究は数多くなされているが、切削範囲を限定する手法についてはほとんど考慮されていない。三次元ポインティングデバイスを用いた場合、奥行き情報も含めて三次元位置を入力可能であり、力覚を提示することで切削範囲を制約することが可能であるが、切削時の奥行きがわかりにくく、医師がデバイスの扱いに慣れる必要があるといった問題がある。また、力覚を用いることで実際の手術と同様の感覚を得ることができるため、研修医のためのトレーニングシステム等で有効であるが、術前計画は実際に手術を執刀する医師が行うため力覚に対する要求は低いと考えられる。二次元ポインティングデバイスを用いた場合は、奥行き情報を入力できないためマウスホイールの回転量やレイキャスティングなどの手法を用いて奥行き座標へマッピングするが、入力が煩雑になったり、対象物体を容易に貫通し、不連続領域へ切削が及んでしまうなど、切削想定領域外を切削するといった問題がある。そこで本研究では、本研究では、医師がマウスなどの汎用的な二次元ポインティングデバイスを用いて簡便な操作でボリュームレンダリング像に対する直接入力によって、内視鏡下脊椎後方手術の術前計画の立案ができる支援手法の開発を目的とする。前述のように、汎用な二次元ポインティングデバイスを用いて三次元領域を編集する際において、どのように二次元の入力情報を三次元座標へマッピングするかが、アプリケーションのユーザビリティや適用範囲に大きく影響する。本研究で提案する術前計画支援手法では以下の特徴を持つ。

- ユーザにシンプルなインタフェースを提供するために、本研究では、汎用的な二次元ポインティングデバイスを利用してボリュームレンダリング像に対し、直接的に切削領域の入力が行える環境を提供する。
- 切削境界の高精細なレンダリング結果を提示するため、本研究では動的にGPU上でのサブボクセル補完によって、エイリアシングを除去し、適切に陰影付けされたクリアな切削境界を提示できる。
- 本研究では、二次元ポインティングデバイスの入力からレイキャスティングに基づいて取得された、三次元領域内のボリュームレンダリング像上の

座標の視線方向の深さ情報を管理し、切削深度の制約および切削点の視線方向の深さ変化量の制約を導入することにより、ユーザの誤入力による意図しない切削を低減できる。

- 内視鏡下脊椎後方手術では斜視鏡を用いて、直視下では観察しにくい関心領域に対して切削を行うため、術前計画の段階でこれらの関心領域に対する切削部の定義手法として、ボリュームレンダリング像内のオクルージョン領域に対して、任意断面を用いた切削領域入力手法を提供する。
- 内視鏡下脊椎後方手術においては、術前計画の際に、内視鏡の挿入位置を決定することも重要である。また、内視鏡下脊椎後方手術に用いられているレンズは魚眼レンズであるため、本研究では我々が開発した魚眼内視鏡レンズ特性を反映したボリュームレンダリング手法を利用し、内視鏡視野の仮想視野を生成し、提示することにより、術前計画の段階における手術アプローチの検討および計画の支援環境を提供する。

3. ボリューム切削領域の表現方法

本章では、従来の研究におけるボリューム切削表現の基礎を説明し、インタラクティブなボリューム切削へ応用する際の問題点を述べ、本研究における改善手法について説明する。また、提案手法に対し、医用データ等を用いて、レンダリング評価およびパフォーマンス評価を行い、その結果を示す。

3.1 ボリューム切削の基礎

ボリューム切削において、ボリュームデータ内のボクセルの輝度値を直接編集することは、レンダリングする際に、思わぬアーチファクトが発生する原因となる。本研究では、Weiskopfらが提案した手法[28]を応用し、ボリュームデータを直接編集するのではなく、三次元テクスチャ化されたクリッピングオブジェクトのようなボリュームラベルを用いてボリューム切削を表現する。レンダリングプロセスにおいて、本研究ではGPU(Graphics Processing Unit)の並列演算能力を利用するため、OpenGL[30]で提供されているシェーダー記述言語であるGLSL(OpenGL Shader language)[31]を導入し、フラグメントシェーダー内でボリュームラベルを参照して切削演算を行うことによって、インタラクティブな三次元切削を表現する。

術前に撮像した患者のCTボリュームデータ(輝度ボリューム I とする)を三次元テクスチャベース法に基づいたボリュームレンダリング[33]によって可視化する場合を考える。まず、 I の輝度値および可視化する際に用いられるカラーlookupアップテーブルから、各ボクセルに割り当てられるアルファ値 I_α を求め、さらに I_α に基づいた勾配ボリューム $G = \nabla I_\alpha$ を前処理として算出しておく。次に、GPU上のメモリに I 、 G および L を転送し、これらを用いてレンダリングすることで、陰影付きの高精細なレンダリング結果を高速に得ることができる。上記処理で得られるレンダリング像上に切削を表現するために、切削領域の情報を保持するボリュームラベル L を併用する。本章では L は初期の輝度ボリュームと同サイズとして説明するが、レンダリングする際における切削演算ではGPU上で線形補完された L を利用するため、 L は I のサイズと異なっても良い。

Weiskopf らが提案した手法では、あらかじめ定義された静的なクリッピングオブジェクトを用いてクリッピング演算を行い、レンダリング結果を得ましたが、本研究ではインタラクティブな切削シミュレーションを表現するために、動的にボリュームラベルを更新する必要がある。高速な切削処理演算を達成するため、本研究では切削オブジェクトをボリュームラベル L の部分ラベル L_i としてモデリングし、これを用いて、GPU に転送された L をインタラクティブに更新する。図 5 では、 $6 \times 6 \times 6$ のボリュームラベルに対し、 $2 \times 2 \times 6$ の切削オブジェクトで更新する例を示す。図 5 において、1 の数値を持った切削ボリュームのボクセルは切削されていない領域を示しており、0 の数値を持った切削ボリュームのボクセルは切削された領域を示している。ボリュームレンダリング像内における切削結果は、GPU 上で切削ボクセル L と本来のボリュームデータ I との乗算を並列計算によって高速に得ることができる。従来の基礎的な研究では、図 5 のように 1 と 0 の 2 値表現によるボリュームラベル値の割り当て方を採用している。しかし、2 値表現では、切削境界の陰影付けしてレンダリングする際において、なめらかな切削面を表現することができない問題を引き起こす。3.2 節においては、なめらかな切削境界を表現するために、本研究が行った改善について述べる。

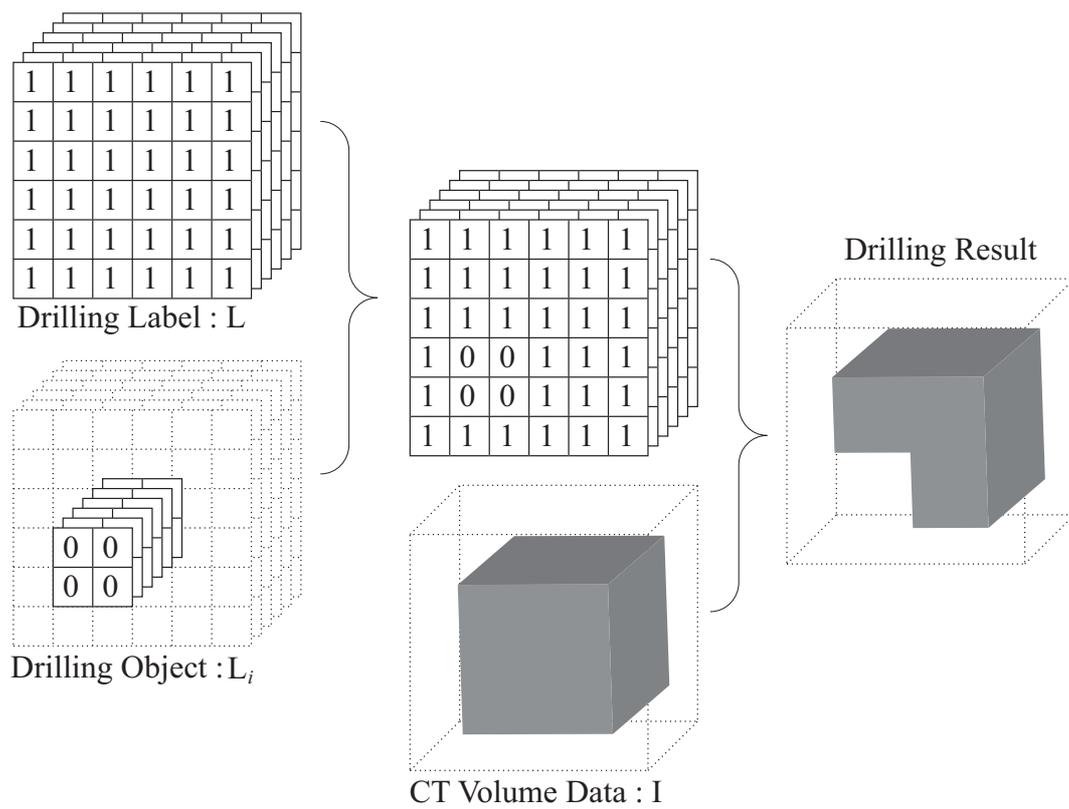


図 5 ボリュームラベルによるボリューム切削表現手法の基礎

3.2 切削境界の高精細表現

本節では、2値表現によるボリュームラベル値の割り当てによって引き起こされるエイリアシングの問題について説明し、本研究が導入した動的に距離値に基づいたボリュームラベルの更新手法について述べる。さらに、本研究で提案手法に対する評価実験およびその結果について説明する。

3.2.1 距離に基づいたボリュームエイリアシング除去

ボリュームラベルはGPU上で三次元線形補正されるため、 $[0,1]$ のバイナリ値のみを用いると、カーブしている切削境界などでは不自然な線形補完が行われ、結果としてアーチファクトが発生し、滑らかな切削境界を表現することができない。

この問題に対処し、切削境界をよりクリアに表現するため、本研究ではボリュームラベル L に $[0,1]$ による2値表現ではなく、切削境界までの距離を現す値 l を割り当てた (Fig.3)。距離値 l は式 (1) によって算出された値を用いる。

$$\begin{aligned} l_a &= (D + D_a) / 2 \text{if } (D_a > 0) \quad l_a = 1 \\ l_b &= (D + D_b) / 2 \text{if } (D_b > 0) \quad l_b = 0 \end{aligned} \quad (1)$$

式 (1) において、 D はボリュームラベルボクセルの対角線長であり、 l_a および l_b はそれぞれ切削領域外のボクセル a および切削領域内のボクセル b に割り当てる距離値を示す。また、 D_a および D_b はそれぞれボクセル a およびボクセル b の中心点から切削境界までの距離を示す。

距離値 l を割り当てたボリュームラベル L をGPUにアップロードすることで、切削演算時において、GPU上で三次元線形補正されたボリュームラベル L_{gpu} を参照することができる。この線形補正されたボリュームラベル L_{gpu} は全体として切削境界までの距離フィールドと見なすことができるため、 L_{gpu} 内で等値面を求めることによって、滑らかな切削境界を得ることができる (図6)。本研究では、ボリュームラベルに対し、0.0~1.0までの浮動小数を距離値 l に割り当てている

ため、ボリュームラベル内において、 $l = 0.5$ である箇所がちょうど切削境界を示している。フラグメントシェーダ内の切削演算部において、0.5以下のフラグメントのアルファ値を0に設定することで、正確な切削境界を表現することができる。

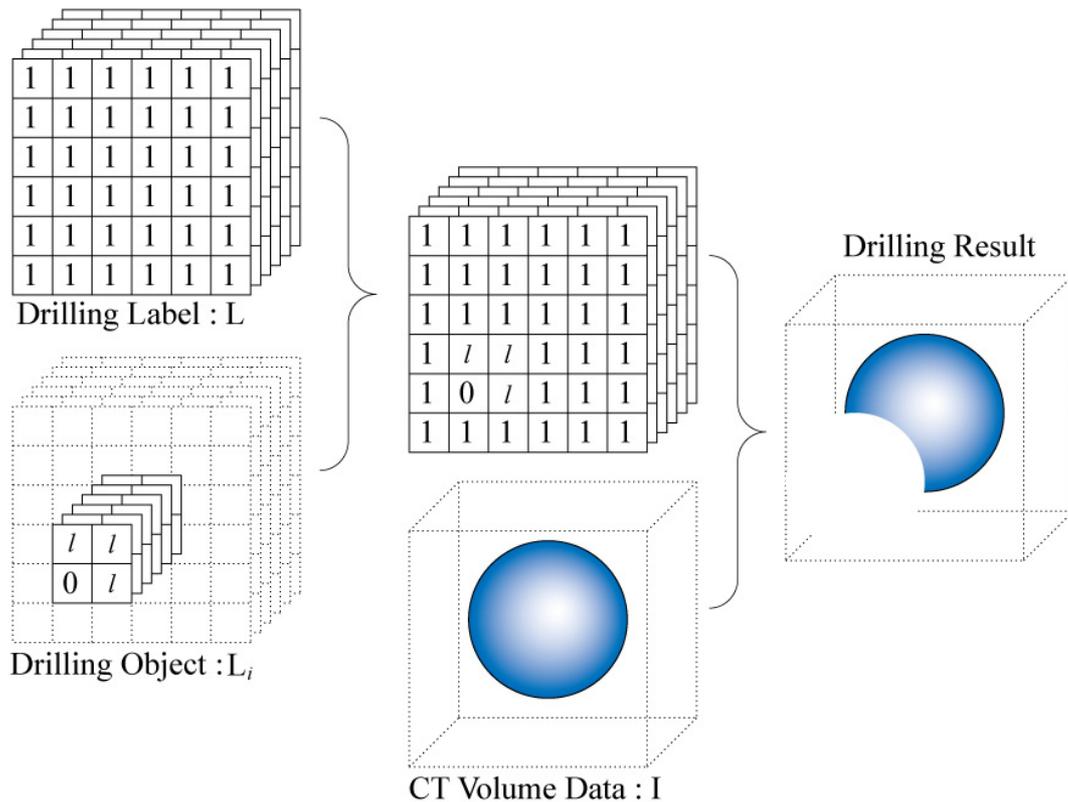
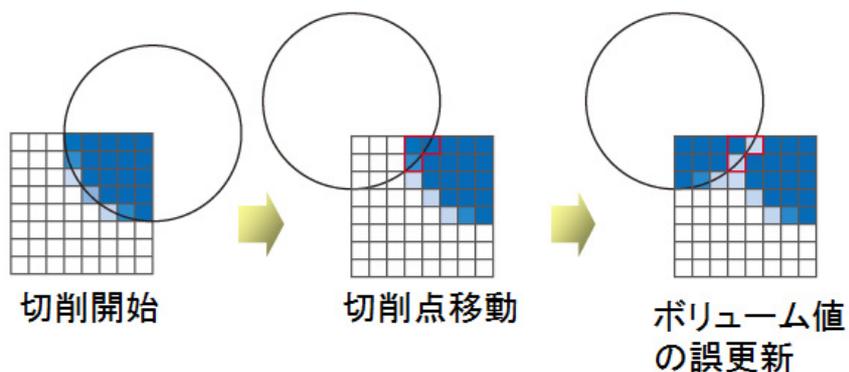


図 6 距離ラベルに基づいたボリューム切削表現手法

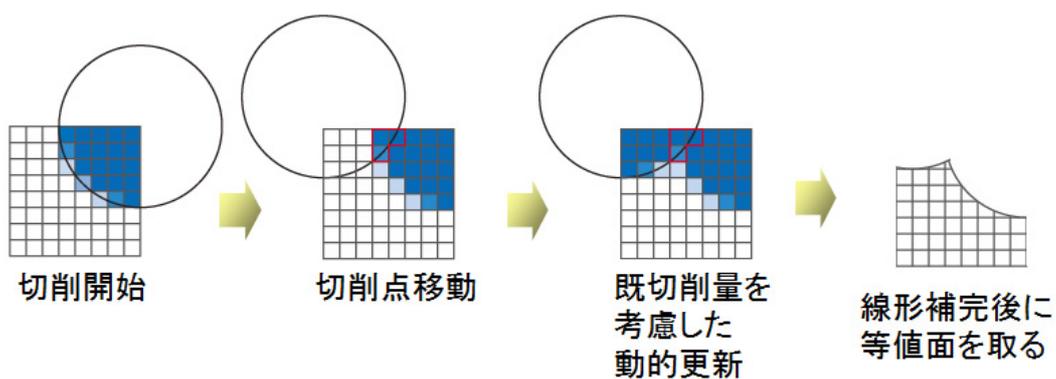
しかし、3.1節で触れたように、従来の静的なクリッピングオブジェクトと違い、本手法においては、ボリュームラベルはインタラクティブに変更されるため、切削時において、 L に対し、式(1)において求めた値を直ちに格納することはできない。これについて図7で説明する。

図7においては、白いボクセルは切削されていないボクセルを表し、青いボクセルは完全に切削されたボクセルを表す。中間色のボクセルについては、青いボクセルであればあるほど、切削の度合いが大きいことを表す。例えば、ドリルの

先端が移動することにより、すでに切削されている領域の境界と新たに切削される領域の切削境界が重なる状態が発生する。この際、図 7(a) のように、式 (1) によって求めた距離値を直ちに新たに発生した切削境界へ割り当てると、すでに切削されたはずのボクセル値が更新されてしまい、結果として正しくない切削境界が現れてしまう。この問題に対処するため、本研究では、既切削量を考慮したボリュームラベルの動的更新手法を導入している。具体的には、新規に求まる距離値をそのまま採用するのではなく、切削ボクセル内に既に格納されている値と比較し、より小さいほうを新しい l の値とすることで、動的に正しい切削境界を得ることができる (図 7(b))。



(a) ボリュームラベルの誤更新



(b) 既切削量を考慮したボリュームラベルの更新

図 7 ボリュームラベル値の動的更新

3.2.2 勾配ボリュームの動的更新

前節までに述べた切削手法によってこれまで可視化されていなかった深部のボクセルが可視化される状況が生じる。このとき、輝度ボリューム I から得られる勾配ボリューム G も動的に変更しなければ、ボリュームレンダリングを行う際に適切な陰影処理ができず、切削境界に不自然なアーチファクトが発生する。本研究では、勾配ボリューム G と同様な方法でボリュームラベル L の勾配ボリューム $J = \nabla L$ を算出し、GPU 上のメモリにあらかじめ転送しておく。 L_i によって L を更新する際に、 L_i に基づいて算出したボリュームラベルの部分勾配 J_i によって GPU メモリ上の J を更新する。フラグメントシェーダーでは、切削境界周辺に割り当てるべき新たなボリューム勾配 G' は式 (2) に基づいて、元の輝度ボリュームと伝達関数より算出したボリューム勾配 G とボリュームラベルのボリューム勾配 J を加算することで求める。最終的な α 値 I_α は式 (3) によって求められる。レンダリングの最終計算において、最終的に出力する色情報は I_{RGB} 、 I'_α と G' を参照して、フォーンシェーディング [34] のアルゴリズムに基づいて算出される。ここで、 I_{RGB} はユーザによって定義された伝達関数および輝度ボリューム I によって得られる。

$$G' = G + J \quad (2)$$

$$I'_\alpha = \begin{cases} 0 & (l < 0.5) \\ I_\alpha & (l \geq 0.5) \end{cases} \quad (3)$$

3.3 検証と結果

本研究では、提案した動的なボリュームラベル割り当てを用いたインタラクティブな切削表現手法の有効性を確認するために、C++ のプログラムおよび OpenGL、GLSL を用いて記述し、表 2 の汎用 PC 上で一連のアルゴリズムを実装した。ボリュームレンダリングのアルゴリズムにはテクスチャベース法 [35] を採用した。

3.1 節で説明したボリュームラベルの部分ボリュームラベル L_i は、部分テクスチャとして attribute 変数を用いて GLSL 中のシェーダプログラムに渡している。内視鏡下脊椎後方手術では、術者はエアドリルを用いて骨の切削を行うため、本研究ではドリルを球状の切削オブジェクトとしてモデリングし、その直径を 1mm から 10mm まで任意に設定可能とした。評価に用いた機器の仕様を表 (2) に示す。

表 2 評価用機器の仕様

CPU	Intel Xeon 3.0 GHz
Memory	4GB
Graphic Card	NVIDIA GeForce GTX 260
OS	Windows7 Ultimate 64bit

3.3.1 切削境界のレンダリング結果

本研究では、インタラクティブに切削境界に対する改善手法に対して、検証を行った。図 8(a) ではボリュームラベルの勾配による陰影処理を加えないでレンダリングを行った結果になり、凹凸が無く、平坦な切削結果に成っている。また、 $[0,1]$ のバイナリ値のみで構成されたボリュームラベルを採用した場合、図 8(b) で示すように、切削境界に顕著なジャギが現れた。この場合、ボリュームラベルの GPU 上での三次元補間値を利用してアルファ値へスムージング処理を施しても、図 8(c) のように不自然なアーチファクトが残ってしまう上、クリッピング境界が不明瞭になってしまう問題が発生する。本研究で提案した手法によって改善を行ったところ、切削境界は図 8(d) で示すようにアーチファクトのない、なめらかかつクリアな切削境界面を表現できることが分かった。

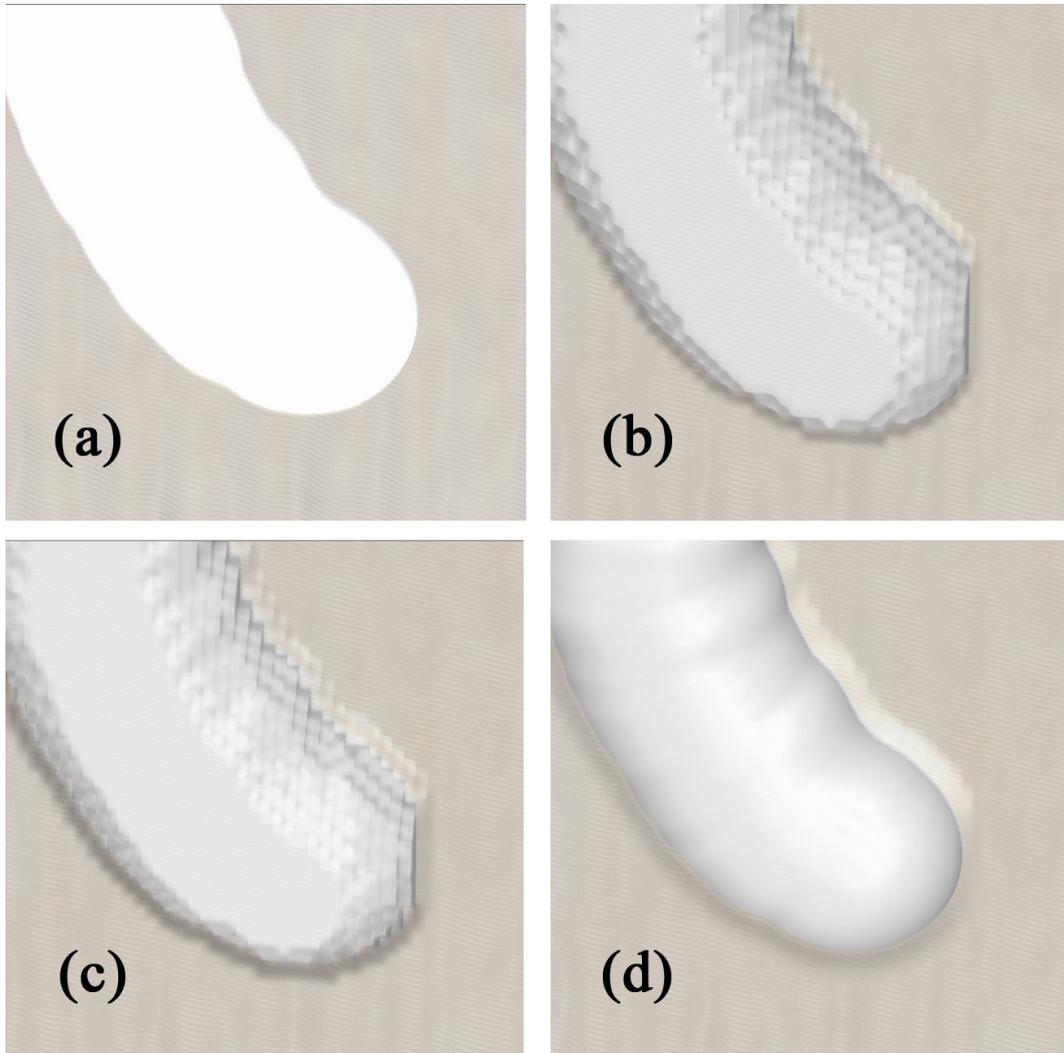


図 8 切削境界の改善 (a) ボリュームラベルの勾配による陰影処理なし (b)2 値ボリュームラベルによる切削境界表現 (c)2 値ボリュームラベルとアルファ値の掛け算による切削境界表現 (d) 距離値ボリュームラベルによる切削境界表現 (提案手法)

3.3.2 計算時間

さらに、本研究では、動的なボリュームラベルの更新に対するパフォーマンス評価を行った。図9で示す医用データを用いて構築したボリュームレンダリング像上の脊椎部に対し、マウスで連続的なドラッグ操作による切削操作を行った。検証の結果、図9で示すようにマウสดラッグに従って、脊椎部がインタラクティブに切削されていく様子が見て取られ、その際のレンダリングにおけるフレームレートを測定したところ、平均 20.0 frame/sec 以上達成している結果が得られた。以上により、提案手法においては、マウスによる操作で、インタラクティブにクリアな切削境界を表現可能であることが分かった。

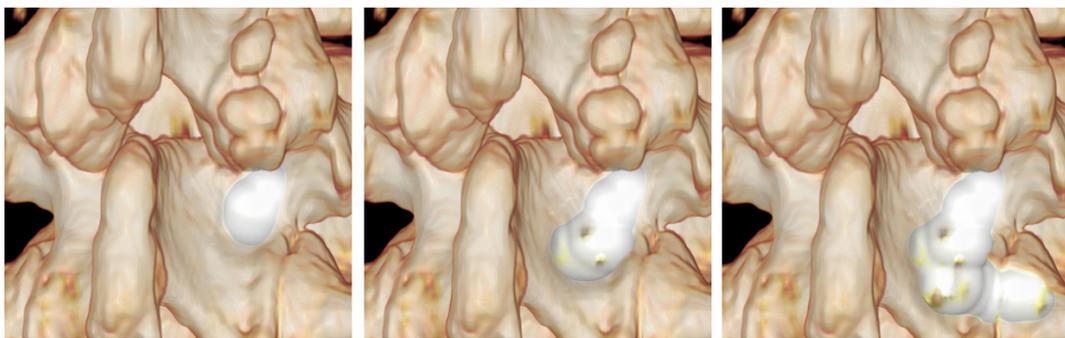


図9 ボリュームラベルの動的更新評価

3.3.3 ボリュームラベルの詳細度による影響

現在市販されている GPU では、一部のハイエンド向け製品を除いて、多くの場合、GPU 独自に搭載しているメモリは1GB 以下である。そのため、テクスチャベース法によるボリュームレンダリングを行う際、輝度ボリューム、輝度ボリュームの勾配ボリューム、ボリュームラベル、ボリュームラベルの勾配ボリュームなど、多くの三次元テクスチャを使用する場合、物理的なメモリの制約によって、正しくレンダリングできない可能性がある。3.1 節で述べたように、ボリューム

ラベルは必ずしも輝度ボリュームと同じサイズでなくて良いため、より小さいサイズのボリュームラベルを用いることができれば、ハードウェアによる制約問題を解決し、提案手法の適用範囲を広げることができる。そのため、本研究では、輝度ボリュームのサイズを固定し、ボリュームラベルのサイズを変更しながら、レンダリング結果およびパフォーマンスに対する影響について検証を行った。

図 10 の (a) から (d) では、同じ切削処理に対し、それぞれボリュームラベルのサイズを $256 \times 256 \times 256$, $192 \times 192 \times 192$, $128 \times 128 \times 128$, $64 \times 64 \times 64$ と変更してレンダリングした結果を示す。結果から分かるように、 $128 \times 128 \times 128$ に低下させても、切削領域の輪郭自体はそれほど変化は見られなかった。しかし、切削領域の周辺の非切削領域部分がボリュームラベルの勾配に影響されるため、ボリュームラベルのサイズを低下させればさせるほど、これらの領域にアーチファクトが広がっていくことが確認できた。また、図 10(d) で示されているように、 $64 \times 64 \times 64$ のサイズまでボリュームラベルのサイズを低下させると、切削領域の輪郭が崩れ、切削オブジェクトの形状である球状の形を表現できていない結果となった。

一方、パフォーマンスの測定については、高いパフォーマンスを持つ GeForce GTX 260 896M 以外に、エントリーモデル製品である GeForce 9600 GT 512M を用いて検証を行った。それぞれの GPU の仕様を 3 に示す。また、パフォーマンス測定の結果は図 11 である。図 11 の結果から分かるように、ボリュームラベルのサイズを小さくすればするほど、レンダリングレートが向上することが分かった。ハイエンドモデル製品である GeForce GTX 260 では、増加の割合はエントリーモデル製品である GeForce 9600 よりも大きい。元々ボリュームラベルサイズが $256 \times 256 \times 256$ の場合でも秒間 20 フレーム以上のパフォーマンスを達成しており、ストレスなく操作可能であるため、GeForce 9600 GT のほうがボリュームラベルサイズの縮小による描画の緩慢さの改善および操作性の向上を体感しやすかった。この結果は、人間が連続的に動作を知覚できる下限は 10.0 frame/sec である [29] ことに起因すると思われる。また、GeForce 9600 GT を用いた場合は、10.0 frame/sec を上回ったのはボリュームラベルサイズが $128 \times 128 \times 128$ 以下であった。

GPU上のフラグメントシェーダーにおいて、ボリュームラベルの値は三次元テクスチャとして格納されており、参照する際の計算量はドライバー側の実装に依存するが、図11の結果より、ボリュームラベルのサイズを N の3乗とした場合、ボリュームラベルの参照にかかるコストは線形性を持つと予測されることから、本研究ではより厳密にボリュームラベルの詳細度とレンダリングパフォーマンスとの相関関係について測定するため、複数のレンダリングシーンについて、ボリュームラベルのサイズを細かく変更してパフォーマンスの計測を行った。その際に使用したGPUはGeForce GTX 260 896Mである。 N の値を32から368まで変更して計算時間平均を測定した結果を図12に示す。グラフ内で近似曲線を取ると、レンダリングにかかる計算時間はおおむね N に比例して増大し、 $O(N)$ であることが分かった。

表3 GPU製品仕様

	GeForce GTX 260 896M	GeForce 9600 GT 512M
コアクロック	576MHz	650MHz
ストリームプロセッサ数	216	64
シェーダクロック	1242MHz	1625MHz
メモリ	896MB	512MB

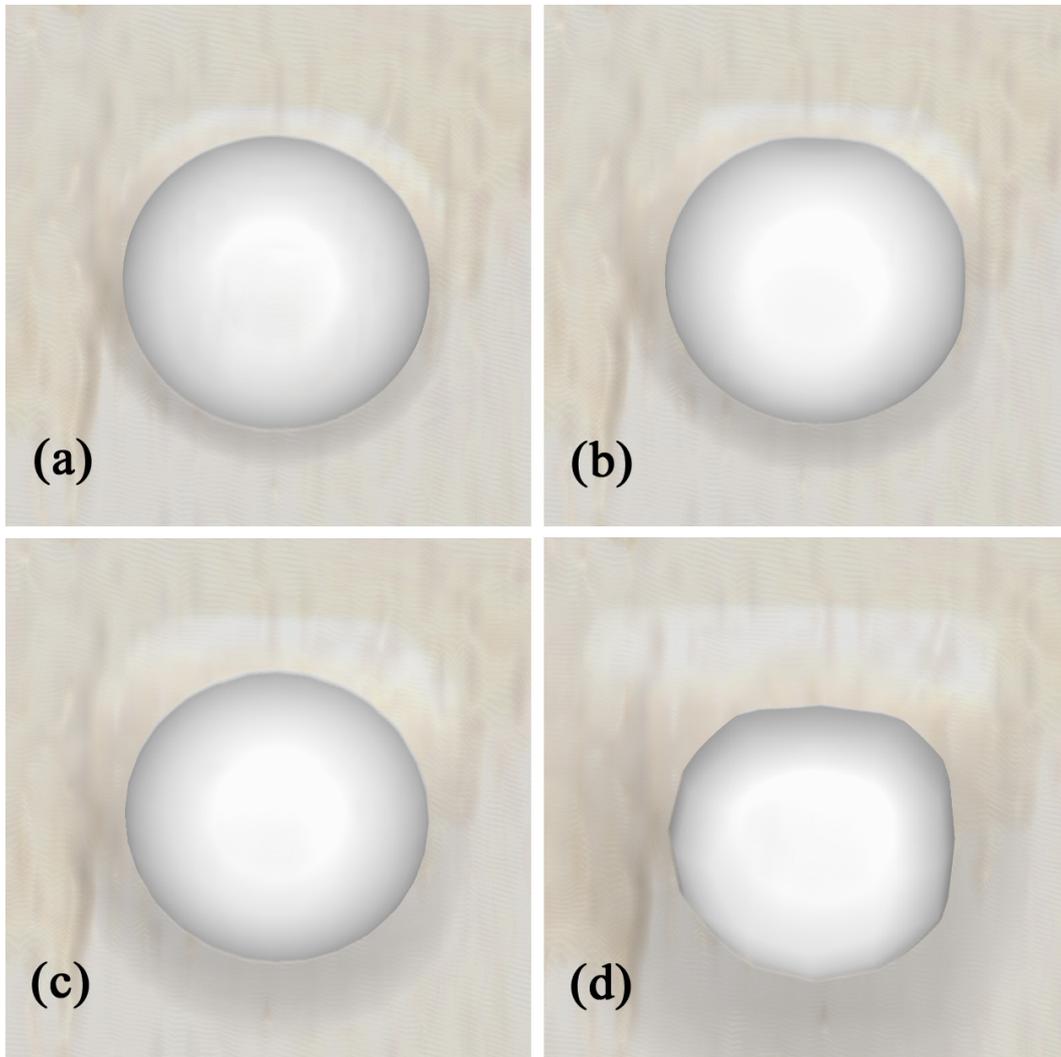


図 10 ポリウムラベルのサイズによる表示結果の変化。(a) $256 \times 256 \times 256$
(b) $192 \times 192 \times 192$ (c) $128 \times 128 \times 128$ (d) $64 \times 64 \times 64$

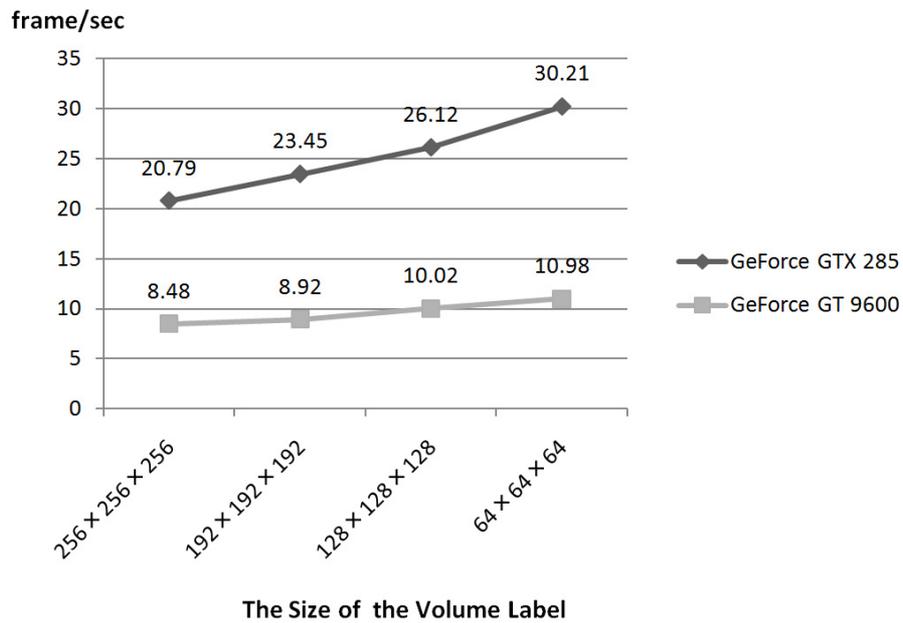


図 11 ボリュームラベルのサイズによるパフォーマンスの変化

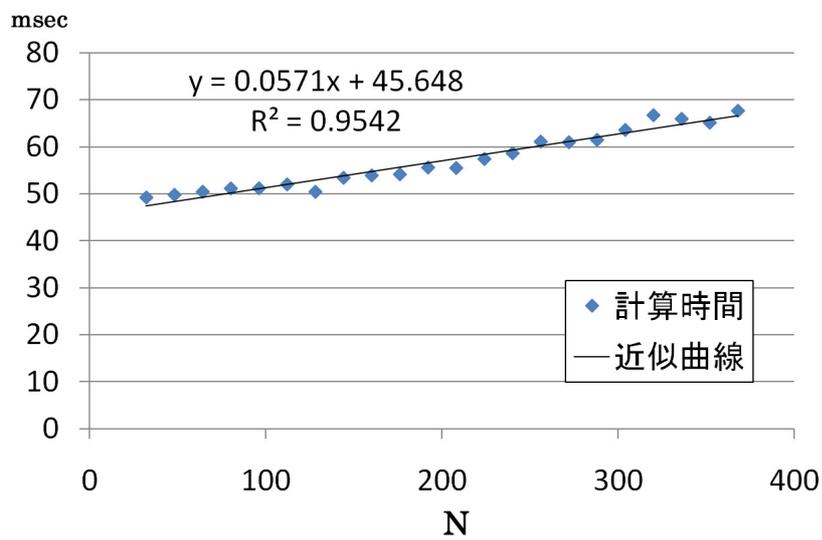


図 12 ボリュームラベルのサイズとレンダリングパフォーマンスの相関関係

3.4 まとめと考察

以上の検証結果により、本研究が導入した切削表現手法を用いることで、インタラクティブな切削を表現する環境を提供できることが分かった。更に、動的に GPU 上のボリュームラベルおよびその勾配を高速更新することで、クリアな切削境界をユーザに提示することも可能であることが分かった。一方、ボリュームラベルを大きなサイズに設けてしまうと、リアルタイムな切削表現を行うにはより高性能な GPU に限定されてしまうが、ある程度小さなサイズのボリュームラベルを用いれば、市販のエントリーモデルの GPU を用いても高速な切削表現を行うことができた。テクスチャベース法に基づいたボリュームレンダリングを行う際に、各レンダリングサイクルにおいて、画面上の各フラグメントにおいて、フラグメントシェーダーを呼び出してユーザ定義の演算を行う。そのため、ボリュームラベルのサイズが大きいと、GPU 上におけるメモリアクセスが多く発生し、結果として全体のレンダリングパフォーマンスの低下に繋がると思われる。

しかし、ボリュームラベルを小さくすればするほど、テクスチャベース法に基づいたボリュームレンダリングで発生する特有なアーチファクトが切削領域外部のボクセルに広がってしまう問題や、切削領域自体の輪郭が崩れてしまう問題が発生することも分かった。評価を通じて、市販のエントリーモデル程度の性能の GPU を用いた場合、インタラクティブに滑らかな切削境界を表現することと切削領域全体の輪郭を維持することを両立させるには、ボリュームラベルのサイズとして設定できる下限値は $128 \times 128 \times 128$ 程度であることが分かった。また、ボリュームラベルのサイズと計算時間の相関関係を検証した結果、提案手法では、切削表現にかかる計算時間は切削領域の大きさに関わらず、並列計算によって $O(N)$ で得ることができ、高速な切削を表現可能であることが分かった。

4. 二次元ポインティングデバイスによる切削領域入力手法

本章では、提案手法において、レイ・キャスト法を用いて、汎用的な二次元ポインティングデバイスの座標からボリューム・オブジェクト内の3次元的な切削領域へのマッピングする際に発生する問題を説明し、本研究がこれらの問題に対象するための改善手法について述べる。提案手法では内視鏡下脊椎後方手術の術前データを用いて生成したボリュームレンダリング像に対し、任意の3次元領域を直接入力によって定義できることを前提としている。

4.1 二次元ポインティングデバイスを用いた切削における問題

3次元空間内のボリュームレンダリング像上の切削の始点を決定するためには、二次元ポインティングデバイスの二次元座標からボリュームレンダリング像の等値面上の座標へ適切にマッピングを行う必要がある。本研究ではCPU上において、レイキャスト [25] と同様の走査法で、視点から視線方向に沿ってスキャンを行い、通過したボクセルの不透明度を累積し一定の閾値以上の値になったときに、そのサンプリング点 p をボリュームレンダリング像上の等値面の点として取得する。従来の研究 [27] ではこの点 p を直ちに切削の開始点とし、点 p に基づいて、あらかじめ定められた切削手法にて切削を開始する。二次元ポインティングデバイス操作によるボリュームレンダリング像に対する切削処理については、この切削点の決定手法が重要な要素となる。しかし、このマッピング手法では、複雑な切削対象領域に対する切削処理を行う際に、下記の問題が生じる。

- 局所の領域において、ユーザの手ぶれや、二次元ポインティングデバイスに対して微少な操作を行うだけで、ユーザが意図しない深さまで切削しすぎてしまう問題
- 勾配の変化が大きい領域の境界近辺にて切削操作を行う際、ユーザの誤操作によって切削対象でない、深さの異なる領域に対して誤切削を行ってしまう問題

本研究では Undo や Redo 操作に対処するため、ボリュームラベルの任意の状態を一時領域内に保持しているが、上記の問題によって引き起こされた切削間違いに対して、頻繁に修正を行うことは、ユーザビリティを大きく低下させる原因となる。これらの問題に対処するため、本研究が行った改善について 4.2.1 節と 4.2.1 節にて説明する。

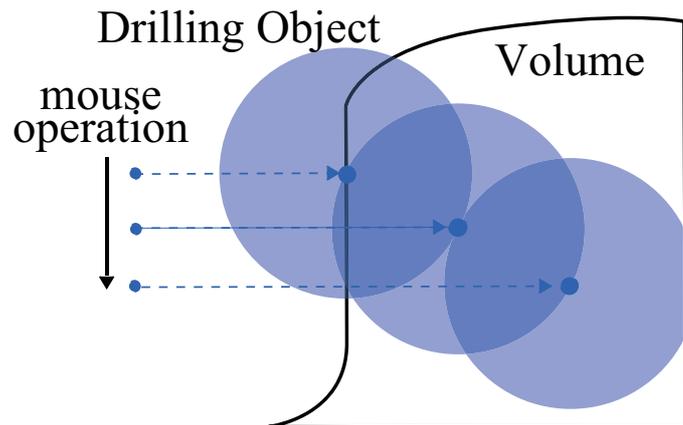


図 13 局部領域における過度な切削問題

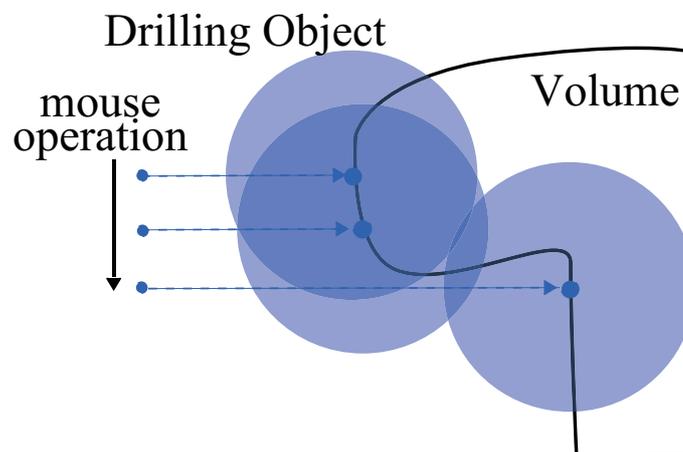


図 14 勾配変化大な領域における誤切削問題

4.2 ボリューム切削における制約の導入

4.2.1 切削の深さに対する制約

医師が簡便な操作で手術計画を立てるために、まず前提として、本研究が提案する切削部の入力手法は下記の操作環境を与える。

- ユーザは、マウスボタンの ON/OFF によって切削を開始または終了できる。
- ユーザはマウスのドラッグ操作を行うことで、意図した領域の切削を連続的に行うことが可能である。

レイキャスティングに基づく表面検出だけでは、医師の手ぶれや、マウスが微動した場合等、同じ点上でマウスを何度も動かした場合、その点を切削後に新たに検出した点の切削を繰り返し、奥行き方向に一度に大きく掘り進めてしまう恐れがある。また、ボリュームレンダリング像は奥行感覚がつかみにくく、対象をどれだけ切削したか理解しにくいといった問題点があげられる。実際の手術において医師は椎骨をドリルで薄く削りつつ対象部位までアプローチを行うという点から、本研究において、一度のドラッグ操作での切削範囲を物体の表層だけに限定し、一層ずつ確認しつつ切削が行える手法を提案する。表面座標検出時に、レイキャスティング法による切削点検出手法に加え、ボリュームラベルに格納した履歴情報を参照する。現在のドラッグ操作中の履歴が格納されているラベルボクセルが存在する場合は、その点はすでに切削されているため次のドラッグ操作まで切削を防ぐ必要がある。そのため、アルファ値の累積値が閾値以上、かつ、ラベルボクセルに現在のドラッグ操作中の履歴が格納されている場合は、それより奥行き方向の検出を止める。この処理を二次元のイラストを用いて説明する。6 × 6 ボクセルの輝度ボリューム（図 15）を投影するウィンドウ上を、一度のドラッグ操作でマウスカーソルを w_1 、 w_2 、 w_3 、 w_2 と移動させ、図 16 の 3 × 3 voxel の局所ボリュームラベルを用いて切削した場合について説明する。このとき、表面検出はボクセルの解像度とは異なるウィンドウの解像度にあわせて実行されるが、ボクセルの解像度毎に実行するよう簡略化し説明する。制約を用いない切削の概要を図 17、深さ方向への切削に対する制約概要を図 18 に示す。

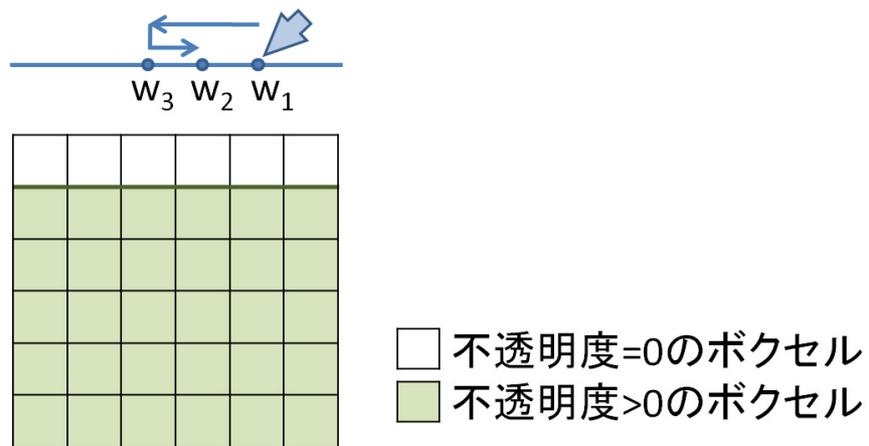


図 15 輝度ボリューム $I(6 \times 6 \text{ voxel})$

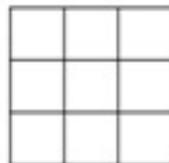


図 16 局所ボリュームラベル $L_i(3 \times 3 \text{ voxel})$

制約を用いない場合では、ドラッグを開始する点 w_1 から視線方向に走査し、不透明度の累積がしきい値以上、かつ、対応する L のボクセルに未切削であることを表す 0 が格納されている点を表面座標 p_1 として検出し、 L_i で切削する（図 17(a)）。次に、マウスカーソルが点 w_2 に移動した場合、 w_2 から視線方向に走査し、不透明度の累積がしきい値以上、かつ、対応する L のボクセルに 0 が格納されている点を表面座標 p_2 として検出し、 L_i で切削する（図 17(b)）。マウスカーソルが点 w_3 、 w_2 に移動した場合も同様の手順で切削を繰り返すことで図 17(e) のような結果が得られる。一度のドラッグ操作にも関わらず、奥行き方向に深く切削が進んでしまっていることが確認できる。提案する切削の深さ方向に対する制約を用いた場合では、最初にドラッグを開始する点 w_1 から視線方向に走査し、不透明度の累積がしきい値以上、かつ、対応する L のボクセルに 0 が格納されている点を表面座標 p_1 として検出し、 L_i で切削する（図 18(a)）。次に、マウスカーソルが点 w_2 に移動した場合、 w_2 から視線方向に走査し、不透明度の累積がしきい値以上、かつ、 L のラベルボクセルに現在の履歴番号が格納されている点を表面座標として検出し、 L_i で切削する（図 18(b)）。マウスカーソルが点 w_3 、 w_2 に移動した場合も同様に切削することで図 18(e) のような結果が得られ、切削を表層のみに限定することが可能となる。従って、上記のような制御を加えることで、ユーザは一度のドラッグ操作において、オブジェクト表面から一定の深さまでのみ切削が行えることで、過度な切削を防ぐことができる。

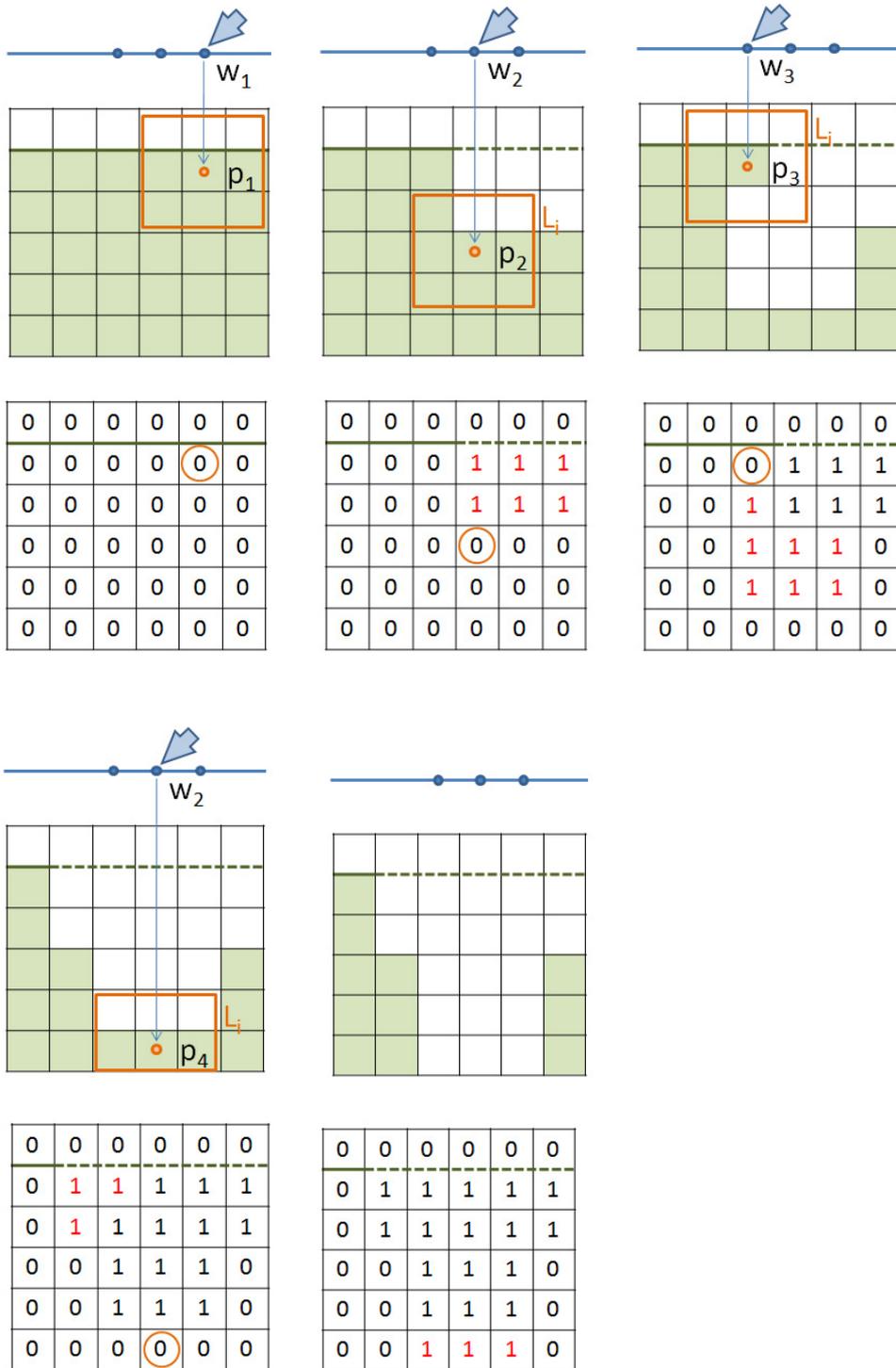


図 17 制約を用いない切削概要

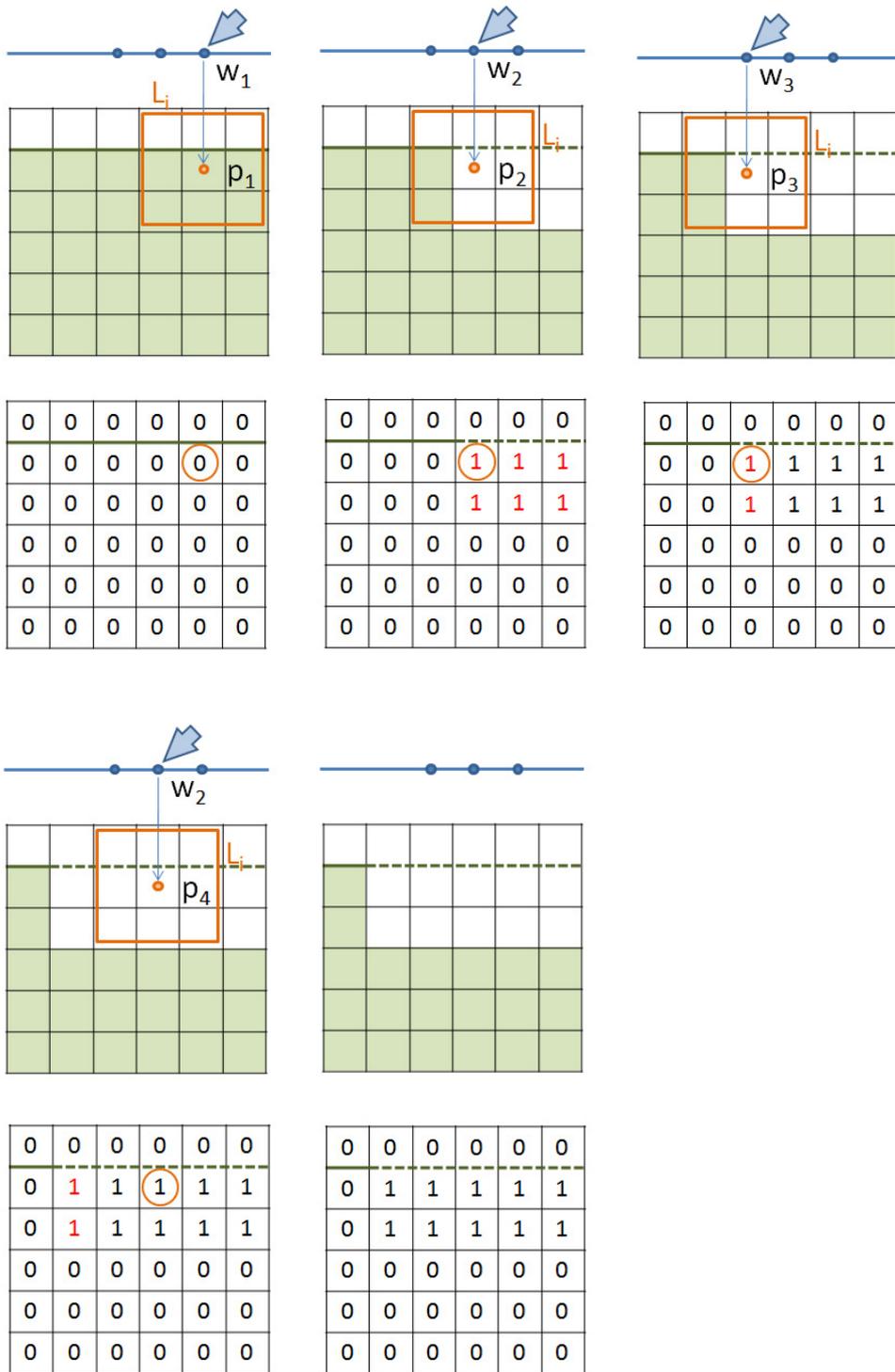


図 18 切削の深さ方向に対する制約概要

4.2.2 切削の深さ変化量に対する制約

ボリュームレンダリング像の切削対象位置の指定に、レイキャスティングに基づく表面検出を用いる場合、関心領域周辺の勾配変化が大きい場合、ユーザの不注意な二次元ポインティングデバイス操作などによって、意図しない領域にまで切削が及ぶといった問題があげられる(図19)。これは、レイキャスティングにより検出された点が不連続な領域の場合でも切削を続けてしまうためである。不連続領域は奥行きが大きく異なる点であると仮定し、切削点の深さを管理し、深さの変化量の制約を導入することによって、複雑な領域における切削操作時の誤切削を軽減する防ぐ手法を提案する。

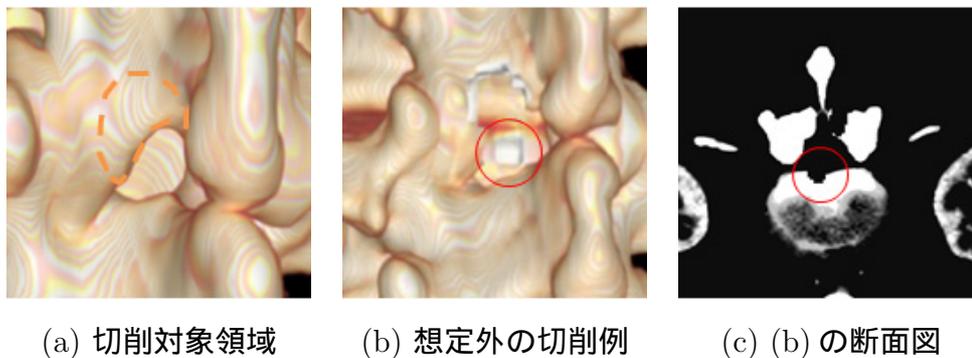


図 19 勾配変化大な領域への誤切削の例

切削対象点を p_i とし、 p_i の奥行きを d_i とする。不連続領域のように急激に奥行きが変化する点の切削を防ぎ、おだやかに奥行きが変化する点では切削を続けるために、 p_i がその直前の切削点である p_{i-1} との奥行きの変化量 Δd_i を求める。提案手法では、 Δd_i が一定の閾値 T_i 以上の場合において、 p_i を無効な切削対象点とし、切削処理を行わないよう制約を加える(式4)。本制約を加えることにより、ユーザの不注意な操作などによる意図しない領域への切削を軽減し、ユーザが一定の奥行きの変化量内の領域のみに対して切削できる環境を提供することが可能となる(図20)。提案手法においては、閾値 T_i は n 個の直近の切削点の奥行き変化量の平均、および定数 m を用いて決定する(式5)。

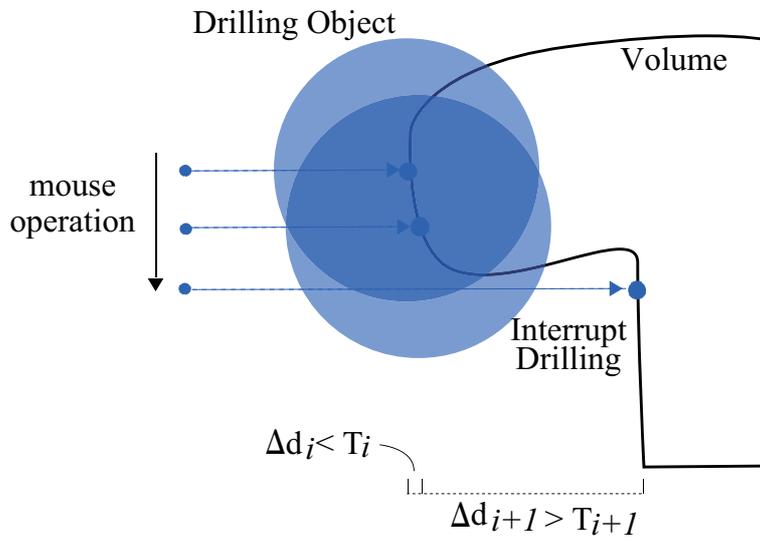


図 20 切削点の深さ変化量の制約概要

$$\begin{cases} |\Delta d_i| \leq t_i & : \text{切削する} \\ |\Delta d_i| > t_i & : \text{切削しない} \end{cases} \quad (4)$$

$$T_i = m \left(\sum_{k=i-1-n}^{k=i-1} \Delta d_k \right) / n \quad (5)$$

4.3 検証と結果

4.3.1 誤切削防止の有効性

本研究が提案する誤切削防止のための制約手法について評価するため、3.3節における評価と同様なソフトウェアおよびハードウェアを用いて実験を行った。実験においては、式(5)について、 $m = 5$ 、 $n = 10$ と設定した。さらに、我々は3面の直交断面表示画面を用意して、ボリュームレンダリング像に対する任意の位置の直交断面を表示可能とした。オペレータはこれらの直行断面から、切削操作中において切削領域に対する方向や深さを確認することが可能である。

まず、我々は切削ツールの半径を4mmに設定して、図21(a)で示すように、エンジンのCTデータ(256 × 256 × 256)から生成されたボリュームレンダリング像に対して切削操作を行った。誤切削防止制約による支援がない場合、関心領域の境界部分を切削する際に、図21(b)で示すように、誤って奥の部分2カ所にツールが接触し、意図しない領域が削れてしまった。一方、誤切削防止制約が有効である環境下で同じ関心領域に対して切削を行った場合では、図21(c)で示すように対象とした領域のみが切削され、意図しない領域を傷つけることなく切削することができた。それぞれのケースで、切削の深さをウインドウ座標へ変換し、集計を行った。図22で示すように、誤切削防止制約による支援がない場合では、深さが大きく異なる対象外領域を誤切削したことから、グラフ内で数カ所において奥行き方向の値が急激に変化していることに対し、深さ制御を行った場合では、全体的になめらかに変化している結果が得られた。

更に、本研究では、図23(a)のような実際の脊椎CTデータ(256 × 256 × 256)を利用して、内視鏡下脊椎後方手術で想定される切削領域について検証を行った。図23(b)は関心領域を拡大したボリュームレンダリング像であり、この視線方向においてドリル半径を2mmに設定して切削実験を行った。図23(c)で示すように、誤切削防止制約による支援がない場合、切削対象領域以外の領域が削られてしまい、Undo機能を利用して修正を行わなければならない結果となったが、深さ制御を行った場合では、修正する必要なく、図23(d)で示すような想定した対象範囲を簡便なマウスドラッグによって切削することができた。

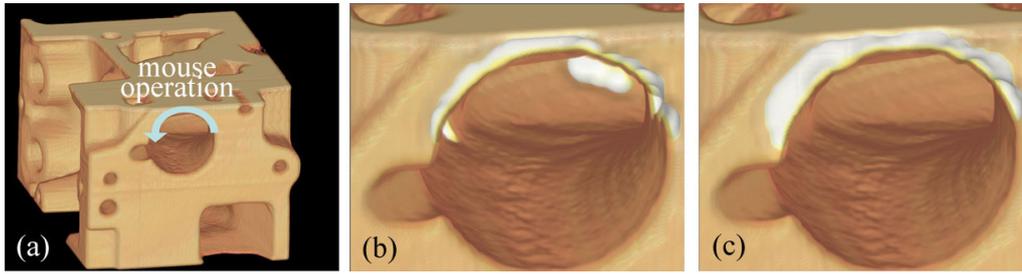


図 21 エンジンのボリュームデータへの切削。(a) オリジナルデータと関心領域。(b) 誤切削防止のための制約なしでの切削結果。(c) 誤切削防止のための制約ありでの切削結果。

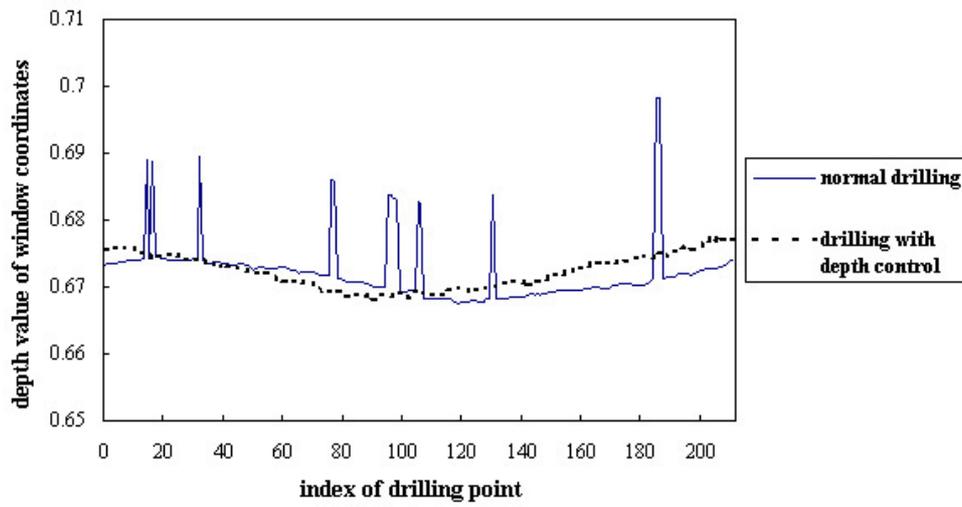


図 22 エンジンへの切削における切削深度の変化

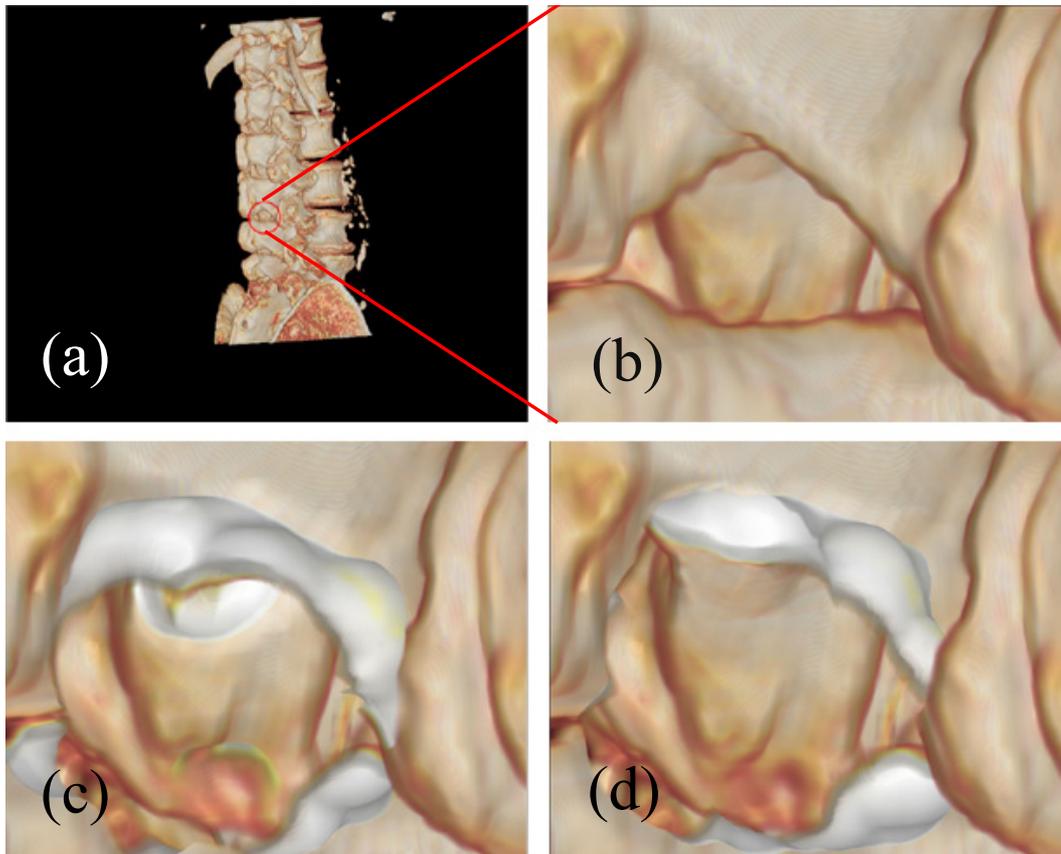


図 23 脊椎 CT ボリュームレンダリング像に対する切削。(a) 元データおよび関
心領域。(b) 関心領域。(c) 誤切削防止のための制約なしでの切削結果。(d) 誤切
削防止のための制約ありでの切削結果。

4.3.2 異なるドリル半径による切削結果

次に、提案手法における、ドリルの直径の違いによる切削結果への影響およびユーザビリティについて検証した。図 24(a) で示すように、ドリル半径を 1mm、2.5mm と変更し、実際の脊椎の CT を用いたボリュームレンダリング像へ切削操作を実施した。図 24(b) はその切削結果を異なる視点でレンダリングした結果である。図 24(a) および (b) から、切削ツールの直径を変更することで、細かな領域の切削に対応することができることが分かった。図 24(c) ではドリル半径を 1.5mm、図 24(d) では同じ視点で同じ切削領域に対し、ドリル半径を 4mm に設定し、一度のドラッグ処理のみで切削を実施した結果を示す。本研究が提案した切削の深さ方向に対する制約より、一度に切削できる深さは切削ツールの大きさに依存し、厚みのある領域に対しては半径 1.5mm のドリル半径では領域表面の浅く、狭い範囲の領域のみが削られている (図 24(c)) が、半径 4mm のドリルを用いれば、一度のドラッグ処理にて、対象領域のほとんどを除去することができ、隠れた領域を観察することができた (図 24(d))。上記の検証により、切削対象領域が比較的簡易な形状である場合、切削ツールのサイズを大きく設定することで、より簡便に対象領域を除去することができることが分かった。

4.3.3 実測患者データを用いた評価

続いて、実際に内視鏡下脊椎後方手術法が行われた症例に対し、術前の脊椎 CT データ (256 × 256 × 256) を利用した切削計画シミュレーションを行った。本症例では、神経への減圧のため、椎弓への切削を行う必要がある。図 25(a) および (b) では術前 CT によるボリュームレンダリング像と関心領域の MPR(Multiplanar Reconstruction) 画像 [36] を示している。(a) で示されている視点でのボリュームレンダリング像に対して、ドリル半径を 2mm へ設定し、マウスのドラッグ入力による切削シミュレーションを行った。なお、視点変更は必要とせず、マウスボタンの ON/OFF によるドラッグ処理をトータル 4 回行った。シミュレーションの結果を図 25 の (c) と (d) に示す。(c) で示すように、マウスドラッグによる入力によって、視線方向手前の部分の椎弓のみが切削され、視線方向奥の部分は入力に影響を受けずに保存されている結果が得られた。(d) では切削シミュレーショ

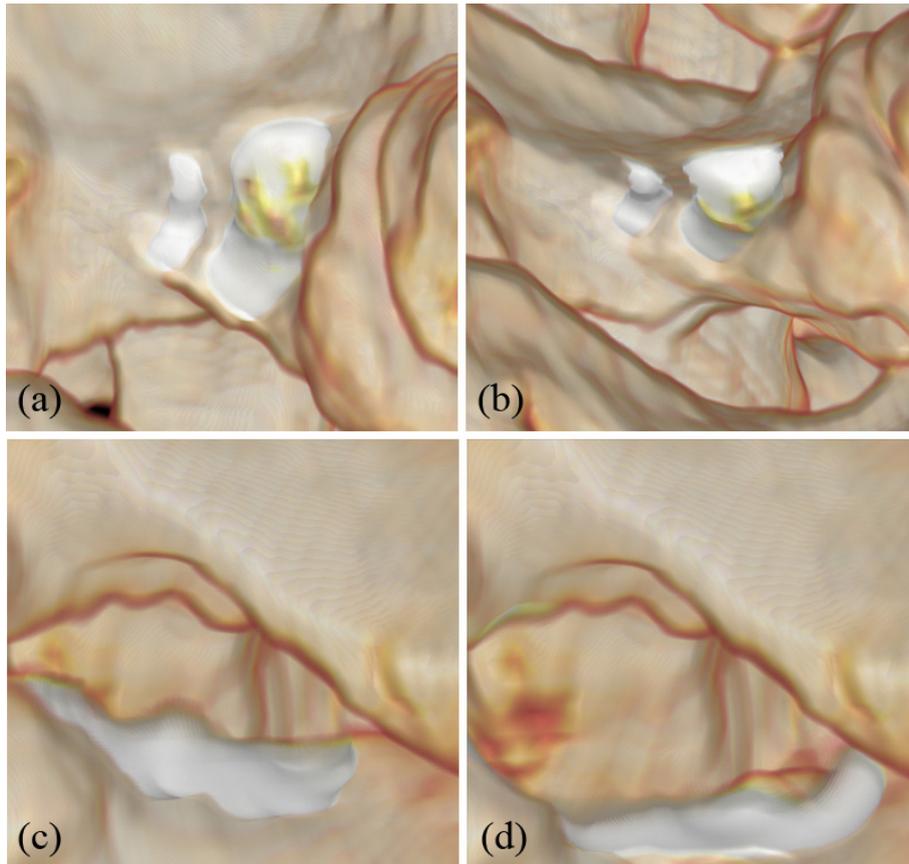


図 24 ドリル半径の違いによる切削結果への影響。(a)(b)1.0mm および 2.5mm のドリル半径による脊椎への切削結果。(c)1.5mm のドリル半径による切削結果。(d)4mm のドリル半径による切削結果

ン後の関心領域における MPR 画像を示している。(c) と (d) について、実際の術後に撮像された CT 像のボリュームレンダリングイメージ図 25(e) と CT 断層画像図 25(f) を用いて比較することで、本症例に対し、提案手法を用いて、術前切削計画を有効に支援できることがわかった。

4.4 まとめと考察

上記の検証により、提案手法を用いることで、内視鏡下脊椎後方手術に対する有用な術前計画環境を提供できることがわかった。ユーザは脊椎などの複雑な構造な領域に対し、簡便なマウスドラッグによる操作で切削領域の入力が行えることが分かった。さらなる入力の連続性を高めるため、厚みのある領域に対しても連続的なドラッグ操作によって意図した範囲の切削を可能にするアルゴリズムの開発が今後の課題である。また、提案手法では各レンダリングサイクルにおいて、シーン全体のレンダリングを行っているため、レンダリング処理の負荷によって、マウスポインタの入力座標にばらつきが生じる場合がある。ユーザのマウス操作が早すぎる場合、不連続な切削結果につながり、切削されていない領域へマウスを戻して切削をする必要が生じるため、今後は全体的なパフォーマンスの改善や切削周辺部のみに対する部分レンダリング等のアルゴリズムを導入して、ユーザの入力に対して、より高速な処理を行うよう改善すべきと考えられる。

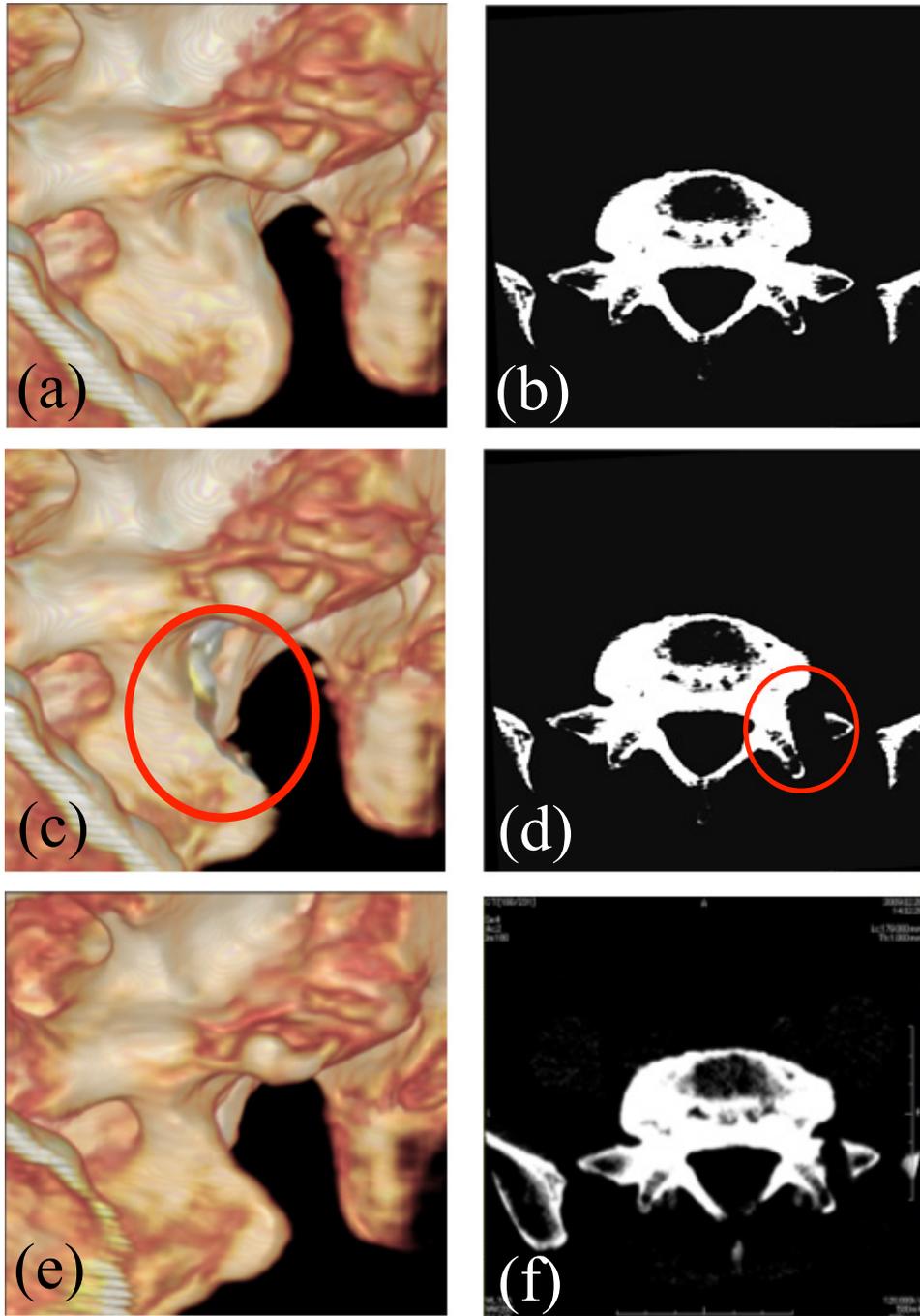


図 25 実症例における術後結果と切削シミュレーションの比較。(a)(b) 術前 CT データによるボリュームレンダリング像と MPR 像。(c)(d) 切削シミュレーション結果。(e)(f) 術後 CT データによるボリュームレンダリング像と CT 断層画像

5. オクルージョン領域に対する切削領域入力手法

本章では、内視鏡下脊椎後方手術の手術計画のオクルージョン領域に対する切削のニーズに対して、本研究が導入した任意断面を用いた切削領域入力手法について説明し、サンプルボリュームデータおよび医用データを用いた検証とその結果を示す。

5.1 オクルージョン領域に対する切削における問題

内視鏡下脊椎後方手術においては、斜視鏡を用いて、直視下では観測できない関心領域に対し施術を行う。脊椎管内に斜視鏡を深く挿入すれば、直視鏡視野では捉えられない神経の腹側や脊椎管の外側などの領域を観察することができる[37]。前述の正射影下のボリュームレンダリング像上に対する切削手法では、従来の研究[27]と同じく、これらの領域に対して直接アプローチすることができず、簡単に編集することができない。そのため、本研究では、4.1節で説明した切削入力手法以外に、オクルージョン領域に対する切削を行える手法を開発した。

5.2 任意断面を用いた切削領域入力手法

ボリュームレンダリング像内のオクルージョン領域に対するボリューム切削を行う際、表現手法と切削点の制御手法は最も重要な要素である。さらに、汎用的なモニタに映し出されるボリュームレンダリング像は、奥行きを把握することが難しく、意図しない深さの領域を誤って切削してしまう可能性がある。正確かつ直感的にオクルージョン領域への切削を可能にするため、本研究が提案するオクルージョン領域に対する切削手法は下記の特徴を持つ。

(a) 任意断面を利用した表現手法

提案手法では、前提として、任意断面を利用してオクルージョン領域を露出させることで、これらの領域への直接的な切削環境を提供する。ユーザはマウスのホイール操作とドラッグ操作で、インタラクティブに断面を回転、平行移動を行うことが可能である。

(b) 任意断面を利用した切削点の制約

意図しない深さへの誤切削を防止するため、提案手法では、レイキャスティング法を用いて、マウスの二次元座標から任意断面上の三次元座標へ変換し、切削点 p_i を任意断面上に制約する。

(c) 切削点を中心とした3次元領域の切削処理

切削領域はあらかじめ決められた切削ツールのサイズに応じて、 p_i を中心とした半径 D_i の3次元空間内に存在するボリュームラベルのボクセルに対して切削演算を行う。なお、この際のボリュームラベルの更新手法は3.2と同様の方法を用いる。

(d) 半透過断面を利用した深さの認識向上

提案手法では、ボリュームレンダリング像上に直接半透過な任意断面を重ね合わせることで、ユーザに任意断面と同一深度にある領域への認知性を向上させることができる。

(e) 切削領域のハイライト表示による切削境界の認識向上

レンダリングの際に、フラグメントシェーダー上でボリュームラベル値を参照し、切削領域をハイライト表示することで、ユーザは任意断面上におけるクリアな切削境界を認識することができ、より正確な切削領域の入力が可能となる。

5.3 検証と結果

5.3.1 切削ツールの有効範囲が切削結果に対する影響

提案したオクルージョン領域への切削手法において、図 26 のように、切削ツールの有効範囲が切削結果に対する影響を検証した。図 26(a) では、任意断面によってクリッピングされた非表示領域に対しては切削を行わないよう制約し、切削ツールを半球状の形とした場合を示しており、図 26(b) では非表示領域においても、球状である切削ツールの半径内にあたる領域であれば、切削を行う場合を示す。図 27(a) と (b) では、エンジンの CT データのオクルージョン領域に対して、異なる深さの断面上における切削を示す。切削ツールが半球状の場合、図 27(c) と (d) で示されるように、一部の領域が切削されずに残っているのに対し、切削ツールが球状の場合、図 27(e) と (f) で示されるように、異なる断面上で入力された切削領域は連続的に結合されていることが分かった。本検証により、任意断面を移動させながら、切削領域を深く切削して行く際、上下の切削領域の連続性を保つためには、切削の有効範囲を半球状に制約するよりは、球状としたほうが好ましい結果が得られることが分かった。

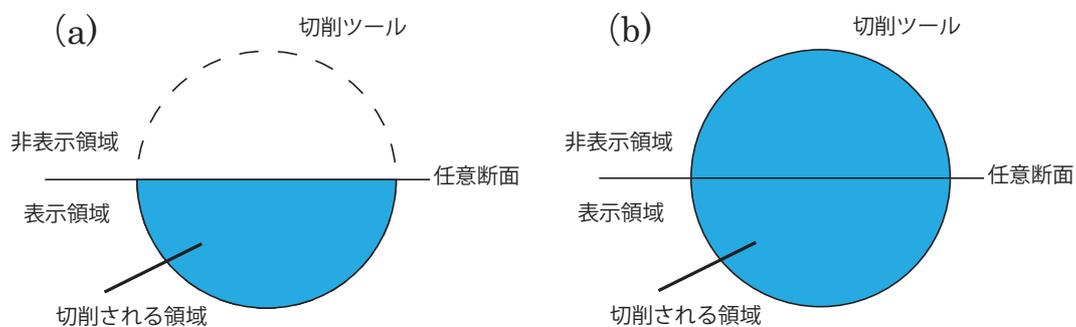


図 26 切削ツールの有効範囲。(a) 半球状の切削有効範囲。(b) 球状の切削有効範囲。

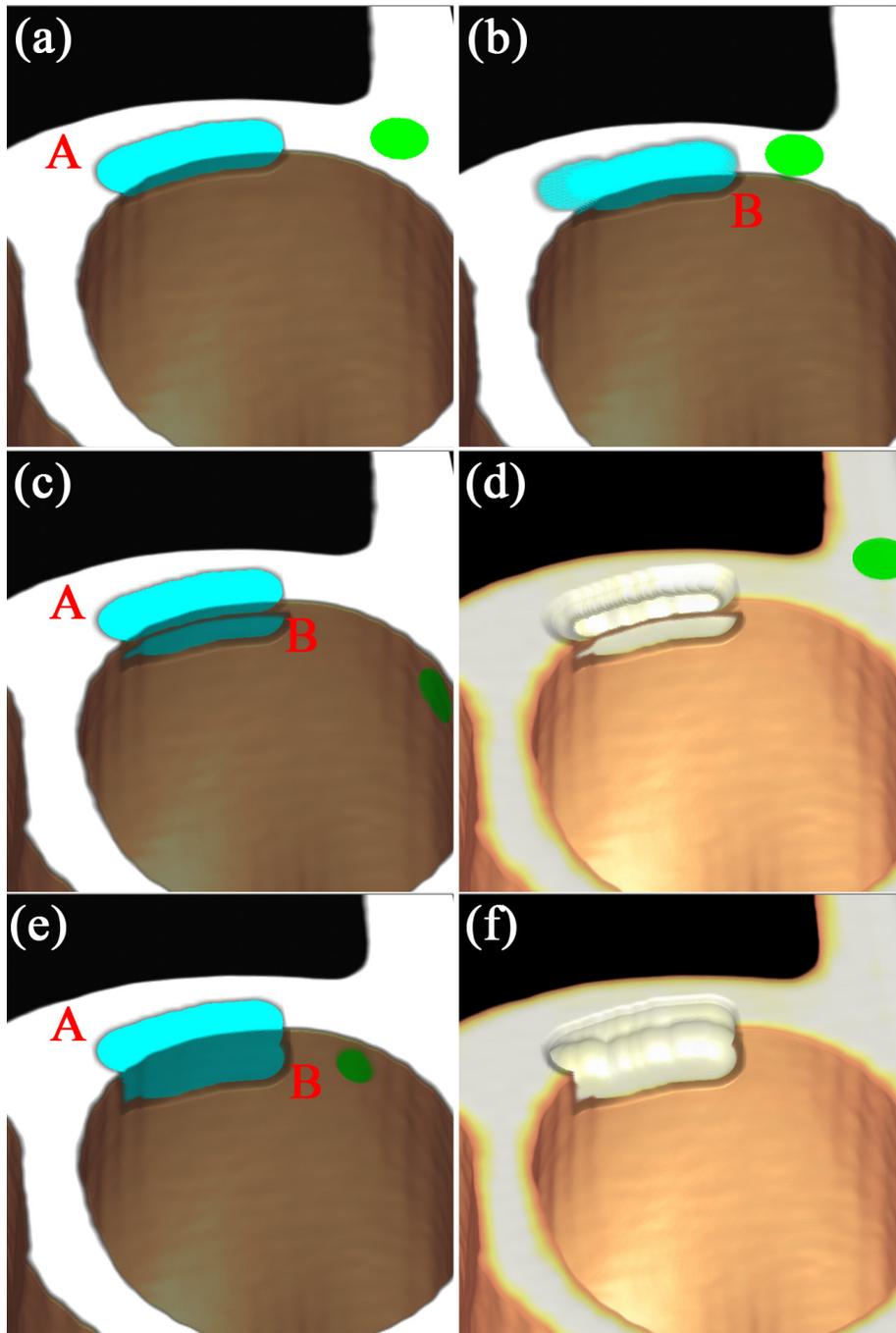


図 27 切削ツールの有効範囲の検証結果。(a)(b)異なる断面上での切削。(c)(d)半球状の切削有効範囲を適用した場合の切削結果。(e)(f)半球状の切削有効範囲を適用した場合の切削結果。

5.3.2 切削領域のアノテーション表示

本研究では、任意断面を用いた切削領域入力手法において、切削領域のアノテーション表示の違いによるユーザビリティへの影響を検証した。任意断面によってクリッピングされた領域に含まれる切削領域をアノテーションによって表示した場合および非表示の場合の違いをそれぞれエンジンのCTデータおよび医用データを用いて検証した。図28(a)と(b)では、エンジンのCTデータに対して切削領域を入力した場合のレンダリング結果であり、図28(c)と(d)では、脊椎のCTデータに対して切削領域を入力した場合のレンダリング結果である。(a)と(c)では、クリッピング領域内の切削領域が表示されており、被切削部の三次元形状の確認が可能となっているが、任意断面上における切削領域の境界が確認しにくく、追加切削を行いたい場合にユーザビリティが低下すると思われる。(b)と(d)では、クリッピング領域内での三次元形状が確認できないが、切削中においては任意断面上における切削境界を確認しながら切削を正確に遂行することが可能である。本検証により、クリッピング領域内に含まれる切削領域のアノテーション表示については、切削領域の入力中では非表示が望ましいことが分かった。

5.3.3 サンプルボリュームデータに対する切削結果

提案したオクルージョン領域への切削手法を検証するため、本研究では、まずエンジンのCTデータ(256 × 256 × 256)を利用して検証を行った。図29(a)と(c)は半透過の任意断面に対する切削操作およびその切削結果を示す。次に、任意断面を回転させ、図29(b)で示すように、更なる切削操作を加えた。最終的な切削結果を図29(d)に示す。結果から、任意断面による切削点の制約によって、切削箇所は常に任意断面から一定の距離内に制御することができた。ユーザは任意断面を簡便に回転または並行移動させて、任意の位置または方向からオクルージョン領域に対して切削操作を入力することができることが分かった。

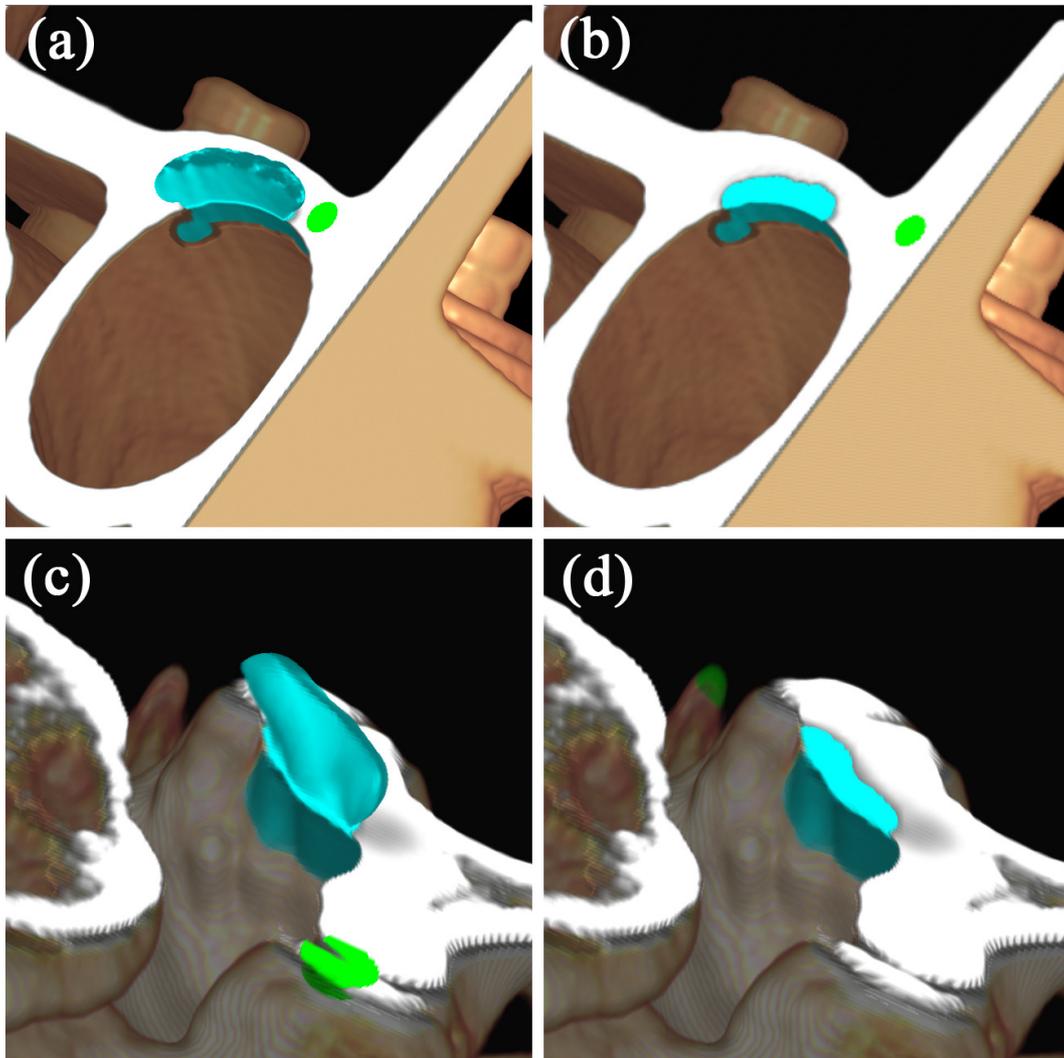


図 28 切削領域のアノテーション表示の違いによるユーザビリティへの影響。
 (a)(c) クリップ領域内の切削領域表示あり。(b)(d) クリップ領域内の切削領域非表示。

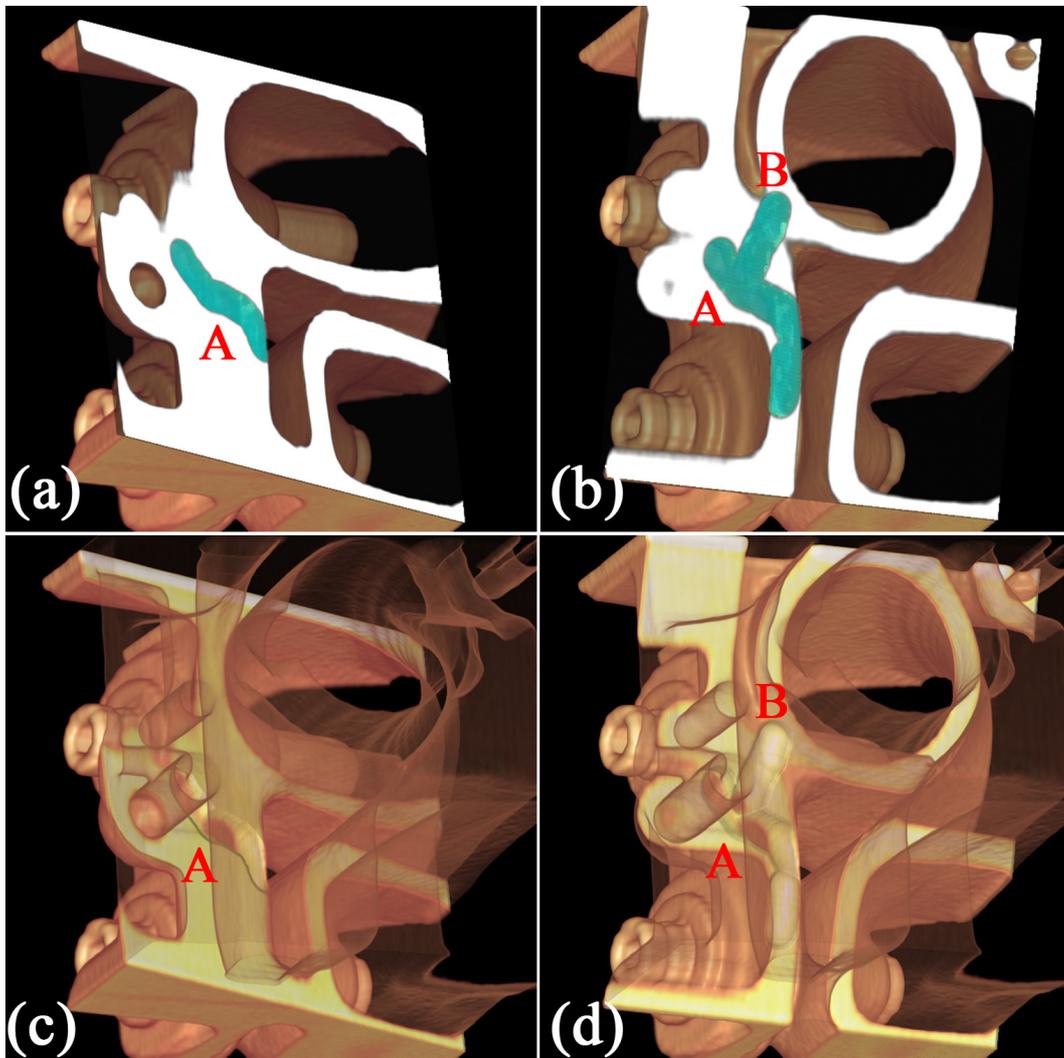


図 29 エンジン CT データのオクルージョン領域への切削。(a)(c) 半透過任意断面上に対する切削操作とその結果。(b)(d) 回転後の任意断面上に対する追加切削操作とその最終の切削結果

5.3.4 実測医用データに対する切削結果

続いて、本研究では、脊椎 CT データ (256 × 256 × 256) を利用した評価を行った。図 30(a) では任意断面上に切削が施された結果を示しており、切削部はハイライト表示され、任意断面上における切削境界が明確に認識可能である。続いて、任意断面を回転および平行移動を行った後、図 30(c) では (a) と異なる任意断面上における切削操作を示す。図 30(b) では脊椎の全体像と切削前のクリッピング像を示しており、最終的な切削結果は図 30(d) で示す。結果からわかるように、一連の操作によって、脊椎のオクルージョン領域において、異なる深さと位置にある A と B の 2 箇所を切削することができた。

5.4 まとめと考察

本研究が提案するオクルージョン領域に対する切削手法によって、任意の位置、方向からオクルージョン領域にアプローチすることができ、ボリュームレンダリング像内におけるオクルージョン領域を直接切削処理を加える環境を提供できる。また、半透過任意断面と切削領域のハイライト表示からもたらされる切削領域のコントラストによって、任意断面上における切削領域の輪郭がはっきりと認識できるため、ユーザは切削領域の正確な確認および修正を行うことができる。さらに、エンジン CT データを用いた検証によって、本手法は医用データ以外のボリュームデータに対しても適応可能であり、仮想彫刻や CAD などの他の分野において適用できる可能性を示した。ただし、提案手法では現状、任意断面の位置変更操作はマウスのホイール・ドラッグ処理によって行われているが、対象データや切削領域によっては操作性の自由度が高すぎるケースも考えられるため、固定点を中心とした回転制約などを加えることで、さらなる操作性の向上を図ることができると思われる。

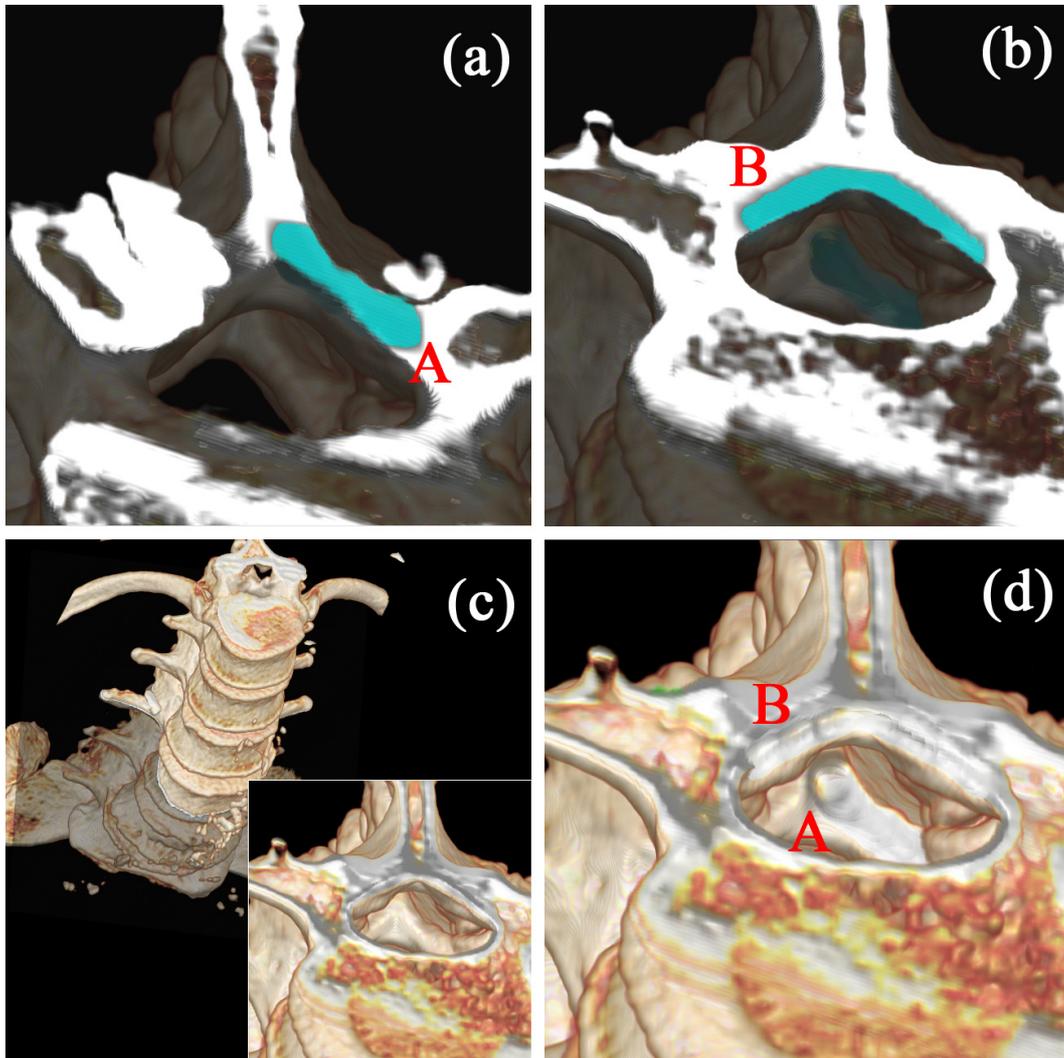


図 30 脊椎 CT データのオクルージョン領域への切削処理。(a)(b) 異なる任意断面上における切削を実施。(c) 脊椎の全体像と切削実行前のクリッピング像。(d) その最終の切削結果

6. 内視鏡特性を反映した術前切削計画支援システムの開発

内視鏡下脊椎後方手術で用いられる内視鏡では魚眼レンズが採用されている。魚眼レンズでは、採用される射影モデルに応じて、映像に独特な歪みが発生する。そのため、術前計画の段階において、通常な射影法によるボリュームレンダリング像を提示するだけでは、術中の実映像と見比べた際に違いが生じることから、正しく術前計画通りに切削を遂行できない恐れがある。また、術前に内視鏡の挿入位置および挿入方向を切削計画領域に応じて決定しておくことは重要である。本研究では、内視鏡下脊椎後方手術に対して、術前計画の段階における切削領域の入力手段のみでなく、切削予定領域へアプローチするための内視鏡挿入位置および挿入方向、さらには挿入した内視鏡の魚眼レンズに応じた視野を再現し、術前に確認および検討を支援するための手段を兼ね備えた統合的なスキームを提案し、より効率的な術前計画環境を提供することを目指す。

6.1 内視鏡のレンズ特性を反映したレンダリング

仮想内視鏡 [40] に関する研究が多く報告されている [41][42] が、一般的な透視投影レンダリング手法を用いた研究が殆どであり、魚眼レンズ特性が反映されているボリュームレンダリング手法が提案されていない。我々は、魚眼レンズ風に画像を歪ませるスフィアマッピング [38] といった簡易的な方法ではなく、深さ方向における魚眼レンズ特性を正確に反映するボリュームレンダリング手法 (図 31) を開発した [32]。本手法では、ボリュームレンダリング時に GPU の高速な並列計算性能を利用した歪み生成を行うため、内視鏡のレンズ特性を高速に再現できることを特徴に持つ。魚眼レンズのモデル [39] として、一般的に射影方式の違いにより正射影と等距離射影の 2 種類 (図 32) が良く用いられており、本節では、本手法におけるそれぞれの射影モデルの実現方法について詳しく述べる。

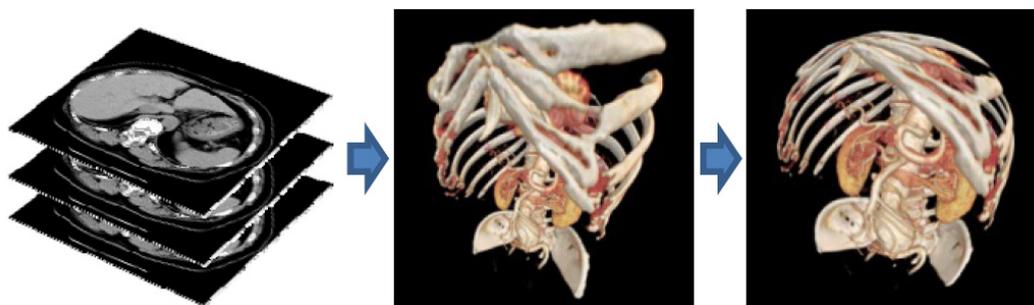


図 31 魚眼レンズ特性を反映したボリュームレンダリングの仕組み [32]

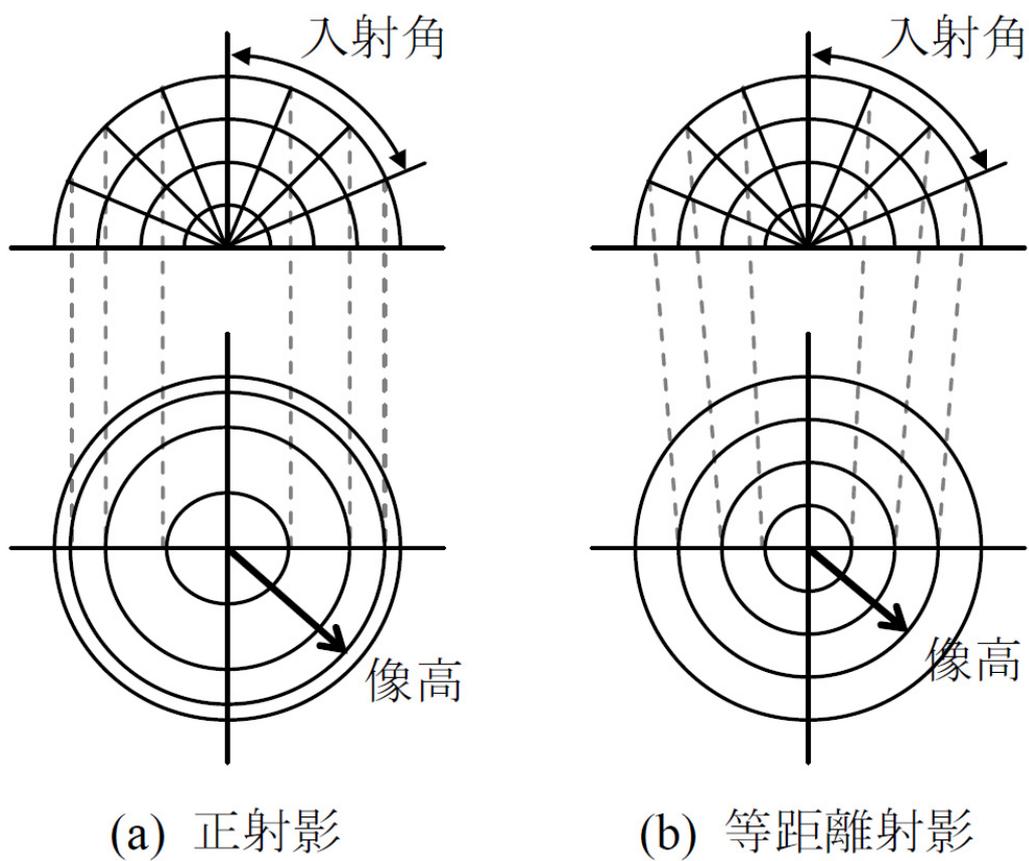


図 32 魚眼レンズの射影の違い

6.1.1 正射影

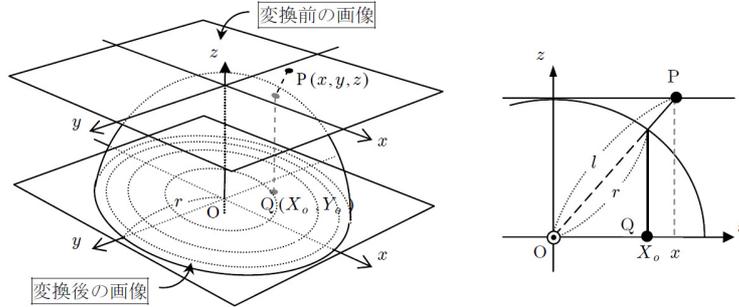


図 33 正射影

図 32(a) で示すように、正射影方式では、半球状のレンズに入射した光を投影面に対して垂直に射影する。そのため、投影面の中心部を詳細に映し出せるが、投影面の中心（原点）からの距離が遠のくと歪は大きくなる。図 33 に正射影の立体図と、それを y 軸方向から見た図を示す。辺の大きさが r と X_o で構成される三角形と、 l と x で構成される三角形は相似であるため、

$$X_o = \frac{r}{l}x$$

が成立する。 $l = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$ であるので、これを代入して式 (6) が得られる。また、 y についても同様にして式 (7) を得ることができる。

$$X_o = \frac{r}{\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}}x \quad (6)$$

$$Y_o = \frac{r}{\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}}y \quad (7)$$

これは、正射影での P 点から Q 点への変換式であり、その逆変換は、式 (8)、式 (9) として求められる。

$$x = \frac{z}{\sqrt{r^2 - X_o^2 - Y_o^2}}X_o \quad (8)$$

$$y = \frac{z}{\sqrt{r^2 - X_o^2 - Y_o^2}}Y_o \quad (9)$$

6.1.2 等距離射影

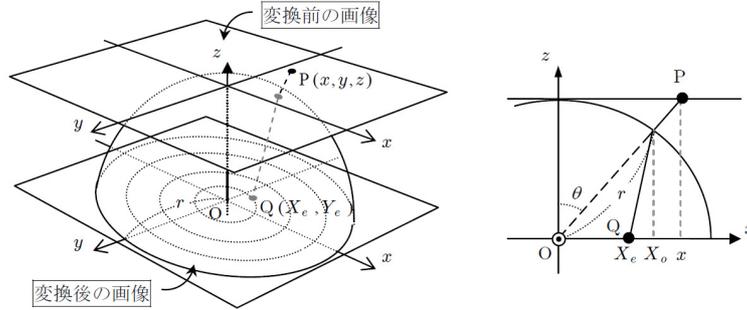


図 34 等距離射影

図 32(b) で示すように、等距離射影では、レンズに入射した光は、入射した角度の大きさに比例した原点からの位置に投影される。等距離射影の特徴として歪は全体に均一で違和感のない画像が得られる。図 34 に等距離射影の立体図と、それを y 軸方向から見た図を示す。図 34 で示す等距離射影では、入射角 θ が $\pi/2$ で、原点から r の位置に投影されるため、

$$X_e = \frac{2r}{\pi} \theta$$

が成立する。 $\theta = \sin^{-1}(X_o/r)$ であるので、これらより式 (10) が得られる。また、 y に関しても同様にして式 (11) が得られる。

$$X_e = \frac{2r}{\pi} \sin^{-1} \frac{x}{\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}} \quad (10)$$

$$Y_e = \frac{2r}{\pi} \sin^{-1} \frac{y}{\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}} \quad (11)$$

これは、等距離射影において P 点から Q 点への変換式であり、その逆変換の式として、式 (12) および式 (13) が得られる。

$$x = \sqrt{(y^2 + z^2) \tan^2 \frac{\pi X_e}{2r}} \quad (12)$$

$$y = \sqrt{(x^2 + z^2) \tan^2 \frac{\pi Y_e}{2r}} \quad (13)$$

6.2 術前切削計画支援システムの構成

射影像の歪が全体に均一という特徴から、手術に使われる内視鏡レンズの射影方式は主に等距離射影が使われており、内視鏡下脊椎後方手術で用いられる内視鏡についても等距離射影が採用されている。本研究においては、GLSLを利用してフラグメントシェーダー内にて6.1節で説明した各式による変換アルゴリズムを記述し、GPUの高速並列演算性能を生かして、等距離射影を反映したボリュームレンダリング機構を開発した。また、前述のように、ユーザが内視鏡の挿入位置および挿入方向の術前検討を支援するため、本研究ではボリュームレンダリング像に対し、任意の位置、方向、挿入深度への視点設定インタフェースを提供し、前述の切削機能を全て備えた内視鏡下脊椎後方手術のための術前計画支援システムを構築した。開発システムの構成は以下である。

切削入力部

マウスの二次元座標から三次元座標への変換機構、誤切削防止のための制約機構、任意断面に対する切削点の決定機構などを持ち、ユーザの入力から3次元空間内のボリュームレンダリング像上の切削点を決定するための機能を備える。なお、4章ではボリューム切削手法のみについて説明しているが、同様なアルゴリズムを利用して、本システムでは切削済みの部分に対して部分的に修復する機能を実装している。なお、切削操作と同じく、修復操作についても、一度のマウスドラッグによって修復できる領域の大きさはツールサイズの大きさに応じて決定される。

ボリュームラベル演算部

CPU上およびGPU上のボリュームラベルの更新機構であり、ドリルサイズに応じて、動的にCPU上およびGPU上のボリュームラベルおよびその勾配を更新する機能を備える。

レンダリング部

ボリュームレンダリング機構、切削表現機構を持ち、基本的なボリュームレンダリング機能、切削ツールの影響範囲をユーザに提示するアノテーション機能および3で述べた切削表現手法に基づいた切削表現機能を備える。

直交断面画像表示部

ボリュームレンダリング像とは独立した直交断面画像表示機構を持ち、切削領域入力の際に、切削結果が反映されている任意の CT 断層画像をユーザに提示できる。

内視鏡挿入入力部

内視鏡の挿入位置、挿入方向の入力インタフェースを提供し、ユーザは体表に示されるアノテーションを見ながら、関心領域への内視鏡の挿入をシミュレートできる。

内視鏡操作部

内視鏡の操作機構を持ち、内視鏡挿入後の深度調節、平行移動、視点の回転機能を備える。

魚眼レンズ再現部

内視鏡の視点、視野角に応じて、等距離射影を反映したボリュームレンダリングを提示する機構である。

6.3 開発システムを用いた術前計画の流れ

本システムを利用した術前計画の進め方を図 35 に示し、図中におけるそれぞれのステップについて下記に説明する。

Step1：データ読込、ボリュームレンダリング開始

本ステップにおいて、ユーザはまず CT データを選択し、システム内に読み込ませることで、直ちに正射影のボリュームレンダリング像を得ることができる。

Step2：切削領域入力

切削領域入力ステップでは、ユーザは切削または修復ツールのサイズを決定し、システムが表示するアノテーションを確認しながら、4 章で説明した、マウス操作によるボリュームレンダリング像上への直感的な切削または修復の入力が行える。

Step3：内視鏡挿入位置・挿入方向決定

切削領域の入力を終わたら、ユーザは内視鏡挿入位置および挿入方向をシステムが提供するインタフェースを利用して決定することができる。

Step4：魚眼レンズ視野再現開始

内視鏡が挿入されると、等距離射影を反映した魚眼レンズ視野の再現機構によって、内視鏡視野が提示される。

Step5：内視鏡視野調節

ユーザはマウス操作を利用して内視鏡の挿入深度、視点の回転、視点の平行移動、および視野角の調整が行える。これらの調整値は、インタラクティブに内視鏡視野に反映される。なお、視点の回転は斜視鏡をシミュレートするために設けており、ユーザが方向感覚を失わないようあらかじめ決められた一定の角度内のみ回転できるよう制約している。また、視点の平行移動については、内視鏡下脊椎後方手術法における鏡筒の平行移動をシミュレートするためである。本手技は、筋肉と皮膚の柔軟性を生かして、鏡筒

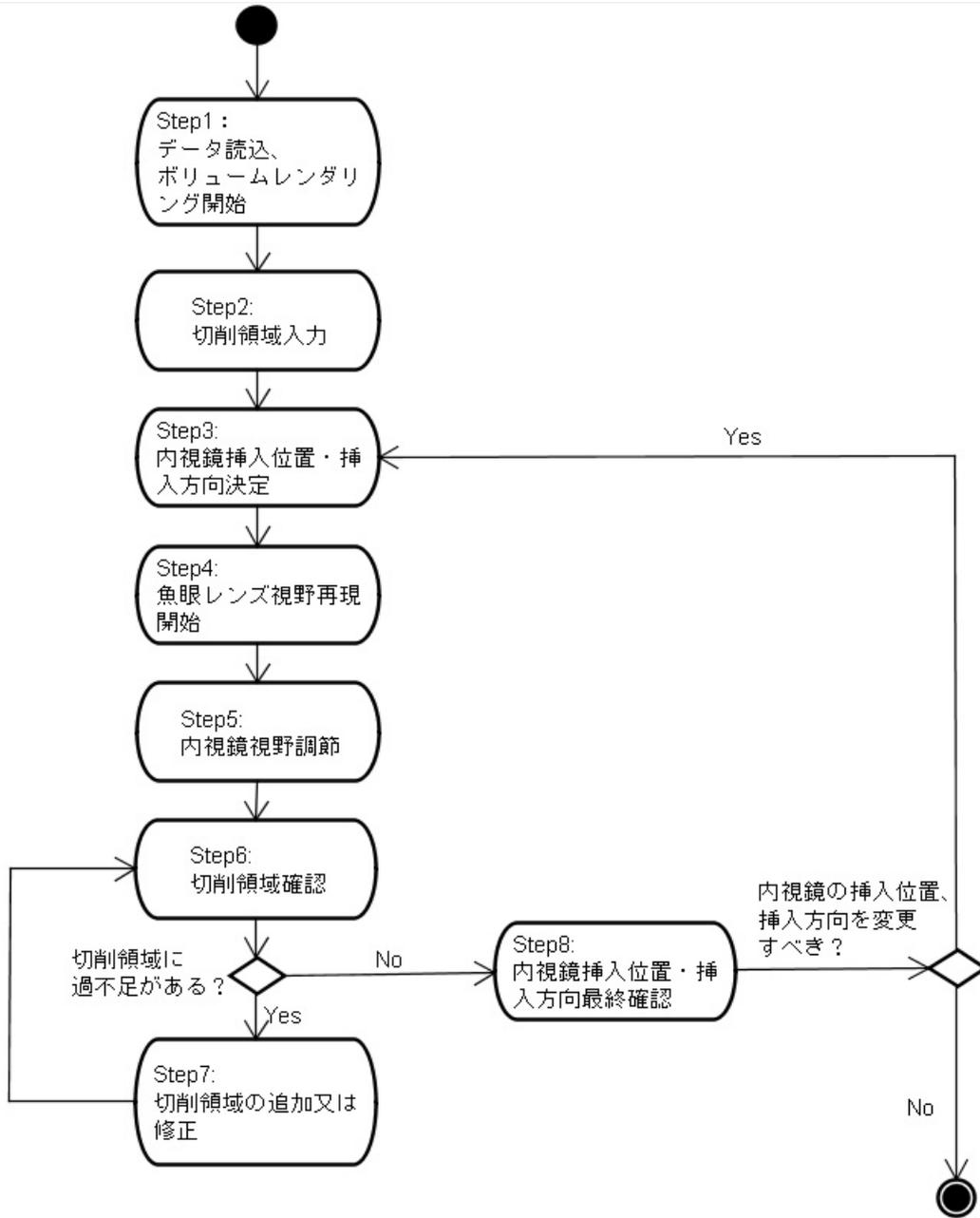


図 35 開発システムを利用した術前計画の進め方

を平行移動することで、新たに皮膚を切開することなく近隣の脊椎関節へアプローチできる。

Step6：切削予定領域確認

本システムでは、切削予定領域をハイライトする機能を備え、ユーザはシステム内で再現された内視鏡視野下で、Step2にて入力した切削領域による切削境界、またはハイライトされた切削領域自体を確認することが可能である。

Step7：切削領域の追加または修正

本システムでは内視鏡視野下においても、レイキャスティング法に基づいた二次元座標から三次元座標への変換機構が正しく動作するように設計されており、ユーザはStep6において切削領域に過不足があると判断した場合、内視鏡視野下のボリュームレンダリング像に対し、切削領域の追加、または切削しすぎた領域の修正を直接行うことができる。

Step8：挿入位置や挿入方向等の最終確認

ユーザは内視鏡視野下において、すべての計画した切削領域へアプローチ可能かどうかを確認し、内視鏡の挿入位置および挿入方向などを修正すべきと判断した場合は、Step2へ戻って、再度内視鏡の設置位置をやり直すことができる。最終的に内視鏡の挿入位置および挿入方向、深度等に問題ないことが確認できれば、術前計画を終了する。

6.4 結果と検証

6.4.1 開発システムの試用結果

開発システムによる表示例を示す。図 36 では Step2 の切削領域入力を行う際の正射影によるボリュームレンダリング像と切削ツールのアノテーション表示、および 3 面の CT 直交断面画像の表示例を示している。図 37 では Step3 の内視鏡挿入位置および挿入方向決定時における、体表および体内の同時表示を可能とした伝達関数を用いたボリュームレンダリング像および挿入位置を確認するためのアノテーション表示例を示している。図 38 では内視鏡挿入後、魚眼レンズ視野を再現したボリュームレンダリング像と切削境界を表示した例である。また図 39 では切削領域をハイライト表示した例である。

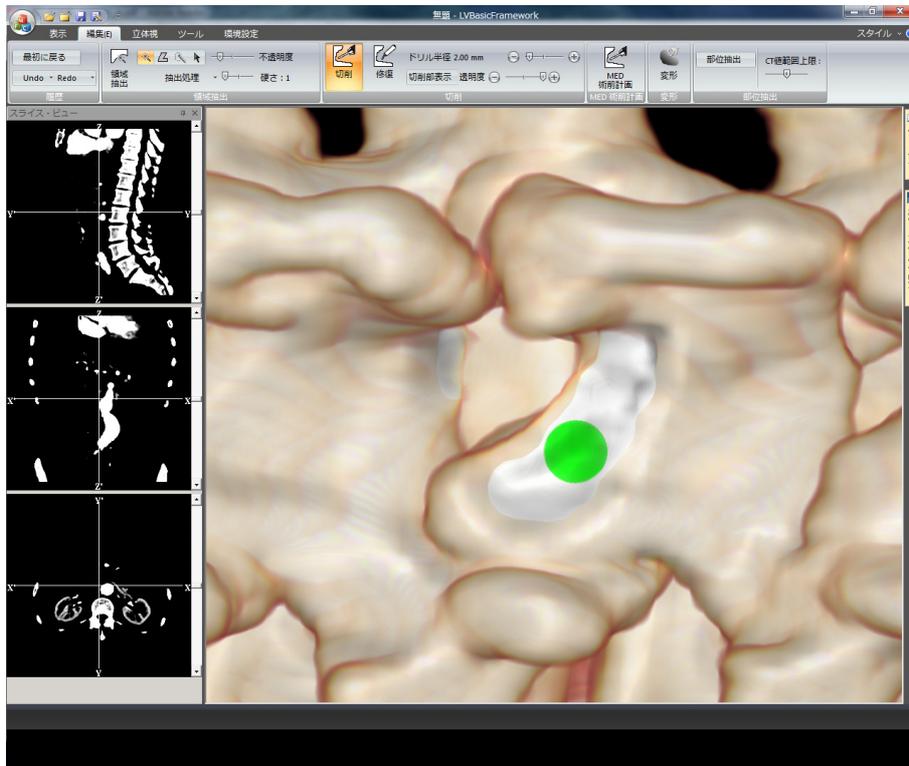


図 36 内視鏡下脊椎後方手術向け術前計画支援システム概観

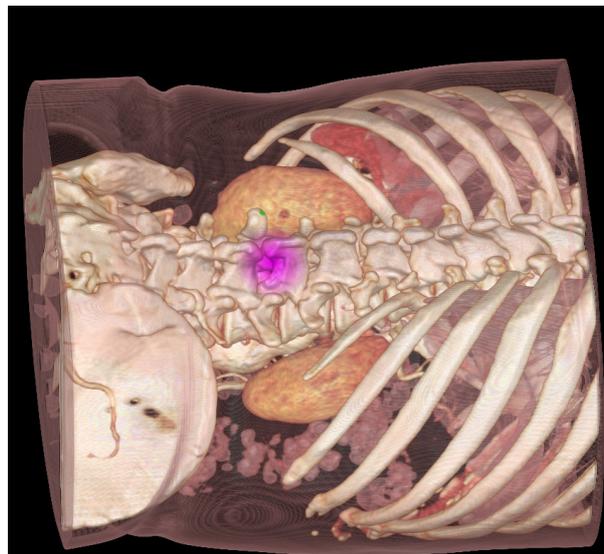


図 37 内視鏡挿入位置・挿入方向決定ステップ表示例

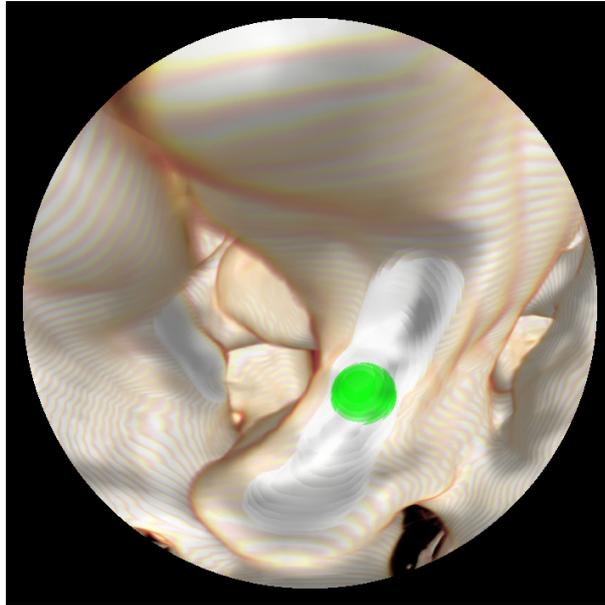


図 38 内視鏡視野におけるボリュームレンダリング像の切削境界表示例

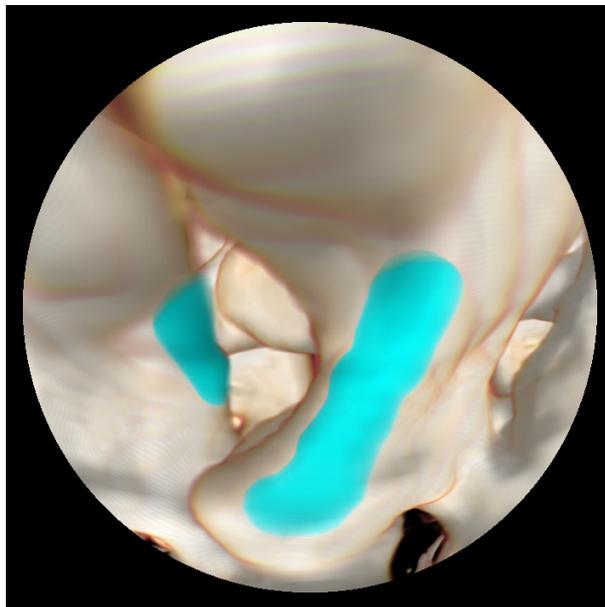


図 39 切削領域ハイライト表示例

6.4.2 切削領域へのアプローチ計画支援の検証

本研究では、開発した術前切削計画支援システムを用いて、切削領域へのアプローチ計画の支援の有用性を検証した。脊椎の CT データに対し、図 40(a) で示す箇所を切削領域として入力し、図 40(b) および (c) で示されるように、異なる挿入位置および挿入角度において、切削領域へアプローチ可能かどうかを検証した。なお、この際、斜視鏡の角度を 45 度とし、視野角を 150 度と設定して検証を行った。図 41(a) および (b) では図 40(b) の挿入位置よりから得られた内視鏡視野である。本結果では、入力した切削領域全体を見渡せず、一部の切削領域へアプローチすることが困難であることが分かった。一方、図 41(c) および (d) では図 40(c) の挿入位置から得られた内視鏡視野であり、切削領域全体を内視鏡視野から観測することができ、正しく切削領域へアプローチすることが可能であることが分かった。本検証により、開発システムを用いて、術前における切削領域の計画支援のみでなく、切削領域へのアプローチ計画を支援することも可能であることが分かった。

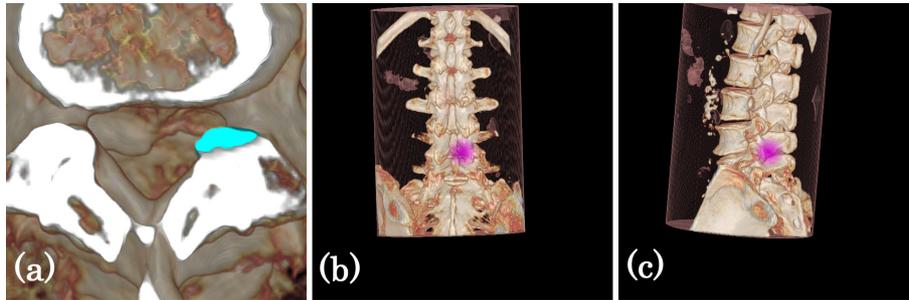


図 40 切削領域へのアプローチ計画支援の検証。(a) 切削領域 (b)(c) 異なる内視鏡挿入位置から切削領域へのアプローチ検証。

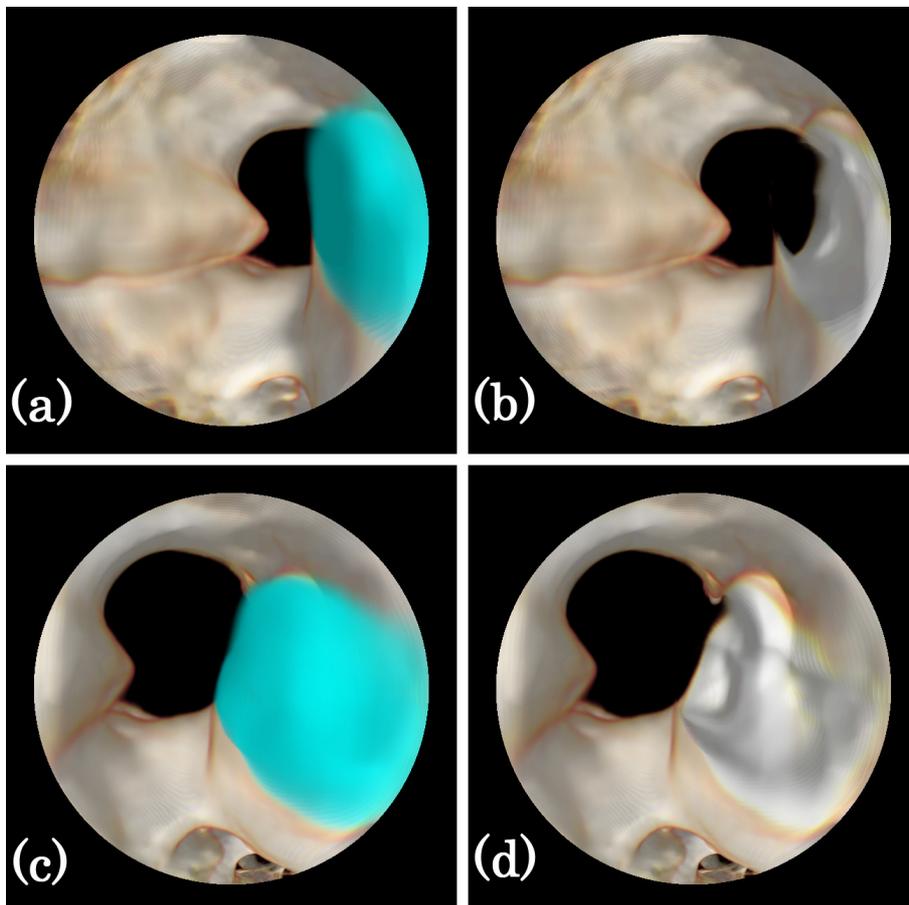


図 41 切削領域へのアプローチ計画支援の検証結果。(a)(b) 正しく切削領域へアプローチできない場合。(c)(d) 正しく切削領域へアプローチできる場合。

6.4.3 整形外科医による評価

内視鏡特性を反映した術前切削計画支援システムの有用性を確認するため、本研究では、専門医のアドバイスを元に、実際に内視鏡下脊椎後方手術を適応した症例のデータを用いて、術中の実映像と同等の視点にて内視鏡視野を再現した。生成した内視鏡視野を図 42、対応する実映像を図 43 に示す。専門医の目視による確認の結果、内視鏡の歪みが再現されており違和感ないとのコメントを得た。また、内視鏡カメラの視点や姿勢、倍率を変更しても、リアルタイム性を損なわずに三次元像を提示でき、術中と同一の視野で切削作業をシミュレーションできるため、専門医のプランニングツールとして有用であるとの評価を得た。ただし、現段階では CT データに基づいてのみボリュームレンダリング像を生成しており、神経などの軟組織を確認できないため、できれば術前計画の段階において神経等も同時に可視化できたほうがよいとのコメントが得られた。

6.5 まとめと考察

検証の結果、開発システムを用いて、内視鏡下脊椎後方手術における術前計画において、切削領域の定義のみでなく、内視鏡の挿入箇所および挿入角度の検討のための計画支援も有効であることがわかった。特に、ボリュームレンダリング像に対して、マウスによって簡便に切削領域を定義できることや、生成された内視鏡視野内において切削境界および切削領域をハイライトして確認できることは直感的であり、ユーザにとって操作になれやすいという点で有効である。ただし、現状では、神経などの軟組織を同時可視化するためには、フュージョン技術などを用いて CT と MRI を同時可視化し、そのボリュームレンダリング像に対して切削を行うためのボリュームラベルの対応付けなど、アルゴリズムを改善しなければならない課題があることが分かった。また、専門医のコメントによれば、生成された内視鏡視野は、術中においても利用価値が高く、将来的には、実映像とは別画面によって映し出された内視鏡レンズ特性を反映したボリュームレンダリング像を見ながら手術を進めるといった、ナビゲーションシステムとして応用することも可能であるだろうであることから、本研究では、ナビゲーションシステム

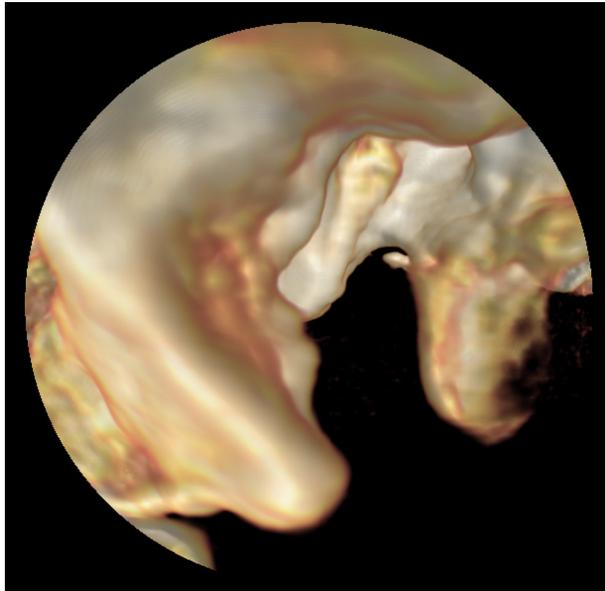


図 42 実症例データを用いた内視鏡視野生成例

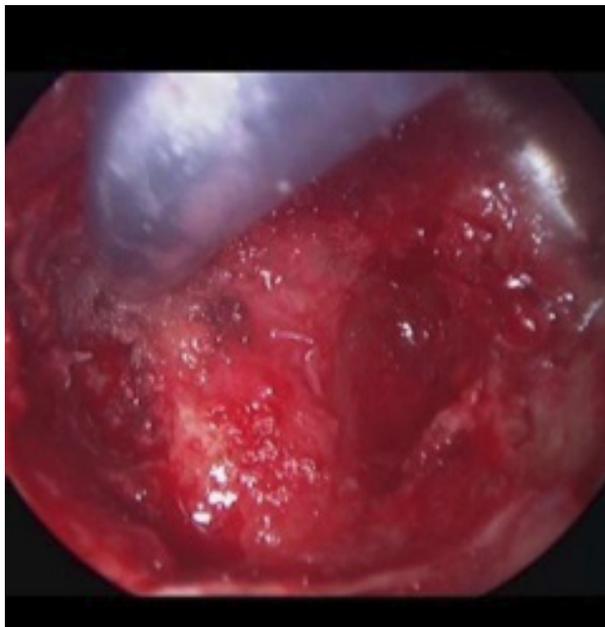


図 43 実映像

として提案手法を応用した場合の検討および用件抽出を行ったので、その詳細を次節に述べる。

6.6 ナビゲーションシステムへの応用の検討

本研究では、提案手法の応用可能性の検討のため、実際に専門医の協力の元、本システムにて術前計画を行い、術中に開発システムにて切削予定領域をモニタリングしながら切削手技を進めた。術後の専門医のコメントによると、術前に計画した切削領域の把握および術中におけるオリエンテーションの把握に本システムを用いることは有効であり、特に経験の浅い術者に対して内視鏡下脊椎後方手術を有効に支援する効果があるとの評価が得られた。ただし、内視鏡下脊椎後方手術においては、内視鏡の洗浄に伴う出し入れ、鏡筒のアタッチメントのゆるみを利用した意図的な内視鏡先端位置の変更などによって、視点が頻繁に変更されてしまうことから、オペレータのマウドラッグなどの手作業による内視鏡視野の同一化は効率的ではないことも分かった。

本研究をナビゲーションシステムとして応用するための用件を下記に示す。

斜視鏡の角度および視野角の測定

内視鏡下脊椎後方手術に用いられる内視鏡は斜視鏡であるため、実際の内視鏡映像と同一化するためには、斜視鏡の角度および視野角を事前に測定しておくことが必要である。特に、斜視鏡の角度が異なれば、生成される仮想内視鏡視野の中心が大きくずれる可能性があり、正確なナビゲートを行うことが困難になる。

内視鏡位置の動的検出機構

光学センサーまたは磁気センサー等を用いて、術中において、動的に内視鏡の位置を検出し、仮想内視鏡視野を実際の内視鏡視野と同期するためのパラメータを生成する機構が必要である。本機構がなければ、術者は手動で仮想内視鏡視野を調整しなければならず、スムーズな手術進行の妨げとなる。

拡張現実表示機構

内視鏡の実映像内に、切削領域等を表示する場合は、拡張現実 [43] や魚眼レンズカメラの視野の校正法 [44][45] などの技術を用いて実映像に重ね合わせて提示する拡張現実表示機構が必要である。

ドリルの先端位置の動的検出機構

危険検出などを行うのであれば、ドリルの先端位置および入力した切削領域との位置関係を動的に検出する機構が必要である。

7. おわりに

本研究では内視鏡下脊椎後方手術のための切削計画を支援するため、マウスなどの汎用的な2次元デバイスを用いた切削計画支援手法を提案した。

提案手法ではボリュームレンダリング上へ直接切削操作を行える環境を提供するため、切削情報を格納するためのボリュームラベルを導入し、切削境界までの距離に基づいて動的にGPU上のボリュームデータを更新し、GPUの高速並列演算能力とサブボクセルの線形補完性を生かしたインタラクティブな切削表現手法を開発した。検証実験の結果から、提案手法ではエイリアスのない、クリアな切削境界を表現できることを確認した。さらに、パフォーマンス測定の結果、医用データに対して、汎用ホイールマウスによるドラッグ操作で、インタラクティブに切削境界を表現可能であることが分かった。また、本研究では、ボリュームラベルサイズがパフォーマンスに対する影響を検証するため、ハイエンドGPUとローエンドGPUを用いた比較実験を行った。実験の結果により、ボリュームラベルのサイズを適宜削減することで、ローエンドのGPU上においても切削領域の輪郭を維持したまま、リアルタイムな対話可能な目安である $10\text{frame}/\text{sec}$ を達成できることを確認した。

提案手法では、二次元ポインティングデバイスによるボリューム切削で発生する誤切削の問題に対処するため、切削の深さ方向に対する制約および切削点の深さ変化量の制約を導入した。評価の結果により、提案手法によって、切削点の深さ変化を定められた閾値内で制御することができ、マウスドラッグによる操作で勾配変化の大きい対象領域に対しても意図しない箇所に対して誤切削することなく切削領域を入力可能であることが分かった。また、実際の内視鏡下脊椎後方手術を実施した症例のデータを用いた検証を行い、提案手法を用いることで、簡便なマウスドラッグ操作によって、実際の手術にて切削された部分とほぼ同等な領域を切削できることを確認した。

また、内視鏡下脊椎後方手術におけるオクルージョン領域に対する切削計画に対応するため、本研究では、ボリュームレンダリング像のオクルージョン領域を直接切削可能な、任意断面を利用した切削入力手法を開発した。検証実験によって、提案手法を用いることで、任意の位置および任意の方向からボリュームレンダリ

ング像内のオクルージョン領域に対してアプローチを行い、マウスのドラッグ操作によって切削可能であることを確認した。さらに、医用データ以外のボリュームデータを用いた検証実験の結果から、本手法は医用分野のみでなく、仮想彫刻など他の分野においても適用できる可能性が示された。

更に、本研究では魚眼内視鏡の特性を反映するボリュームレンダリング手法を利用した術前切削計画支援システムを開発した。開発システムを用いることで、内視鏡下脊椎後方手術に対して、切削領域の入力、内視鏡の挿入位置および挿入方向の検討、内視鏡視野の確認など、統合的な術前計画計画環境を提供できる。本研究では専門医のアドバイスを元に、実際に内視鏡下脊椎後方手術の手術計画を適応した術例のデータを用いて、術中の実映像と同等な内視鏡視野を再現し、開発システムの評価を行った。専門医の評価によって、開発システムから違和感のない内視鏡視野を生成できたとのコメントを得た。さらに、開発システムを活用することで、専門医のトレーニングツール、または研究医のトレーニングツールとして有用であるとの評価を得た。

本研究の発展として、今後は術前計画から術中ナビゲーションまでのトータルな手術支援システムへの応用が考えられる。経験の浅い術者でも、ボリュームレンダリング像を利用して直感的に切削計画を立案することができ、他の術者と立体的な切削計画領域情報を共有することで、経験豊富な術者から適切なアドバイスを受けることができ、経験値に寄らない的確な切削計画を行うことを期待できる。また、術中において、術者は内視鏡の実映像および本研究が開発した術前切削計画支援システムによって生成される仮想内視鏡視野に示される切削計画部を確認しながら手術を進めることで、オリエンテーションや危険部位をより把握し安くなり、より安全に内視鏡下脊椎後方手術を遂行できると考えられる。本研究を更に発展させることで、内視鏡下脊椎後方手術の術式の普及や、熟練者の育成、更には手術の安全性の向上に貢献できるだろう。

謝辞

本研究を進めるにあたり、懇切なる御指導、御鞭撻を賜りました主指導教官である本学情報科学研究科の湊小太郎教授に厚く感謝の意を表します。また、博士論文審査委員として論文の構成や研究のアドバイス等をいただきました本学情報科学研究科の加藤博一教授、入学当初から、研究の心構えや発表資料の構成に関するアドバイス等様々な御助力いただきました本学情報科学研究科の杉浦忠男准教授には心から感謝いたします。

筆者は本研究の副指導教員である本学情報科学研究科の中尾恵助教の大学院時代の後輩にあたり、当時より研究において多大のアドバイスやヒントを頂き、私生活においても様々な有益な助言をしていただきました。筆者は修士修了後、博士後期課程へ進学せず、関東のメーカー企業へ就職しましたが、数年後にベンチャー企業への転職を機に再び関西へ戻ってきた。さらに一年半ほど過ぎたところ、筆者の元へ中尾恵助教より一通のメールが届き、一緒に仕事をしないかという誘いの連絡であった。修士時代より尊敬する中尾恵助教と将来的になんらかの仕事を一緒にできればと薄々念じていた筆者には願ってもない機会であり、中尾恵助教が代表研究者となっている研究開発プロジェクトへ加わることとなった。筆者は何とか期待に応えようと久しぶりの研究開発へ尽力し、プロジェクトも無事二年ほど進めた折、湊小太郎教授と中尾恵助教のアドバイスもあり、プロジェクト内のテーマをより深く探求するため、本学情報科学研究科の博士後期課程への進学を決心した。社会人生活と研究生活を両立していくことの難しさを初めて経験したが、湊小太郎教授、杉浦忠男准教授、中尾恵助教および本学情報科学研究科の佐藤哲大助教より日々アドバイスをいただき、在学生活にも大変気を配っていただいたお陰で、プロジェクトと研究の両方で成果を上げることができた。ここに改めて、お世話になった先生方に厚く御礼申し上げます。

本研究に関して、専門的な知見からの確かなアドバイスおよびご指摘をしてくださった和歌山県立医科大学附属病院の吉田宗人教授、木岡雅彦医師に深く感謝します。また、本研究を遂行し、論文に纏めるにあたって、非常に有益なご助言、ご意見を頂きました、京都医療科学大学の高橋隆学長、森正人准教授に御礼申し上げます。さらに、研究開発プロジェクトのコーディネータである JST イノベー

ションプラザ京都の河島俊一郎氏や共同開発企業であるパナソニック・メディカルソリューションズ株式会社の方々にもこの場を借りて御礼申し上げます。

最後に、社会人生活および研究生活を両立していく上で、常に精神的に支えていただきました家族や、闘病生活を送りながら、常々筆者へ励ましの言葉を下さった父親に心より感謝します。

参考文献

- [1] Y. Nakagawa, M. Yoshida, K. Maio, "Microendoscopic discectomy(MED) for surgical management of lumbar disc disease: technical note", The Internet Journal of Spine Surgery, Vol. 2, No 2, 2006.
- [2] 吉田宗人, "内視鏡視下脊椎後方手術の現況と課題 (パネルディスカッション: わが国の脊椎内視鏡下手術の現状と問題点)", 日本整形外科学会雑誌, Vol. 80, No. 11, pp. 857-863, 2006.
- [3] 中川幸洋, 吉田宗人, "頸部脊髄症に対する内視鏡下椎弓切除術 -従来法との比較-", 整形外科最小侵襲手術ジャーナル, No. 48, pp. 48-54, 2008.
- [4] Foley. KT, Smith. MM, "Microendoscopic discectomy", Techniques in Neurosurgery, Vol. 3, pp. 301-307, 1997.
- [5] 吉田宗人, "Microendoscopic discectomy 手術手技の実際/関節鏡手術-最近の進歩", 臨整外, Vol. 37, pp. 1167-1175, 2002.
- [6] 吉田宗人, 麻殖生和博, 角谷英樹, 他, "後方侵入脊椎内視鏡下手術の適応と臨床成績-315 例の検討", 臨整外, Vol. 39, pp. 563-569, 2004.
- [7] 吉田宗人, 中川幸洋, 麻殖生和博, 他, "腰椎椎間板ヘルニアに対する MED の適応と臨床成績", 臨整外, Vol. 40, pp. 371-377, 2005.
- [8] 野村和教, 吉田宗人, "腰椎椎間板ヘルニアに対する内視鏡下椎間板摘出術 (MED 法)", 整形外科看護, Vol. 14, No.12, pp. 17, 2009.
- [9] 吉田宗人 (編著), 中川幸洋, 麻殖生和博 (共著), "内視鏡下脊椎後方手術の実際", 金芳堂, pp. 63-84, 2005.
- [10] 佐藤嘉伸, "外科手術支援システム研究の現状と将来展望", 電子情報通信学会誌, Vol. 89, No. 2, pp. 144-150, 2006.

- [11] 中谷如希, 吉田宗人, 南出晃人, 麻殖生和博, 中尾慎一, ”ナビゲーションシステムを用いた腰部脊柱管狭窄症に対する後方進入鏡視下開窓術”, 脊椎・脊髄神経手術手技, Vol. 8, No. 1, pp. 61 - 64 , 2006.
- [12] 南出晃人, 吉田宗人, 中川幸洋, 麻殖生和博, 川上守, 安藤宗治, ”腰部椎間孔外狭窄の後方進入内視鏡下手術におけるナビゲーションシステムの有用性”, 中部日本整形外科災害外科学会雑誌, Vol. 50, No. 5, pp. 885-886, 2007.
- [13] Loncaric. S, Kovacevic. D, Sorantin. E, ”Semi-automatic active contour approach to segmentation of computed tomography volumes”, Proceedings of SPIE, Vol. 3979, pp. 917-924, 2000.
- [14] G. Hamarneh, J. Yang, C. McIntosh, and M. Langille, ”3D live-wire-based semi-automatic segmentation of medical images”, In SPIE Medical Imaging, Vol. 5747, pp. 1597-1603, 2005.
- [15] 金子健志, 古田康, 石井伸明, 他, ”3次元画像による手術シミュレーションとナビゲーションシステム”, Medical imaging technology, Vol. 18, No. 2, pp. 121-126, 2000.
- [16] 佐藤嘉伸, ”外科手術支援システム研究の現状と将来展望”, 電子情報通信学会誌, Vol. 89, No. 2, pp. 144-150, 2006.
- [17] R. A. Drebin, L. Carpenter, and P. Hanrahan, ”Volume Rendering”, Proc. ACM SIGGRAPH, Vol. 22, No. 4, pp. 65-74, 1988.
- [18] Kim. L, Park. SH, ”Haptic Interaction and Volume Modeling Techniques for Realistic Dental Simulation”, Visual Computing, Vol. 22, pp. 90-98, 2006.
- [19] M. Agus, A. Giachetti, E. Gobbettiet, ”Adaptive Techniques for Real-time Haptic and Visual Simulation of Bone Dissection”, Proc. of IEEE VR '03, pp. 102-109, 2003.
- [20] Anthony Prior, ””On-the-fly” voxelization for 6 degrees-of-freedom haptic virtual sculpting”, Proc. of ACM VRCIA, pp. 263-270, 2006.

- [21] A. Petersik, B. Pflesser, U. Tiede, K. Hohne, R. Leuwer, "Realistic Haptic Interaction in Volume Sculpting for Surgery Simulation. Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling", International Symposium IS4TM 2003, pp. 192-202, 2003.
- [22] B. Pflesser, R. Leuwer, U. Tiede, K.H. Hohne, "Planning and Rehearsal of Surgical In-terventions in the Volume Model", Stud. Health Tech. Inform. Vol. 70, pp. 259-264, 2000
- [23] Mads Solvsten Sorensen, Jesper Mosegaard, Peter Trier, "The Visible Ear Simulator: A Public PC Application for GPU-Accelerated Haptic 3D Simulation of Ear Surgery Based on the Visible Ear Data", Otology and Neurotology, Vol. 30, No. 4, pp. 484-487, 2009.
- [24] 小谷俊明, 南昌平, 高橋和久, 他, "Virtual reality を応用した脊椎外科手術の 3次元シミュレーション", 臨床整形外科, Vol. 40, pp. 425-429, 2004
- [25] M. Levoy, "Efficient Ray-tracing of Volume Data", ACM Transactions on Graphics. Vol. 9, No. 3, pp. 256-261, 1990.
- [26] Huff. R, Dietrich. C. A, Nedel. L. P, Freitas. C. M. D. S, Comba. J. L. D, Olabarriaga. S. D, "Erasing, digging and clipping in volumetric datasets with one or two hands", Proc. of the ACM international conference on Virtual reality continuum and its applications, pp. 271-278, 2006.
- [27] Hung-Li Jason Chen, Faramarz F. Samavati, Mario Costa Sousa, "GPU-based Point Radiation for Interactive Volume Sculpt-ing and Segmentation", The Visual Computer, Vol. 24, No. 7-9, pp. 689-698, 2008.
- [28] Weiskopf D., Engel K., Ertl T., "Interactive clipping techniques for texture-based volume visualization and volume shading", IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, Vol. 9, pp. 298-312, 2003.

- [29] Braddick. O J, "Low-level and high-level processes in apparent motion", Phil. Trans R Soc Lond, B 290, pp. 137-151, 1980.
- [30] M. Woo, J. Neider and T. Davis, "OpenGL Programming プログラミングガイド原著第5版", 第9章, ピアソンエデュケーション, 2006.
- [31] R.J. Rost, "OpenGL Shading Language", Addison-Wesley 社, 2006.
- [32] M. Mori, T. Takahashi, M. Kioka, M. Yoshida, K. Imanishi, M. Nakao, K. Minato, "Volume rendering for improved safety of endoscopic spinal surgery by utilizing the endoscope's lens characteristics", International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, pp. 414, 2010.
- [33] B. Cabral, N. Cam and J. Foran, "Accelerated volume rendering and tomographic reconstruction using texture mapping hardware", Proc. Volume Visualization Symposium, pp. 91-98, 1994.
- [34] B. T. Phong, "Illumination for computer generated pictures", Communications of ACM, Vol. 18, No. 6, pp. 311-317, 1975.
- [35] 中尾恵, 黒田知宏, 湊小太郎, "ボリウムインタラクションのためのマスキングとその実時間処理方法", 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 10, No. 4, pp. 591-598, 2005.
- [36] 古内壽, 小野寺大, 犬飼健, 他, "X線CT多断面再構成画像に関する研究", 東北大学歯学雑誌, Vol. 18, No. 2, pp. 180-186, 1999.
- [37] 原田智久, 三上靖夫, 久保俊一, "腰部脊柱管狭窄症に対する低侵襲手術", 京府医大誌, Vol. 118, No. 4, pp. 237-245, 2009.
- [38] 床井浩平, "GLUTによるOpenGL入門(2)テクスチャマッピング", 工学社, 2008.
- [39] k. Miyamoto, "Fish eye lens", J.Optical Society of America, Vol. 54, No. 8, pp. 1060-1061, 1964.

- [40] Geiger B., R. Kikinis, "Simulation of endoscopy. AAAI Spring Symposium Series", Applications of Computer Vision in Medical Images Processing, Stanford University, pp. 138-140, 1994.
- [41] Rainer Wegenkittl, Tiani Medgraph, Anna Vilanova, Balint Hegedus, Daniel Wagner, Martin C. Freund, Eduard M. Groller, "Mastering Interactive Virtual Bronchoscopy on a Low-End PC", IEEE Visualization 2000, Conference Proceedings, pp. 461-464, 2000.
- [42] Dirk Freudenstein, Dirk Bartz, Martin Merkle, Ulrike Ernemann and Martin Skalej, et al, "A New Virtual Planning System for Neuroendoscopic Interventions", Clinical Neuroradiology, Vol. 10, No. 4, pp. 153-160, 2000.
- [43] Azuma R., Baillet Y., Behringer R, Feiner S., Julier S, MacIntyre B., "Recent advances in augmented reality", IEEE Trans. on Computer Graphics and Applications, Vol. 21, No. 6, pp. 34-47, 2002.
- [44] 福田紀生, 中本将彦, 岡田俊之, 田中啓之, 名井陽, 陳延偉, 佐藤嘉伸, "視鏡手術支援システムのための歪み補正を含めた斜視内視鏡のカメラキャリブレーション方法の比較", IEICE technical report, Vol. 109, No. 407, pp. 87-92, 2010.
- [45] Juho Kannala, Sami S. Brandt, "A Generic Camera Model and Calibration Method for Conventional, Wide-Angle, and Fish-Eye Lenses", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 28, No. 8, pp. 1335-1340, 2006.

付録

A. 研究業績

査読付学術論文

1. K. Imanishi, M. Nakao, M. Kioka, M. Mori, M. Yoshida, T. Takahashi and K. Minato, "Interactive bone drilling using a 2D pointing device to support Microendoscopic Discectomy planning", International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Vol. 5, No. 5, pp. 461-469, 2010.

査読付国際会議発表

1. K. Imanishi, M. Nakao and K. Minato, "Direct Volume Drilling of Internal Structures using a 2D pointing device", ACM SIGGRAPH Asia (poster), Conference DVD-ROM, 2010.
2. K. Imanishi, M. Nakao, M. Kioka, M. Mori, M. Yoshida, T. Takahashi and K. Minato, "Interactive bone drilling using a 2D pointing device to support Microendoscopic Discectomy planning", Proc. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, p. 413, 2010.
3. M. Mori, T. Takahashi, M. Kioka, M. Yoshida, K. Imanishi, M. Nakao and K. Minato, "Volume rendering for improved safety of endoscopic spinal surgery by utilizing the endoscope's lens characteristics", Proc. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, p. 414, 2010.

国内発表

1. 今西勁峰、中尾恵、木岡雅彦、森正人、吉田宗人、高橋隆、湊小太郎, "2D ポインティングデバイスを用いた MED 法のための切削計画支援手法", 第 10 回日本 VR 医学会学術大会, p. 13, 2010

2. 井上 喜仁, 中尾 恵, 今西 勁峰, 木岡 雅彦, 森 正人, 吉田宗人, 高橋 隆, 湊 小太郎, ”内視鏡下脊椎後方手術計画支援のためのボリューム切削システムの開発”, メディカルイメージング連合フォーラム. pp. 31-35, 2010.
3. 森 正人, 木岡 雅彦, 今西 勁峰, 中尾 恵, 吉田 宗人, 湊 小太郎, 高橋 隆, “ 脊椎内視鏡手術における安全性を向上させるための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”, 医療の質・安全学会 第4回学術集会, RP4-05. 2009.
4. 木岡 雅彦, 吉田 宗人, 井上 喜仁, 中尾 恵, 湊 小太郎, 今西 勁峰, 今中 良一, 森 正人, 高橋 隆, ”腰部脊柱管狭窄症に対する脊椎内視鏡手術ナビゲーションシステム”, 第9回日本 VR 医学会学術大会, p. 12, 2009.
5. 森 正人, 高橋 隆, 井上 喜仁, 中尾 恵, 湊 小太郎, 今西 勁峰, 今中 良一, 木岡 雅彦, 吉田 宗人, ”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”, 第9回日本 VR 医学会学術大会, p. 14, 2009.
6. 井上 喜仁, 中尾 恵, 今西 勁峰, 木岡 雅彦, 森 正人, 吉田 宗人, 高橋 隆, 湊 小太郎, ”内視鏡下脊椎後方手術計画支援のためのボリューム切削方法”, 第28回日本医用画像工学会大会, OP6-02, 2009.